

Research Paper



The Effect of Fatigue Due to Exhausting Running on Static and Dynamic Balance in Women With Hyperlordosis

*Rooholah Rezaee¹ , Mehdi Khayami² , Akbar Ghalavand³ , Sahar Noroozi⁴ , Mahsa Taleshi⁵ , Somayeh Nersi⁵

1. Department of Sports Biomechanics, Technical and Vocational University, School of Physical Education and Sports Sciences, Imam Ali (AS) Safadash, Tehran, Iran.
2. Department of Sports Pathology and Corrective Movements, Faculty of Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

3. Department of Exercise-Neuromuscular Physiology, Pediatric Gastroenterology and Liver Research Center, Zabol University of Medical Sciences, Zabol, Iran.
4. Department of Sports Pathology and Corrective Movements, Faculty of Humanities, Bojnourd University, Bojnourd, Iran.

5. Faculty of Sama Engineering and Technology, Andisheh Branch, Islamic Azad University, Andisheh, Iran

Use your device to scan
and read the article online



Citation Rezaee R, Khayami M, Ghalavand A, Noroozi S, Taleshi M, Nersi S. The Effect of Fatigue Due to Exhausting Running on Static and Dynamic Balance in Women With Hyperlordosis. Jundishapur Journal of Medical Sciences. 2022; 20(SpecialIssue):664-679.
<https://doi.org/10.32598/JSMJ.20.2332>

<https://doi.org/10.32598/JSMJ.20.2332>



Received: 03 Oct 2020

Accepted: 24 May 2021

Available Online: 01 Feb 2022

ABSTRACT

Background and Objectives Hyperlordosis is one of the spinal abnormalities. The aim of this study was to investigate the effect of fatigue caused by strenuous running on static and dynamic balance in women with hyperlordosis.

Subjects and Methods In the present quasi-experimental study, 30 women with lumbar spine curvature greater than 40 degrees were included in the experimental control groups. To measure lumbar lordosis from a flexible ruler and to assess static and dynamic balance, displacement changes and Center of Pressure (COP) distance, with the eyes open on a hard surface using a bidex device in two pre-fatigue conditions (3 repetitions) and after fatigue (3 repetitions) were performed. The experimental group was affected only by the independent variable of muscle fatigue. Simon test was used to perform the fatigue program to the point of exhaustion.

Results Fatigue due to running to the point of exhaustion had a significant effect on static and dynamic balance (COP displacement). Fatigue with Simon protocol in the difficult directions of dynamic balance test (anterior, anterior-external and external) compared to before the fatigue protocol had a significant difference in dynamic balance on the subjects.

Conclusion According to the results, it can be said that fatigue reduces balance in women with lumbar hyperlordosis by reducing postural control.

Keywords:

Fatigue, balance,
hyperlordosis

*** Corresponding Author:**

Rooholah Rezaee, PhD.

Address: Technical & Vocational training University, Imam Ali Department of Physical Education Sport Sience Safadash, Tehran, Iran.

Tel: +98 (918) 4687857

E-Mail: rooholah.rezaee@yahoo.com

مقاله پژوهشی

تأثیر خستگی ناشی از دویدن و امداده ساز بر تعادل ایستا و پویا در زنان دارای هایپرلوردوزیس

*روح الله رضایی^۱، مهدی خیامی^۲، اکبر قلاوند^۳، سحر نوروزی^۴، مهسا طالشی^۵، سمیه نرسی^۵

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه فنی و حرفه‌ای، آموزشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی امام علی (ع) صفادشت، تهران، ایران.
۲. گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۳. گروه فیزیولوژی ورزشی-حصی عضلانی، مرکز تحقیقات گوارش و کبد کودکان، دانشگاه علوم پزشکی زابل، زابل، ایران.
۴. گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه علوم انسانی، دانشگاه چندره، بجنورد، ایران.
۵. دانشکده فنی و حرفه‌ای سما، واحد اندیشه، دانشگاه آزاد اسلامی، اندیشه، ایران.

چکیده

مینه و هدف: هایپرلوردوزیس یکی از ناهنجاری‌های ستون فقرات است. هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر خستگی ناشی از دویدن و امداده ساز بر تعادل ایستا و پویا در زنان مبتلا به هایپرلوردوزیس بود.

روش پژوهش: در تحقیق نیمه تجربی حاضر، ۳۰ زن با تنحنی ستون فقرات کمری بیشتر از ۴۰ درجه در گروههای آزمایش و کنترل وارد شدند. میزان لوردوز کمری با خطکش منعطف و تعادل ایستا و پویا، میزان تغییرات جابه‌جایی و مسافت مرکز فشار پا (ضریب عملکرد) با چشمان باز بر روی سطح سخت باستگاه بایودکس در دو شرایط قبل از خستگی (۳ تکرار) و پس از خستگی (۳ تکرار) اندازه‌گیری شد. برای اجرای برنامه خستگی تاحد و امدادگی از آزمون سایمون استفاده شد.

یافته‌ها خستگی ناشی از دویدن تا سرحد و امدادگی، تأثیر معناداری بر تعادل ایستا و پویا (جابه‌جایی ضریب عملکرد) داشت. ایجاد خستگی با پروتکل سایمون در جهت‌های سخت آزمون تعادل پویا (قادمی، قدمایی خارجی و خارجی) نسبت به قبل از پروتکل خستگی تفاوت معناداری در تعادل پویا بر روی آزمودنی‌ها داشت.

نتیجه گیری: با توجه به نتایج می‌توان گفت خستگی با کاهش کنترل پاسچر موجب کاهش تعادل در زنان مبتلا به هایپرلوردوزیس کمری می‌شود.

تاریخ دریافت: ۱۲ مهر ۱۳۹۹

تاریخ پذیرش: ۳ خرداد ۱۴۰۰

تاریخ انتشار: ۱۲ بهمن ۱۴۰۰

کلیدواژه‌ها:
خستگی، تعادل،
هایپرلوردوزیس

مقدمه

بدن حائز اهمیت است. از طرف دیگر، قوس‌هایی که در ستون مهدها وجود دارد از وارد شدن فشارهای مستقیم و بروز آسیب جلوگیری می‌کنند [۲]. راستای ستون مهدهای در ناحیه کمری با قوس طبیعی همراه است. قوس بیش از حد در این ناحیه، گود پشتی یا هایپرلوردوز کمری نامیده می‌شود.

هایپرلوردوز کمری^۱ را می‌توان از شایع‌ترین عوارض عدم تعادل عضلاتی در ناحیه ستون مهده بهویژه در زنان بیان کرد که در اثر ضعف و کوتاهی بافت‌های نرم نواحی لگن، شکم و ستون مهدهای به وجود می‌آید [۳]. وجود این ناهنجاری می‌تواند ابتداً ترین زمینه برای بروز انواع مشکلات از جمله کمر دردها و مشکلات

پاسچر معمولاً آرایش نسبی قسمت‌های مختلف بدن در ارتباط با یکدیگر است و این وضعیت وقتی در حد بهینه است که بین عضلات و اسکلت تعادل برقرار شود [۱]. عملکرد و ساختار بدن به گونه‌ای است که خود پتانسیلی برای کسب و حفظ کنترل پاسچر مناسب فراهم می‌آورد. با وجود این، عادات بد و الگوهای غلط زندگی و فعالیت‌های مربوطه به آن، استرس‌هایی بر این مکانیسم وارد می‌کند که می‌تواند ساختار و عملکرد بدن را برهم بزند. از این حیث، شاید ستون مهدها را بتوان با اهمیت‌ترین جزء بدن محسوب کرد، زیرا علاوه بر به وجود آوردن یک حفاظت کارآمد برای نخاع، از نظر حرکتی و حفظ استحکام چارچوب

1. Lumbar hyperlordosis

* نویسنده مسئول:

دکتر روح الله رضایی

نشانی: تهران، آموزشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی امام علی (ع) صفادشت، دانشگاه فنی و حرفه‌ای.

تلفن: +۹۸ (۰۱۸) ۴۶۸۷۸۵۷

رایانامه: rooholah.rezaee@yahoo.com

بخش سوم، انجام دقیق دستورات حرکتی به وسیله بافت‌های نوروماسکولار صورت می‌گیرد. سامان دهی حسی حرکتی نتیجه تعامل و تداخل عوامل تأثیرگذار شامل محیط عملکرد ارگانیسم است که با تغییر در هر یک از سه عامل ذکر شده میزان پیچیدگی سیستم کنترل پاسچر متغّر خواهد بود. در ارتباط با بررسی اختلالات مربوط به سیستم کنترل پاسچر باید به دو مورد توجه داشت: اول، شرایط ایستا و پویا بودن آزمون و دوم، نوع فعالیت به کار گرفته شده که به طور کلی در سه دسته حفظ تعادل در حالت‌های ایستادن ثابت^{۱۰} در شرایط اعمال اغتشاش^{۱۱} و انجام فعالیت ارادی تقسیم‌بندی می‌شود^[۹].

اطلاعات ارسالی از گیرندهای حسی در سراسر بدن در ارتباط با موقعیت بدن در فضا و یا ثابت و متحرک بودن آن توسط سیستم عصبی مرکزی سازماندهی و پاسخ‌های حرکتی مناسب برای کنترل ثبات پاسچر و حفظ بدن در فضا صادر می‌شود^[۱۰]. در بسیاری از وظایف عملکردی، راستای بدن عمودی است و برای حفظ این وضعیت، از حرکت‌های حسی گوناگونی چون جاذبه، (سیستم وستیبولا)، سطح اتکا (سیستم حسی-پیکری) و ارتباط بدن با اشیاء موجود در محیط (سیستم بینایی) استفاده می‌شود. پایداری پاسچر یا تعادل، توانایی بدن در حفظ توازن بین نیروها و گشتاورهای مؤثر روی مرکز جرم بدن است^[۱۰]. تعادل را به دو صورت ایستا که عبارت است از توانایی حفظ مرکز نقل در محدوده سطح اتکا و تعادل پویا عبارت است از توانایی حفظ مرکز فشار (ضریب عملکرد) بدن در محدوده سطح اتکا و حفظ بازیافت آن طی فعالیت که با کنترل پاسچر و راهبردهای واکنشی و پیش‌بینی کننده ارتباط دارد، تعریف می‌شود^[۱۱].

