Journal of Gorgan University of Medical Sciences

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

2021 / Vol 23 / No 2

OPEN ACCESS

Original Paper

Effect of knee brace and lateral wedge on muscular activity amplitude during running in male soccer players with genu varus

Amin Naghdizadeh, M.A Student in Sport Physiology, Department of Sport Physiology, Faculty of Psychology and Education, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

***Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)**, **Corresponding Author**, Associate Professor, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. **E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com**

Marefat Siahkohian (Ph.D), Professor, Department of Sport Physiology, Faculty of Psychology and Education, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Saeed Noorinasab, M.A Student in Sport Physiology, Department of Sport Physiology, Faculty of Psychology and Education, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Mitra Zivarikabir, M.A Student in Sport Biomechanics, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Psychology and Education, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Abstract

Background and Objective: Genu varus is a deformity in frontal plane that in weight bearing position whiles the medial malleolus's touch each other, the medial knee epicondyles far from each other. Genu varus is very prevalent in soccer players. This study was done to evaluate the effect of using knee brace and lateral wedge on muscular activity amplitude in male soccer players with genu varus during running.

Methods: This quasi-experimental study was done on 15 right-footed male soccer players with genu varus and 15 healthy soccer players. A wireless electromyography system with eight pairs of bipolar Ag/AgCl surface electrodes (20 mm center-to-center distance; input impedance of 100 MΩ; and common-mode rejection ratio of >110 dB) was used to record the activity of the tibialis anterior, gastrocnemius medialis, biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis, vastus medialis, and rectus femoris, and gluteus medius muscles of the right leg. Electromyography data were recorded by sampling rate of 1000 Hz in selected muscles during running at five conditions including: control, 10 degrees lateral wedge, 15 degrees lateral wedge, simultaneous using 30 degrees brace and 10 degrees lateral wedge, and simultaneous using 30 degree brace and 15 degrees lateral wedge.

Results: Treatment intervention had reduction effect on muscular amplitude of biceps femoris and vastus lateralis during push-off phase ($P<0.05$). Muscular amplitude of biceps femoris and vastus lateralis during loading phase was reduced due to Treatment intervention ($P<0.05$).

Conclusion: Simultaneous using of lateral wedge and knee brace reduce the electromyography activity of vastus lateralis and biceps femoris muscles. This reduction may be associated with passive support of knee brace that in result could decrease the external knee adductor mowment.

Keywords: Electromyography, Genu Varum, Brace

Received 12 Apr 2020 **Revised** 6 Sep 2020 **Accepted** 23 Sep 2020

Cite this article as: Naghdizadeh A, Jafarnezhadgero AA, Siahkohian M, Noorinasab S, Zivarikabir M. [Effect of knee brace and lateral wedge on muscular activity amplitude during running in male soccer players with genu varus]. J Gorgan Univ Med Sci. 2021; 23(2): 33-39. [Article in Persian]

Article ID: Vol23-23

© The author(s)

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی گرگان

تابستان ۱۴۰۰ / دوره ۲۳ / شماره ۲ (پی در پی ۷۸)

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN: ۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

اثر استفاده از بریس زانو و گوه خارجی بر دامنه فعالیت عضلات طی دویدن در فوتبالیست‌های مرد دارای زانوی پرانتزی

امین نقدی زاده، دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

*** دکتر امیر علی جعفرنژادگرو**، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

دکتر معرفت سیاهکوهیان، استاد فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

سعید نوری نسب، دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

میترا زیوری کبیر، 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 نوعی از تغییر شکل زانو در صفحه فرونتال است که در صورت ابتلا به آن اگر حالت تحمل وزن بر روی دو پا قوزک‌های داخلی مچ پا در تماس با هم باشند؛ کندیل‌های داخلی ران ازهم فاصله می‌گیرند. زانوی پرانتزی در بازیکنان فوتبال از شیوع بالایی برخوردار است. این مطالعه به منظور تعیین اثر استفاده از بریس زانو و گوه خارجی بر دامنه فعالیت عضلات طی دویدن در فوتبالیست‌های مرد دارای زانوی پرانتزی انجام شد.*

روش بررسی: *این مطالعه شبه تجربی روی ۱۵ فوتبالیست مرد دارای زانوی پرانتزی با میانگین سنی ۱/۸۰±۲۲/۱۳ سال و ۱۵ فوتبالیست مرد سالم با میانگین سنی ۱/۵۵±۲۲/۸۶ سال انجام شد. داده‌های الکترومایوگرافی با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز در عضلات منتخب طی پنج شرایط دویدن شامل: کنترل (بدون تداخل)، گوه خارجی ۱۰ درجه، گوه خارجی ۱۵ درجه، استفاده همزمان از بریس ۳۰ درجه و گوه خارجی ۱۰ درجه و استفاده همزمان از بریس ۳۰ درجه و گوه خارجی ۱۵ درجه ثبت شدند.*

یافته‌ها: *اثر تداخل درمانی بر دامنه عضلات دوسررانی و پهن خارجی در فاز هل دادن کاهش آماری معنی‌داری داشت (P<۰/۰۵). اثر تداخل درمانی بر دامنه فعالیت عضلات دوسررانی و پهن خارجی در فاز پاسخ بارگیری کاهش آماری معنی‌داری داشت (P<۰/۰۵).*

نتیجه‌گیری: *استفاده همزمان از بریس و گوه موجب کاهش فعالیت دو عضله دوسررانی و پهن خارجی می‌شود. کاهش فعالیت این دو عضله می‌تواند در نتیجه حمایت غیرفعال بریس از مفصل زانو باشد که در نهایت منجر به کاهش گشتاور آداکتوری خارجی وارده مفصل زانو می‌شود.*

کلید واژه‌ها: *الکترومایوگرافی ، زانوی پرانتزی ، بریس*

* 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 ۰۴۵-۳۳۵۱۰۸۰۱، نمابر ۳۳۵۱۲۹۰۲

وصول مقاله: ۱۳۹۹/۱/۲۴ ، اصلاح نهایی: ۱۳۹۹/۶/۱۶ ، پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۷/۲

