

# Comparison of Lower Extremity Joints Kinematics during Squat at Pyramid and Reverse Pyramid Loading: Injury Risk Perspective

Ali Abbasi\*<sup>1</sup>, Alireza Abaei<sup>2</sup>, Hadi Habibi<sup>1</sup>

1. PhD, Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
2. Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Received: 26.April.2019 Revised: 11.July.2019 Accepted: 26.August.2019 Published Online: 31.August.2019

## ABSTRACT

**Background and Aims:** Pyramid and Reverse Pyramid loadings are used in resistance training to increase training load. Although physiological researches have tried to compare these two patterns, the differences between these two patterns on lower extremity joints biomechanics from injury risk have not been understood. The purpose of the present research was to compare hip and knee kinematics during squat at pyramid and reverse pyramid loading.

**Materials and Methods:** A total of 15 amateur bodybuilders from Karaj city voluntarily participated in five Repeated Maximum (5RM) calculation tests as well as a squat test with pyramid and reverse pyramid loading at 60%, 80%, and 100% of 5RM during three days with 48 hours interval. Hip and knee three-dimensional angles were registered with MyoMotion Noraxon motion capture system at 100 Hz frequency during squat tasks. The mean value for peak hip flexion, adduction, and internal rotation, as well as knee flexion and valgus during five squat repeats, were calculated and compared in similar loads during two kinds of pyramid and reverse pyramid loadings.

**Results:** The results of dependent t-test showed that peak hip flexion, adduction, and internal rotation, as well as knee flexion and valgus at similar loads, had significant increase in reverse pyramid loading compared with pyramid loading ( $P \leq 0.05$ ).

**Conclusion:** According to the results of the present study, since the increase in peak value of examined angles is an indicator for increase knee joint injuries, regarding the increase in these peak angles during reverse pyramid loading as compared with pyramid loading, it is suggested that coaches and amateur athletes use pyramid loading during their trainings.

**Keywords:** Joint kinematics; Squat; Pyramid loading; Reverse pyramid loading

How to cite this article: Ali Abbasi, Alireza Abaei, Hadi Habibi. Comparison of Lower Extremity Joints Kinematics during Squat at Pyramid and Reverse Pyramid Loading: Injury Risk Perspective. J Rehab Med. 2020; 9(2):9-16.

## مقایسه کینماتیک مفاصل اندام تحتانی حین اسکوات طی بارگذاری‌های هرمی و هرمی معکوس (از منظر احتمال بروز آسیب)

علی عباسی\*<sup>۱</sup>، علیرضا عبایی<sup>۲</sup>، هادی حبیبی<sup>۱</sup>

۱. استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۲. دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

پذیرش مقاله ۹۸/۰۶/۰۴

بازنگری مقاله ۹۸/۰۴/۲۰

دریافت مقاله ۹۸/۰۲/۰۶

### چکیده

**مقدمه و اهداف:** الگوهای بارگذاری هرمی و هرمی معکوس در تمرینات مقاومتی به منظور افزایش بار تمرین استفاده می‌شود. اگرچه مطالعات فیزیولوژیکی سعی در مقایسه این دو الگو کرده‌اند، با این حال تفاوت این دو الگوی بارگذاری بر بیومکانیک مفاصل اندام تحتانی از منظر خطر آسیب مشخص نشده است. هدف پژوهش حاضر مقایسه کینماتیک مفاصل ران و زانو حین اسکوات طی بارگذاری‌های هرمی و هرمی معکوس بود.

**مواد و روش‌ها:** ۱۵ مرد ورزشکار پرورش اندام آماتور از شهر کرج به صورت داوطلبانه در مطالعه حاضر شرکت کردند. آزمودنی‌ها طی سه روز با فاصله ۴۸ ساعت از یکدیگر، در آزمون‌های محاسبه پنج تکرار بیشینه و اسکوات با بارگذاری هرمی و هرمی معکوس با ۶۰، ۸۰ و ۱۰۰ درصد میزان پنج تکرار بیشینه شرکت کردند. در حین انجام اسکوات داده‌های سه بعدی زوایای ران و زانو توسط دستگاه تحلیل حرکت مایوموشن نوراکسون با فرکانس ۱۰۰ هرتز ثبت شد. میانگین حداکثر زاویه فلکشن، اداکشن و چرخش داخلی ران و فلکشن و والگوس مفصل زانو طی پنج تکرار اسکوات در میزان بار همسان در دو روش بارگذاری هرمی و هرمی معکوس محاسبه و مقایسه شد.

**یافته‌ها:** نتایج آزمون تی وابسته نشان داد حداکثر زاویه فلکشن، اداکشن و چرخش داخلی ران، و حداکثر زاویه فلکشن و والگوس زانو در میزان بار همسان در بارگذاری هرمی معکوس نسبت به بارگذاری هرمی افزایش معناداری دارد ( $P \leq 0.05$ ). نتیجه‌گیری: از آنجا که افزایش حداکثر مقدار در زوایای بررسی شده شاخصی از احتمال بروز آسیب در مفصل زانو می‌باشد، با توجه به افزایش این زوایا در الگوی بارگذاری هرمی معکوس در مقایسه با الگوی هرمی، به مربیان و ورزشکاران مبتدی و نیمه حرفه‌ای پیشنهاد می‌شود در تمرینات خود از الگوی بارگذاری هرمی استفاده کنند.

