Jundishapur
Scientific Medical Journal

Special Issue 2022. Volume 20

Research Paper

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

*Rooholah Rezaee[1], Mehdi Khayami[2], Akbar Ghalavand[3], Sahar Noroozi[4], Mahsa Taleshi[5], Somayeh Nersi[5]

1. Department of Sports Biomechanics, Technical and Vocational University, School of Physical Education and Sports Sciences, Imam Ali (AS) Safadasht, 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 Scientific Medical Journal. 2022; 20(SpecialIssue):664-679. https://doi.org/10.32598/JSMJ.20.2332

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

CC BY NC

Received: 03 Oct 2020
Accepted: 24 May 2021
Available Online: 01 Fab 2022

Keywords:
Fatigue, balance, hyperlordosis

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 biodex 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.

Corresponding Author:
Rooholah Rezaee, PhD.
Address: Technical & Vocational training University, Imam Ali Department of Physical Education Sport Sience Safadasht, Tehran, Iran.
Tel: +98 (918) 4687857
E-Mail: rooholah.rezaee@yahoo.com

مقاله پژوهشی

تأثیرخستگی ناشی از دویدن واماندەساز بر تعادل ایستا و پویا در زنان دارای هایپرلوردوزیس

*روح‌اله رضایی[۱]، مهدی خیامی[۲]، اکبر قلاوند[۳]، سحر نوروزی[۴]، مهسا طالشی[۵]، سمیه نرسی[۵]

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

تاریخ دریافت: ۱۲ مهر ۱۳۹۹
تاریخ پذیرش: ۰۳ خرداد ۱۴۰۰
تاریخ انتشار: ۱۲ بهمن ۱۴۰۰

چکیده

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

روش بررسی در تحقیق نیمه تجربی حاضر، ۳۰ زن با انحنای 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 با دستگاه بایودکس در دو شرایط قبل از خستگی (۳ تکرار) و پس از خستگی (۳ تکرار) اندازه‌گیری شد. برای اجرای برنامه خستگی تا حد واماندگی از آزمون سایمون استفاده شد.

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

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

کلیدواژه‌ها:
خستگی، تعادل، هایپرلوردوزیس

مقدمه

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 مهره‌ها را بتوان با اهمیت‌ترین جزء بدن محسوب کرد، زیرا علاوه بر به وجود آوردن یک حفاظ کارآمد برای نخاع، از نظر حرکتی و حفظ استحکام چارچوب بدن حائز اهمیت است. از طرف دیگر، قوس‌هایی که در ستون مهره‌ها وجود دارد از وارد شدن فشارهای مستقیم و بروز آسیب جلوگیری می‌کنند [۲]. راستای ستون مهره‌ای در ناحیه کمری با قوس طبیعی همراه است. قوس بیش از حد در این ناحیه، گود پشتی یا هایپرلوردوز کمری نامیده می‌شود.

هایپرلوردوز کمری[1] را می‌توان از شایع‌ترین عوارض عدم تعادل عضلانی در ناحیه ستون مهره به‌ویژه در زنان بیان کرد که در اثر ضعف و کوتاهی بافت‌های نرم نواحی لگن، شکم و ستون مهره‌ای به وجود می‌آید [۳]. وجود این ناهنجاری می‌تواند ابتدایی‌ترین زمینه برای بروز انواع مشکلات از جمله کمر دردها و مشکلات

1. Lumbar hyperlordosis

* **نویسنده مسئول:**
دکتر روح اله رضایی
نشانی: تهران، آموزشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی امام علی (ع) صفادشت، دانشگاه فنی‌وحرفه‌ای.
تلفن: ۴۶۸۷۸۵۷ (۹۱۸) ۹۸+
رایانامه: rooholah.rezaee@yahoo.com

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 وسایل مختلفی برای ارزیابی و تشخیص آن استفاده می‌شود که می‌توان ابزارهایی چون اسپاینال موس[۲]، پانتوگراف[۳]، کایفومتر[۴] و خط‌کش منعطف را نام برد که هر کدام مزایا و معایب خاص خود را دارند [۳].

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 نقایص و ضعف‌های ارگانی و ساختاری در دوران کودکی آن‌طور 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]. توانائی 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 وستیبولار[۸] صورت می‌گیرد. درنتیجه، تعادل بدن تنظیم می‌شود [۶]. سیستم حس-عمقی[۹] مجموعه درون‌دادهای عصبی است که از گیرنده‌های مکانیکی موجود در کپسول مفصلی، لیگامنت‌ها، عضلات، تاندون‌ها و پوست تأمین و برای تجزیه‌وتحلیل 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، وستیبولار و حسی-پیکری استفاده می‌شود. بخش دوم، یکپارچه‌سازی و سامان‌دهی اطلاعات آوران تا دستور حرکتی موردنیاز ایجاد شود. سامان‌دهی دقیق زمانی فضایی این دستورات براساس نیازهایی است که در شرایط فعالیت‌های عملکردی و محیطی ایجاد می‌شود.

