مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۹، مرداد ۱۳۹۹، ۴۶۲-۴۴۷

تأثیر باند لوپ بر شاخص کینماتیکی و الکترومایوگرافی اندام تحتانی در حین رکاب زدن با دوچرخه ثابت در دانشجویان پسر مبتلا به ژنوواروم: یک مطالعه توصیفی

مونا حیدریان[۱]، فریده باباخانی[۲]، محمدرضا هاتفی[۳]، رامین بلوچی[۴]

دریافت مقاله: ۹۸/۱۲/۱۷ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۹/۱/۳۱ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۹/۳/۲۷ پذیرش مقاله: ۹۹/۳/۳۱

چکیده

زمینه و هدف: تغییر در راستای اندام تحتانی در صفحه فرونتال و الگوی فعالیت عضلات حین رکاب زدن با سندرم درد کشکک زانو و اصطکاک باندایلیوتیبیال مرتبط است. بنابراین هدف از مطالعه حاضر تعیین اثر باندلوپ بر شاخص کینماتیکی و الکترومایوگرافی اندام تحتانی در حین رکاب زدن بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه توصیفی، اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ۳۰ نفر از دانشجویان پسر (۱۵ نفر سالم، ۱۵ نفر ژنوواروم) در کلینیک موفقیان تهران در سال ۱۳۹۸ در حین رکاب زدن، با و بدون باند لوپ در ۱۰ سیکل رکاب زدن در طول ۳۰ ثانیه آخر ثبت شد. داده‌ها با استفاده از آزمون‌های t مستقل و t زوجی آنالیز شدند.

یافته‌ها: تفاوت معنی‌داری در میزان فعالیت گلوتئوس‌مدیوس ($p=۰/۰۰۱$) و نسبت فعالیت گلوتئوس‌مدیوس به تنسورفاسیالاتا در هر دو گروه ($p=۰/۰۴۲$ نرمال، $p=۰/۰۴۵$ ژنوواروم)، زمان شروع فعالیت تنسورفاسیالاتا ($p=۰/۰۰۷$) و زمان پایان فعالیت گلوتئوس‌مدیوس ($p=۰/۰۱۸$) در گروه نرمال، و زمان شروع فعالیت گلوتئوس‌مدیوس ($p=۰/۰۴۸$)، زمان پایان فعالیت گلوتئوس‌مدیوس ($p=۰/۰۴۷$) و میانگین زاویه ابداکشن زانو ($p=۰/۰۴۷$) در گروه ژنوواروم مشاهده شد. هم‌چنین تفاوت معنی‌داری در میانگین فعالیت تنسورفاسیالاتا با و بدون باندلوپ بین دو گروه ($p=۰/۰۰۳$ بدون‌لوپ، $p=۰/۰۰۱$ با لوپ) و میانگین ($p=۰/۰۲۱$) و حداکثر زاویه ابداکشن زانو ($p=۰/۰۲۷$) بدون باندلوپ بین دو گروه مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: رکاب‌زدن با باندلوپ می‌تواند به عنوان یک روش مؤثر جهت افزایش عملکرد و فعالیت گلوتئوس‌مدیوس و در عین حال کاهش فعالیت تنسورفاسیالاتا و بهبود کینماتیک زانو در صفحه فرونتال جهت پیش‌گیری از آسیب و بهبود ثبات زانو در افراد سالم و ژنوواروم باشد.

واژه‌های کلیدی: الکترومایوگرافی سطحی، باند لوپ، کینماتیک، دوچرخه ثابت

۱- کارشناسی ارشد، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
۲- استادیار، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
تلفن: ۰۲۱-۴۸۳۹۴۱۲۱، دورنگار: ۰۲۱-۴۸۳۹۴۱۲۱، پست الکترونیکی: farideh_babakhani@yahoo.com
۳- دانشجوی دکتری، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۴- دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

مقدمه

دوچرخه سواری یک فعالیت تفریحی محبوب است که می تواند فواید سلامتی و بهبود آمادگی قلبی عروقی را فراهم کند [۱]. از طرفی دوچرخه سواری دارای مزایای کاهش میزان استرس‌ها در مفصل زانو در مقایسه با پیاده روی می‌باشد، به طوری که اغلب به عنوان یک تمرین توان‌بخشی توسط بسیاری از متخصصان سلامت تجویز می‌شود [۲]. در همین راستا درد زانو در بین ۶۰-۴۰ درصد از دوچرخه سواران تفریحی گزارش داده شده است [۴-۳]. سندرم اصطکاک باند ایلیوتیبیال (Iliotibial band syndrome; ITBS) و درد کشکک زانو (Patellofemoral pain syndrome; PFP) در زانو معمولاً یکی از آسیب‌های رایج ورزشی می‌باشد که با آسیب های پرکاری در دوچرخه سواران حرفه‌ای و تفریحی مرتبط است [۶-۵]. سندرم ITBS به علت اصطکاک باند ایلیوتیبیال در فلکشن و اکستنشن زانو بر روی اپیکندیل خارجی ران در حین فعالیت ورزشی رخ می‌دهد. این سندرم در دوچرخه سواری معمولاً ناشی از افزایش چرخش داخلی تیبیا، کوتاهی ITB، وضعیت قرارگیری پا بر روی پدال به صورتی که انگشتان به سمت داخل متمایل باشند، افزایش نزدیک شدن ران، و بلند بودن بیش از حد صندلی دوچرخه می‌باشد [۷-۵]. از طرف دیگر محققان گزارش کرده‌اند که عدم تعادل عضلانی و تغییر در الگوی فعالیت عضلانی با سندرم درد پتلا فمورال و ایلیوتیبیال باند نیز مرتبط است [۹-۸].

بر اساس گفته Selkowitz و همکاران افزایش فعالیت عضله تنسورفاسیالاتا نسبت به عضله گلوتئوس‌مدیوس می‌تواند نیروی خارجی را از طریق اتصال به باند ایلیوتیبیال به پتلا وارد کند که این الگوی فعالیت عضلانی با سندرم PFPS و ITBS مرتبط است [۹].

بنابراین بسیاری از پروتکل‌های درمانی بر افزایش فعالیت گلوتئوس‌مدیوس و کاهش فعالیت تنسورفاسیالاتا در تمرینات مختلف جهت پیش‌گیری و توان‌بخشی تمرکز کرده‌اند [۱۰-۹]. با توجه به این‌که در افراد با ناهنجاری پوسچرال ژنوواروم در حرکات فانکشنال، چرخش داخلی ران دیده می‌شود [۱۲-۱۱]، افزایش فعالیت عضله تنسورفاسیالاتا در طی تمرینات با اهداف پیش‌گیری و درمانی ممکن است اثر معکوس در این افراد داشته باشد که چرخش داخلی ران یکی از عوامل ایجاد اختلال اسکلتی-عضلانی از جمله PFP و ITBS در حین فعالیت‌های مختلف از جمله رکاب زدن می‌باشد [۱۴-۹].