**واژه‌های کلیدی:** کینماتیک مفاصل؛ اسکوات؛ بارگذاری هرمی؛ بارگذاری هرمی معکوس

نویسنده مسئول: علی عباسی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران  
آدرس ایمیل: abbasi@khu.ac.ir; abbasi.bio@gmail.com

## مقدمه و اهداف

می‌کند و آن را برای همه گروه‌ها مناسب می‌داند.<sup>[۱۱]</sup> از نظر وی فواید این روش، تعداد دوره‌های کمتر، کاهش زمان تمرین، ایجاد پیش‌فعالی عضلانی، استراحت بیشتر بین دوره‌ها و رشد سریع عضلات می‌باشد.<sup>[۱۱]</sup> با مرور این مطالعات مشاهده می‌شود که محققین اکثراً پارامترهای فیزیولوژیکی مانند قدرت و توان را مورد نظر قرار داده‌اند، درحالی‌که انجام مطالعات بیومکانیکی در کنار تغییرات فیزیولوژیکی در طی این تمرینات می‌تواند جنبه‌های مختلفی از جمله کیفیت اجرا و آسیب‌زا بودن حرکات را مورد بررسی قرار دهد.

در مطالعات بیومکانیکی که روی تمرینات مقاومتی مختلف انجام گرفته، اکثراً مقایسه فعالیت الکتریکی عضلانی، کینماتیک و یا کینتیک بین فعالیت‌های مختلف مقاومتی و یا مقایسه بیومکانیک اسکوات در وضعیت‌های مختلف مورد توجه قرار گرفته است. به عنوان مثال، شریا و همکاران (۲۰۱۷) فعالیت الکتریکی و هزینه انرژی وضعیت‌های مختلف اسکوات موازی و اسکوات عمیق حین پاشنه روی زمین و پاشنه جدا از زمین را بررسی و گزارش کردند فعالیت عضلانی و هزینه انرژی بین تمام وضعیت‌های اسکوات متفاوت است و عمق اسکوات و وضعیت قرارگیری پاشنه فعالیت خالص عضلانی و هزینه انرژی را تعیین می‌کند.<sup>[۱۲]</sup> یا در مطالعه‌ای دیگر لهتی و همکاران (۲۰۱۹) تاثیر عرض پاها<sup>۱</sup> روی کینتیک زانو و ران در اسکوات از جلو را بررسی و گزارش کردند زمانی که عرض پاها کمتر باشد، زاویه فلکشن زانو بزرگتر است و همچنین زمانی که عرض پاها بیشتر باشد، نسبت اکستنشن ران به زانو و اداکشن زانو بیشتر است. این محققین گزارش کردند که این مشاهدات می‌تواند توضیحی در مورد عملکرد و پیشگیری از آسیب در زمینه اسکوات با عرض پاهای کمتر و بزرگتر را توجیه کند.<sup>[۱۳]</sup> مرور مطالعات نشان می‌دهد تفاوت بارگذاری‌های هر می و هر می معکوس بیشتر از منظر قدرت، توان و عملکرد فیزیولوژیکی مورد بررسی قرار گرفته است، درحالی‌که بررسی کینماتیکی این حرکت در حین بارگذاری‌های هر می و هر می معکوس می‌تواند از منظر پیش‌بینی بروز آسیب و بهبود عملکرد، به مربیان و ورزشکاران کمک شایانی کند. حال این سوال مطرح است که آیا انواع بارگذاری هر می و هر می معکوس با میزان بارهای مختلف چه تاثیری در کینماتیک مفاصل ران و زانو در حین اسکوات دارد؛ بنابراین هدف از مطالعه حاضر مقایسه کینماتیک مفاصل اندام تحتانی حین اسکوات طی بارگذاری‌های هر می و هر می معکوس بود.

## مواد و روش‌ها

با استفاده از نرم‌افزار G-Power، در سطح معناداری  $\alpha=0/05$  و توان آزمون  $P=0/8$ ، تعداد ۱۵ آزمودنی برای مطالعه حاضر مورد نیاز بود. با فراخوان محقق از تعداد ورزشکاران در دسترس تعداد ۱۵ نفر مرد ورزشکار پرورش اندام کار آماتور و نیمه حرفه‌ای با حداقل سابقه تمرین دو