بخش سوم، انجام دقیق دستورات حرکتی به وسیله بافت‌های نوروماسکولار صورت می‌گیرد. سامان‌دهی 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 متفاوت 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 به‌طور 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 گیرنده‌های 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 محرک‌های حسی گوناگونی چون جاذبه، (سیستم وستیبولار)، 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 ثقل 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 پیش‌بینی‌کننده ارتباط دارد، تعریف می‌شود [۱۱].

تعادل پویا به‌عنوان یکی از مفاهیم بحث‌برانگیز سیستم حسی-حرکتی، ارتباط متقابل و پیچیده میان درون‌دادهای حسی و پاسخ‌های حرکتی موردنیاز را برای حفظ و یا تغییر پاسچر موردبررسی 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 (سینرژی‌های عصبی-عضلانی)، فرآیندهای حسی (سیستم های‌بینایی، 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 به‌صورت عملکردی (مشابه با فعالیت‌ها و مهارت‌های پایه و ورزشی) یا غیر عملکردی (بدون مشابهت با فعالیت‌های روزانه و مهارت‌های ورزشی) می‌باشند [۱۵].

2. Spinal Mouse
3. Pantograph
4. Kyphometer
5.Postural Control
6.Stability
7.Postural Orientation
8. Vestibular
9. Proprioception
10.Quiet Stance
11. Perturbation

بنابراین، تغییرات ضریب عملکرد به عنوان شاخص تعیین عملکرد تعادلی افراد درنظر گرفته می‌شود. در واقع، تعادل انسان به وسیله فرایند عصبی-عضلانی پیچیده شامل شناسایی حس حرکت بدن، یکپارچگی اطلاعات حسی، حرکتی در دستگاه عصبی مرکزی و برنامه‌ریزی و اجرای پاسخ‌های عصبی-عضلانی 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 اتکا برای سیستم عصبی مرکزی فراهم می‌کند. این سیستم در مورد ارتباط اجزاء مختلف بدن نسبت به یکدیگر، اطلاعاتی به سیستم عصبی مرکزی گزارش می‌دهد [۱۲، ۱۸]. گیرنده‌های این سیستم شامل دوک عضلانی، اندام‌های وتری گلژی، 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 [۱۲]. سیستم بینایی اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت سر را نسبت به اشیاء گوناگون موجود در محیط گزارش می‌دهد [۱۲].

ازآنجا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته (حالتی که پا روی سطح اتکا قرار می‌گیرد) حفظ می‌شود و بر بازخورد یکپارچه و استراتژی‌های حرکت بین مفصل ران، زانو و مچ 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 [۱۲]. کنترل عصبی-عضلانی نقش مهمی در حفظ ثبات پویای مفصل و حمایت از بدن در مقابل آسیب دارد. خستگی عصبی عضلانی می‌تواند سبب اختلال در این کنترل و ثبات شود [۱۹]. هنگام خستگی، توانایی تولید پاسخ‌های عضلانی مناسب برای حفظ ثبات مفصل کاهش می‌یابد [۲۰]. خستگی، ناتوانی زودگذر در حفظ توان یا نیروی عضلانی به هنگام انقباض‌های متوالی 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 غشای عضله، ویژگی‌های انقباضی و اندوخته انرژی بدن شود [۲۱].

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

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 بدن برای آسیب‌دیدگی از پیامدهای خستگی هستند که احتمالاً خستگی از طریق این ساز و کارها به همراه اختلال در هماهنگی عضلانی موجب نقص عملکرد نیز می‌شود [۲۳]. بیشتر مطالعات مربوط به بررسی ثبات پاسچر در شرایط ایستادن ثابت بوده است [۲۴] که ممکن است باعث آشکارسازی نقایص 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 عمده‌ای 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 به‌طور 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 کمک‌کننده است و اطلاعات مفیدی را در اختیار محققان قرار می‌دهد. نالت و همکاران به بررسی ارتباط میان عملکرد تعادلی افراد مبتلا به اسکولیوسیس[12] یا انحراف جانبی ستون فقرات با پارامترهای وضعیت بدنی پرداختند. نتایج به‌دست آمده نشان داد جابه‌جایی 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[13] نشان دادند کایفوسیس به همراه نقص در قدرت عضلانی نقش مهمی در افزایش نوسانات بدن، عدم تعادل و افزایش خطر زمین‌خوردگی افراد بازی می‌کند [۴]. آیداق و همکاران میلادی به بررسی وضعیت تعادل دینامیکی بیماران مبتلا به آنکیلوزینگ اسپوندلیتیس[14] 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 به‌دست آمده از تحقیقات آن‌ها نیز

12. Scoliosis
13. Kyphosis
14. Ankylosing spondylitis

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 کایفوسیس 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 کایفوتیک 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 اسپاین بر بازیابی تعادل در افراد مبتلا به کایفوسیس 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].