مقدمه

وضعیت بدنی در ورزش فوتبال به علت تاثیر روی قدرت عضلات و انعطاف‌پذیری آنها می‌تواند بر اجرای فوتبالیست‌ها موثر باشد. عواملی مانند چرخش پا به داخل یا عضلات سرینی برجسته و چرخش قدامی لگن، و زانوی پرانتزی (genu varus) به عنوان عوامل تضعیف‌کننده اجرا معرفی می‌شوند (۱). هرگونه تغییر در راستای مفصل زانو ممکن است سبب شکل‌گیری ناهنجاری‌های ثانویه در قسمت‌های دیگر اندام تحتانی شود. این ناهنجاری‌ها ممکن هست باعث به وجودآمدن خستگی، درد، بی‌ثباتی و فرسودگی در مفصل، صدمه به مفاصل مچ پا و زانو، ران و کاهش توانایی در کنترل وضعیت را درپی داشته باشد (۲). در دامنه سنی۱۶ تا ۱۸سال، ناهنجاری زانوی پرانتزی در جمعیت فوتبالیست‌ها شایع‌تر است (۳).

زانوی پرانتزی نوعی از تغییر شکل زانو در صفحه فرونتال است که در صورت ابتلا به آن اگر حالت تحمل وزن بر روی دو پا

قوزک‌های داخلی مچ پا در تماس با هم باشند؛ کندیل‌های داخلی ران از هم فاصله می‌گیرند (۴). تغییر زاویه زانو افراد مبتلا را در معرض عوارض زیادی نظیر افزایش خطر آسیب مفصل پاتلوفمورال و همچنین ایجاد تغییر شکل‌های جبرانی در مناطق مچ پا و پا و افزایش خطر شکستگی‌های استرسی ساق پا قرار می‌دهد (۲). عدم تعادل عضلانی در اطراف زانو نقش بسیار مهمی در توسعه و ایجاد زانوی پرانتزی دارد. به طوری که در این عارضه عضلات جانب داخلی ران مانند نیم غشایی و نیم وتری دچار کوتاهی و عضلات جانب خارجی ران عضله دوسررانی دچار ضعف و کشیدگی می‌شوند (۵). تحقیقات نشان می‌دهد که وجود زانوی پرانتزی مسیر نیروها را از مرکز زانو به‌سمت قسمت داخلی آن تغییر می‌دهد و سبب اعمال مقدار بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می‌شود. به گونه‌ای که مقدار نیرو در این بخش ۳/۵ برابر قسمت خارجی می‌شود (۶). زانوی پرانتزی از یک سو سبب از بین رفتن غضروف مفصلی در قسمت داخلی مفصل رانی‌درشت‌نی می‌شود (۷) و از سوی دیگر زمینه‌ساز برای بروز استئوآرتریت است (۸). برخی مطالعات زانوی پرانتزی را به عنوان عامل خطری برای ایجاد سندروم درد رانی‌کشککی و عامل پیش‌بین در بروز آسیب‌های لیگامنت‌های مفصل زانو از جمله آسیب رباط صلیبی قدامی و رباط صلیبی خلفی ذکرکرده‌اند (۹).

به منظور کاهش نیروهای وارده بر مفصل زانو از ارتزهای مختلفی از جمله انواع بریس استفاده می‌شود که اثربخشی آنها درکاهش بعضی از عوامل خطر مفصل زانو نظیر گشتاور نزدیک کننده زانو اثبات شده است (۱۰). گشتاور عضلانی ابداکتوری مفصل ران و زانو در افراد با آسیب در مفصل زانو، کاهش می‌یابد که باعث بیشتر شدن فشار در کندیل داخلی زانو می‌شود (۱۱). بنابراین، در درمان عارضه زانوی پرانتزی، علاوه بر اصلاح ساختار مفصل زانو، اصلاح سایر مفاصل همچون مچ پا نیز ضروری است. یکی از شیوه‌های اصلاح حرکات مچ پا، اصلاح با استفاده از گوه و یا ارتزهای پا است (۱۲و۱۳). تحقیقاتی نشان داده‌اند که گشتاور آداکشنی زانو در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی بیشتر از افراد سالم است. همچنین میزان گشتاورآداکشنی زانو در افراد مبتلا به زانو پرانتزی شدید بیشتر از افراد با زانو پرانتزی کم است (۱۴). یکی از شیوه‌های کاهش گشتاور اداکتوری زانو افزایش دامنه فعالیت عضلات جانب خارجی مفصل زانو همچون عضله دوسررانی و پهن خارجی است. باوجود این اثرات استفاده همزمان از گوه خارجی و بریس در مطالعات قبلی بر روی متغیرهای دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تاکنون مورد بررسی قرار نگرفته است. این مطالعه به منظور تعیین اثر استفاده از بریس زانو و گوه خارجی بر دامنه فعالیت عضلات طی دویدن در فوتبالیست‌های مرد دارای زانوی پرانتزی انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه شبه تجربی روی ۱۵ فوتبالیست مرد دارای زانوی پرانتزی با میانگین سنی ۱/۸۰±۲۲/۱۳ ساله و ۱۵ فوتبالیست مرد سالم با میانگین سنی ۱/۵۵±۲۲/۸۶ ساله طی سال ۱۳۹۸ انجام شد. جامعه آماری شامل بازیکنان فوتبالیست مرد در لیگ استانی در اردبیل بودند.

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1398.433) قرار گرفت.

