Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

September and October 2023. Volume 12. Num 4

Research Paper

Effect of Cognitive Load on the Range of Motion of Lower Limb Joints During Walking in Men With and Without Functional Ankle Instability: A Clinical Trial

Tina Banakheiri[1], *Sedigheh Sadat Naimi[1], Zahra Ebrahimabadi[1], Aliyeh Daryabor[2], Mohammad Yousefi[3]

1. Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
2. Department of Physiotherapy, Physiotherapy Research Center, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
3. Department of Sport Biomechanics, School of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Banakheiri T, Naimi SS, Ebrahimabadi Z, Daryabor A, Yousefi M. [Effect of Cognitive Load on the Range of Motion of Lower Limb Joints During Walking in Men With and Without Functional Ankle Instability: A Clinical Trial(Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 12(4):676-691. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.4.4

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.4.4

CC BY NC

ABSTRACT

Background and Aims Several studies have investigated gait biomechanics in people with functional ankle instability (FAI). However, the potential role of information processing (attention) in the gait control of these patients is still unknown. Therefore, this study aimed to investigate the effect of cognitive load on the range of motion (ROM) of lower limb joints during walking in men with and without FAI.

Methods The study was a non-randomized controlled clinical trial. Eighteen male subjects with FAI and 19 healthy subjects participated in this study and completed three randomized conditions (three trials per condition): normal walking on a treadmill (single task), normal walking while performing a cognitive task (dual task), and (3) performing cognitive task while sitting. Three-dimensional information of hip, knee, and ankle joint ROM in the sagittal, frontal, and transverse planes were measured as gait kinematic components, and the error ratio and average reaction time were measured as cognitive task indicators. The intraclass correlation coefficient (ICC) was used to determine the intrasession reliability of kinematic and cognitive measures.

Results The ICC of kinematic variables, including the hip, knee, and ankle joint ROM, with and without applying cognitive tasks in three planes was more than 0.70. During the single task, the group with FAI showed a significantly decreased knee ROM in the transverse plane and a decreased hip ROM in the sagittal plane compared to the healthy group. During the dual task, the group with FAI showed a significantly increased hip ROM in the sagittal plane compared to the healthy group. The results of the cognitive task showed that the group with FAI had a longer reaction time in the auditory Stroop test during dual-task walking than in the sitting position.

Conclusion FAI can be an important factor in motor-cognitive interactions. Using a cognitive task may be an effective strategy in the rehabilitation program of men with FAI.

Keywords Functional ankle instability, Cognitive load, Dual task, Range of motion, Walking

Received: 23 Dec 2022
Accepted: 28 Dec 2022
Available Online: 23 Sep 2023

Corresponding Author:
Sedigheh Sadat Naimi, PhD.
Address: Department of Physiotherapy, Physiotherapy Research Center, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
Tel: +98 (21) 77561408
E-Mail: naimi.se@gmail.com, naimi.se@sbmu.ac.ir

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Extended Abstract

Introduction

Ankle sprains occur in 85% of cases during plantarflexion and inversion. During this process, the external ligaments of the ankle, including the anterior talofibular ligament, are damaged, leading to pain, swelling and movement limitation during daily activities. Although acute symptoms of ankle sprains resolve quickly, about 70% of people report persistent problems in the ankle with or without ligament laxity, known as functional ankle instability (FAI). FAI is defined as the subjective feeling of ankle instability or recurrent, ankle sprains without ankle joint laxity. Postural control disorder in static and dynamic states is one factor leading to FAI and frequent ankle sprains.

Cognitive factors play a vital role in postural control and walking, but the literature review indicates that the role of cognitive factors in walking is usually neglected and less addressed. Studies have shown that performing a secondary cognitive task can negatively affect gait kinematics and balance performance. These findings support the limited capacity theory. If sensorimotor tasks (such as walking) and cognitive tasks are performed simultaneously (dual task) and their attention requirements exceed the overall attention capacity of the individual, interference will occur and the performance of one or both will be impaired. In addition, several researchers have found a close relationship between cognitive decline and musculoskeletal disorders. Since the lower extremity is a kinetic chain and functions as a unit, any factor affecting the ankle is thought to affect the knee and hip.

So far, no study has been conducted to investigate the effect of cognitive tasks on hip, knee, and ankle range of motion (ROM) in sagittal, frontal, and transverse planes during walking in people with FAI. Therefore. This study aimed to investigate the effect of cognitive load on the ROM of lower limb joints in sagittal, frontal, and transverse planes during walking in men with and without FAI.

Materials and methods

This is a non-randomized controlled clinical trial. Participants included 18 men with FAI and 19 healthy matched men with no history of ankle sprain aged 18-40 years. Thirty-eight markers were attached to participants' bony landmarks. Participants completed three randomized conditions (three trials per condition): (1) normal walking on a treadmill, (2) normal walking while performing a cognitive task, and (3) Performing the cognitive task while sitting. Participants walked barefoot at a self-determined speed for 95 seconds while looking forward. The Vicon motion-capture system with eight cameras at the frequency of 100 Hz was used to obtain three-dimensional kinematic data for the hip, knee, and ankle joint ROMs in the sagittal, frontal, and transverse planes. The auditory Stroop task was used as the cognitive task in this study. In this task, the two words, "high" and "low," were spoken in either high or low pitch. The participants were asked to recognize the pitch of the sound without attention to the spoken word and say the opposite word as quickly as possible. Error ratio (number of incorrect responses divided by the total number of stimuli) and mean verbal reaction time (time required to respond to each auditory signal) were measured as their cognitive task performance. The intraclass correlation coefficient (ICC) was used to determine the intrasession reliability of kinematic and cognitive outcomes under single and dual-task conditions in individuals with and without FAI.

Results

The results showed that the ICC of kinematic variables, including the ROM of the hip, knee, and ankle joints, with and without cognitive tasks in three planes, was more than 0.70. Repeated measure analysis of variance showed that during the single task, the group with FAI showed a significantly decreased knee ROM in the transverse plane and decreased hip ROM in the sagittal plane compared to the healthy group. During the dual task, the group with FAI showed a significantly increased hip ROM in the sagittal plane compared to the healthy group. According to the paired t-test results, applying the cognitive task in the patient group caused a significant increase in the hip ROM in the sagittal plane compared to the no-cognitive task mode. In the healthy group, the cognitive task caused a significant decrease in the ROM of the knee and hip joints in the sagittal plane compared to the no-cognitive task mode. Regarding cognitive task performance, the results showed that the group with FAI had a longer reaction time in the auditory Stroop test during dual-task walking than during dual-task sitting, compared to healthy people.

Conclusion

The hip and knee joints of men with FAI have less ability when facing environmental perturbations and are more affected by postural and cognitive tasks. Using a higher hip and knee ROM to achieve overall body balance in challenging positions is an alternative movement strategy that can distribute impact from an unstable distal joint (such as the ankle joint) to more stable proximal joints

(such as knee and hip joints). This strategy can increase the risk of future injuries in these people's proximal joints. Therefore, FAI can be an interfering factor in motor–cognitive interactions. Motor-cognitive interventions should be used as a part of rehabilitation for men with FAI to increase their ability to adopt appropriate movement strategies against unpredictable and unfamiliar environmental perturbations that can increase the possibility of re-injury.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles such as obtaining informed consent from the participants, the confidentiality of their information, and allowing them to leave the study, were considered. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the Shahid Beheshti University of Medical Sciences (Code: IR.SBMU.RETECH.REC.1400.118). The study was registered by the Iranian Registry of Clinical Trials (ID: IRCT20220717055484N1)

Funding

This study was extracted from the master's thesis of Tina Banakheiri, registered by the Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences. This research did not receive any grant from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

The authors contributed equally to preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

تأثیر بار شناختی بر کینماتیک مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن در مردان با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا: یک کارآزمایی بالینی

تینا بناخیری[۱]، *صدیقه سادات نعیمی[۱]، زهرا ابراهیم آبادی[۱]، عالیه دریابر[۲]، محمد یوسفی[۳]

۱. گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
۲. گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
۳. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Banakheiri T, Naimi SS, Ebrahimabadi Z, Daryabor A, Yousefi M. [Effect of Cognitive Load on the Range of Motion of Lower Limb Joints During Walking in Men With and Without Functional Ankle Instability: A Clinical Trial (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 12(4):676-691. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.4.4

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.4.4

CC BY

چکیده

مقدمه و اهداف مطالعات متعددی به بررسی بیومکانیک راه رفتن در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا پرداخته‌اند، اما نقش بالقوه فرآیند پردازش اطلاعات (توجه) در کنترل راه رفتن این بیماران هنوز ناشناخته است. هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر بار شناختی بر دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن در افراد با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا بود.

مواد و روش‌ها مطالعه از نوع کارآزمایی بالینی شاهددار غیرتصادفی است. ۱۸ فرد مذکر دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا و ۱۹ فرد سالم مراحل آزمون را در ۳ مرحله و هر مرحله با ۳ تکرار با ترتیب تصادفی شامل ۱. اجرای تکلیف شناختی در حالت نشسته، ۲. اجرای تکلیف راه رفتن بر روی تردمیل (تکلیف یگانه) و ۳. اجرای هم‌زمان تکلیف راه رفتن و تکلیف شناختی (تکلیف دوگانه) تکمیل کردند. اطلاعات سه بعدی دامنه حرکتی مفاصل هیپ، زانو، مچ پا در ۳ صفحه ساجیتال، فرونتال و عرضی به‌عنوان مؤلفه‌های کینماتیک راه رفتن، درصد خطا و میانگین زمان واکنش کلامی به‌عنوان معیارهای عملکرد تکلیف شناختی و همچنین میزان ضریب همبستگی درون‌گروهی برای تعیین تکرارپذیری درون جلسه‌ای مؤلفه‌های کینماتیک راه رفتن و عملکرد تکلیف شناختی بررسی شد.