تعادل پویا به عنوان یکی از مفاهیم بحث برانگیز سیستم حسی-حرکتی، ارتباط متقابل و پیچیده میان درون‌دادهای حسی و پاسخ‌های حرکتی موردنیاز را برای حفظ و یا تغییر پاسچر موردنرسی قرار می‌دهد^[۱۲]. کنترل موقعیت بدن یا همان حفظ تعادل، نیازمند تقابل پیچیده‌ای میان سیستم‌های عضلانی-اسکلتی و عصبی است. اجزاء عصبی ضروری برای حفظ تعادل را فرآیندهای حرکتی (سینزی‌های بینایی، دهلیزی، حسی پیکری) و فرآیندهای حسی (سیستم‌های بینایی، دهلیزی، حسی پیکری) و فرآیندهای عصبی سطوح بالاتر تشکیل می‌دهند^[۱۳]. در حالت ایستاده ساکن، هر سه سیستم مذکور در حفظ تعادل نقش دارند، لیکن به نظر می‌رسد در حین اجرای فعالیت حفظ تعادل بیشتر به فرآیندهای حسی پیکری وابسته باشد^[۱۴]. آزمون‌های ارزیابی تعادل به صورت عملکردی (مشابه با فعالیت‌ها و مهارت‌های پایه و ورزشی) یا غیر عملکردی (بدون مشابهت با فعالیت‌های روزانه و مهارت‌های ورزشی) می‌باشند^[۱۵].

10.Quiet Stance
11. Perturbation

تنفسی باشد. شناخت دقیق، زود هنگام و به موقع این ناهنجاری می‌تواند در پیشگیری، جلوگیری از پیشرفت و اصلاح آن کاملاً مؤثر باشد. در این میان از ابزارها و وسائل مختلفی برای ارزیابی و تشخیص آن استفاده می‌شود که می‌توان ابزارهایی چون اسپاینال موس^۲، پانتوگراف^۳، کایفومتر^۴ و خطکش منعطف رانام برد که هر کدام مزايا و معایب خود را دارند^[۲].

موقعیت استقرار بدن و اثری که بخاطر تغییر در آن بر ارگان‌های مختلف بدن از قبیل دستگاه تنفسی، گردش خون و مشکلات عصبی بر جای می‌گذارد، حائز اهمیت است. اغلب ناقصی و ضعفهای ارگانی و ساختاری در دوران کودکی آن طور که باید مشاهده نمی‌شود و این مسئله در مراحل دیگر زندگی بهویژه در مرحله بزرگسالی، می‌تواند ناراحتی‌هایی را به وجود آورد که عملاً فعالیت طبیعی بدن را مختل کرده و حتی طول عمر را کاهش دهد^[۴]. توانایی کنترل بدن در فضا حاصل یک سری عکس‌العمل پیچیده سیستم عصبی عضلانی است که به سیستم کنترل پاسچر^۵ معروف است. وظیفه این سیستم، کنترل پاسچر بدن در فضا از نظر پایداری^۶ و انحرافات پاسچر^۷ است^[۵]. در برابر نیروهای برهم زننده ثبات بدن، تنظیمات پاسچر توسط فعالیت عضلات و حرکت سگمان‌ها در نتیجه عملکرد مکانیسم‌های داخلی نظیر قدرت عضلانی، ورودی‌های حسی بینایی، حس عمقی و وستیبولا^۸، صورت می‌گیرد. درنتیجه، تعادل بدن تنظیم می‌شود^[۶]. سیستم حس-عمقی^۹ مجموعه درون‌دادهای عصبی است که از گیرندهای مکانیکی موجود در کپسول مفصلی، لیگامنت‌ها، عضلات، تاندون‌ها و پوست تأمین و برای تجزیه و تحلیل به سیستم اعصاب مرکزی می‌رود^[۷].

توانایی کنترل پاسچر یک ساز و کار رفلکسی موردنیاز برای انجام فعالیت‌های مختلف عادی و ورزشی است که در دو شرایط استاتیکی و دینامیکی ارزیابی و تحلیل می‌شود^[۸]. مسئولیت سیستم کنترل پاسچر حفظ تعادل در طول تمام فعالیت‌های حرکتی بدن است. کنترل پاسچر در سه بخش درنظر گرفته می‌شود: بخش اول، مجموعه اطلاعاتی در ارتباط با کنترل پاسچر نسبت به سطح ساپورت، جاذبه و موقعیت هر سگمنت نسبت به سگمنت‌های دیگر که از ورودی‌های بینایی، وستیبولا و حسی-پیکری استفاده می‌شود. بخش دوم، یکپارچه‌سازی و سامان دهی اطلاعات آوران تا دستور حرکتی موردنیاز ایجاد شود. سامان دهی دقیق زمانی فضایی این دستورات براساس نیازهایی است که در شرایط فعالیت‌های عملکردی و محیطی ایجاد می‌شود.

- 2. Spinal Mouse
- 3. Pantograph
- 4. Kymometer
- 5.Postural Control
- 6.Stability
- 7.Postural Orientation
- 8. Vestibular
- 9. Proprioception

در مطالعات بیوشیمی، علل خستگی را به تجمع متابولیت‌ها (فرآورده‌های فرعی واکنش‌های تولید انرژی) و کاهش ذخائر سلولی یا سوبستراها نسبت می‌دهند [۱۳].

خستگی در اثر تحمل انقباضی پیوسته به وجود می‌آید و با علائمی مانند کاهش نیرو، لرزش و درد موضعی مشخص می‌شود. کاهش تولید نیرو، نقص در ثبات پاسچرال، کاهش دقت و سرعت پاسخ‌های حرکتی، کاهش کنترل سرعت و شتاب اندام‌ها و مستعد کردن بدین برای آسیب‌دیدگی از پیامدهای خستگی هستند که احتمالاً خستگی از طریق این ساز و کارها به همراه اختلال در همانگی عضلاتی موجب نقص عملکرد نیز می‌شود [۲۲]. پیشتر مطالعات مربوط به بررسی ثبات پاسچر در شرایط ایستادن ثابت بوده است [۲۴] که ممکن است باعث آشکارسازی ناقایص پاسچر نشود. به همین دلیل ضرورت انجام ارزیابی‌های دینامیک احساس می‌شود. به نظر می‌رسد افراد خسته در معرض خطر ضایعات مفصلی به علت کاهش تعادل باشند. بنابراین، این احتمال وجود دارد که بخش عمدۀ از ضایعات ناشی از بی‌ثباتی به علت خستگی عضلات ثبات‌دهنده مفصل باشد [۲۵].

بدن انسان در زندگی روزمره و هنگام پرداختن به فعالیت‌های دینامیکی و ورزشی به طور مداوم در حال اتخاذ راهبرد و کسب شرایطی است که مانع برهم خوردن تعادل شود. بدین ترتیب، شناخت و تحلیل چگونگی کنترل تعادل بدن در این گونه شرایط در پیشگیری از بروز آسیب و سقوط در افراد با عملکرد تعادلی ضعیف کمکننده است و اطلاعات مفیدی را در اختیار محققان قرار می‌دهد. نالت و همکاران به بررسی ارتباط میان عملکرد تعادلی افراد مبتلا به اسکولیوسمیس [۱۳] یا انحراف جانبی ستون فقرات با پارامترهای وضعیت بدنی پرداختند. نتایج به دست آمده نشان داد جایه‌جایی مرکز فشار در گروه اسکولیوتیک بیشتر از گروه کنترل و در نتیجه دارای عملکرد تعادلی ضعیف‌تر است [۲۶].

سیناکی و همکاران د در تحقیقی بر روی ۱۲ زن دارای عارضه کایفوسیس [۱۳] نشان دادند کایفوسیس به همراه نقص در قدرت عضلانی نقش مهمی در افزایش نوسانات بدن، عدم تعادل و افزایش خطر زمین‌خوردگی افراد بازی می‌کند [۱۴]. آیداق و همکاران می‌لادی به بررسی وضعیت تعادل دینامیکی بیماران مبتلا به آنکیلوزینگ اسپوندلیتیس [۱۴] با استفاده از سیستم بایودکس پرداختند. آنان گزارش کردند بین بیماران آنکیلوزینگ اسپوندلیتیس و گروه کنترل در عملکرد تعادل دینامیکی اختلاف وجود ندارد و تفاوت معناداری را میان نوسانات پاسچری و مرکز فشار پا میان دو گروه نشان داده نشد [۲۷]. ویلروم و همکاران به بررسی اثرات خستگی عضلات بازکننده ستون فقرات بر کنترل پاسچر پرداختند. نتایج به دست آمده از تحقیقات آن‌ها نیز

- 12. Scoliosis
- 13. Kyphosis
- 14. Ankylosing spondylitis

بنابراین، تغییرات ضربی عملکرد به عنوان شاخص تعیین عملکرد تعادلی افراد در نظر گرفته می‌شود. در واقع، تعادل انسان به وسیله فرایند عصبی-عضلاتی پیچیده شامل شناسایی حس حرکت بدن، یکپارچگی اطلاعات حسی، حرکتی در دستگاه عصبی مرکزی و برنامه‌ریزی و اجراء پاسخ‌های عصبی-عضلاتی مناسب می‌باشد [۱۶، ۱۷]. سیستم دهلیزی اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت سر را در رابطه با نیروی جاذبه به سیستم عصبی مرکزی منتقل می‌کند [۱۸]. سیستم حسی-پیکری اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت بدن را نسبت به سطوح انتکا برای سیستم عصبی مرکزی فراهم می‌کند. این سیستم در مورد ارتباط اجزاء مختلف بدن نسبت به یکدیگر، اطلاعاتی به سیستم عصبی مرکزی گزارش می‌دهد [۱۸، ۱۹]. گیرنده‌های این سیستم شامل دوک عضلاتی، اندام‌های وتری گلزاری، گیرنده‌های مفصلی، گیرنده‌های حس پوستی شامل حس ارتعاش، حس لمس سطحی، حس فشار و حس کشش پوستی می‌باشد. در شرایط طبیعی نقش اطلاعات این سیستم در کنترل وضعیت بدن نسبت به سیستم‌های بینایی و دهلیزی بیشتر است [۱۹]. سیستم بینایی اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت سر را نسبت به اشیاء گوناگون موجود در محیط گزارش می‌دهد [۱۲].