شیوه نمونه‌گیری به طور در دسترس بود. از نرم‌افزار G*Power برای تعیین حجم نمونه استفاده شد. این نرم‌افزار نشان داد که در اندازه اثر برابر ۰/۸، توان آماری برابر ۰/۸ و همچنین سطح معنی‌داری برابر ۰/۰۵ در طرح پژوهش حاضر حداقل ۱۵ نفر مورد نیاز است. نمونه آماری پژوهش حاضر ۱۵ بازیکن فوتبالیست مرد مبتدی (با سابقه حداقل ۳ سال بازی در لیگ استانی) دارای زانوی پرانتزی با میانگین جرم ۵/۷۴±۶۹/۳۳ کیلوگرم، میانگین قد ۰/۰۴±۱/۷۶ متر و میانگین سن ۱/۸۰±۲۲/۱۳ سال و ۱۵ نفر از همسالان سالم با میانگین جرم ۸۶/۱۲±۷۱/۱۱ کیلوگرم، میانگین قد ۰/۰۶±۱/۷۴متر و میانگین سن ۱/۵۵±۲۲/۸۶ سال در این مطالعه شرکت کردند. دو گروه در ویژگی‌های سن (P=۰/۸۹۵)، قد (P=۰/۷۴۱) و جرم (P=۰/۷۳۸) یکسان بودند.

معیارهای ورود به مطالعه شامل زاویه Q<۶ درجه و فاصله بین دو اپی‌کندیلی داخلی زانو بین ۶ تا ۱۰ سانتی‌متر در حالت ایستاده بود. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل وجود سابقه جراحی در اندام تحتانی و تنه، وجود سابقه شکستگی شرکت در سایر رشته‌های ورزشی و وجود ناهنجاری قامتی به جز زانوی پارانتزی بودند. به منظور جمع‌آوری اطلاعات آزمودنی‌ها، در مرحله اول فرم رضایت‌نامه شرکت آگاهانه در مطالعه توسط آزمودنی‌ها تکمیل شد. برای کسب داده‌های الکترومیوگرافی از دستگاه بایومتریک ساخت کشور انگلیس استفاده شد. الکترودها بر روی عضلات درشت‌نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، نیم‌وتری، دوسررانی و سرینی میانی بر طبق پروتکل اروپایی سنیام بر روی پای برتر قرار داده شد. فعالیت الکتریکی عضلات طی پنج حالت دویدن به شرح زیر ثبت شدند:

۱) کنترل (بدون تداخل)؛ ۲) گوه خارجی ۱۰ درجه؛ ۳) گوه خارجی ۱۵ درجه؛ ۴) استفاده همزمان از بریس ۳۰ درجه و گوه خارجی ۱۰ درجه؛ ۵) استفاده همزمان از بریس ۳۰ درجه و گوه خارجی ۱۵ درجه.

ترتیب اجرای کوشش‌ها برای هر شرکت کننده تصادفی انجام شد. علت تصادفی بودن ترتیب کوشش‌ها حذف اثرات

جدول ۱ : دامنه (درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) فعالیت عضلات جانب خارجی زانو طی پنج شرایط مختلف

	شرایط مختلف	پاسخ بارگیری		میانه اتکا		هل دادن	
		دوسررانی	پهن خارجی	دوسررانی	پهن خارجی	دوسررانی	پهن خارجی
گروه سالم	بدن تداخل	۱۲/۳۴±۵/۱۶	۱۵/۹۴±۱۱/۰۸	۱۴/۱۲±۱۱/۷۲	۴۲/۳۸±۲۹/۹۲	۱۵/۰۳±۱۳/۷۲	۲۷/۴۵±۲۵/۹۶
	گوه ۱۰	۹/۰۴±۳/۳۷	۱۶/۵۵±۱۷/۷۱	۱۶/۱۵±۱۲/۹۵	۴۲/۲۲±۱۷/۵۰	۸/۰۳±۶/۶۶	۸/۷۲±۱۱/۳۲
	گوه ۱۵	۷/۲۲±۴/۵۳	۸/۲۱±۵/۲۵	۱۲/۸۲±۷/۱۰	۳۱/۸۴±۲۱/۴۰	۸/۳۶±۵/۴۵	۷/۵۴±۸/۴۲
	گوه ۱۰بریس ۳۰	۱۱/۴۴±۷/۹۰	۱۱/۰۶±۱۰/۳۴	۱۱/۷۷±۷/۶۲	۲۶/۰۵±۱۶/۱۷	۱۰/۲۵±۸/۳۳	۶/۰۲±۸/۰۸
	گوه ۱۵ بریس۳۰	۱۰/۴۵±۴/۷۲	۲۶/۰۵±۱۶/۱۷	۱۲/۶۹±۸/۷۹	۲۹/۰۷±۱۸/۹۸	۷/۴۴±۶/۲۲	۴/۹۷±۴/۸۷
گروه زانوی پرانتزی	بدن تداخل	۱۱/۵۹±۷/۶۶	۳۹/۶۰±۴۲/۰۸	۱۰/۰۳±۸/۴۰	۴۶/۶۶±۳۲/۲۴	۱۲/۵۰±۸/۵۲	۳۷/۶۲±۲۸/۴۳
	گوه ۱۰	۷/۷۶±۶/۰۷	۱۰/۹۱±۶/۶۶	۱۱/۶۳±۷/۲۵	۵۰/۱۲±۵۰/۴۶	۱۱/۶۵±۱۸/۸۳	۹/۲۲±۹/۱۲
	گوه ۱۵	۸/۲۷±۶/۱۵	۱۴/۴۸±۱۶/۵۲	۱۰/۷۷±۷/۱۶	۷۲/۲۱±۹۴/۴۵	۶/۳۳±۵/۵۷	۱۱/۶۱±۱۴/۱۰
	گوه ۱۰بریس ۳۰	۹/۲۷±۵/۷۳	۱۱/۲۸±۶/۲۹	۱۱/۸۲±۸/۶۹	۷۳/۴۶±۳۱/۵۳	۶/۵۴±۴/۵۸	۹/۴۶±۱۶/۰۵
	گوه ۱۵ بریس۳۰	۹/۲۷±۷/۱۷	۳۷/۴۶±۳۱/۵۳	۱۱/۳۳±۷/۱۴	۵۰/۸۱±۳۹/۵۸	۸/۰۲±۵/۳۳	۱۴/۳۳±۲۴/۳۹
سطح معنی داری	عامل گروه	۰/۶۰۳ (۰/۰۱۰)	۰/۱۱۴ (۰/۰۸۷)	۰/۳۷۴ (۰/۰۲۸)	۰/۰۷۱ (۰/۱۱۲)	۰/۶۶۹ (۰/۰۰۷)	۰/۱۳۲ (۰/۰۷۹)
	عامل تداخل درمانی	۰/۰۰۳ (۰/۱۳۰)	<۰/۰۰۱ (۰/۲۴۹)	۰/۵۸۲ (۰/۰۲۵)	۰/۱۵۳ (۰/۰۵۷)	۰/۰۳۵ (۰/۰۸۷)	<۰/۰۰۱ (۰/۳۲۸)
	تقابل گروه*تداخل درمانی	۰/۷۱۰ (۰/۰۱۹)	۰/۰۲۱ (۰/۰۹۷)	۰/۵۱۶ (۰/۰۲۸)	۰/۲۲۶ (۰/۰۴۹)	۰/۵۰۱ (۰/۰۲۹)	۰/۷۲۱ (۰/۰۱۸)