یافته‌ها پایایی متغیرهای کینماتیکی شامل دامنه زاویه مفاصل هیپ، زانو و مچ پا، با و بدون اعمال تکلیف شناختی در ۳ صفحه بیشتر از ۷۰ درصد بود. در طی تکلیف یگانه، افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا کاهش معنادار دامنه حرکتی زانو در صفحه عرضی و دامنه حرکتی هیپ در صفحه ساجیتال نسبت به گروه سالم داشتند. در هنگام تکلیف دوگانه، افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا افزایش معنادار دامنه حرکتی هیپ در صفحه ساجیتال نسبت به گروه سالم داشتند. در مقایسه با افراد سالم، افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در شرایط انجام هم‌زمان تکلیف راه رفتن و شناختی نسبت به حالت نشسته، دارای زمان واکنش طولانی‌تری در آزمون شنیداری استروپ بودند.

نتیجه‌گیری بی‌ثباتی عملکردی مچ پا می‌تواند عامل مهمی در تداخل شناخت–حرکت باشد. بنابراین، تحمیل تکلیف شناختی ممکن است بتواند به‌عنوان یک استراتژی مؤثر در برنامه توان‌بخشی این بیماران منظور شود.

کلیدواژه‌ها بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، بار شناختی، تکلیف دوگانه، دامنه حرکتی، راه رفتن

تاریخ دریافت: ۰۲ دی ۱۴۰۱
تاریخ پذیرش: ۰۷ دی ۱۴۰۱
تاریخ انتشار: ۰۱ مهر ۱۴۰۲

* **نویسنده مسئول:**
دکتر صدیقه سادات نعیمی
نشانی: تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دانشکده توانبخشی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی.
تلفن: ۷۷۵۶۱۴۰۸ (۲۱) ۹۸+
رایانامه: naimi.se@gmail.com, naimi.se@sbmu.ac.ir

مقدمه

پیچ‌خوردگی‌های مچ پا در ۸۵ درصد از موارد در حین پلانتارفلکشن و اینورژن رخ می‌دهد. در طی این فرآیند لیگامان‌های خارجی مچ پا ازجمله لیگامان تالوفیبولار قدامی آسیب می‌بینند [۱] که منجر به ایجاد درد، تورم و محدودیت حرکات در حین فعالیت‌های روزانه می‌شود. اگرچه علائم حاد پیچ‌خوردگی مچ پا به سرعت برطرف می‌شود، حدود ۷۰ درصد از افراد مشکلات مداوم مانند درد، بی‌ثباتی و یا احساس خالی شدن مچ پا در حین فعالیت‌های روزانه همراه یا بدون شلی لیگامانی را گزارش می‌دهند که تحت عنوان بی‌ثباتی مزمن مچ پا[1] شناخته می‌شود [۲]. بی‌ثباتی مزمن مچ پا به دو گروه عملکردی و مکانیکی تقسیم می‌شود. بی‌ثباتی مکانیکی ناشی از مکانیک نامناسب مفصل می‌باشد و درواقع به شلی قابل اندازه‌گیری مفصل و محدودیت‌های کینماتیکی مفصلی و تغییرات سینویال مربوط می‌شود [۳]. بی‌ثباتی عملکردی عبارت است از تجربه پیچ‌خوردگی مکرر و احساس خالی شدن مفصل بدون وجود شلی مفصلی که توسط خود فرد گزارش می‌شود [۴] و ممکن است در اثر ناکارآمدی در حس عمقی، کنترل عصبی‌عضلانی، کنترل وضعیت بدنی، قدرت، تأخیر در زمان پاسخ عضلات پرونئال و عدم واکنش سریع رفلکس‌های حمایتی در مقابل نیروهای آسیب‌رسان بر لیگامان‌های خارجی مچ پا ایجاد شود [۵].

اختلال کنترل وضعیت بدنی در هر دو حالت ایستا و پویا یکی از عواملی است که منجر به بروز بی‌ثباتی عملکردی مچ پا و پیچ‌خوردگی‌های مکرر می‌شود [۶]. فریمن و همکاران پیشنهاد کردند که تغییرات در کنترل وضعیت بدنی را می‌توان به نقص در ورودی‌های آوران ناشی از آسیب به لیگامان‌ها و مکانورسپتورهای مچ پا (کمبود آوران‌های مفصلی) نسبت داد [۶]. کاهش در توانایی حفظ تعادل و افزایش نوسانات پاسچرال (نوسان وضعیت بدنی به‌عنوان انحراف مرکز فشار نسبت به موقعیت میانگین حین آزمون تعریف می‌شود) در وضعیت ایستاده بر روی یک پا بعد از پیچ‌خوردگی مچ پا به‌خوبی مستند شده و نشان داده شده است که بسیاری از پارامترهای تعادل در این افراد دست خوش تغییرات می‌شود [۷-۱۰]. بااین‌حال ارزیابی ثبات وضعیت بدنی در وضعیت ایستا، نمی‌تواند نقایص ثبات وضعیت بدنی را به‌خوبی روشن سازد. بنابراین متغیرهای پویا و کلینیکال برای غلبه بر محدودیت‌های متغیرهای ایستا گسترش یافتند. در این راستا، راه رفتن یک پیشنهاد ایمن برای ارزیابی ثبات پاسچرال پویا می‌باشد [۱۱]. راه رفتن می‌تواند تغییرات جزئی در برنامه‌ریزی حرکتی و کنترل وضعیت بدنی را ارزیابی کند و از این جهت به‌عنوان چالشی در کنترل ثبات پویا، هماهنگی وضعیت بدنی، تعادل و حرکت و درنتیجه فاکتور حساسی در شناخت عوامل مؤثر در ایجاد بی‌ثباتی‌های عملکردی مچ پا می‌باشد [۱۲]. امروزه رایج‌ترین روش برای جمع‌آوری اطلاعات راه رفتن در پژوهش‌ها، روش سه بعدی است. ارزیابی سه بعدی کینماتیک مفاصل، روشی قابل اعتماد، معتبر، عینی و دقیق می‌باشد.

عوامل شناختی نقش بسیار مهمی در کنترل وضعیت بدنی و راه رفتن دارد، اما بررسی متونِ حاکی از آن است که نقش عوامل شناختی در راه رفتن معمولاً نادیده گرفته شده است و کمتر به آن پرداخته شده است [۱۳]. راه رفتن یک تکلیف آشنا و نسبتاً خودکار[2] برای بیشتر افراد است و پیش‌بینی می‌شود کنترل وضعیت بدنی در حین انجام تکلیف، خیلی دشوار و پرزحمت[3] نباشد. بنابراین حجم بزرگی از ظرفیت پردازشی[4] فرد را دست نخورده باقی می‌گذارد [۱۴]. برخلاف آن در هنگام بروز نقص‌های حسی و حرکتی، بازتولید همین حرکات برای فرد پیچیده‌تر می‌شود و از حالت نسبتاً خودکار خارج می‌شود و نیاز به توجه آگاهانه بیشتری خواهد داشت [۱۵].

مطالعات نشان داده است که انجام یک کار شناختی ثانویه می‌تواند بر کینماتیک راه رفتن و عملکرد تعادل تأثیر منفی بگذارد. این یافته‌ها از نظریه ظرفیت محدود[5] پشتیبانی می‌کند [۱۵، ۱۶]. در این نظریه اعتقاد بر این است که توانایی فرد برای انجام کارهای ذهنی دارای ظرفیت پردازشی محدودی می‌باشد و هر تکلیفی به بخشی از این ظرفیت پردازشی نیاز دارد. چنانچه دو تکلیف حسی حرکتی (مثل راه رفتن) و تکلیف شناختی به‌صورت هم‌زمان انجام شود (تکلیف دوگانه) و نیازهای توجهی آن‌ها بیش از ظرفیت کلی توجه فرد باشد، تداخل ایجاد می‌شود و عملکرد یکی یا هر دو مختل خواهد شد [۱۵]. به‌علاوه پژوهشگران متعددی به وجود یک رابطه نزدیک بین کاهش عملکرد شناختی و سایر اختلالات عضلانی‌اسکلتی مانند کمردرد و آسیب‌های اندام تحتانی پی برده‌اند [۱۷، ۱۸]. بنابراین چنین مطالعاتی می‌تواند نشان‌دهنده آن باشد که آسیب‌های محیطی هرچند که باعث آسیب ساختاری به مراکز پردازش اطلاعات نمی‌شوند، اما شاید بتوانند به‌صورت عملکردی سامانه مرکزی پردازش اطلاعات را تحت تأثیر قرار دهند. بنابراین علاوه‌بر اختلال محیطی متعاقب بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، احتمال وجود یک اختلال در سیستم عصبی مرکزی این افراد نیز وجود دارد که که نیاز آن‌ها به کنترل بیشتر تعادل را افزایش می‌دهد.