از آنجا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته (حالتی که پا روی سطح انتکا قرار می‌گیرد) حفظ می‌شود و بر بازخورد یکپارچه و استراتژی‌های حرکت بین مفصل ران، زانو و مچ پا متنکی می‌باشد. بنابراین، تعادل می‌تواند از طریق نقصان در بازخورد آوران یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی مفصل یا ساختار در طول زنجیره حرکتی اندام تحتانی دچار اختلال شود [۱۲]. کنترل عصبی-عضلاتی نقش مهمی در حفظ ثبات پویای مفصل و حمایت از بدن در مقابل آسیب دارد. خستگی عصبی عضلاتی می‌تواند سبب اختلال در این کنترل و ثبات شود [۱۹]. هنگام خستگی، توانایی تولید پاسخ‌های عضلاتی مناسب برای حفظ ثبات مفصل کاهش می‌یابد [۲۰]. خستگی، ناتوانی زودگذر در حفظ توان یا نیروی عضلاتی به هنگام انقباض‌های متواالی است. خستگی ممکن است در هر نقطه از مسیرهای درگیر در فرآیند انقباض رخ دهد و بسته به ساز و کار فیزیولوژیک آن، سبب تغییراتی در پیام‌های مغز، ظرفیت تحریک نرون محرکه تحتانی، میزان تحریک‌پذیری نرون حرکتی، کیفیت انتقال پیام در پیوندگاه عصب و عضله، شدت تحریک‌پذیری غشاء عضله، ویژگی‌های انقباضی و اندوخته انرژی بدن شود [۲۱].

خستگی یکی از عواملی است که کنترل وضعیت بدن را تحت تأثیر قرار می‌دهد. خستگی عضلاتی می‌تواند اطلاعات رسیده از منابع حسی به مغز را مختل کند و تعادل را از بین ببرد. همچنین سبب کاهش سرعت انتقال پیام‌های آوران و کندی ارسال پیام‌های واپران به سیستم عصبی-اسکلتی می‌شود و بر توانایی حرکات مؤثر جرمانی اثر منفی می‌گذارد [۲۲].

نبوغ تحقیقی در این زمینه، ضرورت تحقیق حاضر می‌تواند توجیه شود. بنابراین، مطالعه حاضر با هدف تعیین اثر خستگی ناشی از دویدن تا سرحد و اماندگی بر تعادل ایستا و پویا در زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته طراحی شد.

روش بررسی

در پژوهش نیمه تجربی حاضر که با دو گروه آزمایش و کنترل اجرا شد، تعداد ۳۰ نفر از زنان ناحیه یک و دو شهرستان کرج به صورت تصادفی انتخاب شدند و به صورت تصادفی به دو گروه آزمایش (۱۵ نفر) و گروه کنترل (۱۵ نفر) تقسیم شدند. آزمودنی‌های دو گروه از نظر قد، وزن، سن و میزان انحنای کمری یکسان بودند (جدول شماره ۱). کلیه آزمودنی‌ها، سابقه تمرين ورزشی منظم و فعالیت در رشته ورزشی خاصی را نداشتند. همچنین نداشتن سابقه جراحی، شکستگی، سوختگی، آسیب یا ضربات جدی در اندام فوقانی و تحتانی و عدم استفاده از اندام مصنوعی در ران، زانو و یامچ پا ز شرایط ورود آزمودنی‌ها به پژوهش بود. هر جلسه آزمون به ۵ بخش تقسیم شد: ۱. گرم کردن، ۲. اندازه‌گیری لوردوز کمری، ۳. استقرار روی دستگاه بایودکس برای ارزیابی تعادل ایستا و پویا قبل از فرآیند خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد و اماندگی، ۴. انجام آزمون خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد و اماندگی برای گروه تجربی، ۵. استقرار روی دستگاه بایودکس برای ارزیابی تعادل ایستا و پویا بعد از فرآیند خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد و اماندگی. پس از دریافت رضایت‌نامه از آزمودنی‌ها در ابتدای هر جلسه ۶ دقیقه صرف گرم کردن شد. ۳ دقیقه ابتدایی مربوط به نرم دویدن و ۳ دقیقه دوم مربوط به حرکات کششی بود. افراد شرکت‌کننده در تحقیق افرادی بودند که سابقه جراحی بر روی اندام فوقانی و تحتانی را نداشتند و نیز عدم ابتلا به بیماری‌ها و اختلال‌های بینی‌ای، دهليزی، عصبی و عضلانی از شرایط ورود به تحقیق بود. بعد از انتخاب آزمودنی‌ها، ابتدا اندازه‌گیری قوس ستون فقرات در

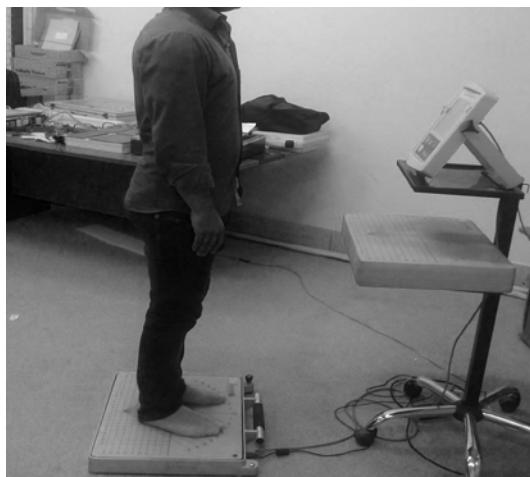
نشان‌دهنده افزایش نوسانات مرکز فشار پس از اعمال خستگی در دو صفحه قدامی خلفی و جانبی-داخلی بوده است [۲۸].

تحقیق دیگری که توسط عنبریان و همکاران با عنوان مکانیزم بازیابی تعادل بدن در برابر اعمال اغتشاش بیرونی ناگهانی در صفحه ساجیتال در افراد مبتلا به کایفوسيس انجام شده است، نتایج نشان داد هر دو گروه آزمودنی برای بازگشت به حالت تعادل پس از اعمال اغتشاش ناگهانی بیرونی در جهت قدامی-خلفی، مکانیزم و پاسخ‌های متفاوتی از خود نشان می‌دهند. با وجود تشابه در الگوی کینماتیکی برگشت به حالت تعادل پس از اعمال اغتشاش، گروه کایفوتيک نوسانات بزرگتری را از خود نشان دادند که بیانگر ضعف عملکرد تعادلی در مقایسه با گروه کنترل است [۲۹]. همچنین در تحقیق رضایی و همکاران تحت عنوان تأثیر خستگی موضعی عضلات ارکتور اسپاپین بر بازیابی تعادل در افراد مبتلا به کایفوسيس پس از اعمال آشفتگی پاسچرال، نتایج تفاوت معناداری را پس از اعمال پروتکل خستگی موضعی نشان نداد و خستگی موضعی نقشی در ارتباط با عملکرد تعادلی در دو گروه نداشت [۲].

با مروری بر مطالعات گذشته، تحقیقی که اثرات خستگی عضلانی ناشی از فعالیت وامانده ساز در زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته بر روی تعادل ایستا و پویا را مورد بررسی قرار داده باشد، مشاهده نشد. همچنین در بحث کایفوسيس با توجه به اینکه قوس‌های ستون فقرات بر روی یکدیگر تأثیر می‌گذارند، از یکدیگر تأثیر می‌پذیرند و یکدیگر را جبران می‌کنند، قوس لوردوز افزایش یافته در پاسخ به قوس کایفوسيس افزایش یافته ایجاد می‌شود، زیرا افزایش کایفوسيس موجب جابه‌جایی خط نقل به سمت جلو می‌شود. بنابراین با توجه به خلاصه تحقیقاتی در این زمینه و همچنین نتایج ضد و نقیض در رابطه با اثر خستگی عضلانی بر عملکرد تعادلی، این تحقیق را با دیگر ناهنجاری‌های ستون فقرات بتویزه کایفوسيس که پیامد آن قوس جبرانی لوردوز می‌باشد، مورد قیاس قرار می‌دهد. با توجه به مطالعه گفته شده و

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

مشخصات فردی	میانگین ± انحراف معیار
سن (سال)	۴۰/۱۳±۲/۱۵۵
قد (سانتی‌متر)	۱/۷۶±۰/۷
وزن (کیلوگرم)	۷۲/۵±۰/۵۸۰
لوردوز (درجه)	۵۰/۰۶۳±۰/۱۱۴
گروه آزمایش	۴۱/۷۶±۰/۶۹۱
گروه کنترل	۱/۶۶±۰/۹
گروه آزمایش	۷۱/۱۳±۰/۲۱۶
گروه کنترل	۴۹/۷۸۱±۱/۸۸۲
گروه آزمایش	۵۰/۰۶۳±۰/۱۱۴
گروه کنترل	۴۰/۱۳±۰/۲۱۵

محله علمی پژوهشی
جندي شاپور

تصویر ۱. نحوه استقرار آزمودنی روی دستگاه تعادلی بایودکس

اندازه‌گیری ۳ بار انجام شد و میانگین ۳ تکرار به عنوان اندازه نهایی در نظر گرفته شد. زاویه بین ۳۰ تا ۴۰ درجه دارای عارضه ناهنجاری لوردوز و کمتر از ۳۰ درجه فرد دارای لوردوز طبیعی می‌باشد [۳۰]. سپس از هر دو گروه از آزمودنی‌ها پیش‌آزمون گرفته شد. به این صورت که ابتدا کل مراحل برای آزمودنی‌ها شرح داده می‌شد. سپس از آن‌ها خواسته می‌شد برای آشنایی تست را انجام دهنده. زمانی که آزمودنی‌ها متوجه تکلیف خود می‌شندند از آن‌ها خواسته می‌شد که آزمون را با نهایت توان و دقیق خود انجام دهند. برای تأثیرگذاری مؤثرتر از تشویق‌های کلامی استفاده شد. برای ارزیابی تعادل ایستا و پویا از دستگاه بایودکس ساخت امریکا استفاده شد.

آزمودنی بدون کفش بر روی دستگاه بایودکس قرار گرفت و هر دو تست تعادل ایستا و پویا را با چشمان باز روی سطح سفت انجام می‌داد. اگر پاشنه آزمودنی از روی صفحه بایودکس کنده می‌شد یا اینکه زانوها را خم می‌کردد آزمون متوقف و مجدد تکرار می‌شد. میزان نوسانات مرکز فشار پا به عنوان متغیر اندازه‌گیری تعادل در نظر گرفته می‌شد. آزمودنی‌ها هر کدام از مراحل فوق را ۳ بار انجام دادند که در نهایت میانگین ۳ تکرار برای ارزیابی تعادل در نظر گرفته می‌شد. بعد از اتمام پیش‌آزمون از آزمودنی‌ها پس آزمون به عمل آمد که این عمل نیز مشابه پیش‌آزمون بود. با این تفاوت که گروه آزمایش تحت تأثیر متغیر مستقل خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد و اماندگی قرار داده شد. گروه کنترل تحت تأثیر متغیر مستقل قرار نگرفت. برای ایجاد خستگی، آزمودنی بر روی ترمیل برد و از او خواسته شد بر روی ترمیل ابتدا به صورت آرام بود. سپس به تدریج به سرعت ترمیل اضافه شد که با استفاده از دستورالعمل سایمون تا جایی که آزمودنی به حد و اماندگی برسد به دویدن بر روی ترمیل ادامه داد.

