Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

March & April 2024. Volume 13. Num 1

Research Paper

The Effect of Pyramid and Reverse Pyramid Loadings on Spine and Pelvis Coordination Variability During Squat

Mostafa Sajedi Nia[1], ***Ali Abbasi**[1, 2], **Mehdi Khaleghi Tazji**[1], **Hamed Fadaie**[1]

1. Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
2. Department of Sport Sciences, Faculty of Education and Psychology, Shiraz University, Shiraz, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Sajedi Nia M, Abbasi A, Khaleghi Tazji M, Fadaie H. [The Effect of Pyramid and Reverse Pyramid Loadings on Spine and Pelvis Coordination Variability During Squat (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(1):194-207. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.1.13

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.1.13

ABSTRACT

Background and Aims Pyramid and reverse pyramid loading patterns are used to increase the training load in resistance training. Although physiological studies have attempted to compare the two patterns, the difference between the two loading patterns on the biomechanics of the spine and pelvis has not been determined. This study aimed to investigate the effect of pyramid and inverted pyramid loadings on spinal and pelvic coordination variability in squat movement.

Methods Twelve bodybuilding athletes in Tehran City, Iran, voluntarily participated in this study. The subjects performed squat movements as the pyramid and reverse pyramid at intensities of 50%, 70%, and 90% of ten maximum repetitions. Then, the kinematic information of the three segments of their spine and pelvis was recorded. Coordination and variability coordination were calculated using a modified vector coding method.

Results The results of repeated measures analysis of variance showed a significant difference in the coordination pattern for pelvic-lower back coordination, lower-back to lower-trunk spine, and lower-trunk-to-upper-trunk spine in the intensity of 50%. A significant difference was observed in the coordination pattern, with an intensity of 70% for the lower back and lower trunk spine. Also, no statistical significance was observed between the pyramidal and inverted pyramidal loading types for spine and pelvis coordination.

Conclusion According to the results of increasing the load in pyramid loading and decreasing the load in reverse loading, the coordination of distal couplings affected the sagittal plane more than the proximal one. It is recommended to use the reverse pyramid method for exercises and be more careful when performing pyramid exercises.

Keywords Pyramid loading, Reverse pyramid loading, Coordination variability, Squat

Received: 22 Apr 2022
Accepted: 08 May 2022
Available Online: 20 Mar 2024

Corresponding Author:
Ali Abbasi
Address: Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel: +98 (912) 7305114
E-Mail: a.abbasi81@saadi.shirazu.ac.ir

Copyright © 2024 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Extended Abstract

Introduction

Resistance training, such as squats, is one of the most essential exercises for all athletes. It is also performed as a rehabilitation exercise in musculoskeletal patients. Also, it increases the quality of life in normal people. Among the various methods of resistance training with weights, most athletes use the pyramid and inverted pyramid methods to increase strength. One of the most vulnerable parts of this heavy workout is the lumbar region, and deviations from a neutral spine alignment while performing squats can be considered a risk for low back pain in the future. Many studies have examined the biomechanics of squats. However, these studies considered the spine a single segment, whereas recent research shows that the lower and upper parts of the spine can move differently.

According to studies, examining the movement of the spine in a multisegmental fashion can help understand better how the injury happens. Also, identifying the correct coordination between the limbs using nonlinear analysis methods, such as vector coding, can be helpful for studying movement patterns to find risk factors that lead to musculoskeletal injury. It can also be seen that few studies, from the perspective of coordination and variability of coordination of the joints of the spine and pelvis during different loading, have been conducted using nonlinear analysis. The question now is whether the results of resistance training can have a different effect on the coordination patterns of the spine and pelvis.

Materials and Methods

A total of 12 bodybuilding athletes in Tehran City, Iran (Mean±SD age: 24±4 years, Mean±SD weight: 72.25±7.31 kg, Mean±SD height: 176.00±7.08 cm, and Mean±SD training background: 3±1.3 years) voluntarily participated in this study and provided the consent form and personal information. The implementation of this study was approved by the Ethics Committee of the Sports Science Research Institute. To capture the kinematic data of the coordination of the spine and pelvis, a motion capture system equipped with 7 cameras based on a biomechanical model of three limbs of the spine with a sampling rate of 200 frames per second was used. To record the kinematic data by motion analysis system, the anthropometric dimensions of the subjects were first measured.

Then, based on the lower limb cluster marking model and the three-limbed model of the spine, the markers were installed on the landmarks of the subject's body. At first, a static test was performed standing in an anatomical position. The subjects used a stationary bicycle for 5 minutes to warm up. Subjects then performed five repetitions of squat movement in a pyramidal manner with intensities of 50%, 70%, and 90% of ten maximum repetitions, and kinematic information was recorded. The subject rested for 2-4 minutes between each load. Forty-eight hours later, the subjects performed the same amount of loading in an inverted pyramid at intensities of 90%, 70%, and 50% of ten maximum repetitions, and their kinematic information was recorded. The recorded data were labeled and filled using Nexus 2.8.1 software. The data were then filtered with a low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 6 Hz. The squat movement cycles were separated using the vertical position of the marker placed on the ASIS subjects.

Then, ProCalc 2,1,2 software was used to build a three-segment model of the spine and pelvic segment. For temporal normalization, the data obtained from the movement cycles from the beginning of the eccentric phase to the end of the knee flexion position as the first phase of the movement were temporally normalized to 50 points, and from the beginning of the concentric phase to the end of the movement and the maximum knee extension as the second phase to 50 points. Thus, all movement cycles were normalized to 100 points, and the coordination and variability of the pelvic segment to lower back segment (PL/LB), lower back segment to lower trunk segment (LB/LT), and lower trunk segment to upper trunk segment (LT/UT) were calculated using vector coding method. Also, coordination data were shown as abundance and variability data as time series in the graphs.

Results

According to the research findings, PL/LB coordination in the sagittal plane in pyramid and inverted pyramid loading showed a pattern of coordination in pyramid loading compared to inverted pyramid loading at 50% of ten repetitions of maximum squat motion in the eccentric phase between 90-45 degrees in-phase increases significantly with the dominance of the distal segment (PL). In this phase, PL moves more and more forward than LB, and the pressure distribution in this segment is higher than in the upper segment. This unequal pressure distribution may increase the potential for injury in athletes' PL. Also, by examining the results of LB/LT coordination patterns on the sagittal plane, it is observed that at 50% intensity, the ten repetitions of the maximum squat motion in the

concentric phase increase significantly in the pyramid loading of the coordination patterns between 135-90 degrees as anti-phase with the dominance of the distal segment (LB).

Increasing the intensity from 50% to 70% of 10 maximum repetitions in the eccentric phase between 360 and 315 reduces the anti-phase coordination with the dominance of the distal segment (LT). It can be concluded that in pyramid loading at high intensities, the pressure distribution on the LB segment is higher, which can increase the potential for injury at high intensities in the LB segment in the concentric phase in athletes, in which case the flexion transfer to the LB extension is well This pattern leads to poor lumbar-pelvic rhythm and harder movement to the spine, putting more pressure on the lumbar spine. Also, by examining the results of LT/UT coordination patterns on the sagittal plate, it was observed that at the intensity of 50% of 10 repetitions of the maximum squat motion in the concentric phase, the in-phase coordination patterns increase significantly with the dominance of the distal segment (LT). Therefore, it can be said that in pyramid loading, LT is 50% stronger and more forward than UT, and the pressure distribution on the LT segment occurs more frequently.