در بیمارانی که دچار آسیب بی‌ثباتی عملکردی مچ پا می‌شوند، یکی از مهم‌ترین اهداف توان‌بخشی، برگرداندن کنترل تعادلی مطلوب و جلوگیری از آسیب مجدد می‌باشد، اما ارزیابی‌های ثبات پاسچرال به تنهایی، تصویر کامل و دقیقی از ارزیابی میزان کنترل وضعیت بدنی ارائه نمی‌دهند و نمی‌تواند معیار قضاوت

1. Chronic ankle instability (CAI)

2. Automatic
3. Demanding
4. Processing
5. limited Capacity Theory

مناسبی در مورد تصمیم‌گیری میزان کنترل تعادل این بیماران باشد. توجه به این نکته ضروری است که بیشتر فعالیت‌های روزانه و ورزشی مستلزم انجام چند فعالیت شناختی و پاسچرال به‌صورت هم‌زمان است. تاکنون مطالعات محدودی که به بررسی نقش عوامل شناختی در کنترل وضعیت بدنی این افراد حین راه رفتن پرداخته باشند، محدود به تعیین پارامترهای زمانی-مکانی راه رفتن و کینماتیک مفصل مچ پا بدون در نظر گرفتن ارتباط سایر مفاصل در سه صفحه ساجیتال، فرونتال و عرضی بوده است [۱۹، ۲۰]. ازآنجایی‌که اندام تحتانی یک زنجیره کینتیکی است و به‌عنوان یک واحد عمل می‌کند، تصور می‌شود هر عاملی که مچ پا را تحت تأثیر قرار می‌دهد بر زانو و هیپ نیز تأثیر می‌گذارد. علاوه‌براین، در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، فیبولا در مچ پای پیچ‌خورده جایگاه جلوتری نسبت به مچ پای طرف مقابل دارد که ممکن است منجر به بی‌ثباتی چرخشی در مفصل تالوکرورال شود [۲۱]. این یافته نشان می‌دهد که محققان باید به حرکات صفحه ساجیتال و عرضی در این افراد توجه کافی داشته باشند. همچنین انتخاب عمل شناختی بهتر است به نوعی باشد تا نحوه اجرای تکلیف شناختی هر فرد در طول آزمون ثبت و با افراد سالم مقایسه شود.

باتوجه‌به دانش نویسندگان این مطالعه، تاکنون هیچ مطالعه‌ای برای بررسی تأثیر تکلیف شناختی بر دامنه حرکتی هیپ، زانو و مچ پا در صفحات ساجیتال، فرونتال و عرضی حین راه رفتن در این بیماران انجام نشده است. بنابراین ازآن‌جایی‌که آسیب بی‌ثباتی عملکردی مچ پا می‌تواند الگوی راه رفتن را دستخوش تغییراتی کند، هدف از مطالعه حاضر بررسی متغیرهای کینماتیکی دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی مردان دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در شرایط انجام تکلیف دوگانه می‌باشد. نتایج این مطالعه می‌تواند در طراحی و اجرای تمرینات درمانی مناسب برای بهبود تعادل، کاهش علائم بی‌ثباتی و کاهش ریسک آسیب‌های مکرر در این بیماران منظور شود.

مواد و روش‌ها

افراد مورد آزمون

مطالعه از نوع کارآزمایی بالینی شاهددار غیرتصادفی[6] بود. در این مطالعه، تعداد ۱۸ فرد مذکر دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا شرکت کردند که مردان جوان سالم به‌عنوان گروه کنترل و مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به‌عنوان گروه آزمایش با محدوده سنی ۱۸ تا ۴۰ سال بودند. همچنین، موافقت آگاهانه به‌صورت کتبی از شرکت‌کنندگان مطالعه دریافت شد. همه افراد، طبق معیارهای ورود، تجربه حداقل ۱ بار پیچ‌خوردگی واضح در یکی از مچ‌های پا حداقل ۱۲ ماه قبل از مطالعه به حدی که نیاز به وزن‌اندازی حفاظت‌شده یا بی‌حرکتی به‌مدت حداقل ۳ روز را داشته باشد و سابقه حداقل ۲ بار احساس خالی شدن مفصل و یا پیچ‌خوردگی مفصل مچ پا در ۱۲ ماه اخیر را گزارش دادند. برای مشخص شدن سطح ناتوانی افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا از پرسش‌نامه سنجش توانایی پا و مچ پا[7] استفاده شد که شامل ۲۱ سؤال برای بررسی سطح فعالیت (مقیاس فعالیت روزانه) و ۸ سؤال برای بررسی سطح مشارکت (مقیاس فعالیت ورزشی) بود. براساس بیانیه ائتلاف بین‌المللی مچ پا، افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا برای ورود به مطالعه باید در مقیاس فعالیت‌های روزانه نمره ۹۰ درصد یا کمتر و در مقیاس ورزشی پا نمره ۸۰ درصد یا کمتر کسب می‌کردند. پس از انتخاب گروه بیماران، افراد مذکر سالم مشابه و بدون سابقه پیچ‌خوردگی مچ پا که ازنظر سن، شاخص توده بدنی و سطح فعالیت ورزشی با آزمودنی‌ها جور بودند، به تعداد ۱۹ نفر و به روش جور کردن زوجی به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند.

عدم وجود بی‌ثباتی مکانیکی در مفصل مچ پای افراد گروه آزمایش با استفاده از آزمایش‌های ارتوپدی کشویی قدامی[8] و جابه‌جایی تالار[9] توسط یک فیزیوتراپیست مجرب ارزیابی شد (براساس معیار ۵ درجه‌ای آزمون‌های یادشده، افراد باید نمره ۲ و ۳ را کسب می‌کردند. نمره ۲: کم تحرکی، نمره ۳: تحرک معمولی). سایر معیارهای خروج از مطالعه شامل اختلال دیداری اصلاح‌نشده، اختلال شنوایی، سرگیجه، بی‌حسی، پارستزی، شکستگی، درد و جراحی در تنه و اندام تحتانی در ۶ ماه پیش از آسیب، علائم حاد در زمان مطالعه، سابقه بیماری‌های نورولوژی، استفاده از داروهای خواب‌آور و آرام بخش در ۴۸ ساعت پیش از آزمون و دریافت مداخلات توان‌بخشی در ۳ ماه آخر پیش از مطالعه و در زمان ارزیابی بود. آزمون‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده علوم توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی انجام شد.

مشخصات دستگاه‌های مورد استفاده

برای ثبت دامنه زاویه‌ای مفاصل حین راه رفتن از سیستم تحلیل حرکت وایکون با ۸ دوربین استفاده شد. جهت بررسی حرکات سه بعدی سگمان‌های هیپ، زانو و مچ پا از ۳۸ نشانگر مرواریدی با قطر ۱۴ میلی‌متر استفاده شد. محل قرار دادن نشانگرها به‌صورت زیر بود: خارهای خاصره‌ای قدامی-فوقانی و خلفی-فوقانی، کوندیل‌های داخلی و خارجی ران، قوزک‌های داخلی و خارجی مچ پا، پاشنه پا، سر متاتارسال دوم و پنجم پا و ۱۰ نشانگر موسوم به نشانگرهای خوشه‌ای[10] (یک صفحه مخصوص که ۴ نشانگر در ۴ گوشه آن و ۱ نشانگر در مرکز آن قرار گرفته) در یک‌سوم پایینی و خارج ساق پا و یک دوم خارجی ران (تصویر شماره ۱). موقعیت دوربین‌ها در سرتاسر مطالعه

6. Non-randomized controlled clinical trial

7. Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)
8. Anterior drawer test
9. Talar tilt test
10. Cluster

ثابت بود. همچنین در ابتدای هر روز، سامانه پردازش حرکتی جهت ثبت مؤلفه‌های حرکتی به‌صورت ایستا و پویا کالیبره می‌شد. عملکرد صحیح و دقت سامانه پردازش حرکتی وایکون به انجام کالیبراسیون بستگی دارد. انجام فرآیند کالیبراسیون پویا با استفاده از میله کالیبراسیون (تی وند) انجام شد. برای ردیابی دوربین‌ها و هماهنگی دوربین‌ها با یکدیگر، تی وند را در محیط آزمایشگاه حرکت دادیم تا دوربین‌ها تعداد فریم مشخص‌شده از نقاط فضایی را در محیط آزمایشگاه مشخص کنند.

پس از آن، جهت مشخص کردن جهات مختصات جهانی آزمایشگاه، تی وند مانند تصویر شماره ۲-الف، بر روی صفحه نیرو قرار داده و با استفاده از ال‌ای‌دی‌های روی تی وند، جهات مختصات مشخص شد. براین‌اساس جهت قدامی–خلفی محور Y و جهت داخلی–خارجی محور X و راستای عمود محور Z را نشان می‌دهند. در مرحله بعد برای نشان دادن سطح صفر زمین و یا مؤلفه مرکز محور مختصات، باتوجه‌به تصویر شماره ۲-ب، ۳ یا ۴ نشانگر را روی صفحه نیرو قرار دادیم تا سطح صفر آزمایشگاه را مشخص کنیم. در مطالعه حاضر، فرکانس داده‌برداری دوربین‌ها و صفحه نیرو که هم‌سان‌سازی شده بودند، ۱۰۰ هرتز بود. بعد از اتمام کالیبراسیون سامانه پردازش حرکتی، از افراد خواسته شد بی‌حرکت در وسط آزمایشگاه و در راستای مثبت قدامی–خلفی آزمایشگاه بر روی صفحه نیرو، به منظور تعریف سگمان‌های پا و ساق پا، تعیین ارتباط بین نشانگرهای آناتومیکی و ردیابی و مشخص شدن موقعیت درجه پا (۰ درجه) بایستند تا تست ایستا به‌مدت ۱۰ ثانیه ثبت شود تا از متغیرهای آن جهت نرمال‌سازی دیتا اصلی استفاده شد.