ناحیه کمری به عمل آمد. برای اندازه‌گیری انحنای ستون فقرات از خطکش منعطف^{۱۵} ساخت کشور تایوان با دقیق ۱/۰ درجه و ضریب پایایی ۰/۹۷ استفاده شد. آزمودنی‌ها برای انجام آزمون انحنای کمر در حالت ایستاده و به طور کاملاً راحت و طبیعی با پای بر هنره بر روی مقوای که محل قرارگیری پا در آن مشخص شده بود، قرار گرفتند. از آزمودنی‌ها خواسته شد که پاها را به اندازه عرض شانه باز کنند و نگاهشان به طرف جلو باشد و به صورت کاملاً راحت و عادی قرار گیرند. سپس محقق در پشت سر آزمودنی برای یافتن نقاط مرجع قرار گرفت. بدین منظور دو نشانه استخوانی مورد نیاز بود که به روش یوداس^{۱۶} از زائده خاری مهره دوازدهم پشتی به عنوان نقطه شروع قوس و از مهره دوم خاجی به عنوان نقطه انتهایی قوس استفاده شد. برای پیدا کردن نشانه‌های استخوانی از روش هوینفلد^{۱۷} استفاده شد. پس از پیدا کردن مهره‌های فوق، خطکش بین نقاط مشخص شده قرار داده شد و بر روی آن فشار یکسانی در طول خطکش وارد شد، به طوری که هیچ فضایی بین پوست و خطکش وجود نداشت. سپس نقاط مشخص شده بر روی خطکش علامت گذاری شد و خطکش بدون هیچ تغییری روی کاغذ قرار گرفت. نقاط مشخص شده بر روی کاغذ علامت زده شد و انحنای شکل گرفته شده روی خطکش منعطف به وسیله یک مداد روی کاغذ رسم شد. بعد از برداشتن خطکش از روی کاغذ، دو نقطه مشخص شده T12 و S2 با خط راست به هم وصل شد. طول خط واصل بین زوائد شوکی مذکور با حرف L نام‌گذاری شد. سپس از عمیق‌ترین نقطه قوس و از خط L عرض قوس h اندازه‌گیری و با قرار دادن مقادیر در فرمول شماره ۱ میزان انحنای کمری فرد برآورده شد.

$$1. \quad \theta = 4 \arctan 2 \frac{h}{L}$$

15. Flexi Curve Ruler

16. Youdas

17. Hoppenfeld

متغیرهای تحقیق از تحلیل کوواریانس استفاده شد. برای انجام عملیات آماری از نسخه ۲۶ نرمافزار SPSS و سطح معناداری $P \leq 0.05$ استفاده شد.

یافته‌ها

جدول شماره ۲ مربوط به متغیرهای نمره کلی شاخص پایداری پاسچر و نوسان پاسچر و مقادیر مربوط به جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی می‌باشد. این متغیرها را در آزمون تعادل ایستای پایداری پاسچر به تفکیک در دو گروه آزمایش و کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان می‌دهند.

بر اساس نتایج به دست آمده از آزمون تحلیل کوواریانس، اثر تفاوت‌های گروهی و مراحل اندازه‌گیری ($F = 48/1854$, $P = 0.001$, $F = 48/1854$, $P = 0.001$) نشان می‌دهد خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی بر پایداری پاسچر زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته در مقایسه با گروه کنترل بر روی سطح سفت با چشم باز اثر دارد. به طور کلی، نتایج نشان می‌دهد دو گروه از نظر تعادل ایستا زمانی که با آزمون پایداری پاسچر ارزیابی می‌شود اختلاف معناداری دارند. بر اساس میانگین‌ها تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه آزمایش مشاهده می‌شود. این در حالی است که تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نمی‌شود. بنابراین، می‌توان گفت خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی بر پایداری پاسچر زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته در مقایسه با گروه کنترل روی سطح سفت با چشم باز تأثیر دارد.

بر اساس نتایج، دو گروه از نظر تعادل ایستا زمانی که با پایداری پاسچر ارزیابی می‌شوند اختلاف معناداری از لحاظ آماری دارند. بر اساس میانگین‌ها تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه آزمایش مشاهده شد. این در حالی است که تفاوت معناداری بین گروه کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نمی‌شود.

وظیفه اصلی آزمودنی‌ها تنظیم تعادل و حفظ مرکز فشار در حین پیاده‌روی سریع و در نهایت دویدن تا سرحد واماندگی بر روی تردیل بود که درنهایت منجر به خستگی می‌شد و تعادل افراد به چالش کشیده شد. متوسط سرعت ۸۶/۱ کیلومتر بر ثانیه بود که در میان افراد بین ۸۵ تا ۶۰/۳ متغیر بود. سه دوره پیاده‌روی تند و دویدن بر روی تردیل با سرعت زیاد تا جایی که شرکت‌کننده دیگر نتواند سرعت حرکت خود را حفظ کند و منجر به از دست دادن تعادل فرد شود، انجام شد. مدت زمان این آزمایش حدود یک ساعت بود. برای ارزیابی و فشار تمرين و اطلاع از رسیدن به حد واماندگی از آزمون فشار بورگ استفاده شد [۳۱]. سپس بعد از خستگی عضلانی تا سرحد واماندگی، آزمودنی را روی دستگاه بایودکس برد و از او خواسته شد که تست تعادل ایستا و پویا را انجام دهد. برای جلوگیری از حذف متغیر مستقل، دستگاه بایودکس در کنار تردیل قرار داده شد. تست مذکور در جهت قدامی-خلفی انجام شد و آزمودنی با چشممان باز روی دستگاه بایودکس قرار گرفت. این سیستم اطلاعات مربوط به فشار کف پاها و میزان جایه‌جایی را به صورت خودکار در اختیار قرار می‌داد. آزمودنی به صورت صاف روی بایودکس می‌ایستادند. از هر آزمودنی در جهت قدامی-خلفی به صورت چشم باز و روی سطح سفت آزمون به عمل آمد. در صورتی که آزمودنی‌ها حین اجرای تست گام برمی‌داشتند، آن تلاش تکرار می‌شد. با تعیین بازه زمانی موردنظر برای نرمافزار سیستم تعادلی بایودکس، نرمافزار به صورت خودکار سطح حرکت ضریب عملکرد را محاسبه می‌کند (تصویر شماره ۱).

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آمار توصیفی و آمار استنباطی استفاده شد. در بخش آمار توصیفی از میانگین و انحراف استاندارد و در بخش آمار استنباطی برای تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون کولموگروف-اسمیرنف^{۱۸} و برای بررسی تجانس واریانس‌ها نیز از آزمون لون استفاده شد. برای سنجش اثر خستگی بر

18.Kolmogorov_Smirnova

جدول ۲. آمار توصیفی شاخص پایداری و نوسان پاسچر در دو گروه تحقیق در آزمون پایداری پاسچر

نمره	شاخص	آزمایش			
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
میانگین ± انحراف معیار				کنترل	
پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	کلی
۲/۵۱±۰/۶۸۳	۲/۴۳±۰/۷۱۴	۱/۹۵±۰/۴۸۳	۲/۵۶۲±۰/۵۸	پایداری پاسچر	پایداری پاسچر
۲/۹۴±۰/۹۹۵	۲/۹۱±۰/۴۶۳	۲/۰۴±۰/۷۶۲	۲/۸۷±۰/۷۳	قدامی-داخلی	قدامی-داخلی
۲/۶۶±۰/۴۱۴	۲/۵۵±۰/۳۵۸	۱/۹۹±۰/۶۱۳	۲/۳۳±۰/۶۲	داخلی-خارجی	داخلی-خارجی
۱/۷۹±۰/۶۹۷	۱/۸۱±۰/۷۵۱	۱/۶۱۴±۰/۵۸۸	۲/۰۸±۰/۴۳۰	کلی	کلی
۲/۴۴±۰/۵۱۸	۲/۴۷±۰/۶۸۰	۲/۱۹±۰/۴۹۶	۲/۵۷۲±۰/۴۳۹	قدامی-داخلی	قدامی-داخلی
۲/۷۴±۰/۷۳۲	۲/۶۹±۰/۷۱۹	۲/۰۶±۰/۳۳۵	۲/۶۰±۰/۳۸۲	داخلی-خارجی	داخلی-خارجی
نوسان پاسچر					

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد نمرات پایداری نوسان و پاسچر آزمودنی‌ها

میانگین ± انحراف معیار						شاخص
کنترل	آزمایش			آزمون		
پس از آزمون	پیش از آزمون	پس از آزمون	پیش از آزمون	چشم باز سطح سفت	پایداری پاسچر	
۲/۳۷±۰/۷۶	۲/۳۳±۰/۸۰	۱/۷۱±۰/۷۶	۲/۲۶±۰/۵۷۳	چشم باز سطح سفت	پایداری پاسچر	
۱/۸۱±۰/۳۹	۲/۰۱±۰/۷۷۲	۰/۸۸±۰/۳۹	۱/۸۹±۰/۹۲۲	چشم باز سطح سفت	نوسان پاسچر	