Conclusion

According to the results of increasing the load in pyramid loading and decreasing the load in reverse loading, the coordination of distal couplings affected the sagittal plane more than the proximal. It is recommended to use the reverse pyramid method for exercises and be more careful when performing pyramid exercises.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

Ethical approval was obtained from the ethics committee of the Sports Sciences Research Institute of Iran (Code: IR.SSRI.REC.2022.12420.1546)

Funding

This article was extracted from the master's thesis of Mostafa Sajedi Nia, at the Department of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

Conceptualization and Supervision: Ali Abbasi; Methodology: Mostafa Sajedi Nia and Ali Abbasi; investigation, writing, and review & editing: All authors; data collection: Mostafa Sajedi Nia and Hamed Fadaie; data analysis: Mostafa Sajedi Nia, Hamed Fadaie, and Ali Abbasi.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank all athletes who participated in this research for their cooperation.

مقاله پژوهشی

تأثیر دو نوع بارگذاری هرمی و هرمی معکوس بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در حرکت اسکوات

مصطفی ساجدی‌نیا[۱]، *علی عباسی[۲،۱]، مهدی خالقی تازجی[۱]، حامد فدایی[۱]

۱. گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۲. گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Sajedi Nia M, Abbasi A, Khaleghi Tazji M, Fadaie H. [The Effect of Pyramid and Reverse Pyramid Loadings on Spine and Pelvis Coordination Variability During Squat (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(1):194-207. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.1.13

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.1.13

چکیده

مقدمه و اهداف الگوهای بارگذاری هرمی و هرمی معکوس در تمرینات مقاومتی به منظور افزایش بار تمرین استفاده می‌شود. مطالعات فیزیولوژیکی سعی در مقایسه این دو الگو کرده‌اند، بااین‌حال تفاوت این دو الگوی بارگذاری بر بیومکانیک ستون فقرات و لگن مشخص نشده است. مطالعه حاضر با هدف بررسی تأثیر دو نوع بارگذاری هرمی و هرمی معکوس بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در حرکت اسکوات بود.

مواد و روش‌ها در این مطالعه ۱۲ فرد ورزشکار پرورش اندام شهر تهران به‌طور داوطلبانه شرکت کردند. آزمودنی‌ها حرکت اسکوات را به‌صورت هرمی و هرمی معکوس در شدت‌های ۵۰، ۷۰ و ۹۰ درصد با ۱۰ تکرار بیشینه انجام دادند و اطلاعات کینماتیکی سه اندام ستون فقرات و لگن آن‌ها ثبت شد. هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی با استفاده از روش وکتورکدینگ اصلاح‌شده محاسبه شد.

یافته‌ها نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری نشان داد برای هماهنگی لگن به پایین کمر و برای هماهنگی پایین کمر به ستون فقرات تحتانی سینه‌ای و ستون فقرات تحتانی سینه‌ای به ستون فقرات فوقانی سینه‌ای تفاوت معناداری در الگوی هماهنگی در شدت ۵۰ درصد مشاهده شد و برای هماهنگی کمر به ستون فقرات تحتانی سینه‌ای تفاوت معناداری در الگوی هماهنگی در شدت ۷۰ درصد مشاهده شد. همچنین برای تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن هیچ‌گونه معناداری آماری بین دو نوع بارگذاری هرمی و هرمی معکوس مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری طبق نتایج افزایش بار در بارگذاری هرمی و کاهش بار در بارگذاری معکوس، هماهنگی کوپلینگ‌های دیستال را بیشتر از پروگزیمال در صفحه ساجیتال تحت تأثیر قرار داد. توصیه می‌شود از روش هرمی معکوس برای انجام تمرینات استفاده شود و در انجام تمرینات هرمی بیشتر احتیاط شود.

کلیدواژه‌ها بارگذاری هرمی، بارگذاری هرمی معکوس، تغییرپذیری هماهنگی، اسکوات

تاریخ دریافت: ۰۲ اردیبهشت ۱۴۰۱
تاریخ پذیرش: ۱۸ اردیبهشت ۱۴۰۱
تاریخ انتشار: ۰۱ فروردین ۱۴۰۳

* **نویسنده مسئول:**
علی عباسی
نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی.
تلفن: ۷۳۰۵۱۱۴ (۹۱۲) ۹۸+
رایانامه: a.abbasi81@saadi.shirazu.ac.ir

Copyright © 2024 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه

تمرینات مقاومتی مانند اسکوات به‌عنوان یکی از مهم‌ترین تمرینات در بین تمام ورزشکاران است که همچنین به‌عنوان تمرینات بازتوانی در بیماران اسکلتی‌عضلانی و یا تمرینات برای افزایش کیفیت زندگی در افراد عادی انجام می‌شود [۱] و به‌دلیل مشابهت زیادی که با بسیاری از فعالیت‌های روزانه نظیر نشستن، برخاستن و بلند کردن اجسام از روی زمین دارند به عموم مردم و ورزشکاران توصیه می‌شود [۲]. اگرچه مطالعات مشخص کرده‌اند که وجود سازگارهای عصبی عامل اصلی افزایش قدرت در مراحل اولیه تمرینات مقاومتی است [۳]، اما اثر متقابل بین شدت و حجم تمرین ممکن است در تعیین دامنه مطلوب سازگاری با تمرین مقاومتی بیشترین نقش را داشته باشد [۴]. 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 گیرند [۵]. تغییر بار تمرین می‌تواند اثرات معنی‌داری بر میزان متابولیسم، ترشح هورمون‌ها، فعالیت سیستم عصبی‌عضلانی و واکنش قلبی‌عروقی داشته باشد [۶].

از طرفی استفاده از روش تمرینی با نوبت‌های متعدد برای افزایش قدرت و حجم عضلانی نسبت به روش تمرینی یک‌نوبتی برتری دارد و آن هم به‌دلیل فشار بیشتری است که طی نوبت‌های متعدد بر عضله وارد می‌شود [۷]. در بین روش‌های گوناگون تمرینات مقاومتی با وزنه، اغلب ورزشکاران از روش هرمی[1] و هرمی معکوس[2] برای افزایش قدرت استفاده می‌کنند [۸]. استفاده از الگوی بارگذاری با افزایش تدریجی بار از یک نوبت تا نوبت بعدی با به‌کارگیری تعداد تکرارهای بیشتر در یک نوبت با بارهای کمتر (هرمی) سبب حفظ شدت تمرین در سطح بیشینه می‌شود [۹]. این ادعا بیان می‌کند که ایجاد خستگی بیشتر موجب فراخوانی عمده واحدهای حرکتی می‌شود [۱۰]. براساس نتایج مطالعات، بیشترین افزایش در قدرت و حجم عضلانی زمانی حاصل می‌شود که بیشترین واحد حرکتی به کار گرفته شود [۱۱]. با استفاده از الگوی بارگذاری با کاهش تدریجی بار تمرین از یک نوبت تا نوبت بعدی (هرمی معکوس)، استفاده از بارهای بیشینه و نزدیک به بیشینه در نوبت‌های ابتدایی تمرین سبب ایجاد پیش‌جبرانی عضلانی می‌شود و با فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر، افزایش قدرت را تحریک می‌کند [۱۲].