اطلاعات کینماتیکی دوربین‌ها با فیلتر پایین گذر مرتبه ۴ باترورث[11] و با فرکانس برش ۱۵ هرتز فیلتر شد. سپس اطلاعات نشانگرها به فضای نرم‌افزار نکسوز[12] مرتبط با سامانه پردازش حرکتی وایکون ارسال شد تا پردازش شود. در آنجا یک مدل ۸ قطعه‌ای از بدن هر آزمودنی براساس ویژگی‌های پیکرسنجی قد و جرم بدن آن‌ها متشکل از پاها، ساق‌ها، ران‌ها، لگن و تنه ساخته شد. زوایای مفاصل بر مبنای موقعیت اندام تحتانی نسبت به اندام فوقانی و با استفاده از روش اویلر[13] و براساس توالی X-Y-Z محاسبه شد، به‌طوری‌که X: فلکشن/اکستنشن، Y: آبداکشن/آدداکشن و Z: چرخش داخلی/چرخش خارجی را نمایش می‌داد.

تکلیف حرکتی (راه رفتن)

تکلیف حرکتی به‌صورت راه رفتن بر روی تردمیل با سرعت مطلوب و انتخابی آزمودنی‌ها انجام شد. در حین فرایند ثبت سرعت ترجیحی راه رفتن، شرکت‌کنندگان هیچ‌گونه اطلاعی از سرعت انتخابی خود به‌دلیل پوشاندن صفحه مانیتور نداشتند. ابتدا راه رفتن با سرعت ۱/۵ کیلومتر بر ساعت شروع می‌شد و سپس با فواصل ۰/۲ کیلومتر بر ساعت سرعت راه رفتن بر روی تردمیل با خواسته آزمودنی توسط آزمونگر افزایش و یا کاهش می‌یافت. مدت زمان آشنایی با راه رفتن بر روی تردمیل (جهت شبیه شدن به راه رفتن بر روی زمین) حداکثر ۶ دقیقه بود [۲۲]. جهت تسهیل در نصب نشانگرها و بالا بردن دقت اندازه‌گیری، همه آزمودنی‌ها بدون کفش و با پای برهنه بر روی تردمیل راه می رفتند.

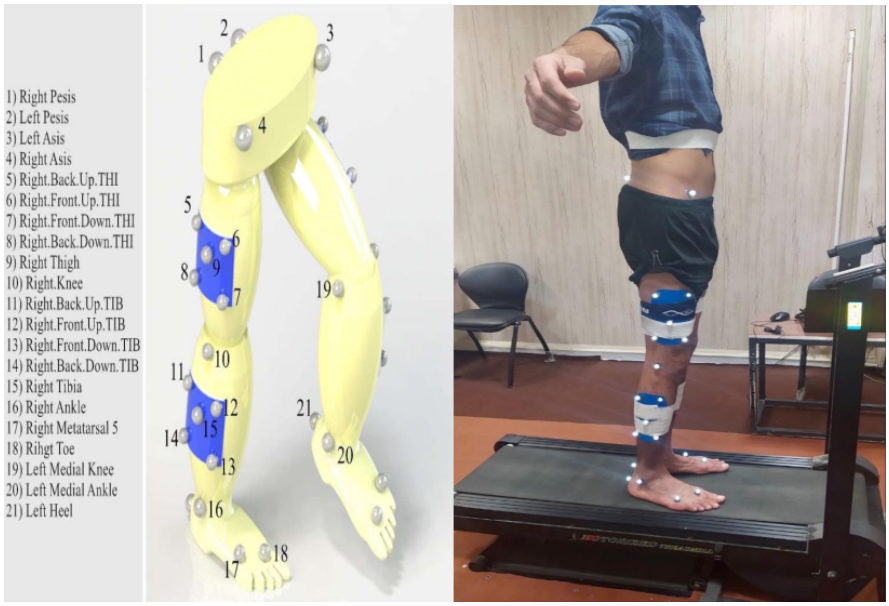
تکلیف شناختی (آزمون استروپ شنیداری)

در این مطالعه از آزمون استروپ شنیداری به‌عنوان تکلیف شناختی استفاده شد. جهت تولید و ضبط صدا در این آزمون از برنامه متلب و کد نوشته‌شده مربوطه استفاده شد. آزمون به این شکل بود که برای آزمودنی، کلمات «زیر» و «بم» توسط برنامه متلب با دو تن زیر (فرکانس صدا بیشتر، صدا نازک‌تر مانند تن صدای قناری) و بم (فرکانس صدا کمتر، صدا کلفت‌تر مانند تن صدای طبل) پخش شد. این تحریکات در ۴ حالت ایجاد می‌شدند، بدین ترتیب که در ۲ حالت، کلمه بم با تن صدای بم و کلمه زیر با تن صدای زیر اجرا می‌شد. این نوع تحریکات از نوع تحریکات همسان بودند. در دو حالت دیگر، تن صدای زیر با کلمه بم و تن صدای بم با کلمه زیر اجرا می‌شد. این نوع تحریکات، تحریکات غیرهمسان نامیده می‌شدند. آزمودنی‌ها می‌بایست در حالت نشسته و یا حین تکلیف حرکتی راه رفتن، به این تحریکات گوینده پاسخ دهند و زیر و بم بودن تن صدا را بدون توجه به خود کلمه و یا واژه پخش‌شده، تشخیص دهند و در اسرع وقت برعکس آن را گزارش می‌کردند. زمان پخش کلمات به‌طور تصادفی تغییر یافت (در دامنه حداکثر ۲–۵ ثانیه). برای مثال وقتی واژه زیر با تن صدای بم پخش می‌شد. آزمودنی باید پس از تشخیص تن واژه پخش‌شده، بدون توجه به آن واژه در کوتاه‌ترین زمان ممکن، تن آن را برعکس گزارش می‌کرد که در مثال حاضر پاسخ مورد نظر زیر می‌باشد. کلمات توسط لپ‌تاپ پخش و پاسخ‌ها توسط هدفون بدون سیم میکروفون‌دار ضبط می‌شدند. درنهایت درصد خطا (نسبت تعداد پاسخ‌های خطا به تعداد سیگنال‌های شنوایی ضرب‌در ۱۰۰) و میانگین زمان واکنش کلامی (زمان مورد نیاز برای پاسخ به هر سیگنال شنوایی) در طول هر آزمون به‌عنوان نحوه اجرای تکلیف شناختی ثبت می‌شد. تطابق فرهنگی، پایایی و روایی این تست توسط شنبه‌زاده و همکاران بررسی شده است [۲۳].

روش کار

مراحل آزمون اصلی در ۳ مرحله و هر مرحله با ۳ تکرار با ترتیب تصادفی به‌مدت ۹۵ ثانیه انجام شد.

11. Butterworth low pass filter
12. Vicon Nexus software
13. Euler angles



تصویر ۱. مدل نشانگرگذاری اندام تحتانی توسط مدل نشانگرهای خوشه‌ای

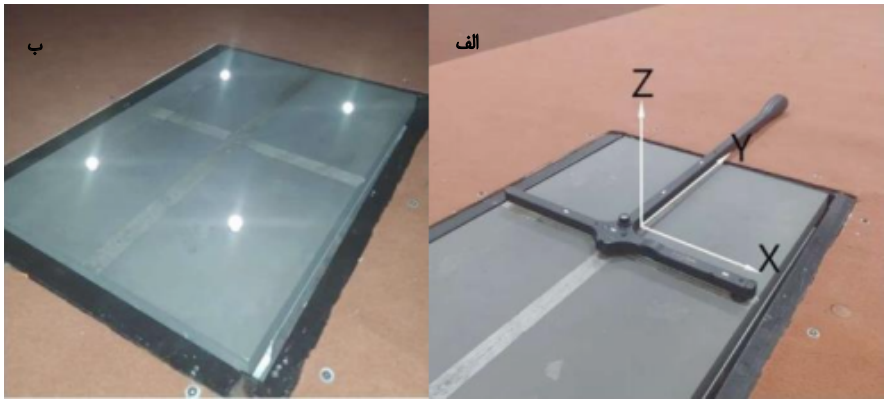
طب‌توانبخشی

۱. اجرای تکلیف شناختی در حالت نشسته،

۲. اجرای تکلیف راه رفتن بر روی تردمیل (تکلیف یگانه)،

۳. اجرای تکلیف راه رفتن همزمان با اجرای تکلیف شناختی (تکلیف دوگانه).