تمرینات مقاومتی زنجیره حرکتی بسته و چندمفصلی نظیر اسکوات اجزای مهم تمرینات مقاومتی و برنامه‌های بازتوانی می‌باشد که با اهداف افزایش ظرفیت نیروی تولیدی عضلات اندام تحتانی، کاهش ریسک مصدومیت و تمرین تعادل در وضعیت‌های عملکردی مورد استفاده قرار می‌گیرد. این حرکات بنیادی که برای اجرای موفق بسیاری از ورزش‌ها و فعالیت‌های بدنی انجام می‌شود، دارای پیامدهای مستقیم بیومکانیکی و عصبی-عضلانی می‌باشد.<sup>[۱۲-۱۱]</sup> اسکوات به دلیل توانایی درگیر کردن گروه‌های عضلانی مختلف، از بهترین تمرینات چندمفصله برای افزایش ظرفیت و قدرت عضلات و بهبود کیفیت زندگی می‌باشد که شباهت زیادی با بسیاری از فعالیت‌های روزانه نظیر نشستن، برخاستن و بلند کردن اجسام از روی زمین دارد. هم‌چنین در بحث بازتوانی و کلینیکی برای بهبود قدرت عضلات اندام تحتانی و بافت‌های مرتبط با مفاصل آن پس از مصدومیت کاربرد دارد.<sup>[۱-۲]</sup> مطابق با اصول فیزیولوژیکی علم تمرین، برای دستیابی به بالاترین ظرفیت عضلات در حین تمرینات مقاومتی باید اصولی مانند اصل اضافه بار، حجم تمرین، سرعت تمرین و زمان استراحت بین تکرارها و ست‌ها مورد توجه قرار گیرد.<sup>[۳]</sup>

تغییر بار تمرین می‌تواند اثر معناداری بر میزان متابولیسم، ترشح هورمون‌ها، فعالیت سیستم عصبی-عضلانی و واکنش قلبی-عروقی داشته باشد.<sup>[۴]</sup> از طرفی دیگر، استفاده از روش تمرینی با نوبت‌های متعدد برای افزایش قدرت و حجم عضلانی نسبت به روش تمرینی یک‌نوبته برتری دارد که به دلیل فشار بیشتری است که طی نوبت‌های متعدد بر عضله وارد می‌شود.<sup>[۵-۶]</sup> در بین روش‌های گوناگون تمرینات مقاومتی با وزنه، اغلب ورزشکاران از روش هر می و هر می معکوس برای افزایش قدرت استفاده می‌کنند.<sup>[۷]</sup> استفاده از الگوی بارگذاری با افزایش تدریجی بار از یک نوبت تا نوبت بعدی با به‌کارگیری تعداد تکرارهای بیشتر در نوبت با بارهای کمتر سبب افزایش زمان تحت تنش قرار گرفتن عضلانی می‌شود.<sup>[۸]</sup> این ادعا بیان می‌کند که ایجاد خستگی بیشتر موجب فراخوانی عمده واحدهای حرکتی می‌گردد. بر اساس نتایج مطالعات بیشترین افزایش در قدرت و حجم عضلانی زمانی حاصل می‌شود که بیشترین واحد حرکتی به کار گرفته شود.<sup>[۵]</sup> با استفاده از الگوی بارگذاری با کاهش تدریجی بار تمرین از یک نوبت تا نوبت بعدی (هر می معکوس)، استفاده از بارهای بیشینه و نزدیک به بیشینه در نوبت‌های ابتدایی تمرین سبب ایجاد پیش‌فعالی عضلانی می‌شود و با فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر، افزایش قدرت را تحریک می‌کند.<sup>[۹]</sup> مطالعات بسیاری از هر دو روش تمرینی حمایت می‌کنند، به عنوان مثال وید (۲۰۱۴) معتقد است برای آماده‌سازی عضلات تا حد نهایی و رساندن آن‌ها به حد و ماندگی باید از روش هر می استفاده کرد.<sup>[۱۰]</sup> از طرفی دیگر، هرینگ (۲۰۰۲) روش هر می معکوس را به عنوان یکی از بهترین روش‌های افزایش قدرت معرفی

مفاصل اندام تحتانی آنها ثبت می‌شد. بین هر بارگذاری آزمودنی حدود ۲ تا ۴ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. با توجه به اینکه آزمودنی‌ها تمرین کرده بودند و با حرکت اسکوات آشنایی کامل داشتند، این حرکت برای آنها توضیح داده نشد و تنها از آزمودنی‌ها خواسته شد اسکوات در حد ۹۰ درجه انجام دهند و اسکوات عمیق انجام نشود. عرض پاها برای حرکت اسکوات به اندازه عرض شانه هر فرد تعیین شد و در حین انجام حرکات آهنگ حرکت<sup>۱</sup> هر فرد کنترل نمی‌شد تا نزدیک به شرایط تمرینی آزمودنی باشد. دیتاهای مربوط به کینماتیک مفاصل توسط فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه ۴ با فرکانس برش ۶ هرتز فیلتر شد. با استفاده از نرم‌افزار MR3 نوراکسون، میانگین حداکثر زاویه سه‌بعدی مفاصل ران و زانو در هر درصد بار و هر روش بارگذاری محاسبه شد. مقادیر حداکثر زوایای ابداکشن، فلکشن و چرخش داخلی مفصل ران و همچنین فلکشن و والگوس مفصل زانو به عنوان پارامترهای پیشگویی‌کننده بروز آسیب در نظر گرفته و استخراج شد.<sup>[۱۳]</sup>