مطالعات بسیاری از هر دو روش تمرینی هرمی و هرمی معکوس حمایت می‌کنند، به‌عنوان‌مثال وید و همکاران معتقدند برای آماده‌سازی عضلات تا حد نهایی و رساندن آن‌ها به حد واماندگی باید از روش هرمی استفاده شود [۱۳]. از طرفی دیگر، هرینگ روش هرمی معکوس را به‌عنوان یکی از بهترین روش‌های افزایش قدرت معرفی می‌کند و آن را برای همه گروه‌ها مناسب می‌داند. از نظر وی فواید این روش عبارت است از تعداد دوره‌های کمتر، کاهش زمان تمرین، ایجاد پیش‌فعالی عضلانی، استراحت بیشتر بین دوره‌ها و رشد سریع عضلات [۱۴]. حشمتی و همکاران در بررسی الکترومایوگرافی عضلات در اجرای ددلیفت به روش هرمی و هرمی معکوس در زنان تمرین‌کرده پرداختند و به این نتیجه رسیدند که هر دو الگوی بارگذاری هرمی و هرمی معکوس در حرکت ددلیفت باعث درگیری مشابه عضلات اندام تحتانی در دختران شد و بیان کردند استفاده از تمرینات هرمی به‌دلیل ایجاد امنیت در ثبات مفصل و کاهش احتمال بروز آسیب در مفصل منطقی‌تر است [۱۵].

تمرینات مقاومتی زنجیره حرکتی بسته و چندمفصلی نظیر اسکوات، اجزای مهم تمرینات مقاومتی و برنامه‌های بازتوانی می‌باشد. این حرکت بنیادی که برای اجرای موفق بسیاری از ورزش‌ها و فعالیت‌های بدنی انجام می‌شود، دارای پیامدهای مستقیم بیومکانیکی و عصبی‌عضلانی می‌باشد [۱۶]. بنابراین درک بیومکانیک اسکوات اهمیت بزرگی برای دستیابی به توسعه بهینه عضلانی و کاهش آسیب‌های مرتبط با تمرین دارد که یکی از این قسمت‌های آسیب‌پذیر در هنگام انجام تمرینات سنگین به‌خصوص اسکوات و ددلیفت، ناحیه کمر است. انحراف از یک راستای مناسب ستون فقرات خنثی در حین اجرای حرکت اسکوات را می‌توان خطری برای کمردرد در آینده دانست [۱۷]. هنگام ارزیابی الگوهای حرکتی برای حرکتی مانند اسکوات، درواقع یادآوری تنوع ذاتی در سیستم حرکتی انسان مهم است [۱۸، ۱۹].

مطالعات بسیاری به بررسی بیومکانیک اسکوات پرداختند. برای مثال، گولت و همکاران به مقایسه بیومکانیکی اسکوات عقب و جلو در افراد تمرین‌کرده سالم پرداختند. نتایج نشان داد که اسکوات از جلو در مقایسه با اسکوات از پشت برای افراد دارای مشکلات زانو نظیر پارگی مینیسک و یا درکل برای سلامتی بیشتر مفصل زانو می‌تواند مفیدتر باشد [۲۰]. هالز و همکاران به تحلیل کینماتیکی اسکوات پاورلیفتینگی و ددلیفت مرسوم حین مسابقه برای پیدا کردن اثر متقابل پرداختند. نتایج نشان داد که اسکوات یک حرکت هم‌زمان و سینرژیک است، درحالی‌که ددلیفت حرکتی پی‌درپی و متوالی است [۲۱].

سوینتون و همکاران به مقایسه بیومکانیکی اسکوات سنتی، اسکوات پاورلیفتینگ و باکس اسکوات پرداختند. ۱۲ پاورلفت کار حرفه‌ای حرکات را با ۳۰، ۵۰ و ۷۵ درصد مقدار یک تکرار بیشینه خود انجام دادند. در اسکوات سنتی، مرکز جرم[3] جابه‌جایی به سمت جلو اما در دو حالت دیگر به سمت عقب دارد که موجب اثر

1. Pyramid Loading
2. Reverse Pyramid Loading
3. Center of Mass (COM)

معناداری بر تعداد پیک گشتاور مفصل به‌خصوص در مچ می‌شود [۲۲]. عباسی و همکاران به مقایسه کینماتیک مفاصل اندام تحتانی حین اسکوات طی بارگذاری‌های هرمی و هرمی معکوس پرداختند و نتایج نشان داد باتوجه‌به افزایش زوایا در الگوی بارگذاری هرمی معکوس در مقایسه با الگوی هرمی، مربیان و ورزشکاران می‌توانند در تمرینات خود از الگوی بارگذاری هرمی استفاده کنند [۱۶].

در سال‌های اخیر تحقیقات بسیاری درزمینه هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی لگن و ستون فقرات در طی حرکات ورزشی انجام شده است. بااین‌حال، این مطالعات ستون فقرات را به‌عنوان تک‌بخشی در نظر گرفتند، درحالی‌که تحقیقات اخیر نشان داد که قسمت‌های تحتانی و بالایی ستون فقرات می‌توانند متفاوت حرکت کنند [۲۳]. در مطالعات انجام‌شده در این زمینه علیجانپور و همکاران به بررسی تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در قایقرانان با و بدون کمردرد مزمن در حین قایقرانی پرداختند و به این نتیجه رسیدند که قایقرانان با کمردرد مزمن نمی‌توانند الگوی هماهنگی خود و تغییرپذیری آن را با افزایش شدت تطبیق دهند و حرکت در زنجیره کینماتیکی از لگن تا اندام فوقانی تنه[4] در اتصال ستون فقرات به لگن متوقف می‌شود [۲۳].

همچنین فدایی و همکاران با بررسی تأثیر استفاده از کمربند پاورلیفتینگ بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در حین ددلیفت با بارهای مختلف به این نتیجه رسیدند که در اجرای حرکت ددلیفت با استفاده از کمربند پاورلیفتینگ، هماهنگی هم‌فاز[5] در دو فاز کانسنتریک و اکسنتریک یک الگوی غالب به‌خصوص برای کوپل لگن به پایین کمر[6] است و مشاهده شد که هماهنگی از نوع هم‌فاز در هردو فاز بیشتر در ابتدای حرکت و در شدت‌های بالا (۹۰درصد) اتفاق می‌افتد. بنابراین استفاده از کمربند به‌خصوص در شدت‌های بالا باعث انتقال بهتر حرکت از اندام پروگزیمال به اندام دیستال می‌شود که این عمل می‌تواند فشار را بر روی کمر کاهش دهد و باعث جلوگیری از آسیبدیدگی و درد در ناحیه کمر شود [۲۴].