احتمالی خستگی بود. برای هر یک از شرایط، آزمودنی‌ها از یک مسیر راه رفتن که صفحه نیرو در کف جاسازی شده بود؛ با سرعت ترجیحی خود دویدند. بین هر شرایط ۲ دقیقه استراحت داده شد. شرایط اجرای یک کوشش دویدن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه نیرو بود. اگر صفحه نیرو توسط آزمودنی برای تنظیم گام مورد هدف قرار می‌گرفت و یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد؛ کوشش دویدن تکرار گردید. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا قبل از انجام آزمون هیچگونه فعالیت که ممکن است در الگوی دویدن تغییر ایجاد کند؛ نداشته باشند. علاوه بر این قبل و بعد از آزمون به منظور جلوگیری از آسیب، ۵ دقیقه گرم کردن و حرکات کششی انجام گردید. فاز اتکای راه رفتن به عنوان فاصله تماس پاشنه پا با زمین (شروع Fz>10N) تا بلند شدن پنجه (Fz <10 N) تعیین شد (۱۵و۱۶). صفحه نیروی مورد استفاده از نوع برتک ساخت کشور آمریکا بود که ابعاد آن ۴۰ در ۶۰ سانتی‌متر است. نرخ نموداری در دستگاه صفحه نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز بود که داده‌ها را همزمان با داده‌های الکترومایوگرافی ثبت نمود.

در داده‌های الکترومایگرافی پهنای باند فرکانس برابر ۵۰۰ هرتز بود. نرخ نمونه برداری در دستگاه الکترومایوگرافی برابر با ۱۰۰۰هرتز بود. از برش فرکانسی بالاگذر برابر ۱۰ هرتز، برش فرکانسی پایین‌گذر برابر ۵۰۰ هرتز و از فیلتر ناتچ برابر ۵۰ هرتز برای حذف نویز ناشی از برق شهری استفاده شد. برای تحلیل دامنه فعالیت عضلات از شاخص RMS استفاده شد. مقادیر حداکثر انقباض ایزومتریک برای تمام عضلات بعداز ثبت فعالیت‌های دینامیک ثبت گردید. برای نرمال کردن دامنه فعالیت عضلات، RMS فعالیت عضله طی دویدن بر اوج RMS حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک آن عضله تقسیم شد.

داده‌ها با استفاده از نرم افزار آماری SPSS-21 تجزیه و تحلیل شدند. نرمال بودن توزیع داده ها توسط آزمون شاپیروویک مورد تایید قرار گرفت. برای تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

اثرعامل گروه بر دامنه فعالیت عضلات منتخب طی سه فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا و فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. اثر تداخل درمانی بر دامنه فعالیت عضلات دوسررانی (P<۰/۰۰۳) و پهن خارجی (P<۰/۰۰۱) در فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنی‌دار بود. مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله دوسررانی طی فاز پاسخ بارگیری هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۵ درجه است. همچنین مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۵ درجه است. اثر تداخل درمانی بر دامنه عضلات دوسررانی (P<۰/۰۳۵) و پهن خارجی (P<۰/۰۰۱) در فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار بود. مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله دوسررانی طی فاز هل دادن هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۵ درجه است. همچنین مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه۱۰ به همراه بریس ۳۰ درجه است. اثر متقابل گروه و تداخل درمانی بر دامنه عضله پهن خارجی در فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنی‌دار بود (P<۰/۰۲۱) (جدول یک).

اثر عامل گروه بر دامنه فعالیت عضله دوقلوی داخلی در فاز هل

جدول ۲ : دامنه (درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) فعالیت عضلات جانب داخلی زانو طی پنج شرایط مختلف