از طرفی پیشنهاد شده است که فعالیت گلوتئوس‌مدیوس به عنوان یک عضله کنترل کننده نزدیک شدن و چرخش داخلی ران به صورت اکسنتریک یک مکانیزم کلیدی در جلوگیری از والگوس زانو می‌باشد [۹]،

بنابراین، استراتژی‌های تمرینی که باعث افزایش فعالیت گلوتئوس‌مدیوس در طی رکاب زدن شود ممکن است داینامیک والگوس زانو را کاهش دهد. در همین راستا تجهیزات و ابزار متفاوتی جهت استفاده در برنامه‌های تمرینی و درمانی که نیاز به حرکات پیچیده دارند طراحی شده که در بین مربیان و متخصصان حرکات اصلاحی بسیار محبوب است. آن‌ها از این ابزار جهت اصلاح سریع‌تر و مؤثرتر دیسفانکشن-های حرکتی در ورزشکاران و بیماران استفاده می‌کنند [۱۵]. یکی از این ابزارها باند لوپ می‌باشد که محققان در زمینه‌های

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

متفاوتی با اهداف تمرینی و توان‌بخشی در فیلدهای متفاوت استفاده کرده‌اند. اگرچه Gooyers و همکاران در مطالعه خود فرض کردند که باند لوپ در انتهای ران ممکن است تمرین-کنندگان را تشویق به کنترل چرخش داخلی ران و بالطبع جلوگیری از داینامیک والگوس در حین فعالیت بکند [۱۶]، اما Hewett و همکاران در پژوهشی گزارش کردند که باند لوپ تأثیری بر اصلاح داینامیک والگوس در حین حرکت اسکات ندارد [۱۷]. با این‌حال نویسندگان دیگر اذعان کردند که نتایج ممکن است در تمرینات و زمینه‌های مختلف متفاوت باشد [۱۵].

ما در مطالعه حاضر تصور می‌کنیم که رکاب زدن با باند لوپ می‌تواند باعث افزایش فعالیت گلوتئوس‌مدیوس شود که در نهایت بر روی وضعیت کینماتیک زانو حین رکاب زدن تأثیر خواهد گذاشت.

بنابراین با توجه به مطالب گفته شده، توجه به کینماتیک و الگوی فعالیت عضلات اطراف مفاصل اندام تحتانی و به ویژه زانو حین رکاب زدن با و بدون باند لوپ می‌تواند اطلاعات مفیدی را به منظور طراحی تمرین مناسب در اختیار متخصصان حرکات اصلاحی و درمان‌گران جهت پیشگیری از آسیب قرار دهد. بنابراین هدف از مطالعه حاضر تعیین اثر باند لوپ بر شاخص کینماتیکی و الکترومایوگرافی اندام تحتانی در حین رکاب زدن با دوچرخه ثابت در دانشجویان پسر مبتلا به ژنوواروم بود.

مواد و روش‌ها

این مطالعه توصیفی در کلینیک توانبخشی موفقیان تهران (۱۳۹۸) صورت گرفت. با استفاده از نرم افزار G.power (G*Power, Franz Faul University of Kiel, Germany)، و بر اساس نتایج Letafatkar و همکاران [۱۸] و با در نظر گرفتن اختلاف میانگین و انحراف استاندارد عضله گلوتئوس‌مدیوس بین افراد با دفورمیتی ژنوواروم (۷/۷۸ ۶۶±۴۱) و نرمال (۹/۶۴ ۷۸±۴۹) و با فرض ۰/۰۵ = α و ۰/۱۰ = β، ۳۰ نفر از دانشجویان پسر (۲۵-۱۸ سال) دانشگاه علامه طباطبایی در سال ۱۳۹۸ با توجه به معیارهای ورود به تحقیق و روش نمونه‌گیری در دسترس در دو گروه، افراد با و بدون ناهنجاری ژنوواروم در نظر گرفته شدند که از طریق بورد دانشگاه علامه طباطبایی به مطالعه حاضر فراخوانی شده بودند. این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره IR.ATU.REC.1398.017 می باشد.

معیارهای ورود به تحقیق شامل داشتن شاخص توده بدنی نرمال بین ۱۸-۲۴ (تقسیم وزن (کیلوگرم) بر مربع قد (متر)) [۱۹]، فاصله بین دو کندیل داخلی ران بیش از ۳ سانتی‌متر در گروه ژنوواروم باشد [۲۰-۱۹]، اندازه‌گیری فاصله بین دو کندیل داخلی زانو با کولیس در حالی انجام می‌شد که آزمودنی‌ها در وضعیت ایستاده و با زانوی صاف قرار داشتند، مثبت شدن تست single leg squat یا step down (که چرخش داخلی فمور مشاهده می‌شود) در گروه ژنوواروم [۱۱] و افراد شرکت کننده در تحقیق حاضر در ۶ ماه گذشته در برنامه‌های توان‌بخشی اندام تحتانی شرکت نکرده باشند [۱۹] و معیارهای خروج از تحقیق شامل سابقه آسیب دیدگی عضلانی (عضلات مورد مطالعه) در دو ماه گذشته، سابقه

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

آسیب دیدگی اندام تحتانی، لگن، زانو و مچ در شش ماه گذشته و سابقه جراحی در کمر و اندام تحتانی در یک سال گذشته بود [۱۹].

به‌طور کلی در مطالعه حاضر آزمودنی‌ها حرکت رکاب زدن بر روی دوچرخه ثابت را به مدت ۲ دقیقه با شدت متوسط (سرعت رکاب زدن بر دقیقه ((RPM (Rate per minute =۸۰، توان W=۱۰۰) در دو شرایط متفاوت به فاصله ۲ دقیقه استراحت، انجام دادند [۲۱]: ۱- با باند لوپ در انتهای فمور و ۲- بدون باند لوپ (شکل ۱)، که درحین رکاب زدن اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی توسط دستگاه آنالیز حرکتی (مدل Vicon، ساخت کشور انگلستان) با ۱۰ دوربین به صورت سه بعدی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات گلوتئوس‌مدیوس و تنسورفاسیالاتا با سیستم الکترومایوگرافی وایرلس (۱۶ کاناله، Myon ساخت کشور انگلستان) در ۳۰ ثانیه انتهایی، ۱۰ سیکل رکاب زدن ثبت شد.