با مرور مطالعات مشخص می‌شود که ستون فقرات ساختار آناتومیکی چند بخشی و بسیار پیچیده‌ای دارد و ازآنجایی‌که از سه اندام متصل به هم تشکیل شده است، حرکت اندام‌های بالاتر می‌تواند بر اندام‌های پایینی اثرگذار باشد و برعکس [۲۵]. بنابراین بررسی حرکت ستون فقرات و لگن به‌صورت سه اندامی با استفاده از روش تجزیه‌وتحلیل غیرخطی، مانند کدگذاری برداری یا تحلیل فاز نسبی پیوسته می‌تواند از منظر پیش‌بینی بروز آسیب و بهبود عملکرد، به مربیان و ورزشکاران کمک شایانی کند [۲۳]. همچنین در مطالعات انجام‌شده، تفاوت بارگذاری‌های هرمی و هرمی معکوس بیشتر از منظر قدرت، توان و عملکرد فیزیولوژیکی مورد بررسی قرار گرفته و توجه کمی به تغییرپذیری هماهنگی مفاصل اندام‌ها در حین تمرینات مقاومتی باتوجه‌به نوع بارگذاری شده است. حال این سؤال مطرح است که انواع بارگذاری هرمی و هرمی معکوس با میزان بارهای مختلف چه تأثیری در تغییرپذیری هماهنگی مفاصل ستون فقرات و لگن در حین اسکوات دارد. بنابراین هدف از مطالعه حاضر مقایسه تغییرپذیری هماهنگی مفاصل ستون فقرات و لگن حین اسکوات طی بارگذاری‌های هرمی و هرمی معکوس بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه ۱۲ ورزشکار پرورش اندام در شهر تهران (سن: ۲۴±۴ سال، وزن: ۷۲/۲۵±۷/۳۱ کیلوگرم، قد: ۱۷۶/۰۰±۷/۰۸ سانتی‌متر، سابقه تمرین ۳±۳/۱ سال) به‌صورت داوطلبانه شرکت کردند. قبل از شروع آزمون، تمام مراحل انجام آزمون برای همه آزمودنی‌ها شرح داده شد و فرم رضایت‌نامه و اطلاعات فردی را تکمیل و امضا کردند. اجرای این مطالعه توسط کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی تأیید شد. ۴۸ ساعت قبل از تست اصلی، آزمون ۱۰ تکرار بیشینه آزمودنی‌ها براساس حداکثر وزنه‌ای که فقط قادر به یک مرتبه اسکوات آن بودند محاسبه شد.

برای ثبت دیتای کینماتیکی هماهنگی ستون فقرات و لگن از سیستم موشن کپچر[7] مجهز به ۷ دوربین براساس مدل بیومکانیکی سه اندامی ستون فقرات با نرخ نمونه‌برداری ۲۰۰ فریم بر ثانیه استفاده شد. برای ثبت دیتای کینماتیکی به‌وسیله سیستم تحلیل حرکت ابتدا ابعاد آنتروپومتریک آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. سپس براساس مدل مارکرگذاری کلاستر اندام تحتانی و مدل سه اندامی ستون فقرات، مارکرها روی لندمارک‌های بدن آزمودنی‌ها نصب شدند (تصویر شماره۱) [۱۷].

در ابتدا یک تست استاتیک به‌صورت ایستاده در حالت آناتومیک گرفته شد. برای آمادگی قبل از اجرای آزمون، آزمودنی‌ها به‌مدت ۵ دقیقه از دوچرخه ثابت به‌منظور گرم کردن استفاده کردند. آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی به دو گروه تقسیم شدند. در روز اول ۵ تکرار حرکت اسکوات را یک گروه طی بارگذاری هرمی و گروه دوم طی بارگذاری هرمی معکوس درشدت‌های ۵۰، ۷۰ و ۹۰ درصد با ۱۰ تکرار بیشینه انجام دادند. ۴۸ ساعت بعد، همین مقدار بارگذاری را گروه اول طی بارگذاری هرمی معکوس و گروه دوم طی بارگذاری هرمی انجام دادند و اطلاعات کینماتیکی ثبت شد. [۱۶] بین هر بارگذاری آزمودنی ۲ تا ۴ دقیقه استراحت کردند و سرعت حرکت هر فرد به‌صورت خودانتخابی بود تا نزدیک به شرایط تمرینی آزمودنی باشد.

4. Upper Trunk (UT)
5. In-phase
6. Pelvis-Lower back (PL_LB)
7. Vero2. 2/Vicon، Oxford، UK

نام‌گذاری مارکرها و از بین بردن فواصل بین مسیر ثبت مارکرها با استفاده از نرم افزار نکسوس نسخه ۲٫۸ انجام شد [۲۶]. سپس داده‌ها با فیلتر باتروورث پایین گذر با فرکانس برش ۶ هرتز فیلتر شدند. سیکل‌های حرکت اسکوات با استفاده از موقعیت عمودی مارکر قرار داده‌شده روی ASIS آزمودنی‌ها تفکیک شد. سپس برای ساخت مدل سه اندامی ستون فقرات و اندام لگن از نرم افزار پروکلک نسخه ۲٫۱٫۲ استفاده شد [۲۴، ۲۶]. برای نرمال‌سازی زمانی داده‌های به‌دست‌آمده از سیکل‌های حرکتی از ابتدای فاز اکسنتریک تا انتهای موقعیت فلکشن زانو به‌عنوان فاز اول حرکت به ۵۰ نقطه نرمال‌سازی زمانی شدند و از موقعیت ابتدای فاز کانسنتریک تا انتهای حرکت و حداکثر اکستنشن زانو به عنوان فاز دوم به ۵۰ نقطه زمانی نرمال شدند. بدین ترتیب تمامی سیکل‌های حرکتی به ۱۰۰ نقطه نرمال شدند و هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام لگن به اندام کمر، اندام کمر به اندام تحتانی سینه‌ای[8] و اندام تحتانی سینه‌ای به اندام فوقانی سینه‌ای[9] با استفاده از روش و کتورکدینگ محاسبه شد. همچنین داده‌های هماهنگی به‌صورت فراوانی و داده‌های تغییرپذیری به‌صورت سری زمانی در نمودارها نشان داده شد.