شرایط		پاسخ بارگیری			میانه اتکا			هل دادن		
		پهن داخلی	نیم وتری	دوقلوی داخلی	پهن داخلی	نیم وتری	دوقلوی داخلی	پهن داخلی	نیم وتری	دوقلوی داخلی
گروه سالم	۱	۱۰/۶۵±۸//۴۶	۹/۹۹±۹/۳۵	۱۶/۷۹±۱۳/۷۵	۳۳/۹۲±۳۱/۷۰	۱۰/۴۴±۸/۴۰	۶۲/۳۷±۵۴/۶۸	۲۵/۲۶±۱۴/۹۸	۹/۷۹±۶/۷۷	۱۰۱/۰۶±۹۲/۴۸
	۲	۸/۲۴±۶/۸۹	۹/۹۱±۶/۰۰	۹/۶۳±۶/۹۸	۲۵/۴۷±۲۱/۵۰	۹/۵۳±۳/۹۶	۷۷/۹۶±۵۴/۶۹	۴/۸۰±۵/۵۵	۶/۸۹±۴/۰۶	۱۲/۴۴±۱۶/۵۳
	۳	۴/۰۰±۲/۶۳	۹/۴۵±۵/۴۱	۹/۳۱±۶/۶۴	۲۷/۶۷±۲۳/۲۳	۹/۲۴±۶/۹۰	۶۷/۲۵±۴۲/۹۴	۱۹/۶۹±۲۳/۶۹	۵/۲۱±۲/۹۱	۷/۳۰±۵/۶۸
	۴	۹/۳۸±۱۰/۸۳	۱۰/۱۰±۴/۳۰	۱۱/۵۹±۱۰/۳۳	۳۲/۲۷±۳۵/۸۴	۹/۵۳±۶/۵۹	۷۲/۹۱±۵۵/۷۲	۷/۵۸±۸/۸۹	۸/۳۵±۶/۱۹	۹/۴۰±۶/۰۱
	۵	۵/۳۲±۳/۵۶	۸/۳۸±۳/۸۸	۱۲/۵۵±۱۳/۲۲	۲۶/۳۶±۱۵/۱۹	۷/۲۳±۳/۸۷	۷۴/۷۵±۶۱/۲۷	۱۰/۶۳±۱۲/۵۰	۶/۶۱±۳/۲۰	۱۲/۰۸±۷/۷۴
گروه زانوی پرانتزی	۱	۱۹/۰۹±۱۶/۲۹	۱۰/۶۶±۶/۳۶	۳۶/۵۰±۴۸/۱۵	۳۳/۲۸±۲۵/۸۹	۹/۶۶±۵/۴۴	۱۲۵/۸۵±۱۱۲/۶۵	۴۱/۴۷±۳۰/۷۵	۱۰/۹۲±۹/۹۴	۱۶۸/۸۸±۱۶۰/۰۳
	۲	۷/۳۵±۳/۹۲	۱۴/۳۷±۱۹/۰۹	۱۰/۱۸±۷/۶۴	۳۶/۵۱±۳۰/۰۹	۹/۱۴±۹/۰۹	۱۱۳/۵۲±۸۴/۴۴	۱۸/۲۶±۲۴/۷۰	۹/۹۶±۱۲/۸۷	۲۳/۴۷±۲۲/۸۹
	۳	۸/۸۵±۷/۸۱	۱۰/۸۲±۵/۳۳	۱۳/۲۸±۱۱/۹۸	۳۸/۹۳±۲۳/۵۶	۸/۸۷±۶/۳۹	۱۲۱/۹۲±۸۴/۰۸	۲۱/۷۸±۱۶/۴۲	۸/۸۰±۶/۷۳	۲۰/۳۴±۱۵/۹۲
	۴	۸/۸۱±۶/۴۶	۱۰/۳۶±۷/۶۶	۱۴/۸۹±۹/۶۷	۳۴/۲۴±۲۵/۱۶	۱۰/۴۶±۱۰/۰۲	۱۱۷/۵۱±۹۶/۵۳	۹/۹۳±۱۰/۳۲	۷/۲۵±۴/۷۱	۲۰/۵۹±۱۶/۵۹
	۵	۸/۱۵±۶/۵۸	۱۰/۶۳±۷/۲۳	۱۵/۵۲±۱۲/۶۳	۳۲/۶۴±۲۴/۴۴	۹/۷۶±۸/۶۶	۱۱۷/۰۷±۸۷/۹۲	۱۳/۳۴±۱۶/۵۰	۶/۹۵±۶/۴۰	۲۰/۹۱±۲۳/۸۸
سطح معنی داری	الف	۰/۰۸۴ (۰/۱۰۳)	۰/۳۴۴ (۰/۰۳۲)	۰/۱۵۷ (۰/۰۷۰)	۰/۴۳۰ (۰/۰۲۲)	۰/۸۴۴ (۰/۰۰۱)	۰/۰۷۶ (۰/۱۰۸)	۰/۰۹۲ (۰/۰۹۸)	۰/۲۷۷ (۰/۰۴۲)	۰/۰۴۹ (۰/۱۳۱)
	ب	<۰/۰۰۱ (۰/۱۷۵)	۰/۷۳۴ (۰/۰۱۸)	۰/۰۰۱ (۰/۱۶۰)	۰/۸۸۵ (۰/۰۱۰)	۰/۷۹۴ (۰/۰۱۵)	۰/۹۹۹ (۰/۰۰۱)	<۰/۰۰۱ (۰/۳۱۱)	۰/۲۶۶ (۰/۰۴۵)	<۰/۰۰۱ (۰/۴۷۲)
	ج	۰/۱۱۶ (۰/۰۶۳)	۰/۸۳۸ (۰/۰۱۳)	۰/۱۳۹ (۰/۰۶۰)	۰/۶۴۲ (۰/۰۲۲)	۰/۷۷۰ (۰/۰۱۶)	۰/۳۹۰ (۰/۰۳۳)	۰/۲۱۲ (۰/۰۵۰)	۰/۶۶۱ (۰/۰۲۱)	۰/۲۳۱ (۰/۰۴۸)

۱) بدن تداخل، ۲) گوه ۱۰، ۳) گوه ۱۵، ۴) گوه ۱۰بریس ۳۰، ۵) گوه ۱۵ بریس۳۰؛ الف) عامل گروه، ب) عامل تداخل درمانی، ج) تقابل گروه * تداخل درمانی

جدول ۳ : دامنه (درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) فعالیت عضلات مفصل ران و مچ پا طی پنج شرایط مختلف

