Sport. Med. Stud, 2024, 17 (44): 89-110, Doi: 10.22089/smj.2023.15213.1699

Sport Medicine Studies

Journal hompage: https://smj.ssrc.ac.ir

Rsearch Article

Coordination Analysis of Lower Limb Joints in Forward Lunge with and without Using TRX

Fahimeh Khoshmaram[1], Heydar Sadeghi*[2], Ronald Snarr[3]

1. Department of Sport Biomechanics and Injury, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
2. Department of Sport Biomechanics and Rehabilitation, Kinesiology Resaech Center, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Department of Kinesiology, Texas A&M University-Corpus Christi, Corpus Christi, USA

Received: 03/07/2023, Accepted: 15/11/2023, OnLine Published: 24/11/2023

* Corresponding Author: Heydar Sadeghi, E-mail: h.sadeghih@khu.ac.ir

How to Cite: Khoshmaram, F; Sadeghi, H; Snarr, R. Coordination Analysis of Lower Limb Joints in Forward Lunge with and without Using TRX. *Sport Medicin Studies*, 17(44): 89-110. In Persian. Doi: 10.22089/smj.2023.15213.1699

Extended Abstract

Background and Purpose

Over the past decades, various types of eccentric exercises have been developed and used for facilitating improvements in musculoskeletal function and prevention or rehabilitation of muscle and tendon injuries. One of these exercises is the forward lunge, which is broadly used within the sports community amid training and recovery as it is better suited to the movement patterns of everyday tasks and different sports, activates multiple muscle groups simultaneously, and requires less specialized equipment. Various types of forward lunges have long been used when prescribing exercises for the lower extremities depending on a person's specific needs.

In recent years, instability resistance training has gradually gained importance over traditional type in the field of sports training and fitness activities because of its simplicity (since it requires only body weight as a load), its specificity, and its high transferability to actions in athletic competition. Performing closed-kinetic-chain exercises like forward lunge with an instability device such as TRX suspension trainer system can alter movement patterns and affect motor control requirements differently A review of the research background shows that despite the increasing tendency of people to use instability devices, not many studies have been conducted in this area and most research has been done in the area of muscle activity, while there is no study on movement patterns or joint coordination, and due to the lack of information or mixed results [2,4], the different aspects of this way of exercise are still in an aura of uncertainty, leading to confusion for instructors or clinicians

Copyright: © 2025 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

when designing exercise programs. Therefore, the aim of this study was to analyze coordination of the lower limb joints in performing forward lunge with and without using TRX.

Methods

A sample of 22 recreationally active female adults (mean height 164.9 ± 4.2 cm; mean body weight 60.6 ± 8.4 kg; mean age 25.45 ± 5.2 years) was recruited through a convenience sampling approach. Upon arrival at the laboratory, a 15-minute session of warm-up exercises was conducted and reflective markers (14-mm spheres) were placed (with double-sided tape) bilaterally over the landmarks [3]. Then, the random allocation of performance order was applied to each participant, who completed three repetitions of each exercise including conventional forward lunge, forward lunge by placing hands or foot inside the TRX rope. While performing exercises, kinematics of movements were collected using an 8-camera motion analysis system at 250 Hz (Oqus 5+, Qualisis). Analyzing motion data was conducted using The MATLAB software (The Mathworks Inc., Natick, MA). The lower limb was modeled as a composition of four fixed rigid segments, namely the pelvis, thigh, leg, and feet. Middle repetition of each exercise was interpolated and normalized to 100% of the movement cycle using spline. Then, angular displacement and velocity, range of motion, continuous relative-phase (CRP) angles and coordination variability of the joints of right leg of the subject, which correlates with the leading leg in all variations of forward lunge were calculated based on previous researches. In order to conduct a comparison of obtained values across different joints/exercises/phases repeated measures analysis of variance was employed. A post-hoc analysis was conducted utilizing Tukey's multiple comparison tests in order to identify notable variations. All statistical procedures were conducted using the SPSS platform for Windows (version 24. 0, SPSS Inc., located in Chicago, IL) and the predetermined level of significance was set at $P < 0.05$ for all statistical tests.

Results

The obtained results show that knee range of motion is greater than hip and ankle range of motion in all exercises, but FLL shows decreased knee and ankle range of motion and increased hip ROM. However, no significant interaction between exercises was found. RMS values of angular velocity for lower extremity joints across demonstrates higher angular RMS values for hip and lower values for knee and ankle in comparison of FLL with other variations. That means the hip moves faster than the knee and ankle when doing the FLL exercise. The difference in angular velocity of joints between FL and FLH was significant. RMS and MARP values of CRP couplings show an in-phase mode during 100% of movement cycle. Analysis of coordination variability (CV) in sagittal plane for the joints shows a significant difference between exercises and phases.

Conclusion

The study analyzed the displacement curves and found similar patterns in all three types of lunges, with FLL targeting the hip and FLH targeting the foot flexors. While all three types of lunges are recommended for improving knee joint range of motion and muscle function, FLL is recommended for improving hip extensor function and FLH for improving foot flexor function and ankle joint range of motion. Also an in-phase movement is found for all three types of lunges for the hip/knee, hip/ankle, and knee/ankle joint pairs during the entire cycle of motion in the sagittal plane. The study also found that closed-kinetic chain exercises require more synchronized joint movement, while open-kinetic chain exercises allow for more independent movement. The study suggests that closed-kinetic chain exercises are more effective for improving lower limb muscle function.

Key Words: Lunge, TRX, Kinematics, Coordination, Synergy.

Article Message

Lunge is a closed kinetic chain exercise and is an essential part of most exercise programs. It is known as a knee-dominant movement. However, when performing the lunge exercise with the TRX strap, the range of motion in the hip joint increases, and the range of motion in the ankle joint decreases. Therefore, it can be said that the TRX lunge exercise can be more effective than other types of lunges in restoring the performance of the hip flexors in individuals diagnosed with weakness in the hip flexor muscles. Similarly, for individuals diagnosed with weakness in the plantar flexor muscles, the FLH exercise will be more effective. In addition, due to the increased variability in the ascending phase of various types of lunges, it is better for individuals with balance problems or muscle weakness to stand next to a support and ask for help if they slip or fall.

Ethical Considerations

This study was granted approval by the institutional ethics commission (IR.KHU.REC.1400.026).

Authors' Contributions

Conceptualization: Fahimeh Khoshmaram, Heydar Sadeghi, Ronald Snarr
Data Collection: Fahimeh Khoshmaram,
Data Analysis: Fahimeh Khoshmaram, Heydar Sadeghi
Manuscript Writing: Fahimeh Khoshmaram,
Review and Editing: Fahimeh Khoshmaram, Heydar Sadeghi, Ronald Snarr
Responsible for funding: Fahimeh Khoshmaram, Heydar Sadeghi
Literature Review: Fahimeh Khoshmaram
Project Manager: Heydar Sadeghi
Any other Contributions: Fahimeh Khoshmaram, Heydar Sadeghi, Ronald Snarr

Conflict of Interest

We, the authers, declare that no conflicts of interest related to this research paper.

Acknowledgments

The author(s) would like to express their sincere gratitude to all the participants for their valuable time and cooperation in this study.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

مطالعات طب ورزشی، تابستان ۱۴۰۴، دوره ۱۷، شماره ۴۴، صص ۱۱۰-۸۹، Doi: 10.22089/smj.2023.15213.1699

مطالعات طب ورزشی
Journal hompage: https://smj.ssrc.ac.ir

نوع مقاله: پژوهشی

تحلیل هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در اجرای لانج به جلو، با و بدون تی‌آرایکس

فهیمه خوشمرام[۱]، حیدر صادقی*[۲]، رونالد استار[۳]

۱. گروه بیومکانیک, و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. گروه بیومکانیک و توانبخشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. گروه بیومکانیک، دانشکده حرکت‌شناسی، دانشگاه تگزاس ای آند ام، تگزاس، آمریکا

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۴/۱۲، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۰۸/۲۴، تاریخ انتشار: ۱۴۰۲/۰۹/۰۳

*نویسنده مسئول: حیدر صادقی، E-mail: h.sadeghih@khu.ac.ir

How to Cite: Khoshmaram, F; Sadeghi, H; Snarr, R. Coordination Analysis of Lower Limb Joints in Forward Lunge with and without Using TRX. *Sport Medicin Studies*, 17(44): 89-110. In Persian. Doi: 10.22089/smj.2023.15213.1699

چکیده

این مطالعه با هدف تحلیل هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در اجرای لانج به جلو، با و بدون تی‌آرایکس انجام شد. با استفاده از سیستم آنالیز حرکت هشت‌دوربینه، داده‌های کینماتیکی مربوط به اجرای سه مدل مختلف از لانج به جلوی ۲۲ دانشجوی دختر فعال (شامل لانج به جلوی معمولی، لانج به جلو با قرار دادن دست یا پا داخل طناب تی‌آرایکس) جمع‌آوری شد. از نرم‌افزار متلب برای پردازش داده‌ها و از آزمون تحلیل واریانس در سطح معناداری P≤۰/۰۵ برای تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. نتایج نشان داد که حرکت لانج به‌عنوان یک تمرین زنجیره حرکتی بسته و زانومحور، حاصل حرکت هم‌فاز مفاصل اندام تحتانی است. در اجرای لانج با قرارگیری پا داخل طناب تی‌آرایکس، درگیری مفصل ران افزایش و درگیری مفصل مچ پا کاهش نشان داد؛ در حالی که در اجرای لانج با گرفتن طناب تی‌آرایکس در دست، درگیری مفصل مچ پا بیشتر و درگیری مفصل ران کمتر بود. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، فرضیه وجود هم‌افزایی بین مفاصل ران و مچ پا تأیید شد. با توجه به افزایش تغییرپذیری هماهنگی در فاز بالا آمدن در لانج، پیشنهاد می‌شود افرادی با مشکلات تعادلی یا ضعف عضلانی در هنگام اجرای این حرکت، کنار یک تکیه‌گاه بایستند و در صورت لغزش یا افتادن از تکیه‌گاه کمک بگیرند.

