

Research Paper:

Effect of Aerobic Training on Ankle Joint Co-contraction in Patients With Diabetic Neuropathy During Walking



*Amir Ali Jafarnezhadgero¹, Aydin Valizadehorang², Elahe Mamashli², Farnaz Seifieskshahr²

1. Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Department of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.



Citation Jafarnezhadgero AA, Valizadehorang A, Mamashli E, Seifieskshahr F. Effect Of Aerobic Training On Ankle Joint Co-Contraction In Patients With Diabetic Neuropathy During Walking. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021; 10(4):712-723. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.10.4.9>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.10.4.9>



Received: 30 Jul 2020
Accepted: 23 Sep 2020
Available Online: 23 Sep 2021

Keywords:
Diabetic Neuropathy,
Electromyography,
co-contraction, Gait

ABSTRACT

Background and Aims Diabetes is associated with dysfunction, and failure of various organs, especially the nerves, heart, and blood vessels. This study aimed to evaluate the effect of aerobic training on ankle joint co-contraction in patients with Diabetic neuropathy during walking.

Methods The statistical sample of the present study included 20 patients (age: 54.9±7.3, Body mass index: 28.4±5.1) with diabetic neuropathy in the experimental group and 20 patients (age: 54.1±7.1, Body mass index: 28.5±5.1) with diabetic neuropathy in the control group who were selected by convenience sampling. The electrical activity of selected lower limb muscles was recorded using an electromyography system during walking. The experimental group did aerobic training for eight weeks (three sessions per week). The 2-ways ANOVA with repeated measures was used for statistical analysis.

Results The results demonstrated lower general ankle co-contraction in the post-test loading phase than the pre-test in the experimental group (P=0.001). Other components of directed co-contraction in all phases and general co-contraction in different phases did not demonstrate any significant differences after training protocol (P>0.05).

Conclusion Damage to the peripheral nerve due to diabetic neuropathy in patients with moderate neuropathy causes abnormal co-contraction contentment of lower limb muscles during walking; therefore, lowering the general ankle co-contraction results in proper control of the lower limbs, which could decrease the likelihood of injury and falls in patients.

Extended Abstract

1. Introduction

The prevalence of diabetes worldwide is predicted to increase to 4.4% by 2030. In more than 50% of diabetic neuropathy patients, substantial nerve damage occurs before detection. Premature activation of soleus and medial gastroc-

nemius muscles, which appears to contribute to abnormal forefoot plantar pressure distribution in diabetic neuropathy individuals. Furthermore, early activation of the medial gastrocnemius and a prolonged tibialis anterior activity results in muscle co-activation during mid-stance. It seems to be a compensatory mechanism to enhance joint stability. Diabetes is associated with dysfunction, and failure of various organs, especially the nerves, heart, and blood vessels. This study aimed to evaluate the effect of

*** Corresponding Author:**

AmirAli Jafarnezhadgero

Address: Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Tel: +98 (912) 4965779

E-Mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

aerobic training on ankle joint co-contraction in patients with diabetic neuropathy during walking.

2. Methods

The statistical sample of the present study included 20 patients (age: 54.9±7.3, Body Mass Index: 28.4±5.1) with diabetic neuropathy in the experimental group and 20 patients (age: 54.1±7.1, Body mass index: 28.5±5.1) with diabetic neuropathy in the control group who were selected by convenience sampling. Ethical approval was obtained from the local ethical committee (Code: IR.ARUMS.REC.1397.287). The research protocol of this study was registered with the Iranian Clinical Trial Organization (Code: IRCT20200201046326N1).

All participants provided their written informed consent before the start of the study. This study was designed and conducted as a double-blinded randomized-controlled trial (i.e., participants, examiners). Participants were excluded if they a) suffered partial or total lower limb amputation or other neurological or orthopedic impairments due to stroke, cerebral palsy, poliomyelitis, rheumatoid arthritis, prosthesis, or moderate or severe osteoarthritis; b) regularly performed exercise during the last 6 months; c) were unable to walk independently without pain or the use of an assistive device; d) had severe cardiac pathology, unstable hypertension, or severe musculoskeletal problems that would limit their ability to exercise.

The electrical activity of selected lower limb muscles was recorded using an electromyography system during walking. A wireless EMG system (EMG Pre-Amplifier, Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est., Newport, United Kingdom) with 2 pairs of bipolar Ag/AgCl surface electrodes (25 mm center-to-center distance; input impedance of 100 MO; and common-mode rejection ratio of >110 dB) was used to record the activity of the tibialis anterior (TA) and gastrocnemius medialis (Gas- M) muscles of the right leg. A die-cut medical-grade double-sided adhesive tape (T350, Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est., Newport, United Kingdom) was used to attach the electrodes to the muscle bellies. The raw EMG signals were digitized at 1000 Hz and streamed via Bluetooth to a computer for further analysis.

According to the European recommendations Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM), the skin surface was shaved and cleaned with alcohol (70% Ethanol-C₂H₅OH) over the selected muscles (Hermens et al., 1999). After that, the skin was gently abraded before electrode placement (Hermens et al., 1999). Using a handheld dynamometer, maximum

voluntary isometric contraction (MVIC) was assessed for each recorded muscle to normalize EMG during walking to MVIC. The experimental group did aerobic training for eight weeks (three sessions per week). The 2-ways ANOVA with repeated measures was used for statistical analysis.

3. Results

Baseline demographic characteristics were similar in both groups. The results demonstrated lower general ankle co-contraction in the post-test loading phase than the pre-test in the experimental group (P=0.001). Other components of directed co-contraction in all phases and general co-contraction in different phases did not demonstrate any significant differences after training protocol (P>0.05).

4. Discussion and Conclusion

Damage to the peripheral nerve due to diabetic neuropathy in patients with moderate neuropathy causes abnormal co-contraction contentment of lower limb muscles during walking; therefore, lowering the general ankle co-contraction results in proper control of the lower limbs could decrease the likelihood of injury and falls in patients.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The ethical principles observed in the article, such as the informed consent of the participants, the confidentiality of information, the permission of the participants to cancel their participation in the research. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the Ardabil University of Medical Sciences (Code: IR.ARUMS.REC.1397.287).

Funding

This study was funded by Ardabil University of Medical Sciences.