قبل از آزمون اصلی، جهت گرم کردن آزمودنی‌ها ۵ دقیقه با سرعت دلخواه بر روی دوچرخه ثابت (مدل کراس اسپرت، ساخت کشور ایران) رکاب زدند و ارتفاع زین برای تمام آزمودنی‌ها به نحوی تنظیم شد که در زمان قرار گرفتن رکاب در پایین‌ترین موقعیت اندام تحتانی (Bottom dead center)، زاویه فلکش زانو حدوداً در ۳۰ درجه فلکش بود [۲۲]. در مرحله الکترودگذاری از الکترودهای سطحی نقره-کلراید یک بار مصرف مدل INTCO استفاده شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها تقریباً ۲/۵ سانتی‌متر بود که در ابتدا برای کاهش مقاومت پوست (Reduce skin impedance)، جهت افزایش کیفیت دریافت بیوسیگنال‌های عضلانی سطح پوست تراشیده و سمباده کشیده و با الکل ۷۰ درصد تمیز شد [۱۹]. هم‌چنین الکترودها در جهت فیبرهای عضلات بر روی پای برتر بر اساس پروتکل SENIAM (Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles) قرار گرفت [۲۳] که جهت مشخص کردن پای برتر از آزمودنی‌ها خواسته شد به توپ ضربه بزنند [۱۹، ۲۴]. محل نصب الکترود در عضله گلوتئوس‌مدیوس، در نصف فاصله بین تروکانتر بزرگ و خارجی‌ترین قسمت تاج خاصره و عضله تنسورفاسیالاتا، در ۱۵ درصد از فاصله خطی بین خاره خاصره قدامی فوقانی و قسمت خارجی مفصل زانو بود و هم‌چنین الکترود رفرنس به دور مچ پا بسته شد [۱۹].

پیش از انجام مطالعه اصلی نیاز بود که تست حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (Maximum voluntary isometric contraction; MVIC) با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی (۱۶ کاناله، Myon ساخت کشور انگلستان) به عنوان یک منبع استاندارد برای مقایسه تغییر فعالیت الکترومایوگرافی بین نمونه‌ها و عضلات مختلف محاسبه شود [۲۳] تا اطلاعات حاصل از مطالعه به صورت درصدی از MVIC نرمالیز شود. جهت اندازه‌گیری MVIC عضلات گلوتئوس‌مدیوس و تنسورفاسیالاتا از آزمون عضلانی دستی استاندارد استفاده شد [۲۵]. برای هر عضله، دو MVIC به مدت ۵ ثانیه انجام شد که جهت کاهش اثر خستگی بین هر تکرار یک دقیقه استراحت وجود داشت و میانگین آن به عنوان MVIC در نظر گرفته شد [۲۶]. اگرچه در ابتدا یک MVIC جهت آشنایی آزمودنی‌ها با روش تست انجام شد، جهت ارزیابی MVIC عضله گلوتئوس‌مدیوس، ابتدا فرد در وضعیت

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

به پهلو در حالی که پای تست‌گیری در بالا و پای زیرین جهت افزایش ثبات در حالی‌که ران در ۴۵ درجه فلکشن و زانوی در ۹۰ درجه فلکشن خم است، قرار می‌گیرد. در این وضعیت آزمون‌گر در حالی که پای تست‌گیری آزمون‌شونده در ۵۰ درصد ابداکشن و وضعیت خنثی و اکتنشن هیپ قرار دارد از طریق مچ پا نیرویی را در جهت نزدیک شدن ران اعمال می کند [۱۰]. جهت ارزیابی MVIC عضله تنسورفاسیالاتا، ابتدا فرد در وضعیت خوابیده به پشت در حالی‌که پای تست گیری در فلکشن و کمی چرخش داخلی ران است با زانوی صاف قرار می‌گیرد. در همین وضعیت آزمون‌گر از طریق مچ پا نیرویی را در جهت باز شدن ران اعمال می‌کند [۱۰].

داده‌های حاصل از ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز و با پهنای باند ۱۰ تا ۴۵۰ Hz فیلتر (Band-pass filtered) شد و با استفاده از شیوه ریشه میانگین مجذور (Root mean square; RMS) جهت تعیین میزان فعالیت امواج تجزیه و تحلیل گردید. به منظور نرمال‌سازی داده‌ها، برای هر آزمودنی اطلاعات پردازش شده RMS برای هر عضله به مقدار حداکثر فعالیت عضله MVIC آن عضله تقسیم گردید و سپس برای ایجاد درصدی از مقدار حداکثر فعالیت عضله، عدد حاصل در عدد ۱۰۰ ضرب گردید [۱۹]. بنابراین میزان فعالیت هر عضله بر اساس درصدی از حداکثر مقدار فعالیت عضله در هر مرحله بیان شد. هم‌چنین برای تحلیل سیگنال های خام از نرم افزار matlab (Mathworks, Natick, version 7.12.0, USA) استفاده شد.

در مطالعه حاضر به منظور ثبت متغیرهای کینماتیکی از سیستم آنالیز حرکت مجهز به ۱۰ دوربین استفاده شد و فرکانس نمونه برداری ۲۵۰ Hz در نظر گرفته شد. داده های حاصل از ثبت کینماتیک زاویه زانو در صفحه فرونتال در حین رکاب زدن با استفاده از نرم افزار Nexus (نسخه ۲/۵) محاسبه شد و میانیگن زاویه ابداکشن زانو در طول رکاب زدن و حداکثر زاویه ابداکشن زانو تعیین گردید. هم‌چنین جهت ارزیابی کینماتیک اندام تحتانی حین دوچرخه‌سواری پس از کالیبراسیون سیستم و قبل از انجام تست ۱۸ مارکر بازتابنده آناتومیکی با قطر ۱۵ میلی‌متر در هر دو پا به روش پلاگین گیت (Plug-in-gait) بر روی سر متاتارسال دوم، قوزک خارجی، پشت پاشنه پا، قسمت میانی خارجی ساق پا، کندیل خارجی زانو، تروکانتر بزرگ، قسمت میانی خارجی فمور، خار خاصره قدامی فوقانی (ASIS)، خار خاصره خلفی فوقانی (PSIS) در هر فرد نصب شد [۲۷].

به منظور بررسی، تجزیه و تحلیل آماری داده‌های خام به دست آمده از تحقیق، از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. برای توصیف ویژگی‌های دموگرافی آزمودنی‌ها از میانگین و انحراف معیار و جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها ($p>۰/۰۵$)، پس از آنالیز، نرمال‌سازی و فیلترینگ داده‌های حاصل از ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مورد مطالعه و کینماتیک اندام تحتانی با استفاده از نرم افزار matlab نسخه ۲۰۱۲، از آزمون t زوجی جهت مقایسه درون‌گروهی و از آزمون t مستقل جهت مقایسه نتایج به دست آمده بین گروه‌های تحقیق استفاده شد. هم‌چنین داده‌های خام حاصل از تحقیق در برنامه Excel نسخه ۲۰۱۶ جمع‌آوری

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

و با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

سطح معنی‌داری در آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.