مطالعه با انجام تکلیف شناختی (آزمون استروپ شنیداری) در وضعیت نشسته پیگیری شد. پس از انجام تکلیف شناختی در وضعیت نشسته، نوبت به انجام راه رفتن بر روی تردمیل در دو حالت با و بدون اجرای تکلیف شناختی رسید. برای حذف تأثیر آموزش درنتیجه تکرار و احتمال خستگی، اجرای تکلیف یگانه و یا دوگانه به‌طور تصادفی و توسط برگ های بر زده‌شده انجام شد. بعد از مشخص شدن حالت آزمون، به منظور آشنایی افراد و اندازه‌گیری سرعت انتخابی راه رفتن، از آن‌ها خواسته شد که بر روی تردمیل شروع به راه رفتن کنند. بعد از آشنایی کامل با راه رفتن بر روی تردمیل و انتخاب سرعت مطلوب، اجرا و ثبت آزمون به‌مدت ۹۵ ثانیه و در دو حالت با و بدون تکلیف شناختی انجام شد. در هنگام تکلیف راه رفتن از آزمودنی خواسته شد که تا حد امکان به راه رفتن طبیعی و ایمن در حالی که به روبه‌رو نگاه می‌کند، ادامه دهد تا در روند طبیعی حرکت تغییری رخ ندهد. همچنین از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در حین اجرای آزمون، تنفس طبیعی داشته باشند (پرهیز از دم عمیق، خمیازه یا سرفه). برای جلوگیری از اثر تقدم تکلیف، به افراد آموزش داده شد که به هر دو تکلیف راه رفتن و شناختی توجه کافی داشته باشند و هر دو تکلیف را در بهترین حالت ممکن انجام دهند. آزمون‌ها با فاصله زمانی ۵ دقیقه‌ای از هم انجام می‌شدند. این فاصله زمانی به منظور رفع خستگی و جلوگیری از تأثیر آن بر روی نحوه انجام تکالیف در نظر گرفته شد [۲۴].



تصویر ۲. تعیین مختصات جهانی آزمایشگاه و سطح صفر صفحه نیرو

طب‌توانبخشی

تجزیه‌وتحلیل یافته‌ها به کمک نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ انجام شد. ضریب همبستگی درون‌گروهی[14] با استفاده از این نرم‌افزار محاسبه شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها در گروه‌های مورد بررسی، آزمون کولموگرف اسمیرنف[15] مورد استفاده قرار گرفت. برای مقایسه بین گروهی متغیرهای کمی غیرنرمال آزمون من-ویتنی[16] استفاده شد. مقایسه بین گروهی متغیرهای کمّی نرمال به کمک آزمون تی مستقل[17] و مقایسه درون گروهی به کمک آزمون تی زوجی[18] انجام شد. تحلیل واریانس اندازه‌های مکرر دو عاملی نیز برای مقایسه اثرات اصلی گروه و زمان (با و بدون تکلیف شناختی) و همچنین اثر متقابل بین آن‌ها استفاده شد. خطای نوع اول آزمون در این تحقیق ۰/۰۵ درنظر گرفته شد، بنابراین مقادیر احتمال کمتر از آن ازنظر آماری معنادار تلقی شد.

یافته‌ها

همان‌گونه که در جدول شماره ۱ نشان داده شد، هر دو گروه ازنظر سن (P=۰/۲۶)، شاخص توده بدنی (P=۰/۵۶)، سرعت انتخابی راه رفتن (P=۰/۲۷)، و سطح فعالیت ورزشی (P=۰/۹۹) همگن بودند. بنابراین هیچ‌کدام از این متغیرها به‌عنوان متغیر مخدوش‌کننده نبودند و تأثیری بر نتایج نداشتند.

نتایج تکرارپذیری

در این بخش، تکرارپذیری نتایج حاصل از ۳ بار تکرار آزمون راه رفتن با و بدون تکلیف شناختی در یک جلسه اندازه‌گیری شد. طبق نتایج تکرارپذیری در دو گروه، مقادیر ضریب همبستگی درون‌گروهی در متغیرهای کینماتیکی شامل دامنه زاویه مفاصل هیپ، زانو و مچ پا، با و بدون اعمال تکلیف شناختی در سه صفحه بیشتر از ۷۰ درصد بود. باتوجه‌به اینکه تنها تکرارپذیری مرتبط با عملکرد آزمون شنیداری استروپ و به‌طور مشخص متغیر نسبت خطا، کمتر از حد قابل قبول بود (۰/۴۳، P=-۰/۰۱)، مراحل بعدی تنها نسبت به تجزیه‌وتحلیل داده‌های حاصله از میانگین زمان واکنش اقدام شد.

نتایج متغیرهای کینماتیکی

آزمون اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد در هنگام تکلیف یگانه، افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در مقایسه با افراد سالم، کاهش معنادار دامنه حرکتی زانو در صفحه عرضی (P=۰/۰۱) و دامنه حرکتی هیپ در صفحه ساجیتال (P=۰/۰۰۱) را نشان دادند. در هنگام تکلیف دوگانه، افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا افزایش معنادار دامنه حرکتی هیپ در صفحه ساجیتال را نسبت به گروه سالم (P<۰/۰۰۱) داشتند (جداول شماره ۲ و ۳). علاوه‌براین طبق نتایج آزمون تی زوجی، در گروه بیمار اعمال تکلیف شناختی باعث افزایش معنادار دامنه حرکتی هیپ در صفحه ساجیتال (P<۰/۰۰۱) در مقایسه با قبل از اعمال تکلیف شناختی شد. در گروه افراد سالم نیز اعمال تکلیف شناختی باعث کاهش مقدار دامنه حرکتی مفاصل زانو (P=۰/۰۰۹) و هیپ (P<۰/۰۰۱) در صفحه ساجیتال در مقایسه با قبل از اعمال تکلیف شناختی شد.

نتایج عملکرد تکلیف شناختی

در مطالعه حاضر، تنها داده‌های مربوط به متوسط زمان واکنش در آزمون استروپ شنیداری در حالت نشسته، توزیع نرمال نداشتند که در تحلیل آن به‌عنوان مقایسه بین گروهی متغیرهای کمی غیرنرمال از آزمون من-ویتنی استفاده شد. در حالت نشسته، میان میانگین متوسط زمان واکنش در آزمون استروپ شنیداری در دو گروه افراد سالم و افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی با استفاده از آزمون من ویتنی، اختلاف معناداری مشاهده نشد. نتایج آزمون اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد متغیر متوسط زمان واکنش در آزمون استروپ شنیداری در حالت نشسته، نتایج مشابهی با حالت راه رفتن و اجرای تکلیف شناختی به‌عنوان تکلیف دوگانه ندارد (P<۰/۰۰۱) (جدول شماره ۴). علاوه‌براین، طبق نتایج آزمون تی زوجی، هر دو گروه کنترل و آزمایش در حالت راه رفتن، افزایش معنادار متوسط زمان واکنش را نسبت به حالت نشسته نشان دادند (P<۰/۰۰۱).

بحث

این مطالعه با هدف بررسی تأثیر بار شناختی بر کینماتیک راه رفتن در افراد با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا انجام شد. نتایج نشان داد در شرایط تکلیف یگانه، دامنه حرکتی تمامی مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در ۳ صفحه ساجیتال، فرونتال و عرضی در افراد بیمار پایین‌تر از افراد سالم است. از این میان، میانگین دامنه حرکتی مفصل زانو در صفحه عرضی و دامنه حرکتی مفصل هیپ در صفحه ساجیتال در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به‌صورت معناداری پایین‌تر از افراد سالم نشان داده شد. به‌طورکلی درجه آزادی بالاتر نیاز به توجه بیشتری دارد. در این شرایط دامنه حرکتی بیشتر می‌تواند منجر به بی‌ثباتی شود. نتایج مطالعات پیشین به‌صورت کاهش دامنه زاویه‌ای زانو و هیپ حین راه رفتن در بیماران دارای پارگی رباط متقاطع قدامی [۲۴، ۲۵] نیز مؤید الگوی کینماتیکی تغییریافته اندام تحتانی و نشان‌دهنده یک مکانسیم جبرانی و سازوکار تطبیقی بعد از آسیب می‌باشد که در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا نیز مشاهده شد.

14. Intraclass Correlation Coefficient (ICC)
15. Kolmogorov-Smirnov
16. Mann–Whitney
17. Independent Samples T-Test
18. Paired t-test

جدول ۱. اطلاعات توصیفی افراد شرکت‌کننده

متغیر زمینه‌ای / گروه	میانگین±انحراف‌معیار		P
	بیمار	سالم	
سن (سال)	۲۸/۲۲±۶/۴۵	۲۷/۲۶±۵/۳۱	۰/۶۲
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/مترمربع)	۲۵/۸۵±۵/۴۹	۲۴/۹۴±۳/۹۳	۰/۵۶
سطح فعالیت ورزشی (حرفه‌ای/نیمه حرفه‌ای/مبتدی)	۱/۸۳±۰/۷۰	۱/۸۴±۰/۶۸	۰/۵۶
سرعت راه رفتن (کیلومتر/ساعت)	۳/۴۲±۰/۱۸	۳/۵۰±۰/۲۴	۰/۲۷

طب توانبخشی

برای مواجهه با ناپایداری پاسچرال، اگر راهبرد طبیعی و یا سازوکارهای هنجار دردسترس فرد نباشد، کنترل کارآمد بر روی تکلیف حرکتی (راه رفتن و کنترل تعادل) از طریق کاهش درجه آزادی حرکت در سامانه‌های تعادلی به دست می‌آید. این تغییرات می‌تواند در سینرژی‌های عضلانی اتفاق افتد و از این طریق رفتارهای کینماتیکی و یا پاسچرال را باتوجه‌به شرایط محیطی تطبیق دهد. برنشتین عنوان می‌کند که اگر فرد قابلیت انجام حرکت و یا مهارت را نداشته باشد و یا در مراحل اولیه یادگیری تکلیف حرکتی باشد، سامانه عصبی مرکزی از طریق انجماد[19] برخی درجات آزادی حرکت در مفاصل، تکلیف مورد نظر را تحت کنترل فرد قرار می‌دهد [۲۶].