Authors' contributions

Authors contributed equally in preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

This Page Intentionally Left Blank

مقاله پژوهشی

اثرات تمرینات هوازی بر هم‌انقباضی مفصل مچ پا در بیماران مبتلا به نوروپاتی دیابتی طی راه رفتن

*امیرعلی جعفرنژادگرو^۱، آیدین ولی‌زاده اورنج^۲، الهه ممشلی^۲، فرناز سیفی اسک شهر^۲

۱. گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

۲. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

چکیده

تاریخ دریافت: ۰۹ مرداد ۱۳۹۹

تاریخ پذیرش: ۰۲ مهر ۱۳۹۹

تاریخ انتشار: ۰۱ مهر ۱۴۰۰

زمینه و هدف: دیابت با نقص عملکرد و آسیب ارگان‌های مختلف، به‌ویژه اعصاب، قلب و رگ‌های خونی مرتبط است. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات تمرینات هوازی بر هم‌انقباضی مفصل مچ پا در بیماران مبتلا به نوروپاتی دیابتی طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: نمونه آماری پژوهش حاضر، شامل ۲۰ بیمار مبتلا به نوروپاتی دیابتی (با میانگین سنی: $54/9 \pm 7/3$ ، شاخص توده بدن: $28/4 \pm 5/4$) در گروه آزمایش و ۲۰ بیمار مبتلا به نوروپاتی دیابتی (با میانگین سنی: $54/1 \pm 7/3$ ، شاخص توده بدن: $28/5 \pm 5/1$) در گروه کنترل بود که به طور در دسترس انتخاب شدند. گروه آزمایش تمرینات هوازی را به مدت ۸ هفته و هر هفته ۳ جلسه انجام دادند. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری انجام شد.

یافته‌ها: نتایج کاهش هم‌انقباضی عمومی مچ پا را طی فاز پاسخ بارگیری در گروه آزمایشی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد ($P=0/001$). سایر مؤلفه‌های هم‌انقباضی جهت‌دار در همه فازها و هم‌انقباضی عمومی در فازهای دیگر هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را بعد از پروتکل تمرینی نشان ندادند ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری: آسیب اعصاب محیطی بر اثر نوروپاتی دیابتی در بیماران با درجه متوسط نوروپاتی باعث الگوی غیرطبیعی هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی این افراد طی راه رفتن می‌شود. بنابراین کاهش هم‌انقباضی عمومی می‌تواند احتمالاً منجر به کنترل صحیح اندام تحتانی شود که در نهایت منجر به کاهش احتمال آسیب و سقوط در بیماران می‌شود.

کلیدواژه‌ها:

نوروپاتی دیابتی، الکترومایوگرافی، هم‌انقباضی، راه رفتن

مقدمه

یکی از عوارض قابل توجه نوروپاتی دیابتی، آتروفی عضلانی به صورت کاهش چگالی فیبرهای عضلانی و کاهش مساحت واحد حرکتی است که حتی قبل از بروز علائم نوروپاتی مشاهده می‌شود [۳، ۴]. این تأثیرات در عضلات اسکلتی اندام تحتانی نمود بیشتری دارد. به این دلیل که کاهش ظرفیت عملکردی این عضلات افزایش خطر افتادن، تغییر الگوی راه رفتن و اختلال در حفظ تعادل را در بیماران بالا می‌برد، بنابراین به شدت می‌تواند کیفیت زندگی بیماران را تحت تأثیر قرار دهد، از طرفی تغییرات در الگوی راه رفتن و به دنبال آن سقوط احتمالی می‌تواند منجر به آسیب و زخمی شدن افراد مبتلا شود و به دلیل ضعف عملکردی فرایند التیام زخم در بیماران ممکن است به اثرات مخرب‌تری از جمله قطع عضو منجر شود [۳].

ابوود و همکاران در سال ۲۰۰۰ به بررسی اختلال در عملکرد

آمار جهانی نشان می‌دهد دیابت به یک اپیدمی نگران‌کننده تبدیل شده است که هر ساله با سرعت بیشتری در حال گسترش است. این آمار زمانی تأمل برانگیزتر می‌شود که تعداد افراد پری‌دیابتیک در معرض خطر ابتلا به بیماری، از تعداد بیماران مبتلا بیشتر است [۱، ۲]. نوروپاتی دیابتی محیطی از عوارض شایع بیماری دیابت ملیتوس است که تقریباً ۳۰-۵۰ درصد بیماران دچار آن می‌شوند. شرایط هایپرکلایسمیک مزمن ناشی از بیماری منجر به یکسری اختلالات میکروواسکولار و متابولیک می‌شود که آسیب مویرگ‌های اندونئورال که تغذیه‌کننده اعصاب محیطی هستند را به دنبال دارد، بنابراین آسیب به اعصاب محیطی می‌تواند منجر به کاهش حس، افزایش درد و ضعف عضلانی شود [۲].

* نویسنده مسئول:

امیرعلی جعفرنژادگرو

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی.

تلفن: ۴۹۶۵۷۷۹ (۹۱۲) ۹۸+

رایانامه: amiralijafarnezhad@gmail.com

بررسی شده است، نتایج پراکنده را به دنبال داشته است و نمی توان به یک طبقه بندی جامع رسید [۱۷، ۱۶، ۸، ۴]. شاید تفکیک مراحل مختلف راه رفتن و حذف برخی از عوامل مداخله گر نتایج پژوهش ها را به هم نزدیک تر و دست یابی به طبقه بندی اختلالات حرکتی مشاهده شده را به ویژه بعد از تداخلات درمانی همچون تمرینات هوازی آسان تر کند. بنابراین هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات تمرینات هوازی همراه با تمرین نقاط ماشه ای کف پا بر هم انقباضی مفصل مچ پا در بیماران مبتلا به نوروپاتی دیابتی طی راه رفتن است.

مواد و روش ها

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی است. جامعه آماری پژوهش حاضر را کلیه مردان مبتلا به دیابت نوع ۲ شهرستان اردبیل که سابقه دیابت بیشتر از ۱۲ سال داشتند، تشکیل دادند. از بین جامعه آماری ۲۰ بیمار مبتلا به نوروپاتی دیابتی (با میانگین سنی: $54/85 \pm 7/19$ ، شاخص توده بدن: $28/38 \pm 5/03$) در گروه آزمایش و ۲۰ بیمار مبتلا به نوروپاتی دیابتی (با میانگین سنی: $54/24 \pm 9/1$ ، شاخص توده بدن: $28/25 \pm 5/04$) در گروه کنترل به صورت در دسترس به عنوان نمونه پژوهش انتخاب شدند. قرار گرفتن آزمودنی ها در دو گروه کنترل و آزمایش به صورت تصادفی انجام شد.