شکل ۱- آزمودنی در حال انجام رکاب زدن در دو شرایط متفاوت: با و بدون باند لوپ در انتهای فمور

نتایج

در پژوهش حاضر، تعداد ۳۰ دانشجوی مرد در دو گروه نرمال و ژنوواروم مورد مطالعه قرار گرفتند. بررسی مشخصه های دموگرافیک نشان داد که میانگین و انحراف معیار سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی بین دو گروه نرمال و ژنوواروم تفاوت آماری معنادری وجود ندارد ($p>۰/۰۵$)، اما فاصله بین کندیل‌های داخلی زانو بین دو گروه از نظر آماری معنی‌دار بود ($p=۰/۰۰۱$) (جدول ۱). نتایج تجزیه و تحلیل داده‌های حاصل از تحقیق بر اساس آزمون t زوجی نشان داد که تفاوت معنی-داری در میانگین فعالیت گلوتئوس‌مدیوس (Duration) در ۱۰ سیکل رکاب زدن، زمان شروع فعالیت تنسورفاسیالاتا (Onset) و زمان پایان فعالیت گلوتئوس‌مدیوس (Offset) در حین رکاب زدن بین دو وضعیت با و بدون لوپ در گروه نرمال نشان داد ($p<۰/۰۵$) (جدول ۲). در گروه ژنوواروم نتایج حاکی از معنیدار بودن میانگین فعالیت گلوتئوس مدیوس در ۱۰ سیکل رکاب زدن، زمان شروع فعالیت گلوتئوس‌مدیوس و زمان پایان فعالیت گلوتئوس‌مدیوس در حین رکاب زدن بین دو وضعیت با و بدون لوپ بود ($p<۰/۰۵$). ولی در متغیرهای دیگر تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (جدول ۲). هم‌چنین نتایج این آزمون تفاوت معنی‌داری را در میزان نسبت فعالیت گلوتئوس‌مدیوس

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

به تنسورفاسیالاتا در حین رکاب زدن با و بدون لوپ در هر دو گروه نرمال و ژنوواروم (p=۰/۰۴۵ ژنوواروم، p=۰/۰۴۲ نرمال)، و تفاوت زمان‌بندی در Onset نسبت عضلات گلوتئوس‌مدیوس به تنسورفاسیالاتا در حین رکاب زدن در گروه نرمال نشان داد (p=۰/۰۰۶) (جدول ۳).

جدول۱- مشخصات دموگرافیک دانشجویان پسر دانشگاه علامه طباطبایی در سال تحصیلی ۱۳۹۸

متغیر	**نرمال** (n=۱۵) انحراف معیار ± میانگین	**ژنوواروم** (n=۱۵) انحراف معیار ± میانگین	**مقدار P**
سن (سال)	۲۳/۶۸ ± ۲/۵۰	۲۴/۳۱ ± ۱/۳۵	۰/۱۶۲
وزن (کیلوگرم)	۷۳/۱۸ ± ۲/۲۰	۷۲/۹۳ ± ۳/۴۵	۰/۲۴۰
قد (سانتی متر)	۱۷۴/۶۱ ± ۳/۷۱	۱۷۵/۵۱ ± ۳/۲۱	۰/۴۱۱
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۳/۹۴ ± ۰/۹۵	۲۳/۲۱ ± ۰/۶۴	۰/۵۳۴
فاصله بین کندیل‌های داخلی زانو (سانتی متر)	۱/۲۱ ± ۰/۵۷	۴/۲۵ ±۰/۴۱	۰/۰۰۱

آزمون آماری t مستقل، P < ۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

جدول ۲- زمان‌بندی و فعالیت عضلات دانشجویان پسر دانشگاه علامه طباطبایی در سال تحصیلی ۱۳۹۸ حین رکاب زدن با و بدون باند لوپ در گروه نرمال و ژنوواروم

گروه	عضلات		**بدون باند لوپ** انحراف معیار ± میانگین	**با باند لوپ** انحراف معیار ± میانگین	**مقدار P**
نرمال (n=۱۵)	گلوتئوس مدیوس	Onset	۹۳/۴۱ ± ۹/۲۱	۳۲/۱۰ ± ۳/۷۱	۰/۰۶۳
		Offset	۷۱/۹۲ ± ۴۴/۶۳	۷۰/۰۲ ± ۱۰۷/۵۱	۰/۰۱۸
		Duration	۰/۲۴ ± ۰/۰۷	۰/۳۰ ± ۰/۰۹	۰/۰۰۱
	تنسورفاسیالاتا	Onset	۲۱۷/۵۱ ± ۱۰/۷۳	۶۰/۲۲ ± ۱۹۶/۱۲	۰/۰۰۷
		Offset	۹۵/۱۳ ± ۱۴/۴۱	۲۵/۸۲ ± ۱۱۵/۷۲	۰/۰۶۱
		Duration	۰/۲۲ ± ۰/۱۰	۰/۲۳ ± ۰/۱۰	۰/۰۹۱
ژنوواروم (n=۱۵)	گلوتئوس مدیوس	Onset	۱۳/۲۵ ± ۱۱/۶۷	۴/۶۳ ± ۲۴/۹۷	۰/۰۴۸
		Offset	۱۰۴/۱۳ ± ۱۶/۱۲	۱۳/۰۲ ± ۱۲۴/۱۳	۰/۰۴۷
		Duration	۰/۲۲ ± ۰/۱۱	۰/۲۷ ± ۰/۱۳	۰/۰۰۱
	تنسورفاسیالاتا	Onset	۲۳۰/۲۳ ± ۵۹/۹۲	۶۳/۱۲ ± ۲۲۳/۵۱	۰/۳۴۳
		Offset	۷۳/۳۸ ± ۳۱/۱۹	۹۱/۸۲ ± ۹۸/۶۳	۰/۱۰۳
		Duration	۰/۳۲ ± ۰/۲۳	۰/۳۶ ± ۰/۲۶	۰/۲۷۴

آزمون آماری t زوجی، P < ۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

Onset: زمان شروع فعالیت عضلات بر اساس زاویه رکاب (Crank angle)، Offset: زمان پایان فعالیت عضلات بر اساس زاویه رکاب (Crank angle)، Duration: میانگین فعالیت عضلات در ۱۰ سیکل رکاب زدن (هر سیکل ۳۶۰ درجه، شروع سیکل از قرار گرفتن پدال در بالاترین نقطه (صفر درجه))

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

جدول ۳- تفاوت زمان‌بندی Onset/Offset و نسبت فعالیت عضلات گلوتئوس‌مدیوس- تنسورفاسیالاتا (Gmed/TFL) دانشجویان پسر دانشگاه علامه طباطبایی در سال تحصیلی ۱۳۹۸ در گروه نرمال و ژنوواروم

گروه	متغیرها	بدون باند لوپ انحراف معیار ± میانگین	با باند لوپ انحراف معیار ± میانگین	مقدار P
نرمال (n=۱۵)	Gmed/TFL Ratio	۱/۳۳ ± ۰/۵۳	۱/۶۲ ± ۰/۶۲	۰/۰۴۲
	Gmed/TFL Onset(درجه)	-۲۰۸/۲۵ ± ۰/۶۸	-۱۹۲/۳۷ ± ۸/۸۴	۰/۰۰۶
	Gmed/TFL Offset(درجه)	-۲۳/۲۵ ± ۰۲/۵۱	-۸/۲۵ ± ۵/۸۵	۰/۱۵۳
ژنوواروم (n=۱۵)	Gmed/TFL Ratio	۱/۸۰ ± ۲/۱۲	۲/۳۱ ± ۲/۵۹	۰/۰۴۵
	Gmed/TFL Onset(درجه)	-۲۱۸/۷۵ ± ۶۸/۲۶	-۲۱۸/۸۷ ± ۶۳/۷۲	۰/۹۹۱
	Gmed/TFL Offset(درجه)	۳۰/۷۵ ± ۲۵/۷۸	۲۵/۵۲ ± ۲۰/۳۲	۰/۷۴۰

آزمون آماری t زوجی، P< ۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

Onset: زمان شروع فعالیت عضلات، Offset: زمان پایان فعالیت عضلات

هم‌چنین در رابطه با شاخص کینماتیکی زانو در حین رکاب زدن با و بدون لوپ نتایج این مطالعه تفاوت معنی‌داری را در میزان زاویه ابداکشن زانو (داینامیک والگوس) در گروه ژنوواروم نشان داد (p=۰/۰۴۷)، اما در متغیرهای دیگر تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (p > ۰/۰۵) (جدول ۴).