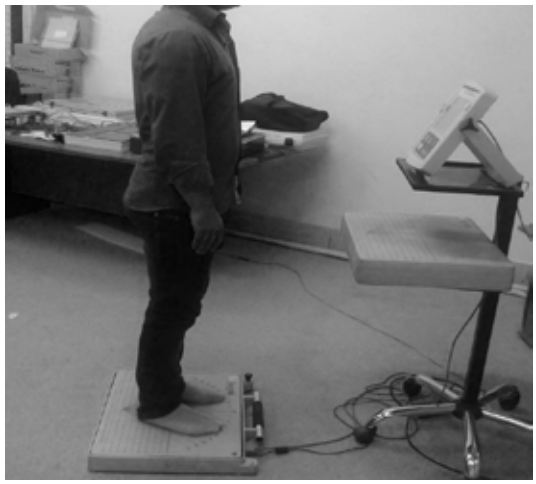
با مروری بر مطالعات گذشته، تحقیقی که اثرات خستگی عضلانی ناشی از فعالیت وامانده ساز در زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته بر روی تعادل ایستا و پویا را مورد بررسی قرار داده باشد، مشاهده نشد. همچنین در بحث کایفوسیس با توجه به اینکه قوس‌های ستون فقرات بر روی یکدیگر تأثیر می‌گذارند، از یکدیگر تأثیر می‌پذیرند و یکدیگر را جبران می‌کنند، قوس لوردوز افزایش یافته در پاسخ به قوس کایفوسیس افزایش یافته ایجاد می‌شود، زیرا افزایش کایفوسیس موجب جابه‌جایی خط ثقل به سمت جلو می‌شود. بنابراین با توجه به خلاء 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 ستون‌فقرات به‌ویژه کایفوسیس که پیامد آن قوس جبرانی لوردوز می‌باشد، مورد قیاس قرار می‌دهد. با توجه به مطالب گفته شده و نبود تحقیقی در این زمینه، ضرورت تحقیق حاضر می‌تواند توجیه شود. بنابراین، مطالعه حاضر با هدف تعیین اثر خستگی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی 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 به‌صورت تصادفی انتخاب شدند و به‌صورت 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 تمرین 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 یا مچ پا از 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 واماندگی، ۴. انجام آزمون خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی برای گروه تجربی، ۵. استقرار روی دستگاه بایودکس برای ارزیابی تعادل ایستا و پویا بعد از فرآیند خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی. 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 بینایی، دهلیزی، عصبی و عضلانی از شرایط ورود به تحقیق بود. بعد از انتخاب آزمودنی‌ها، ابتدا اندازه‌گیری قوس ستون فقرات در

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

مشخصات فردی		میانگین±انحراف معیار
سن (سال)	گروه آزمایش	۴۰/۱۳±۲/۱۵۵
	گروه کنترل	۴۱/۷۶±۲/۶۴۱
قد (سانتی‌متر)	گروه آزمایش	۱/۶۷±۰/۷
	گروه کنترل	۱/۶۶±۰/۹
وزن (کیلوگرم)	گروه آزمایش	۷۲/۵۰±۴/۵۸۰
	گروه کنترل	۷۱/۱۳±۴/۲۱۶
لوردوز (درجه)	گروه آزمایش	۴۹/۷۸۱±۱/۸۸۲
	گروه کنترل	۵۰/۰۶۳±۲/۱۱۴



تصویر ۱. نحوه استقرار آزمودنی روی دستگاه تعادلی بایودکس

مجله علمی پزشکی
جنـــدی شـــاپور

ناحیه کمری به عمل آمد. برای اندازه‌گیری انحنای ستون فقرات از خط‌کش منعطف[15] ساخت کشور تایوان با دقت ۰/۱ درجه و ضریب پایایی ۰/۹۷ استفاده شد. آزمودنی‌ها برای انجام آزمون انحنای کمر در حالت ایستاده و به‌طور کاملاً راحت و طبیعی با پای برهنه بر روی مقوایی 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[16] از زائده خاری مهره دوازدهم پشتی به‌عنوان نقطه شروع قوس و از مهره دوم خاجی به‌عنوان نقطه انتهایی قوس استفاده شد. برای پیدا کردن نشانه‌های استخوانی از روش هوپنفلد[17] 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، به‌طوری که هیچ فضایی بین پوست و خط‌کش وجود نداشت. سپس نقاط مشخص شده بر روی خط‌کش علامت‌گذاری 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.

