Journal of Gorgan University of Medical Sciences

e-ISSN: 2008-4080 p-ISSN: 1562-4765

2022 / Vol 24 / No 2

OPEN ACCESS

Original Paper

Effect of Sport Shoe Aging on General and Directed Co-contraction in Ankle Joint Muscles during Running in Normal and Genu Varum Females

Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)*[1], Seyede Maryam Anvari [2], Saeedeh Naseri [2]

1 Associate Professor, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. 2 M.Sc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Abstract

Background and Objective: Genu varum is a lower limb deformity. This study was done to evaluate the effects of shoe aging on the general and directional contraction of ankle muscles during running in females with genu varum.

Methods: This case-control study was done on 30 female students (15 individuals with genu varum degree 2 and 15 healthy individuals) using new and old sneakers for 6 months in the sports biomechanics laboratory of the University of Mohaghegh Ardabili, Iran. Each subject was given a new pair of sneakers, and after the initial data collection, the subjects were asked to use them in their daily activities for at least an hour a day for 6 months. Electrical muscle activity was recorded using surface electromyography.

Results: There was no significant difference in the general and directional contractions if ankle muscles during the running phases.

Conclusion: Shoe aging has no effect on ankle joint co-contractions.

Keywords: Electromyography, Running, Genu Varum, Shoe, Muscle Contraction

***Corresponding Author:** Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D), E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received 28 Feb 2021
Final Revised 5 Feb 2022
Accepted 7 Feb 2022
Published Online 17 Oct 2022

Cite this article as: Jafarnezhadgero AA, Anvari SM, Naseri S. [Effect of Sport Shoe Aging on General and Directed Co-contraction in Ankle Joint Muscles during Running in Normal and Genu Varum Females]. J Gorgan Univ Med Sci. 2022; 24(2): 41-47. [Article in Persian]

© The author(s)
Owned: Golestan University of Medical Sciences **Publisher:** Deputy of Research and Technology

مجله دانشگاه علوم پزشکی گرگان

تابستان ۱۴۰۱ / دوره ۲۴ / شماره ۲ (پی در پی ۸۲)

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN: ۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

اثر طول عمر کفش ورزشی بر هم انقباضی عمومی و جهت دار عضلات مفصل مچ پا هنگام دویدن در زنان مبتلا به زانوی پرانتزی و سالم

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو*[۱]، سیده مریم انواری[۲]، سعیده ناصری[۲]

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

[۲] دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: *زانوی پرانتزی یکی از اختلالات اندام تحتانی است. این مطالعه به منظور تعیین اثر طول عمر کفش ورزشی بر هم انقباضی عمومی و جهت‌دار عضلات مفصل مچ پا هنگام دویدن در زنان مبتلا به زانوی پرانتزی و سالم انجام شد.*

روش بررسی: *این مطالعه مورد - شاهدی روی ۳۰ زن دانشجو (۱۵ فرد مبتلا به زانوی پرانتزی درجه ۲ و ۱۵ فرد سالم) با استفاده از کفش نو و کفش کهنه (۶ ماه استفاده) در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. به هر کدام از آزمودنی‌ها یک جفت کفش ورزشی نو داده شد. پس از داده گیری اولیه از آزمودنی‌ها خواسته شد که به مدت ۶ ماه، روزانه حداقل یک ساعت در فعالیتشان استفاده کنند. فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از الکترومایوگرافی سطحی ثبت گردید.*

یافته‌ها: *در هیچیک از زیر فازهای دویدن، تفاوتی بین گروه‌های مورد مطالعه در هم انقباضی عمومی و جهت‌دار مفصل مچ پا مشاهده نشد.*

نتیجه‌گیری: *طول عمر کفش اثری بر هم انقباضی عضلات مفصل مچ پا ندارد.*

واژه‌های کلیدی: *الکترومایوگرافی ، دویدن ، زانوی پرانتزی ، کفش ، انقباض عضلانی*

* نویسنده مسؤول: دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو ، پست الکترونیکی amiralijafarnezhad@gmail.com

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن و نمابر ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹

وصول ۱۳۹۹/۱۲/۱۰ اصلاح نهایی ۱۴۰۰/۱۱/۱۶ پذیرش ۱۴۰۰/۱۱/۱۸ انتشار ۱۴۰۱/۷/۲۵

مقدمه

مفصل زانو به عنوان رابط بین قسمت‌های فوقانی و تحتانی نقش بسیار مهمی در حمایت بدن و انتقال وزن بدن ایفا می‌کند و هیچ عامل استخوانی در ایجاد این ثبات نقش موثری ندارد. هرگونه تغییر و دفورمیتی بر ویژگی‌های بیومکانیکی و عملکرد حرکتی افراد تاثیر می‌گذارد.[۱] زانوی پرانتزی (Genu Varum) از شایع‌ترین ناهنجاری‌های مفصل زانو است که در آن کوندیل‌های داخلی استخوان فمور از یکدیگر دور می‌شوند. به‌دلیل انحراف محور مکانیکی اندام تحتانی می‌تواند تغییراتی را در مسیر اعمال نیروها بر بدن و نحوه عملکرد اندام تحتانی ایجاد کند و افراد مبتلا را به ویژه در فعالیت‌های تکراری مانند راه رفتن و دویدن بیش از پیش در معرض آسیب‌های اندام تحتانی قرار دهد.[۲]