سیستم آنالیز سه‌بعدی مایوموشن شامل مجموعه‌ای از سنسورها می‌باشد که با استفاده از تکنولوژی حسگرهای اینرسیایی عمل می‌کند. اساس عملکرد آن به ترکیب الگوریتمی معروف است که از اطلاعات یک شتاب‌سنج سه‌بعدی، ژيروسکوپ و مغناطیس‌سنج برای اندازه‌گیری زوایای چرخش سه‌بعدی از هر سنسور در یک فضای مرجع استفاده می‌شود. مزیت استفاده از این دستگاه در مقایسه با دوربین‌های تحلیل حرکت، قابلیت پرتابل بودن این دستگاه و همچنین کاهش ایجاد محدودیت حرکت به واسطه قرارگیری مارکرهای رفلکسی در دوربین‌های تحلیل حرکت است. قبل از هر اندازه‌گیری، سنسورها در محل مورد نظر روی اندام‌ها قرار گرفتند، سپس با توجه به دستورالعمل کالیبراسیون انجام شد و پس از آن اندازه‌گیری‌ها انجام شد. به منظور مقایسه زوایای مفاصل در میزان بار مشابه در دو نوع بارگذاری، از آزمون تی وابسته در سطح معناداری  $\alpha=0/05$  استفاده شد.

### یافته‌ها

نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد تمامی داده‌های پارامترها در میزان بارهای مختلف در بارگذاری هر می و هر می معکوس دارای توزیع نرمال هستند ( $P>0/05$ ). نتایج آزمون تی وابسته نشان داد زاویه فلکشن، ابداکشن و چرخش داخلی ران و فلکشن و والگوس زانو در حین اسکوات در میزان بارهای ۶۰، ۸۰ و ۱۰۰ درصد پنج تکرار بیشینه در بارگذاری هر می معکوس به طور معناداری بیشتر از بارگذاری هر می بود. نتایج میانگین و انحراف استاندارد مقادیر حداکثر زوایای فلکشن، ابداکشن و چرخش داخلی ران و همچنین فلکشن و والگوس زانو در بارگذاری‌های مختلف در بارگذاری هر می و هر می معکوس و نتایج آزمون تی وابسته در جدول ۱ مشاهده می‌شود.

سال مداوم از شهر کرج در این مطالعه شرکت کردند (سن  $27/33 \pm 24/5$  سال، جرم  $71.46 \pm 8.0$  کیلوگرم، قد  $180.6 \pm 3.48$  سانتی‌متر و  $BMI 22.4 \pm 4.5/25$   $(kg/m^2)$ ). آزمودنی‌ها دارای سلامت کامل عصبی-عضلانی و اسکلتی بودند و هیچ‌گونه محدودیت حرکتی و عمل جراحی در بدن و اندام تحتانی نداشتند. قبل از شروع مطالعه هدف از انجام مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد هر گونه سابقه کشیدگی یا پارگی عضلانی در طی سال گذشته را یادآوری کنند تا در صورت عدم توانایی شرکت در مطالعه از تحقیق حذف شوند. در نهایت آنها فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون را مطالعه و امضا کردند. آزمودنی‌ها طی سه روز به محل آزمایشگاه مراجعه کردند. در روز اول محاسبه پنج تکرار بیشینه در حرکت اسکوات انجام شد. در روز دوم با اختلاف ۴۸ ساعت آزمون اسکوات با بارگذاری هر می و روز سوم با اختلاف ۴۸ ساعت، آزمون اسکوات با بارگذاری هر می معکوس انجام شد. برای محاسبه پنج تکرار بیشینه ابتدا گرم کردن عمومی بدن صورت گرفت، سپس از آزمودنی حداکثر وزنه‌ای که تصور می‌کرد می‌تواند تنها پنج تکرار در اجرای حرکت اسکوات موفق پرس کند، سوال شد. پس از آماده کردن وزنه مورد نظر بر روی هالتر، آزمودنی شروع به اجرا کرد. سپس پس از استراحت ۳-۴ دقیقه، با آزمون و خطا مقدار وزنه تغییر داده شد تا به جایی برسد که فقط پنج تکرار در حرکت اسکوات را اجرا کند. بدین منظور اگر در اولین آزمون بیش از ۵ تکرار انجام داده بود، مقدار وزنه بیشتر می‌شد و اگر کمتر از ۵ تکرار انجام داده بود، مقدار وزنه کمتر می‌شد تا به تعداد ۵ تکرار برسد.<sup>[۱۳]</sup>

