Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences

Jafarnezhadgero, et al. *Med J Tabriz Uni Med Sciences.* 2023;45(5):
doi: 10.34172/mj.2023.047
https://mj.tbzmed.ac.ir

TUOMS PRESS

Short Communication

Effect of sports shoe weight on lower limb muscle activities in athletes with ACL reconstruction during walking

In Press

AmirAli Jafarnezhadgero[1]*, Milad Piran Hamlabadi[2], Masoumeh Naderpour[3]

[1]Department of Sport Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[2] Department of Sport Managements, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[3] Department of Sport Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

ARTICLE INFO

Article History:
Received: 20 Sep 2022
Accepted: 13 Nov 2022
ePublished: 17 Oct 2023

Keywords:
- Shoes weight
- EMG
- ACL

Abstract

Background. Different shoe weights affect walking mechanics. Therefore, the purpose of this study was to determine the effect of sport shoe weight on lower extremity muscle activities in athletes with anterior cruciate ligament reconstruction during walking. It was hypothesized that reduced shoe weight results in decreased frequency content of selected muscles during walking.

Methods. Twenty healthy males and athletes with ACL reconstruction volunteered and gave their written informed consent to participate in this study. Participants were male and physically active. Each participant performed three walking trials in each of the light (mass per shoe: 150 ± 18 g), medium (300 ± 18 g), and heavy (450 ± 18 g) conditions in a randomized order and electromyography were analyzed during walking.

Results. EMG results showed that the increase in shoe weight was directly related to the increase in electrical activity of the muscles, but only in the swing phase was the electrical activity of the TA muscle decreased.

Conclusion. Different shoe weights affect the electrical activity of the muscles and the walking speed. Therefore, lighter weight shoes are recommended for patients with ACL.

Practical Implications. The results of this study show that light shoes are useful for patients with anterior cruciate ligament rupture and the use of lightweight shoes is recommended for people with anterior cruciate ligament rupture.

How to cite this article: Jafarnezhadgero AA, Piran Hamlabadi M, Nader pour M. Effect of sports shoe weight on lower limb muscle activities in athletes with ACL reconstruction during walking. *Med J Tabriz Uni Med Sciences.* 2023;45(5): . doi: 10.34172/mj.2023.047 Persian.

Extended Abstract

Background

Anterior cruciate ligament rupture leads to an inconsistent functional status. Rudolph et al. showed that subjects with ACL injuries altered peak, time to peak and/or duration of vastus lateralis, lateral hamstrings and soleus muscles compared to healthy controls during walking. Shiavi et al. noted that 50% of the ACL deficient subjects were clustered into muscle activation patterns with a predominance of injured subjects. On the other hand, optimizing biomechanical variables while walking may be achieved by providing appropriate sports shoes. In particular, the modification of shoe properties, such as the reduction of shoe weight, can improve athletic performance. In addition, many injured athletes tend to prefer light-weight shoes. Thus, the purpose of this study was to determine the effect of sport shoe weight on lower extremity muscle activities in

*Corresponding author; Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

© 2023 The Authors. This is an Open Access article published by Tabriz University of Medical Sciences under the terms of the Creative Commons Attribution CC BY 4.0 License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

athletes with ACL reconstruction during walking. It was hypothesized that reduced shoe weight results in decreased frequency content of selected muscles during walking.

Methods

The freeware tool G Power was used to calculate a one-sided a priori power analysis. The analysis revealed that at least 15 participants would be needed per group to achieve large-sized interaction effects for kinetic variables. therefore, twenty healthy males and athletes with ACL reconstruction volunteered for the study. Subjects were assigned to healthy (n=11) and ACL (n=9) groups. Subjects with average (mean ± SD; age 26 ± 3 years, body mass 72.1 ± 8.6 kg, height 1.77 ± 0.07 m, vigorous physical activity 8 ± 3.4 hours/week) were eligible for inclusion in this study. Custom-made fabric bags of different weights were attached to identical pairs of sport shoes to provide a light (mass per shoe: 352 ± 18 g), medium (510 ± 17 g), and heavy (637 ± 18 g) shoe condition. The weight bags were strapped around the shoe heel using strips. A wireless EMG system with eight pairs of bipolar Ag/AgCl surface electrodes was used to record activity of the gastrocnemius medialis (GM), biceps femoris (BF), semitendinosus (ST), tibialis anterior (TA), vastus medialis, Gluteus med (GM), vastus lateralis and rectus femoris muscles of the right leg. These muscles were selected due to their stabilizing function during walking. Raw EMG signals were digitized at 1000 Hz and streamed via Bluetooth to a computer for further analysis. According to the European recommendations for surface electromyography (SENIAM), skin surface was shaved and cleaned with alcohol over the selected muscles. EMG data was synchronized. A bandwidth filter of 10–500 Hz, and a notch filter of 50 Hz were used to smooth the EMG signals and to reduce artefacts from external sources. Pre and post intervention, EMG testing was recorded during walking at constant walking speed. All statistical analysis was done on SPSS software by two-way ANOVA analyses test at significant level of 0.05.

Results

Results demonstrated significant main effects of "weight" for TA activity during loading phase (P=0.005 d=0.32). Findings showed significant main effect of group for Gas-med during loading phase (P =0.002 d=0.21). Furthermore, significant group-by-time interactions were found for Gas-med activity during loading phase (P=0.042 d=0.23). Results demonstrated significant main effects of "weight" for TA (P=0.032 d=0.23), ST (P=0.023 d=0.16), and Glut-med (P=0.006 d=0.20) activity during mid-stance phase. Findings showed significant main effect of group for VL (P=0.004 d=0.37) and Glut-med (P=0.005 d=0.35) during mid-stance phase. Furthermore, significant group-by-time interactions were found for BF activity during mid-stance phase (p=0.020 d=0.16). Results did not demonstrate significant main effect of "weight" muscle activities during push off phase. Findings showed significant main effect of group for TA (p=0.001 d=0.64), Gas-med (P=0.017 d=0.27), Glut-med (p=0.003 d=0.40), and ST (P=0.007 d=0.34) during push off phase. Furthermore, results did not show significant group-by-time no interactions for muscle activities during push off phase. Results did not demonstrate significant main effect of "weight" for muscle activities during swing phase. Findings showed significant main effect of group for TA (P=0.001 d=0.77), VL (P=0.013 d=0.29), and BF (P=0.024 d=0.25) during swing phase. Results did not show significant group-by-time interactions for muscle activities during swing phase.