باتوجه‌به پویا بودن تکلیف راه رفتن، سامانه حرکتی می‌باید در هر لحظه از راه رفتن، زوایای مفصلی را کنترل کند تا بتواند از آسیب‌های احتمالی ناشی از تکلیف حرکتی جلوگیری کند. نمی‌توان گفت که افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، هیچ‌گونه مهارتی در راه رفتن ندارند و یا دارای مهارت کمی در این زمینه هستند، اما به نظر می‌رسد آسیب مچ پا در این افراد، منجر به افزایش سازوکارهای کنترلی بر روی مفاصل می‌شود و از طریق سینرژی‌های عضلانی، کنترل بیشتری بر روی مفصل مچ پای خود خواهند داشت.

در شرایط تکلیف دوگانه و افزایش دشواری تکلیف، دامنه حرکتی هر سه مفصل هیپ، زانو و مچ پا در افراد سالم در هر سه صفحه کاهش یافت. از این میان، کاهش دامنه حرکتی مفصل هیپ در صفحه ساجیتال در افراد سالم در مقایسه با افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، از نظر آماری معنادار نشان داده شد. همچنین، طی تکلیف دوگانه، مفاصل زانو و هیپ در صفحه ساجیتال در گروه افراد سالم کاهش معناداری را نسبت به تکلیف یگانه و یا عدم وجود تکلیف شناختی نشان دادند. بنابراین یک سیستم حسی–حرکتی سالم و بدون نقص، می‌تواند استراتژی مؤثری را در شرایط چالش‌برانگیز پیش ببرد تا از آسیب‌های احتمالی جلوگیری کند. به نظر می‌رسد بتوان در اینجا با استناد به نتایج به‌دست‌آمده از این مطالعه و در تأیید مطالعات قبل، یادآور شد که راه رفتن در افراد سالم کاملاً خودکار نیست و با اعمال یک تکلیف ثانویه (در اینجا تکلیف شناختی) می‌توان تغییراتی را در الگوی راه رفتن این افراد مشاهده کرد [۲۷، ۲۸].

19. Freezing

جدول ۲. مقادیر میانگین و انحراف‌معیار دامنه زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی در دو حالت تکلیف یگانه و دوگانه در دو گروه

صفحه	متغیرهای وابسته	میانگین±انحراف‌معیار			
		تکلیف یگانه		تکلیف دوگانه	
		بیمار	سالم	بیمار	سالم
اجیتال	مچ پا	۱۷/۹۲±۵/۷۲	۲۰/۳۸±۴/۶۱	۱۷/۵۰±۵/۲۹	۱۹/۶۹±۳/۷۰
	زانو	۴۰/۲۰±۸/۳۱	۴۳/۷۴±۱۱/۱۳	۴۰/۷۰±۸/۱۵	۴۲/۰۵±۱۱/۶۸
	هیپ	۲۹/۶۸±۴/۰۷	۳۵/۸۰±۵/۰۷	۳۱/۷۱±۴/۲۴	۳۲/۳۳±۴/۶۳
فرونتال	مچ پا	۳/۰۶±۰/۹۸	۳/۴۸±۱/۷۷	۳/۰۹±۰/۹۵	۳/۴۴±۱/۷۴
	زانو	۲۶/۹۶±۸/۸۰	۲۹/۶۹±۱۱/۳۷	۲۶/۸۷±۹/۴۶	۲۸/۵۱±۱۰/۹۸
	هیپ	/۲±۰۱/۱۰	۱۳/۴۸±۳/۱۴	۱۰/۷۱±۳/۲۶	۱۱/۹۰±۳/۱۰
عرضی	مچ پا	۱۶/۴۰±۴/۶۵	۱۸/۳۴±۷/۹۳	۱۶/۱۴±۴/۳۴	۱۸/۲۵±۷/۵۹
	زانو	۱۲/۵۲±۴/۰۱	۱۶/۴۰±۴/۱۸	۱۲/۹۰±۴/۱۱	۱۵/۷۰±۳/۸۶
	هیپ	۲۳/۳۱±۸/۵۴	۲۳/۸۹±۱۰/۲۳	۲۲/۷۸±۷/۵۵	۲۳/۲۹±۱۰/۰۸

طب توانبخشی

جدول ۳. نتایج آزمون اندازه‌گیری‌های مکرر دامنه زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی در دو حالت تکلیف یگانه و دوگانه

صفحه	متغیرهای وابسته*	متغیرهای مستقل					
		اثر اصلی				اثر متقابل	
		گروه		تکلیف شناختی		گروه×تکلیف شناختی	
		F	P	F	P	F	P
ساجیتال	مچ پا	۲/۳۱	۰/۱۳	۱/۳۱	۰/۲۵	۰/۰۷	۰/۷۹
	زانو	۰/۵۷	۰/۴۵	۰/۹۹	۰/۳۲	۳/۳۶	۰/۰۷
	هیپ	۱۳/۱۸	۰/۰۰۱	۵/۷۵	۰/۰۲	۸۳/۰۸	۰/۰۰۱
فرونتال	مچ پا	۰/۶۸	۰/۴۱	۰/۰۱	۰/۹۱	۰/۲۱	۰/۶۴
	زانو	۰/۴۴	۰/۵۱	۲/۱۹	۰/۱۴	۱/۲۶	۰/۲۶
	هیپ	۰/۴۳	۰/۵۱	۰/۰۷	۰/۷۹	۰/۵۹	۰/۴۴
عرضی	مچ پا	۰/۹۵	۰/۳۵	۰/۲۵	۰/۶۱	۰/۰۶	۰/۸۰
	زانو	۶/۸۵	۰/۰۱	۰/۱۹	۰/۶۵	۲/۱۶	۰/۱۵
	هیپ	۰/۰۳	۰/۸۵	۲/۸۴	۰/۱۰	۰/۰۱	۰/۹۱

*مقادیر F-Ratio و P برای متغیرها ذکر شده است.

طب‌توانبخشی

درمقابل، افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، به دلیل وجود نقص در سیستم حسی‌حرکتی، قادر به تأمین اطلاعات حسی مفید و اعمال استراتژی مؤثر (شبیه آنچه در افراد سالم می بینیم) نیستند. بنابراین به نظر می‌رسد سعی می‌کنند برای مقابله با شرایط بحرانی‌تر و به منظور جمع‌آوری اطلاعات حسی موردنیاز برای کنترل حرکت، شیوه جدیدی را در پیش بگیرند که به‌صورت درجه آزادی بالاتر در هنگام مواجهه با تکلیف چالشی مانند تکلیف شناختی نشان داده شد. به نظر می‌رسد چون افزایش دامنه حرکتی از طریق افزایش فعالیت عضلانی حاصل می‌شود، نهایتاً می‌تواند منجر به تحریک حسی بیشتری شود و فرد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا با در پیش گرفتن این شیوه بتواند یافته‌های حسی بیشتری کسب کند. با وجود اینکه در نگاه اول استفاده از این شیوه توسط این افراد برای کنترل حرکت مناسب به نظر می‌رسد، اما وقوع پیچ‌خوردگی‌های مجدد در این افراد گویای این مطلب است که استفاده از این استراتژی نمی‌تواند مفید باشد. درجه آزادی بالاتر در این افراد که ذاتاً دچار بی‌ثباتی هستند، می‌تواند منجر به بی‌ثباتی بیشتر شود و کنترل راه رفتن را به خطر بیندازد.

در بررسی افزایش غیرمعنادار دامنه حرکتی مفصل زانو در صفحه عرضی نسبت به افراد سالم طی تکلیف دوگانه و رابطه بین حرکت چرخش زانو و بی‌ثباتی مچ پا می‌توان گفت حرکت زانو در صفحه عرضی با چرخش تیبیا مرتبط است، بنابراین می‌تواند حرکت مچ پا را در صفحه فرونتال تحت تأثیر قرار دهد. در هنگام مواجهه با تکلیف شناختی، افراد سالم دامنه حرکتی چرخشی زانو را کاهش می‌دهند، اما افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا دچار افزایش این مقدار می‌شوند.

هانگ و همکاران در سال ۲۰۱۴ در مطالعه‌ای مشاهده کردند که تمرینات تعادلی ترکیبی با پلایومتریک در بیماران دچار بی‌ثباتی عملکردی مچ پا می‌تواند زمان رسیدن به ثبات حرکات چرخشی زانو را بعد از تست فرود کاهش دهد که درنتیجه آن احساس بی‌ثباتی و ریسک آسیب‌های مکرر کم می‌شود [۲۹]. علاوه‌براین افزایش معنادار دامنه حرکتی مفصل هیپ در صفحه ساجیتال در گروه بیمار طی تکلیف دوگانه نسبت به افراد سالم و در مقایسه با تکلیف یگانه، می‌تواند مربوط به مکانیسم آماده‌سازی برای کمک به پخش نیروها در هنگام ضربه برای بیماران مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا باشد. این یک الگوی فید فوروارد توسط بدن به‌دلیل آگاهی موجود از بی‌ثباتی مفصل مچ پا است [۳۰]. همچنین این یافته را می‌توان به این صورت توجیه کرد که افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا و هایپر موبیلیتی مفصل مچ پا هنگام اعمال آشفتگی‌های بزرگ و سریع حرکتی مانند اعمال تکلیف شناختی که به اصلاح پاسچرال و حفظ تعادل سریع‌تری نیاز است، از استراتژی مبتنی بر هیپ استفاده می‌کنند [۳۱، ۳۲] که نویسندگان آن را به جبران ناتوانی در مچ پا همراه با واکنش‌های مفصل پروگزیمال برای غلبه بر نقص دیستال نسبت دادند [۳۳]. نویسندگان استدلال کردند که در این افراد مچ پا قادر به مقابله با آشفتگی‌های ناگهانی نیست و سیستم عصبی مرکزی به جای آن با استفاده از عضله هیپ پاسخ می‌دهد [۳۳]. استفاده از استراتژی هیپ در این بیماران احتمالاً منجر به افزایش نیروی اینورتوری روی مفصل مچ پا شده که نهایتاً همراه با احساس خالی شدن مفصل و بی‌ثباتی مچ پا خواهد بود.