برای دست یابی به نتایج قابل اتکا تلاش شد برخی از عوامل مداخله گر تأثیرگذار بر نتایج حذف شوند؛ یکی از مهم ترین رویکردها در این زمینه همگن سازی آزمودنی ها بر اساس مرحله پیشرفت بیماری نوروپاتی دیابتی بود. به طوری که بر اساس آزمون میشیگان و سیستم امتیازدهی FUZZY تمامی آزمودنی هایی که در این مقیاس، به طور میانگین امتیاز ۶ را گرفتند به عنوان نمونه پژوهش انتخاب شدند [۱۸]. به این ترتیب که بر اساس مدل FUZZY (که شامل ارزیابی علائم بر اساس امتیازهای تست میشیگان، سطح هموگلوبین گلیکولیزه و مدت زمان ابتلا به دیابت است) به بیماران امتیاز داده شد و از بین افراد شرکت کننده ۴۰ نفر که طبق این سیستم امتیازدهی در درجه متوسط قرار گرفتند، انتخاب شدند [۱۸]. به این صورت که از طریق فازهای امتیازدهی تست میشیگان (شامل ۱. پرسش نامه که توسط خود بیمار تکمیل می شد؛ ۲. امتیازدهی بر اساس حس و درک ارتعاش با استفاده از دیپاپازون ۱۲۸ هرتز؛ ۳. امتیازدهی بر اساس حس لمس مونوفیلانمان ۱۰ گرم؛ ۳. بازتاب مچ پا با استفاده از چکش رفلکس پزشکی؛ ۴. بررسی وجود زخم پا [۱۸، ۴]) هر دو پا بررسی می شود و همچنین سطح هموگلوبین گلیکولیزه و طول دوره بیماری، بیماران به دقت توسط فرد متخصص مورد بررسی قرار می گیرد و شدت نوروپاتی تعیین می شود. این تست از اعتبار و دقت ارزیابی بالایی برخوردار است و همبستگی بالایی با روش های تشخیصی پایه دارد [۱۸]. همچنین در مورد تأثیر گذاری شاخص وزن بدن بر الگوی راه رفتن

عضله اندام تحتانی در در هنگام راه رفتن پرداختند و نشان دادند که فعالیت الکتریکی تأخیری در عضله درشتنی قدامی باعث می شود این عضله نتواند به موقع و به اندازه کافی نقش تعدیل کننده خود را در هنگام تماس پاشنه پا با زمین ایفا کند و به طور کلی اختلال در عملکرد عضلات اندام تحتانی باعث می شود فشار بیشتری به کف پا هنگام راه رفتن وارد شود [۵]. همچنین ساکو و همکاران در سال ۲۰۰۳ بیان کردند نوروپاتی دیابتی محیطی نه تنها به منابع حسی و حرکتی بلکه به مکانیسم های ذاتی کنترل حرکتی آسیب می رساند که منجر به تغییر در کارایی مچ پا در راه رفتن می شود و این ناکارآمدی دیستال باعث به خطر انداختن برخی از ملزومات اصلی راه رفتن مانند پیشروی و تعادل می شود [۶]. بنابراین، پیدا کردن شیوه های درمانی جهت کاهش اثرات مخرب ناشی از دیابت بر کیفیت راه رفتن و عملکرد عضلات از اهمیت بالایی برخوردار است. یکی از این تمرینات، تمرینات هوازی است که با استفاده از تمرین عضلات به ویژه در اندام تحتانی منجر به بهبود سیستم قلبی و تنفسی نیز می شوند [۷].

در بین پارامترهای مختلفی که می توان از تحلیل الکترومایوگرام برای بررسی عملکرد عضلاتی به دست آورد، هم انقباضی عضلات با هماهنگ سازی واحدهای حرکتی همبستگی دارد و با توجه به ماهیت بیماری نوروپاتی محیطی می تواند مطالبقت بالایی با اهداف مورد بررسی پژوهش حاضر داشته باشد [۸]. وینیک و همکاران در سال ۲۰۰۸ بیان کردند که یک دوره تمرینات هوازی سبب بهبود حساسیت به انسولین در افراد مبتلا دیابت نوروپاتیک می شود [۹]. سردار و همکاران در سال ۲۰۱۴ گزارش کردند که تمرینات هوازی سبب بهبود سلامت ذهنی و جسمانی در افراد مبتلا دیابت نوروپاتیک می شود [۱۰]. علی رغم اینکه اثرات تمرینات هوازی بر بهبود برخی فاکتورها از جمله حساسیت به انسولین [۹] و سلامت ذهنی [۱۰] گزارش شده است، اثرات این شیوه تمرینی بر هم انقباضی عضلات در افراد مبتلا به دیابت نوروپاتیک به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است.

هم انقباضی عضلاتی به عنوان فعالیت همزمان عضلات مختلف عمل کننده حول یک مفصل تعریف می شود [۱۱]. هم انقباضی عضلات آگونیسست و آنتاگونیسست در حفظ ثبات و پایداری مفاصل نقش اساسی دارند که از نظر بیومکانیکی حائز اهمیت است [۱۲]. دو نوع هم انقباضی وجود دارد. یکی هم انقباضی عمومی دیگری هم انقباضی جهت دار که برای بررسی فعالیت گروه های عضلاتی اطراف مفاصل استفاده می شوند. در هم انقباضی عمومی، تمام عضلات اطراف مفصل با هم به صورت برابر فعالیت می کنند. ولی در هم انقباضی جهت دار عضلات آنتاگونیسست و آگونیسست همزمان فعال می شوند تا با حمایت مفصل نسبت به گشتاورهای اضافی، باعث حفظ ثبات و پایداری مفصل شوند [۱۴، ۱۵]. بر اساس نتایج پژوهش های پیشین، تغییرات ظرفیت عملکردی عضلات پا در بیماران دیابتی که با متغیرهای الکترومایوگرافی

دقت شد تا گروه بیمار از لحاظ شاخص توده بدن با گروه سالم یکسان باشد.

معیارهای ورود به پژوهش شامل نداشتن زخم پای دیابتی در زمان ارزیابی، فاقد قطع عضو بودن و یا اختلالات عصبی و ارتوپدی ناشی از سایر بیماری‌ها، عدم ابتلا به آرتروز و روماتیسم مفصلی، عدم ابتلا به رتینوپاتی شدید، نداشتن ناهنجاری‌های در ناحیه اندام تحتانی و عدم سابقه عمل جراحی در ناحیه اندام تحتانی بود. آزمودنی‌ها توسط پزشک معاینه و جهت شرکت در پژوهش به محققین معرفی می‌شدند.

شرکت‌کنندگان فرم‌های مربوط به پرسش‌نامه تندرستی، میزان فعالیت جسمانی روزانه و رضایت‌نامه آگاهانه را تکمیل و تأیید کردند [۱۹].

روش آزمون

اندازه‌گیری پارامترهای آنترپومتریک شامل قد، وزن، چربی زیر پوستی (در سه نقطه سینه، شکم و ران و تخمین از طریق فرمول^۳ نقطه‌ای جکسون پولاک) طی یک جلسه توجیهی همراه با توضیح اهداف پژوهش و نحوه اجرای اندازه‌گیری الکترومیوگرافی انجام شد [۱۹]. BMI از طرق فرمول مربوطه (وزن تقسیم بر قد به توان ۲) محاسبه شد [۱۹].