تحلیل وکتور کدینگ

برای محاسبه هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی، از روش کدگذاری بردار اصلاح‌شده که نیدهام و همکاران آن را بیان کردند استفاده شد [۲۶]. بدین‌صورت که برای محاسبه زاویه کوپلینگ در هرلحظه (i) در طول سیکل اسکوات، با استفاده از زوایای اندام پروگزیمال (p) و اندام دیستال (D)، زاویه کوپلینگ (y_i) از طریق فرمول شماره ۱ به دست آمد:

1.

$$y_i = tan^{-1}\left(\frac{\theta_{D\,(i+1)}-\theta_{(Di)}}{\theta_{p\,(i+1)}-\theta_{(pi)}}\right)\times\frac{130}{\pi}$$

سپس برای تصحیح زاویه کوپلینگ در مقادیری بین (۰) تا (۳۶۰) درجه از فرمول شماره ۲ استفاده شد:

2.

$$y_i = \begin{cases} y_i + 360 & y_i < 0 \\ y_i & y_i \geq 0 \end{cases}$$

برای محاسبه میانگین مقادیر عمودی (x_i) و افقی (y_i) زاویه کوپلینگ در هرلحظه (i) از فرمول‌های شماره ۳ و ۴ استفاده شد که n برابر با تعداد سیکل‌های اسکوات موردمحاسبه بود:

3.

$$\bar{x}_i = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} cos\ y_i$$

4.

$$\bar{y}_i = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} sin\ y_i$$

سپس میانگین زاویه کوپلینگ از فرمول شماره ۵ و ۶ به دست آمد:

5.

$$\bar{y}_i = tan^{-1}\left(\frac{\bar{y}_i}{\bar{x}_i}\right).\frac{180}{\pi}$$

6.

$$\bar{y}_i = \begin{cases} \bar{y}_i + 360 & \bar{y}_i < 0 \\ \bar{y}_i & \bar{y}_i \geq 0 \end{cases}$$

سپس میانگین طول زاویه کوپلینگ از فرمول شماره ۷ محاسبه شده است:

7.

$$\bar{r}_i = \sqrt{\bar{x}_i^2 + \bar{y}_i^2}$$

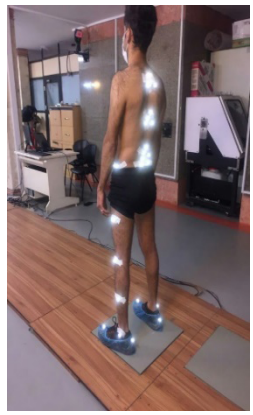
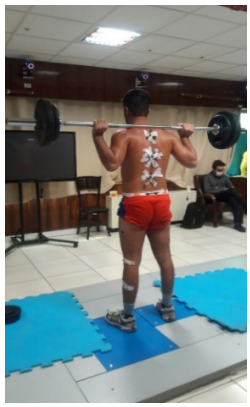
و درنهایت تغییرپذیری با استفاده از فرمول شماره ۸ به دست آمد:

8.

$$CAV_i = \sqrt{2.(1-\bar{r}_i)}.\frac{180}{\pi}$$

دیتای خروجی هماهنگی و تغییرپذیری اعدادی بین (۰) تا (۳۶۰) درجه هستند که برای تفسیر به ۸ بازه تقسیم می‌گردند. اگر اعداد هماهنگی بین (۰) تا (۹۰) درجه باشد هماهنگی از نوع هم‌فاز است و هر دو اندام در جهت مثبت حرکت می‌کنند و حرکت تا ۴۵ درجه با غلبه اندام پروگزیمال و بین (۴۵) تا (۹۰) درجه با غلبه اندام دیستال می‌باشد. در اعداد (۹۰) تا (۱۸۰) درجه، هماهنگی از نوع غیرهم‌فاز[10] است و حرکت اندام پروگزیمال به سمت منفی یعنی ساعت گرد و حرکت اندام دیستال به سمت مثبت یعنی پاد ساعت گرد است و تا ۱۳۵ درجه اندام دیستال غالب است و پس‌از آن اندام پروگزیمال غالب

8. Lower Back- Lower Trunk (LB_LT)
9. Lower Trunk-Upper Trunk (LT_UT)
10. Anti-Phase

تصویر ۱. مکان مارکرها برحسب مدل سه اندامی ستون فقرات

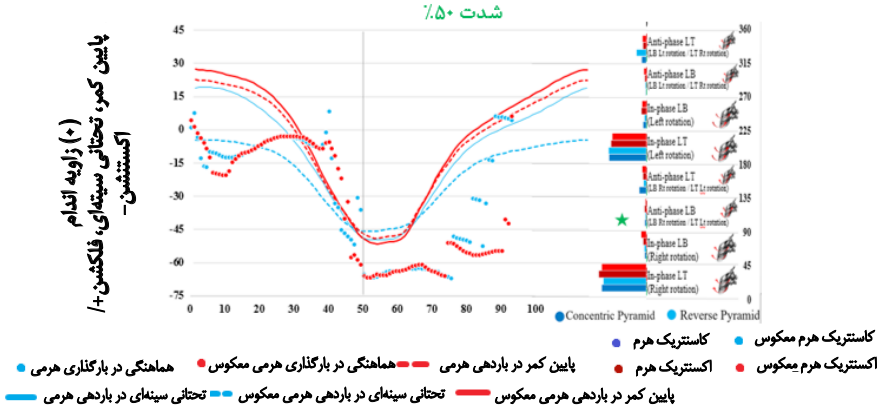
طب توانبخشی

می‌شود. مجدداً از (۱۸۰) تا (۲۷۰) درجه هماهنگی از نوع هم‌فاز است که حرکت هر دو اندام در جهت منفی می‌باشد و تا ۲۲۵ درجه با غلبه اندام پروگزیمال و از (۲۲۵) تا (۲۷۰) درجه با غلبه اندام دیستال حرکت انجام می‌شود. درنهایت از (۲۷۰) تا (۳۶۰) درجه هماهنگی مجدداً از نوع غیرهم‌فاز است؛ یعنی حرکت اندام پروگزیمال در جهت مثبت و حرکت اندام دیستال در جهت منفی است و از (۲۷۰) تا (۳۱۵) درجه حرکت با غلبه اندام دیستال و از (۳۱۵) تا (۳۶۰) درجه با غلبه اندام پروگزیمال انجام می‌شود [۲۶]. برای تحلیل آماری، از آمار توصیفی میانگین و انحراف‌معیار و برای تحلیل آماری نتایج حاصل از هماهنگی با استفاده از نرم‌افزار SSPS از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در سطح معنی‌داری α=۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام PL_LB، اندام LB_LT و LT_UT، در صفحه ساجیتال مشاهده می‌شود (جدول شماره ۱). نتایج نشان داد الگوی هماهنگی در بارگذاری هرمی نسبت به بارگذاری هرمی معکوس در شدت ۵۰ درصد ۱۰ تکرار بیشینه حرکت اسکوات در فاز کانسنتریک بین (۹۰) تا (۱۳۵) درجه به‌صورت غیرهم‌فاز با غلبه اندام دیستال (LB) به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (P=۰/۰۴۷) (تصویر شماره ۲). همچنین الگوی هماهنگی در بارگذاری هرمی نسبت به بارگذاری هرمی معکوس در شدت ۵۰ درصد ۱۰ تکرار بیشینه حرکت اسکوات در فازکانسنتریک بین (۴۵) تا (۹۰) درجه به‌صورت هم‌فاز با غلبه اندام دیستال (LT) به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (P=۰/۰۱۳) (تصویر شماره ۳).