Conclusion

Different shoe weights affect the electrical activity of the muscles and the walking speed. Therefore, lighter weight shoes are recommended for patients with ACL.

جعفرنژاد گرو و همکاران. *مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز*.
doi: 10.34172/mj.2023.047
https://mj.tbzmed.ac.ir

مقاله کوتاه

تاثیر وزن کفش ورزشی بر فعالیت‌های عضلانی اندام تحتانی در ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی در حین راه رفتن

In Press

امیرعلی جعفرنژاد گرو[1*]، میلاد پیران حمل آبادی[2]، معصومه نادرپور[3]

[1]گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[2]گروه مدیریت ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[3]گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

اطلاعات مقاله

سابقه مقاله:
دریافت: ۱۴۰۱/۶/۲۹
پذیرش: ۱۴۰۱/۸/۲۲
انتشار برخط: ۱۴۰۲/۷/۲۵

کلیدواژه‌ها:
- وزن کفش
- الکترومایوگرافی
- رباط صلیبی قدامی

چکیده

زمینه. وزن‌های مختلف کفش بر مکانیک راه رفتن تاثیر می‌گذارد. بنابراین، هدف از این مطالعه تعیین تاثیر وزن کفش ورزشی بر فعالیت‌های عضلانی اندام تحتانی در ورزشکاران با سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی در حین راه رفتن بود. فرض بر این بود که کاهش وزن کفش منجر به کاهش فرکانس عضلات منتخب در طول راه رفتن می‌شود.

روش‌کار. بیست مرد سالم و ورزشکار با سابقه بازسازی و بازتوانی پارگی رباط صلیبی قدامی داوطلب شرکت در این مطالعه شده و رضایت آگاهانه کتبی خود را برای شرکت در این مطالعه اعلام کردند. شرکت کنندگان مرد و از نظر بدنی فعال بودند. هر شرکت کننده سه بار تکلیف راه رفتن را در هر یک از شرایط سبک (جرم هر کفش ۱۸ ± ۱۵۰ گرم)، متوسط (۱۸ ± ۳۰۰ گرم) و سنگین (۱۸ ± ۴۵۰ گرم) به ترتیب و به صورت تصادفی انجام دادند و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب آنان در طی راه رفتن ثبت شد.

یافته‌ها. نتایج فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب نشان داد که افزایش وزن کفش به طور مستقیم با افزایش فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی ارتباط دارد، اما تنها در مرحله نوسان، فعالیت الکتریکی عضله ساقی قدامی کاهش یافته بود.

نتیجه‌گیری. وزن‌های مختلف کفش فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی و سرعت راه رفتن را تحت تاثیر قرار می‌دهد. بنابراین کفش‌های سبک‌تر برای بیماران مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی توصیه می‌شود.

پیامدهای عملی. نتایج این مطالعه نشان داد که کفش‌های سبک برای بیماران مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی مفید هستند و استفاده از کفش‌های سبک وزن برای افراد با آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی توصیه می‌شود.

مقدمه

رباط صلیبی قدامی در جلوگیری از بی ثباتی و افزایش اختلال عملکرد زانو موثراست[1] رودولوف و همکاران نشان دادند که افراد مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی در مقایسه با افراد سالم در طول راه رفتن، اوج فعالیت و مدت زمان رسیدن به اوج فعالیت در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات پهن خارجی(VL)، عضلات همسترینگ و کف پا را تغییر می‌دهند.[2] شیاوی و همکاران بیان کردند که ۵۰ درصد از افرادی که تجربه بازسازی رباط صلیبی قدامی را داشتند در الگوهای فعال‌سازی عضلانی بهتر از افراد آسیب دیده‌ای بودند که مرحله توانبخشی را انجام نداده بودند.[3]

بسیاری از ورزشکاران آسیب دیده تمایل دارند در حین فعالیت‌های بدنی از کفش‌های سبک وزن استفاده کنند. در کفش سبک، سرعت دورسی فلکشن کاهش یافته در حالی که سرعت خم شدن کف پا نسبت به کفش سنگین افزایش یافته است. می-توان حدس زد که جرم اضافی کفش در کفش سنگین منجر به افت پاشنه سریع‌تر پس از تماس با زمین شده و شتاب پاشنه را

*نویسنده مسؤول: ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

حق تألیف برای مؤلفان محفوظ است. این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی تبریز تحت مجوز کریتیو کامنز CC BY 4.0 (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0) منتشر شده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد.

قبل از مرحله هل دادن محدود می‌کند. این تغییرات در سرعت زاویه‌ای مچ پا در کفش سبک احتمالا منجر به کاهش اندکی توان منفی (جذب انرژی کمتر) پس از تماس با زمین و افزایش توان مثبت (تولید انرژی بیشتر) قبل از مرحله سوم راه رفتن یعنی مرحله هل دادن شده است.[۴] با این حال، تاثیر وزن کفش ورزشی بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی به خوبی شناخته نشده است. بیومکانیک اندام تحتانی و نیروی عکس‌العمل زمین به طور قابل توجهی در هنگام استفاده از کفش‌های سبک و سنگین در مرحله راه رفتن متفاوت است.[۵] با این حال، برای ورزشکارانی که آسیب‌های رباط صلیبی قدامی دارند، در مورد این‌که چگونه کاهش وزن کفش، فعالیت‌های عضلانی اندام تحتانی را اصلاح می‌کند، دانش کافی وجود ندارد. بنابراین، هدف از این مطالعه بررسی تاثیر وزن کفش ورزشی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی در حین راه رفتن بود. فرض بر این بود که کاهش وزن کفش منجر به کاهش محتوای فرکانس عضلات منتخب در طول راه رفتن می‌شود.