فعالیت الکتریکی ۲ عضله اندام تحتانی با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ۸ کاناله بایومتریک (ساخت انگلیس) با الکترودهای سطحی دوقطبی قبل و بعد از ۸ هفته ثبت شد. محل قرار دادن الکترودها بر روی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی بر طبق پروتکل اروپایی سنیم بود [۲۰]. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها برابر ۲ سانتی‌متر و سطح الکترودها ضد حساسیت بود. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. فیلترها پایین‌گذر و بالاگذر به ترتیب ۵۰۰ و ۲۰ هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز (جهت حذف نویز برق شهری) جهت هموارسازی داده‌های خام الکترومیوگرافی مورد استفاده قرار گرفت. همچنین GAIN دستگاه برابر ۱۰۰۰ بود [۲۱]. محل دقیق قرارگیری هر الکترودها قبل از شروع تست بر روی بدن آزمودنی مشخص شد و به طور کامل با استفاده از پدهای ضد عفونی‌کننده الکلی تمیز شد.

برای مشخص کردن فازهای مختلف راه رفتن از دستگاه صفحه نیرو برتک با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. به این ترتیب که لحظه تماس پاشنه توسط تعیین اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، بالاتر از ۲۰ نیوتن و لحظه بلند شدن پنجه از آخرین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کمتر از ۲۰ نیوتن تعیین شد. صفحه نیرو در قسمت میانی یک مسیر به طول ۱۸ متر واقع شده بود. قبل از انجام آزمون از آزمودنی‌ها خواسته شد چند بار در مسیر راه رفتن گام بردارند تا با مسیر آشنا شوند. هنگام اجرای تست هر آزمودنی سه بار

مسیر ذکر شده را با سرعت انتخابی خود طی کرد. برای ثبت مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضله ساقی قدامی، آزمودنی در حالت ایستاده قرار می‌گرفت و در حالی که سعی در انجام حرکت دورسی فلکشن^۱ با حداکثر انقباض داشت، در برابر حرکت مقاومت اعمال می‌شد. در عضله دوقلوی داخلی، فرد روی زمین می‌نشست. در حالی که پشت به دیوار قرار می‌گرفت، در برابر حرکت پلانتر فلکشن^۲ فرد مقاومت خارجی اعمال می‌شد. در این حالت از وی خواسته شد تا حداکثر تلاش خود را برای ایجاد حرکت پلانتر فلکشن به کار گیرد. از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک هر عضله به عنوان خط پایه^۳ جهت مقایسه استفاده شد. فعالیت عضلات در هر مرحله به عنوان درصد از خط پایه بیان شد. دلیل استفاده از مقادیر حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک هر عضله جهت نرمال کردن داده‌های دامنه فعالیت عضلات این است که در پیش و پس‌آزمون هیچ تضمینی وجود ندارد که الکترودها دقیقاً در یک نقطه قرار گیرند. با توجه به وجود درصد چربی زیرپوستی متفاوت و تغییر احتمالی جهت و مکان قرارگیری الکترودها، مقادیر دامنه باید برای هر عضله نسبت به خودش نرمال شود تا امکان مقایسه دامنه فعالیت هر عضله با خودش و سایر عضلات طی پیش و پس‌آزمون میسر شود [۲۲]. با توجه به کیفیت سیگنال‌های حاصل از کلیدهای پای، سیگنال stride ششم به بعد راه رفتن مورد مطالعه قرار گرفت. مقادیر دامنه (RMS) سیگنال‌ها طی چهار فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا، هل دادن و نوسان راه رفتن ثبت و محاسبه شد.

برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار و هم‌انقباضی عمومی در فازهای مختلف دویدن از فرمول شماره ۱ و ۲ استفاده شد [۱۴].

۱.

$$\text{میانگین فعالیت عضلات انتاگونیست} - \text{هم‌انقباضی جهت‌دار} = \text{میانگین فعالیت عضلات آگونیست}$$

۲.

مجموع میانگین فعالیت تمام عضلات مفصل = هم‌انقباضی عمومی

در هم‌انقباضی جهت‌دار هرچه عدد به دست آمده به صفر نزدیک‌تر باشد، میزان هم‌انقباضی بیشتر و هرچه عدد به ۱ و ۱- نزدیک‌تر باشد، میزان هم‌انقباضی کاهش می‌یابد [۱۴].

برنامه تمرینی

برنامه تمرینی بر اساس توصیه‌های انجمن دیابت آمریکا و کالج آمریکایی طب ورزش و نیز بر اساس اصول علم تمرین اجرا

1. Dorsiflexion
2. Plantar flexion
3. Base line

لحاظ ویژگی‌های جمعیت‌شناختی و شدت دیابت همسان بوده و هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین آن‌ها وجود ندارد ($P > 0/05$).

بررسی پایه متغیرهای هم‌انقباضی، عدم وجود اختلاف معنی‌داری را بین پیش‌آزمون‌های دو گروه کنترل و آزمایش طی راه رفتن نشان داد ($P > 0/05$) (جدول شماره ۲).

همان‌طور که در جدول شماره ۳ مشاهده می‌شود، نتایج پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری را در اثر عامل زمان میزان هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری نشان داد ($P = 0/007$). مقایسه زوجی، کاهش معنی‌داری را در هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان داد (جدول شماره ۳). نتایج پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری را در اثر عامل زمان در مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی‌فلکسوری پلانترفلکسوری مفصل مچ پا ($P < 0/05$) در فازهای بارگذاری، اتکا و نوسان راه رفتن نشان نداد (جدول شماره ۳).

اثر عامل گروه بر مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری معنادار بود ($P = 0/041$). مقایسه جفتی نشان داد که در این فاز میزان هم‌انقباضی عمومی مچ پا در گروه آزمایش در مقایسه با گروه کنترل به طور معناداری بیشتر است. نتایج پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری بین دو گروه کنترل و مداخله در هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی‌فلکسوری پلانترفلکسوری مفصل مچ پا ($P < 0/05$) طی فازهای بارگذاری، اتکا، پیشروی و نوسان راه رفتن نشان نداد (جدول شماره ۳).

اثر تعاملی زمان و گروه بر میزان هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری به لحاظ آماری معنادار بود ($P = 0/009$). تست تعقیبی نشان داد که تنها در گروه آزمایش، مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز بارگذاری در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون به طور معناداری کمتر است ($P = 0/001$). با توجه به نتایج پژوهش حاضر، عدم وجود اختلاف معنی‌داری در بررسی اثر تعاملی زمان و گروه در هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی‌فلکسوری پلانترفلکسوری مفصل مچ پا ($P > 0/05$) طی فازهای بارگذاری، اتکا، پیشروی و نوسان راه رفتن مشاهده نشد (جدول شماره ۳).