افراد مبتلا به زانوی پرانتزی علاوه بر این که در سنین بالا در خطر ابتلا به استئوآرتریت هستند؛ در سنین پایین‌تر نیز مشکلاتی را در پیش رو دارند.[۲] این دسته از افراد، همیشه از درد و خستگی در این نواحی رنج می‌برند. انحراف مکانیکی ناشی از زانوی پرانتزی می‌تواند باعث برخی تغییرات در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و عملکرد عضلات اندام تحتانی حین راه رفتن شود[۳] و باعث ایجاد آسیب اندام تحتانی مانند استرس فراکچر، استئوارتریت، اسپرین مزمن مچ پا و درد قسمت تحتانی کمر گردد.[۴] ناهنجاری زانوی پرانتزی می‌تواند خطر آسیب‌پذیری در رباط متقاطع قدامی و خلفی، رباط داخلی زانو و مینیسک داخلی مفصل زانو را افزایش دهد.[۵] این عارضه ممکن است در اثر شلی لیگامنت‌های مفصل زانو ایجاد شود و منجر به سفتی در نوار ایلیوتیبیال گردد.[۶] همچنین این عارضه نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور نزدیک کننده‌ای را در صفحه فرونتال بر مفصل زانو در مرحله استقرار راه رفتن تحمیل می‌کند[۷-۱۰] که این افزایش گشتاور باعث تخریب بافت‌های داخلی مفصل زانو و استئوآرتریت زانو و ران و درد مفصلی می‌شود.[۱۱] دفورمیتی زانوی پرانتزی با انحراف نیروی عکس‌العمل زمین و جابجایی مسیر نیروها به سمت بخش داخلی زانو، سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می‌گردد. به صورتی که میزان نیروی عکس‌العمل زمین در این بخش حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی می‌شود.[۱۲] بنابراین

درمان واصلاح این دفورمیتی می‌تواند درد و آسیب اندام تحتانی حین فعالیت را کاهش دهد.[۷] نتایج تحقیقات نشان داده راه‌رفتن پاتولوژیک با محدود کردن میزان بار اندام‌ها می‌تواند اوج نیروی عکس‌العمل زمین را کاهش دهد.[۱۳] تغییر بیومکانیکی در راستای اندام تحتانی با تاثیر بر فعالیت عضلات باعث تغییر عملکرد و کاهش کارایی آنها می‌شود.[۱۷-۱۴] ضعف عضله تنسورفاسیاتا باعث ایجاد زانوی پرانتزی شده و نیروی کار را به عضله کوادریسپس انتقال می‌دهد.[۱۸و۱۹] گروه عضلانی کوادریسپس در زانوی پرانتزی در صفحه ساجیتال و فرونتال تحت تاثیر قرار می‌گیرند.[۲۰] به همین دلیل فعالیت عضله واستوس داخلی به میزان فعالیت عضله واستوس خارجی تغییر خواهد کرد.[۲۱و۲۲] سطح مقطع واستوس خارجی بیشتر از واستوس داخلی کاهش می‌یابد. عضلات همسترینگ هم دچار تغییر عملکرد می‌شوند. در دفورمیتی زانوی پرانتزی در زمان راه رفتن گشتاور اداکشن ایجاد شده در زانو موجب هم انقباضی بین عضلات واستوس داخلی وگاستروکنمیوس داخلی می‌شود که موجب فشار بر روی کمپارتمان داخلی زانو می‌شود.[۲۳] در کناره خارجی کفش افراد دارای زانوی پرانتزی سائیدگی بیش از حد وجود دارد. در اختلال زانوی پرانتزی عضلات ناحیه خارجی ضعیف و عضلات ناحیه داخلی پا کوتاه می‌شوند. به‌علاوه زانوی پرانتزی باعث کاهش ارتفاع بالاتنه می‌شود. در مطالعه قبلی ما ۱۶ هفته تمرینات اصلاحی در کودکان دارای زانوی پرانتزی هنگام دویدن باعث افزایش مقدار اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی فاز هل دادن در پای برتر و همچنین کاهش ایمپالس در راستای قدامی – خلفی در پای غیر برتر می‌شود. به‌علاوه این تمرینات موجب افزایش اوج منفی گشتاور آزاد در پای غیر برتر گردید.[۲] با این حال به تحقیقات بیشتری برای بررسی علل و گسترش این اختلال نیاز است.