$$1.\ \vartheta = 4 \arctan 2h/L$$

اندازه‌گیری ۳ بار انجام شد و میانگین ۳ تکرار به‌عنوان اندازه نهایی درنظر گرفته شد. زاویه بین ۳۰ تا ۴۰ فرد 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 دهند. زمانی که آزمودنی‌ها متوجه تکلیف خود می‌شدند از آن‌ها خواسته می‌شد که آزمون را با نهایت توان و دقت 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 می‌کردند آزمون متوقف و مجدداً تکرار می‌شد. میزان نوسانات مرکز فشار پا به‌عنوان متغیر اندازه‌گیری تعادل درنظر گرفته می‌شد. آزمودنی‌ها هر کدام از مراحل فوق را ۳ بار انجام دادند که درنهایت میانگین ۳ تکرار برای ارزیابی تعادل درنظر گرفته می‌شد. بعد از اتمام پیش‌آزمون از آزمودنی‌ها پس‌آزمون به عمل آمد که این عمل نیز مشابه پیش‌آزمون بود. با این تفاوت که گروه آزمایش تحت‌تأثیر متغیر مستقل خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی قرار داده شد. گروه کنترل تحت‌تأثیر متغیر مستقل قرار نگرفت. برای ایجاد خستگی، آزمودنی بر روی تردمیل برده و از او خواسته شد بر روی تردمیل ابتدا به‌صورت آرام بدود. سپس به‌تدریج به سرعت تردمیل اضافه شد که با استفاده از دستورالعمل سایمون تا جایی که آزمودنی به حد واماندگی برسد به دویدن بر روی تردمیل ادامه داد.

15. Flexi Curve Ruler
16. Youdas
17. Hoppenfeld

وظیفه اصلی آزمودنی‌ها تنظیم تعادل و حفظ مرکز فشار در حین پیاده‌روی سریع و در نهایت دویدن تا سرحد واماندگی بر روی تردمیل 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 تردمیل 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 تمرین 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 برده و از او خواسته شد که تست تعادل ایستا و پویا را انجام دهد. برای جلوگیری از حذف متغیر مستقل، دستگاه بایودکس در کنار تردمیل قرار داده شد. تست مذکور در جهت قدامی–خلفی انجام شد و آزمودنی با چشمان باز روی دستگاه بایودکس قرار گرفت. این سیستم اطلاعات مربوط به فشار کف پاها و میزان جابه‌جایی را به‌صورت خودکار در اختیار قرار می‌داد. آزمودنی به‌صورت صاف روی بایودکس می‌ایستادند. از هر آزمودنی در جهت قدامی–خلفی به‌صورت 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 به‌صورت خودکار سطح حرکت ضریب عملکرد را محاسبه می‌کند (تصویر شماره ۱).

برای تجزیه‌وتحلیل 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[18] و برای بررسی تجانس واریانس‌ها نیز از آزمون لون استفاده شد. برای سنجش اثر خستگی بر متغیرهای تحقیق از تحلیل کوواریانس استفاده شد. برای انجام عملیات آماری از نسخه ۲۶ نرم‌افزار SPSS و سطح معناداری (P≤۰/۰۵) استفاده شد.

18.Kolmogoron_Smirnova

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 به‌دست آمده از آزمون تحلیل کوواریانس، اثر تفاوت‌های گروهی و مراحل اندازه‌گیری (F=۴۸//۸۵۴، ۰/۰۰۱ =P، P=۰/۰۵) 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. به‌طور کلی، نتایج نشان می‌دهد دو گروه از نظر تعادل ایستا زمانی که با آزمون پایداری پاسچر ارزیابی می‌شود اختلاف معناداری دارند. براساس میانگین‌ها تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه آزمایش مشاهده می‌شود. این در حالی است که تفاوت معناداری بین گروه کنترل در 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.

براساس نتایج، دو گروه از نظر تعادل ایستا زمانی که با پایداری پاسچر ارزیابی می‌شوند اختلاف معناداری از لحاظ آماری دارند. براساس 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.

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

نمره	شاخص	آزمایش		کنترل	
		میانگین±انحراف معیار			
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
پایداری پاسچر	کلی	۲/۵۶۲±۰/۵۸	۱/۹۵±۰/۴۸۳	۲/۴۳±۰/۷۱۴	۲/۵۱±۰/۶۸۳
	قدامی–داخلی	۲/۸۷±۰/۷۳	۲/۰۴±۰/۷۶۲	۲/۹۱±۰/۴۶۳	۲/۹۴±۰/۴۹۵
	داخلی–خارجی	۲/۴۳±۰/۶۲	۱/۹۹±۰/۶۱۳	۲/۵۵±۰/۳۵۸	۲/۶۶±۰/۴۱۴
نوسان پاسچر	کلی	۲/۰۸±۰/۴۳۰	۱/۶۱۴±۰/۵۸۸	۱/۸۱±۰/۷۵۱	۱/۷۹±۰/۶۹۷
	قدامی–داخلی	۲/۵۲۷±۰/۴۴۹	۲/۱۹±۰/۴۹۶	۲/۴۷±۰/۶۸۰	۲/۴۴±۰/۵۱۸
	داخلی–خارجی	۲/۶۰±۰/۳۸۲	۲/۰۶±۰/۳۳۵	۲/۶۹±۰/۷۱۹	۲/۷۴±۰/۷۳۲