بحث

در پژوهش حاضر اثر تمرینات هوازی همراه با تحریک نقاط ماشه‌ای کف پا بر هم‌انقباضی مفصل مچ پا در افراد دارای نوروپاتی دیابتی هنگام اجرای تکلیف حرکتی راه رفتن مورد بررسی قرار گرفت. اهدافی که در این پژوهش دنبال شد بر اساس چند فرض منطقی با توجه به نتایج پژوهش‌هایی که قبلاً در این زمینه انجام شده است، بود، که شامل موارد زیر می‌شود:

- با توجه به تأثیرات ترتیبی نوروپاتی از دیستال به پروگزیمال،

و طرح‌ریزی شد. انجمن دیابت آمریکا، دیابتی‌های نوع ۲ را به ۲ تا ۳ جلسه تمرین ورزشی (هوازی یا مقاومتی و یا ترکیبی) با گروه‌های عضلانی عمده در هفته که حداقل ۱۵۰ دقیقه در هفته ورزش هوازی با شدت متوسط و یا حداقل ۷۵ دقیقه در هفته ورزش هوازی با شدت بالا باشد توصیه می‌کند [۱۹]. برنامه تمرینی شامل ۸ هفته تمرین هوازی به صورت ۳ جلسه در هفته و هر جلسه ۶۰ دقیقه خواهد بود. برنامه تمرینی در بخش تمرینی اصلی با شدت ۶۵ درصد ضربان قلب بیشینه انجام شد. زمانبندی هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن (نرم دویدن، حرکات ترکیبی دست و پا و حرکات کششی)، ۴۰ دقیقه تمرین اصلی دویدن با شدت‌های مذکور و در پایان ۵ دقیقه سرد کردن و بازگشت به حالت اولیه بود. علاوه بر تمرینات هوازی، تمرینات مربوط به تحریک نقاط ماشه‌ای کف پا (نقاط دارای گیرنده‌های حس عمقی) که به صورت روزانه توسط یک توپ کوچک نرم که به وسیله کف پا غلتانده می‌شود، با هدف تحت تأثیر قرار دادن درد میوفاشیال در نقاط ماشه‌ای، به مدت ۱۵ دقیقه انجام شد.

ضربان قلب هدف آزمودنی‌ها در طول دوره تمرینی با استفاده از فرمول ضربان قلب هدف کارونن^۴ تخمین زده خواهد شد و ضربان قلب بیشینه نیز از فرمول ضربان قلب بیشینه کارونن^۵ به دست خواهد آمد [۱۹] و شدت فعالیت مورد نظر بر اساس ضربان قلب هدف به دست آمده با استفاده از ضربان‌سنج دستی (ساعت پولار (Polar Electro, Made in China, 31 CODED, N2965) کنترل شد. همچنین برای به دست آوردن VO_2max آزمودنی‌ها از آزمون راه رفتن راکپورت^۶ و فرمول مربوطه^۷ استفاده شد [۱۹]. ۳ جلسه تمرینی به منظور آمادگی و آشنایی آزمودنی‌ها با برنامه تمرینات و شمارش ضربان قلب و نیز اطمینان از حضور داوطلبین و آمادگی پیش از شروع برنامه تمرینات در نظر گرفته شد.

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آماری توصیفی و استنباطی استفاده شد. از آمار توصیفی برای تعیین میانگین و انحراف معیار و در بخش آمار استنباطی به منظور بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلیک و از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ انجام شد.

یافته‌ها

نتایج مقایسه پارامترهای آنتروپومتریک مربوط به هردو گروه در جدول شماره ۱ آورده شده است. نتایج جدول شماره ۱ نشان می‌دهد که دو گروه کنترل و آزمایش در پیش‌آزمون کاملاً از

4. Target heart rate = (maximal heart rate – rest heart rate) %Intensity + rest heart rate (Karvonen)

5. Maximum heart rate = 220 – age (Karvonen)

6. Rockport walking test

7. $VO_2max(ml.kg^{-1}.min^{-1}) = 853/132 - (1692/0 \times \text{وزن}) - (3877/0 \times \text{سن}) - (1565/0 \times \text{ضربان قلب}) - (26/49/3 \times \text{زمان}) - (315/6 \times \text{برای مردان}) +$

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار داده‌های آنتروپومتریک و برخی داده‌های بیوشیمیایی دو گروه

| گروه | میانگین ± انحراف معیار | |
|-----------------------------------|------------------------|-------------|
| | آماره | گروه آزمایش |
| طول دوره بیماری (سال) | ۱۵/۱ ± ۳/۳ | ۱۵/۲ ± ۳/۵ |
| قد (سانتی‌متر) | ۱۶۳/۷ ± ۸/۵ | ۱۶۴/۷ ± ۸/۹ |
| وزن (کیلوگرم) | ۷۲/۸ ± ۱۲/۹ | ۷۱/۸ ± ۱۲/۹ |
| سن (سال) | ۵۴/۹ ± ۷/۳ | ۵۴/۱ ± ۷/۳ |
| شاخص توده بدن (کیلوگرم / مترمربع) | ۲۸/۴ ± ۵/۱ | ۲۸/۵ ± ۵/۱ |
| درصد چربی (درصد) | ۳۱/۱ ± ۶/۲ | ۳۱/۹ ± ۶/۲ |
| گلوکز ناشتا (میلی‌گرم / دسی‌لیتر) | ۱۶۹/۲ ± ۸/۴ | ۱۷۰/۲ ± ۸/۴ |
| هموگلوبین A1c | ۹/۱ ± ۹/۴ | ۹/۰ ± ۹/۴ |
| امتیاز Fuzzy | ۶/۴ ± ۱/۵ | ۶/۲ ± ۱/۵ |

طب توانبخشی

تحلیل نتایج این رویکرد مدنظر قرار گرفته شد [۲۴-۲۶]. با توجه به اینکه تمرینات هوازی بیشتر تارهای نوع ۱ را سازگار می‌کنند، انتظار تغییر در هم‌انقباضی جهت‌دار نیز بعد از دوره تمرینی وجود داشت [۲۷، ۲۸].

نتایج نشان دادند به طور ویژه در فاز پاسخ بارگیری، هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا در گروه آزمایش طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون به طور معنی‌داری کمتر بوده است. این مرحله از راه رفتن نرمال از زمان برخورد پاشنه پای مرجع با زمین شروع

این منطقی است که فرض شود عضلات به کار گرفته شده در فازهای مختلف حرکتی این ترتیب را دنبال کنند و عضلات دیستال تأثیرات پاتوژنیک بیشتری را از بیماری دریافت کنند [۸، ۲۳] و در نتیجه تمرینات هوازی و تحریک نقاط ماشه‌ای کف پا منجر به بهبود هم‌انقباضی عمومی در مچ پا شود.