روش کار

در این مطالعه نیمه‌تجربی ۲۰ مرد سالم و ۲۰ ورزشکار از رشته‌های مختلف ورزشی با سابقه جراحی و بازسازی رباط صلیبی قدامی (سن ۳±۲۷ سال، قد ۰/۰۶± ۱/۷۹ متر، وزن۸±۷۴ کیلوگرم و میزان فعالیت بدنی ۰/۸±۵/۰ ساعت در هفته) در این مطالعه داوطلب شدند و رضایت آگاهانه خود را برای شرکت در این مطالعه به صورت کتبی اعلام داشتند.

کیف‌هایی با وزن‌های مختلف سبک، متوسط و سنگین به کفش‌های ورزشی متصل می‌شدند. در روند آزمایش، آزمودنی‌ها با کفش بدون وزنه و در مراحل بعد با کفش متصل به کیف‌های وزنی با وزن‌های مختلف مانند کفش سبک (جرم هر کفش ۱۵۰±۱۸ گرم)، متوسط (۱۸±۳۰۰گرم) و سنگین (۱۸±۴۵۰گرم) در آزمون شرکت کردند. کیسه‌ها با گلوله‌های پلاستیکی با تراکم متفاوت پر می‌شدند تا به همان حجم اما با وزن‌های مختلف برسند. کیسه‌های وزنه را با استفاده از کمربند در اطراف پاشنه کفش محکم می‌کردند و آزمودنی‌ها در مسیر ۱۸متری با ۳ بار تکرار در دو گروه سالم و گروه ورزشکاران با سابقه جراحی و بازسازی رباط صلیبی قدامی را می‌رفتند. از طرف دیگر جهت حداقل خطا تمام آزمون‌ها در یک ساعت مشخص انجام گردید. از یک سیستم الکترومایوگرافی با ۸ جفت الکترود سطحی دو قطبی برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی درشت نی قدامی (Tibialis Anterior)، دوقلوی داخلی (Gastrocnemius Medialis)، پهن داخلی (Vastus Medialis)، پهن خارجی(vastus lateralis)، راست‌رانی (Rectus Femoris)، دوسررانی (Biceps Femoris)، نیم وتری (Semitendinosus) و سرینی میانی (Gluteus Medius) در طرف راست بدن با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد. محل نصب الکترودها برای تمامی عضلات طبق پروتکل سنیام مشخص گردید. نرمال بودن داده‌ها با آزمون شپیروویلک بررسی و تایید شد (P=۰/۰۵). برای تجزیه و تحلیل داده‌ها نیز از آزمون آنالیز واریانس دوطرفه در نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج نشان داد که اثرات عامل وزن در فاز پاسخ بارگیری (heel strike) در عضله ساقی قدامی (d=۰/۳۲ و P=۰/۰۰۵) تفاوت معنی‌داری بین استفاده از وزن‌های مختلف کفش دارد. همچنین در مقایسه عامل گروه عضله دوقلو (d=۱/۲۱ و P=۰/۰۴۲) تفاوت معنی‌داری داشت. از طرف دیگر تفاوت معنی‌داری در تعامل گروه و وزن در عضله دوقلو مشاهده شد (d= ۱/۲۳۷ و P=۰/۰۰۲) (جدول ۱). در فاز میانه اتکا (mid stance) مشاهده شد که اثرات عامل وزن در عضلات ساقی قدامی (d=۰/۲۳ و P=۰/۰۳۲)، عضله نیم وتری (d=۱/۱۶۷ و P=۰/۰۲۳) و سرینی میانی (d=۱/۲۰ و P=۰/۰۰۶) تفاوت معنی‌داری بین استفاده از وزن‌های مختلف کفش دارد. همچنین در مقایسه عامل گروه در این فاز عضله پهن خارجی (d= ۱/۳۷ و P=۰/۰۰۴) و سرینی میانی (d= ۱/۳۵ و P=۰/۰۰۵) تفاوت معنی‌داری داشتند. همچنین عضله دو سر رانی در تعامل بین وزن و گروه نسبت به بقیه عضلات تفاوت معنی‌داری نشان داد (d=۰/۱۶ و P=۰/۰۲۰) (جدول ۱). نتایج فاز هل دادن (push off) نیز نشان داد که تفاوت معنی‌داری در اثرات عامل وزن بین استفاده از وزن‌های مختلف کفش وجود ندارد. در مقایسه عامل گروه مشاهده شد که عضلات ساقی قدامی (d=۱/۶۴ و P=۰/۰۰۱)، دوقلو (d=۱/۲۷ و P=۰/۰۱۷)، نیمه وتری (d=۱/۳۴ و P=۰/۰۰۷) و سرینی میانی (d= ۱/۸۳ و P=۰/۰۰۳) تفاوت معنی‌دار داشتند. از طرف دیگر تفاوت معنی‌داری در تعامل گروه و وزن مشاهده نشد (جدول۲). در فاز نوسان (swing) نیز مشاهده شد که تفاوت معنی‌داری در اثرات عامل وزن (۱) بین استفاده از وزن‌های مختلف کفش وجود ندارد. در مقایسه عامل گروه (۲) مشاهده شد که عضلات ساقی قدامی (d=۱/۷۷ و P=۰/۰۰۱)، پهن خارجی (d=۱/۲۹ و P=۰/۰۱۳) و دوسر رانی (d=۱/۲۵ و P=۰/۰۲۴) معنی‌دار بودند. همچنین تفاوت معنی‌داری در تعامل گروه و وزن مشاهده نشد. (جدول ۲).

بحث

مطالعه حاضر با هدف تعیین تاثیر وزن کفش ورزشی بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی در حین راه رفتن انجام شد.