در فاز اکسنتریک نیز الگوی هماهنگی در بارگذاری هرمی نسبت به بارگذاری هرمی معکوس در شدت ۵۰ درصد ۱۰ تکرار بیشینه حرکت اسکوات در فاز اکسنتریک بین (۹۰) تا (۴۵) درجه به‌صورت هم‌فاز با غلبه اندام دیستال (PL) به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (P=۰/۰۲۴) (تصویر شماره ۴). همچنین الگوی هماهنگی در بارگذاری هرمی نسبت به بارگذاری هرمی معکوس در شدت ۷۰ درصد ۱۰ تکرار بیشینه حرکت اسکوات در فاز اکسنتریک بین (۳۶۰) تا (۳۱۵) درجه به‌صورت غیرهم‌فاز با غلبه اندام پروگزیمال (LT) به‌طور معنی‌داری کاهش



تصویر ۲. نمودار هماهنگی کینماتیکی LB_LTدرشدت ۵۰درصد حرکت اسکوات در صفحه ساجیتال

طب توانبخشی

جدول ۱. نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی در فاز کانسنتریک و اکسنتریک حرکت اسکوات در سه شدت ۵۰ و ۷۰ و ۹۰ درصد ۱۰ تکرار بیشینه، در تمرینات هرمی و هرمی معکوس

فاز	نوع شدت	میانگین±انحراف‌معیار	*سطح معناداری
کانسنتریک	LB_LT_50h_90-135 LB_LT_50m_90-135	۱/۲۱±-۱/۱۴	۰/۰۴۷
	LT_UT_50h_45-90 LT_UT_50m_45-90	۹/۵۷±۷/۲۹	۰/۰۱۳
اکسنتریک	PL_LB_50 h_45-90 PL_LB_50 m_45-90	۴/۱۴±۳/۶۷	۰/۰۲۴
	LB_LT_70h_315-360 LB_LT_70m_315-360	۰/۷۵۵±۰/۷۱	۰/۰۴۷

* وجود تفاوت معنی‌دار

طب توانبخشی

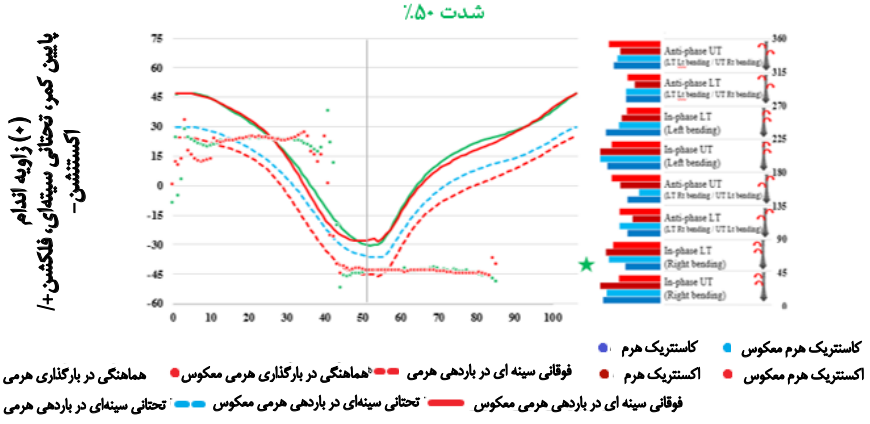
می‌یابد (P=۰/۰۴۷) (تصویر شماره ۵). نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری و با استفاده از روش نقشه‌برداری پارامتریک آماری[11]، تفاوت معنی‌داری در تغییرپذیری هماهنگی کوپل‌های بررسی‌شده نشان نداد (P<۰/۰۵).

بحث

این پژوهش باهدف بررسی تأثیر دو نوع بارگذاری هرمی و هرمی معکوس بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در حرکت اسکوات انجام شد. باتوجه‌به یافته‌های تحقیق، هماهنگی PL_LB در صفحه ساجیتال در بارگذاری هرمی و هرمی معکوس نشان داد الگوی هماهنگی در بارگذاری هرمی نسبت به بارگذاری هرمی معکوس در شدت ۵۰ درصد ۱۰ تکرار بیشینه حرکت اسکوات در فاز اکسنتریک بین (۴۵) تا (۹۰) درجه به‌صورت هم‌فاز با غلبه اندام دیستال[12] به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (تصویر شماره ۴).

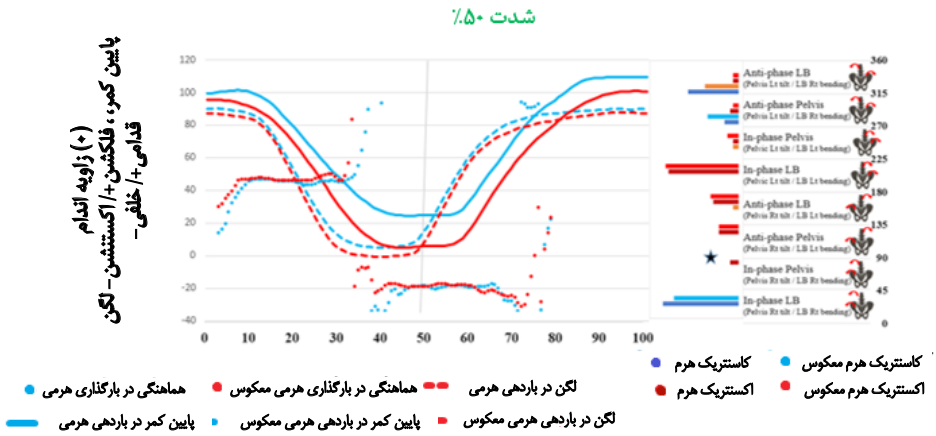
11. Statistic Parametric Mapping (SPM)
12. Pelvis (PL)

باتوجه‌به یافته‌ها می‌توان بیان کرد در این فاز، PL بیشتر و پیشروتر از LB حرکت کرده و توزیع فشار بر روی این اندام بیشتر از اندام بالایی می‌باشد که این توزیع نابرابر [۲۷] فشار ممکن است پتانسیل آسیب‌دیدگی در PL ورزشکاران را افزایش دهد. این یافته همسو با مطالعات بایرامی و همکاران [۱۹] است که بیان کردند سیستم عصبی مرکزی برای هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام‌ها تغییرات بیشتری را برای کنترل اندام‌های دیستال برنامه‌ریزی می‌کند، زیرا اندام‌های پروگزیمال به مرکز جرم بدن نزدیک‌تر هستند و نقش اساسی‌تری در کنترل پاسچر بدن دارند. ازاین‌رو هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی در اندام‌های دیستال با وارد کردن شرایط محیطی متفاوت بیشتر دست‌خوش تغییر می‌شوند. با بررسی نتایج الگوهای هماهنگی LB_LT در صفحه ساجیتال مشاهده می‌شود در شدت ۵۰ درصد ۱۰ تکرار بیشینه حرکت اسکوات در فاز کانسنتریک در بارگذاری هرمی الگوهای هماهنگی بین (۹۰) تا (۱۳۵) درجه به‌صورت غیرهم‌فاز با غلبه اندام دیستال (LB) به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (تصویر شماره ۲) و با افزایش شدت از ۵۰ درصد به ۷۰



تصویر ۳. نمودار هماهنگی کینماتیکی LT_UT درشدت ۵۰درصد حرکت اسکوات در صفحه ساجیتال

طب توانبخشی



تصویر ۴. نمودار هماهنگی کینماتیکی PL_LB در شدت ۵۰درصد حرکت اسکوات در صفحه ساجیتال

طب‌توانبخشی

درصد ۱۰ تکرار بیشینه در فاز اکسنتریک بین (۳۱۵) تا (۳۶۰) هماهنگی به‌صورت غیرهم‌فاز با غلبه اندام دیستال[13] به‌طور معنی‌داری کاهش می‌یابد (تصویر شماره ۵).