شرایط		پاسخ بارگیری			میانه اتکا			هل دادن		
		درشت نی قدامی	راست رانی	سرینی میانی	درشت نی قدامی	راست رانی	سرینی میانی	درشت نی قدامی	راست رانی	سرینی میانی
گروه سالم	۱	۱۵/۹۴±۱۱/۰۸	۸/۸۹±۴/۳۲	۱۶/۳۴±۱۳/۴۴	۱۶/۱۸±۱۱/۸۵	۱۶/۷۱±۱۲/۳۹	۲۲/۰۶±۱۱/۳۲	۱۸/۵۴±۱۹/۸۸	۱۳/۷۶±۹/۷۷	۱۸/۹۰±۱۸/۴۷
	۲	۲۱/۸۷±۱۵/۷۳	۱۰/۲۸±۶/۸۰	۱۲/۱۵±۶/۸۵	۱۷/۵۷±۱۱/۵۳	۱۷/۵۶±۱۹/۹۳	۵۳/۸۱±۲۱/۴۰	۱۴/۷۶±۹/۳۴	۹/۲۹±۶/۹۶	۷/۷۰±۹/۱۴
	۳	۲۱/۴۷±۱۷/۹۰	۱۰/۹۴±۱۳/۷۱	۹/۶۴±۶/۳۷	۱۵/۶۶±۱۲/۷۳	۲۳/۰۳±۳۳/۹۸	۱۹/۵۳±۱۳/۴۷	۱۴/۹۰±۱۱/۱۹	۲۴/۰۰±۵۷/۰۳	۸/۴۲±۷/۴۵
	۴	۲۴/۴۵±۱۵/۸۶	۸/۰۴±۳/۱۰	۱۰/۲۶±۷/۲۴	۲۰/۹۰±۱۶/۳۶	۱۴/۱۹±۶/۹۸	۱۸/۲۴±۱۲/۲۸	۲۱/۶۸±۱۶/۸۹	۹/۱۱±۳/۳۶	۶/۲۸±۵/۷۲
	۵	۲۴/۴۳±۱۴/۷۷	۱۵/۶۰±۳۱/۴۶	۱۱/۷۶±۷/۰۹	۱۴/۹۹±۱۰/۰۰	۱۷/۸۹±۱۴/۴۵	۱۸/۷۷±۱۲/۹۵	۱۸/۶۶±۱۳/۶۴	۲۰/۲۰±۴۶/۴۲	۹/۵۷±۱۱/۱۹
گروه زانوی پرانتزی	۱	۳۹/۶۰±۴۲/۰۸	۸/۵۰±۳/۸۸	۱۵/۲۷±۱۲/۴۱	۱۵/۴۲±۱۰/۲۹	۱۳/۵۵±۱۲/۷۱	۲۷/۵۹±۲۳/۷۰	۱۴/۹۱±۱۱/۰۲	۱۶/۰۱±۱۴/۰۳	۱۹/۷۳±۹/۱۵
	۲	۲۳/۲۲±۱۴/۳۴	۸/۴۴±۴/۵۶	۱۲/۰۳±۷/۹۷	۱۹/۹۱±۱۱/۹۶	۱۴/۹۰±۱۴/۴۶	۶۵/۸۸±۴۸/۳۱	۱۵/۸۴±۹/۲۰	۸/۹۴±۴/۵۳	۱۰/۱۶±۶/۵۲
	۳	۲۲/۲۷±۱۱/۵۸	۱۱/۸۲±۸/۷۴	۱۴/۱۱±۸/۲۳	۱۹/۶۹±۱۰/۸۶	۱۸/۶۱±۱۶/۳۸	۳۰/۴۱±۴۱/۱۹	۱۵/۰۷±۶/۸۳	۱۳/۰۸±۱۵/۶۵	۱۱/۴۴±۷/۹۸
	۴	۲۴/۵۶±۱۱/۳۹	۷/۴۷±۳/۲۶	۱۲/۱۴±۶/۴۳	۱۸/۹۷±۹/۵۴	۱۳/۷۶±۹/۲۸	۱۹/۱۱±۱۳/۲۳	۲۰/۶۰±۱۵/۴۱	۸/۸۳±۶/۳۰	۵/۸۹±۴/۷۰
	۵	۲۶/۱۳±۱۲/۷۵	۱۰/۲۵±۷/۶۴	۱۶/۱۸±۹/۲۴	۱۸/۶۳±۹/۴۳	۱۳/۹۶±۹/۹۰	۲۲/۳۷±۱۵/۵۶	۵۱/۷۱±۱۲/۱۴	۱۳/۳۰±۱۸/۲۰	۱۱/۶۵±۱۰/۷۰
سطح معنی داری	الف	۰/۲۹۷ (۰/۰۳۹)	۰/۶۴۵ (۰/۰۰۸)	۰/۴۱۵ (۰/۰۲۴)	۰/۷۰۳ (۰/۰۰۵)	۰/۵۱۸ (۰/۰۱۵)	۰/۲۶۰ (۰/۰۴۵)	۰/۹۸۳ (۰/۰۰۰)	۰/۶۱۳ (۰/۰۰۹)	۰/۵۷۹ (۰/۰۱۱)
	ب	۰/۴۹۲ (۰/۰۳۰)	۰/۲۰۶ (۰/۰۵۱)	۰/۰۷۲ (۰/۰۷۳)	۰/۰۵۵ (۰/۰۷۹)	۰/۲۸۸ (۰/۰۴۳)	<۰/۰۰۱((۰/۴۰۶)	۰/۰۰۱ (۰/۱۵۶)	۰/۲۴۷ (۰/۰۴۷)	<۰/۰۰۱ (۰/۳۷۳)
	ج	۰/۰۰۴ (۰/۱۲۶)	۰/۷۴۹ (۰/۰۱۷)	۰/۴۰۴ (۰/۰۳۵)	۰/۱۷۲ (۰/۰۵۵)	۰/۹۷۸ (۰/۰۰۴)	۰/۶۸۶ (۰/۰۱۳)	۰/۴۰۴ (۰/۰۳۵)	۰/۷۱۳ (۰/۰۱۹)	۰/۸۶۶ (۰/۰۱۱)

۱) بدن تداخل، ۲) گوه ۱۰، ۳) گوه ۱۵، ۴) گوه ۱۰بریس ۳۰، ۵) گوه ۱۵ بریس۳۰؛ الف) عامل گروه، ب) عامل تداخل درمانی، ج) تقابل گروه * تداخل درمانی

دادن به لحاظ آماری معنی‌دار بود (P<۰/۰۴۹). اثر تداخل درمانی بر دامنه فعالیت عضلات پهن داخلی (P<۰/۰۰۱) و عضله دوقلوی داخلی (P<۰/۰۰۱) در فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنی‌دار بود. مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله پهن داخلی طی فاز پاسخ بارگیری هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۵ درجه است. همچنین مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگیری هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۰ درجه است. اثر متقابل گروه و تداخل درمانی بر دامنه فعالیت عضلات پهن داخلی (P<۰/۰۰۱) و عضله دوقلوی داخلی (P<۰/۰۰۱) در فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار بود (جدول ۲).