یافته‌ها نشان داد که فعالیت عضله ساقی قدامی ۷۳ درصد و عضله دوقلو ۳۷/۵ درصد در مرحله پاسخ بارگیری (heel strike) افزایش یافته است. در فاز میانه اتکا (Mid stance) نیز عضلات ساقی قدامی ۲۱/۵ درصد، پهن خارجی حدود ۱۱ درصد، دو سر رانی حدود ۲۳ درصد، نیم وتری ۱۸/۷ درصد و عضله سرینی میانی حدود ۳۹ درصد در اثرات عامل وزن کفش افزایش یافته است.

جدول ۱. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در فاز پاسخ بارگیری و میانه اتکا

فاز پاسخ بارگیری

عضلات	کفش بدون وزنه		کفش +۱۵۰ گرم		کفش+ ۳۰۰		کفش+۴۵۰		مقدار -P (مجذور اتا)		
	سالم	ACL	سالم	ACL	سالم	ACL	سالم	ACL	اثرات وزن	عامل گروه	تعامل گروه و وزن
ساقی قدامی	۹۵/۲۷±۴۳/۲	۸۷/۵۱±۵/۱۴	۱۶۰/۳۶±۱۲/۵۵	۹۴/۵۱±۱۴/۲۷	۱۵۳/۱۶±۱۶/۸۱	۹۱/۲۱±۱۸/۸۲	۱۶۵/۱۲±۲۰/۷۲	۸۱/۶۱±۲۴/۳۰	*۰/۰۰۵ (۰/۳۲)	۰/۳۴۱ (۰/۱۵)	۰/۰۵۴ (۰/۱۳)
دو قلو	۹۵/۲۷±۴/۲۲	۸۸/۸۱±۸/۷۲	۹۹/۲۷±۵/۸۱	۱۲۰/۲۲±۶/۴۷	۹۲/۵۲±۶/۷۴	۱۲۱/۳±۷/۴۵	۱۰۰/۰۱±۶/۴۱	۹۸/۱۹±۷/۱۲	۰/۱۱۳ (۰/۳۱)	*۰/۰۴۲ (۱/۲۱)	*۰/۰۰۲ (۱/۲۳)
پهن خارجی	۹۵/۵۱±۸/۸۱	۸۱/۷۱±۹/۷۲	۹۲/۲۱±۹/۹۱	۹۱/۶۷±۱۰/۹۸	۹۱/۹۸±۸/۲۱	۷۶/۸۲±۹/۱۴	۱۱۰/۲۱±۹/۵۳	۸۷/۳۰±۱۰/۴۱	۰/۲۱۸ (۰/۰۸)	۰/۲۵۴ (۰/۰۷)	۰/۴۹۱ (۰/۰۴)
پهن داخلی	۹۲/۷۴±۶/۴۹	۷۴/۴۲±۷/۱۱	۷۹/۴۱±۱۰/۹۱	۹۴/۴۴±۱۲/۱۱	۸۱/۰۹±۹/۹۱	۸۵/۳۱±۱۰/۹۴	۷۴/۶۱±۹/۴۷	۸۱/۳۱±۱۰/۴۴	۰/۸۳۲ (۰/۰۱۶)	۰/۶۲۵ (۰/۰۳)	۰/۳۲۹ (۰/۰۵۴)
راست رانی	۱۰۵/۱۵±۸/۱۴	۹۵/۵۱±۹/۱۶	۹۱/۱۲±۱۰/۹۹	۸۷/۱۹±۱۲/۱۸	۹۹/۶۲±۱۲/۴۱	۹۲/۱۱±۱۳/۷۱	۱۰۵/۲۳±۵۳/۱۲	۹۰/۷۱±۱۳/۸۱	۰/۷۸۶ (۰/۰۱)	۰/۹۲۴ (۰/۰۰۹)	۰/۳۸۵ (۰/۴۱)
دو سر رانی	۹۵/۷۲±۸/۷۱	۸۷/۷۱±۹/۶۶	۹۲/۷۱±۸/۱۰	۹۱/۱۱±۹/۱۴	۸۴/۷۹±۶/۹۱	۷۷/۷۱±۷/۶۲	۸۲/۵۲±۱۰/۰۶	۱۰۷/۷۲±۱۱/۱۲	۰/۱۶۲ (۰/۰۹)	۰/۱۶۶ (۰/۰۸)	۰/۵۸۱ (۰/۰۱)
نیمه وتری	۹۰/۰۹±۸/۸۶	۷۱/۷۹±۷/۵۶	۱۱۱/۱۲±۱۴/۳۳	۱۰۷/۵۲±۱۵/۸۵	۱۰۲/۷۲±۹/۹۰	۹۳/۰۶±۱۰/۹۱	۹۱/۸۲±۷/۴۴	۸۰/۰۲±۸/۴۱	۰/۰۶۹ (۰/۱۴)	۰/۹۸۰ (۰/۰۰۳)	۰/۲۹۰ (۰/۰۶)
سرینی میانی	۸۹/۸۱±۶/۸۵	۸۹/۰۵±۷/۶۶	۹۰/۱۶±۸/۶۲	۱۰۵/۵۲±۹/۵۶	۸۷/۸۱±۷/۶۲	۸۹/۱۶±۸/۴۱	۹۷/۴۶±۵/۹۱	۷۲/۲۱±۶/۵۱	۰/۳۸۶ (۰/۰۵)	۰/۰۶۶ (۰/۱۲)	۰/۴۲۵ (۰/۰۳)