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

شاخص	آزمون	میانگین±انحراف معیار			
		آزمایش		کنترل	
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
پایداری پاسچر	چشم باز سطح سفت	۲/۲۶±۰/۵۷۳	۱/۷۱±۰/۷۶	۲/۳۳±۰/۸۸۰	۲/۳۷±۰/۷۶
نوسان پاسچر	چشم باز سطح سفت	۱/۸۹±۰/۹۲۲	۰/۹۸±۰/۳۹	۲/۰۱±۰/۶۷۲	۱/۸۱±۰/۳۹

مجله علمی پزشکی
جندی شاپور

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

آزمون	آزمایش		کنترل	
	میانگین±انحراف معیار			
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
نمره کلی	۴۲/۶۲±۷/۲۶	۴۱/۸۱±۵/۷۷	۴۱/۲۸±۷/۴۶	۴۱/۱۷±۶/۷۶
جهت قدامی	۶۵/۱۴±۱۵/۵۸	۵۸/۳۷±۱۱/۵۸	۶۶/۶۰±۱۶/۲۲	۶۵/۷۲±۱۵/۹۹
جهت داخلی	۴۳/۷۳±۱۳/۷۳	۴۲/۹۲±۱۲/۹۲	۴۵/۳۹±۱۵/۱۴	۴۵/۸۸±۱۵/۲۸
جهت خارجی	۳۷/۹۲±۱۵/۶۴	۳۱/۶۵±۱۲/۷۱	۳۹/۶۷±۱۴/۶۳	۴۰/۳۹±۱۴/۶۳
جهت چپ	۴۹/۵۵±۱۴/۵۹	۳۹/۷۳±۱۰/۶۳	۴۸/۵۱±۱۵/۴۷	۴۹/۲۸±۱۳/۱۵
جهت قدامی–خارجی	۵۲/۰۰±۱۴/۳۷	۴۴/۴۴±۱۱/۵۰	۵۲/۰۷±۱۴/۵۹	۵۴/۵۹±۱۱/۲۷
جهت قدامی–داخلی	۴۹/۱۶±۱۵/۱۹	۴۶/۳۲±۱۴/۶۷	۵۰/۱۹±۱۳/۴۹	۵۱/۳۷±۱۴/۶۶
جهت خلفی–خارجی	۳۶/۹۱±۱۰/۴۴	۳۳/۷۰±۷/۳۷	۳۵/۷۴±۱۱/۷۱	۳۶/۲۶±۱۱/۴۸
جهت خلفی– داخلی	۳۹/۲۷±۱۲/۶۲	۳۶/۴۹±۹/۴۹	۴۰/۳۳±۱۱/۶۲	۴۰/۸۳±۱۰/۸۰

مجله علمی پزشکی
جندی شاپور

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

منبع تغییر	جمع مجذورات انحرافات از میانگین	درجه آزادی	میانگین مجموع مجذورات انحرافات از میانگین	F	معناداری
اثر مراحل اندازه‌گیری	۶۱۶/۰۰۰	۲	۳۶/۲۳۵	۵/۴۹۰	P<۰/۰۰۱
اثر تفاوت‌های گروهی	۲۹۸۲/۰۱۲	۱	۲۹۸۲/۰۱۲	۴۸/۸۵۴	۰/۰۰۱
اثرتفاوت‌گروهی‌ومراحل اندازه‌گیری	۶۱۶/۰۰۰	۲	۳۶/۲۳۵	۵/۴۹۰	۰/۰۰۲
اثر خطای درون گروهی	۷۳/۲۰۰	۵۷	۶/۱۰۰		
اثر خطای بین گروهی	۶۸۹/۲۰۰	۵۹	۲۷/۳۷۱		

مجله علمی پزشکی
جندی شاپور

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

شاخص	آزمون	میانگین±انحراف معیار			
		آزمایش		کنترل	
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
پایداری پاسچر	چشم باز سطح سفت	۲/۲۶±۰/۵۷۳	۱/۷۱±۰/۷۶	۲/۳۳±۰/۸۸۰	۲/۳۷±۰/۷۶