در طی تکلیف دوگانه، در مفصل مچ پای افراد بیمار افزایش دامنه حرکتی در صفحه فرونتال و کاهش دامنه حرکتی در دو صفحه دیگر مشاهده شد. هرچند هیچ‌کدام از این نتایج در مفصل مچ پا بین دو گروه ازنظر آماری اختلاف معناداری را نشان ندادند. افزایش دامنه حرکتی صفحه فرونتال و محدودیت دامنه حرکتی صفحه ساجیتال مطابق با نتایج یک مطالعه مروری در سال ۲۰۱۲ می‌باشد [۳۴]. محدودیت دامنه حرکتی در صفحه

جدول ۴. نتایج دو متغیر مربوط به عملکرد تکلیف شناختی در دو گروه

متغیرها	وضعیت	میانگین±انحراف معیار		P
		گروه بیمار	گروه سالم	
میانگین زمان واکنش	نشسته	۰/۷۷±۰/۰۳	۰/۷۵±۰/۰۴	۰/۱۴
	راه رفتن	۰/۹۲±۰/۰۶	۰/۷۷±۰/۰۳	<۰/۰۰۱
درصد خطا	نشسته	۶/۹۳±۵/۷۶	۸/۰۱±۶/۲۷	۰/۲۶
	راه رفتن	۴/۴۷±۲/۹۲	۹/۴۱±۶/۸۴	۰/۴۵

طب توانبخشی

ساجیتال می‌تواند با محدود کردن حرکت مفصل منجر به کاهش پایداری مفصل شود [۳۴]. همچنین، افزایش دامنه حرکتی مچ پا در صفحه فرونتال در طی تکلیف دوگانه به افزایش بی‌ثباتی در مفصل کمک می‌کند [۳۵]. ازجمله دلایل گفته‌شده برای این رخداد آسیب به لیگامان پاشنه‌ای-نازک‌نئی[۲۰] است. درواقع این لیگامان موجب محدود کردن اینورژن و حرکت در صفحه فرونتال می‌شود که غالباً در اسپرین خارجی مچ پا آسیب می‌بینند [۳۶]. اینورژن بیشتر در هنگام برخورد پاشنه پا با زمین موجب ایجاد نیروهای جانبی اضافی می‌شود که رفلکس محافظتی قابلیت پاسخ به موقع نسبت به این تغییر موقعیت را ندارد، بنابراین در افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا که تغییر پوزیشن مچ پا در برخورد پاشنه به زمین وجود دارد، الگوی استرس مفصلی[۲۱] نسبت به افراد سالم متفاوت خواهد بود [۳۷]. در بیماران به‌علت اختلالات حسی‌حرکتی، در شرایط دشوارتر درجه آزادی حرکت بالاتر را نمی‌توانند کنترل کنند، این امر می‌تواند نشان‌دهنده تعادل پویا کمتر در این افراد باشد. این یافته نشان‌دهنده کاهش توانایی افراد برای به کاربردن یک الگوی حرکتی پایدار طی انجام چند تکرار محدود از یک فعالیت حرکتی ایمن و ساده و در محیطی با شرایط نسبتاً ثابت است. زمانی که سیستم حرکتی عملکرد مطلوب خود را ایفا کند منجر به حرکت هماهنگ اندام‌ها خواهد شد و چنان‌چه فرد در معرض فعالیت نسبتاً یکسان و شرایط محیطی پایداری قرار گیرد، بخش‌های کینماتیک، کینتیک و فعالیت عضلات مربوط به حرکت از گامی به گام بعد تا حدودی پایدار و ثابت خواهد بود. مجموعه این نتایج می‌تواند خطر انتخاب استراتژی حرکتی نامناسب و پیچ‌خوردگی مجدد را در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا افزایش دهد.

طولانی‌تر بودن زمان واکنش در گروه دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا نسبت به گروه سالم، نمایانگر تأخیر در پاسخ به تحریکات تکلیف شناختی است. در مطالعه حاضر در حالت نشسته، تفاوت معناداری بین زمان واکنش در دو گروه سالم و بیمار مشاهده نشد. نتایج بدین ترتیب بود که بیماران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در حالت تکلیف دوگانه، به‌صورت معناداری زمان واکنش بیشتری نسبت به افراد سالم داشتند. این یافته، مطابق با مطالعه سوآنیک و همکاران در سال ۲۰۰۷ بود [۱۷]، به‌طوری‌که هدف از انجام مطالعه سوآنیک که بر روی ۸۰ بیمار دارای پارگی رباط متقاطع قدامی و ۸۰ فرد سالم انجام شد، این بود که آیا بیماران دارای پارگی رباط متقاطع قدامی دارای عملکرد شناختی متفاوتی نسبت به گروه کنترل هستند؟ نتایج مطالعه او نشان داد که این بیماران در حالت تکلیف دوگانه دارای زمان واکنش طولانی‌تر، سرعت پردازش آهسته‌تر و همچنین اختلال در حافظه بینایی و کلامی نسبت به گروه کنترل هستند. با در نظر گرفتن اصل ظرفیت محدود، تداخل تکلیف حرکتی و تکلیف شناختی می‌تواند بر روی عملکرد یک یا هردوی این تکالیف تأثیر بگذارد. در صورت وجود تفاوت بین دو گروه در کاهش عملکرد هریک از دو تکلیف، می‌توان گفت که ظرفیت توجهی در آن گروه به میزان ناکافی است [۳۸]. با استناد به نتایج مطالعه حاضر به نظر می‌رسد تکلیف دوگانه باعث افزایش بار شناختی بر فرد می‌شود و افراد با سطوح بالاتری از دشواری تکلیف روبه‌رو شده‌اند که درنتیجه آن، تغییر در عملکرد تکلیف حرکتی و نیز عملکرد تکلیف شناختی مشاهده شد و نتایج، دخالت توجه شناختی موردنیاز برای راه رفتن و کنترل تعادل پویا را در هر دو گروه نشان دادند.

یکی از مهم‌ترین محدودیت‌های این مطالعه این بود که افراد به‌جای اینکه بر روی زمین راه بروند، بر روی تردمیل راه می‌رفتند. ازآنجایی‌که تغییر سرعت راه رفتن می‌تواند بر نتایج کینماتیک تأثیر بگذارد [۲۲] و راه رفتن بر روی زمین نمی‌تواند ثابت ماندن سرعت راه رفتن را تضمین کند. بنابراین مجبور شدیم تا از تردمیل برای ثبت اطلاعات کینماتیکی استفاده کنیم. همچنین، در مطالعه حاضر به‌علت وجود همکار مرد در آزمایشگاه و محدودیت‌های موجود، تنها مردان دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا شرکت کردند و این مسئله می‌تواند بر تعمیم‌پذیری نتایج مطالعه حاضر تأثیر بگذارد. به‌علاوه، در این مطالعه تنها به ارزیابی کینماتیک مفاصل پرداخته شده است و به ارزیابی فعالیت عضلات اندام تحتانی پرداخته نشده است. ارزیابی فعالیت عضلات اندام تحتانی ممکن است بتواند اطلاعات بهتر و کامل‌تری

20. Calcaneofibular ligament

۲۱. استرس وارد بر نقاط مختلف مفصل در اثر نیروی اعمالی خارجی تغییر داده می شود که موجب الگوی استرسی جدیدی می شود

در مورد رفتار سامانه حرکتی در مواجهه با بار شناختی بدهد. باتوجه‌به اینکه آسیب‌های بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در حین تکالیف بسیار دشوار حرکتی صورت می‌گیرد پیشنهاد می‌شود جهت ارزیابی کینماتیک مفاصل از تکالیف حرکتی دشوارتر مانند دویدن و مواجهه هم‌زمان با بار شناختی در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا استفاده شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد افراد سالم در موقعیت‌های چالشی، دامنه حرکتی مفاصل را کاهش می‌دهند، اما در بیماران به خاطر اختلالات حسی–حرکتی در شرایط دشوارتر درجه آزادی حرکت بالاتر را نمی‌توانند کنترل کنند. بنابراین برای اینکه تکلیف قابل کنترل شود، درجه آزادی را پایین می‌آورند تا احتمال آسیب کمتر شود، اما به‌دلیل کم شدن سازگاری و انعطاف‌پذیری، به محض مواجهه با شرایط جدیدتر، توانایی کنترلشان کمتر می‌شود. درجه آزادی بالاتر در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا که ذاتاً دچار بی‌ثباتی هستند، می‌تواند منجر به بی‌ثباتی بیشتر شود و کنترل راه رفتن را به خطر بیندازد. بنابراین بی‌ثباتی عملکردی مچ پا می‌تواند به‌عنوان یک عامل مداخله‌گر در تقابل شناخت–حرکت مطرح شود. این احتمال وجود دارد که چنانچه مداخلات توان‌بخشی، قابلیت ارتقای مهارت‌های حرکتی هم‌زمان با مهارت‌های شناختی را داشته باشند، باعث افزایش قابلیت مبتلایان به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا برای اتخاذ استراتژی‌های حرکتی مناسب در برابر اغتشاشات غیر قابل پیش‌بینی و ناآشنای محیط که احتمال آسیب مجدد را افزایش می‌دهند، شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته‌اخلاق دانشگاه‌علوم‌پزشکی‌شهیدبهشتی‌درنظر گرفته‌شده و کد اخلاق به شماره IR.SBMU.RETECH.REC.1400.118 و کد کارآزمایی بالینی به شماره IRCT20220717055484N1 از مرکز کارآزمایی بالینی ایران دریافت شده است.