جدول ۴- شاخص کینماتیکی زانو حین رکاب زدن با و بدون لوپ دانشجویان پسر دانشگاه علامه طباطبایی در سال تحصیلی ۱۳۹۸ در گروه نرمال و ژنوواروم

گروه	متغیر	بدون باند لوپ انحراف معیار ± میانگین	با باند لوپ انحراف معیار ± میانگین	مقدار P
نرمال (n=۱۵)	میانگین زاویه ابداکشن زانو (درجه)	-۵/۱۶- ± -۵/۰۸	-۴/۹۶ ± -۴/۷۶	۰/۱۶۲
	حداکثر زاویه ابداکشن زانو (درجه)	-۳/۲۵- ± -۷/۵۵	-۳/۵۵ ± -۷/۳۵	۰/۱۲۰
ژنوواروم (n=۱۵)	میانگین زاویه ابداکشن زانو (درجه)	-۴/۸۵- ± -۸/۲۱	-۵/۱۵ ± -۵/۸۵	۰/۰۴۷
	حداکثر زاویه ابداکشن زانو (درجه)	-۴/۴۶- ± -۱۰/۴۵	-۴/۱۰ ± -۸/۳۸	۰/۰۸۵

آزمون آماری t زوجی، P< ۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

جهت مقایسه زمان‌بندی و میزان فعالیت عضلات گلوتئوس‌مدیوس و تنسورفاسیالاتا در دو شرایط با و بدون لوپ حین رکاب زدن بین دو گروه نرمال و ژنوواروم از آزمون t دو نمونه مستقل استفاده شد. نتایج آزمون تفاوت معنی‌داری را در رابطه با میانگین فعالیت تنسورفاسیالاتا در ۱۰ سیکل رکاب زدن با و بدون باند لوپ، زمان پایان فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس و تنسورفاسیالاتا با باند لوپ، زمان پایان فعالیت عضله گلوتئوس‌مدیوس بدون باند لوپ و زمان شروع فعالیت عضله

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

تنسورفاسیالاتا با و بدون باند لوپ در حین رکاب زدن بین دو گروه نشان داد (جدول ۵). ولی در زمان‌بندی و میزان فعالیت عضلات دیگر بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد (جدول ۵). از طرفی نتایج حاصل از تحقیق تفاوت معنی‌داری را در میزان میانگین و حداکثر زاویه ابداکشن زانو (داینامیک والگوس) حین رکاب زدن بدون باند لوپ بین دو گروه نشان داد. اما بین میانگین و حداکثر زاویه ابداکشن زانو حین رکاب زدن با لوپ بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (جدول ۶).

جدول ۵- مقایسه تفاوت زمان‌بندی و فعالیت عضلات دانشجویان پسر دانشگاه علامه طباطبایی در سال تحصیلی ۱۳۹۸ حین رکاب زدن با و بدون لوپ بین افراد نرمال و ژنوواروم

عضلات	متغیر		نرمال (n=۱۵) انحراف معیار ± میانگین	ژنوواروم (n=۱۵) انحراف معیار ± میانگین	مقدار P
گلوتئوس مدیوس	Onset	بدون باند لوپ	۹/۲۵ ± ۹/۴۳	۱۳/۲۵ ± ۱۱/۶۷	۰/۸۸۱
		با باند لوپ	۳/۷۵ ± ۳/۱۵	۴/۶۳ ± ۲/۹۷	۰/۷۹۳
	Offset	بدون باند لوپ	۷۱/۸۸ ± ۴۴/۶۰	۱۰۴/۱۳ ± ۱۶/۱۲	۰/۰۱۷
		با باند لوپ	۱۰۷/۵۱ ± ۶۹/۹۶	۱۲۴/۱۳ ± ۱۳/۰۲	۰/۰۰۸
	Duration	بدون باند لوپ	۰/۲۴ ± ۰/۰۸	۰/۲۲ ± ۰/۱۱	۰/۳۳۲
		با باند لوپ	۰/۳۰ ± ۰/۰۹	۰/۲۸ ± ۰/۱۳	۰/۳۴۲
تنسورفاسیالاتا	Onset	بدون باند لوپ	۲۱۷/۵۱ ± ۱۰/۶۹	۲۳۲/۰۵ ± ۵۹/۹۲	۰/۰۰۵
		با باند لوپ	۱۹۶/۱۳ ± ۶/۱۹	۲۲۳/۵۱ ± ۶۳/۰۲	۰/۰۰۲
	Offset	بدون باند لوپ	۹۵/۱۳ ± ۱۴/۴۵	۷۳/۳۸ ± ۳۱/۱۹	۰/۰۶۱
		با باند لوپ	۱۱۵/۷۵ ± ۲۵/۸۲	۹۸/۶۳ ± ۹/۷۶	۰/۰۰۷
	Duration	بدون باند لوپ	۰/۲۲ ± ۰/۱۱	۰/۳۳ ± ۰/۲۴	۰/۰۰۳
		با باند لوپ	۰/۲۴ ± ۰/۱۱	۰/۳۸ ± ۰/۲۷	۰/۰۰۱

آزمون آماری t مستقل، P < ۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

Onset: زمان شروع فعالیت عضلات بر اساس زاویه رکاب (Crank angle)، Offset: زمان پایان فعالیت عضلات بر اساس زاویه رکاب (Crank angle)، Duration: میانگین فعالیت عضلات در ۱۰ سیکل رکاب زدن (هر سیکل ۳۶۰ درجه، شروع سیکل از قرار گرفتن پدال در بالاترین نقطه (صفر درجه))

جدول ۶- شاخص کینماتیکی زانو دانشجویان پسر دانشگاه علامه طباطبایی در سال تحصیلی ۱۳۹۸ حین رکاب زدن با و بدون لوپ بین افراد نرمال و ژنوواروم