مجله علمی پزشکی
جندی شاپور

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

منبع تغییر	جمع مجذورات انحرافات از میانگین	درجه آزادی	میانگین مجموع مجذورات انحرافات از میانگین	F	معناداری
اثر مراحل اندازه‌گیری	۴۴۳/۷۶۷	۲	۲۳/۳۵۶	۴/۰۵۴	P<۰/۰۰۱
اثر تفاوت‌های گروهی	۳۱۶۹/۰۶۵	۱	۳۱۶۹/۰۶۵	۲۷۸/۷۲۲	۰/۰۰۱
اثرتفاوت‌گروهی و مراحل اندازه‌گیری	۴۴۳/۷۶۷	۲	۲۳/۳۵۶	۴/۰۵۴	۰/۰۰۱
اثر خطای درون‌گروهی	۱۱۳/۷۰۰	۵۷	۱۱/۳۷۰		
اثر خطای بین گروهی	۵۵۷/۴۶۷	۵۹	۱۰/۴۶۲		

مجله علمی پزشکی
جندی شاپور

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

منبع تغییر	جمع مجذورات انحرافات از میانگین	درجه آزادی	میانگین مجموع مجذورات انحرافات از میانگین	F	معناداری
اثر مراحل اندازه‌گیری	۴۴۳/۷۶۷	۲	۲۳/۳۵۶	۴/۰۵۴	P<۰/۰۰۱
اثر تفاوت‌های گروهی	۳۱۶۹/۰۶۵	۱	۳۱۶۹/۰۶۵	۲۷۸/۷۲۲	۰/۰۰۱
اثرتفاوت‌گروهی و مراحل اندازه‌گیری	۴۴۳/۷۶۷	۲	۲۳/۳۵۶	۴/۰۵۴	۰/۰۰۱
اثر خطای درون‌گروهی	۱۱۳/۷۰۰	۵۷	۱۱/۳۷۰		
اثر خطای بین گروهی	۵۵۷/۴۶۷	۵۹	۱۰/۴۶۲		

مجله علمی پزشکی
جندی شاپور

براساس نتایج به‌دست آمده از آزمون تحلیل کوواریانس، اثر تفاوت‌های گروهی و مراحل اندازه‌گیری (F=۲۷۸//۲۲، ۰۰۱/ P=۰، P=۰/۰۵) نشان می‌دهد خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی بر نوسان پاسچر زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته در مقایسه با گروه کنترل روی سطح سفت با چشم باز اثردارد.

بر اساس نتایج به‌دست آمده از آزمون تحلیل کوواریانس، اثر تفاوت‌های گروهی و مراحل اندازه‌گیری (F=۲۷۸//۲۲، ۰۰۱/ P=۰، P=۰/۰۵) نشان می‌دهد خستگی عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی 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 پیش‌آزمون و پس‌آزمون 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

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

متغیر	جمع مجذورات انحرافات از میانگین	میانگین مجموع مجذورات انحرافات از میانگین	میزان F	Sig
قدامی	۴۵۲۸/۲۵	۴۵۹۲/۶۹	۴/۰۷۳	۰/۰۰۱*
قدامی _ داخلی	۶۲۵۴/۱۴	۲۲۷۲/۸۴	۱/۸۴۱	۰/۱۵۶
داخلی	۴۱۸۲/۶۵	۴۹۶۱/۲۸	۰/۹۶۳	۰/۳۴۴
خلفی _ داخلی	۳۲۸۴/۸۰	۷۷۰۶/۰۳	۱/۰۲	۰/۴۱۶
خلفی	۳۸۱۷/۶۶	۳۶۹۱/۷۶	۰/۹۵۶	۰/۳۸۹
خلفی _ خارجی	۵۶۲۷/۴۱	۶۱۸۳/۱۴	۱/۰۸	۰/۳۹۹
خارجی	۵۶۱۴/۳۹	۳۶۵۲/۱۶	۱/۱۱۲	۰/۰۰۱*
قدامی _ خارجی	۳۹۱۹/۵۷	۷۸۳۲/۴۷	۰/۸۶۰	۰/۰۰۱*