- همچنین ادبیات پژوهش حاکی از این است که بیماری دیابت فیبرهای عضلانی نوع ۱ را بیشتر تحت تأثیر قرار می‌دهد. بنابراین با توجه به درصد حضور انواع فیبرها در عضلات، در

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای هم‌انقباضی بین پیش‌آزمون‌های دو گروه کنترل و آزمایش

| سطح معنی‌داری | میانگین ± انحراف معیار | | متغیرها |
|---------------|------------------------|-------------|---------|
| | گروه آزمایش | گروه کنترل | |
| ۰/۸۵۱ | ۴۷/۰ ± ۱۲/۱ | ۴۶/۹ ± ۹/۲ | LR |
| ۰/۷۲۲ | ۷۴/۶ ± ۲۵/۵ | ۷۱/۸ ± ۲۲/۱ | MS |
| ۰/۴۹۵ | ۶۴/۱ ± ۱۵/۵ | ۶۷/۵ ± ۱۵/۲ | PO |
| ۰/۴۱۴ | ۳۸/۲ ± ۱۷/۱ | ۳۶/۶ ± ۱۰/۲ | SW |
| ۰/۹۲۱ | -۰/۵ ± ۰/۲ | -۰/۶ ± ۰/۲ | LR |
| ۰/۸۵۴ | -۰/۵ ± ۰/۲ | -۰/۵ ± ۰/۱ | MS |
| ۰/۷۹۷ | -۰/۶ ± ۰/۲ | -۰/۷ ± ۰/۲ | PO |
| ۰/۸۰۵ | -۰/۶ ± ۰/۲ | -۰/۶ ± ۰/۱ | SW |

طب توانبخشی

امیرعلی جعفرنژادگرو و همکاران، اثرات تمرینات هوازی بر هم‌انقباضی مفصل مچ پا در بیماران مبتلا به نوروپاتی دیابتی طی راه رفتن
 DCC= directed co-contraction، فاز بارگذاری = LR (loading response)، فاز اتکا = MS (mid stance)، فاز پیشروی = PO (push off) و فاز نوسان = SW (swing). * سطح معنی‌داری P-value < ۰/۰۵

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای هم‌انقباضی بین دو گروه کنترل و آزمایش طی پیش و پس‌آزمون

| سطح معنی‌داری | میانگین ± انحراف معیار | | میانگین ± انحراف معیار | | متغیرها |
|---------------|------------------------|---------------|------------------------|------------|---------|
| | گروه آزمایش | | گروه کنترل | | |
| | پیش‌آزمون | پس‌آزمون | پیش‌آزمون | پس‌آزمون | |
| GCC معج پا | اثر عامل زمان | اثر عامل گروه | اندازه اثر | اندازه اثر | |
| | ۰/۰۰۹* | ۰/۰۴۱* | ۰/۰۷۱ | ۰/۰۲۱ | LR |
| | ۰/۶۲۰ | ۰/۴۰۱ | ۰/۱۱ | ۰/۰۹ | MS |
| | ۰/۶۵۲ | ۰/۴۵۶ | ۰/۰۰ | ۰/۰۳ | PO |
| DCC معج پا | اثر عامل زمان | اثر عامل گروه | اندازه اثر | اندازه اثر | |
| | ۰/۷۰۱ | ۰/۳۱۵ | ۰/۰۰ | ۰/۱۳ | SW |
| | ۰/۷۰۲ | ۰/۸۴۵ | ۰/۰۰ | ۰/۶۶ | LR |
| | ۰/۸۴۲ | ۰/۹۰۱ | ۰/۶۶ | ۰/۰۰ | MS |
| PO معج پا | اثر عامل زمان | اثر عامل گروه | اندازه اثر | اندازه اثر | |
| | ۰/۴۷۵ | ۰/۶۵۹ | ۰/۰۰ | ۰/۵۰ | PO |
| | ۰/۷۲۰ | ۰/۴۵۹ | ۰/۶۶ | ۰/۰۰ | SW |
| | ۰/۷۲۰ | ۰/۴۵۹ | ۰/۶۶ | ۰/۰۰ | SW |

طب توانبخشی

PO= پیش‌روی، MS (mid stance)= فاز اتکا، LR (loading response)= فاز بارگذاری، DCC= Directed Co-Contraction، GCC= General Co-Contraction (push off) و فاز نوسان= SW (swing). * سطح معنی‌داری $P\text{-value} < 0/05$

بیشتر تارهای عضلانی نوع ۱ از تمرینات هوازی، عضلات برای کنترل شوک، با هماهنگی بهتر و در نتیجه فعالیت کمتر درگیر شده‌اند. در واقع به دلیل کاهش ظرفیت عملکردی اعصاب محیطی به دنبال نوروپاتی دیابتی و کاهش ظرفیت عملکردی تام، عضلات کنترل نیروی عکس‌العمل زمین تقلای عضلانی بیشتری را نسبت به افراد سالم می‌طلبند [۲۶، ۳۰] که نتایج پژوهش حاضر نشان داد ظرفیت عضلات معج پا بعد از یک دوره تمرینات هوازی بهبود می‌یابد.

مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار معج پا بعد از دوره تمرینات هوازی طی فاز میانه اتکا دچار تغییر نشد. در فاز میانه اتکا کف پا کاملاً روی زمین قرار دارد و با حرکت دورانی ساق پا سعی می‌شود موقعیت پا تغییر کند. در این فاز مجموعه‌ای از عضلات اندام تحتانی فعال هستند. طبق تقسیم‌بندی‌ای که در پژوهش‌های پیشین در مورد الگوی فعالیت عضلات در مراحل مختلف راه رفتن عنوان شده است، در مرحله میانی اتکا عضلات سرینی، چهار سر و درشت‌نی قدامی نقش پررنگی در کنترل حرکت ایفا می‌کنند و در مرحله آخر اتکا و پیش‌نوسانی عضله درشت‌نی قدامی فعالیت بیشتری دارد [۲۷-۲۹]. بنابراین عضلات هر کدام در محدوده خاصی نقش فعال‌تری دارند. هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات دوقلو و ساقی قدامی در بارگیری استخوان‌ها نقش مهم و حمایتی دارد. هم‌انقباضی مناسب می‌تواند باعث کاهش نیروهای کششی وارد بر استخوان، پایدار کردن ساق و یک جاذب مؤثر در کاهش نیروی تماسی وارد بر ساق باشد [۳۱]. نتایج پژوهش حاضر حاکی از آن بود که تمرینات هوازی بر هم‌انقباضی مفصل