متغیر		نرمال (n=۱۵) انحراف معیار ± میانگین	ژنوواروم (n=۱۵) انحراف معیار ± میانگین	مقدار P
میانگین زاویه ابداکشن زانو (درجه)	بدون باندلوپ	-۵/۱۶ ± -۵/۰۸	-۴/۸۵ ± -۸/۲۱	۰/۰۲۱
	با باند لوپ	-۴/۷۶ ± -۴/۹۶	-۵/۱۵ ± -۵/۸۵	۰/۷۶۰
حداکثر زاویه ابداکشن زانو (درجه)	بدون باند لوپ	-۳/۲۵ ± -۷/۵۵	-۴/۴۶ ± -۱۰/۴۵	۰/۰۲۷
	با باند لوپ	-۳/۵۵ ± -۷/۳۵	-۴/۱۰ ± -۸/۳۸	۰/۰۹۵

آزمون آماری t مستقل، P < ۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

بحث

به‌طور کلی نتایج تحقیق حاضر در این بخش گویای این بود که رکاب زدن با باند لوپ باعث افزایش فعالیت گلوتئوس مدیوس و نسبت فعالیت گلوتئوس‌مدیوس به تنسورفاسیالاتا در مقایسه با بدون باندلوپ در حین رکاب زدن در افراد نرمال می‌شود اما تفاوت معنی‌داری در میانگین و حداکثر زاویه ابداکشن زانو در حین رکاب زدن با و بدون لوپ مشاهده نشد. با توجه به اهمیت تقویت عضله گلوتئوس‌مدیوس در تکلیف های مختلف به عنوان یک استراتژی پایه جهت کنترل اختلال‌های اندام تحتانی [۲۸] و هم‌چنین کنترل نزدیک شدن و چرخش داخلی ران و پیشگیری از سندرم ITBS و PFPS [۱۵، ۱۰-۹]، بسیاری از مطالعات جهت طراحی پروتکل‌های درمانی به بررسی افزایش فعالیت گلوتئوس-مدیوس نسبت به تنسورفاسیالاتا در تکلیف‌های مختلف پرداخته‌اند، در همین راستا در مطالعه‌ای Distefano و همکاران گزارش کردند که برنامه های توان‌بخشی و پیش گیری از آسیب‌های اندام تحتانی اغلب شامل تمریناتی است که در سطح دشواری متفاوت ایجاد می‌شود، جایی که یکی از اهداف اصلی افزایش فعالیت عضلات گلوتئال است [۲۹].

در سال‌های اخیر مطالعات متعددی با هدف افزایش فعالیت گلوتئوس‌مدیوس و اکسترنال روتیتورهای هیپ از باند لوپ در اطراف فمور به منظور ایجاد مقاومت استفاده کرده‌اند. برای مثال Lewis و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی فعالیت عضلات هیپ در حرکت Side Stepping با باند لوپ در نواحی مختلف اندام تحتانی با هدف افزایش فعالیت گلوتئوس‌مدیوس و عین حال عدم افزایش تنسورفاسیالاتا پرداختند، آن‌ها در این تحقیق گزارش کردند که در مقایسه با قرار دادن باند لوپ در اطراف مچ پا حین Side Stepping، قرار دادن باند لوپ در اطراف Foot برای ایجاد مقاومت، فعالیت بیش‌تری در عضله گلوتئوس مدیوس بدون افزایش فعالیت تنسورفاسیالاتا ایجاد می‌کند [۳۰]. در تحقیقی دیگر Foley و همکاران گزارش کردند که انجام حرکت اسکات با باند لوپ، با وجود تغییرات اندک روی کینماتیک زانو از طریق فعالیت حداکثری عضلات ثبات دهنده (گلوتئال) باعث افزایش ثبات زانو می‌شود [۱۵] هم‌چنین Youdas و همکاران گزارش کردند که استفاده از باند لوپ باعث افزایش فعالیت عضلات گلوتئال در تمرینات ایستاده می‌شود، اگرچه آن‌ها در این تحقیقات عضلات همکار را از جمله تنسورفاسیالاتا را بررسی نکردند [۳۱]. زمانی که ما تمرینی را جهت افزایش فعالیت عضله‌ای به صورت اختصاصی تر طراحی می‌کنیم باید عضلات همکار آن را نیز در نظر بگیریم، عضلات همکار در حین انجام یک حرکت با هم کار می‌کنند و بر روی یکدیگر تأثیر می‌گذارند [۳۳-۳۲]. در نتیجه در طراحی پروتکل تمرینی جهت افزایش فعالیت اختصاصی‌تر عضله گلوتئوس‌مدیوس باید عضله تنسورفاسیالاتا نیز در نظر گرفته شود.

با توجه به نتایج به‌دست آمده حاصل از این تحقیق نسبت فعالیت گلوتئوس‌مدیوس به تنسورفاسیالاتا معنی‌دار بوده که به نظر می‌رسد لود ایجاد شده بوسیله باند لوپ و در نهایت افزایش مقاومت عضلات اکسترنال روتیتور فمور در برابر نزدیک شدن و چرخش داخلی ران باعث افزایش فعالیت این عضلات به‌خصوص عضله گلوتئوس‌مدیوس در حین رکاب زدن می‌شود. بنابراین، باند لوپ در حین رکاب زدن می‌تواند به

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

عنوان یک تمرین مؤثر جهت افزایش و تقویت اختصاصی‌تر عضله گلوتئوس‌مدیوس نسبت به تنسورفاسیالاتا به عنوان یک پروتکل تمرینی تقویت عضلات ثبات دهنده زانو به طور پیش رونده در نظر گرفته شود، اگرچه در همین راستا شواهد رو به رشدی وجود دارد که باید در طراحی تمرینات، تقویت عضلات گلوتئال به‌خصوص گلوتئوس‌مدیوس جهت پیشگیری و کنترل آسیب‌های PFPS و ITBS و افزایش ثبات در مفصل زانو در نظر گرفته شود [۳۵-۳۴، ۹]. از طرفی در رابطه با Onset و Offset عضلات، نتایج حاضر در حین رکاب زدن با لوپ نسبت به بدون لوپ گویای این بود که فعالیت عضله گلوتئوس-مدیوس دیرتر به پایان می‌رسید اما زمان فعالیت عضله تنسورفاسیالاتا زودتر آغاز می‌شد.