فاز میانه اتکا

عضلات	کفش بدون وزنه		کفش +۱۵۰ گرم		کفش+ ۳۰۰ گرم		کفش+۴۵۰ گرم		مقدار -P (مجذور اتا)		
	سالم	ACL	سالم	ACL	سالم	ACL	سالم	ACL	اثرات وزن	عامل گروه	تعامل گروه و وزن
ساقی قدامی	۸۲/۲۸±۶/۴۱	۹۰/۰۷±۷/۱۳	۸۴/۰۹±۵/۷۱	۹۷/۰۲±۶/۳۶	۷۲/۳۱±۷/۲۳	۷۱/۷۳±۷/۹۵	۶۹/۱۱±۲۱/۶	۹۰/۶۱±۶/۹۱	*۰/۰۳۲ (۰/۲۳)	۰/۶۲۷ (۰/۰۳)	۰/۲۶۵ (۰/۰۰۷)
دو قلو	52/102±۶/۵۲	۹۱/۵۲±۷/۲۳	۱۰۳/۳۳±۶/۴۶	۱۰۸/۵۰±۷/۱۴	۱۰۹/۰۹±۶/۶۶	۹۵/۵۱±۷/۴۱	۱۰۳/۶۲±۷/۷۰	۱۰۲/۲۱±۸/۶۲	۰/۲۴۹ (۰/۰۷)	۰/۵۷۸ (۰/۰۱)	۰/۱۶۳ (۰/۰۹)
پهن خارجی	۸۸/۸۹±۳/۷۹	۷۳/۰۸±۴/۱۶	۸۶/۰۹±۵/۹۸	۶۷/۶۲±۶/۶۶	۸۳/۱۹±۶/۷۹	۷۱/۴۹±۷/۰۴	۹۲/۰۹±۴/۷۴	۶۸/۳۲±۵/۲۱	۰/۷۷۰ (۰/۰۲)	*۰/۰۰۴ (۱/۳۷)	۰/۶۱۹ (۰/۰۳)
پهن داخلی	۷۱/۱۸±۴/۰۴	۶۹/۰۲±۴/۴۸	۶۲/۱۸±۳/۶۶	۷۵/۵۱±۴/۰۶	۶۷/۷۹±۴/۸۱	۷۳/۱۹±۵/۳۳	۷۵/۳۳±۵/۸۶	۷۵/۶۶±۶/۴۲	۰/۴۴۶ (۰/۰۴)	۰/۳۵۸ (۰/۰۴)	۰/۳۰۷ (۰/۰۶)
راست رانی	۶۷/۷۴±۵/۸۰	۷۳/۵۳±۶/۴۱	۷۷/۷۱±۳/۷۱	۷۱/۶۳±۳/۷۲	۷۱/۳۳±5.4	۷۱/۳۶±۶/۴۶	۷۱/۴۳±۴/۶۱	۵۸/۳۳±۵/۱۱	۰/۳۹۹ (۰/۰۵)	۰/۷۱۱ (۰/۰۰۸)	۰/۲۵۵ (۰/۰۷)
دو سر رانی	۷۰/۵۸±۵/۲۱	۸۱/۲۱±۶/۸۲	۷۷/۷۷±۷/۱۹	۹۵/۸۶±۸/۱۹	۸۶/۷۹±۶/۴۰	۷۰/۸۹±۶/۷۹	۸۱/۷۱±۵/۴۶	۶۸/۶۹±۶/۰۷	۰/۱۸۰ (۰/۸۰)	۰/۸۵۶ (۰/۰۰۲)	*۰/۰۲۰ (۰/۱۶)
نیمه وتری	۷۷/۰۹±۵/۶۱	۷۳/۲۳±۶/۲۱	۸۹/۳۹±۴/۷۱	۸۳/۶۶±۵/۲۱	۸۹/۱۹±۳/۹۰	۸۸/۲۱±۴/۴۱	۹۱/۴۱±۶/۱۹	۶۸/۳۲±۶/۸۶	*۰/۰۲۳ (۱/۱۶)	۰/۱۲۲ (۰/۱۲)	۰/۰۹۳ (۰/۰۱۱)
سرینی میانی	۷۱/۷۹±۵/۳۶	۶۱/۲۳±۵/۸۷	۹۹/۱۳±۷/۰۴	۶۱/۱۱±۸/۲۳	۹۷/۷۱±۹/۲۱	۷۳/۸۸±۱۰/۱۲	۸۰/۶۲±۵/۹۱	۵۶/۸۲±۶/۵۲	*۰/۰۰۶ (۱/۲۰)	*۰/۰۰۵ (۱/۳۵)	۰/۱۷۷ (۰/۰۸)

* هرتز

جدول ۲. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در فاز هل دادن و نوسان