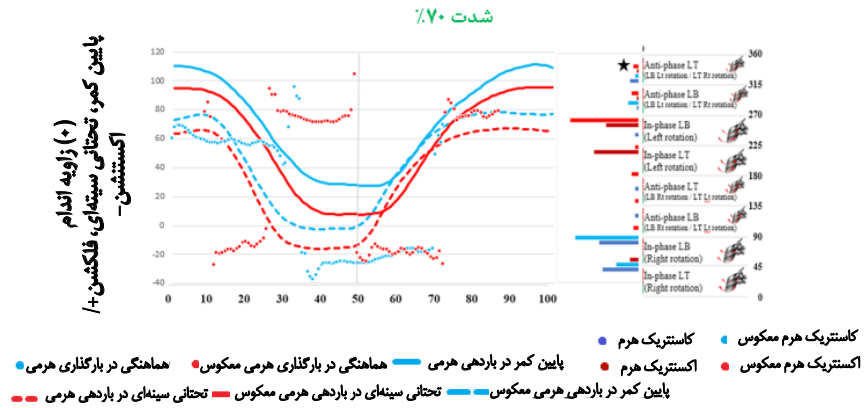
می‌توان نتیجه گرفت که در بارگذاری هرمی در شدت‌های بالا توزیع فشار بر روی اندام LB بیشتر اتفاق افتاده که این مهم می‌تواند پتانسیل آسیب‌دیدگی را در شدت‌های بالا در اندام LB در فاز کانسنتریک در ورزشکاران افزایش دهد که در این صورت انتقال فلکشن به اکستنش LB به‌خوبی صورت نگرفته است و این الگو منجر به ریتم کمری–لگنی ضعیف و انتقال حرکت به ستون فقرات سخت‌تر می‌شود و فشار بیشتری به ستون فقرات کمری وارد می‌کند. این یافته با نتایج مطالعات گذشته گرانتا و همکاران [۲۷] که بیان کردند در بررسی هماهنگی کمر و لگن در حرکت لیفت افزایش بار در بارگذاری هرمی و کاهش بار در بارگذاری معکوس، هماهنگی کوپلینگ‌های دیستال را بیشتر از پروگزیمال در صفحه ساجیتال تحت تأثیر قرار می‌دهد همسو است.

همچنین با بررسی نتایج الگوهای هماهنگی LT_UT در صفحه ساجیتال مشاهده می‌شود در شدت ۵۰ درصد ۱۰ تکرار بیشینه حرکت اسکوات در فاز کانسنتریک در بارگذاری هرمی الگوهای هماهنگی به‌صورت هم‌فاز با غلبه اندام دیستال به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (تصویر شماره ۳). می‌توان نتیجه گرفت که در بارگذاری هرمی در شدت ۵۰ درصد، اندام دیستال بیشتر و پیشروتر از سگمنت بالا سینه ای[14] حرکت کرده و توزیع فشار بر روی اندام دیستال بیشتر اتفاق می‌افتد. این یافته با نتایج مطالعات گذشته فدایی و همکاران [۱۶] همسو می‌باشد که بیان کردند در اجرای حرکت ددلیفت با استفاده از کمربند پاورلیفتینگ، هماهنگی هم‌فاز در دو فاز کانسنتریک (بالا آمدن) و اکسنتریک (پایین رفتن) یک الگوی غالب در حین اجرای حرکت ددلیفت بخصوص درشدت ۵۰ درصد است و هماهنگی از نوع هم‌فاز در هر دو فاز بیشتر در ابتدای حرکت اتفاق می‌افتد.

نتایج این مطالعه تفاوت معنی‌داری در تغییرپذیری هماهنگی اندام-

13. Lower Trunk (LT)

14. Upper Trunk (UT)



تصویر ۵. نمودار هماهنگی کینماتیکی LB_LT در شدت ۷۰درصد حرکت اسکوات در صفحه ساجیتال

طب‌توانبخشی

های بررسی‌شده در بارگذاری‌های مختلف را نشان نداد که این عدم تفاوت احتمالاً می‌تواند به‌علت کم بودن تعداد آزمودنی‌ها و پیچیدگی متغیر موردنظر اتفاق افتاده باشد. باتوجه‌به یافته‌ها تغییرپذیری هماهنگی LT_UT در حرکت اسکوات در صفحه ساجیتال نشان داد که در هر دو نوع بارگذاری هرمی وهرمی معکوس و در هر سه شدت میزان تغییرپذیری در شروع فاز کانسنتریک کاهش می‌یابد که می‌توان کاهش تغییرپذیری را نوعی سازگاری حرکتی به منظور کنترل حرکت و تفسیری برای کاهش انعطاف‌پذیری دانست. تغییرپذیری هماهنگی LB_LT در حرکت اسکوات در صفحه ساجیتال نشان داد که در هر دو نوع بارگذاری هرمی وهرمی معکوس و در سه شدت الگوی تغییرپذیری ثابت است که می‌توان برداشت کرد که بارگذاری هرمی و هرمی معکوس درجات آزادی در حرکت هماهنگ این دو اندام را تغییر معنی‌داری نمی‌دهد. تغییرپذیری هماهنگی PL_LB در حرکت اسکوات در صفحه ساجیتال نشان داد که در هر دو نوع بارگذاری هرمی وهرمی معکوس در هر سه شدت میزان تغییرپذیری در پایان فازکانسنتریک و شروع فاز اکسنتریک کاهش یافته که این کاهش تغییرپذیری در نتیجه کاهش درجات آزادی حرکت اتفاق افتاده است و می‌تواند احتمال بروز آسیب پرکاری در این ناحیه را افزایش دهد.