چندین عامل خارجی برای تاثیر در میزان آسیب اندام تحتانی وجود دارد که در میان آنها گزارش شده کفش اثر عمده‌ای بر بیومکانیک راه رفتن و دویدن دارد.[۲۴و۲۵] پوشیدن کفش مناسب مهم است. زیرا کفش اولین رابط بین بدن و زمین است و وقتی پا با زمین برخورد می‌کند؛ نیروی واکنش زمین و ضربه را کاهش می‌دهد. بالشتک در کفش‌های جدید به اندازه کافی از پا محافظت می‌کنند. استفاده منظم باعث آسیب به کف میانی و در نهایت کاهش ظرفیت مکانیکی کفش و اتلاف انرژی می‌شود. با افزایش سن کفش، ظرفیت آن برای محافظت از ساختارهای بدن کاهش می‌یابد. به ویژه زمانی که پاشنه در برابر ضربه زمین آسیب‌پذیر می‌شود و در نتیجه احتمال آسیب بیش از حد افزایش می‌یابد.[۲۶و۲۷]

همزمانی انقباض عضلات موافق و مخالف اطراف مفصل برای حفظ وضعیت و ثبات مفصل از اهمیت فراوانی برخوردار است. به صورت کلی دو نوع هم انقباضی شامل هم‌انقباضی عمومی و هم‌انقباضی جهت‌دار وجود دارد.[۲۸و۲۹] هم‌انقباضی جهت‌دار که از نسبت فعالیت عضلات مخالف به موافق به دست می‌آید؛ عامل مهمی در ثبات مفصل و نیروهای وارده بر مفصل در موقعیت‌های استاتیک یا دینامیک مانند راه رفتن و دویدن به شمار می‌روند.[۳۰] بنابراین، توجه به هم‌انقباضی عضلات اطراف مفاصل اندام تحتانی می‌تواند اطلاعات مفیدی را برای پیشگیری از آسیب مفاصل در اختیار ما قرار دهد. از آنجایی که طبق جستجوی نویسندگان، پژوهشی در رابطه با اثر طول عمر کفش بر هم انقباضی عضلات اندام تحتانی یافت نشد؛ این مطالعه به منظور تعیین اثر طول عمر کفش ورزشی بر هم انقباضی عمومی و جهت‌دار عضلات مفصل مچ پا هنگام دویدن در زنان مبتلا به زانوی پرانتزی و سالم انجام گردید.

روش بررسی

این مطالعه مورد – شاهدی روی ۳۰ زن دانشجو (۱۵ فرد مبتلا به زانوی پرانتزی درجه ۲ و ۱۵ فرد سالم) با استفاده از کفش نو و کفش کهنه (۶ ماه استفاده) در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۳۹۷ انجام شد.

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1397.135) قرار گرفت. برای شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید و تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود.

نرم‌افزار آماری جی پاور نشان داد که برای دستیابی به اندازه اثر برابر ۰/۸، توان آماری برابر ۰/۸ در سطح معنی‌داری برابر ۰/۰۵ حداقل تعداد نمونه مورد نیاز برابر ۱۵ نفر است.[۳۱]

معیارهای ورود به مطالعه شامل دامنه سنی ۱۸ تا ۳۵ سال و فاصله اپی کندیل‌های داخلی زانو ۲ تا ۵ سانتی‌متر بودند.

معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل سابقه گزارش درد در ۳ ماه گذشته، سابقه جراحی اندام تحتانی، سابقه شکستگی اندام تحتانی و داشتن مشکلات عصبی– عضلانی بودند.

معیارهای خروج از مطالعه شامل عدم تمایل فرد به ادامه همکاری در هر قسمت از اجرای مطالعه و نیز بروز هرگونه مشکل اسکلتی عضلانی حین انجام مطالعه بودند.

برای تشخیص افراد مبتلا به زانوی پرانتزی از روش اندازه‌گیری فاصله دو کندیل داخلی ران استفاده شد. برای این کار از آزمودنی خواسته شد تا بر روی کمر دراز کشیده و پاها را به صورت آزاد در کنار هم قرار دهد و در این حالت فاصله بین دو کندیل داخلی ران‌ها با استفاده از کولیس ساده این سایز ساخت کشور چین با گستره اندازه‌گیری ۲۰۰–۰ میلی‌متر و دقت ۰/۰۲ میلی‌متر اندازه‌گیری شد.

تعداد ۳۰ جفت کفش ورزشی مشابه که تنها در رنگ و سایز متفاوت بودند؛ شش ماه قبل از اجرای مطالعه تهیه شدند. کفش‌ها از برند آدیداس و مدل کلیما کول بودند (شکل یک).

شکل ۱ : کفش‌های مورد استفاده در مطالعه

جنس رویه و آستر داخلی آنها از پارچه مش و زیره آنها تهیه شده از لاستیک (EVA تنفسی) بود. پس از داده‌گیری اولیه، از آنها به مدت شش ماه، روزانه حداقل یک ساعت در فعالیت‌های روزمره استفاده شد. مدت زمان استفاده و مسافت طی شده توسط فرد در یک دفترچه یادداشت گردید. قابل ذکر است که مدت زمان استفاده و میزان مسافت پیموده شده و همچنین میزان تغییرات سفتی زیره کفش در دو گروه بعد از ۶ ماه استفاده مشابه بود که در مطالعه قبلی به آن اشاره شده است.[۳۱] برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از الکترود و دستگاه EMG (الکترومایوگرافی) با مشخصات زیر استفاده شد.