واژگان کلیدی: لانج، تی‌آرایکس، کینماتیک، هماهنگی، هم‌افزایی.

Copyright: © 2025 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

مقدمه

از دیرباز، انواع گوناگون تمرینات زنجیره حرکتی بسته برای تسهیل در بهبود عملکرد اسکلتی عضلانی (۲، ۱)، توان‌بخشی (۴، ۳) و پیشگیری از آسیب‌های عضلانی و تاندونی، به‌ویژه در اندام تحتانی (۵، ۶) توسعه یافته و به کار رفته است. یکی از این تمرینات، حرکت لانج رو به جلو است که به طور گسترده در برنامه‌های تمرینی و توان‌بخشی استفاده می‌شود (۷، ۵)؛ اگرچه هنگام تجویز تمرین برای اندام تحتانی، بسته به نیازهای خاص هر فرد، انواع گوناگون تمرین لانج استفاده می‌شود (۱). یکی از دلایل استفاده از این تمرینات، منطبق بودن آن با الگوهای حرکتی کارهای روزمره و مهارت‌های ورزشی مختلف است؛ ضمن اینکه در اجرای آن، چندین گروه عضلانی به طور هم‌زمان فعال می‌شوند، اما به تخصص و تجهیزات کمتری برای اجرا نیاز است (۷).

در سال‌های اخیر، تمرینات مقاومتی معلق[1] به دلیل سهولت استفاده، اختصاصی بودن و قابلیت زیاد انتقال به فعالیت‌های ورزشی، محبوبیت پیدا کرده است (۹، ۸). همچنین گفته می‌شود که انجام تمرینات زنجیره حرکتی بسته مانند حرکت لانج با یک وسیله تمرینی معلق مانند طناب تی‌آرایکس[2] (TRX) باعث بهبود ثبات مفصلی و ارتقای کنترل پاسچر در فرد می‌شود (۱۰، ۸).

در تمرینات معلق، بخشی از بدن فرد از یک نقطه معلق است و نیروی گرانش به‌عنوان یک مقاومت خارجی عمل می‌کند. چون بدن فرد در شرایط ناپایدار به چالش کشیده می‌شود، این امر می‌تواند منجر به تغییر در کینماتیک حرکت شود؛ بنابراین تسلط بر حرکات پیچیده تمرین بر روی سطوح ناپایدار، مستلزم ادغام فعالیت‌های مفصلی و عضلانی در یک ساختار هماهنگ است (۷).

مفهوم ساختار هماهنگ از اثر مهم برنشتاین (۱۱) در زمینه هماهنگی و کنترل حرکت سرچشمه می‌گیرد. ساختارهای هماهنگ، الگوهای حرکتی هستند که از تعامل عضلات و مسیرهای عصبی برای تولید نتایج عملکردی و برآورد نیازهای سیستم به وجود می‌آیند (۱۲). چنین ساختارهای هماهنگی اغلب بیش از یک مفصل را در بر می‌گیرند (۱۳). هماهنگی بین مفاصل اطلاعاتی را درمورد نحوه سازمان‌دهی درجات مختلف آزادی برای انجام فعالیت‌های عملکردی توسط سیستم عصبی مرکزی ارائه می‌دهد (۱۴، ۱۳). گفته شده است که وقتی ملزومات اجرای حرکت تغییر می‌کند، سیستم عصبی، هماهنگی بین مفاصل را برای رسیدن به همان هدف و ایجاد هم‌افزایی تنظیم می‌کند (۱۵)، اما فراوانی درجات آزادی مشکل پیچیده‌ای است که سیستم عصبی باید در ایجاد الگوهای حرکتی آن را حل کند. ساختار هماهنگی این مشکل را با کاهش درجات آزادی و اجازه دادن به عضلات و مفاصل برای کار مشترک حل می‌کند (۱۶). از نظر تئوری، توانایی سازمان‌دهی درجات آزادی چندگانه در سیستم عصبی‌عضلانی به‌عنوان ضرورت برای الگوهای حرکتی عملکردی سالم پیشنهاد شده است (۱۷، ۱۴). براساس این مفهوم، می‌توان نتیجه گرفت که ناتوانی در کنترل درجات آزادی، نشانه سطح پایین عملکرد است (۱۸).

همان طور که بیان شد، تمرین لانج به‌عنوان یک تمرین زنجیره حرکتی بسته، بخشی جدایی‌ناپذیر از هر برنامه تمرینی یا توان‌بخشی است (۵)؛ زیرا تحرک و ثبات مفاصل لگن، زانو و مچ پا را در تمام صفحات حرکتی و در تمام جهت‌ها تحت‌تأثیر قرار می‌دهد (۶). در اجرای لانج، با توجه به نحوه قرارگیری پاها و توزیع وزن، امکان برهم خوردن تعادل وجود دارد و فرد مدام سعی دارد ثبات خود را حفظ کند؛ بنابراین نیروی محرکه را به شکل انرژی الاستیک در مفاصل و تاندون‌ها ذخیره کرده

1. Suspension resistance training
2. Total Body Resistance Exercise

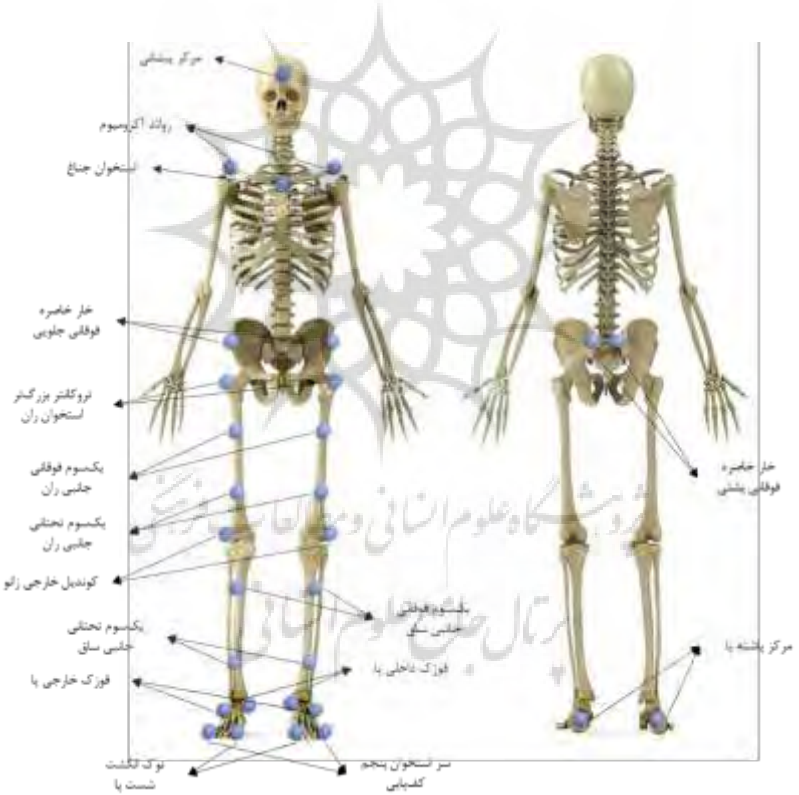
و سپس آن را به نیروی رانشی برای برگشت به موقعیت اولیه تبدیل می‌کند (۶). اجرای لانج با استفاده از یک سیستم تمرینی معلق مانند تی‌آرایکس منجر به افزایش بی‌ثباتی می‌شود و دشواری اجرای تمرین را افزایش می‌دهد؛ درنتیجه در جهت حفظ یا بازیابی تعادل و کنترل درجات آزادی، دامنه و سرعت حرکت مفاصل و اندام‌ها تحت‌تأثیر قرار می‌گیرد و الگوهای حرکتی در مفاصل تغییر می‌کند (۱۰، ۸، ۶). ازآنجاکه توانایی افراد مختلف در تسلط بر درجات آزادی یکسان نیست، این سؤال که چگونه حرکت اعضا و مفاصل مختلف بدن در هنگام کسب یک مهارت ادراکی-حرکتی جدید هماهنگ می‌شود، همواره مدنظر بوده است. ادعا شده است که به دلیل تأثیر زیاد تمرین لانج با TRX در تقویت قدرت و استقامت عضلانی، تحرک مفاصل و کنترل تعادل، اجرای این حرکت می‌تواند برای بهبود آسیب و اصلاح ناهنجاریهای ساختار قامتی بسیار مؤثر باشد (۱۹)؛ برای مثال در مطالعات گذشته، این تمرین برای بهبود حس عمقی و قدرت عضلانی در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (۲۰)، بهبود کمردرد (۲۱)، افزایش دامنه حرکت ستون فقرات در ورزشکاران پرش (۲۲)، ارتقای عملکرد فیزیکی و تقویت عضلات مرکزی بدن (۱۹)، بهبود تعادل در افراد میانسال (۲۳)، کاهش ریسک آسیب در ورزش فوتسال (۲۴)، بهبود تحرک و تعادل عملکردی (۲۵) توصیه شده است و امروزه از آن به طور گسترده برای بازتوانی انواع آسیب‌ها و ناهنجاری‌ها در قسمت‌های مختلف بدن و در مراحل مختلف توان‌بخشی و اصلاحی استفاده می‌شود (۲۱)؛ اما باوجود تمایل روزافزون افراد به استفاده از تمرینات معلق، مطالعات زیادی در این زمینه صورت نگرفته و اکثر مطالعات در زمینه فعالیت عضلات و در قسمت اندام فوقانی بوده است (۱۰، ۸، ۵). اجرای حرکت لانج با TRX ممکن است برای کمردرد، تعادل و... مفید باشد، اما ممکن است در درازمدت منجر به ایجاد آسیب در قسمت زانو و اندام تحتانی شود. در مطالعات اخیر، هماهنگی یا تغییرپذیری هماهنگی به‌عنوان یک شاخص پیش‌بین برای خطر آسیب در گروه‌های مختلف ازجمله ورزشکاران بررسی شده است؛ برای مثال در مطالعه‌ای روی دختران بسکتبالیست و والیبالیست، تغییرپذیری زیاد در هماهنگی مفاصل به‌عنوان شاخص افزایش احتمال آسیب ذکر شده است (۲۶). الگوهای حرکتی ثابت ممکن است منجر به افزایش خطر آسیب ناشی از فشارهای مداوم و غیرمتغیر بر بافت اسکلتی عضلانی شوند؛ در حالی که تغییرپذیری بیش از حد در الگوهای هماهنگی ممکن است کنترل عصبی‌عضلانی را تشدید کند و فرد را درمعرض خطر الگوهای بیومکانیکی ناهنجار و بارهای مفصلی نامتعارف قرار دهد (۲۶). براساس مرور پیشینه پژوهش، مطالعه‌ای درمورد الگوهای حرکتی یا هماهنگی مفاصل در اجرای تمرینات حرکتی با وسایل تمرینی معلق، یافت نشد و مطالعات محدودی درخصوص هماهنگی مفاصل در اجرای تمرین لانج به جلوی معمولی (بدون TRX) صورت گرفته است (۷)؛ بنابراین مطالعه درخصوص هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی مفاصل اندام تحتانی حین اجرای حرکت لانج به جلو با TRX برای پیش‌بینی احتمال بروز آسیب در اندام تحتانی، ضروری به نظر می‌رسد؛ ازاین‌رو با توجه به کمبود اطلاعات موجود یا وجود نتایج متناقض (۱۰)، جنبه‌های مختلف تمرین با TRX، همچنان در هاله‌ای از عدم قطعیت است که منجر به سردرگمی مربیان یا متخصصین توان‌بخشی هنگام طراحی برنامه‌های ورزشی یا اصلاحی می‌شود. به طور مشخص، هدف این مطالعه تحلیل هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در اجرای تمرین لانج با و بدون تی‌آرایکس بود.