* از لحاظ معناداری اختلاف وجود دارد

مجله علمی پزشکی
جندی شاپور

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 عضلانی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی بر تعادل ایستا و پویا در زنان دارای لوردوز 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 دویدن تا سرحد واماندگی را بر تعادل ایستا و پویا در زنان مبتلا به لوردوز کمری افزایش یافته بررسی نکرده است، به ذکر چند پژوهش پرداخته می‌شود که به تأثیر خستگی اندام‌های دیگر در افراد دارای ناهنجاری غیر از لوردوز کمری، به‌ویژه کایفوسیس که پیامد آن لوردوز 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 موردمطالعه استفاده شد [۳۲]، یافته‌های ویلروم و همکاران (۲۰۰۷) که اثر خستگی موضعی بازکننده‌های ستون‌فقرات بر افزایش نوسانات مرکز فشار پا را گزارش کرده بودند، مطالعه سیناکی و همکاران، نالت و همکاران، گریبل و همکاران و کارون و همکاران همخوانی دارد. دلیل احتمالی اختلاف معنادار در اثر خستگی عضلانی ناشی از دویدن 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 عضلانی درگیر در این جهات نسبت داد، زیرا در این جهت‌ها اجراکننده متکی به فعالیت شدید این عضلات برای حفظ تعادل است و اگر جنبه حسی اثرات خستگی و اختلالات ناشی از وقوع خستگی در نظر گرفته شود، دلیل احتمالی اختلاف معنادار در این تحقیق را می‌توان اینگونه توجیه کرد که تغییرات ایجاد شده در گیرنده‌های حسی یک مفصل در اثر خستگی فقط به عضلات اطراف آن مفصل محدود نمی‌شود. درنتیجه، ایجاد خستگی در عضلات عمل‌کننده در یک مفصل منجر به اختلال مکانیزم‌های تعادلی همان ناحیه می‌شود و مکانیزم تعادلی در عضلات و مفاصل دیگر را تحت‌تأثیر قرار نمی‌دهد. بنابراین، اعمال پروتکل خستگی در ناحیه زانو و مچ یا آوران‌های حسی این ناحیه‌ها را و متعاقب 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 فضا به تنهایی نمی‌تواند به ثبات پاسچر مؤثر و کارآمد منجر شود [۳۵]، بلکه لازمه درک زمان و چگونگی اعمال نیروهای بازگرداننده این است که سیستم عصبی مرکزی تصویری دقیق از موقعیت بدن در فضا و ثابت یا متحرک بودن آن داشته باشد.

بدین منظور، سیستم عصبی مرکزی اطلاعات حسی دریافت شده از گیرنده‌های 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 درون‌دادهای حسی آوران از گیرنده‌های محیطی باعث تغییر در کنترل عصبی–عضلانی اندام تحتانی می‌شود و خستگی عضلات اندام تحتانی نیز درون‌داد آوران را از گیرنده‌های عضلانی تغییر می‌دهد، ترکیب این عوامل به کاهش توانائی بدن برای کنترل اندام تحتانی منجر می‌شود که این عامل را می‌توان یکی از دلایل احتمالی کاهش تعادل پویا پس از خستگی عضلانی 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 عضلانی درگیر در اجرای تست در این جهات دانست، زیرا برای انجام این جهت‌ها فرد باید به سمت عقب تکیه دهد و تنه در حالت اکستنشن[19] باشد تا بتواند تعادل خویش را حفظ کند. در این وضعیت، نیروی جاذبه عمل‌کننده بر قسمت بالاتنه باعث گشتاور زیاد فلکشن زانو می‌شود که باید توسط گشتاور اکستنشن (انقباضات 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 گیرنده‌های حسی تمام نقاط بدن در نتیجه واماندگی اشاره کرد، زیرا اعمال برنامه خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی موجب ارسال پیام‌هایی از گیرنده‌های 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–عضلانی 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

19. Extension

توجه به اینکه کنترل وضعیت و حرکت در هر دو مفصل مچ و ساب تالار توسط عضلات اطراف مچ پا صورت می‌گیرد و با توجه به اینکه حرکات پلانتارفلکشن و دورسی فلکشن در مفصل مچ پا و اینورژن اورژن در مفصل ساب 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 را نشان داد به علت عدم توانائی عضلات پلانتار فلکسور و دورسی فلکسور در ثبات هر دو مفصل مچ و ساپ تالار به دنبال خستگی عضلانی باشد [۳۶].

از آنجا که عضلات پلانتار فلکسور و دورسی فلکسور مچ پا، عضلات اصلی در ایجاد و کنترل حرکات صفحه ساجیتال مفصل مچ 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 پلانتار فلکسور و دورسی فلکسور مچ 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 علائمی 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 ساز و کارها به همراه اختلال در هماهنگی عضلانی موجب نقص عملکرد نیز می‌شود. اعمال پروتکل خستگی در ناحیه‌ای از بدن و بر روی عضلات عمل‌کننده 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 وابران کاهش یابد که این عامل نیز می‌تواند در کاهش تعادل نقش داشته باشد [۳۶]. همچنین خستگی باعث کاهش تخلیه فیبرهای آوران دوک عضلانی می‌شود و این تأثیر احتمالاً به دلیل کاهش فعال‌سازی نرون‌های حرکتی گاما است. این پدیده به نوبه خود باعث کاهش ورودی به بخش‌هایی از سیستم عصبی مرکزی می‌شود که درون‌دادهای 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 به‌طور کامل همکاری می‌کنند، بازخوردهای غلط حس عمقی از وضعیت زانو می‌تواند باعث پیشرفت درد و ناهنجاری‌های اطراف زانو شود. به‌طور متناوب تحریک گیرنده‌های درد و وجود درد ممکن است به‌طور 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[20]، 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 به‌ویژه با تحقیق رضایی و همکاران، می‌توان به این احتمال اشاره کرد که شاید در زمانی که بی‌ثباتی بیشتری به سبب افزایش ایجاد آشفتگی 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 حالی‌که در این تحقیق آزمودنی‌ها افراد دارای ناهنجاری لوردوز کمری افزایش یافته بودند و از اعمال آشفتگی 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 تحت‌تأثیر 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 دویدن 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