Biometric Ltd, Units 25-26, Nine Mile Point Ind Est, Newport, NP11 7HZ, UK

موقعیت قرار دادن الکترودها بر روی عضلات منتخب اندام تحتانی بر طبق پروتکل اروپایی SENIAM بود.[۳۲] همچنین پیش از روند الکترودگذاری، موهای زائد تراشیده و پوست با پد الکلی طبی تمیز شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترود برابر ۲۰ میلی‌متر بود. سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت و با استفاده از فیلتر میان‌گذر ۵۰۰–۱۰ هرتز فیلتر شدند.

برای تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی، ابتدا دامنه فعالیت عضلات به روش RMS طی زیرفازهای پاسخ بارگیری، هل دادن، شتاب‌گیری و کاهش شتاب مورد محاسبه قرار گرفت. برای نرمال کردن دامنه فعالیت عضلات طی مراحل مختلف دویدن، این مقادیر بر اوج دامنه MVIC تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد. سپس مقادیر هم‌انقباضی عمومی هر مفصل از مجموع فعالیت همه عضلات عبور کننده از آن مفصل محاسبه شد. مقادیر هم انقباضی جهت‌دار نیز از طریق رابطه زیر محاسبه شد.

هم انقباضی جهت دار = [(مجموع فعالیت عضلات آگونیست) / (مجموع فعالیت عضلات آنتاگونیست)] منهای عدد یک

در روز انجام آزمون، از هر آزمودنی خواسته شد که چند بار به‌طور آزمایشی روی مسیر از قبل تعیین شده برای آزمون به طول ۱۸ متر با سرعت انتخابی خود بدوند.

پای راست آزمودنی‌ها (پای برتر) مورد مطالعه قرار گرفت که توسط آزمون شوت توپ مشخص شد. هر کدام از آزمودنی‌ها در روز انجام پیش‌آزمون سه تریال با کفش نو و پس از ۶ ماه (در روز داده‌گیری نهایی) سه تریال با کفش کارکرده بر روی مسیر دویدند.

اثر عامل کفش به مقایسه نتایج دو کفش کهنه و نو بدون در نظر گرفتن گروه مربوطه می‌پردازد. اثر عامل گروه به مقایسه دو گروه بدون در نظر گرفتن کفش مورد استفاده می‌پردازد. اثر تعاملی کفش و گروه به مقایسه اثرات استفاده از هر کفش به طور مجزا در هر گروه می‌پردازد. برای محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد.

$$\text{اندازه اثر (d)} = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-23 تجزیه و تحلیل شدند. برای گزارش آمار توصیفی از دو شاخص میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شاپیرو ویلک بررسی شد. از آزمون آماری آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری مکرر (گروه سالم و گروه مبتلا به زانوی پرانتزی؛ کفش نو و کفش کهنه) برای مقایسه مقادیر هم انقباضی عضلات طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون بین دو گروه مورد مطالعه استفاده شد. همچنین از آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه‌های جفتی استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

متوسط سن، وزن، قد و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها در جدول یک آمده است.

جدول ۱ : میانگین شاخص‌های سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی آزمودنی‌های گروه‌های مورد مطالعه

متغیرها	گروه سالم	میانگین و انحراف معیار گروه مبتلا به زانوی پرانتزی
سن (سال)	۲۴/۲۶±۳/۵۱	۲۳/۱۳±۲/۸۹
قد (سانتی‌متر)	۱۵۹/۸۲±۴/۵۳	۱۶۳/۲۳±۵/۴۵
وزن (کیلوگرم)	۵۹/۲۸±۱۰/۵۸	۵۵/۱۶±۷/۷۰
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۳/۲۰±۳/۹	۲۰/۶۵±۲/۴۷

هر دو عامل گروه و کفش، در هیچیک از زیرفازهای دویدن، اثر معنی‌داری روی هم انقباضی عمومی عضلات مفصل مچ پا نداشتند (جدول ۲). طول عمر کفش ورزشی اثر معنی‌داری بر هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات مفصل مچ پا در هیچ یک از فازهای حرکتی نداشت (جدول ۳).

جدول ۲ : میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی عمومی عضلات مچ پا در گروه‌های دارای زانوی پرانتزی و سالم در دو شرایط دویدن با کفش نو و کفش کارکرده (بعد از ۶ ماه استفاده)