روش پژوهش

تعداد ۲۲ دانشجو دختر فعال دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، با میانگین و انحراف استاندارد قد ۴/۲±۱۶۴/۹ سانتی‌متر، وزن ۸/۴±۶۰/۶ کیلوگرم و میانگین سنی ۵/۲±۲۵/۴۵ سال، به روش نمونه‌گیری دردسترس در این مطالعه شرکت کردند.

حداقل تعداد نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور[1] با توان آماری ۰/۸، اندازه اثر ۰/۸ و سطح معناداری ۰/۰۵ برابر با ۲۱ نفر محاسبه شد (۲۷). فعال بودن شرکت‌کنندگان به معنی انجام فعالیت‌های ورزشی حداقل سه جلسه در هفته و هر جلسه حداقل ۳۰ دقیقه بود (۱۰). اندام تحتانی راست همه آزمودنی‌ها به‌عنوان اندام غالب شناسایی شد. افراد با سابقه مشکلات تعادلی، بینایی، ناهنجاری‌های ساختار قامتی، آسیب‌های اندام تحتانی، بیماری‌هایی مثل دیابت یا شاخص توده بدنی (BMI)[2] بیش از ۳۰، از مطالعه کنار گذاشته شدند (۱۰، ۷). از شرکت‌کنندگان خواسته شد که به مدت ۱۲ ساعت قبل از جلسات آزمون، از انجام هرگونه فعالیت بدنی شدید خودداری کنند (۱۰). پیش از شرکت در آزمون، شرکت‌کنندگان فرم رضایت آگاهانه‌ای را که براساس کد اخلاق صادره IR.KHU.REC.1400.026 تأیید شده بود، به طور جامع بررسی و امضا کردند.

پس از ورود آزمودنی‌ها به آزمایشگاه، یک جلسه ۱۵ دقیقه‌ای تمرین گرم کردن انجام شد و نشانگرهای انعکاسی با قطر ۱۴ میلی‌متر با چسب دوطرفه روی بدن فرد، در نقاط مرکز پیشانی، استخوان جناغ، زوائد آکرومیوم، خار خاصره فوقانی جلویی و پشتی، تروکانتر بزرگ‌تر استخوان ران، یک‌سوم تحتانی و فوقانی جانبی ران، کوندیل خارجی زانو، یک‌سوم تحتانی و فوقانی جانبی ساق، قوزک داخلی و خارجی مچ پا، سر استخوان پنجم کف‌پایی، نوک انگشت شست پا و مرکز پاشنه پا نصب شدند (۷).



شکل ۱ - نقاط آناتومیکی برای قرارگیری مارکرها

Figure 1- Anatomical landmarks for marker placement

1. G*Power
2. Body Mass Index (BMI)

شرکت‌کنندگان در محل اجرای حرکات، قرار گرفتند و دستورالعمل‌هایی را درمورد نحوه اجرای انواع لانج دریافت کردند. اولین نوع از حرکت لانج (FL[1])، همان حالت معمول اجرای تمرین لانج بود که پای عقب فرد در محل شروع حرکت و پای غالب فرد، براساس طول گام اندازه‌گیری‌شده‌اش، روی علامت نصب‌شده روی زمین قرار می‌گرفت. سپس فرد با خم کردن زانوها تا حالت ۹۰ درجه، به سمت پایین حرکت می‌کرد و پس از مکث کوتاهی با اکستنشن زانو به حالت اولیه باز می‌گشت (۱). نوع دوم و سوم تمرین لانج مشابه با حالت اول بود؛ با این تفاوت که در نوع دوم (FLH[2])، دست‌ها و در نوع سوم (FLL[3])، پای عقبی آزمودنی داخل طناب TRX قرار گرفت. طول گام آزمودنی‌ها با اندازه‌گیری فاصله بین خار خاصره قدامی فوقانی تا بخش تحتانی قوزک داخلی پای غالب در حالت خوابیده به پشت، به دست آمد و طول طناب TRX نیز در هر اجرا، متناسب با نوع حرکت لانج و قد شرکت‌کنندگان تنظیم شد (۱).

(الف) (ب) (ج)

شکل ۲ – انواع لانج به جلو: (الف) معمولی، (ب) قرارگیری دست در TRX و (ج) قرارگیری پا در TRX

Figure 2- Types of forward lunge: (a) conventional, (b) with hand placement in TRX, and (c) with foot placement in TRX

به‌منظور آشنایی با نحوه اجرای حرکت، آزمودنی‌ها دو یا سه بار اجرای انواع حرکت را تمرین کردند. در مرحله اصلی آزمون، ترتیب اجرای حرکت‌ها با قرعه‌کشی و به صورت تصادفی تعیین شد و آزمودنی‌ها سه تکرار از هر حرکت را اجرا کردند. برای جلوگیری از اثر خستگی، ۴ دقیقه استراحت بین ست‌ها در نظر گرفته شد (۲۸). برای تنظیم سرعت و مدت‌زمان اجرای هر حرکت، از مترونومی با سرعت ۶۰ ضربه در دقیقه استفاده شد. شرکت‌کنندگان باید سرعت خود را طوری تنظیم می‌کردند که هر تکرار از حرکت (مجموع مراحل پایین رفتن و بالا آمدن[4]) در بازه زمانی چهارثانیه‌ای اجرا شود (۱).

1. Forward Lunge
2. Forward Lunge with Hands in TRX
3. Forward Lunge with Leg in TRX
4. Descending and Ascending

در حین اجرا، داده‌های کینماتیکی با استفاده از یک سیستم آنالیز حرکت هشت‌دوربینه (مدل Oqus 5^+، ساخت سوئد، شرکت Qualisis) با فرکانس ۲۵۰ هرتز جمع‌آوری شد. برای این پژوهش، از داده‌های مربوط به پای راست که همان پای جلوتر در اجرای حرکت بود، استفاده شد (۷).

تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار متلب صورت گرفت. ابتدا داده‌های خام از یک فیلتر پایین گذر مرتبه چهارم باتروورث با فرکانس برش شش هرتز گذرانده شدند (۷) تا نویزهای موجود حذف شوند و نمودارهای هموارتری به دست آیند. اندام تحتانی به‌عنوان ترکیبی از چهار عضو لگن، ران، ساق و پا مدل‌سازی شد. زوایای مفاصل در صفحه ساجیتال (Y-Z) یعنی پلانتار-دورسی فلکشن مفصل مچ پا و همچنین فلکشن-اکستنشن مفاصل زانو و ران، برای هریک از اجراها محاسبه شد. بدین‌منظور ابتدا زوایای مطلق اندام‌ها با داشتن مختصات دو مارکر روی هر اندام محاسبه شد. سپس زوایای نسبی مفاصل از تفریق زوایای مطلق دو اندام مجاور حاصل شد. تمام اندازه‌گیری‌های زاویه‌ای با توجه به وضعیت آناتومیکی محاسبه شد. از نقاط به‌دست‌آمده برای حداقل و حداکثر زوایای خم شدن زانو، به‌منظور جدا کردن تکرارهای تمرین و شناسایی فریم‌های مربوط به انتقال از فاز پایین رفتن به بالا آمدن و برعکس، استفاده شد. سپس تکرار میانی هر ست انتخاب شد و با استفاده از تابع اسپیلاین مکعبی[1]، به ۱۰۰ درصد چرخه حرکت، نرمال‌سازی زمانی شد و مجموعه‌ای از منحنی‌های سرعت و جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل به دست آمد. دامنه حرکتی مفاصل[2] (ROM) به‌عنوان اختلاف بین بیشترین و کمترین زاویه ثبت‌شده در کل چرخه حرکت، برای هر مفصل تعریف و محاسبه شد.

برای تعیین هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی بین مفاصل اندام تحتانی از روش فاز نسبی پیوسته[3] (CRP) استفاده شد. ابتدا جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای محاسبه‌شده با استفاده از معادلات (۱) و (۲)، به ۱± نرمالایز شدند.

$$\theta_i^{norm} = \frac{2 \times [\theta_i - \min(\theta_i)]}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)} - 1 \qquad (۱)$$

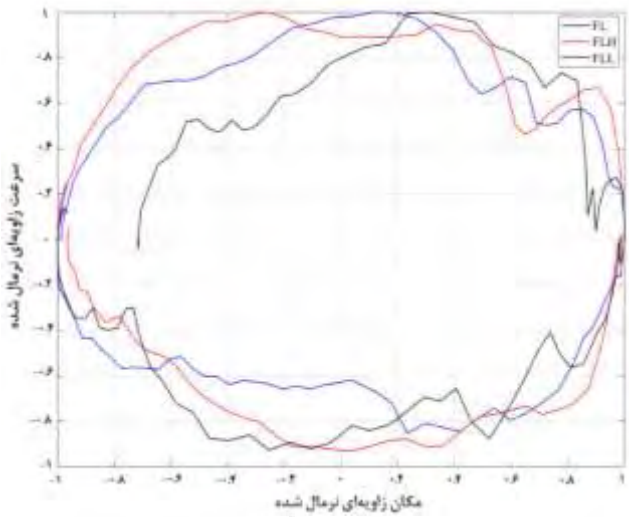
$$\omega_i^{norm} = \frac{\omega_i}{\max[\max(\omega_i), \max(-\omega_i)]} \qquad (۲)$$

در این معادلات، θ_i موقعیت زاویه‌ای و ω_i سرعت زاویه‌ای مفصل در نقطه iام از چرخه حرکت هستند.

سپس صفحه فازی برای هر جفت مفصل لگن-زانو، لگن-مچ پا و زانو-مچ پا، با رسم نمودار جابه‌جایی زاویه‌ای نرمال‌شده (محور افقی) در برابر سرعت زاویه‌ای نرمال‌شده (محور عمودی) مشابه با شکل (۳) تشکیل شد.

پرتال جامع علوم انسانی

1. Cubic Spline
2. Range of Motion
3. Cotinuous Relative Phase



شکل ۳ – یک نمونه منحنی صفحه فازی زانو (مقدار نرمال‌شده سرعت زاویه‌ای برحسب جابه‌جایی زاویه‌ای)

Figure 3- An example of knee phase plot (normalized angular displacement against normalized angular velocity)

با محاسبه شیب هر نقطه در صفحه فازی، با استفاده از معادله (۳)، زوایای فازی (عددی بین ۱۸۰±) به دست آمد. در ادامه، با تفریق زاویه فازی اندام پروگزیمال از زاویه فازی اندام دیستال، فاز نسبی پیوسته طبق معادله (۴) محاسبه شد.

$$\phi(i) = tan^{-1}(\frac{\omega^{norm}(i)}{\theta^{norm}(i)}) \quad (۳)$$

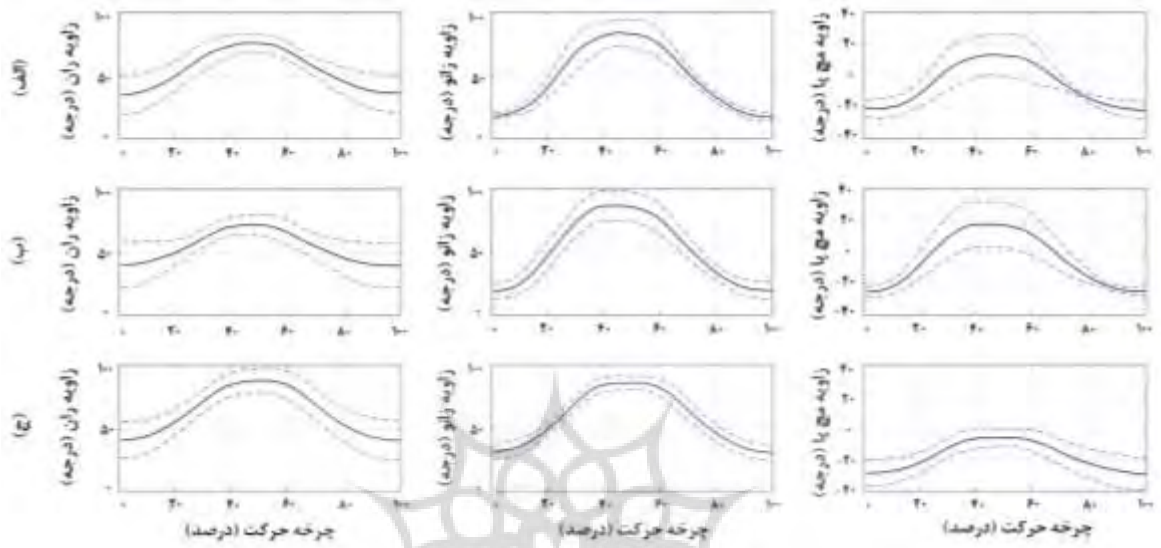
$$CRP(i) = \phi_{distal}(i) - \phi_{proximal}(i) \quad (۴)$$

داده‌های سری زمانی فاز نسبی پیوسته برای تمام آزمودنی‌ها ترسیم و میانگین‌گیری شد. نمودار تغییرپذیری هماهنگی[1] (CV) نیز با یافتن انحراف استاندارد بین داده‌های سری زمانی فاز نسبی پیوسته برای تمام آزمودنی‌ها برای هر نقطه از چرخه حرکت به دست آمد (۲۹). به‌منظور تجزیه و تحلیل آماری، مقادیر میانگین، انحراف استاندارد و جذر میانگین مربعات[2] (RMS) برای متغیرهای محاسبه‌شده در پژوهش، در مراحل بالا رفتن و پایین آمدن چرخه حرکت به طور جداگانه محاسبه شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد و در صورت نرمال بودن داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و در صورت نرمال نبودن توزیع داده‌ها، آزمون ویلکاکسون و برای مقایسه دوبه‌دوی شرایط، از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. تمام مقایسه‌های آماری با استفاده از نسخه ۲۴ نرم‌افزار SPSS انجام شد و سطح معناداری برای تمام آزمون‌های آماری P<۰/۰۵ بود.

1. Coordination Variability
2. Root Mean Square

نتایج

منحنی‌های میانگین و انحراف استاندارد جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل مختلف در انواع حرکت لانج، در شکل (۴) نشان داده شده است.



شکل ۴ – میانگین و انحراف استاندارد جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل آزمودنی‌ها برحسب درجه در چرخه حرکت: (الف) FL، (ب) FLH و (ج) FLL

Figure 4- The ensemble average and standard deviations of joints angular displacement curves across (a) FL, (b) FLH, and (c) FLL exercises with (continuous line) and without instructions (dashed line)