20. Erector spinae muscles

زمانی که بی‌ثباتی بیشتری به سبب خستگی در سطح اتکا به وجود می‌آید، زنان مبتلا به لوردوز کمری افزایش یافته بیشتر به سوی مکانیزم‌های جبرانی 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. رایج‌ترین استراتژی‌هایی که عنوان می‌شود، استراتژی‌های مچ پا، ران و گام‌برداری می‌باشد. این استراتژی‌ها در هر دو وضعیت بازخورد و پیش بینی برای حفظ تعادل استفاده می‌شوند. کنترل بازخوردی، کنترلِ وضعیت بدن در پاسخ به بازخوردهای حسی روی می‌دهد، مثلاً در پاسخ به عوامل خارجی برهم‌زننده تعادل، مثل وقتی که سطح اتکا حرکت می‌کند [۱۸، ۱۳]. از آنجا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته (حالتی که پا روی سطح اتکا قرار می‌گیرد) حفظ می شود و بر بازخورد یکپارچه و استراتژی‌های حرکت بین مفصل ران، زانو و مچ 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 تحت‌تأثیر 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[۲۱] عضلانی باشد که سبب کاهش پاسخ اندام‌های وتری گلژی می‌شود [۳۹]. خستگی عضلانی ممکن است از طریق کاهش برون‌ده 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 عمقی مفصل شود [۴۰، ۲۵].

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 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 الکترومایوگرافی در عضلات خسته، نشانگر تأخیر طولانی در فعالیت عضلانی در مقایسه با عضلات غیر خسته می‌باشد [۴۱].

در مطالعه حاضر چنانچه به خستگی به‌عنوان 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 وابران 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، توانائی 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[۲۲] می‌پردازند بیشتر به سمت استفاده از فعالیت‌های سوپرا پاسچرال متمایل شده‌اند که در این شرایط بار شناختی[۲۳] 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 دویدن تا سرحد واماندگی بر تعادل ایستا و پویا در زنان دارای لوردوز کمری افزایش یافته اختلاف معناداری داشت. بنابراین، خستگی به‌عنوان 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

21. Power of Hydrogen (PH)

22.Postural Sway

23.Cognitive Load

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 به‌صورت جداگانه و بسیار محدود انجام شده است که برای نتیجه‌گیری باید مطالعات وسیع‌تر و با نمونه‌های بیشتر در جمعیت‌های 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 و وضعیت‌های غلط، بیماری‌های عصبی عضلانی، خستکی و غیره ایجاد می‌شوند. متاسفانه، این ناهنجاری‌ها به دلایل ضعف عضلانی، بیشتر بودن درصد چربی و تکرار عادات غلط، بیشتر در بانوان دیده می‌شوند. وجود این ناهنجاری‌ها می‌تواند ابتدایی‌ترین زمینه برای بروز انواع مشکلات از جمله کمردردها و مشکلات تنفسی محسوب شود. شناخت دقیق، زودهنگام و به‌موقع این ناهنجاری‌ها می‌تواند در پیشگیری، جلوگیری از پیشرفت و اصلاح آن‌ها کاملاً مؤثر باشد. به‌طور کلی نتایج به‌دست آمده از مطالعه حاضر مبنی بر کاهش توانائی کنترل ثبات پاسچر بعد از اعمال خستگی ناشی از دویدن تا سرحد واماندگی در ارائه راهکارهایی برای جلوگیری از آسیب‌های وارده به مفاصل زانو و مچ پا می‌تواند مفید باشد. بدین ترتیب، با بهبود استقامت عضلانی، در عضلات به‌ویژه عضلات اندام تحتانی از جمله ناحیه زانو و مچ پا می‌توان زمان رسیدن به خستگی را افزایش داد و متعاقباً از کاهش توانائی کنترل پاسچرال ناشی از آن و آسیب‌های بالقوه احتمالی جلوگیری کرد. از آنجایی که ضعف عضلانی، 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 عضلانی، انعطاف‌پذیری و کنترل حرکتی می‌شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این پژوهش مورد تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه فنی حرفه 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.

مشارکت‌نویسندگان

تمامی نویسندگان در طراحی، اجرا و نوشتن مقاله همکاری داشته‌اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

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=AgRkvidspkMC

[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]

[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: Lippincqtt 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/JMLM.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=BJcL3enz3xMC

[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_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