هم‌انقباضی عمومی عضلات مچ‌پا	گروه مبتلا به زانوی پرانتزی			گروه سالم			سطح معنی‌داری (اندازه اثر)		
	میانگین و انحراف استاندارد کفش نو	میانگین و انحراف استاندارد کفش ۶ ماه کارکرده	Δ(%) درون گروهی	میانگین و انحراف استاندارد کفش نو	میانگین و انحراف استاندارد کفش ۶ ماه کارکرده	Δ(%) درون گروهی	اثر عامل کفش	اثر عامل گروه	اثر متقابل کفش و گروه
فاز پاسخ بارگیری	۶۷/۲۸±۲۸/۰۲	۷۰/۰۴±۳۱/۹۴	۴/۱۰	۶۲/۴۷±۲۹/۸۰	۷۱/۹۸±۲۹/۲۲	۱۵/۲۲	۰/۱۲۳(۰/۶۰۲)	۰/۸۸۹(۰/۰۶۳)	۰/۳۸۹(۰/۰۲۷)
فاز پاسخ هل دادن	۱۴۶/۴۵±۴۵/۹۲	۱۵۳/۰۴±۶۴/۴۶	۴/۴۹	۲۵۰/۹۶±۲۰۵/۳۷	۲۰۵/۳۲±۱۲۱/۶۵	-۱۸/۱۸	۰/۴۴۶(۰/۲۹۳)	۰/۰۵۰(۰/۷۷۳)	۰/۳۱۸(۰/۳۸۶)
فاز شتاب‌گیری	۴۱/۲۲±۲۲/۳۴	۴۳/۴۶± ۱۹/۲۶	۵/۴۳	۴۱/۹۸± ۱۵/۴۲	۵۰/۰۴±۲۵/۶۳	۱۹/۱۹	۰/۰۸۰(۰/۶۸۹)	۰/۶۱۱(۰/۱۹۱)	۰/۳۱۴(۰/۳۸۶)
فاز کاهش شتاب	۳۷/۴۰±۲۸/۳۹	۳۹/۶۹±۲۷/۴۸	۶/۱۲	۳۲/۷۹±۱۰/۵۶	۳۷/۱۹±۱۱/۴۳	۱۰/۰۶	۰/۱۶۰(۰/۵۴۴)	۰/۶۸۷(۰/۱۵۵)	۰/۷۸۱(۰/۱۱۰)

سطح معنی‌داری: P<۰/۰۵

جدول ۳ : میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی عمومی عضلات مفصل مچ پا در گروه‌های دارای زانوی پرانتزی و سالم در دو شرایط دویدن با کفش نو و کفش کارکرده (بعد از ۶ ماه استفاده)

هم‌انقباضی عمومی عضلات مچ‌پا	گروه مبتلا به زانوی پرانتزی			گروه سالم			سطح معنی‌داری (اندازه اثر)		
	میانگین و انحراف استاندارد کفش نو	میانگین و انحراف استاندارد کفش ۶ ماه کارکرده	Δ(%) درون گروهی	میانگین و انحراف استاندارد کفش نو	میانگین و انحراف استاندارد کفش ۶ ماه کارکرده	Δ(%) درون گروهی	اثر عامل کفش	اثر عامل گروه	اثر متقابل کفش و گروه
فاز پاسخ بارگیری	۰/۳۴±۰/۴۳	۰/۴۲±۰/۵۱	۲۳/۵۲	۰/۱۶±۰/۶۷	۰/۰۳±۰/۶۰	-۸۱/۲۵	۰/۸۰۸(۰/۰۹۰)	۰/۱۳۰(۰/۵۹۰)	۰/۲۴۸(۰/۴۴۴)
فاز پاسخ هل دادن	۰/۸۱±۰/۱۴	۰/۸۲±۰/۱۰	۱/۲۳	۰/۸۴±۰/۰۹	۰/۷۱±۰/۳۶	-۱۵/۴۷	۰/۲۱۰(۰/۴۸۷)	۰/۵۰۸(۰/۲۵۵)	۰/۱۲۶(۰/۵۹۸)
فاز شتاب‌گیری	۰/۲۶±۱/۲۶	۰/۴۱±۱/۰۷	۵۷/۶۹	۰/۳۶±۰/۵۲	۰/۳۱±۰/۷۶	-۱۳/۸۸	۰/۴۴۲(۰/۲۹۳)	۰/۹۹۷(۰/۰۰۰)	۰/۱۳۲(۰/۵۸۶)
فاز کاهش شتاب	۰/۳۴±۰/۶۹	۰/۲۷±۰/۷۴	-۲۰/۵۸	۰/۴۹±۰/۳۳	۰/۳۸±۰/۴۷	-۲۲/۴۴	۰/۲۶۸(۰/۴۲۹)	۰/۵۱۰(۰/۲۵۵)	۰/۷۸۷(۰/۱۱۰)

سطح معنی‌داری: P<۰/۰۵

بحث

در این مطالعه اثر طول عمر کفش بر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار عضلات مفصل مچ پا طی دویدن در زنان دارای زانوی پرانتزی و افراد سالم ارزیابی شد که نتایج گروه تمرین تفاوت آماری معنی‌داری را نشان نداد. علاوه بر این عامل گروه و عامل کفش به طور جداگانه و هر دو عامل گروه و کفش مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نتایج نشان داد که هیچکدام از عوامل اثر معنی‌داری بر هم انقباضی عمومی و جهت‌دار عضلات مچ پا در زیر فازهای دویدن ندارند.