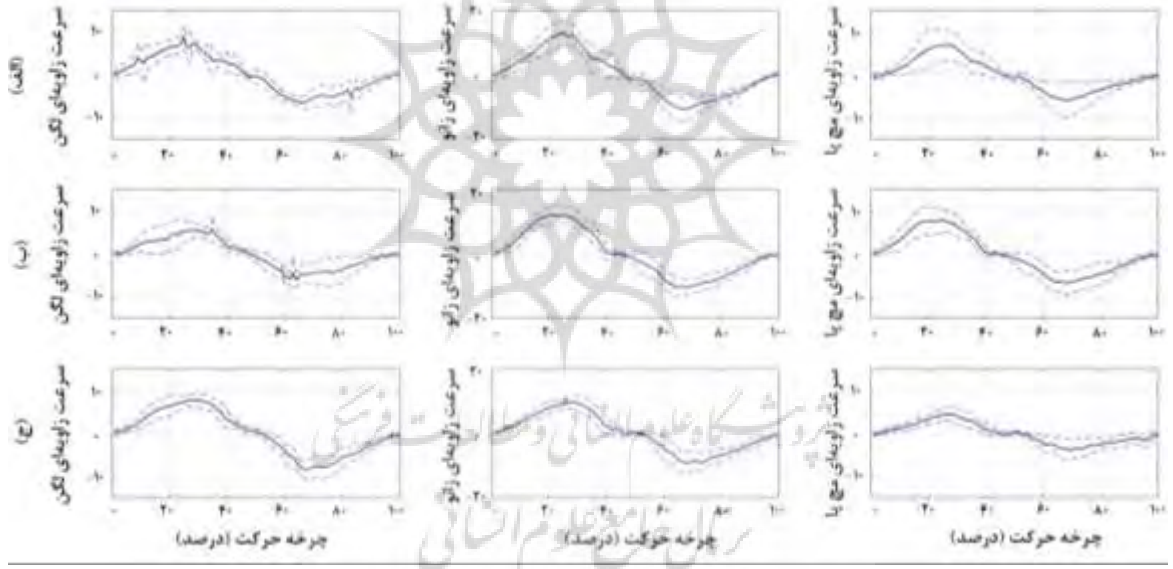
در شکل (۴)، مقادیر مثبت نشان‌دهنده فلکشن/دورسی فلکشن و مقادیر منفی نشان‌دهنده اکستنشن/پلانتار فلکشن است. یک مقدار اوج نزدیک به ۵۰ درصد از چرخه حرکت مشاهده می‌شود که نشان‌دهنده لحظه گذر از مرحله پایین رفتن به بالا آمدن است. میانگین و انحراف استاندارد دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی در انواع لانج، در جدول (۱) ارائه شده است که نشان می‌دهد در هر سه نوع لانج، دامنه حرکتی مفصل زانو بیشتر از دامنه حرکتی مفاصل ران و مچ پا است. در اجرای لانج با قرار گرفتن پا داخل طناب تی‌آرایکس، دامنه حرکتی مفصل زانو و مچ پا کاهش یافت و دامنه حرکتی مفصل ران افزایش یافت؛ با این‌حال، تفاوت معناداری در دامنه حرکتی مفاصل بین انواع لانج یافت نشد ($P>0/05$)، ولی بین فازهای پایین رفتن و بالا آمدن تفاوت معنادار بود ($P=0/000$).

جدول ۱ – میانگین و انحراف استاندارد دامنه حرکت (برحسب درجه) برای مفاصل اندام تحتانی در انواع لانج

Table 1- Averages and standard deviations of Range of Motion (degree) for lower extremity joints across lunge variations

	لانج تی‌آرایکس پا FLL	لانج تی‌آرایکس دست FLH	لانج معمولی FL
لگن Hip	50.86 ± 12.19	33.99 ± 12.05	43.56 ± 11.07
زانو Knee	56.19 ± 6.07	67.76 ± 9.21	67.89 ± 7.45
مچ پا Ankle	24.24 ± 7.56	43.98 ± 8.58	36.53 ± 8.34

منحنی‌های میانگین و انحراف استاندارد سرعت زاویه‌ای مفاصل در شکل (۵) ارائه شده است که نشانگر دو مقدار اوج در نقاط ۲۵ و ۷۵ درصدی چرخه حرکتی و همچنین یک مقدار صفر در نقطه ۵۰ درصدی است که همان نقطه انتقال از فاز پایین رفتن به بالا آمدن است.



شکل ۵ – میانگین و انحراف استاندارد سرعت زاویه‌ای مفاصل (برحسب درجه بر ثانیه) برای آزمودنی‌ها: (الف) FL، (ب) FLH و (ج) FLL

Figure 5- The mean and standard deviations of joints angular velocity curves across (a) FL, (b) FLH, and (c) FLL exercises with (continuous line) and without instructions (dashed line)

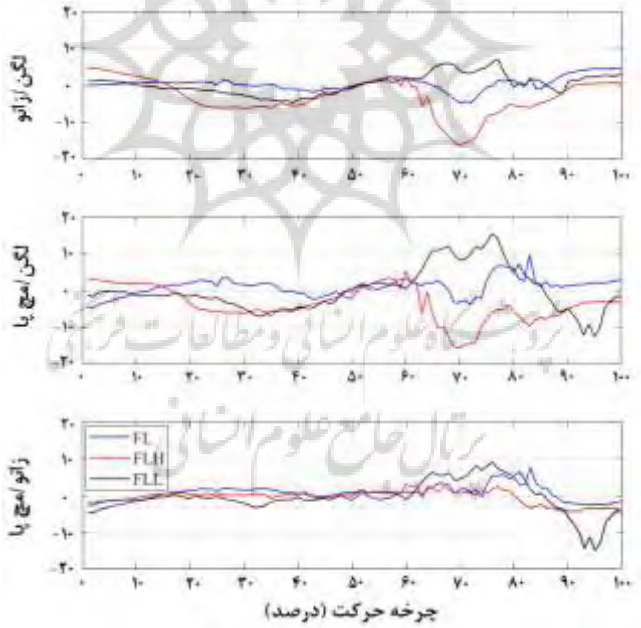
مقادیر جذر میانگین مربعات برای سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی در انواع لانج در جدول (۲) نشان داده شده است. براساس جدول (۲)، مقدار جذر میانگین مربعات سرعت زاویه‌ای در FLL در مقایسه با دو نوع دیگر، برای مفصل ران بیشتر

و برای زانو و مچ پا کمتر بود؛ یعنی در حین اجرای لانج با قرار گرفتن پا داخل طناب تی‌آرایکس، مفصل ران سریع‌تر از زانو و مچ پا حرکت کرد. این تفاوت در سرعت زاویه‌ای مفاصل بین FLL و FLH معنادار بود (P=۰/۰۴).

جدول ۲ – مقادیر جذر میانگین مربعات سرعت زاویه‌ای برای مفاصل اندام تحتانی در انواع لانج

Table 2- RMS values of angular velocity for lower extremity joints across lunge variations

		لانج تی‌آرایکس پا FLL	لانج تی‌آرایکس دست FLH	لانج معمولی FL
لگن Hip	پایین‌رونده Descending	5.11	3.77	4.71
	بالارونده Ascending	5.17	3.69	4.23
زانو Knee	پایین‌رونده Descending	6.00	7.73	7.58
	بالارونده Ascending	5.91	6.89	6.76
مچ پا Ankle	پایین‌رونده Descending	2.60	4.98	4.13
	بالارونده Ascending	2.57	4.36	3.65



شکل ۶ – منحنی فاز نسبی پیوسته در صفحه ساجیتال برای جفت مفاصل ران/زانو، ران/مچ پا، زانو/مچ پا

Figure 6- Continuous relative phase curve in the sagittal plane for the hip/knee, hip/ankle, and knee/ankle joint pairs

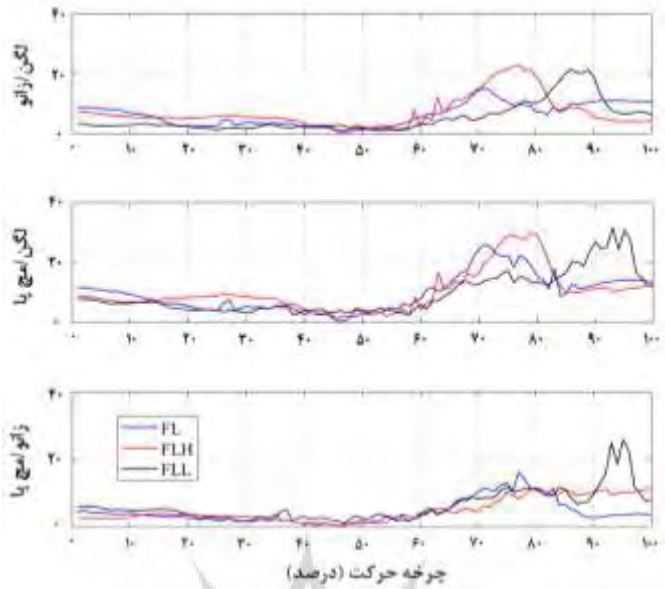
منحنی فاز نسبی پیوسته (CRP) در صفحه ساجیتال برای جفت مفاصل ران/زانو، ران/مچ پا، زانو/مچ پا در شکل (۶) و مقادیر RMS در جدول (۳) نشان داده شده است که بیانگر حرکت تقریباً هم‌فاز در بین مفاصل مختلف در کل چرخه حرکتی است؛ با این حال، در متغیر CRP، تفاوت بین انواع لانج معنادار نبود (P>۰/۰۵)، اما تفاوت بین فازهای پایین رفتن و بالا آمدن معنادار به دست آمد (P=۰/۰۲).

جدول ۳ – جذر میانگین مربعات فاز نسبی پیوسته برای جفت مفاصل ران/زانو، ران/مچ پا، زانو/مچ پا
Table 3- RMS values of Continuous Relative Phase for lower extremity joints couplings

		لانج تی‌آرایکس پا FLL	لانج تی‌آرایکس دست FLH	لانج معمولی FL
لگن Hip	پایین‌رونده Descending	3.16	5.85	3.76
	بالارونده Ascending	8.83	12.05	8.01
زانو Knee	پایین‌رونده Descending	5.93	7.39	6.16
	بالارونده Ascending	14.28	16.34	13.46
مچ پا Ankle	پایین‌رونده Descending	3.90	2.38	2.96
	بالارونده Ascending	9.77	6.53	7.07

تغییرپذیری هماهنگی برای جفت مفاصل ران/زانو، ران/مچ پا، زانو/مچ پا در صفحه ساجیتال در شکل (۷) و مقادیر RMS برای تغییرپذیری هماهنگی برای پنج فاز مختلف چرخه حرکت (پنج فاز با گام ۲۰ درصد) در جدول (۴) نمایش داده شده است. براساس آزمون‌های آماری، بین انواع لانج در فازهای مختلف به‌ویژه فازهای چهارم و پنجم تفاوت معنادار بود (P=۰/۰۱).