محله علمی پژوهشی
جندي شاپور

جدول ۴. نمره کلی و مقادیر ۸ جهت تعادل پویا در آزمون محدوده پایداری دو گروه تحقیق

کنترل		آزمایش		آزمون
میانگین ± انحراف معیار				
پس از آزمون	پیش از آزمون	پس از آزمون	پیش از آزمون	
۴۱/۱۷±۵/۷۶	۴۱/۲۸±۵/۴۶	۴۱/۸۱±۵/۷۷	۴۲/۶۲±۵/۲۶	نمره کلی
۶۵/۷۲±۱۵/۹۹	۶۶/۶۰±۱۶/۲۲	۵۸/۷۷±۱۱/۵۸	۶۵/۱۴±۱۵/۵۸	جهت قدامی
۴۵/۸۸±۱۵/۲۸	۴۵/۳۹±۱۵/۱۴	۴۲/۹۲±۱۲/۹۲	۴۳/۷۲±۱۳/۷۳	جهت داخلی
۴۰/۳۹±۱۴/۶۳	۳۹/۷۷±۱۴/۶۳	۳۱/۶۵±۱۲/۷۱	۳۷/۹۲±۱۵/۶۴	جهت خارجی
۳۹/۲۸±۱۳/۱۵	۴۷/۵۱±۱۵/۴۷	۳۹/۷۳±۱۰/۶۳	۴۹/۵۵±۱۴/۵۹	جهت چپ
۵۴/۵۹±۱۱/۲۷	۵۲/۰۷±۱۴/۵۹	۴۹/۴۴±۱۱/۵۰	۵۲/۰۰±۱۴/۳۷	جهت قدامی-خارجی
۵۱/۳۷±۱۴/۶۶	۵۰/۱۹±۱۳/۴۹	۴۶/۳۲±۱۴/۶۷	۴۹/۱۶±۱۵/۱۹	جهت قدامی-داخلی
۳۶/۲۵±۱۱/۴۸	۳۵/۷۳±۱۱/۷۱	۳۳/۷۰±۷/۳۷	۳۶/۹۱±۱۰/۳۳	جهت خلفی-خارجی
۴۰/۸۲±۱۰/۸۰	۴۰/۳۳±۱۱/۶۲	۳۶/۳۹±۹/۴۹	۳۹/۷۲±۱۲/۶۲	جهت خلفی-داخلی

محله علمی پژوهشی
جندي شاپور

جدول ۵. تأثیر خستگی بر پایداری پاسچر روی سطح سفت با چشم باز بر اساس آزمون تحلیل کوواریانس

منبع تغییر	جمع مجذرات اتحادات از میانگین	درجه آزادی	میانگین مجموع مجذرات اتحادات از میانگین	F	معناداری
اثر مراحل اندازه‌گیری	۳۶/۲۳۵	۲	۶۱۶/۰۰	P</>۰/۰۱	۰/۳۹۰
اثر تفاوت‌های گروهی	۲۹۸۲/۰۱۲	۱	۲۹۸۲/۰۱۲	۰/۰۰۱	۴۷/۸۵۴
اثر تفاوت‌گروهی و مراحل اندازه‌گیری	۳۶/۲۳۵	۲	۶۱۶/۰۰	۰/۰۰۲	۰/۳۹۰
اثر خطای درون گروهی	۶/۱۰۰	۵۷	۷۳/۲۰۰		
اثر خطای بین گروهی	۲۷/۲۷۱	۵۹	۶۸۹/۲۰۰		

محله علمی پژوهشی
جندي شاپور

جدول ۶. آمار توضیفی شاخص پایداری پاسچر روی سطح سفت با چشم باز در دو گروه تحقیق

میانگین ± انحراف معیار						شاخص
کنترل	آزمایش			آزمون		
پس از آزمون	پیش از آزمون	پس از آزمون	پیش از آزمون	چشم باز سطح سفت	پایداری پاسچر	
۲/۳۷±۰/۷۶	۲/۳۳±۰/۸۰	۱/۷۱±۰/۷۶	۲/۲۶±۰/۵۷۳	چشم باز سطح سفت	پایداری پاسچر	

محله علمی پژوهشی
جندي شاپور

مجله علمی پژوهشی
جندي شاپور

جدول ۷. تأثیر خستگی بر نوسان پاسچر روی سطح سفت با چشم باز براساس آزمون تحلیل کوواریانس

معناداری	F	میانگین مجموع مجذدروات انحرافات از میانگین	درجه آزادی	جمع مجذدروات انحرافات از میانگین	منبع تغییر
P<0.001	۴/۰۵۴	۲۳/۳۵۶	۲	۴۴۳/۷۶۷	اثر مراحل اندازه‌گیری
.001	۲۷۸/۷۲۲	۳۱۶۹/۰۶۵	۱	۳۱۶۹/۰۶۵	اثر تفاوت‌های گروهی
.001	۴/۰۵۴	۲۳/۳۵۶	۲	۴۴۳/۷۶۷	اثر تفاوت‌گروهی و مراحل اندازه‌گیری
		۱۱/۳۷۰	۵۷	۱۱۳/۷۰۰	اثر خطای درون گروهی
		۱۰/۴۶۲	۵۹	۵۵۷/۴۶۷	اثر خطای بین گروهی

مجله علمی پژوهشی
جندي شاپور

جدول ۸. تأثیر خستگی بر نوسان پاسچر روی سطح سفت با چشم باز براساس آزمون تحلیل کوواریانس

معناداری	F	میانگین مجموع مجذدروات انحرافات از میانگین	درجه آزادی	جمع مجذدروات انحرافات از میانگین	منبع تغییر
P<0.001	۴/۰۵۴	۲۳/۳۵۶	۲	۴۴۳/۷۶۷	اثر مراحل اندازه‌گیری
.001	۲۷۸/۷۲۲	۳۱۶۹/۰۶۵	۱	۳۱۶۹/۰۶۵	اثر تفاوت‌های گروهی
.001	۴/۰۵۴	۲۳/۳۵۶	۲	۴۴۳/۷۶۷	اثر تفاوت‌گروهی و مراحل اندازه‌گیری
		۱۱/۳۷۰	۵۷	۱۱۳/۷۰۰	اثر خطای درون گروهی
		۱۰/۴۶۲	۵۹	۵۵۷/۴۶۷	اثر خطای بین گروهی

مجله علمی پژوهشی
جندي شاپور

$P=0.05$, $P=0$ نشان می‌دهد خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد و اماندگی بر نوسان پاسچر زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته در مقایسه با گروه کنترل روی سطح سفت با چشم باز اثردارد. این در حالی است که تفاوت معناداری بین گروه کنترل در پیش آزمون و پس آزمون مشاهده نمی‌شود.

نتایج آزمون تحلیل کوواریانس برای مقادیر تعادل پویا (شامل نمره کلی و نمره مربوط به ۸ جهت ارزیابی شده در آزمون محدوده پایداری) در دو گروه آزمایش و کنترل بجز جهت‌های

براساس نتایج به دست آمده از آزمون تحلیل کوواریانس، اثر تفاوت‌های گروهی و مراحل اندازه‌گیری ($F=278/22$, $P=0.001$, $P=0.05$) نشان می‌دهد خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد و اماندگی بر نوسان پاسچر زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته در مقایسه با گروه کنترل روی سطح سفت با چشم باز اثردارد.

بر اساس نتایج به دست آمده از آزمون تحلیل کوواریانس، اثر تفاوت‌های گروهی و مراحل اندازه‌گیری ($F=278/22$, $P=0.001$, $P=0.05$) نشان می‌دهد خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد و اماندگی بر نوسان پاسچر زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته در مقایسه با گروه کنترل روی سطح سفت با چشم باز اثردارد.

جدول ۹. نتایج آزمون کوواریانس برای مقایسه پایداری نوسان در دو گروه تحقیق

Sig	F	میزان	میانگین مجموع مجذدروات انحرافات از میانگین	جمع مجذدروات انحرافات از میانگین	متغیر
.001*	۴/۰۷۳	۴۵۹۲/۶۹		۴۵۲۸/۲۵	قلامی
.0156	۱/۸۴۱	۲۲۷۷/۸۴		۶۲۵۴/۱۴	قلامی_ داخلی
.0334	۰/۹۶۳	۴۹۶۱/۲۸		۴۱۸۲/۶۵	داخلی
.0436	۱/۰۲	۷۷۰۶/۰۳		۳۲۸۲/۸۰	خلفی_ داخلی
.0389	۰/۹۵۶	۳۶۹۱/۷۶		۳۸۱۷/۶۶	خلفی
.0399	۱/۰۸	۶۱۸۳/۱۴		۵۶۲۷/۲۱	خلفی_ خارجی
.0001*	۱/۱۱۲	۳۶۵۲/۱۶		۵۶۱۴/۳۹	خارجی
.0001*	۰/۸۶۰	۷۸۳۲/۳۷		۳۹۱۹/۵۷	قلامی_ خارجی

* از لحاظ معناداری اختلاف وجود دارد

مجله علمی پژوهشی
جندي شاپور

آن اصلاحات تعادلی منتج از ناحیه زانو و مچ پا را دچار اختلال خواهد کرد و بالعکس. در توجیه همسو بودن باید اشاره کرد توانایی تولید و اعمال نیرو برای کنترل وضعیت بدن در فضای تنهایی نمی‌تواند به ثبات پاسچر مؤثر و کارآمد منجر شود [۲۵]، بلکه لازمه درک زمان و چگونگی اعمال نیروهای بازگرداننده این است که سیستم عصبی مرکزی تصویری دقیق از موقعیت بدن در فضای ثابت یا متحرک بودن آن داشته باشد.

بدین منظور، سیستم عصبی مرکزی اطلاعات حسی دریافت شده از گیرندهای حسی در سرتاسر بدن را جمع‌آوری و سازماندهی می‌کند و چارچوب مرجع متفاوتی برای ثبات پاسچر فراهم می‌آورد [۱۸]. با توجه به اینکه تغییر در درون دادهای حسی آوران از گیرندهای محیطی باعث تغییر در کنترل عصبی-عضلاتی اندام تحتانی می‌شود و خستگی عضلات اندام تحتانی نیز درون داد آوران را از گیرندهای عضلاتی تغییر می‌دهد، ترکیب این عوامل به کاهش توانایی بدن برای کنترل اندام تحتانی منجر می‌شود که این عامل را می‌توان یکی از دلایل احتمالی کاهش تعادل پویا پس از خستگی عضلاتی عنوان کرد. دلیل احتمالی اختلاف معنادار ناشی از خستگی تا حد واماندگی بر تعادل را نیز می‌توان به نقش متفاوت عضلات چه در تعادل ایستا و چه در تعادل پویا در حین اجرای تست در جهت‌های مختلف دانست.