پای پرانتزی از جمله ناهنجاری‌هایی است که فعالیت عضلات اندام تحتانی را حین فعالیت‌های روزانه تحت تاثیر قرار می‌دهد. همچنین طول عمر کفش از جمله عواملی است که نیروهای وارد بر اندام تحتانی و فعالیت عضلات اندام تحتانی موثر است. هم‌انقباضی گروه‌های عضلانی موافق و مخالف به عنوان عامل مهم ایجاد ثبات پویا در یک مفصل شناخته شده است و نسبت این گروه‌های عضلانی به عنوان عامل مهم ایجاد ثبات پویا در یک مفصل شناخته شده است و نسبت قدرت این گروه‌های عضلانی در ارزیابی پیشگیری از آسیب مهم است.[۳۳] نسبت حداکثر قدرت عضلات آگونیست و آنتاگونیست می‌تواند نشان‌دهنده جود یا عدم وجود تعادل عضلانی اطراف یک مفصل باشد. در این ارتباط بایستی گفت اگر بین هم انقباضی در دو طرف یک مفصل هماهنگی نسبی وجود نداشته باشد؛ به مرور زمینه بروز ناهنجاری و آسیب‌دیدگی ایجاد می‌شود.[۳۴] براساس رابطه هم‌انقباضی جهت‌دار هر چقدر عدد حاصل به صفر نزدیک باشد؛ هم انقباضی بالا و هرچه عدد حاصل به ۱ و ۱- نزدیک باشد؛ هم انقباضی کمتر خواهد بود. هم انقباضی عمومی با میزان باری که به مفصل وارد می‌شود؛ برابر است.[۳۵] در دفورمیتی زانوی پرانتزی در زمان راه رفتن گشتاور اداکشن ایجاد شده در زانو موجب هم انقباضی بین عضلات واستوس داخلی وگاستروکنمیوس داخلی می‌شود که موجب فشار بر روی کمپارتمان داخلی زانو می‌گردد.[۲۳]

در مطالعه Böhm و Hösl سرعت راه‌رفتن و شاخص‌های ثبات با بوت نرم و سفت دامنه حرکت مچ پا و همچنین انرژی اکسنتریک جذب شده در مفصل مچ پا را کاهش داد و در همان زمان تغییرات جبرانی در زانو مشاهده شد؛ هم انقباضی افزایش یافت و انرژی اکسنتریک زیادی جذب شد.[۳۶] در مطالعه Di Nardo و همکاران هم انقباضی به عنوان هم‌پوشانی متناوب بین فعالیت درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی بود و به عنوان عضلات آگونیست وآنتاگونیست برای پلانتار فلکسور و دورسی فلکسور مچ پا عمل نمود. در ۲۱ درصد استرید هم انقباضی وجود نداشت. از نظر آماری در باقیمانده استرید یعنی ۲۹ درصد در اوایل استنس، ۳۲ درصد در میانه استنس و ۶۲درصد در نوسان هم انقباضی معنی‌دار بود و این افزایش معنی‌دار پیچیدگی فعالیت عضلات به‌دلیل استراتژی فعالیت پلانتار فلکسور و دورسی فلکسور مچ پا برای فیزیولوژیکی اینورشن پا، بهبود تعادل، کنترل ثبات مچ پا و فلکشن زانو بود.[۳۷] در مطالعه فرهپور و همکاران اثر نوع کفش بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در بالا و پایین رفتن از پله ارزیابی شد. بالارفتن از پله اثر معنی‌داری بر فعالیت عضلات داشت و فشار بیشتری بر روی مفصل مچ پا و زانو وارد نمود. در پایین آمدن از پله شدت فعالیت عضله پهن داخلی از عضله پهن خارجی و راست قدامی بیشتر بود که باعث کشش بیشتر کشکک به سمت داخل شده و در دراز مدت ساییدگی غضروف داخلی مفصل کشکک رانی را به‌همراه دارد. استفاده از کفش مناسب تا حدود زیادی می‌تواند از فعالیت عضله کاسته و خستگی را به تعویق بیاندازد.[۳۸] همچنین Booij Jr و همکاران در تحقیقی اوج فعالیت عضلات و هم انقباضی را در افرادی که جراحی زانو داشتند بر روی هفت عضله (دوقلو، همسترینگ و چهارسر) در چهار شرایط راه رفتن با الکترومایوگرافی در چهار فاز راه‌رفتن اندازه‌گیری کردند و افزایش سرعت در شرایط سریع، هم اوج فعالیت‌های عضلانی و هم مقادیر هم انقباضی در فاز پاسخ بارگیری و مرحله نوسان افزایش یافت. به‌ویژه اوج فعالیت عضله به طور قابل توجهی بین شرایط راحت و سریع برای دوقلوی داخلی و خارجی، برای وستوس داخلی و خارجی و برای همسترینگ خارجی افزایش یافت.[۳۹] در مطالعه دیگری از ما اثر طول عمر کفش بررسی شد که سفتی کفش باعث افزایش اوج ضربه قدامی، خلفی و عمودی اندام تحتانی گردید و فعالیت عضله وستوس مدیال در فاز بارگیری و رکتوس فموریس در فاز بارگیری و پوش آف تفاوت آماری معنی‌داری نشان داد. برای عضله وستوس مدیال، کاهش آماری معنی‌داری در قبل و بعد فاز بارگیری در گروه کنترل مشاهده شد. فعالیت عضله رکتوس فموریس بعد از مداخله طی فاز بارگیری و پوش آف در هر دو