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی



شکل ۷ – منحنی تغییرپذیری هماهنگی در صفحه ساجیتال برای جفت مفاصل ران/زانو، ران/مچ پا، زانو/مچ پا

Figure 7- Coordination variability curve in the sagittal plane for the hip/knee, hip/ankle, and knee/ankle joint pairs

جدول ۴ – جذر میانگین مربعات تغییرپذیری هماهنگی برای جفت مفاصل ران/زانو، ران/مچ پا، زانو/مچ پا

Table 4- RMS values of the Coordination Variability for lower extremity joint couplings

لانج معمولی FL	لانج تی‌آرایکس دست FLH	لانج تی‌آرایکس پا FLL		
6.92	6.14	3.09	فاز ۱ Phase 1	لگن/زانو Hip/Knee
3.51	5.55	2.39	فاز ۲ Phase 2	
2.80	2.96	2.31	فاز ۳ Phase 3	
10.55	16.40	7.10	فاز ۴ Phase 4	
10.15	7.66	14.24	فاز ۵ Phase 5	
9.07	7.91	6.94	فاز ۱ Phase 1	لگن/مچ پا Hip/Ankle
5.10	8.25	4.53	فاز ۲ Phase 2	
4.24	3.80	4.28	فاز ۳ Phase 3	
10.13	12.31	13.01	فاز ۴ Phase 4	

جدول ۴ – جذر میانگین مربعات تغییرپذیری هماهنگی برای جفت مفاصل ران/زانو، ران/مچ پا، زانو/مچ پا
Table 4- RMS values of the Coordination Variability for lower extremity joint couplings

		لانج تی‌آرایکس پا FLL	لانج تی‌آرایکس دست FLH	لانج معمولی FL
	فاز ۵ Phase 5	12.13	13.17	13.32
	فاز ۱ Phase 1	5.39	3.39	3.91
	فاز ۲ Phase 2	3.01	3.06	2.19
زانو/مچ پا Knee/Ankle	فاز ۳ Phase 3	2.80	2.10	2.05
	فاز ۴ Phase 4	8.91	7.35	10.10
	فاز ۵ Phase 5	13.82	10.48	5.78

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر، تحلیل هماهنگی مفاصل اندام تحتانی در اجرای انواع لانج با و بدون تی‌آرایکس بود که ۲۲ نفر از دانشجویان دختر فعال دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، سه نوع متفاوت از لانج را اجرا کردند: لانج به جلوی معمولی، لانج به جلو با گرفتن طناب تی‌آرایکس با هر دو دست و لانج با قرار دادن پای عقب داخل طناب تی‌آرایکس. داده‌های کینماتیکی به طور هم‌زمان جمع‌آوری شده و متغیرهای جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای، هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی محاسبه و تحلیل شدند.

بررسی منحنی‌های جابه‌جایی زاویه‌ای، الگوهای مشابهی را در هر سه نوع لانج مطالعه‌شده نشان داد که شامل فلکشن و اکستنشن در مفاصل زانو و ران و دورسی فلکشن و سپس پلانتار فلکشن در مفصل مچ پا بود. منحنی‌های جابه‌جایی زاویه‌ای به‌دست‌آمده برای مفاصل مختلف در اجرای لانج به جلوی معمولی در این مطالعه، به غیر از ۳۰ درصد آغاز و پایان حرکت با منحنی‌های گزارش‌شده در مطالعات قبلی مشابهت داشت (۷). علت تفاوت در قسمت آغازین و پایانی منحنی‌ها، تفاوت در موقعیت‌های شروع و پایان حرکت در مطالعات قبلی بود که در آن مطالعات، یک فاز نوسان[1] هم در اجرای حرکت وجود داشت.

بررسی مقادیر میانگین و انحراف استاندارد دامنه حرکتی مفاصل نشان می‌دهد که در هر سه نوع لانج، دامنه حرکتی مفصل زانو بیشتر از دامنه حرکتی مفاصل ران و مچ پا است. این نتیجه‌گیری، تعریف رایج درخصوص حرکت لانج را که به‌عنوان حرکت زانومحور[2] شناخته می‌شود، تأیید می‌کند؛ یعنی در اجرای لانج، دامنه حرکتی مفصل زانو بیشتر از مفاصل ران و مچ پا است (۷) و می‌تواند در برنامه‌های تمرینی و توان‌بخشی برای تقویت ویژه مفصل زانو تجویز شود. مطالعات قبلی نیز توزیع

1. Swing
2. Knee Dominant

مشابهی از دامنه حرکتی مفاصل در اجرای لانج به جلوی معمولی را گزارش کرده‌اند (۷)، اما تاکنون مطالعه‌ای درخصوص لانج با تی‌آرایکس صورت نگرفته است. نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که در اجرای لانج با قرار گرفتن پا داخل طناب تی‌آرایکس، دامنه حرکتی مفصل زانو و مچ پا کاهش و دامنه حرکتی مفصل ران افزایش داشته است. همچنین در اجرای لانج با گرفتن طناب تی‌آرایکس با هر دو دست، دامنه حرکتی مفصل ران کاهش یافته و دامنه حرکتی مفصل مچ پا افزایش یافته است. این تفاوت از لحاظ آماری معنادار نشده است، اما نتایج مطالعات قبلی درخصوص وجود هم‌افزایی نسبتاً ساده ولی قوی بین مفاصل ران و مچ پا را تأیید می‌کند (۱۵).

حتی بررسی داده‌های سرعت زاویه‌ای مفاصل، تفاوت معنادار بین FLL و FLH را نشان می‌دهد؛ به طوری که در اجرای لانج با قرار گرفتن پا داخل طناب تی‌آرایکس، نسبت به نوع دیگر، سرعت حرکت مفصل ران افزایش یافته و سرعت حرکت مفصل مچ پا کاهش داشته است که همین نتیجه‌گیری نیز از فرضیه وجود هم‌افزایی بین مفاصل ران و مچ پا پشتیبانی می‌کند. طبق گفته برنشتاین (۳۰)، سیستم عصبی این ظرفیت را دارد که با تنظیم و محدود کردن درجات مختلف آزادی، حرکات هماهنگ به وجود آورد. این محدودیت‌ها ممکن است در اجرای کارهای مختلف و با توجه به مشخصات هندسی بدن افراد، به روش‌های مختلفی ازجمله تغییر در دامنه یا سرعت حرکت مفاصل اعمال شود. درجات مختلف آزادی در بدن انسان طوری هماهنگ می‌شود که گویی چند مفصل به یک مفصل کاهش یافته است. چنین هماهنگی، یک هم‌افزایی نامیده می‌شود. بدن انسان می‌تواند چندین هم‌افزایی را به طور هم‌زمان سازمان‌دهی کند و آن‌ها را به صورت مجزا یا ترکیبی، بسته به الزامات اجرایی هر حرکت به کار گیرد (۳۱). نتایج مطالعه حاضر درخصوص تغییر هماهنگ در دامنه و سرعت حرکت مفاصل ران و مچ پا در اجراهای مختلف لانج، نشان می‌دهد که هم‌افزایی‌ها ویژگی منحصربه‌فرد سیستم عصبی‌عضلانی در پاسخ به متغیرهای کنترلی در شرایط محیطی خاص هستند و در اجرای انواع لانج به‌ویژه FLL، به علت معلق بودن قسمتی از بدن فرد و به وجود آمدن نبود تعادل، هم‌افزایی ویژه بین مفاصل ران و مچ پا به وجود می‌آید و حرکات مچ پا در جهت تنظیم وضعیت تعادلی بدن، محدود می‌شود (۳۲).

همچنین احتمالاً می‌توان نتیجه گرفت که حرکت‌های FLL و FLH نیازهای مکانیکی متفاوتی را در عضلات اندام تحتانی افراد ایجاد می‌کنند. به طور کلی، FLL عضلات ران و لگن را بیشتر هدف قرار می‌دهد و زوایای فلکسوری در ران ایجاد می‌کند؛ در حالی که FLH، بیشتر فلکسورهای کف پا را هدف قرار می‌دهد و زوایای دورسی فلکشن بیشتری ایجاد می‌کند. با وجود اینکه هر سه نوع تمرین لانج برای بهبود دامنه حرکتی زانو و بهبود عملکرد عضلات اطراف زانو توصیه می‌شوند، برای بهبود عملکرد فلکسورهای ران و لگن می‌توان از حرکت FLL و برای بهبود عملکرد دورسی فلکسورهای پا و بهبود دامنه حرکتی مچ پا می‌توان از حرکت FLH استفاده کرد. این یافته‌ها احتمالاً می‌تواند در تجویز مؤثرتر فعالیت‌های ورزشی برای مفاصل اندام تحتانی در جهت حفظ، بهبود یا بازیابی عملکرد فیزیکی به کار رود.