برای ثبت اطلاعات کینماتیکی سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی، سنسورهای سیستم آنالیز سه‌بعدی مایوموشن (مایوموشن، شرکت نوراکسون آمریکا) در محل‌های مشخص شده قرار گرفت. سنسورها روی ساکروم، هر دو ران، هر دو ساق و هر دو پای آزمودنی‌ها قرار گرفت. آزمودنی‌ها به صورت تصادفی به دو گروه تقسیم شدند و در روز دوم یک گروه حرکت اسکوات را طی بارگذاری هر می و گروه دوم اسکوات طی بارگذاری هر می معکوس انجام دادند. در روز سوم گروه اول اسکوات را طی بارگذاری هر می معکوس و گروه دوم اسکوات طی بارگذاری هر می انجام دادند. قبل از انجام آزمون اصلی، هر آزمودنی مراحل گرم کردن را انجام داد و سنسورهای مایوموشن در محل‌های خود نصب شدند. بارگذاری هر می به این صورت بود که آزمودنی‌ها پنج تکرار حرکات اسکوات با ۶۰٪، ۸۰٪ و ۱۰۰٪ میزان پنج تکرار بیشینه به صورت بارگذاری یکسان انجام داده و در حین حرکت اطلاعات کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی آنها با فرکانس ۱۰۰ هرتز ثبت شد. بارگذاری هر می معکوس به این صورت بود که آزمودنی‌ها حرکت اسکوات را به صورت ۱۰۰٪، ۸۰٪ و ۶۰٪ پنج تکرار بیشینه به صورت هر می معکوس انجام می‌دادند و در این حین اطلاعات کینماتیکی

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد زوایای فلکشن، اداکشن و چرخش داخلی ران، فلکشن و والگوس زانو در بارگذاری های مختلف در بارگذاری هرمی و هرمی معکوس و نتایج آزمون تی وابسته

حداکثر زاویه (درجه)	میزان بار (%)	بارگذاری	میانگین و انحراف استاندارد	نتایج t وابسته	% افزایش نسبت به هرمی
فلکشن ران	۶۰	هرمی	۱۰۵/۶۵±۹/۸۰	P=۰/۰۰۵ و t <sub>۱۴</sub> =۳/۳۶	۹/۴۶
		هرمی معکوس	۱۱۵/۶۵±۶/۵۰		
	۸۰	هرمی	۱۰۷/۷۲±۶/۹۱	P=۰/۰۲۲ و t <sub>۱۴</sub> =۲/۵۷	۶/۲۸
		هرمی معکوس	۱۱۴/۴۹±۷/۶۱		
	۱۰۰	هرمی	۱۰۷/۷۳±۷/۸۰	P=۰/۰۰۲ و t <sub>۱۴</sub> =۳/۷۶	۸/۹۱
		هرمی معکوس	۱۱۶/۹۴±۷/۲۶		
اداکشن ران	۶۰	هرمی	-۳/۰۷±۲/۵۴	P=۰/۰۲۲ و t <sub>۱۴</sub> =۲/۵۶	۱۵/۳۲
		هرمی معکوس	-۵/۲۲±۲/۰۱		
	۸۰	هرمی	-۳/۰۷±۲/۳۸	P=۰/۰۰۶ و t <sub>۱۴</sub> =۳/۲۰	۱۵/۶۵
		هرمی معکوس	-۵/۴۹±۲/۱۴		
	۱۰۰	هرمی	-۳/۸۳±۲/۳۲	P=۰/۰۱۱ و t <sub>۱۴</sub> =۲/۹۳	۱۶/۵۳
		هرمی معکوس	-۵/۹۰±۱/۵۱		
چرخش داخلی ران	۶۰	هرمی	-۳/۰۵±۳/۸۶	P=۰/۰۳۱ و t <sub>۱۴</sub> =۲/۳۹	۱۳/۷۸
		هرمی معکوس	-۶/۴۲±۲/۹۰		
	۸۰	هرمی	-۳/۵۶±۴/۸۱	P=۰/۰۰۸ و t <sub>۱۴</sub> =۳/۰۹	۱۴/۸۵
		هرمی معکوس	-۷/۵۱±۳/۷۹		
	۱۰۰	هرمی	-۳/۸۰±۳/۲۲	P=۰/۰۲۵ و t <sub>۱۴</sub> =۲/۵۰	۱۵/۴۴
		هرمی معکوس	-۶/۲۷±۴/۸۵		
فلکشن زانو	۶۰	هرمی	۹۵/۱۳±۷/۶۸	P=۰/۰۲۴ و t <sub>۱۴</sub> =۲/۵۲	۱۲/۳۶
		هرمی معکوس	۱۰۱/۴۴±۶/۳۶		
	۸۰	هرمی	۹۴/۴۱±۶/۰۹	P=۰/۰۰۶ و t <sub>۱۴</sub> =۳/۲۰	۱۳/۶۳
		هرمی معکوس	۱۰۱/۰۰±۶/۱۹		
	۱۰۰	هرمی	۹۳/۴۷±۷/۷۵	P=۰/۰۰۷ و t <sub>۱۴</sub> =۳/۱۷	۱۴/۴۴
		هرمی معکوس	۱۰۰/۶۲±۶/۰۴		
والگوس زانو	۶۰	هرمی	-۱/۵۹±۳/۱۲	P=۰/۰۰۱ و t <sub>۱۴</sub> =۳/۹۷	۱۵/۵۸
		هرمی معکوس	-۴/۵۷±۲/۷۱		
	۸۰	هرمی	-۱/۶۲±۳/۰۶	P=۰/۰۰۲ و t <sub>۱۴</sub> =۳/۹۲	۱۵/۵۰
		هرمی معکوس	-۵/۳۷±۲/۲۱		
	۱۰۰	هرمی	-۱/۶۳±۲/۳۲	P=۰/۰۱۸ و t <sub>۱۴</sub> =۲/۶۹	۱۴/۸۶
		هرمی معکوس	-۴/۵۹±۳/۵۷		