گروه افراد سالم و دارای زانوی پرانتزی تفاوت آماری معنی‌داری داشت. با اندازه اثر بزرگ‌تر در روه دارای زانوی پرانتزی همراه بود. تغییرات مشاهده شده در نیروهای واکنش زمین در گروه دارای زانوی پرانتزی برجسته‌تر بود و بهتر است در خصوص سفتی کفش، کفش بعد از ۶ ماه لباس پوشیدن، به ویژه در افراد دارای زانوی پرانتزی عوض شود.[۳۱] در مطالعه اسماعیلی و همکاران که تاثیر کفی بر هم انقباضی عضلات ساق پا در کوتاه مدت و بلند مدت در افراد دارای کف پای صاف طی راه رفتن ارزیابی شد؛ تفاوت آماری معنی‌داری در زیرفازهای استنس در دو گروه نرمال و دارای کف پای صاف در کوتاه مدت و ۶ ماه استفاده از کفی مشاهده و نتیجه گیری شد که استفاده از کفی می‌تواند میزان هم انقباضی را تغییر دهد.[۴۰] در ارتباط با اثر طول عمر کفش بر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار عضلات مچ پا مطالعات اندکی انجام شده است و مطالعه مشابهی یافت نشد تا بتوان مورد مقایسه قرار داد. افزایش هم‌انقباضی طی دویدن باعث افزایش فشار بر مفاصل شده و این تغییرات مکانیک دویدن را تغییر داده و می‌تواند زیر فازهای دویدن را تحت تاثیر قرار داده و احتمالاً باعث آسیب شود و میزان هم انقباضی در مفصل را افزایش دهد. با این مکانیسم تغییرات جبرانی در مفصل زانو افزایش می‌یابد. نتایج به‌دست آمده از این مطالعه نشان داد که تاثیر طول عمر کفش بر هم انقباضی عضلات مچ پا در پیش آزمون و پس آزمون تفاوت معنی‌داری ندارد.

از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به عدم بررسی کینماتیک دویدن و مطالعه روی شرکت کنندگان زن اشاره نمود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که طول عمر کفش اثر معنی‌داری بر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار عضلات مچ پا در زیر فازهای دویدن گروه‌های مبتلا به زانوی پرانتزی و سالم ندارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه خانم سیده مریم انواری برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی (شماره ۲۶۰۱۸) از دانشگاه محقق اردبیلی بود. نویسندگان از تمامی آزمودنی‌های شرکت کننده در مطالعه نهایت سپاس خود را اعلام می‌دارند. هیچگونه تضاد منافعی بین نویسندگان وجود ندارد.

References

1. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. New Jersey: John Wiley & Sons. 2009; pp: 156-89.
2. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PLoS One. 2017 Sep; 12(9): e0185057. DOI: 10.1371/journal.pone.0185057
3. Goldberg EJ, Neptune RR. Compensatory strategies during normal walking in response to muscle weakness and increased hip joint stiffness. Gait Posture. 2007 Mar; 25(3): 360-67. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.04.009
4. Chuckpaiwong B, Cook C, Pietrobon R, Nunley JA. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. Br J Sports Med. 2007 Aug; 41(8): 510-14. DOI: 10.1136/bjsm.2006.033571
5. Anbarian M, Jafarnezhad AA. Knee malalignment influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait in boy adolescents. Gait & Posture. 2015; 1(42): S39-S40.
6. Noble CA. Iliotibial band friction syndrome in runners. Am J Sports Med. 1980 Jul-Aug; 8(4): 232-34. DOI: 10.1177/036354658000800403
7. Jenkins J, Ellis C. Using Ground Reaction Forces from Gait Analysis: Body Mass as a Weak Biometric. International Conference on Pervasive Computing. 2007; pp: 251-67.
8. Riskowski JL, Mikesky AE, Bahamonde RE, Alvey TV 3rd, Burr DB. Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: are they related? J Musculoskelet Neuronal Interact. 2005 Oct-Dec; 5(4): 379-87.
9. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. J Biomech. 2006; 39(12): 2213-20. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.002
10. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. Gait Posture. 2011 Mar; 33(3): 490-95. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.01.001
11. Elliott AL, Kraus VB, Luta G, Stabler T, Renner JB, Woodard J, et al. Serum hyaluronan levels and radiographic knee and hip osteoarthritis in African Americans and Caucasians in the Johnston County Osteoarthritis Project. Arthritis Rheum. 2005 Jan; 52(1): 105-11. DOI: 10.1002/art.20724
12. Howell SM, Papadopoulos S, Kuznik K, Ghaly LR, Hull ML. Does varus alignment adversely affect implant survival and function six years after kinematically aligned total knee arthroplasty? Int Orthop. 2015 Nov; 39(11): 2117-24. DOI: 10.1007/s00264-015-2743-5
13. Tsakoniti AE, Stoupis CA, Athanasopoulos SI. Quadriceps cross-sectional area changes in young healthy men with different magnitude of Q angle. J Appl Physiol (1985). 2008 Sep; 105(3): 800-4. DOI: 10.1152/japplphysiol.00961.2007
14. Janakiramanan N, Teichtahl AJ, Wluka AE, Ding C, Jones G, Davis SR, et al. Static knee alignment is associated with the risk of unicompartmental knee cartilage defects. J Orthop Res. 2008 Feb; 26(2): 225-30. DOI: 10.1002/jor.20465
15. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. Int J Sports Med. 2012 Jun; 33(6): 469-73. DOI: 10.1055/s-0031-1301331
16. Neely FG. Intrinsic risk factors for exercise-related lower limb injuries. Sports Med. 1998 Oct; 26(4): 253-63. DOI: 10.2165/00007256-199826040-00004
17. Neely FG. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. Sports Med. 1998 Dec; 26(6): 395-413. DOI: 10.2165/00007256-199826060-00003
18. Marks R, Percy JS, Semple J, Kumar S. Quadriceps femoris activation changes in genu varum: a possible biomechanical factor in the pathogenesis of osteoarthrosis. J Theor Biol. 1994 Oct; 170(3): 283-89. DOI: 10.1006/jtbi.1994.1189