در تحلیل نتایج فاز نسبی پیوسته، ازآنجاکه CRP بین دو مفصل، با کم کردن زاویه فازی مفصل پروگزیمال از مفصل دیستال محاسبه می‌شود، CRP مثبت نشان‌دهنده آن است که مفصل دیستال از مفصل پروگزیمال پیشی گرفته است؛ در حالی که CRP منفی به معنای معکوس است (۳۳). همچنین شیب مثبت منحنی CRP نشان می‌دهد که اندام دیستال حرکت سریع‌تری دارد؛ در حالی که شیب منفی نشان‌دهنده حرکت سریع‌تر اندام پروگزیمال است (۳۴). از نظر تئوری، اگر CRP برابر با صفر

باشد، دو نوسانگر هم‌فاز هستند و اگر CRP برابر با ۱۸۰ باشد، دو نوسانگر کاملاً ناهم‌فازند. سایر مقادیر بین صفر تا ۱۸۰ می‌تواند تمایل دو نوسانگر به هم‌فاز یا غیر هم‌فاز شدن را نشان دهد (۳۴، ۳۳). به طور کلی، مقادیر CRP بین ۳۰+ و ۳۰- نشان‌دهنده حرکت هم‌فاز و مقادیر بین ۱۵۰+ تا ۱۸۰+ یا ۱۵۰- تا ۱۸۰- نشان‌دهنده حرکت غیر هم‌فاز بین دو نوسانگر است (۷).

با توجه به مطالب بیان‌شده و نتایج مطالعه حاضر، در هر سه نوع لانج، یک حرکت تقریباً هم‌فاز برای جفت مفاصل ران/زانو، ران/مچ پا، زانو/مچ پا در کل چرخه حرکتی در صفحه ساجیتال وجود داشت. در مطالعات قبلی که حرکت لانج به جلوی معمولی بررسی شده بود، در بخش‌هایی از نمودار CRP، حرکت غیرهم‌فاز هم وجود داشت که مربوط به فاز نوسان در اجرای حرکت بود. وجود فاز نوسان در اجرای حرکت، لانج را از حالت زنجیره بسته به زنجیره باز تغییر داده و هماهنگی مفاصل را تحت‌تأثیر قرار می‌دهد (۷). در مطالعه حاضر، با توجه به نحوه آغاز و اتمام حرکت، کل چرخه حرکتی به صورت زنجیره بسته اجرا شد و فاز نوسان در اجرای حرکت وجود نداشت. به نظر می‌رسد که اجرای تمرینات زنجیره حرکتی بسته، نیازمند حرکت هم‌فازتر مفاصل اندام تحتانی است (۳۵)؛ در حالی که در حرکت‌های زنجیره باز، ران، ساق و پا با استقلال بیشتری نسبت به هم حرکت می‌کنند. ازآنجاکه مفاصل اندام تحتانی به طور عمده با عملکرد عضلات دو مفصلی کنترل می‌شوند، انقباض عضلات چهارسرران و همسترینگ مسئول انتقال حرکت و انرژی از مفاصل پروگزیمال به دیستال و درنتیجه هماهنگی اندام تحتانی است (۳۶). انقباض آن‌ها می‌تواند باعث اکستنشن هم‌زمان مفصل ران، زانو و مچ پا شود (۳۷). علاوه بر این، اکستنشن مفصل ران، یک جزء کششی غیرفعال را به عضله راست رانی اضافه می‌کند که منجر به افزایش نیروی کشش زانو می‌شود (۳۸)؛ بنابراین وجود حرکت‌های هم‌فاز در تمرینات زنجیره حرکتی بسته نشان‌دهنده نقش مرکزی عضلات دو مفصلی در کنترل انتقال انرژی در این نوع تمرینات است (۳۹).

مقادیر CRP برای مفاصل لگن و مچ پا، در فاز بالا آمدن، اعداد بالاتری را نشان می‌دهد که بیانگر تمایل دو مفصل به حرکت ناهم‌فازتر است. همچنین بررسی تغییرپذیری هماهنگی برای جفت مفاصل ران/زانو، ران/مچ پا، زانو/مچ پا در صفحه ساجیتال نشان می‌دهد که بین انواع لانج تفاوت معنادار وجود داشت. مقدار تغییرپذیری در فازهای چهارم و پنجم حرکت به بیشترین حد رسیده است که بیانگر تلاش مفاصل اندام تحتانی برای یافتن الگوی حرکتی بهینه در مرحله بالا آمدن حرکت است.

بررسی پیشینه پژوهش، نتایج متفاوتی را در ارتباط با افزایش یا کاهش تغییرپذیری نشان می‌دهد؛ به طوری که در پژوهشی، افزایش تغییرپذیری در اثر ناپایداری مچ پا به‌عنوان استراتژی ضعیف‌تر حسی‌حرکتی معرفی شد (۴۰) و در پژوهش دیگر، افزایش تغییرپذیری به‌عنوان عامل کاهش اثرات جانبی سندرم درد کشککی رانی بیان شد (۴۱). با مرور پیشینه پژوهش، مطالعه‌ای درخصوص ارتباط افزایش/کاهش تغییرپذیری با افزایش/کاهش آسیب، به‌صراحت ذکر نشده است؛ با وجود این، به نظر می‌رسد با وجود تغییرپذیری کم در اجرای حرکات، می‌توان به الگوی حرکت پایدارتری دست یافت (۳۳). در مطالعه حاضر، وجود تفاوت معنادار از لحاظ تغییرپذیری هماهنگی بین فازهای پایین رفتن و بالا آمدن در اجرای انواع لانج، نشان می‌دهد که بهتر است افرادی با مشکلات عضلانی در لگن یا فلکسورهای مچ پا، هنگام اجرای تمرین لانج کنار یک تکیه‌گاه بایستند و در صورت نیاز در فاز بالا آمدن از تکیه‌گاه کمک بگیرند؛ البته این افراد باید سعی کنند تا حد امکان حرکت را بدون کمک اجرا کنند و فقط در صورت خستگی، لغزش یا افتادن، از تکیه‌گاه استفاده کنند. ازآنجاکه در حرکت FLH، گرفتن طناب

تی‌آرایکس مانند حالت تکیه‌گاه و نوعی کمک برای بالا آمدن است، این تمرین می‌تواند به افرادی با مشکلات تعادلی یا ضعف عضلانی مانند سالمندان توصیه شود. این یافته‌ها می‌تواند به متخصصان در تجویز تمرین به افراد و گروه‌های مختلف، متناسب با نیازها و مشکلات آن‌ها کمک کند.

شایان ذکر است که در اجرای این پژوهش محدودیت‌هایی نیز وجود داشت؛ برای مثال، همه تحلیل‌های صورت‌گرفته در صفحه ساجیتال بود و حرکت‌هایی که در صفحات دیگر اتفاق می‌افتد (مانند چرخش لگن و...)، در نظر گرفته نشد. علاوه بر این، بررسی فعالیت الکتریکی عضلات برای روشن کردن نقش عضلات دومفصلی و بررسی الگوهای انقباض در انجام تمرین‌های مختلف زنجیره حرکتی بسته، می‌تواند تکمیل‌کننده نتیجه‌گیری‌های این مطالعه باشد. شرکت‌کنندگان در مطالعه حاضر، دانشجویان دختر فعال بودند و نتایج آن تعمیم‌یافتنی به سایر گروه‌های سنی و... نیست و به انجام مطالعات بیشتر درباره افراد و گروه‌های مختلف نیاز است.

پیام مقاله

تمرین لانج به‌عنوان یک تمرین زنجیره حرکتی بسته، جزء جدایی‌ناپذیر اکثر برنامه‌های تمرینی و توان‌بخشی است و به‌عنوان یک حرکت زانومحور شناخته می‌شود؛ با این حال، در اجرای لانج با قرارگیری پا داخل طناب تی‌آرایکس، درگیری (دامنه حرکتی) مفصل ران افزایش می‌یابد و درگیری مچ پا کمتر می‌شود و در اجرای لانج با گرفتن طناب تی‌آرایکس در دست، درگیری مچ پا بیشتر شده و درگیری ران کمتر می‌شود؛ بنابراین می‌توان گفت، در افرادی که با تشخیص متخصص در فلکشن ران دچار ضعف هستند، FLL می‌تواند در بازگرداندن عملکرد فلکسوری ران مؤثرتر از انواع دیگر باشد. به طور مشابه، در افرادی که ضعف فلکسور کف پا تشخیص داده شده است، FLH فعالیت مفیدتری خواهد بود. همچنین با توجه به افزایش تغییرپذیری در فاز بالا آمدن در اجرای انواع لانج، بهتر است افرادی با مشکلات تعادلی یا ضعف عضلانی در هنگام اجرای این حرکت، کنار یک تکیه‌گاه بایستند و در صورت لغزش یا افتادن از تکیه‌گاه کمک بگیرند. حرکت FLH به علت ماهیت تکیه‌گاه مانند طناب تی‌آرایکس در اجرای حرکت، به این افراد توصیه می‌شود.

ملاحظات اخلاقی

این پژوهش با کد اخلاق IR.KHU.REC.1400.026 تأیید شده است.

مشارکت نویسندگان

ایده‌پردازی: فهیمه خوشمرام، حیدر صادقی و رونالد اسنار
جمع‌آوری داده‌ها: فهیمه خوشمرام
تحلیل داده‌ها: فهیمه خوشمرام، حیدر صادقی و رونالد اسنار
نوشتن مقاله: فهیمه خوشمرام، حیدر صادقی و رونالد اسنار
بازبینی و ویرایش: حیدر صادقی و رونالد اسنار
مرور ادبیات: فهیمه خوشمرام
مدیر پروژه: حیدر صادقی
هرگونه مشارکت دیگر: فهیمه خوشمرام، حیدر صادقی و رونالد اسنار

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از رساله دکتری تخصصی، در دانشگاه خوارزمی تهران است. از تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش که با وجود محدودیت‌های روزهای پساکرونایی همکاری فراوان داشتند، تشکر و قدردانی می‌کنیم.