## بحث

هدف مطالعه حاضر مقایسه کینماتیک مفاصل ران و زانو حین اسکوات طی بارگذاری‌های هرمی و هرمی معکوس بود. از نتایج اولیه این مطالعه (جدول ۱)، تمایل به افزایش در هر دو نوع بارگذاری هرمی و هرمی معکوس، مقادیر حداکثر زوایای اندازه‌گیری شده با افزایش میزان بار بود. این مشاهده می‌تواند به این دلیل باشد که افزایش میزان بار وزنه باعث کاهش کنترل فرد شده و باعث افزایش در حداکثر میزان زوایای اندازه‌گیری شده باشد. با این حال، در حداکثر زاویه فلکشن زانو حالت برعکس داشت، به طوری که در هر دو نوع بارگذاری، با افزایش میزان بار زاویه فلکشن زانو کاهش داشت. این احتمال وجود دارد که با افزایش میزان بار، ورزشکاران به منظور کنترل بار، زوایای فلکشن ران، اداکشن ران و چرخش داخلی ران را افزایش می‌دهند و در مقابل میزان زاویه فلکشن زانو کاهش می‌یابد. به طور کلی، با توجه به اینکه در مطالعه حاضر تنها ۱۵ آزمودنی آماتور مرد حضور داشتند و میزان بار با توجه به پنج تکرار بیشینه آزمودنی‌ها تنظیم شده بود، ممکن است با افزایش تعداد آزمودنی‌ها و یا با تنظیم میزان بار بر اساس یک تکرار بیشینه و یا ده تکرار بیشینه، نتایج متفاوتی مشاهده شود.

در مورد مفصل ران، نتایج مطالعه حاضر نشان داد حداکثر زاویه فلکشن و اداکشن و چرخش داخلی ران حین بارگذاری هرمی معکوس افزایش معناداری نسبت به درصد بار همسان در بارگذاری هرمی دارد. افزایش میزان حداکثر این زوایا در مفصل ران با مکانیسم‌های مرتبط با آسیب مفصل زانو خصوصاً لیگامان متقاطع قدامی ارتباط دارد.<sup>[۱۳]</sup> افزایش در این زوایا می‌تواند در نتیجه کاهش عملکرد عضلات اداکتور ران اتفاق بیفتد که به صورت ثانویه می‌تواند باعث افزایش والگوس دینامیک زانو شود. این احتمال وجود دارد که در نتیجه بارگذاری هرمی معکوس، اعمال بار بیشتر در ابتدای تمرین باعث کاهش کنترل عضلات اندام تحتانی خصوصاً عضلات اداکتور ران جهت حفظ اداکشن و چرخش داخلی ران در حین اسکوات شود و این عامل باعث افزایش این زوایا نسبت به بارگذاری هرمی شده باشد.<sup>[۱۳-۱۶]</sup> با مراجعه به جدول ۱ مشاهده می‌شود که میزان حداکثر چرخش داخلی استخوان ران در بارگذاری هرمی معکوس از میزان بار ۱۰۰٪ به ۸۰٪ افزایش یافته و سپس در نوبت سوم یعنی ۶۰٪ مجدداً کاهش یافته است. این الگو شبیه به حداکثر زاویه والگوس زانو در حین بارگذاری هرمی معکوس می‌باشد. با این حال، در بارگذاری هرمی، از میزان بار ۶۰٪ به ۱۰۰٪، شاهد کاهش زوایا فلکشن، اداکشن و چرخش داخلی ران هستیم که احتمالاً این الگوی بارگذاری می‌تواند با افزایش میزان بار تدریجی، تطابق عضلانی ایجاد کند و در نتیجه باعث کاهش این زوایا شده و در نهایت کاهش احتمال بروز آسیب در زانو را به دنبال داشته باشد.