فاز باسخ بارگیری

عضلات	کفش بدون وزنه		کفش +۱۵۰ گرم		کفش+ ۳۰۰		کفش+۴۵۰		مقدار -P (مجذور اتا)		
	سالم	ACL	سالم	ACL	سالم	ACL	سالم	ACL	اثرات وزن	عامل گروه	تعامل گروه و وزن
ساقی قدامی	۶۲/۴۱±۳/۹۷	۹۶/۰۱±۴/۳۳	۶۸/۶۳±۳/۸۶	۹۴/۵۵±۴/۲۳	۶۶/۵۹±۴/۹۱	۶۸/۶۶±۵/۴۴	۶۶/۹۱±۴/۹۶	۹۲/۵۷±۵/۵۸	۰/۹۲۶ (۰/۰۰۹)	۰/۰۰۱* (۱/۶۴)	۰/۷۱۷ (۰/۰۲)
دو قلو	۱۱۳/۷۱±۳/۶۷	۹۶/۴۲±۴/۰۴	۱۱۱/۴۱±۶/۹۱	۹۱/۲۲±۷/۷۳	۱۰۶/۰۹±۵/۳۱	۹۳/۶۹±۶/۹۱	۱۱۵/۱۱±۶/۷۴	۹۵/۳۳±۷/۴۳	۰/۵۶۵ (۰/۰۳)	۰/۰۱۷* (۱/۲۷)	۰/۸۱۷ (۰/۰۱)
پهن خارجی	۱۰۳/۵۹±۸/۴۰	۷۸/۹۳±۹/۳۳	۱۰۵/۱۹±۶/۶۶	۷۹/۳۴±۷/۶۹	۹۷/۰۹±۱۸۷/۶۶	۴۰۱/۱۶±۲۰۷/۴۴	۱۰۵/۶۶±۸/۰۲	۷۲/۱۱±۸/۸۷	۰/۲۹۳ (۰/۰۶)	۰/۴۳۵ (۰/۰۳)	۰/۲۵۴ (۰/۰۷)
پهن داخلی	۸۹/۵۷±۱۱/۸۹	۹۳/۸۸±۱۳/۲۰	۸۶/۰۹±۱۵/۱۶	۸۹/۵۷±۱۶/۷۱	۸۵/۲۳±۱۰/۹۷	۹۹/۲۳±۱۲/۱۶	۸۴/۹۹±۱۱/۴۹	۸۴/۶۶±۱۲/۶۷	۰/۸۵۷ (۰/۰۱)	۰/۷۱۱ (۰/۰۰۸)	۰/۰۹۲ (۰/۰۱)
راست رانی	۱۱۸/۶۶±۱۷/۱۲	۸۹/۶۶±۱۹/۱۱	۱۰۰/۴۴±۱۵/۳۳	۹۶/۵۵±۱۶/۹۴	۱۰۵/۶۳±۱۶/۴۴	۱۰۸/۸۲±۱۵/۹۱	۱۰۳/۶۴±۱/۰۲	۸۲/۴۹±۱۵/۵۶	۰/۵۸۰ (۰/۰۳)	۰/۴۸۵ (۰/۰۲)	۰/۴۱۵ (۰/۰۵)
دو سر رانی	۱۰۹/۶۶±۸۱/۱۴	۱۳۳/۷۷±۱۳/۲۷	۸۷/۵۵±۱۴/۲۰	۱۲۶/۰۹±۱۲/۹۳	۱۱۰/۰۹±۱۲/۵۲	۱۰۱/۵۵±۱۳/۹۱	۱۲۱/۲۳±۹/۳۳	۸۹/۴۴±۱۰/۳۱	۰/۳۴۱ (۰/۰۶)	۰/۰۶۱ (۰/۱۸)	۰/۵۱۷ (۰/۰۴)
نیمه وتری	۱۰۵/۵۵±۸/۶۶	۸۲/۸۰±۹/۵۶	۱۰۷/۴۴±۹/۴۲	۹۰/۷۲±۱۰/۴۱	۱۰۷/۲۹±۷/۳۳	۷۵/۳۳±۱۷/۸۲	۱۰۲/۴۴±۹/۲۳	۷۹/۴۱±۱۰/۲۲	۰/۷۵۵ (۰/۰۲)	۰/۰۰۷* (۱/۳۴)	۰/۸۴۰ (۰/۰۱)
سرینی میانی	۹۴/۰۲±۵/۶۶	۷۴/۱۹±۶/۲۱	۹۱/۱۶±۹/۱۹	۶۳/۳۴±۹/۹۱	۹۳/۲۶±۷/۳۳	۷۷/۱۹±۸/۱۱۳	۱۰۷/۳۳±۸/۲۳	۵۷/۶۱±۹/۱۶	۰/۶۸۲ (۰/۰۲)	۰/۰۰۳* (۱/۸۳)	۰/۰۵۷ (۰/۱۲)

فاز میانه اتکا

عضلات	کفش بدون وزنه		کفش +۱۵۰ گرم		کفش+ ۳۰۰ گرم		کفش+۴۵۰ گرم		مقدار -P (مجذور اتا)		
	سالم	ACL	سالم	ACL	سالم	ACL	سالم	ACL	اثرات وزن	عامل گروه	تعامل گروه و وزن
ساقی قدامی	۸۵/۴۱±۱۰/۹۱	۱۶۳/۳۱±۱۲/۱۴	۱۶۰/۳۱±۱۰/۱۰	۹۵/۶۳±۹/۱۱	۱۸۳/۷۷±۱۰/۷۹	۷۵/۲۵±۹/۷۹	۱۶۱/۸۹±۱۳/۸۱	۷۹/۸۱±۱۲/۵۴	۰/۸۱۲ (۰/۰۱)	۰/۰۰۱* (۱/۷۷)	۰/۱۵۹ (۰/۰۹)
دو قلو	۱۲۸/۱۴±۱۳/۹۳	۱۵۴/۶۰±۱۵/۳۱	۱۶۲/۲۳±۱۳/۷۷	۱۴۰/۲۹±۱۲/۴۴	۱۹۹/۰۷±۲۱/۰۵	۱۴۹/۵۲±۱۹/۳۳	۱۷۰/۳۳±۱۸/۱۹	۱۵۵/۲۰±۱۶/۴۴	۰/۰۶۷ (۰/۱۲)	۰/۲۰۹ (۰/۰۸)	۰/۲۷۷ (۰/۰۶)
پهن خارجی	۱۴۰/۰۹±۱۶/۸۴	۱۹۳/۰۵±۱۸/۶۲	۱۸۲/۲۲±۱۸/۸۲	۱۴۳/۱۲±۱۷/۰۱	۲۲۵/۲۶±۱۸/۰۳	۱۶۳/۳۳±۱۶/۲۳	۱۶۸/۸۹±۱۷/۹۹	۱۵۵/۲۰±۱۶/۲۳	۰/۵۰۴ (۰/۰۴)	۰/۰۱۳* (۱/۲۹)	۰/۰۶۹ (۰/۱۲)
پهن داخلی	۱۷۹/۶۰±۱۹/۳۳	۱۹۳/۶۱±۲۱/۳۱	۲۱۴/۴۹±۲۳/۹۱	۱۳۸/۸۲±۲۰/۷۹	۲۲۲/۳۷±۲۴/۱۲	۱۷۵/۸۲±۲۱/۸۲	۱۸۷/۲۳±۶/۹۳	۱۸۳/۱۲±۲۷/۰۱	۰/۷۲۳ (۰/۰۲)	۰/۱۴۸ (۰/۱۱۳)	۰/۲۶۰ (۰/۰۷)
راست رانی	۲۱۰/۱۱±۱۶/۱۷	۱۷۰/۴۴±۱۷/۸۹	۱۷۲/۱۰±۱۹/۹۹	۱۹۱/۹۲±۲۲/۵۲	۲۰۴/۴۹±۲۲/۱۲	۱۹۵/۱۷±۲۰/۳۱	۱۶۲/۶۶±۲۲/۳۳	۱۸۸/۳۶±۲۰/۲۲	۰/۶۳۷ (۰/۰۳)	۰/۲۴۹ (۰/۰۷)	۰/۱۲۲ (۰/۱۰)
دو سر رانی	۱۵۲/۸۴±۱۶/۱۲	۱۸۵/۷۱±۱۷/۸۸	۲۰۵/۸۲±۱۸/۸۸	۱۴۵/۶۶±۱۷/۲۳	۲۳۶/۲۱±۲۳/۹۱	۱۶۱/۶۴±۲۱/۶۷	۲۰۰/۷۹±۲۵/۲۲	۱۵۵/۵۱±۲۲/۸۱	۰/۳۰۹ (۰/۰۶)	۰/۰۲۴* (۱/۲۵)	۰/۵۸۳ (۰/۰۳)
نیمه وتری	۱۸۶/۷۷±۱۹/۶۶	۱۷۰/۷۱±۲۱/۷۱	۱۷۴/۶۶±۱۵/۳۳	۱۷۰/۱۰±۱۳/۸۸	۲۰۲/۴۶±۲۲/۵۳	۲۰۰/۸۲±۲۰/۴۱	۱۹۳/۳۳±۱۹/۹۱	۱۸۸/۱۰±۱۸/۰۱	۰/۱۸۹ (۰/۰۸)	۰/۹۵۵ (۰/۰۰۱)	۰/۸۶۴ (۰/۰۱۳)
سرینی میانی	۱۴۹/۸۴±۲۱/۷۷	۱۷۰/۲۹±۲۴/۰۲	۱۶۴/۵۲±۱۶/۷۸	۱۴۸/۳۵±۱۵/۱۲	۱۹۹/۲۱±۲۲/۰۵	۱۵۶/۵۴±۲۰/۳۶	۱۶۴/۵۱±۱۶/۷۷	۱۴۸/۳۲±۱۵/۱۳	۰/۶۳۵ (۰/۰۳)	۰/۲۸۲ (۰/۰۶)	۰/۷۷۰ (۰/۰۲)