اثر عامل گروه بر دامنه فعالیت عضلات منتخب طی سه فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا و فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. اثر تداخل درمانی بر دامنه فعالیت عضله سرینی میانی در فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۱). مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله سرینی میانی طی فاز میانه اتکا هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۰ به همراه بریس ۳۰ درجه است. اثر تداخل درمانی بر دامنه فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی (P<۰/۰۰۱) و سرینی میانی (P<۰/۰۰۱) در فاز هل دادن به لحاظ آماری معنی‌دار بود. مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی طی فاز هل دادن هنگام استفاده از تداخل درمانی افزایش یافته است و بیشترین افزایش نیز طی دویدن با گوه ۱۵ بریس ۳۰ درجه است. همچنین مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله سرینی میانی طی فاز هل دادن هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۰ به همراه بریس ۳۰ درجه است. اثر متقابل گروه و تداخل درمانی بر دامنه فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی در فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۴) (جدول ۳).

بحث

با توجه به نتایج این مطالعه، دامنه فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافت و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۵ درجه بود. عضلات چهار سر رانی طی فاز پاسخ بارگیری در جذب شوک‌های ناشی از نیروی عکس العمل زمین ایفای نقش می‌نمایند. بنابراین کاهش فعالیت عضله پهن خارجی در اثر استفاده از تداخل درمانی به ویژه استفاده از گوه ۱۵ درجه نتایج منفی را در بر داشته است. نتایج نشان داد که دامنه فعالیت عضله دوسررانی طی فاز هل دادن هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۵ درجه است. همچنین مقایسه جفتی نشان داد که دامنه فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه۱۰ به همراه بریس ۳۰ درجه است. Moyer و همکاران استفاده همزمان گوه خارجی و بریس زانو را به عنوان درمان جایگزین زانو پرانتزی پیشنهاد کرده‌اند (۱۷). این پژوهشگران بیان نمودند این ترکیب منجر به کاهش بیشتر درگشتاور آداکشن زانو طی حرکات انتقالی در مقایسه با استفاده از تنها بریس زانو یا کفی خارجی می‌شود. در پژوهش حاضر علت احتمالی کاهش فعالیت دو عضله پهن خارجی و دوسر رانی در هنگام استفاده از بریس و گوه این موضوع است که بریس به صورت غیرفعال به این دو عضله کمک کرده و گشتاور اداکتوری زانو را کاهش داده است. به همین دلیل فعالیت دو عضله پهن خارجی و دوسررانی در هنگام استفاده از گوه و بریس دچار کاهش شده است. در مطالعه قبلی ما در سال ۲۰۱۸ مشخص شد استفاده همزمان از گوه خارجی و بریس زانو سبب کاهش اوج اولیه نیروی عکس العمل زمین در راستای عمودی، داخلی–خارجی و قدامی–خلفی می‌شود. به علاوه استفاده از این ابزارها اوج گشتاور آداکتوری خارجی زانو را کاهش می‌دهد؛ اما بر گشتاور خارجی فلکسوری زانو اثرگذار نیست (۱۸). نتایج پژوهش حاضر یعنی کاهش فعالیت دوعضله دوسررانی و پهن خارجی در هنگام استفاده از بریس و گوه تاییدکننده نتایج مطالعه قبلی ما (۱۸) در ارتباط با کاهش گشتاور اداکتوری خارجی زانو درهنگام استفاده همزمان از گوه و بریس است.

نتایج نشان داد دامنه فعالیت عضله دوقلوی داخلی طی فاز هل دادن در گروه پای پرانتزی نسبت به افراد سالم بیشتر است. مطالعات گذشته گزارش نمودند که پرونیشن پا در افراد با پای پرانتزی نسبت به افراد سالم بیشتر است (۵). بنابراین افزایش فعالیت عضله دوقلوی داخلی در افراد با پای پرانتزی می‌تواند یک مکانیسم جبرانی در راستای کاهش پرونیشن اضافی پا در این افراد باشد. نتایج نشان داد که دامنه فعالیت عضله پهن داخلی طی فاز پاسخ بارگیری هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۵ درجه است. همچنین نتایج نشان داد که دامنه فعالیت عضله دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگیری هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۰ است. Ramsey و همکاران تاثیر بریس بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ناحیه زانو در افرادی که در ACL دارای کمبود بودند؛ بررسی کردند و مشخص شد به هنگام پوشیدن بریس فعالیت دو عضله نیمه وتری و دوسر رانی به طور معنی‌داری کاهش یافته است (۱۹). نتایج پژوهش حاضر با نتایج Ramsey و همکاران (۱۹) در ارتباط با فعالیت عضله پهن خارجی همسو است. البته بایستی این نکته را در نظر داشت که در پژوهش حاضر آزمودنی‌ها دارای پای پرانتزی بودند و همچنین در این پژوهش اثر استفاده همزمان از بریس زانو و گوه خارجی مورد بررسی قرارگرفت. ثبات مفصلی ممکن است نتیجه بازخورد حس عمقی باشد تا اینکه اثر ثبات‌دهندگی مکانیکی بریس باشد (۱۹). با وجود افزایش معنی‌دار در فعالیت عضله راست رانی پس از فرود، فقط یک آزمودنی افزایش حرکت روبه جلوی تیبیا از خود نشان داد (۱۹). به منظور کاهش نیروهای وارده بر مفصل زانو از ارتزهای مختلفی از جمله انواع بریس استفاده می‌شود که به اثربخشی این نوع بریس‌ها درکاهش بعضی از عوامل خطر مفصل زانو نظیر گشتاور نزدیک کننده زانو اثبات شده است (۱۰). با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان بیان نمود استفاده از گوه ۱۵ درجه بیشترین اثر را بر تغییر دامنه فعالیت عضلات زانو داشته است.