از دیگر نتایج مطالعه حاضر، این بود که در میزان بارهای یکسان، مقدار زاویه فلکشن زانو در حین بارگذاری هرمی معکوس به طور معناداری بیشتر از این مقدار زاویه در حین بارگذاری هرمی می‌باشد. افزایش زاویه فلکشن زانو در حین حرکت اسکوات به معنی عمق بیشتر حرکت اسکوات است که محققین این افزایش عمق را با افزایش احتمال بروز آسیب در مفصل زانو مانند آسیب لیگامنت متقاطع خلفی زانو مرتبط دانسته‌اند.<sup>[۱۷-۱۸]</sup> با مراجعه به جدول ۱ مشاهده می‌شود که در بارگذاری هرمی، از میزان بار ۶۰٪ به ۱۰۰٪، میزان فلکشن زانو تمایل به کاهش دارد، درحالی‌که در الگوی بارگذاری هرمی معکوس، از میزان بار ۱۰۰٪ به ۶۰٪، میزان فلکشن زانو تمایل به افزایش دارد. اگرچه این میزان کاهش یا افزایش حداکثر زاویه فلکشن زانو بسیار کم می‌باشد، به هر حال باید این موضوع را در نظر گرفت که به منظور حفظ بازه ایمن، حداکثر بار کار برای آزمودنی‌های این مطالعه بر مبنای ۵ تکرار بیشینه انتخاب شد. این احتمال وجود دارد که با افزایش بار کار بر مبنای یک تکرار بیشینه، حداکثر زاویه فلکشن زانو در الگوی بارگذاری هرمی معکوس افزایش بیشتری را نشان دهد که عاملی جهت افزایش خطر آسیب زانو می‌باشد. جهت مشخص کردن این احتمال و ادعا، نیاز به انجام مطالعه مشابه با مشخص کردن بار کار بر مبنای یک تکرار بیشینه آزمودنی‌ها می‌باشد.

یکی دیگر از مشاهدات مطالعه کنونی، این بود که میزان حداکثر زاویه والگوس زانو در حین بارگذاری هرمی معکوس به طور معناداری بیشتر از زاویه والگوس زانو در حین بارگذاری هرمی بود. همچنین در الگوی بارگذاری هرمی، با افزایش بار از ۶۰٪ به ۱۰۰٪، شاهد تغییر چندانی در حداکثر زاویه والگوس زانو نیستیم، درحالی‌که در الگوی بارگذاری هرمی معکوس، با کاهش بار از ۱۰۰٪ به ۸۰٪، افزایش یک درجه در حداکثر زاویه والگوس زانو مشاهده می‌شود. محققین شاخص حداکثر زاویه والگوس دینامیک زانو را به عنوان شاخصی برای افزایش احتمال بروز آسیب در مفصل زانو و خصوصاً آسیب لیگامنت متقاطع قدامی زانو معرفی کرده‌اند.<sup>[۱۹]</sup> در بارگذاری هرمی معکوس، فرد ابتدا بیشترین مقدار بار را پرس می‌کند و پس از آن در ست‌های بعدی بار کاهش می‌یابد. این احتمال وجود دارد که عضلات فرد در ابتدای حرکت از آمادگی کامل جهت کنترل مقدار بیشینه وزنه برخوردار نباشد؛ بنابراین باعث ایجاد حرکات جبرانی در ران و زانو شود که عاملی خطر زا محسوب می‌شود. همچنین این عدم آمادگی اولیه احتمالاً می‌تواند باعث تداخل عملکرد و کاهش توانایی عضلات عمل‌کننده بر زانو در تکرارهای بعدی شده و در نهایت باعث افزایش میزان حداکثر زاویه والگوس زانو شود. از طرفی دیگر، در بارگذاری هرمی با توجه به اینکه مقدار وزنه به تدریج طی ست‌ها افزایش می‌یابد، عضلات فرد به مرور با مقدار بار وارده تطابق می‌یابد و در نتیجه کنترل حرکتی بهتری در اجرای حرکت

واسطه افزایش بار تدریجی می‌تواند عضلات فرد را آماده سازد و توانایی کافی جهت کنترل مقدار بار و حفظ عمق اسکوات را برای وی ایجاد کند.

### نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد الگوی بارگذاری هرمی معکوس می‌تواند باعث افزایش زوایای فلکشن، اداکشن و چرخش داخلی ران و همچنین افزایش زوایای والگوس و فلکشن زانو شود که عاملی برای افزایش احتمال بروز آسیب در اندام تحتانی خصوصاً مفصل زانو است؛ بنابراین به مربیان و ورزشکاران مبتدی و نیمه‌حرفه‌ای پیشنهاد می‌شود ترجیحاً از تمرینات هرمی در برنامه‌های تمرین وزنه خود استفاده کنند. با این حال، در این مطالعه تنها میزان بارهای ۶۰، ۸۰ و ۱۰۰ درصد پنج تکرار بیشینه مورد بررسی قرار گرفت و این احتمال وجود دارد که در بارگذاری‌های ده تکرار بیشینه و یا یک تکرار بیشینه نتایج متفاوتی مشاهده شود؛ بنابراین جهت مشخص شدن تفاوت‌های الگوی بارگذاری بر بیومکانیک و احتمال بروز آسیب، نیاز به انجام مطالعات بیشتر در این زمینه بر روی آزمودنی‌های با جنسیت مختلف و با سطح آمادگی جسمانی مختلف می‌باشد.