19. Marks R, Kumar S, Semple J, Percy JS. Quadriceps femoris activation in healthy women with genu varum and women with osteoarthrosis and genu varum. J Electromyogr Kinesiol. 1994; 4(3): 153-60. DOI: 10.1016/1050-6411(94)90016-7

20. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. Med Sci Sports Exerc. 2002 Jul; 34(7): 1150-57. DOI: 10.1097/00005768-200207000-00016

21. Mongashti Joni Y, Fatahi F, Ghanizadeh Hasar N, Hosseinpour E. Effect of Genu Varum Deformity on Gluteus Medius Muscle Activity and Postural Control During Single-Leg Jump-Landing. PTJ. 2017; 7(2): 79-88. DOI: 10.32598/ptj.7.2.79

22. Sogabe A, Mukai N, Miyakawa S, Mesaki N, Maeda K, Yamamoto T, et al. Influence of knee alignment on quadriceps cross-sectional area. J Biomech. 2009 Oct; 42(14): 2313-17. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.022

23. Ramsey DK, Snyder-Mackler L, Lewek M, Newcomb W, Rudolph KS. Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Arthritis Rheum. 2007 Apr; 57(3): 389-97. DOI: 10.1002/art.22608

24. Hollander K, Riebe D, Campe S, Braumann KM, Zech A. Effects of footwear on treadmill running biomechanics in preadolescent children. Gait Posture. 2014 Jul; 40(3): 381-85. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.05.006

25. Wegener C, Hunt AE, Vanwanseele B, Burns J, Smith RM. Effect of children's shoes on gait: a systematic review and meta-analysis. J Foot Ankle Res. 2011 Jan; 4: 3. DOI: 10.1186/1757-1146-4-3

26. Lippa NM, Collins PK, Bonacci J, Piland SG, Rawlins JW, Gould TE. Mechanical ageing performance of minimalist and traditional footwear foams. Footwear Science. 2017; 9(1): 9-20. DOI: 10.1080/19424280.2016.1228702

27. Verdejo R, Mills NJ. Heel-shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles. J Biomech. 2004 Sep; 37(9): 1379-86. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2003.12.022

28. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. J Biomech. 2001 Oct; 34(10): 1257-67. DOI: 10.1016/s0021-9290(01)00095-1

29. Esmaeili H, Anbarian M, Hajiloo B, Sanjari M. [The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet]. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2013; 9(2): 295-307. [Article in Persian]

30. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2009 Dec; 24(10): 833-41. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005

31. 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. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2020 Mar; 73: 55-62. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006

32. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000 Oct; 10(5): 361-74. DOI: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4

33. Kaminski TW, Buckley BD, Powers ME, Hubbard TJ, Ortiz C. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. Br J Sports Med. 2003; 37(5): 410-15. DOI: 10.1136/bjsm.37.5.410

34. Darbani M, Torkaman G, Movassaghe S, Bayat N. [Comparison of the hip, ankle and back extensor muscle strength and its correlation with functional balance in healthy and osteoporotic postmenopausal women]. Journal of Modern Rehabilitaion. 2015; 9(1): 40-52. [Article in Persian]

35. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. J Orthop Res. 1991 Jan; 9(1): 113-19. DOI: 10.1002/jor.1100090114

36. Böhm H, Hösl M. Effect of boot shaft stiffness on stability joint energy and muscular co-contraction during walking on uneven surface. J Biomech. 2010 Sep; 43(13): 2467-72. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.05.029

37. Di Nardo F, Mengarelli A, Maranesi E, Burattini L, Fioretti S. Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: a surface electromyography study. J Electromyogr Kinesiol. 2015 Apr; 25(2): 347-54. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.10.016

38. Farahpour N, Majlesi M, Hoseinpouri M R. [The Effect of Shoe Type and Load Carrying on Electromyographic Activity of Lower Extremity Muscles during Stair Ascent and Descent]. J Sport Biomech. 2019; 5(2): 92-101. DOI: 10.32598/biomechanics.5.2.2 [Article in Persian]

39. Booij Jr M, Apeldoorn Jr K, Royen B, Noort J, Harlaar J. Muscle co-contraction during gait following total knee arthroplasty is challenged by higher velocity, not by a cognitive dual task. Osteoarthritis and Cartilage. 2018; 26(1): S259-S60. DOI: 10.1016/j.joca.2018.02.529

40. Esmaeili H, Anbarian M, Hajilou B. [A comparison of immediate and long-term effects of orthoses on leg muscles co-contraction ratio among individuals with pes planus during walking]. Journal for Research in Sport Rehabilitation. 2014; 2(3): 31-39. [Article in Persian]