می‌شود و تا بلند شدن انگشتان پای مقابل از زمین ادامه دارد و این فاز با حمایت دوگانه هردو پا هم‌زمان است [۲۷، ۲۹]. عضله درشت‌نی قدامی از مهم‌ترین عضلات فعال در این فاز است که سهم فعالیت بالایی نسبت به سایر عضلات اندام تحتانی در این فاز از راه رفتن دارد [۲۷]. این عضله جزو حمایت‌کننده‌های حرکت پلنتر فلکشن معج پا به شمار می‌رود که به موقعیت قرارگیری مناسب و ثبات مفصل معج پا در مرحله پاسخ بارگیری کمک می‌کند [۲۸]. در توضیح نتایج مشاهده‌شده می‌توان گفت در این فاز به دلیل اینکه نیروی عکس‌العمل زمین به سرعت افزایش پیدا کرده و به کف پا وارد می‌شود، بیشترین احتمال آسیب وجود دارد. دو مکانیسم برای کاهش این نیروها وجود دارد که یکی از آن‌ها آن انقباض برون‌گرایی عضله درشت‌نی قدامی است. بنابراین به نظر می‌رسد کاهش هم‌انقباضی عمومی مشاهده‌شده بعد از دوره تمرینی ناشی از کاهش فعالیت عضله درشت‌نی قدامی است که طی این فاز در افراد دیابتی یک مکانیسم برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین از طریق جذب شوک است. به نظر می‌رسد در کنار هم قرار دادن اصل اندازه در کنترل نیروی تولیدی عضلات [۳۰] و تأثیرپذیری بیشتر تارهای عضلانی، نوع [۲۶] ۱ بتواند علت کاهش هم‌انقباضی عمومی و بهبود عملکرد این عضلات در جذب شوک نیروی عکس‌العمل زمین را توضیح دهد. به این صورت که در خلال انقباض عضلانی، با توجه به اصل اندازه ابتدا تارهای عضلانی با نوروون حرکتی کوچک‌تر به کار گرفته می‌شوند و این نوروون‌های حرکتی کوچک تعداد تارهای عضلانی کمتری را حمایت می‌کنند و این واحدهای حرکتی کوچک غالباً شامل تارهای عضلانی نوع ۱ هستند و از طرفی با توجه به تأثیرپذیری

مچ پا طی فاز میانه اتکا اثرگذار نیست.

تمام نویسندگان در آماده سازی این مقاله مشارکت یکسان داشته‌اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مچ پا بعد از دوره تمرینات هوازی طی فاز هل دادن و نوسان دچار تغییر نشد. از مرحله بلند شدن پاشنه تا بلند شدن انگشتان پا فاز هل دادن است. عضلات دوقلو و نعلی بیشترین فعالیت و تأثیر را در این فاز دارند [۲۹]. در ادامه فاز نوسان، عضله درشت‌نی قدامی در طول مرحله نوسان به منظور کنترل مفصل مچ پا در اوایل و اواخر فاز نوسان نقش ویژه‌ای دارد [۳۲]. عضله درشت‌نی قدامی علی‌رغم اینکه در فازهای پاسخ بارگیری و انتهای نوسان نقش ویژه‌ای دارد [۲۹] و همچنین با توجه به اینکه ۷۳ درصد حاوی فیبرهای عضلانی نوع ۱ است [۲۵] انتظار می‌رود در مقادیر هم‌انقباضی در هر دو این فازهای رخ دهد؛ با وجود این تنها در فاز پاسخ بارگذاری کاهش هم‌انقباضی، بعد از دوره تمرینات هوازی رخ داد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به کوتاه بودن طول دوره تمرینی و همچنین عدم ثبت کینماتیک حرکت اشاره کرد. از سوی دیگر در این پژوهش تنها اثرات تمرینات هوازی مورد بررسی قرار گرفت. در حالی که می‌توان به طور هم‌زمان اثرات سایر برنامه‌های توان‌بخشی [۳۳-۳۵]، کفش [۳۶-۳۹]، و ارتزها [۴۰-۴۳] را نیز مورد بررسی قرار داد.

نتیجه‌گیری

هم‌انقباضی عمومی حدود ۱۷ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه آزمایش کاهش نشان داد. بنابراین، می‌توان بیان کرد که تمرینات هوازی منجر به کنترل صحیح اندام تحتانی می‌شود که در نهایت می‌تواند منجر به کاهش احتمال آسیب و سقوط در بیماران شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل در نظر گرفته شده است و کد اخلاق به شماره IR.ARUMS.REC.1397.287 دریافت شده است. پژوهش حاضر دارا کد IRCT به شماره IRCT20200201046326N1 بود.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از طرح پژوهشی آقای امیرعلی جعفرنژادگرو در دانشگاه محقق اردبیلی است.

مشارکت نویسندگان

References

- [1] Akashi PM, Sacco IC, Watari R, Hennig E. The effect of diabetic neuropathy and previous foot ulceration in EMG and ground reaction forces during gait. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23(5):584-92. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.11.015] [PMID]
- [2] Richner M, Ferreira N, Dudele A, Jensen TS, Vægter CB, Gonçalves NP. Functional and structural changes of the blood-nerve-barrier in diabetic neuropathy. *Frontiers in Neuroscience*. 2018; 12:1038. [DOI:10.3389/fnins.2018.01038] [PMID] [PMCID]
- [3] IJzerman TH, Schaper NC, Melai T, Meijer K, Willems PJ, Savelberg HH. Lower extremity muscle strength is reduced in people with type 2 diabetes, with and without polyneuropathy, and is associated with impaired mobility and reduced quality of life. *Diabetes Research and Clinical Practice*. 2012; 95(3):345-51. [DOI:10.1016/j.diabres.2011.10.026] [PMID]
- [4] Butugan MK, Sartor CD, Watari R, Martins MCS, Ortega NR, Vigneron VA, et al. Multichannel EMG-based estimation of fiber conduction velocity during isometric contraction of patients with different stages of diabetic neuropathy. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014; 24(4):465-72. [DOI:10.1016/j.jelekin.2014.04.007] [PMID]
- [5] Abboud R, Rowley D, Newton R. Lower limb muscle dysfunction may contribute to foot ulceration in diabetic patients. *Clinical Biomechanics*. 2000; 15(1):37-45. [DOI:10.1016/S0268-0033(99)00038-8]
- [6] Sacco IC, Amadio AC. Influence of the diabetic neuropathy on the behavior of electromyographic and sensorial responses in treadmill gait. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18(5):426-34. [DOI:10.1016/S0268-0033(03)00043-3]
- [7] Tessier D, Ménard J, Fülöp T, Ardilouze J-L, Roy M-A, Dubuc N, et al. Effects of aerobic physical exercise in the elderly with type 2 diabetes mellitus. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. 2000; 31(2):121-32. [DOI:10.1016/S0167-4943(00)00076-5]
- [8] Rabbi MF, Ghazali KH, Altwijri O, Alqahtani M, Rahman SM, Ali MA, et al. Significance of electromyography in the assessment of diabetic neuropathy. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. 2019; 19(03):1930001. [DOI:10.1142/S0219519419300011]
- [9] Winnick JJ, Sherman WM, Habash DL, Stout MB, Failla ML, Belsey MA, et al. Short-term aerobic exercise training in obese humans with type 2 diabetes mellitus improves whole-body insulin sensitivity through gains in peripheral, not hepatic insulin sensitivity. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*. 2008; 93(3):771-8. [DOI:10.1210/jc.2007-1524] [PMID] [PMCID]
- [10] Sardar MA, Boghrabadi V, Sohrabi M, Aminzadeh R, Jalalian M. The effects of aerobic exercise training on psychosocial aspects of men with type 2 diabetes mellitus. *Global Journal of Health Science*. 2014; 6(2):196-202. [DOI:10.5539/gjhs.v6n2p196] [PMID] [PMCID]
- [11] Khandha A, Manal K, Capin J, Wellsandt E, Marmon A, Snyder-Mackler L, et al. High muscle co-contraction does not result in high joint forces during gait in anterior cruciate ligament deficient knees. *Journal of Orthopaedic Research*. 2019; 37(1):104-12. [DOI:10.1002/jor.24141] [PMID] [PMCID]
- [12] Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23(1):71-80. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.08.019] [PMID]
- [13] Diamond LE, Hoang HX, Barrett RS, Loureiro A, Constantinou M, Lloyd DG, et al. Individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis walk with lower hip joint contact forces despite higher levels of muscle co-contraction compared to healthy individuals. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2020; 28(7):924-931. [DOI:10.1016/j.joca.2020.04.008] [PMID]
- [14] Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical Biomechanics*. 2009; 24(10):833-41. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005] [PMID]
- [15] 15. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of Biomechanics*. 2001; 34(10):1257-67. [DOI:10.1016/S0021-9290(01)00095-1]
- [16] Onodera AN, Gomes AA, Pripas D, Mezzarane RA, Sacco IC. Lower limb electromyography and kinematics of neuropathic diabetic patients during real-life activities: Stair negotiation. *Muscle & Nerve*. 2011; 44(2):269-77. [DOI:10.1002/mus.22072] [PMID]
- [17] Sacco IC, Akashi PM, Hennig EM. A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2010; 11:24. [DOI:10.1186/1471-2474-11-24] [PMID] [PMCID]
- [18] Picon AP, Ortega NR, Watari R, Sartor C, Sacco IC. Classification of the severity of diabetic neuropathy: A new approach taking uncertainties into account using fuzzy logic. *Clinics*. 2012; 67(2):151-6. [DOI:10.6061/clinics/2012(02)10]
- [19] American College of Sports Medicine. ACSM's health-related physical fitness assessment manual. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. https://books.google.com/books/about/ACSM_s_Health_Related_Physical_Fitness_A.html?id=ZPo96rd3PpAC
- [20] Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*. 1999; 8(2):13-54. <http://seniam.org/pdf/contents8.PDF>
- [21] Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2009; 2:35. [DOI:10.1186/1757-1146-2-35] [PMID] [PMCID]
- [22] Lehman GJ, McGill SM. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 1999; 22(7):444-6. [DOI:10.1016/S0161-4754(99)70032-1]
- [23] Forbes JM, Cooper ME. Mechanisms of diabetic complications. *Physiological Reviews*. 2013; 93(1):137-88. [DOI:10.1152/physrev.00045.2011] [PMID]