حامی مالی

این مطالعه برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد تینا بناخیری، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی باشد. این مقاله هیچ گونه کمک مالی از سازمان تأمین‌کننده مالی در بخش های عمومی و دولتی، تجاری، غیرانتفاعی دانشگاه یا مرکز تحقیقات دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

References

[1] Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Cauraugh JH, Borsa PA. Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2007; 39(3):397-402. [DOI:10.1249/mss.0b013e31802d3460] [PMID]

[2] Pope M, Chinn L, Mullineaux D, McKeon PO, Drewes L, Hertel J. Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. Gait & Posture. 2011; 34(2):154-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2011.04.012] [PMID]

[3] Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. Journal of Athletic Training. 2002; 37(4):364-75. [PMID]

[4] Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. Sports Medicine. 2000; 29(5):361-71. [DOI:10.2165/00007256-200029050-00005] [PMID]

[5] Plante JE, Wikstrom EA. Differences in clinician-oriented outcomes among controls, copers, and chronic ankle instability groups. Physical Therapy in Sport. 2013; 14(4):221-6. [DOI:10.1016/j.ptsp.2012.09.005] [PMID]

[6] Mohamadi S, Ebrahimi I, Salavati M, Dadgoo M, Jafarpisheh AS, Rezaeian ZS. Attentional demands of postural control in chronic ankle instability, copers and healthy controls: A controlled cross-sectional study. Gait & Posture. 2020; 79:183-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.03.007] [PMID]

[7] Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. International Journal of Sports Medicine. 1985; 6(3):180-2. [DOI:10.1055/s-2008-1025836] [PMID]

[8] Forkin DM, Koczur C, Battle R, Newton RA. Evaluation of kinesthetic deficits indicative of balance control in gymnasts with unilateral chronic ankle sprains. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1996; 23(4):245-50. [DOI:10.2519/jospt.1996.23.4.245] [PMID]

[9] Gauffin H, Tropp H, Odenrick P. Effect of ankle disk training on postural control in patients with functional instability of the ankle joint. International Journal of Sports Medicine. 1988; 9(2):141-4. [DOI:10.1055/s-2007-1024996] [PMID]

[10] Perrin PP, Béné MC, Perrin CA, Durupt D. Ankle trauma significantly impairs posture control-a study in basketball players and controls. International Journal of Sports Medicine. 1997; 18(05):387-92. [DOI:10.1055/s-2007-972651] [PMID]

[11] Halliday SE, Winter DA, Frank JS, Patla AE, Prince F. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. Gait & Posture. 1998; 8(1):8-14. [DOI:10.1016/S0966-6362(98)00020-4] [PMID]

[12] Caderby T, Yiou E, Peyrot N, Begon M, Dalleau G. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. Journal of Biomechanics. 2014; 47(2):417-23. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.11.011] [PMID]

[13] Cavanaugh JT, Guskiewicz KM, Stergiou N. A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: New directions for the management of sport-related cerebral concussion. Sports Medicine. 2005; 35(11):935-50. [DOI:10.2165/00007256-200535110-00002] [PMID]

[14] Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2001; 82(8):1050-6. [DOI:10.1053/apmr.2001.24893] [PMID]

[15] Shumway-Cook A, Woollacott M. Attentional demands and postural control: The effect of sensory context. Journals of Gerontology-Biological Sciences and Medical Sciences. 2000; 55(1):M10-6. [DOI:10.1093/gerona/55.1.M10] [PMID]

[16] Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: A review of an emerging area of research. Gait & Posture. 2002; 16(1):1-14. [DOI:10.1016/S0966-6362(01)00156-4] [PMID]

[17] Swanik CB, Covassin T, Stearne DJ, Schatz P. The relationship between neurocognitive function and noncontact anterior cruciate ligament injuries. The American Journal of Sports Medicine. 2007; 35(6):943-8. [DOI:10.1177/0363546507299532] [PMID]

[18] Luoto S, Taimela S, Hurri H, Aalto H, Pyykkö I, Alaranta H. Psychomotor speed and postural control in chronic low back pain patients: A controlled follow-up study. Spine. 1996; 21(22):2621-7. [DOI:10.1097/00007632-199611150-00012] [PMID]

[19] Tavakoli S, Forghany S, Nester C. The effect of dual tasking on foot kinematics in people with functional ankle instability. Gait & Posture. 2016; 49:364-70. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.07.302] [PMID]

[20] Forghany S, Tavakoli Oskoei S. [Effect of cognitive task on gait balance in people with functional ankle instability (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2017; 18(3):220-9. [DOI:10.21859/jrehab-1803220]

[21] Hubbard TJ, Hertel J. Anterior positional fault of the fibula after sub-acute lateral ankle sprains. Manual Therapy. 2008; 13(1):63-7. [DOI:10.1016/j.math.2006.09.008] [PMID]

[22] Georgoulis AD, Moraiti C, Ristanis S, Stergiou N. A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: The use of the approximate entropy in orthopaedics. Journal of Clinical Monitoring and Computing. 2006; 20(1):11-8. [DOI:10.1007/s10877-006-1032-7] [PMID]

[23] Mazaheri M, Salavati M, Negahban H, Sohani SM, Taghizadeh F, Feizi A, et al. Reliability and validity of the Persian version of Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) to measure functional limitations in patients with foot and ankle disorders. Osteoarthritis and Cartilage. 2010; 18(6):755-9. [DOI:10.1016/j.joca.2010.03.006] [PMID]

[24] Salavati M, Moghadam M, Ebrahimi I, Arab AM. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. Gait & Posture. 2007; 26(2):214-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.09.001] [PMID]

[25] Soltani M, Negahban H, Mehravar M, Tajali S, Hessam M. [The effect of dual tasking on the lower extremity kinematics during locomotion in patients with anterior cruciate ligament injury (Persian)]. Physical Treatments - Specific Physical Therapy. 2013; 3(1):56-66. [Link]

[26] Konczak J, Corcos DM, Horak F, Poizner H, Shapiro M, Tuite P, et al. Proprioception and motor control in Parkinson's disease. Journal of Motor Behavior. 2009; 41(6):543-52. [DOI:10.3200/35-09-002] [PMID]

[27] Laessoe U, Hoeck HC, Simonsen O, Voigt M. Residual attentional capacity amongst young and elderly during dual and triple task walking. Human Movement Science. 2008; 27(3):496-512. [DOI:10.1016/j.humov.2007.12.001] [PMID]

[28] Dubost V, Annweiler C, Aminian K, Najafi B, Herrmann FR, Beauchet O. Stride-to-stride variability while enumerating animal names among healthy young adults: Result of stride velocity or effect of attention-demanding task? Gait & Posture. 2008; 27(1):138-43. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.03.011] [PMID]

[29] Huang PY, Chen WL, Lin CF, Lee HJ. Lower extremity biomechanics in athletes with ankle instability after a 6-week integrated training program. Journal of Athletic Training. 2014; 49(2):163-72. [DOI:10.4085/1062-6050-49.2.10] [PMID]

[30] Gribble PA, Robinson RH. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. Journal of Athletic Training. 2009; 44(4):350-5. [DOI:10.4085/1062-6050-44.4.350] [PMID]

[31] Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. Neurobiology of Aging. 1989; 10(6):727-38. [DOI:10.1016/0197-4580(89)90010-9] [PMID]

[32] Nashner LM, Peters JF. Dynamic posturography in the diagnosis and management of dizziness and balance disorders. Neurologic Clinics. 1990; 8(2):331-49. [DOI:10.1016/S0733-8619(18)30359-1] [PMID]

[33] Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1995; 76(12):1138-43. [DOI:10.1016/S0003-9993(95)80123-5] [PMID]

[34] Liu K, Uygur M, Kaminski TW. Effect of ankle instability on gait parameters: A systematic review. Athletic Training & Sports Health Care. 2012; 4(6):275-81. [DOI:10.3928/19425864-20120523-01]

[35] Hubbard TJ, Hertel J. Mechanical contributions to chronic lateral ankle instability. Sports Medicine. 2006; 36(3):263-77. [DOI:10.2165/00007256-200636030-00006] [PMID]

[36] Stormont DM, Morrey BF, An KN, Cass JR. Stability of the loaded ankle: Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. The American Journal of Sports Medicine. 1985; 13(5):295-300. [DOI:10.1177/036354658501300502] [PMID]

[37] Konradsen L, Voigt M. Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: A cadaver study of simulated gait. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2002; 12(6):329-36. [DOI:10.1034/j.1600-0838.2002.00108.x] [PMID]

[38] Schmidt RA, Lee TD, Winstein C, Wulf G, Zelaznik HN. Motor control and learning: A behavioral emphasis. Champaign: Human kinetics; 2018. [Link]

This Page Intentionally Left Blank