بولقارونی و همکاران دریافتند که در بیماران با پارگی رباط صلیبی قدامی، کاهش فعالیت عضله پهن خارجی و راست رانی در مرحله ضربه پاشنه به زمین دیده می‌شود و فعالیت این عضلات در مرحله اتکا افزایش می‌یابد.[۶] در مطالعه جعفرنژاد و همکاران گزارش شده است که افزایش فعالیت الکترومایوگرافی در مرحله Mid stance باعث افزایش ثبات مفصل و میزان تعادل می شود.[۷]

کاهش فعالیت عضله چهارسر ران و افزایش فعالیت عضلات همسترینگ در مرحله اتکا در بیماران مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی با بی ثباتی زانو می‌تواند راهبرد سفت‌کننده‌ای را پیشنهاد کند که برای حفظ ثبات زانو اتخاذ می‌شود و شامل انقباض عضلانی بالاتر در طول تحمل وزن است که تا مرحله میانی راه رفتن ادامه می‌یابد. این منجر به افزایش انقباض عضلات همسترینگ و چهار سر ران می‌شود که به طور بالقوه منجر به بارگذاری مفصل زانو و بارهای فشاری بیش از حد بر روی سطوح غضروف می‌شود.[۸] فعالیت بالای عضله چهارسر ران باعث افزایش فعالیت عضله ساقی قدامی می‌شود. بنابراین در این مرحله از چرخه راه رفتن، پارگی رباط صلیبی قدامی به طور بالقوه با بی ثباتی زانو همراه است.[۹] نشان داده شده است که فعالیت عضلات همسترینگ یک هم افزایی موثر برای افراد دارای پارگی رباط صلیبی قدامی است که با کاهش پیچش استخوان ساق پا همراه است. از طرف دیگر از آنجایی که عضله دوقلو، آنتاگونیست ACL است و فعالیت آن می‌تواند باعث افزایش کشش روی ACL شود.

بنابراین به نظر می‌رسد کمتر بودن فعالیت عضله دوقلوی خارجی در افراد آسیب دیده در مقایسه با افراد سالم، نوعی سازوکار جبرانی باشد تا از طریق آن کشش وارد بر ACL کاهش یابد.[10] همچنین در این مرحله عضله دو سرانی و پهن خارجی به ترتیب ۱۱ و ۱۳/۸ درصد افزایش فعالیت داشتند. عضلات دوقلو جزو عضلات اصلی در ایفای نقش ثبات در مفصل زانو و مچ پا هستند. این عضلات به همراه عضلات چهارسر ران و همسترینگ در برابر گشتاورهای خارجی، مقاومت و حرکات را کنترل می‌کنند و باعث ایجاد ثبات در مفصل زانو می‌شوند.[11] اثر آسیب ACL بر عملکرد عضلات چهارسر ران و همسترینگ شامل آتروفی و ضعف عضلات چهارسر ران، کاهش فعال‌سازی ارادی عضله، افزایش فعالیت عضلات همسترینگ و تغییر در زمان آغاز انقباض عضلات چهارسر و همسترینگ به خوبی مطالعه شده است. مطالعات نشان دادند که فعالیت عضله چهار سر ران برخلاف فعالیت عضله همسترینگ تحت تاثیر آسیب قرار نمی‌گیرد. با این حال به نظر می‌رسد که فعالیت عضلات همسترینگ تحت تاثیر ثبات زانو قرار می‌گیرد. مطالعه روی دوندگان نشان داده است که دوندگان کوپر مانند افراد آسیب دیده با حرکات طبیعی زانو حرکت می‌کنند.[12] ممکن است مقدار کمی از فعالیت عضلات همسترینگ برای جبران از دست دادن عملکرد رباط صلیبی قدامی و برای تثبیت مفصل زانو در بیماران مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی بدون مشکل بی ثباتی زانو باشد. در مطالعه ما نیز افراد این ویژگی را داشتند طوری که آن‌ها رباط صلیبی قدامی را بازسازی کرده بودند. اما برخی از مطالعات نیز هیچ تفاوت قابل توجهی در فعالیت عضلات زانو پیدا نکردند که در آن داده‌های الکترومایوگرافی عضلات با انقباض ارادی بیشینه طبیعی شده بود. در بی اثر بودن این مطالعه می‌توان چنین بیان کرد که افرادی که دچار پارگی رباط صلیبی قدامی شدند ممکن است نتوانند به دلیل درد و وجود مکانیسم‌های بازدارنده دیگر، حداکثر عضلات خود را فعال کنند.[13] بنابراین به همین دلیل ما در مطالعه خود میانه فرکانس در طی راه رفتن را گزارش کردیم.