نتیجه‌گیری

طبق نتایج در اجرای اسکوات با بارگذاری هرمی و هرمی معکوس، الگوی هم‌فاز به الگوی غالب برای کوپلینگ‌های PL_LB و LT_UT در هر سه شدت است و افزایش بار در بارگذاری هرمی و کاهش بار در بارگذاری معکوس، هماهنگی کوپلینگ‌های دیستال را بیشتر از پروگزیمال در صفحه ساجیتال تحت تأثیر قرار داد. به مربیان و ورزشکاران توصیه می‌شود تمرینات هرمی را با احتیاط بیشتری انجام دهند و بیشتر از روش هرمی معکوس برای انجام تمرینات استفاده شود. همچنین برای تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن هیچ‌گونه معناداری آماری بین دو نوع بارگذاری هرمی و هرمی معکوس مشاهده نشد. بااین‌حال، در این مطالعه تنها میزان بارهای ۵۰، ۷۰ و ۹۰ درصد ۱۰ تکرار بیشینه مورد بررسی قرار گرفت و این احتمال وجود دارد که در بارگذاری‌های ۵ تکرار بیشینه و یا ۱ تکرار بیشینه نتایج متفاوتی مشاهده شود؛ بنابراین جهت مشخص شدن تفاوت‌های الگوی بارگذاری بر بیومکانیک و احتمال بروز آسیب، به مطالعات بیشتری نیاز است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره IR.SSRI.REC.1401.1370 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد مصطفی ساجدی‌نیا گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد و هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌پردازی و نظارت: علی عباسی؛ روش‌شناسی: مصطفی ساجدی‌نیا و علی عباسی؛ گردآوری اطلاعات: مصطفی ساجدی‌نیا، حامد فدایی؛ تجزیه‌وتحلیل داده‌ها: مصطفی ساجدی‌نیا، حامد فدایی و علی عباسی؛ بررسی، نگارش -پیش‌نویس اصلی و نگارش -بررسی و ویرایش: همه نویسندگان.

تعارض منافع

بنا بر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از تمام ورزشکارانی که به‌صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند تشکر و تقدیر می‌شود.

References

[1] Garber CE. Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, et al. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: Guidance for prescribing. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2011; 43(7):1334-59. [DOI:10.1249/MSS.0b013e318213fefb]

[2] Fry AC, Smith JC, Schilling BK. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. Journal of Strength and Conditioning Research. 2003; 17(4):629-33. [DOI:10.1519/1533-4287(2003)0172.0.CO;2] [PMID]

[3] Folland JP, Williams AG. The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. Sports Medicine (Auckland, N.Z.). 2007; 37(2):145-168. [DOI:10.2165/00007256-200737020-00004] [PMID]

[4] Evans JW. Periodized resistance training for enhancing skeletal muscle hypertrophy and strength: A mini-review. Frontiers in Physiology. 2019; 10:13. [DOI:10.3389/fphys.2019.00013] [PMID]

[5] Berger R. Effect of varied weight training programs on strength. Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation. 1962; 33(2):168-81. [DOI:10.1080/10671188.1962.10613188]

[6] Ibrahim NS, Muhamad AS, Chen CK, Ooi FK. Effects of probiotics consumption and resistance exercise on bone metabolism markers in physically inactive young males. Malaysian Journal of Sport Science and Recreation (MJSSR). 2022; 18(1):92-109. [Link]

[7] Berryman N, Mujika I, Bosquet L. Effects of short-term concurrent training cessation on the energy cost of running and neuromuscular performances in middle-distance runners. Sports. 2020; 9(1): 1. [DOI:10.3390/sports9010001] [PMID]

[8] Chen Y, Xie ZY, Huang KY, Lin HT, Chang JH. Biomechanical analysis to determine the most effective posture during squats and shallow squats while lifting weights in women. Journal of Medical and Biological Engineering. 2020; 40(3):334-39. [DOI:10.1007/s40846-020-00513-y]

[9] Rooney KJ, Herbert RD, Balnave RJ. Fatigue contributes to the strength training stimulus. Medicine & Science in Sports & Exercise. 1994; 26(9):1160-4. [DOI:10.1249/00005768-199409000-00014]

[10] Wolfson L, Whipple R, Derby C, Judge J, King M, Amerman P, et al. Balance and strength training in older adults: Intervention gains and Tai Chi maintenance. Journal of the American Geriatrics Society. 1996; 44(5):498-506. [DOI:10.1111/j.1532-5415.1996.tb01433.x] [PMID]

[11] Nezami S, Samavati Sharif MA, Chezani Sharahi A. [The comparison of the effects of two types of resistance training on triceps brachial thickness and its connection with maximum strength in novice bodybuilders (Persian)]. Journal of Sport Biosciences. 2016; 8(2):207-19. [DOI:10.22059/jsb.2016.59096]

[12] Rasekh M, Shabani R. The comparison of the effect of double and flat pyramid training methods on hypertrophy and muscular strength of male power-lifters. Physical Education of Students. 2021; 25(2):92-7. [DOI:10.15561/20755279.2021.0203]

[13] 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. Journal of Strength and Conditioning Research. 2014; 28(10):2746-53. [DOI:10.1519/JSC.0000000000000473] [PMID]

[14] Herring R. Reverse pyramid training. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2002; 25(3):213-31.

[15] Heshmati Z, Sarshin A, Abbasi A. [Examination of muscular electromyography during deadlift at pyramid and reverse pyramid loadings (Persian)]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2020; 9(2):17-24. [DOI:10.22037/JRM.2019.112130.2160]

[16] Abbasi A, Abaei A, Habibi H. [Comparison of lower extremity joints kinematics during squat at pyramid and reverse pyramid loading : Injury risk perspective (Persian)]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2020; 9(2):9-16. [Link]

[17] Larivière C, Gagnon D, Loisel P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 2002; 17(2):89-98. [DOI:10.1016/S0268-0033(01)00106-1] [PMID]

[18] Bernstein N. The co-ordination and regulation of movements. 1966. [Link]

[19] Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1983; 177:9-15. [DOI:10.1097/00003086-198307000-00003]

[20] Gullett JC, Tillman MD, Gutierrez GM, Chow JW. A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. Journal of Strength and Conditioning Research. 2009; 23(1):284-92. [DOI:10.1519/JSC.0b013e31818546bb] [PMID]

[21] Hales ME, Johnson BF, Johnson JT. Kinematic analysis of the powerlifting style squat and the conventional deadlift during competition: Is there a cross-over effect between lifts?. Journal of Strength and Conditioning Research. 2009; 23(9):2574-80. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3181bc1d2a] [PMID]

[22] Swinton PA, Lloyd R, Keogh JW, Agouris I, Stewart AD. A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. Journal of Strength and Conditioning Research. 2012; 26(7):1805-16. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3182577067] [PMID]

[23] Alijanpour E, Abbasi A, Needham RA, Naemi R. Spine and pelvis coordination variability in rowers with and without chronic low back pain during rowing. Journal of Biomechanics. 2021; 120:110356. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2021.110356] [PMID]

[24] Fadaei H, Abbasi A, Shourabadi Sh, Sajedinia M. [The effect of lumbar belt on the variability of spine and pelvis coordination during repetitive lifts in male athletes with chronic nonspecific low back pain: Cross-sectional study (Persian)]. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2021, 17(1):18-27. [Link]

[25] Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics human kinetics. Human Kinetics: Champaign. 2014. [DOI:10.5040/9781492595809]

[26] Needham R, Naemi R, Chockalingam N. Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. Journal of Biomechanics. 2014; 47(5):1020-6. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.12.032] [PMID]

[27] Granata KP, Sanford AH. Lumbar-pelvic coordination is influenced by lifting task parameters. Spine. 2000; 25(11):1413-8. [DOI:10.1097/00007632-200006010-00014] [PMID]

This Page Intentionally Left Blank