هم‌چنین در رابطه با افراد با ناهنجاری ژنوواروم، نتایج مطالعه حاضر در این بخش گویای این بود که فعالیت عضله تنسورفاسیالاتا در هر دو شرایط با و بدون لوپ بیش‌تر از فعالیت عضله گلوتئوس‌مدیوس است، اگرچه نسبت فعالیت گلوتئوس‌مدیوس به تنسورفاسیالاتا در حین رکاب زدن با باند لوپ نسبت به بدون لوپ به نفع گلوتئوس‌مدیوس معنی‌دار بود، اما به هرحال فعالیت عضله تنسورفاسیالاتا در هر دو شرایط بیش‌تر از گلوتئوس‌مدیوس بود. هم‌چنین در رابطه با کینماتیک اندام تحتانی، تفاوت معنی‌داری در میانگین زاویه ابداکشن زانو در حین رکاب زدن با و بدون لوپ در گروه ژنوواروم مشاهده شد، اما تفاوت معنی‌داری در حداکثر زاویه ابداکشن زانو مشاهده نشد. با توجه به این‌که در افراد با ناهنجاری ژنوواروم، چرخش داخلی ران دیده می‌شود [۱۱] و نتایج تحقیق حاضر حاکی از افزایش میانگین زاویه ابداکشن زانو در این افراد در حین رکاب زدن بدون باند لوپ بود، به نظر می‌رسد ناهنجاری ژنوواروم با کاهش فعالیت و عملکرد عضله گلوتئوس مدیوس همراه است، و نتایج حاضر در این بخش از تئوری رابطه بین ضعف در یک عضله و غالب شدن عضله همکار به عنوان عضله اولیه حمایت می‌کند [۹]، در نتیجه می‌توان افزایش میانگین زاویه ابداکشن زانو را با افزایش فعالیت عضله تنسورفاسیالاتا در این افراد نسبت داد. در نتیجه غالب بودن عضله تنسورفاسیالاتا نسبت به گلوتئوس‌مدیوس در حین رکاب زدن بدون لوپ در افراد با ژنوواروم می‌تواند نیروی خارجی را از طریق اتصال به باند ایلیوتیبیال به کشکک وارد کند، که این الگوی فعالیت عضلانی با PFPS و ITBS مرتبط است که در همین راستا Selkowitz و همکاران گزارش کردند که در طراحی تمرینات، افزایش فعالیت و یا تقویت عضله تنسورفاسیالاتا ممکن است اثر معکوس در این افراد داشته باشد که چرخش داخلی ران یکی از عوامل ایجاد اختلال اسکلتی-عضلانی است [۹].

اگرچه نتایج حاضر در این بخش گویای این بود که باند لوپ در حین رکاب زدن به صورت اختصاصی باعث افزایش گلوتئوس‌مدیوس و عدم کاهش تنسورفاسیالاتا نشد، اما نتایج نشان داد که رکاب زدن با باند لوپ می‌تواند باعث افزایش نسبت فعالیت گلوتئوس‌مدیوس به تنسورفاسیالاتا، بهبود زمان اغاز فعالیت گلوتئوس‌مدیوس و اصلاح کینماتیک زانو در صفحه فرونتال باشد. بنابراین با توجه به در ارتباط بودن افزایش زاویه ابداکشن زانو با مشکلات زانو و جهت جلوگیری از این مکانیک تغییر یافته در این شرایط، انجام رکاب زدن با باند لوپ می‌تواند به عنوان یک روش مؤثر جهت کنترل

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

کینماتیک زانو و بالطبع پیش‌گیری از آسیب مورد استفاده قرار بگیرد. به عبارتی نتایج حاصل از این تحقیق گویای این بود که در افراد با ناهنجاری ژنوواروم حین رکاب زدن داینامیک والگوس مشاهده می‌شود، اما به هر حال باند لوپ روی کینماتیک زانو اثر گذاشته و میانگین زاویه ابداکشن زانو را کم می‌کند. هم‌چنین نتایج حاکی از این بود که باند لوپ در حین رکاب زدن تا حدودی روی حداکثر زاویه ابداکشن زانو هم تأثیر گذاشته بود، اما این نتایج از نظر آماری معنی‌دار نبود.

مطالعه ما با محدودیت‌هایی نیز همراه بود که باید به آن‌ها توجه شود. اول این‌که به‌دلیل مقطعی بودن این مطالعه اثر بلند مدت این تمرینات را نمی‌توان تعیین کرد. دوم، crosstalk ممکن است بین عضلات گلوتئوس‌مدیوس و تنسورفاسیالاتا به‌دلیل استفاده از الکترودهای سطحی رخ داده باشد، با این‌که این یک محدودیت شناخته شده از این روش پرکاربرد است. سوم، با توجه به این‌که شرکت کنندگان در این مطالعه مردان بودند، نتایج حاصل از این تحقیق را نمی‌توان به همه افراد از جمله خانم‌ها تعمیم داد. پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده، به بررسی کینماتیک و فعالیت عضلات اندام تحتانی با شدت و سرعت متفاوت حین رکاب زدن و هم‌چنین در افراد با ناهنجارهای اسکلتی عضلانی دیگر برای اگاهی از شناخت الگوهای حرکتی جهت طراحی تمرینات با اهداف توان‌بخشی و پیش‌گیری از آسیب بپردازند. هم‌چنین پیشنهاد می‌شود عضلات سایر درگیر در حین رکاب زدن را مد نظر قرار دهند.

نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که رکاب‌زدن با باند لوپ می‌تواند به عنوان یک روش مؤثر جهت افزایش عملکرد و اکتیویشن عضله گلوتئوس‌مدیوس و در عین حال کاهش اکتیویشن عضله تنسورفاسیالاتا و بهبود کینماتیک زانو در صفحه فرونتال جهت پش‌گیری از آسیب و بهبود ثبات زانو در افراد سالم و ژنوواروم در نظر گرفته شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد خانم مونا حیدریان به راهنمایی خانم دکتر فریده باباخانی در دانشگاه علامه طباطبایی تهران می‌باشد. بدین وسیله از تمامی دانشجویان جهت شرکت در این مطالعه و مسئولین کلینیک موفقیان که ما را در اجرای این پژوهش یاری کردند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

References

[1] Oja P, Titze S, Bauman A, de Geus B, Krenn P, Reger-Nash B, et al. Health benefits of cycling: A systematic review. *Scand J Med Sci Sports* 2011; 21(4): 496–509.

[2] Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Rohlmann A, Halder AM, Beier A, et al. Loading of the knee joint during ergometer cycling: Telemetric in vivo data. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(12): 1032–8.

[3] Clarsen B, Krosshaug T, Bahr R. Overuse injuries in professional road cyclists. *Am J Sports Med* 2010; 38(12): 2494–501.

[4] Wanich T, Hodgkins C, Columbier JA, Muraski E, Kennedy JG. Cycling injuries of the lower extremity. *J Am Acad Orthop Surg Surgeons* 2007; 15(12): 748–56.

[5] Kotler DH, Babu AN, Robidoux G. Prevention, evaluation, and rehabilitation of cycling-related injury. *Curr Sports Med Rep* 2016; 15(3): 199–206.

[6] Silberman MR. Bicycling injuries. *Curr Sports Med Rep* 2013; 12(5): 337–45.

[7] Aderem J, Louw QA. Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: A systematic review Rehabilitation, physical therapy and occupational health. *BMC Musculoskelet Disord* 2015; 16(1): 356.

[8] Merican AM, Amis AA. Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J Biomech* 2009; 42(10): 1539–46.

[9] Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers CM. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013; 43(2): 54–64.

[10] Lee JH, Cynn HS, Kwon OY, Yi CH, Yoon TL, Choi WJ, et al. Different hip rotations influence hip abductor muscles activity during isometric side-lying hip abduction in subjects with gluteus medius weakness. *J Electromyogr Kinesiol* 2014; 24(2): 318–24.

[11] Bougie TL. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. Vol. 17, *Man Ther* Elsevier Health Sciences; 2012. 196 p.