از این‌رو، علت احتمالی کاهش تعادل پویا در سه جهت قدامی، قدامی-خارجی و خارجی را می‌توان به فعالیت ضعیف گروه عضلاتی درگیر در اجرای تست در این جهات دانست، زیرا برای انجام این جهت‌ها فرد باید به سمت عقب تکیه دهد و تنہ در حالت اکستنشن^{۱۹} باشد تا بتواند تعادل خوبی را حفظ کند. در این وضعیت، نیروی جاذبه عمل کننده بر قسمت بالاتنه باعث گشتاور زیاد فلکشن زانو می‌شود که باید توسط گشتاور اکستنشن (نقیاضات اکسنتریک) تولید شده توسط عضلات چهارسر ران کنترل شود. در مورد اثرات اعمال برنامه خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی (با آزمون سایمون) می‌توان به پیامهای رسیده به مغز از گیرندهای حسی تمام نقاط بدن در نتیجه واماندگی اشاره کرد، زیرا اعمال برنامه خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی موجب ارسال پیامهایی از گیرندهای حسی تقریباً تمام عضلات به سیستم عصبی مرکزی مبنی بر کاهش فعالیت برای جلوگیری از آسیب می‌شود.

درنتیجه، کاهش فعالیت عضلات اندام تحتانی منجر به کاهش تعادل خواهد شد، زیرا آزمودنی حین اجرای آزمون باید با تکیه بر کنترل عصبی-عضلاتی اطراف مفاصل اندام تحتانی برای حفظ تعادل تلاش کند که در صورت عدم شروع به موقع اصلاحات تعادلی در کنار عدم تولید نیروی کافی عضلات اطراف مفاصل در اجرای بهینه حرکت موردنظر دچار مشکل خواهد شد. با

قدامی، قدامی-خارجی و خارجی اختلاف معناداری را نشان نداد.

نتایج نشان می‌دهد در تمامی جهت‌ها بجز جهت‌های قدامی، قدامی-خارجی و خارجی دو گروه از نظر پایداری نوسان زمانی که با آزمون محدوده پایداری ارزیابی می‌شود، اختلاف معناداری ندارند.

بحث

باتوجه به هدف کلی و فرض این تحقیق، نتایج نشان داد خستگی عضلاتی ناشی از دوین تا سرحد واماندگی بر تعادل ایستا و پویا در زنان دارای لوردوуз کمری افزایش یافته اثر دارد. در واقع، نتایج اختلاف معناداری را در عملکرد تعادلی دو گروه بعد از اعمال پروتکل خستگی را نشان داد. در مجموع، می‌توان گفت خستگی بر تعادل اثر داشت. از آنجا که تاکنون هیچ تحقیقی تأثیر خستگی ناشی از دوین تا سرحد واماندگی را بر تعادل ایستا و پویا در زنان مبتلا به لوردوуз کمری افزایش یافته بررسی نکرده است، به ذکر چند پژوهش پرداخته می‌شود که به تأثیر خستگی اندام‌های دیگر در افراد دارای ناهنجاری غیر از لوردوуз کمری، بهویژه کایفوسیس که پیامد آن لوردوуз جبرانی بر تعادل است، مطالعه کرده‌اند. نتایج مطالعه حاضر با یافته‌های تحقیقات قبلی مثل عنبریان و همکاران در سال ۲۰۱۰ که از انحرافات پاسچرال بر روی سیستم بایودکس برای بررسی عملکرد تعادلی افراد مبتلا به عارضه کایفوسیس مورد مطالعه استفاده شد [۳۲]، یافته‌های ویلروم و همکاران (۲۰۰۷) که اثر خستگی موضعی بازکننده‌های ستون فقرات بر افزایش نوسانات مرکز فشار پا را گزارش کرده بودند، مطالعه سیناکی و همکاران، نالت و همکاران، گربیل و همکاران و کارون و همکاران همخوانی دارد. دلیل احتمالی اختلاف معنادار در اثر خستگی عضلاتی ناشی از دوین تا سرحد واماندگی را نیز می‌توان به نقش متفاوت عضلات حین بازیابی تعادل روی سیستم تعادلی بایودکس در جهت‌های مختلف دانست [۴، ۲۶، ۲۸، ۳۳، ۳۴].

بنابراین، علت احتمالی کاهش تعادل در جهت‌های قدامی، قدامی-خارجی و خارجی را می‌توان به فعالیت بالای گروه عضلاتی درگیر در این جهات نسبت داد، زیرا در این جهت‌ها اجرای کننده متکی به فعالیت شدید این عضلات برای حفظ تعادل است و اگر جنبه حسی اثرات خستگی و اختلالات ناشی از قوع خستگی در نظر گرفته شود، دلیل احتمالی اختلاف معنادار در این تحقیق را می‌توان اینگونه توجیه کرد که تغییرات ایجاد شده در گیرندهای حسی یک مفصل در اثر خستگی فقط به عضلات اطراف آن مفصل محدود نمی‌شود. درنتیجه، ایجاد خستگی در عضلات عمل کننده در یک مفصل منجر به اختلال مکانیزم‌های تعادلی همان ناحیه می‌شود و مکانیزم تعادلی در عضلات و مفاصل دیگر را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد. بنابراین، اعمال پروتکل خستگی در ناحیه زانو و مچ یا آوران‌های حسی این ناحیه‌ها را و متعاقب

19. Extension

وضعیت زانو می‌تواند باعث پیشرفت درد و ناهنجاری‌های اطراف زانو شود. به طور متناوب تحریک گیرنده‌های درد وجود درد ممکن است به طور مستقیم در پردازش مرکزی اطلاعات حس عمقی دخالت کند و در این افراد اختلالات تعادلی ایجاد کند [۳۷].

در مقابل، آیداق و همکاران، خانا و همکاران [۲۷، ۳۸] و همچنین رضایی و همکاران نیز در سال به دنبال ایجاد خستگی موضعی در عضلات ارکتور اسپاین^۱، تفاوت معناداری را بین عملکرد تعادلی افراد مشاهده نکردند [۲] که با یافته‌های این تحقیق همخوانی ندارد. در توجیه نتایج پژوهش حاضر با پژوهش‌های قبلی برویزه با تحقیق رضایی و همکاران، می‌توان به این احتمال اشاره کرد که شاید در زمانی که بی‌ثباتی بیشتری به سبب افزایش ایجاد آشتفتگی در سطح اتکا به وجود می‌آید، افراد کایفوتیک بیشتر به سوی مکانیزم‌های جبرانی روی می‌آورند تا تعادل خویش را حفظ کنند. سیستم ارزیابی تعادل آزمودنی‌ها دستگاه فوت اسکن بود. همچنین آزمودنی‌های موردمطالعه جامعه مردان بودند و نوع خستگی موضعی بود. در حالی که در این تحقیق آزمودنی‌ها افراد دارای ناهنجاری لوردوز کمری افزایش یافته بودند و از اعمال آشتفتگی پاسچرال استفاده نشد و برای ارزیابی تعادل از سیستم تعادلی بایودکس استفاده شد و افراد موردمطالعه، جامعه زنان و نوع خستگی کاملاً متفاوت بود که خود می‌تواند احتمالاً در نتایج عملکرد تعادلی اثرگذار باشد. ساختارهای متفاوت پا ممکن است دامنه حرکت مفصل را حین دستیابی در جهات خاص تحت تاثیر قرار دهد و نمایانگر مزایای مکانیکی و عصبی، عضلانی خاص باشد. علت این ناهمسویی‌ها با سایر تحقیقات ذکر شده این است که احتمالاً شیوه‌های ارزیابی تعادل با روش تحقیق حاضر متفاوت است. شاید یکی دیگر از دلایل تناقض بین نتایج این تحقیق با دیگر تحقیقات احتمالاً اختلاف در متفاوت بودن پروتکل آزمون، تفاوت در تعداد آزمودنی‌ها و دامنه سنی آزمودنی‌های شرکت‌کننده در تحقیق آن‌ها نسبت داد که در این زمینه نیاز به انجام تحقیقات بیشتری می‌باشد.

همچنین علت یافتن عدم رابطه معنادار بین دو گروه آزمایش و کنترل را می‌توان احتمالاً مربوط به نقش تعادلی آن‌ها دانست. در توجیه ناهمسو بودن این تحقیق با سایر تحقیقات گذشته و اثر خستگی عضلانی ناشی از دویden تا سرحد واماندگی بر تعادل در دو گروه آزمودنی می‌توان گفت احتمال دارد کیفیت عناصر قدامی و رویه مفصلی ساختار ستون مهره‌ها از فردی به فردی یا از گروهی به گروه دیگر متفاوت باشد. بنابراین، کسب نتایج متفاوت در گروه‌های مختلف بعید به نظر نمی‌رسد و شاید اثرگذاری خستگی بر تعادل در بین آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر نیز در اثر چنین فاکتورهایی باشد. همچنین در توجیه نتایج تحقیق حاضر می‌توان به این احتمال اشاره کرد که شاید در

توجه به اینکه کنترل وضعیت و حرکت در هر دو مفصل مج و ساپ تالار توسط عضلات اطراف مج پا صورت می‌گیرد و با توجه به اینکه حرکات پلاترالفلکشن و دورسی فلکشن در مفصل مج پا و اینورزن اورژن در مفصل ساپ تالار انجام می‌شود، شاید نتایج مطالعه حاضر که اختلال در تعادل ایستا و پویا را به دنبال خستگی عضلانی ناشی از فعالیت تا سرحد واماندگی رانشان داد به علت عدم توانایی عضلات پلاترالفلکسور و دورسی فلکسور در ثبات هر دو مفصل مج و ساپ تالار به دنبال خستگی عضلانی باشد [۳۶].

از آنجا که عضلات پلاترالفلکسور و دورسی فلکسور مج پا، عضلات اصلی در ایجاد و کنترل حرکات صفحه ساجیتال مفصل مج پا می‌باشند، شاید بتوان افزایش میزان تفاوت در تعادل ایستا و پویا نسبت به قبل از فرآیند پروتکل خستگی در این مطالعه را به کنترل بیشتر حرکات صفحه ساجیتال توسط عضلات پلاترالفلکسور و دورسی فلکسور میچ پا نسبت داد. از دلایل دیگر همسویی با تحقیقات قبلی احتمالاً جامعه آماری مشابه (زنان) و شرایط آزمودن که با چشمان باز در آزمون شرکت کردند. همچنین در توجیه نتایج این تحقیق با دیگر تحقیقات می‌توان گفت به احتمال بسیار زیاد با توجه به اینکه خستگی در اثر تحمل انقباضی پیوسته به وجود می‌آید و با عالمی مانند کاهش نیرو، لرزش و درد موضعی مشخص می‌شود، باعث کاهش تولید نیرو، نقص در ثبات پاسچرال، کاهش دقت و سرعت پاسخهای حرکتی، کاهش کنترل سرعت و شتاب اندام‌ها و مستعد کردن بدن برای آسیب‌دیدگی می‌شود که احتمالاً خستگی از طریق این سازو کارها به همراه اختلال در هماهنگی عضلانی موجب نقص عملکرد نیز می‌شود. اعمال پروتکل خستگی در ناحیه‌ای از بدن و بر روی عضلات عمل کننده در یک مفصل می‌شود.