خواهد داشت، و نتیجه، کاهش ایجاد حرکات جبرانی در مفصل ران و زانو و کاهش احتمال بروز آسیب خواهد بود. اساس تمرینات مقاومتی هرمی بر این است که با شروع تمرین با میزان باری کمتر از یک تکرار بیشینه، واحدهای حرکتی کوچکتر (تندانقباض) درگیر می‌شود. با افزایش میزان بار کار، واحدهای حرکتی کوچکتر خسته شده و نیاز به فراخوانی واحدهای حرکتی بزرگتر (تندانقباض) می‌باشد تا بتواند میزان بار را تحمل کند. اعتقاد بر این است که با افزایش بار کار به میزان حداکثر، تمام واحدهای حرکتی درگیر می‌شود، در نتیجه باعث افزایش قدرت عضلانی و حجم عضلانی می‌شود. از طرفی دیگر، در تمرینات هرمی معکوس، اعتقاد بر این است که استفاده از بارهای بیشینه و تکرارهای کم، با فراخوانی واحدهای حرکتی تندانقباض و اعمال فشار بر دستگاه‌های عصبی-عضلانی و با تغییر در فعالیت عصبی عضله موجب افزایش بیشتری در قدرت عضلانی می‌شود. [۲۰، ۲۱] موارد ذکر شده مربوط به اساس فیزیولوژیکی تمرینات مختلف می‌باشد. با استناد به نتایج مطالعه حاضر، این احتمال وجود دارد که تمرینات هرمی معکوس در ابتدای تمرین بار مضاعفی را بر اندام تحتانی وارد کنند، بنابراین باعث ایجاد حرکات جبرانی در مفصل ران و همچنین عدم کنترل کافی فرد جهت حفظ عمق اسکوات در منطقه ایمن می‌شود. از طرفی دیگر، احتمالاً تمرینات هرمی به

### منابع

1. Fleck SJ, Kraemer W. Designing resistance training programs, 4E. Human Kinetics; 2014.
2. Kritz M, Cronin J, Hume P. The bodyweight squat: A movement screen for the squat pattern. Strength Cond J. 2009;31(1):76-85.
3. Kenney WL, Wilmore JH, Costill DL. Physiology of sport and exercise. Human kinetics; 2015.
4. Haudum A, Birklbauer J, Müller E. The effect of an acute bout of rubber tube running constraint on kinematics and muscle activity. J Sports Sci Med. 2012;11(3):459.
5. Stone MH, Collins D, Plisk S, Haff G, Stone ME. Training principles: Evaluation of modes and methods of resistance training. Strength Cond J. 2000;22(3):65.
6. Romanazzi M, Galante D, Sforza C. Intralimb joint coordination of the lower extremities in resistance training exercises. J Electromyogr Kinesiol. 2015;25(1):61-8.
7. Foran B. High-performance sports conditioning. Human Kinetics; 2001
8. Tan B. Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review. J Strength Cond Res. 1999;13(3):289-304.
9. Lloyd RS, Faigenbaum AD, Stone MH, Oliver JL, Jeffreys I, Moody JA, et al. Position statement on youth resistance training: the 2014 International Consensus. Br J Sports Med. 2014;48(7):498-505.
10. Wade SM, Pope ZC, Simonson SR. How prepared are college freshmen athletes for the rigors of college strength and conditioning? A survey of college strength and conditioning coaches. J Strength Cond Res. 2014;28(10):2746-53.
11. Herring R. Reverse pyramid training. Strength Cond J cond Res. 2002;25(3):213-31.
12. Sahasrabudhe SS, Agarwal BM, Mullerpatan RP. Comparison of muscle activity and energy cost between various bodyweight squat positions. Clin Kinesiol J Am Kinesiotherapy Assoc. 2017;71(2):19-25.
13. Lahti J, Hegyi A, Vigotsky AD, Ahtiainen JP. Effects of barbell back squat stance width on sagittal and frontal hip and knee kinetics. Scand J Med Sci Sports. 2019;29(1):44-54.
14. van Dieën JH, Hoozemans MJM, Toussaint HM. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. Clin Biomech. 1999;14(10):685-96.
15. Warner MB, Wilson DA, Herrington L, Dixon S, Power C, Jones R, et al. A systematic review of the discriminating biomechanical parameters during the single leg squat. Phys Ther Sport. 2019;
16. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. J Strength Cond Res. 2010;24(12):3497-506.
17. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint

- dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2003;33(11):639–46.
18. Lynn SK, Noffal GJ. Lower extremity biomechanics during a regular and counterbalanced squat. *J Strength Cond Res.* 2012;26(9):2417–25.
19. Comfort P, Jones PA, Smith LC, Herrington L. Joint kinetics and kinematics during common lower limb rehabilitation exercises. *J Athl Train.* 2015;50(10):1011–8.
20. Botton CE, Radaelli R, Wilhelm EN, Rech A, Brown LE, Pinto RS. Neuromuscular adaptations to unilateral vs. bilateral strength training in women. *J strength Cond Res.* 2016;30(7):1924–32.