نتیجه‌گیری

وزن‌های مختلف کفش بر فعالیت الکتریکی عضلات و سرعت راه رفتن تاثیر می‌گذارد. عضله دوقلو آنتاگونیست ACL بوده و فعالیت آن می‌تواند باعث افزایش کشش روی ACL شود. بنابراین به نظر می‌رسد کمتر بودن فعالیت عضله دوقلوی خارجی در افراد آسیب دیده در مقایسه با افراد سالم، نوعی سازوکار جبرانی باشد. بنابراین کفش‌های سبک‌تر برای بیماران مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی توصیه می‌شود.

پیشنهادها

برای مطالعات آینده پیشنهاد می شود اثر خستگی و طولانی مدت وزن‌های مختلف کفش و نقاط فشار کف پایی در هنگام استفاده از وزن‌های مختلف کفش مورد بررسی شود.

قدردانی ها

از تمامی آزمودنی‌های بزرگوار که در این مطالعه همکاری داشتند تشکر و قدردانی می‌کنیم.

منابع مالی

این مطالعه حامی مالی ندارد.

دسترس پذیری داده‌ها

داده‌های ایجاد شده در مطالعه فعلی در صورت درخواست معقول از پدیدآور رابط ارایه می‌گردد.

مشارکت پدیدآوران

میلاد پیران حمل آبادی طراحی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج و نگارش نسخه اول و نهایی، معصومه نادرپور جمع آوری داده‌ها و انجام مرحله آزمایش و دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو ویرایش نسخه اول نگارش شده، بررسی طبیعی و منطقی بودن داده‌ها و شیوه تحلیل داده‌ها و نگارش نسخه نهایی را عهده داشتند.

ملاحضات اخلاقی

این مطالعه دارای کد تایید اخلاقی تحقیق درباره مشارکت کنندگان انسانی از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل است (IR.ARUMS.REC.1397.191).

تعارض منافع

مؤلفان اظهار می‌کنند که منافع متقابلی از تألیف یا انتشار این مقاله وجود ندارد.

References

1. Edmondstone MA, Limbird TJ, Shiavi RG, Peterson SW. Reaction force patterns of injured and uninjured knees during walking and pivoting. Journal of Electromyography and Kinesiology. 1991;1(3):218-28. doi: 10.1016/1050-6411(91)90037-6

2. Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder-Mackler L. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2001;9:62-71. doi: 10.1007/s001670000166
3. Shiavi R, Zhang LQ, Limbird T, Edmondstone MA. Pattern analysis of electromyographic linear envelopes exhibited by subjects with uninjured and injured knees during free and fast speed walking. Journal of Orthopaedic Research. 1992;10(2):226-36. doi: 10.1002/jor.1100100210
4. Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. applied biomechanics. 1998;14(3):292-9. doi: 10.1123/jab.14.3.292
5. Jafarnezhadgero A, Piran Hamlabadi M, Naderpour M, Khodabakhsh Dizaj M. Effect of Sport Shoe Weight on Gait Kinetics in Athletes With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During Walking. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023;11(6):850-63. doi: 10.32598/SJRM.11.6.1
6. Bulgheroni P, Bulgheroni M, Andrini L, Guffanti P, Castelli CJ. Walking in anterior cruciate ligament injuries. The Knee. 1997;4(3):159-65. doi: 10.1016/s0968-0160(97)00259-7
7. Dehghani M, Mokhtari Malek Abadi A, Jafarnezhadgero AA. Effect of Knee Brace on the Electric Activity of Selected Lower Limb Muscles during Walking in Older Adults. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2022;11(1):14-27. doi: 10.32598/sjrm.11.1.2
8. Gardinier ES, Manal K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Altered loading in the injured knee after ACL rupture. Journal of Orthopaedic Research. 2013;31(3):458-64. doi: 10.1002/jor.22249
9. Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler LJ. 1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. Journal of Electromyography and Kinesiology 1998;8(6):349-62. doi: 10.1016/s1050-6411(97)00042-4
10. Limbird TJ, Shiavi R, Frazer M, Borra H. EMG profiles of knee joint musculature during walking: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. Journal of orthopaedic research. 1988;6(5):630-8. doi: 10.1002/jor.1100060503
11. Fleming BC, Oksendahl H, Beynnon BD. Open-or closed-kinetic chain exercises after anterior cruciate ligament reconstruction? Exercise and sport sciences reviews. 2005;33(3):134-40. doi: 10.1097/00003677-200507000-00006
12. Lindström M, Felländer-Tsai L, Wredmark T, Henriksson M. Adaptations of gait and muscle activation in chronic ACL deficiency. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2010;18:106-14. doi: 10.1007/s00167-009-0886-x
13. Benoit D, Lamontagne M, Cerulli G, Liti A. The clinical significance of electromyography normalisation techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. Gait & Posture. 2003;18(2):56-63. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00194-7