نتایج نشان داد که دامنه فعالیت عضله سرینی میانی طی فاز میانه اتکا هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۰ به همراه بریس ۳۰ درجه است. یافته‌ها نشان داد که دامنه فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی طی فاز هل دادن هنگام استفاده از تداخل درمانی افزایش یافته است و بیشترین افزایش نیز طی دویدن با گوه ۱۵ به همراه بریس ۳۰ درجه است. عضله درشت‌نئی قدامی در طی فاز پاسخ بارگیری با انقباض برونگرا خود مانع از برخورد سریع کف پا با زمین و در نتیجه تشدید آسیب در کف پا می‌شود. افزایش فعالیت این عضله در نتیجه استفاده از بریس ۳۰ گوه خارجی ۱۵ درجه نشان از بهبود عملکرد این عضله در نتیجه استفاده از تداخل مذکور است. دامنه فعالیت عضله سرینی میانی طی فاز هل دادن هنگام استفاده از تداخل درمانی کاهش یافته است و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با گوه ۱۰به همراه بریس ۳۰ است. عضله سرینی میانی در طی فاز اتکای دویدن بیشتر در پایداری لگن در صفحه فرونتال ایفای نقش می‌نماید. کاهش فعالیت عضله سرینی میانی در نتیجه استفاده همزمان از بریس ۳۰ و گوه ۱۰ درجه می‌تواند در ناپایداری لگن در این صفحه ایفای نقش نماید که در

طولانی مدت ممکن است منجر به آسیب گردد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم وجود نمونه زن در پژوهش اشاره نمود. بنابراین نمی‌توان اثرات این پژوهش را به زنان دارای زانوی پرانتزی نسبت داد. از سویی دیگر در این پژوهش تنها اثرات آنی استفاده از بریس و گوه مورد بررسی قرار گرفت. بنابراین استفاده طولانی مدت از بریس و گوه به طور همزمان ممکن است نتایج متفاوتی را نشان دهد. بعلاوه، در این پژوهش از شیوه نمونه‌گیری دردسترس استفاده شد که غیراحتمالی است و توصیه می‌شود در مطالعات آینده از شیوه نمونه‌گیری احتمالی استفاده شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که استفاده همزمان از بریس و گوه موجب کاهش فعالیت دو عضله دوسررانی و پهن خارجی می‌شود. کاهش فعالیت این دو عضله می‌تواند در نتیجه حمایت غیرفعال بریس از مفصل زانو باشد که در نهایت منجر به کاهش گشتاور آداکتوری خارجی وارده مفصل زانو می‌شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله نتیجه پایان‌نامه (شماره ۱۴۸۵۸۸۲) امین نقدی‌زاده برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته فیزیولوژی ورزشی کاربردی از دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی بود. بدین‌وسیله از همه کسانی که ما را در مطالعه یاری نمودند؛ تشکر می‌نماییم.

References

1. Marchado M, Miragaya dos Santos M, Pereira L, Pereira R, Sampaio-Jorge F. Muscle Activation Sequence Compromises Vertical Jump Performance. Serbian Journal of Sports Sciences. 2008; 3: 85-90.

2. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Etemadi H, Robertson DGE. Rehabilitation improves walking kinematics in children with a knee varus: Randomized controlled trial. Ann Phys Rehabil Med. 2018 May; 61(3): 125-34. DOI: 10.1016/j.rehab.2018.01.007

3. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009 Apr; 17(4): 422-27. DOI: 10.1007/s00167-008-0710-z

4. Jafarnezhadgero AA, Madadi Shad M, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PLoS One. 2017; 12(9): e0185057. DOI: 10.1371/journal.pone.0185057

5. Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero AA, Zago M, Granacher U. Effects of varus knee alignment on gait biomechanics and lower limb muscle activity in boys: A cross sectional study. Gait Posture. 2019 Jul; 72: 69-75. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.05.030

6. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage. 2004 Sep; 12(9): 745-51. DOI: 10.1016/j.joca.2004.05.005

7. Jafarnezhadgero AA, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian 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 Sep; 14(9): e0223219. DOI: 10.1371/journal.pone.0223219

8. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RMD, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. Arthritis Rheum. 2007 Apr; 56(4): 1204-11. DOI: 10.1002/art.22515

9. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. Br J Sports Med. 2004 Oct; 38(5): 576-80. DOI: 10.1136/bjsm.2003.005488

10. Sorkhe E, Jafarnezhadgero A. The ombined use of lateral wedges and knee braces on the frequency spectrum of ground reaction forces in patients with knee osteoarthritis. Anesth Pain. 2018; 9(3): 25-38. [Article in Persian]

11. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. Arthritis Rheum. 2005 Nov; 52(11): 3515-19. DOI: 10.1002/art.21406

12. Divine JG, Hewett TE. Valgus bracing for degenerative knee osteoarthritis: relieving pain, improving gait, and increasing activity. Phys Sportsmed. 2005 Feb; 33(2): 40-46. DOI: 10.3810/psm.2005.02.48

13. Hewett TE, Noyes FR, Barber-Westin SD, Heckmann TP. Decrease in knee joint pain and increase in function in patients with medial compartment arthrosis: a prospective analysis of valgus bracing. Orthopedics. 1998 Feb; 21(2): 131-38.

14. Abdallah AA, Radwan AY. Biomechanical changes accompanying unilateral and bilateral use of laterally wedged insoles with medial arch supports in patients with medial knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011 Aug; 26(7): 783-89. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.03.013

15. Pamukoff DN, Lewek MD, Blackburn JT. Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2016 Mar; 33: 61-65. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.02.007

16. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann GP. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Science. 2016 Jan; 8(1): 1-11. DOI: 10.1080/19424280.2015.1119890

17. Moyer RF, Birmingham TB, Dombroski CE, Walsh RF, Leitch KM, Jenkyn TR, et al. Combined effects of a valgus knee brace and lateral wedge foot orthotic on the external knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis. Arch Phys Med Rehabil. 2013 Jan; 94(1): 103-12. DOI: 10.1016/j.apmr.2012.09.004

18. Jafarnezhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. Gait Posture. 2018 Jan; 59: 104-10. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.040

19. Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M, Németh G. Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2003 Jan; 18(1): 28-34. DOI: 10.1016/s0268-0033(02)00138-9