گیرنده‌های حسی پیام‌هایی به سیستم عصبی مرکزی ارسال می‌کنند و این سیستم با ارسال پیامی مبنی بر کاهش فعالیت انقباضی عضلات، احتمالاً برای جلوگیری از آسیب عضله به این پیام‌ها پاسخ می‌دهد. بنابراین، پروتکل خستگی سبب می‌شود سرعت انتقال عصبی در راههای آوران و واپران کاهش یابد که این عامل نیز می‌تواند در کاهش تعادل نقش داشته باشد [۳۶]. همچنین خستگی باعث کاهش تخلیه فیرهای آوران دوک عضلانی می‌شود و این تأثیر احتمالاً به دلیل کاهش فعل‌سازی نرون‌های حرکتی گاما است. این پدیده به نوبه خود باعث کاهش ورودی به بخش‌هایی از سیستم عصبی مرکزی می‌شود که درون داده‌ای آوران را با هم تلفیق می‌کند و احتمالاً باعث کاهش تخلیه نرون‌های حرکتی آلفا می‌شود. درنتیجه، در ارسال فرمان‌های اصلاحی مناسب به عضلات کنترل‌کننده پاسچر اختلالاتی ایجاد می‌شود [۳۶]. همچنین از آنجا که حس عمقی از عضلات و ساختارهای مفصل زانو با کنترل عصبی عضلانی به طور کامل همکاری می‌کنند، بازخورددهای غلط حس عمقی از

در بیشتر فعالیت‌های روزمره هر دو هدف در لحظه باید تأمین شود. در این تحقیق، پس از اعمال خستگی، فعالیت تعادلی به کار گرفته شده در این مطالعه هم جهت گیری وضعیتی و هم ثبات وضعیتی مورد ارزیابی قرار می‌گیرد که از این اطلاعات می‌توان به بی‌ثباتی سیستم کنترل پاسچر در مراحل مختلف آزمون پی برد و به تحلیل وضعیت پاسچر پرداخت. در زمینه ارتباط میان زمان عکس‌العمل عضلانی و کنترل پاسچر می‌توان اظهار داشت یکی از علل اختلال کنترل پاسچر در اثر خستگی ناشی از تأثیری باشد که خستگی عضلانی بر زمان عکس‌العمل عضلات دارد. مطالعات الکتروموایوگرافی در عضلات خسته، نشانگر تأخیر طولانی در فعالیت عضلانی در مقایسه با عضلات غیر خسته می‌باشد [۴۱].

در مطالعه حاضر چنانچه به خستگی به عنوان یک عامل ایجاد نقص در اطلاعات آوران حسی پیکری نگاه شود، احتمالاً این امر می‌تواند منجر به تأخیر در پاسخ‌های پاسچر و اختلال در کنترل پاسچر گردد. تغییرات عصبی عضلانی ناشی از خستگی مربوط به ارسال پیام‌های آوران از عضلات خسته می‌باشد که منجر به کاهش انتقال پیام‌های واپرایی و توانایی تولید حرکات جبرانی کافی می‌شود. تاکنون در مورد تأثیر خستگی عضلانی بر کنترل پاسچرال، تحقیقات متعددی صورت گرفته است که تقریباً همگی نشان‌دهنده اختلال تعادل در اثر خستگی عضلانی می‌باشد که با نتایج مطالعه حاضر سازگاری دارد. در واقع، هنگام ایجاد خستگی، توانایی تولید پاسخ‌های عضلانی مناسب که برای حفظ ثبات مفصل لازم است، کاهش می‌یابد. این مسئله ممکن است سبب افزایش نوسانات پاسچر گردد. نتایج حاصل از مطالعه حاضر نیز بیانگر مطالعات انجام شده در این زمینه می‌باشد. امروزه، در تحقیقاتی که به بررسی نوسان پاسچر^{۳۲} می‌پردازند بیشتر به سمت استفاده از فعالیت‌های سوپرا پاسچرال متمایل شده‌اند که در این شرایط بار شناختی^{۳۳} به سیستم وارد می‌شود و سیستم برای حفظ پاسچر پایدار به زحمت بیشتری می‌افتد. چون کنترل پاسچر به میزان زیادی با فعالیت‌های سوپرا پاسچرال یکپارچه است و این یکپارچگی وابسته به فعالیت است [۴۲].

نتیجه‌گیری

یافته‌های این تحقیق نشان داد خستگی عضلانی ناشی از دویden تا سرحد واماندگی بر تعادل ایستا و پویا در زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته اختلاف معناداری داشت. بنابراین، خستگی به عنوان یک عامل مهم در کنترل تعادل باید بیشتر مورد ارزیابی قرار گیرد. همچنین از نتایج حاصل از این تحقیق، می‌توان برای آموزش کنترل پاسچر در افراد، بهویژه افراد این دامنه سنی و بالاتر استفاده کرد. البته نیاز به انجام تحقیقات بیشتر در این حوزه برای تعیین چگونگی اثرگذاری راهبردهای انتخاب شده برای

زمانی که بی‌ثباتی بیشتری به سبب خستگی در سطح اتکا به وجود می‌آید، زنان مبتلا به لوردوز کمری افزایش یافته بیشتر به سوی مکانیزم‌های چربانی روی می‌آورند تا تعادل خویش را حفظ کنند، اما احتمالاً مکانیزم‌ها به حدی نبوده که تفاوتی بین تعادل پس از اعمال پروتکل خستگی را در گروه دارای عارضه لوردوتیک افزایش یافته نسبت به افراد دارای کایفوتیک ایجاد کند که منجر به عدم تعادل پس از اعمال پروتکل خستگی شده است. چندین استراتژی در حفظ تعادل وجود دارد. رایج ترین استراتژی‌هایی که عنوان می‌شود، استراتژی‌های مج پا، ران و گامبرداری می‌باشد. این استراتژی‌ها در هر دو وضعیت بازخورد و پیش‌بینی برای حفظ تعادل استفاده می‌شوند. کنترل بازخوردی، کنترل وضعیت بدن در پاسخ به بازخوردهای حسی روی می‌دهد، مثلاً در پاسخ به عوامل خارجی برهمنزندۀ تعادل، مثل وقتی که سطح اتکا حرکت می‌کند [۱۸، ۱۳]. از آنجا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته (حالی که پا روی سطح اتکا قرار می‌گیرد) حفظ می‌شود و بر بازخورد یکپارچه و استراتژی‌های حرکت بین مفصل ران، زانو و مج پا متکی می‌باشد. بنابراین، تعادل می‌تواند از طریق نقصان در بازخورد آوران یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی مفصل یا ساختار در طول زنجیره حرکتی اندام تحتانی دچار اختلال شود [۱۸].

همچنین تفاوت‌هایی در نحوه و متفاوت بودن جوامع آماری در این تحقیق با سایر تحقیقات وجود دارد که شاید علت عدم همسو بودن با آن تحقیقات باشد و یا شاید شرکت‌کنندگان در آزمون آنان به سطوح کافی از خستگی نرسیده باشند و شاید نمونه‌ای از فاکتورهای احتمالی که می‌تواند داده‌های ما را تحت تأثیر قرار دهد، سطح آمادگی آزمودنی‌ها باشد. کنترل عصبی عضلانی نقش مهمی در حفظ ثبات پویا مفصل و حمایت از بدن در مقابل آسیب دارد. خستگی عصبی عضلانی می‌تواند سبب اختلال در این کنترل و ثبات شود [۱۹]. اختلال در کنترل عصبی عضلانی ناشی از خستگی می‌تواند به علت متابولیک اسیدوز همراه با ورزش و فعالیت و کاهش قدرت هیدروژن^{۳۴} عضلانی باشد که سبب کاهش پاسخ اندام‌های وتری گلزاری می‌شود [۳۹]. خستگی عضلانی ممکن است از طریق کاهش بروندۀ نرون‌های حرکتی و کاهش حساسیت آوران‌های نوع ۳ و ۴ عضلانی، افزایش آستانه تحریک دوک‌های عضلانی و تغییر در آگاهی هوشیارانه از وضعیت و حرکت مفصل، سبب اختلال حس عمیق مفصل شود [۲۵، ۴۰].

وظیفه سیستم کنترل پاسچر دستیابی و ایجاد ثبات وضعیتی و جهت‌گیری وضعیتی در حالت‌های مختلف تعادلی است. در برخی از تحقیقات که از صفحه نیرو برای ارزیابی پاسچر استفاده شده است بخش جهت‌گیری وضعیتی و در بعضی مطالعات ثبات وضعیتی بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. در حالی که

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندهان این مقاله تعارض منافع ندارد.

بازیابی کنترل پاسچر احساس می‌شود. با توجه به اینکه در مورد موضوع تحقیق حاضر تحقیقی صورت نگرفته و برای بار نخست می‌باشد، اما تحقیقات مشابه‌ای در مورد برخی فاکتورها به صورت جداگانه و بسیار محدود انجام شده است که برای نتیجه‌گیری باید مطالعات وسیع‌تر و با نمونه‌های بیشتر در جمیعتهای متفاوت از جمله کودکان، سالمندان چه در آقایان و چه در خانم‌ها انجام شود. کایفوسیس و لوردوتیک از جمله ناهنجاری‌های متداول ستون مهره‌ها بوده است که به واسطه علل مختلف از جمله عادات وضعیت‌های غلط، بیماری‌های عصبی عضلاتی، خستگی و غیره ایجاد می‌شوند. متاسفانه، این ناهنجاری‌ها به دلایل ضعف عضلاتی، بیشتر بودن درصد چربی و تکرار عادات غلط، بیشتر در بانوان دیده می‌شوند. وجود این ناهنجاری‌ها می‌تواند ابتداً ترین زمینه برای بروز انواع مشکلات از جمله کمردردها و مشکلات تنفسی محسوب شود. شناخت دقیق، زودهنگام و به موقع این ناهنجاری‌ها می‌تواند در پیشگیری، جلوگیری از پیشرفت و اصلاح آن‌ها کاملاً مؤثر باشد. به طور کلی نتایج بدست آمده از مطالعه حاضر مبنی بر کاهش توانایی کنترل ثبات پاسچر بعد از اعمال خستگی ناشی از دویدن تا سرحد و اماندگی در ارائه راهکارهایی برای جلوگیری از آسیب‌های وارد به مفاصل زانو و مج پا می‌تواند مفید باشد. بدین ترتیب، با بهبود استقامت عضلاتی، در عضلات بهویژه عضلات اندام تحتانی از جمله ناحیه زانو و مج پا می‌توان زمان رسیدن به خستگی را افزایش داد و متعاقباً از کاهش توانایی کنترل پاسچرال ناشی از آن و آسیب‌های بالقوه احتمالی جلوگیری کرد. از آنجایی که ضعف عضلاتی، عدم انعطاف‌پذیری، برنامه‌ریزی و مشکلات کنترل حرکتی، همگی در افتادن نقش دارند اعمال یک برنامه آمادگی جسمانی، راهبرد مؤثر در جلوگیری از افتادن است، زیرا این امر منجر به افزایش قدرت عضلاتی، انعطاف‌پذیری و کنترل حرکتی می‌شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این پژوهش مورد تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه فنی حرفة ای، آموزشکده تربیتبدنی و علوم ورزشی امام علی (ع) صفادشت، تهران است.