منابع

1. Farrokhi S, Pollard CD, Souza RB, Chen YJ, Reischl S, Powers CM. Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2008;38(7):403-9. https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2634
2. Cheon S, Lee J-H, Jun H-P, An YW, Chang E. Acute effects of open kinetic chain exercise versus those of closed kinetic chain exercise on quadriceps muscle thickness in healthy adults. International Journal of Environmental Research and Public Health. 2020;17(13):46699. https://doi.org/10.3390/ijerph17134669
3. Sakurai A, Harato K, Morishige Y, Kobayashi S, Niki Y, Nagura T. The effects of toe direction on three-dimensional knee kinematics during closed kinetic chain exercise in patients with anterior cruciate ligament deficient knee. Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation And Technology. 2019;18:1-5. https://doi.org/10.1016/j.asmart.2019.07.002
4. Barnes SF. The Knee Mechanics during Anterior and Posterior Lunge (Master's thesis). The University of Toledo.
5. Jönhagen S, Halvorsen K, Benoit DL. Muscle activation and length changes during two lunge exercises: implications for rehabilitation. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2009;19(4):561-8. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00692.x
6. Kim K, Lee J, Lee J, Lee J. Effects of instability tools on muscles activities in lunge exercise in healthy adult males. The Journal of Korean Physical Therapy. 2019;31(6):363-7. https://doi.org/10.18857/jkpt.2019.31.6.363
7. Romanazzi M, Galante D, Sforza C. Intralimb joint coordination of the lower extremities in resistance training exercises. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2015;25(1):61-8. https://doi.org/j.jelekin.2014.10.012
8. Aguilera-Castells J, Peña J, Fort Vanmeerhaeghe A, Solana-Tramunt M, Morales Aznar J. Suspended lunge exercise: assessment of forces in different positions and paces. Aloma, 2019,37(1):2019. https://doi.org/10.51698/aloma.2019.37.1.57-64
9. Jiménez-García JD, Martínez-Amat A, De la Torre-Cruz M, Fábrega-Cuadros R, Cruz-Díaz D, Aibar-Almazán A, et al. Suspension training HIIT improves gait speed, strength and quality of life in older adults. International Journal of Sports Medicine. 2019;40(02):116-24. https://doi.org/10.1055/a-0787-1548
10. Bouillon LE ,Hofener M, O'Donnel A, Milligan A, Obrock C. Comparison of muscle activity using unstable devices during a forward lunge. Journal of Sport Rehabilitation. 2019;29(4):394-9. https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0296
11. Davies B. A review of "The Co-ordination and Regulation of Movements" By N. Bernstein. (Pergamon Press, 1967.)[Pp. xii+ 196.] 505. Ergonomics. 1968;11(1):95-7. https://doi.org/10.1080/00140136808930945
12. Biryukova E, Sirotkina I. Forward to bernstein: movement complexity as a new frontier. Frontiers in Neuroscience. 2020;14:553. https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00553

13. Kimura A, Omura L, Yoshioka S, Fukashiro S. Identifying coordination between joint movements during a throwing task with multiple degrees of freedom. Human Movement Science. 2021;77:102799. https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102799
14. Wilmut K, Wang S, Barnett AL. Inter-limb coordination in a novel pedalo task: A comparison of children with and without developmental coordination disorder. Human Movement Science. 2022;82:102932. https://doi.org/10.1016/j.humov.2022.102932
15. Burnie L, Barratt P, Davids K, Worsfold P, Wheat J. Quantifying the hip-ankle synergy in short-term maximal cycling. Journal of Biomechanics. 2022;142:111268. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111268
16. Stergiou N. Innovative analyses of human movement: analytical tools for human movement research: Human Kinetics Champaign; 2004. https://doi.org/10.12800/CCD.V1I1.272
17. Turvey MT. Coordination. American Psychologist. 1990;45(8):938. https://doi.org/10.1037//0003-066x.45.8.938
18. Guimarães AN, Ugrinowitsch H, Dascal JB, Porto AB, Okazaki VHA. Freezing degrees of freedom during motor learning: a systematic review. Motor control. 2020;24(3):457-71. https://doi.org/10.1123/mc.2019-0060
19. PANCAR S, TOPÇU H, ARABACI R, VARDAR T. The Effect of TRX Suspension Training on Physical Capacity of Young Sedentaries. The Journal of Eurasia Sport Sciences and Medicine. 2021;3(1):24-32
20. Khorjahani A, Mirmoezzi M, Bagheri M, Kalantariyan M. Effects of TRX suspension training on proprioception and muscle strength in female athletes with functional ankle instability. Asian Journal of Sports Medicine. 2021;12(2). https://doi.org/10.5812/asjsm.107042
21. Fong SS, Tam Y, Macfarlane DJ, Ng SS, Bae Y-H, Chan EW, et al. Core muscle activity during TRX suspension exercises with and without kinesiology taping in adults with chronic low back pain: implications for rehabilitation. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine. 2015;2015. https://doi.org/10.1155/2015/910168
22. Hussain AS, Hussein SA, Salam ZA. The effect of (TRX) exercises in improving muscle strength in terms of ranges of motion of the spine for high jumpers with low back pain, ages (25-35 years). Texas Journal of Multidisciplinary Studies. 2023;17:64-8.
23. Aslani M, Kalantariyan M, Minoonejad H. Effect of functional training with TRX on the balance of middle-Aged men. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2018;7(4):80-9. https://doi.org/10.22037/jrm.2018.111035.1709
24. Shavikloo J, Norasteh A. Does TRX training reduce injury rates in futsal athletes, as measured by the functional movement screening test? 2019. In Press.
25. Rausch L. Functional mobility and balance of college-age adults before and after TRX® suspension training (Master's thesis); 2020.
26. DiCesare CA, Montalvo A, Foss KDB, Thomas SM, Hewett TE, Jayanthi NA, et al. Sport specialization and coordination differences in multisport adolescent female basketball, soccer, and volleyball athletes. Journal of Athletic Training. 2019;54(10):1105-14. https://doi.org/10.4085/1062-6050-407-18
27. Kang H. Sample size determination and power analysis using the G*Power software. Journal of Educational Evaluation for Health Professions. 2021;18. https://doi.org/10.3352/jeehp.2021.18.17
28. Senna GW, Willardson JM, Scudese E, Simão R, Queiroz C, Avelar R, et al. Effect of different interset rest intervals on performance of single and multijoint exercises with near-maximal loads. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2016;30(3):710-6. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001142
29. Wang W, Qu F, Li S, Wang L. Effects of motor skill level and speed on movement variability during running. Journal of Biomechanics. 2021;127:110680. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110680
30. Chang M, O'Dwyer N, Adams R, Cobley S, Lee K-Y, Halaki M. Whole-body kinematics and coordination in a complex dance sequence: Differences across skill levels. Human Movement Science. 2020;69:102564. https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102564

31. Gray R. Changes in movement coordination associated with skill acquisition in baseball batting: Freezing/freeing degrees of freedom and functional variability. Frontiers in Psychology. 2020;11:1295. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2020.01295
32. Thullier F, Moufti H. Multi-joint coordination in ballet dancers. Neuroscience Letters. 2004;369(1):80-4. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.08.011
33. Lukšys D, Jatužis D, Jonaitis G, Griškevičius J. Application of continuous relative phase analysis for differentiation of gait in neurodegenerative disease. Biomedical Signal Processing and Control. 2021;67:102558. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.102558
34. Lamb PF, Stöckl M. On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. Clinical Biomechanics. 2014;29(5):484-93. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.03.008
35. King AC, Hannan KB. Segment coordination variability during double leg bodyweight squats at different tempos. International Journal of Sports Medicine. 2019;40(11):725-31. https://doi.org/10.1055/a-0965-7358
36. Meenakshi C, Apparao C, Swamy G, Chaturvedhi P, Mounika R. Comparison of pilates exercises and closed kinematic chain exercises on pain, muscle strength and functional performance in subjects with knee osteoarthritis. J Physfiofther Res Vofl. 2021;5.
37. Kuo AD. The action of two-joint muscles: the legacy of WP Lombard. Classics in Movement Science. 2001:289-315.
38. Gregor RJ, Cavanagh PR, LaFortune M. Knee flexor moments during propulsion in cycling—A creative solution to Lombard's Paradox. Journal of Biomechanics. 1985;18(5):307-16. https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90286-6
39. HIGA M, ENDO Y, NAKAGAWA Y. Force estimations and theoretical calculations for the biarticular muscles during squatting. Journal of Biomechanical Science and Engineering. 2022;17(3):22-00060-22. https://doi.org/10.1299/jbse.22-00060
40. Herb C, Blemker S, Saliba S ,Hart J, Hertel J. Chronic ankle instability patients exhibit higher variability in lower extremity joint-coupling variability during drop vertical jumps. Journal of Biomechanics. 2020;99:109479. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109479
41. Bonacci J, Fox A, Hall M, Fuller JT, Vicenzino B. Effect of gait retraining on segment coordination and joint variability in individuals with patellofemoral pain. Clinical Biomechanics. 2020;80:105179. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105179

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی