Archive of SID
Published Online: 2017. November.11 Research Article

Comparison of Electrical Activity Ratio in Gluteus Maximus and Gluteus Medius Reletive to Tensor Fascia Lata in Participants with Non-Specific Chronic Low Back Pain and Healthy Participants during Selected Rehabilitation Exercises

Hasan Farbod [1*], Ali Abbasi [2], Amir Letafatkar[3]

1. MSc in Sport Injury and Corrective Exercise, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran- Iran
2. Assistant Professor, Sport Biomechanics Department, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor, Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran- Iran

Received: 2017.May.13 **Revised: 2017. July.20** **Accepted: 2017. October.29**

Abstract

Background and aim: Low Back Pain (LBP) is one of the most common skeletal disorders, with an incidence possibility of up to 80% during one's life. Before planning a rehabilitation program, an accurate evaluation seems to be necessary in people with LBP. With regard to the kinetic chain of human body, any problem or dysfunction in any part of the chain can cause abnormal function in other parts. Abnormal hip kinematics and impaired hip muscle performance have been associated with LBP. So, the purpose of the current study was to compare electric activity ratio of gluteal muscles to tensor fascia lata in males with and without non-specific chronic LBP.

Materials and methods: A total of 15 healthy males and 15 males with non-specific chronic LBP participated in the present semi-experimental study. Electromyography signals were obtained from the gluteus medius, superior gluteus maximus, and TFL muscles at 1000 Hz frequency as participants performed some selected exercises and the gluteal-to-TFL muscle activation indices were calculated. Repeated measures analysis of variance and independent t-test were run for data analysis.

Results: The results of the present study demonstrated that, compared with the low back pain group, in launch, squat, hip abduction, clam in side lying, lateral step down, hip extension with extend knee, hip extension with flexed knee, one-side bridge, two-side bridge, and cutting maneuver with elastic resistance, gluteal muscles were significantly more active in healthy group ($P<0.05$).

Conclusion: The result of the present study shows that the electromyography activity index differs between the gluteal muscles and the tensor fascia lata in people with non-specific chronic LBP and healthy people. In order to plan rehabilitation exercise, the clam in side lying, cutting maneuver with resistance elastic, unilateral, and bilateral bridge exercises can be suggested to people with LBP, with the exception of lunch and squat exercises.

Keywords: Electromyography; Non-specific Chronic Low Back Pain; Rehabilitation Training; Muscle Electrical Activity Index

Cite this article as: Hasan Farbod, Ali Abbasi, Amir Letafatkar. Comparison of Electrical Activity Ratio in Gluteus Maximus and Gluteus Medius Reletive to Tensor Fascia Lata in Participants with Non-Specific Chronic Low Back Pain and Healthy Participants during Selected Rehabilitation Exercises. J Rehab Med. 2018; 7(2): 158-168.

* **Corresponding Author**: Hasan Farbod, MSc in Sport Injury and Corrective Exercise, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran- Iran
Email: hasanfarbod.1988@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110910.1616

www.SID.ir

Archive of SID

مقایسه نسبت فعالیت الکتریکی عضلات گلتئوس ماگزیموس و گلتئوس مدیوس به تنسور فاشیالاتا در افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی با افراد سالم در تمرینات منتخب توانبخشی

حسن فربود[1*]، علی عباسی[2]، امیر لطافت‌کار[3]

۱. کارشناس ارشد، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۶/۰۲/۲۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۴/۲۹ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۸/۰۷ *

چکیده

مقدمه و اهداف

کمردرد یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی-عضلانی است که شیوع آن در طول دوره زندگی تا ۸۰ درصد گزارش شده است. بنابراین وجود یک ارزیابی دقیق قبل از طراحی برنامه توانبخشی در افراد مبتلا به کمردرد ضروری به نظر می‌رسد. با توجه به وجود زنجیره حرکتی در بدن انسان، هر گونه مشکل یا نقص عملکردی در یکی از ساختارهای این زنجیره می‌تواند باعث عملکرد غیرطبیعی در سایر زنجیره‌ها شود. کینماتیک غیرطبیعی ران و اختلال در عملکرد عضلات ران، با اختلالات مختلف اسکلتی-عضلانی از جمله کمردرد همراه است. بنابراین هدف از مطالعه حاضر، مقایسه نسبت فعالیت الکتریکی عضلات گلوتئال به تنسور فاشیالاتا در افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی با افراد سالم در تمرینات منتخب توانبخشی بود.

مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر که به صورت نیمه‌تجربی انجام شد، ۱۵ آزمودنی مرد سالم و ۱۵ آزمودنی مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی شرکت کردند. فعالیت الکتریکی عضلات گلوتئوس مدیوس، بخش فوقانی گلتئوس ماگزیموس و تنسور فاشیالاتا در حین اجرای تمرینات منتخب با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد و شاخص نسبت فعالیت الکتریکی عضلات گلوتئال به تنسور فاشیالاتا در این تمرینات محاسبه شد. از آزمون‌های تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری و تی مستقل برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج مطالعه حاضر نشان داد نسبت فعالیت عضلات گلوتئال در تمرینات لانج، اسکوات، کلام این سایدلیینگ، گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی، پل دوطرفه و یک‌طرفه در گروه سالم نسبت به گروه کمردرد به طور معناداری بیشتر است ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری

نسبت فعالیت الکتریکی عضلات گلوتئال به تنسور فاشیالاتا در افراد سالم و افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی تفاوت دارد. به نظر می‌رسد می‌توان انجام تمرینات کلام این سایدلیینگ، گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی، پل دوطرفه و یک‌طرفه را به این افراد به منظور انجام تمرینات توانبخشی پیشنهاد کرد، ولی انجام لانج و اسکوات به این افراد پیشنهاد نمی‌شود.

واژه‌های کلیدی

الکترومایوگرافی؛ کمردرد مزمن غیراختصاصی؛ تمرینات توانبخشی؛ فعالیت الکتریکی

نویسنده مسئول: حسن فربود، بزرگراه شهید حقانی، رازان جنوبی، مجموعه شهید کشوری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران

آدرس الکترونیکی:hasanfarbod.1988@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

کمردرد یکی از مشکلات اسکلتی-عضلانی رایج می‌باشد که هزینه‌های هنگفتی را به دنبال دارد و از علل اصلی ناتوانی افراد گزارش شده است. حدود ۸۰ درصد افراد یک بار در طول زندگی خود به این عارضه مبتلا می‌شوند.[۱] در بسیاری از موارد کمردرد ممکن است بدون درمان‌های پزشکی خاص بهبود یابد، ولی نرخ عود مجدد این عارضه زیاد است.[۲] با توجه به وجود زنجیره حرکتی در بدن انسان، هر گونه مشکل یا نقص عملکردی در یکی از ساختارهای این زنجیره می‌تواند باعث عملکرد غیرطبیعی در سایر زنجیره‌ها شود. در زنجیره حرکتی عضلات مفصل ران نقش قابل توجهی در فعالیت‌های حرکتی دارند. این عضلات به عنوان یک حلقه ارتباط‌دهنده مهم در زنجیره حرکتی عمل کرده و نیروها را از اندام تحتانی به لگن و ستون فقرات و برعکس منتقل می‌کند و موجب حفظ راستای اندام تحتانی و همچنین ثبات تنه و لگن در حین فعالیت‌های زنجیره بسته می‌گردد.[۳، ۴]

کینماتیک غیرطبیعی ران و اختلال در عملکرد عضلات ران، با اختلالات مختلف اسکلتی-عضلانی مانند درد کشککی رانی[۱]، سندروم ایلیوتیبیال باند[۲]، آسیب رباط صلیبی قدامی[۳]، کمردرد[۴] و آسیب‌های مفصل ران همراه است.[۵-۹] با توجه به تایید اختلال در عملکرد عضلات بیماران مبتلا به کمردرد مزمن توسط مطالعات مختلف، اختلالات اسکلتی-عضلانی یا ایمبالانس عضلانی را امروزه یکی از علل کمردرد به حساب می‌آورند.[۱۰] عضلات ران نقش مهمی در بهبود عملکرد و جلوگیری از آسیب و همچنین در دوره توانبخشی بعد از آسیب‌ها ایفا می‌کند.[۱۱] عضلات گلوتئوس ماگزیموس[۵] و مدیوس[۶] به صورت گسترده‌ای برای تحمل و انتقال وزن در مفصل ران مشارکت می‌کنند تا ثبات ساختاری مفصل ران را تامین کنند[۱۲] و از طرف دیگر راستای صحیح اندام تحتانی در مفاصل ران و زانو را حفظ کنند.[۱۳] ناکارایی عملکردی عضلات ران منجر به تغییر بیومکانیک کمربند کمری-لگنی-رانی شده و این عامل اندام تحتانی را در معرض آسیب قرار می‌دهد.[۱۱] ضعف عضلات ران ممکن است منجر به سازگاری استراتژی حرکتی در افراد شده و منجر به پوشیده ماندن ضعف آنها شود که در نتیجه باعث ایجاد حرکات جبرانی در قسمت‌های پایین کمر، ران و مفصل زانو می‌گردد.[۱۴]

عضلات گلتئوس ماگزیموس و مدیوس از جمله عضلات بسیار مهم بدن هستند که نقش پروگزیمال برای اندام تحتانی و آسیب‌های آن ناحیه دارند.[۱۲] طبق تئوری جاندا[۷] ایمبالانس عضلانی بین عضلات گلوتئوس مدیوس و تنسور فاشیالاتا می‌تواند منجر به اختلالات اسکلتی-عضلانی مانند کمردرد شود.[۱۵] تحقیقاتی که قبلا در این زمینه صورت گرفته، استقامت ضعیف و تاخیر در شروع فعالیت عضلات اکستنسور ران (گلوتئوس ماگزیموس) و ابداکتور (گلوتئوس مدیوس) در افراد دارای کمردرد مزمن را گزارش کرده‌اند.[۱۶] همچنین نتایج مطالعه مفتاحی و همکاران نیز ضعف در قدرت اکستنشن و ابداکشن مفصل ران در زنان ورزشکار مبتلا به کمردرد در مقایسه با زنان سالم را نشان داد.[۱۷]

با این حال در تحقیقات متعدد مربوط به پیشگیری و درمان اختلالاتی همچون کمردرد، از تمرینات ویژه برای عضلات تحت تاثیر استفاده نمی‌شود و احساس می‌شود که در اغلب موارد تمرینات به صورت اشتباه برای عضلاتی در نظر گرفته می‌شود که در اصل نمی‌تواند نقش تقویتی برای آن عضله داشته باشد. همچنین در برخی از موارد انجام برخی تمرینات نه تنها مشکل فرد را حل نکرده، بلکه باعث ایجاد مشکلات ثانویه برای آن فرد می‌شود. در تحقیقات گذشته برای پیشگیری و درمان آسیب‌های مختلف، به تقویت عضلات گلتئوس ماگزیموس و مدیوس پرداخته شده است. این عضلات نقش تعیین‌کننده‌ای در صدمه کمردرد نیز دارند. بنابراین با توجه به نقش مشترک این دو عضله در آسیب‌های تنه و اندام تحتانی شاید نیاز باشد برای کمک به تحقیقات بنیادی پیشگیری از آسیب، به مقایسه فعالیت این عضلات در تمرینات مختلف پرداخته شود. با توجه به افزایش روزافزون افراد مبتلا به اختلالات اسکلتی-عضلانی مانند کمردرد مزمن و محدودیت تحقیقات قبلی در پرداختن جامع و اختصاصی به نسبت فعالیت عضلات گلوتئال به تنسور فاشیالاتا در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی، بررسی آن امری ضروری به نظر می‌رسد. بنابراین هدف از مطالعه حاضر، مقایسه نسبت فعالیت الکتریکی عضلات گلوتئال به تنسور فاشیالاتا در افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی با افراد سالم در تمرینات منتخب توانبخشی بود.

مواد و روش‌ها

با توجه به موضوع تحقیق، پژوهش حاضر از نوع تحلیلی-مقایسه‌ای بود. جامعه آماری این تحقیق را دانشجویان پسر ۱۸ تا ۳۰ سال دانشگاه خوارزمی تشکیل دادند. ۱۵ آزمودنی مرد سالم با میانگین سن: ۲/۳۵ ±۲۷/۳۳ سال، قد: ۶/۶۶±۱۷۶/۷۵ سانتی‌متر و وزن:

[1] Patellofemoral Pain
[2] Iliotibial Band Syndrome
[3] Anterior Cruciate Ligament
[4] Low Back Pain
[5] Gluteus Maximus
[6] Gluteus Medius
[7] Janda

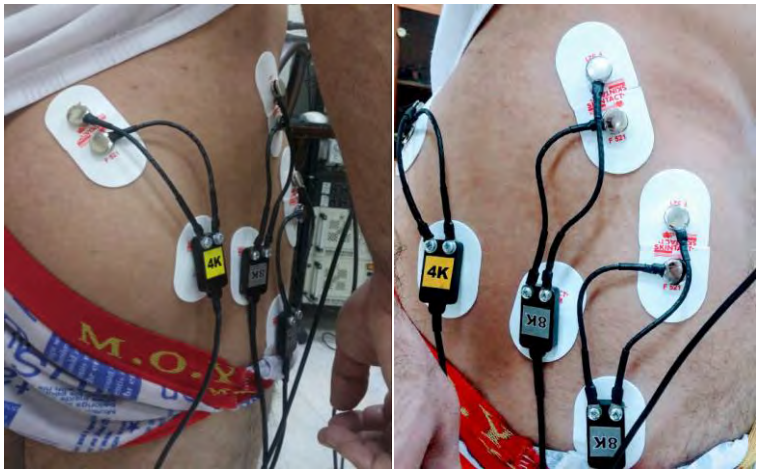
www.SID.ir

Archive of SID

۷۱/۲۹±۶/۴۵ کیلوگرم و ۱۵ آزمودنی مرد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی با میانگین سن: ۲۶/۴۲±۳/۴۶ سال، قد: ۱۷۳/۸۳±۵/۲۳ سانتی‌متر و وزن: ۷۴/۴۱±۸/۶۳ کیلوگرم از درون جامعه آماری که دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی بودند با روش نمونه‌گیری هدفمند و در دسترس و به صورت غیرتصادفی به عنوان نمونه تحقیق انتخاب شدند. تعداد ۳۰ آزمودنی با توجه به ملاک‌های پژوهش به روش هدفمند و در دسترس به عنوان نمونه تحقیق انتخاب شدند. در خصوص نحوه‌ی نمونه‌گیری و تعداد آن در دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد لازم به ذکر می‌باشد که در آلفای ۰/۰۵ و بتای ۰/۰۲ به دلیل بزرگ بودن حجم تأثیر، حجم نمونه ۱۵ نفر در نظر گرفته شد تا توان آماری برابر ۰/۸ شود. از جمله معیارهای ورود به این تحقیق داشتن دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال، نمره پرسش‌نامه دیداری درد[8] بین ۳ تا ۷ در گروه کمردرد، نمره پرسش‌نامه ناتوانی اوسوستری[9] بین ۲۵ تا ۵۰ در گروه کمردرد، نداشتن کمردرد حاد در ۴ هفته مانده به آزمون بود. همچنین معیارهای خروج از تحقیق نیز ابتلا به کمـــردرد حـــاد، جراحی در ستون فقرات، ابتلا به دردهای سیاتیکی و وجود پاتولوژی خاص در ستون فقرات بود.

قبل از جمع‌آوری داده‌ها، افراد نسبت به روش انجام آزمون آشنا شدند و دستورالعمل‌های آموزشی را دریافت و همچنین برای اطمینان از اجرای مناسب تمرینات، هر کدام از تمرینات مورد نظر را تمرین کردند. همه‌ی تست‌ها بر روی اندام تحتانی غالب انجام شد. پس از مشخص کردن پای برتر (زدن به توپ) و علامت‌گذاری محل الکترودها، زوائدی همچون مو و کرک‌های ظریف روی پوست با استفاده از ژیلت‌های یکبارمصرف برای نصب الکترودهای سطحی مربوط به عضلات مورد آزمایش برطرف شده و برای کاهش مقاومت اهمی سطحی، پوست با سمباده بسیار نرم مخصوص با ظرافت لایه‌برداری شد و با الکل پاکسازی شد. در نهایت الکترودهای سطحی مثبت و منفی با فاصله میان الکترودی ۲ سانتی‌متر در محل‌های مورد نظر چسبانده شد. جهت قرارگیری الکترودها روی بدن با جهت قرارگیری فیبرهای عضلانی همسو بود.

محل الکترودها بر اساس پیشنهاد دلاگی و همکاران انتخاب شد.[۱۸] الکترودها برای قسمت فوقانی گلتئوس ماگزیموس (SUP-GMAX)، قسمت فوقانی و جانب نقطه میانی خط کشیده شده، بین خار خاصره‌ای خلفی–فوقانی و خلف تروکانتر بزرگ قرار داده شد. محل الکترودهای گلتئوس مدیوس (GMED)، ۲/۵ سانتی‌متر دیستال به نقطه میانی ستیغ خاصره‌ای (قسمت میانی) و الکترودهای تنسور فاشیالاتا (TFL)، قسمت دیستال و کمی جانب به خار خاصره‌ای قدامی–فوقانی و قسمت میانی و فوقانی تروکانتر بزرگ قرار داده شد.[۱۸]



تصویر ۱: محل قرارگیری الکترودها

سپس با استفاده از انقباض عضلات، محل مناسب برای قرار دادن الکترودها روی عضلات انتخاب شد. پس از تایید یک سیگنال الکترومایوگرافی[۱۰] (EMG) برای هر عضله، حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک[۱۱] (MVIC)، به منظور نرمال‌سازی سیگنال EMG برای هر عضله به صورت تصادفی و به مدت ۵ ثانیه، در یک تلاش انجام شد. حداکثر انقباض ارادی بیشینه برای SUP-GMAX به این صورت بود که افراد به حالت دمر دراز کشیدند و تنه افراد کاملا ثابت شد، سپس آزمودنی‌ها اکستنشن ران را در حالی که زانو در زاویه ۹۰ درجه فلکشن بود، انجام دادند. حداکثر انقباض ارادی بیشینه برای GMED به این صورت بود که آزمودنی‌ها به پهلوی سمت مقابلی که در حال تست شدن بود، دراز کشیدند؛ به گونه‌ای که بخش خلفی لگن و پشت کتف در مجاورت با دیوار بود. افراد حداکثر نیروی ابداکشن

[8] Visual Analogue Scale
[9] Oswestry Disability Questionnaire
[10] Electromyography
[11] Maximum Voluntary Isometric Contraction

www.SID.ir

Archive of SID

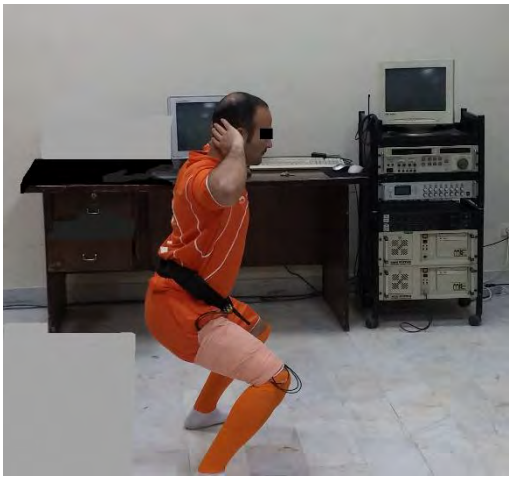
را بر استرپ دور انتهای خارجی پا در وضعیت ۳۰ درجه ابداکشن ران اعمال کردند، به طوری که ران و زانو در اکستنشن کامل بود. حداکثر انقباض ارادی بیشینه برای TFL برای وضعیت به پهلو دراز کشیده یکسان استفاده شده برای GMED به دست آمد، به استثنای اینکه ران در زاویه ۴۵ درجه فلکشن و ۳۰ درجه ابداکشن قرار داده شد. آزمودنی‌ها حداکثر نیروی ممکن را بر استرپ در صفحه مایل اعمال کردند (۴۵ درجه مابین صفحات ساجیتال و کرونال). مقاومت دستی هم بر روی استرپ اضافه شد تا از اینکه افراد به تلاش حداکثری خود برسند، اطمینان حاصل گردد. به دنبال تست حداکثر انقباض ارادی بیشینه افراد به صورت تصادفی ۶ تمرین را انجام دادند (جدول ۱). در مواردی که تمرین در شروع و یا عدم وجود هم‌زمانی بین افراد و آزمون‌گر یا مترونوم با خطا همراه بود، تکرار می‌شد. یک مترونوم ۴۰ بار در هر دقیقه با آهنگ حرکت تنظیم شد، به استثنای گام به طرفین که با آهنگ ۸۰ حرکت در دقیقه تنظیم شد. برای هر تمرین ۵ تکرار انجام شد، به جز گام به طرفین که در ۳ ست که هر ست شامل ۲ گام بود. برای هر تمرین فازهای کانسنتریک و اکسنتریک همراه با ضربات یک مترونوم انجام شد که یک ضربه مترونوم برای استراحت مابین هر تکرار مد نظر قرار گرفت. تمامی تست‌ها به صورت پیوسته اجرا شد و حداقل دو دقیقه استراحت بین هر تمرین در نظر گرفته شد.[۱۸] آزمودنی‌ها تمرینات منتخب ارائه‌شده در جدول ۱ را انجام داده و در حین اجرای این تمرینات فعالیت الکتریکی عضلات با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد.

بررسی شاخص GTA[۱۲] در دو گروه

شاخص GTA نسبت فعالیت الکتریکی عضله گلتئوس مدیوس و قسمت فوقانی عضله گلتوس ماگزیموس را نسبت به عضله تنسور فاشیالاتا نشان می‌دهد و هر چه میزان این شاخص بالاتر باشد، نشان‌دهنده عملکرد مطلوب عضلات گلوتئال می‌باشد که به وسیله فرمول زیر محاسبه می‌شود.[۱۹]

GTA index: {[(GMED/TFL)×GMED]+[(SUP-GMAX/TFL)×SUP-GMAX]}/2

جدول ۱: تمرینات منتخب انجام‌شده توسط آزمودنی‌ها

تمرینات منتخب	وضعیت آزمودنی	تصویر
لانج	پوزیشن شروع، ایستادن با زانوها و ران‌های کاملا باز (صفر درجه)، در صفحه ساجیتال و کرونال و انگشتان به طور مستقیم و جلوی خط میانی قرار گرفت. سپس آزمودنی‌ها به سمت جلو گام برداشتند و پای تست‌شونده به پوزیشن ۹۰ درجه از فلکشن زانو و ران رسید و پای دیگر در ۹۰ درجه فلکشن زانو و صفر درجه ران قرار گرفت. زانوها بالای انگشت دوم اندام همان سمت به منظور جابجایی اندام‌ها در صفحه ساجیتال به جلو جابجا شد. کف زمین به منظور تسهیل جابجایی پا و زانو علامت‌گذاری شد.	
اسکوات	پوزیشن شروع، ایستادن با زانوها و ران‌های صفر درجه در صفحه ساجیتال با کمی چرخش خارجی ران، به طوری که پا/انگشتان تقریبا ۱۵ درجه از خط میانی قرار گرفت. فاصله بین پاها در صفحه کرونال دو سوم طول تروکانتر بزرگ تا کف زمین (در حالت ایستاده)، به گونه‌ای که مفاصل ران دارای کمی ابداکشن بود. سپس آزمودنی‌های تمرین اسکات را به گونه‌ای که مفاصل ران و زانوها تقریبا دارای ۹۰ درجه فلکشن بود، انجام دادند. زانوها موازی با انگشتان پا به صورت مستقیم به جلو حرکت کردند. (بالای انگشت دوم اندام همان سمت)	

12 Gluteal-to-TFL Muscle Activation

www.SID.ir

Archive of SID

گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی	پوزیشن شروع به حالت اسکات، همان‌طور که برای اسکات توضیح داده شد. سپس آزمودنی به طرفین گام برداشت و با پای دیگر نیز این مسیر را ادامه داد. طول هر دو قدم تقریبا ۵۰ درصد از فاصله بین پاها در پوزیشن شروع بود. زانوها هم‌راستا با انگشت دوم همان سمت بدن نگه داشته شدند. یک گام طرفی که برای هر اندام به صورت متوالی صورت می‌گرفت به عنوان یک گام در نظر گرفته شد. سپس آزمودنی ۲ گام را در یک مسیر اجرا کرد. به دنبال آن ۲ گام در مسیر مخالف برداشت تا به پوزیشن آغازین برگردد. این عمل را ۳ بار انجام دادند.	
Clam in Sidelying	پوزیشن شروع، آزمودنی روی میز دراز کشید (طرف مقابل اندام تست‌شونده)، میز در کنار دیوار قرار گرفت. هر دو پا دارای ۴۵ درجه فلکشن در ران و ۹۰ درجه فلکشن در زانو، پای تست‌شونده بالای پای دیگر قرار گرفت. آزمودنی‌ها تنه و کف پای خود را برای کنترل پوزیشن و تمرین در مقابل دیوار قرار دادند. سپس زانوی خود را بالا بردند، به گونه‌ای که ران آنها دارای ۳۰ درجه ابداکشن شود، تا زمان بازگشت به پوزیشن اولیه هر دو پاشنه پا در تماس با یکدیگر و دیوار بودند. باند کشی اطراف دیستال ران آزمودنی‌ها، بدون هیچ-گونه کششی قبل از دور کردن زانوها قرار گرفت.	
پل دوطرفه	پوزیشن شروع به گونه‌ای که تنه آزمودنی روی میز، با زانوهای ۹۰ درجه فلکس شده و ۴۵ درجه فلکشن در ران، بدون چرخش و ابداکشن در ران، تنه در وضعیت خنثی و کف پاها روی میز قرار داشت. سپس آزمودنی در حالی که کف پاهایش روی زمین بود، تنه خود را تا زمانی که ران به اکستنشن کامل برسد و بازگشت به پوزیشن اولیه، بدون چرخش و ابداکشن در ران و با تنه در حالت خنثی به بالا بردند.	
پل یک‌طرفه	پوزیشن شروع آزمون همانند تست پل دوطرفه به جز اینکه پایی که تست نمی‌شود، روی میز باقی می‌ماند (۰ درجه فلکشن زانو و ران). پایی که تست نشد در طول تمرین در وضعیت ۰ درجه ران و زانو ثابت باقی ماند. در پای تست-شونده، زانو در حالت ۹۰ درجه فلکشن، ران در ۴۵ درجه فلکشن بدون چرخش و ابداکشن در مفصل ران، تنه در حالت طبیعی یا خنثی، کف پا در زمین قرار گرفت. پای تست‌شونده آزمودنی در طی بلند کردن لگن از روی میز بر روی زمین قرار گرفت. ران پای تست‌شونده در طی تمرین بدون چرخش و ابداکشن باقی ماند.	