حامی مالی

این تحقیق توسط آموزشکده تربیتبدنی و علوم ورزشی امام علی (ع) صفادشت تهران حمایت مالی شده است.

مشارکت نویسندهان

تمامی نویسندهان در طراحی، اجرا و نوشتمن مقاله همکاری داشته‌اند.

References

- [1] Peterson-Kendall F, Kendall-McCreary E, Geise-Provance P. Muscles testing and function with posture and pain. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, Ltd; 2005. <https://books.google.com/books/about/Muscles.html?id=AgRkvldspkMC>
- [2] Rezaei R, Anbarian M, Sarshin A. [The effect of erector spine muscles fatigue on balance compensation in Kyphotic patients after postural perturbations in the sagittal plane (Persian)]. J Res Rehabil Sci. 2013; 9(3):525-39. <http://jrrs.mui.ac.ir/index.php/jrrs/article/view/900>
- [3] Okuzu Y, Miyahara T, Goto K, Kuroda Y, Kawai T, Matsuda S. Investigating sagittal spinal alignment, low back pain, and clinical outcomes after total hip arthroplasty for lumbar hyperlordosis: A retrospective study. Arch Orthop Trauma Surg. 2021. [PMID]
- [4] Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: Significance of kyphotic posture and muscle strength. Osteoporos Int. 2005; 16(8):1004-10. <DOI:10.1007/s00198-004-1791-2> [PMID]
- [5] Vuillerme N, Teasdale N, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. Neurosci Lett. 2001; 311(2):73-6. [DOI:10.1016/S0304-3940\(01\)02147-4](DOI:10.1016/S0304-3940(01)02147-4)
- [6] Era P, Heikkinen E, Gause-Nilsson I, Schroll M. Postural balance in elderly people: Changes over a five-year follow-up and its predictive value for survival. Aging Clin Exp Res. 2002; 14(S 3):37-46. [PMID]
- [7] Bot S, Caspers M, Van Royen B, Toussaint H, Kingma I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: A pilot study. Rheumatology. 1999; 38(5):441-3. <DOI:10.1093/rheumatology/38.5.441> [PMID]
- [8] Bryant E, Trew M, Bruce A, Kuisma R, Smith A. Gender differences in balance performance at the time of retirement. Clin Biomech. 2005; 20(3):330-5. <DOI:10.1016/j.clinbiomech.2004.11.006> [PMID]
- [9] Riemann BL. Is there a link between chronic ankle instability and postural instability? J Athl Train. 2002; 37(4):386-93. [PMCID]
- [10] Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor Control: Theory and practical applications. 2th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1995. http://library.mpib-berlin.mpg.de/toc/ze_2006_710.pdf
- [11] Fabunmi AA, Gbiri C. Relationship between balance performance in the elderly and some anthropometric variables. Afr J Med Med Sci. 2008; 37(4):321-6. [PMID]
- [12] Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train. 2002; 37(1):85-98. [PMCID]
- [13] Derave W, Tombeux N, Cottyn J, Pannier J-L, De Clercq D. Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. Int J Sports Med. 2002; 23(1):44-9. <DOI:10.1055/s-2002-19374> [PMID]
- [14] Latash ML, Levin MF, Scholz JP, Schöner G. Motor control theories and their applications. Medicina. 2010; 46(6):382-92. <DOI:10.3390/medicina46060054> [PMID]
- [15] Punakallio A. Balance abilities of workers in physically demanding jobs: With special reference to firefighters of different ages. J Sports Sci Med. 2005; 4(S 8):1-47. <https://www.jssm.org/suppls/8/v4s8text.php>
- [16] Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. Med Sci Sports Exerc. 2000; 32(9):1635-41. <DOI:10.1097/00005768-200009000-00018> [PMID]
- [17] Dana A, Fallah Z, Moradi J, Ghalavand A. [The effect of cognitive and aerobic training on cognitive and motor function, and brain-derived neurotrophic factors in elderly men (Persian)]. J Dev Motor Learn. 2019; 10(4):537-52. <DOI:10.22059/JJML.2018.252689.1352>
- [18] Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: Translating research into clinical practice. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007. https://books.google.com/books/about/Motor_Control.html?id=BjL3enz3xMC
- [19] Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. J Athl Train. 2004; 39(3):247-53. [PMCID]
- [20] Greig M, Walker-Johnson C. The influence of soccer-specific fatigue on functional stability. Phys Ther Sport. 2007; 8(4):185-90. <DOI:10.1016/j.ptsp.2007.03.001>
- [21] Bigland-Ritchie B. EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. Ciba Found Symp. 1981; 82:130-56. <DOI:10.1002/9780470715420.ch9>
- [22] Hass CJ, Gregor RJ, Waddell DE, Oliver A, Smith DW, Fleming RP, et al. The influence of Tai Chi training on the center of pressure trajectory during gait initiation in older adults. Arch Phys Med Rehabil. 2004; 85(10):1593-8. <DOI:10.1016/j.apmr.2004.01.020> [PMID]
- [23] Harkins KM, Mattacola CG, Uhl TL, Malone TR, McCrory JL. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. J Athl Train. 2005; 40(3):191-4. [PMCID]
- [24] Santos BR, Delisle A, Larivière C, Plamondon A, Imbeau D. Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. Gait Posture. 2008; 27(3):408-15. <DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.05.008> [PMID]
- [25] Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. Arch Phys Med Rehabil. 2002; 83(2):224-8. <DOI:10.1053/apmr.2002.28032> [PMID]
- [26] Nault M-L, Allard P, Hinse S, Le Blanc R, Caron O, Labelle H, et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. Spine. 2002; 27(17):1911-7. <DOI:10.1097/00007632-200209010-00018> [PMID]
- [27] Aydog E, Depedibi R, Bal A, Eksioglu E, Unlu E, Cakci A. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. Rheumatology. 2006; 45(4):445-8. <DOI:10.1093/rheumatology/kei192> [PMID]

- [28] Vuillerme N, Anziani B, Rougier P. Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. *Clin Biomech.* 2007; 22(5):489-94. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.01.007] [PMID]
- [29] Anbarian M, Mokhtari M, Zareie P, Yalfani A. [A comparison of postural control characteristics between subjects with kyphosis and controls (Persian)]. *Avicenna J Clin Med.* 2010; 16(4):53-60. <https://www.sid.ir/en/journal/ViewPaper.aspx?id=178275>
- [30] Kargarfard M, Mahdavi-Nejad R, Ghasemi G-A, Rouzbehani R, Ghias M, Mahdavi-Jafari Z, et al. [Assessment of spinal curvature in Isfahan university students (Persian)]. *J Isfahan Med Sch.* 2010; 27(102):762-76. <https://www.sid.ir/en/Journal/ViewPaper.aspx?ID=168373>
- [31] Simoneau M, Bégin F, Teasdale N. The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *J Neuroeng Rehabil.* 2006; 3:22. [DOI:10.1186/1743-0003-3-22] [PMID] [PMCID]
- [32] Anbarian M, Zareie P, Yalfani A, Mokhtari M. [The balance recovery mechanism following a sudden external anterior-posterior perturbation in individuals with kyphosis (Persian)]. *J Exerc Sci Med.* 2010; 2(1):115-32. https://jsmed.ut.ac.ir/article_e_23340_1c111a774e6039114dec936b332f5f30.pdf
- [33] Gribble PA, Hertel J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. *Meas Phys Educ Exerc Sci.* 2003; 7(2):89-100. [DOI:10.1207/S15327841MPEE0702_3]
- [34] Caron O. Is there interaction between vision and local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in human posture? *Neurosci Lett.* 2004; 363(1):18-21. [DOI:10.1016/j.neulet.2004.03.038] [PMID]
- [35] Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. *Phys Ther.* 1987; 67(12):1881-5. [DOI:10.1093/ptj/67.12.1881] [PMID]
- [36] Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *J Athl Train.* 2002; 37(2):129-32.
- [37] Novak CB, Mackinnon SE. Repetitive use and static postures: A source of nerve compression and pain. *J Hand Ther.* 1997; 10(2):151-9. [DOI:10.1016/S0894-1130(97)80069-5]
- [38] Khanna P, Kapoor G, Zutshi K. Balance deficits and recovery timeline after different fatigue protocols. *Indian J Physiother Occup Ther.* 2008; 2(3):42-54. <https://ijpot.com/scripts/July-Sept%20issue%202008.pdf#page=46>
- [39] South M, George KP. The effect of peroneal muscle fatigue on ankle joint position sense. *Phys Ther Sport.* 2007; 8(2):82-7. [DOI:10.1016/j.ptsp.2006.12.001]
- [40] Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(4):589-92. [DOI:10.1016/j.apmr.2003.06.031] [PMID]
- [41] Granata KP, Slota GP, Wilson SE. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Hum Factors.* 2004; 46(1):81-91. [DOI:10.1518/hfes.46.1.81.30391] [PMID] [PMCID]
- [42] Haddad JM, Van Emmerik RE, Wheat JS, Hamill J. Developmental changes in the dynamical structure of postural sway during a precision fitting task. *Exp Brain Res.* 2008; 190(4):431-41. [DOI:10.1007/s00221-008-1483-9] [PMID]

This Page Intentionally Left Blank