- [24] Talbot J, Maves L. Skeletal muscle fiber type: Using insights from muscle developmental biology to dissect targets for susceptibility and resistance to muscle disease. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Developmental Biology*. 2016; 5(4):518-34. [DOI:10.1002/wdev.230] [PMID] [PMCID]
- [25] Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences*. 1973; 18(1):111-29. [DOI:10.1016/0022-510X(73)90023-3]
- [26] Fritzsche K, Blüher M, Schering S, Buchwalow I, Kern M, Linke A, et al. Metabolic profile and nitric oxide synthase expression of skeletal muscle fibers are altered in patients with type 1 diabetes. *Experimental and Clinical Endocrinology & Diabetes*. 2008; 116(10):606-13. [DOI:10.1055/s-2008-1073126] [PMID]
- [27] Al-Shuka HF, Rahman MH, Leonhardt S, Ciobanu I, Berceanu M. Biomechanics, actuation, and multi-level control strategies of power-augmentation lower extremity exoskeletons: An overview. *International Journal of Dynamics and Control*. 2019; 7(4):1462-88. [DOI:10.1007/s40435-019-00517-w]
- [28] Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundation for rehabilitation*. 2th ed. United States: Mosby & Elsevier; 2010. https://books.google.com/books/about/Kinesiology_of_the_Musculoskeletal_System.html?id=8ZhDPgAACAAJ
- [29] Whittle MW. *Gait analysis: An introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2014. https://books.google.com/books/about/Gait_Analysis.html?id=4eRqAAAAMAAJ
- [30] Schoenfeld B. *Science and development of muscle hypertrophy*. Champaign: Human Kinetics; 2016. [DOI:10.5040/9781492595847]
- [31] Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics*. 2001; 16(3):207-12. [DOI:10.1016/S0268-0033(00)00091-7]
- [32] Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*. 2001; 86(4):1764-72. [DOI:10.1152/jn.2001.86.4.1764] [PMID]
- [33] Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkhouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. *PLoS One*. 2019; 14(9):e0223219. [DOI:10.1371/journal.pone.0223219] [PMID] [PMCID]
- [34] Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero AA, Sheikhalizade H, Dionisio VC. Effect of a corrective exercise program on gait kinetics and muscle activities in older adults with both low back pain and pronated feet: A double-blind, randomized controlled trial. *Gait & Posture*. 2020; 76:339-45. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.12.026] [PMID]
- [35] Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, McCrum C, Karamanidis K. Effects of corrective training on drop landing ground reaction force characteristics and lower limb kinematics in older adults with genu valgus: A randomized controlled trial. *Journal of Aging & Physical Activity*. 2019; 27(1):9-17. [DOI:10.1123/japa.2017-0315] [PMID]
- [36] Jafarnezhadgero A, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. *PLoS One*. 2019; 14(5):e0216818. [DOI:10.1371/journal.pone.0216818] [PMID] [PMCID]
- [37] Jafarnezhadgero AA, Sorkhe E, Oliveira AS. Motion-control shoes help maintaining low loading rate levels during fatiguing running in pronated female runners. *Gait & Posture*. 2019; 73:65-70. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.07.133] [PMID]
- [38] Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. *Clinical Biomechanics*. 2020; 73:55-62. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006] [PMID]
- [39] Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. *Journal of Advanced Sport Technology*. 2019; 3(1):8-21. http://jast.uma.ac.ir/article_763.html
- [40] Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flat-foot during walking. *Foot*. 2018; 37:77-84. [DOI:10.1016/j.foot.2018.05.003] [PMID]
- [41] Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: A randomized controlled trial. *PLoS One*. 2018; 13(10):e0205187. [DOI:10.1371/journal.pone.0205187] [PMID] [PMCID]
- [42] Jafarnezhadgero A, Mousavi SH, Madadi-Shad M, Hijmans JM. Quantifying lower limb inter-joint coordination and coordination variability after four-month wearing arch support foot orthoses in children with flexible flat feet. *Human Movement Science*. 2020; 70:102593. [DOI:10.1016/j.humov.2020.102593] [PMID]
- [43] Jafarnezhadgero AA, Shahverdi M, Madadi Shad M. The effectiveness of a novel Kinesio Taping technique on the ground reaction force components during bilateral drop landing in athletes with concurrent pronated foot and patella-femoral pain syndrome. *Journal of Advanced Sport Technology*. 2017; 1(1):22-9. http://jast.uma.ac.ir/article_505.html