[12] Nathan AJ, Scobell A. How China sees America. Vol. 91, Foreign Affairs. Philadelphia: *Lippincott Williams & Wilkins*; 2012. 49-118 p.

[13] Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39(1): 12–9.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

[14] Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010; 40(2): 42–51.

[15] Foley RCA, Bulbrook BD, Button DC, Holmes MWR. Effects of a Band Loop on Lower Extremity Muscle Activity and Kinematics During the Barbell Squat. *Int J Sports Phys Ther* 2017; 12(4): 550–9.

[16] Gooyers CE, Beach TAC, Frost DM, Callaghan JP. The influence of resistance bands on frontal plane knee mechanics during body-weight squat and vertical jump movements. *Sports Biomech* 2012; 11(3): 391–401.

[17] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med* 2005; 33(4): 492–501.

[18] Letafatkar A, Mantashloo Z, Moradi M. Comparison the time to stabilization and activity of the lower extremity muscles during jump-landing in subjects with and without Genu Varum. *Gait Posture* 2018; 65: 256–61.

[19] Letafatkar A, Hatefi M, Babakhani F, Abbaszadeh Ghanati H, Wallace B. The influence of hip rotations on muscle activity during unilateral weight-bearing exercises in individuals with and without genu varum: A cross-sectional study. *Phys The Sport* 2020; 43: 224–9.

[20] Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. *Int J Sports Med* 2012; 33(6): 469–73.

[21] Lopes AD, Alouche SR, Hakansson N, Cohen M. Electromyography during pedaling on upright and recumbent ergometer. *Int J Sports Phys Ther* 2014; 9(1): 76–81.

[22] Gardner JK, Zhang S, Liu H, Klipple G, Stewart C, Milner CE, et al. Effects of toe-in angles on knee biomechanics in cycling of patients with medial knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* 2015; 30(3): 276–82.

[23] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(5): 361–74.

[24] McBeth JM, Earl-Boehm JE, Cobb SC, Huddleston WE. Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners. *J Athl Train* 2012; 47(1): 15–23.

[25] Peterson Kendall F, Kendall McCreary E, Geise Provance P, McIntyre Rodgers M, Anthony Romani W. Muscles Testing and Function with Posture and

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

Pain. Vol. 103. *Lippincott Williams & Wilkins*; 2005. 465 p.

[26] Slater L V., Hart JM. Muscle Activation Patterns during Different Squat Techniques. *J Strength Cond Res* 2017; 31(3): 667–76.

[27] Daniilidis K, Jakubowitz E, Thomann A, Ettinger S, Stukenborg-Colsman C, Yao D. Does a foot-drop implant improve kinetic and kinematic parameters in the foot and ankle? *Arch Orthop Trauma Surg* 2017; 137(4): 499–506.

[28] French HP, Dunleavy M, Cusack T. Activation levels of gluteus medius during therapeutic exercise as measured with electromyography: a structured review. *Phys Ther Rev* 2010; 15(2): 92–105.

[29] Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39(7): 532–40.

[30] Lewis CL, Foley HD, Lee TS, Berry JW. Hip-muscle activity in men and women during resisted side stepping with different band positions. *J Athl Train* 2018; 53(11): 1071–81.

[31] Youdas JW, Adams KE, Bertucci JE, Brooks KJ, Nelson MM, Hollman JH. Muscle activation levels of the gluteus maximus and medius during standing hip-joint-strengthening exercises using elastic-tubing resistance. *J Sport Rehabil* 2014; 23(1): 1–11.

[32] Maffetone P. The assessment and treatment of muscular imbalance – The Janda Approach. *J Bodyw Mov Ther* 2010; 14(3): 287–8.

[33] Chance-Larsen K, Littlewood C, Garth A. Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris. *Man Ther* 2010; 15(1): 61–5.

[34] Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrmann SA. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med* 2000; 10(3): 169–75.

[35] Khayambashi K, Mohammadkhani Z, Ghaznavi K, Lyle MA, Powers CM. The effects of isolated hip abductor and external rotator muscle strengthening on pain, health status, and hip strength in females with patellofemoral pain: A randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012; 42(1): 22–9.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]
[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]

The Effect of Band Loop on Kinematic and Electromyography of Lower Extremities during Pedaling with Ergometer in Male Students with Genuvarum: A Descriptive Study

M. Heydarian[1], F. Babakhani[2], M. Hatefi[3], R. Balochi[4]

Received: 07/03/2020 Sent for Revision: 19/04/2020 Received Revised Manuscript: 16/06/2020 Accepted: 20/06/2020

Background and Objectives: Change in the lower extremity alignments in the frontal plane and muscle activation patterns during pedaling is associated with patellofemoral pain (PFP) and iliotibial band (ITB) syndrome. Therefore, the aim of the present study was to determine the effect of band loop on kinematic and electromyography of lower extremities during pedaling.

Materials and Methods: In this descriptive study, Kinematic information of the lower extremity and the electromyographic activity of muscles of 30 male students (normal=15, Genuvarum (GV)=15) in the Movafaghian Clinic in Tehran were recorded during pedaling with and without band loop in 10 pedaling cycles of last 30 seconds. Independent t-test and paired t-test were used to analyze the data.

Results: The results showed a significant difference in the gluteus medius (Gmed) muscle activation (p=0.001) and Gmed/tensor fasciae latae (TFL) activity ratio in both groups (normal p= 0.042, GV p= 0.045), onset of TFL (p=0.007) and offset of Gmed activity (p=0.018) in the normal group, and the onset of Gmed muscle (p=0.048), offset of Gmed (p=0.047) and mean knee abduction angle (p=0.047) in the GV group. Also, the results showed a significant difference in TFL activation with and without the loop across the two groups (with loop p= 0.001, without loop p= 0.003) and the mean (p=0.021) and maximum knee abduction angle (p=0.027) without loop between the two groups.

Conclusion: Pedaling with loop band can be an effective method to increase the function and activation of Gmed muscle while decreasing TFL, improving knee kinematics in the frontal plane and knee stability to prevent injury in the normal and GV groups.

Key words: Surface electromyography, Band loop, Kinematic, Ergometer

Funding: This study did not have any funds.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of Allameh Tabataba'i University approved the study (IR.ATU.REC.1398.017).

How to cite this article: Heydarian M, Babakhani F, Hatefi M, Balochi R. The Effect of Band Loop on Kinematic and Electromyography of Lower Extremities During Pedaling with Ergometer in Male Students with Genuvarum: A Descriptive Study. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2020; 19 (5): 447-62. [Farsi]

1- MSc, Dept. of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran, ORCID: 0000-0002-5637-5739

2- Assistant Prof., Dept. of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran, ORCID: 0000-0002-1035-5011

(Corresponding Author) Tel: (021) 48394121, Fax: (021) 48394121, E-mail: farideh_babakhani@yahoo.com

3- PhD Candidate, Dept. of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran, ORCID: 0000-0002-0308-4452

4- Associate Prof., Dept of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran, ORCID: 0000-0001-6833-8524

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.5.4.5]

[DOI: 10.29252/jrums.19.5.447]