www.SID.ir

Archive of SID

در پژوهش حاضر برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو–ویلک استفاده شد. با توجه به طرح تحقیق، برای بررسی تأثیر گروه (سالم و کمردرد) و نوع تمرین انجام گرفته (۶ تمرین مختلف) از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر (۶×۲) استفاده شد. در ادامه برای بررسی تفاوت شاخص GTA در ۶ تمرین منتخب در دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد از آزمون t مستقل استفاده شد. داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

خصوصیات دموگرافیک آزمودنی¬ها (سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی) در جدول ۲ نشان داده شده است. از نظر سن، وزن، قد و شاخص توده بدنی تفاوت معناداری بین دو گروه وجود نداشت ($p<۰/۰۵$).

جدول ۲: مشخصات آنتروپومتریکی گروه سالم و مبتلا به کمردرد

متغیر	میانگین±انحراف استاندارد		سطح معناداری
	سالم	کمردرد	
سن (سال)	۲۷/۳۳±۱/۱۱	۲۶/۴۰±۱/۶۳	۰/۰۸
قد (سانتی‌متر)	۱۷۶/۷۳±۷/۵۷	۱۷۳/۸۰±۵/۶۳	۰/۲۴
وزن (کیلوگرم)	۷۱/۳۳±۴/۱۶	۷۴/۳۳±۵/۶۳	۰/۰۶
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/متر مربع)	۲۳/۱۳±۱/۶۰	۲۳/۴۶±۱/۱۲	۰/۵۱

فعالیت نرمال‌شده عضلات

مهم‌ترین هدف در نرمال‌کردن داده‌ها در واقع قابل مقایسه کردن آنها می‌باشد. این مقایسه می‌تواند بین کوشش‌های متفاوت یک آزمودنی مشابه، بین کوشش‌های چند آزمودنی و غیره انجام شود. در تحقیق حاضر، برای نرمالایز کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی میزان فعالیت عضلات در طی تمرینات منتخب بر مقادیر فعالیت در حالت MVIC همان عضله تقسیم و در عدد 100 ضرب شد.[۲۰، ۲۱]

جدول ۳: آماره F و سطح معناداری ($p>۰/۰۵$)، مربوط به آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر در ۲ گروه سالم و کمردرد در تمرینات منتخب

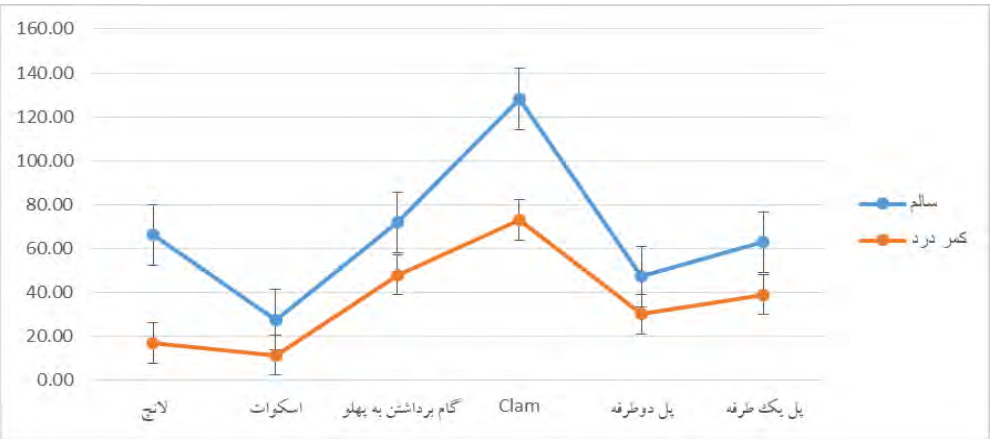
پارامتر	آماره F (معناداری)		
	گروه	تمرین	گروه×تمرین
شاخصGTA	۱۳۴/۱۷۱	۱۳۲/۲۵۰	۹/۶۱۵
سطح معناداری	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
$\acute{\eta}^2$	۰/۸۲۷	۰/۸۲۵	۰/۲۵۶

با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر (۶×۲) نتایج مربوط به شاخص GTA در ۲ گروه سالم و کمردرد، در ۶ تمرین مختلف تحلیل گردید. برای بررسی اثرات درون‌گروهی از آزمون گرین‌هاوس–گیزر[13] استفاده شد. با توجه به نتایج این آزمون اثرات درون-گروهی معنادار بود (P=۰/۰۰۰ و F=۱۳۲/۲۵۰). جهت بررسی تفاوت شاخص GTA بین تمرین‌ها از آزمون تعقیبی بونفرونی[14] استفاده شد. نتایج این آزمون نشان داد در تمرین لانج و اسکات همچنین گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی و پل یک‌طرفه تفاوت معنادار نیست، ولی در دیگر تمرینات این تفاوت از نظر آماری معنادار بود. همچنین اثر تعاملی بین گروه و تمرین نیز مورد بررسی قرار گرفت که نتایج آن معنادار بود (P=۰/۰۰۰ و F=۹/۶۱۵). با توجه به نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر، تفاوت بین گروه‌ها نیز از نظر آماری معنادار بود (P=۰/۰۰۰ و F=۱۳۴/۱۷۱). در ادامه برای بررسی تفاوت بین گروه‌ها در ۶ تمرین منتخب از آزمون t مستقل استفاده شد که نتایج آن در جدول ۴ ارائه شده است.

[13] Greenhouse-Geisser
[14] Bonferroni

www.SID.ir

Archive of SID



نمودار ۱: شاخص GTA در تمرینات منتخب در دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد

جدول ٤: نتایج آزمون t مستقل در افراد سالم و افراد مبتلا به کمردرد

تمرینات منتخب	شاخص GTA		معناداری
	سالم	کمردرد	
لانج	۲۴/۶۶	۱۷/۰۶	/۰۰۲
اسکوات	۲۷/۶۶	۱۱/۵۳	/۰۰۰
گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی	۷۲/۰۶	۴۸/۱۳	۰/۰۰۲
Clam in Sidelying	۱۲۸/۱۳	۷۳	۰/۰۰۰
پل دوطرفه	۴۷/۲۰	۳۰/۱۳	۰/۰۰۰
پل یک‌طرفه	۶۳/۰۶	۳۹/۰۶	۰/۰۰۰

با توجه به نتایج آزمون t مستقل که در جدول ۴ نشان داده شده است، شاخص GTA در ۶ تمرین منتخبی که آزمودنی‌ها انجام دادند، در دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد تفاوت دارد و این تفاوت از نظر آماری نیز معنادار بود.

بحث

مطالعه حاضر با هدف مقایسه نسبت فعالیت الکتریکی عضلات گلتئوس ماگزیموس و گلتئوس مدیوس به تنسور فاشیالاتا در افراد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی با افراد سالم در تمرینات منتخب توانبخشی انجام گرفته است. ارتباط بین نسبت فعالیت عضلات مفصل ران با کمردرد از آن جهت مهم است که عضلات ران به عنوان یک حلقه ارتباط‌دهنده مهم در زنجیره کینتیک عمل می‌کنند و نقش مهمی در انتقال نیروها از اندام‌های تحتانی به ستون فقرات و همچنین از ستون فقرات به اندام‌ها، در حین فعالیت‌های قائم دارند. نتایج به دست آمده نشان داد که در تمرینات مورد بررسی، شاخص GTA در گروه سالم به طور معناداری بیشتر از گروه کمردرد است. همچنین بر اساس یافته‌ها، می‌توان شاخص GTA را در۶ تمرین مورد بررسی از کمترین به بیشترین مقدار به صورت اسکوات، لانج، پل دوطرفه، پل یک-طرفه، گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی و Calm in Sidelying مرتب کرد.

عضله گلتئوس مدیوس و قسمت فوقانی عضله گلتوس ماگزیموس به عنوان چرخش‌دهنده‌های خارجی ران و عضله تنسور فاشیالاتا چرخش‌دهنده داخلی ران می‌باشد، در صورتی که عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران ضعیف باشد و عضله تنسور فاشیالاتا که یک چرخش-دهنده داخلی ران محسوب می‌شود، بیش از اندازه در تمرینات توانبخشی فعال شود، باعث افزایش والگوس زانو در حین تمرینات می‌شود و به عنوان یک ریسک فاکتور آسیب محسوب می‌شود که می‌تواند منجر به آسیب‌های اندام تحتانی و کمردرد شود.[۱۹] به منظور ارزیابی فعالیت نسبی این عضلات در مطالعه حاضر از شاخص GTA استفاده شده است که در واقع نسبت فعالیت الکتریکی عضله گلتئوس مدیوس و قسمت فوقانی عضله گلتوس ماگزیموس را نسبت به عضله تنسور فاشیالاتا نشان می‌دهد و هر چه میزان این شاخص بالاتر باشد، نشان‌دهنده عملکرد مطلوب عضلات گلوتئال است. در واقع پژوهش حاضر بر پایه این فرض انجام گرفته است که فعالیت بیش از حد

www.SID.ir

Archive of SID

عضله تنسور فاشیالاتا در حین تمرینات توانبخشی می‌تواند اثر مخربی بر فرآیند توانبخشی افراد دارای اختلال در ناحیه مرکزی بدن مانند کمردرد را به دنبال داشته باشد و در این شرایط فعالیت عضلات گلوتئال می‌تواند در این زمینه کمک‌کننده بوده و با این عامل مقابله کند.

بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر نسبت فعالیت عضلات گلوتئال به عضله تنسور فاشیالاتا در تمرینات بررسی‌شده (جدول ۱) در گروه مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم کمتر بود و این تفاوت از نظر آماری معنادار بود. در این زمینه چندین مطالعه به بررسی فعالیت الکتریکی عضلات گلوتئال و تنسور فاشیالاتا در تمریناتی مشابه با تحقیق حاضر پرداخته‌اند، هر چند که در هیچ‌کدام از این مقالات شاخص GTA مشابه تحقیق حاضر مورد بررسی قرار نگرفته است. در این زمینه مفتاحی و همکاران (۱۳۹۴) در مطالعه خود به بررسی قدرت عضلات ابداکتور و چرخش‌دهنده‌های خارجی ران در دو گروه کمردرد که شامل ۱۵ آزمودنی ورزشکار زن مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن و ۱۵ آزمودنی ورزشکار زن بدون کمردرد بود، نشان دادند که قدرت اکستنشن و ابداکشن مفصل ران در زنان ورزشکار مبتلا به کمردرد به طور معناداری از گروه سالم کمتر بوده و پیشنهاد کردند در ارزیابی و توانبخشی مبتلایان به کمردرد، علاوه بر ارزیابی‌های مربوط به ستون فقرات، توجه به قدرت عضلات مفصل ران نیز ضروری به نظر می‌رسد.[۱۷] بری و همکاران (۲۰۱۵) با بررسی تاثیر پوسچر در فعالیت عضلات ابداکتور ران نشان دادند که در تمرینات گام به طرفین در برابر مقاومت، ابداکتورهای ران در پایی که روی زمین می‌باشد فعالیت بیشتری از عضلات ابداکتور پای متحرک دارند و در تمرین اسکات فعالیت عضلات گلوتئال افزایش می‌یابد، در حالی که فعالیت تنسور فاشیالاتا در مقایسه با پوزیشن ایستاده کاهش می‌یابد و همچنین بیشترین میزان فعالیت عضلات گلوتئال در تمرین اسکات و در حالی که به طرفین گام برمی‌دارند، قابل مشاهده است.[۲۲] همچنین سلکوویتس و همکاران (۲۰۱۳) در تحقیق خود با هدف بررسی تمریناتی که فعالیت عضلات گلوتئال را افزایش و فعالیت عضله تنسور فاشیالاتا را به حداقل می‌رساند، نشان دادند که در حرکات پل یک‌طرفه و پل دوطرفه، اکستنشن ران (زانو اکستنشن و فلکشن)، حرکت کالم و اسکات فعالیت هر دو عضله گلوتئوس مدیوس و ماگزیموس به طور معناداری بیشتر از فعالیت عضله تنسور فاشیالاتا بوده است.[۱۹] همچنین دی استفانو و همکاران (۲۰۰۹) با بررسی فعالیت عضلات گلوتئال در طول معمول‌ترین تمرینات توانبخشی نشان دادند که نتایج معناداری در دامنه سیگنال الکتریکی برای عضله گلوتئوس مدیوس و ماگزیموس مشاهده نشده و فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در حرکت ابداکشن یک‌طرفه به طور معناداری از عضله گلوتئوس ماگزیموس بیشتر است.[۲۳] اکستروم و همکاران (۲۰۰۷) با تحلیل الکترومایوگرافی عضلات کور، لگن و ران در طول ۹ تمرین توانبخشی نشان دادند که این تمرینات می‌تواند برای بازتوانی ناحیه کور و تقویت عملکرد این ناحیه استفاده شود. با توجه به نیاز بیمار یا ورزشکار برخی از تمرینات ممکن است برای تقویت قدرت موثرتر از سایر تمرینات باشد.[۲۴] در نهایت استیونز و همکاران (۲۰۰۶) با بررسی فعالیت الکتریکی عضلات ران و تنه در طول تمرینات ثباتی در حالت چهار دست و پا در افراد سالم نشان دادند در این تمرینات که در حالت چهار دست و پا اجرا می‌شود، عضلات ران و تنه به صورت هماهنگ با هم عمل می‌کنند و عمل هماهنگ هر کدام از عضلات موضعی و سراسری برای ثبات ستون فقرات ضروری می‌باشد.[۲۵] با این وجود همان‌طور که قبلا اشاره شد هیچ‌کدام از این مقالات مشابه تحقیق حاضر شاخص GTA را مورد اندازه‌گیری قرار نداده بود، بنابراین نمی‌توان به طور مستقیم نتایج این مقالات را با نتایج مطالعه حاضر مقایسه نمود.

باید توجه داشت که شاخص GTA نسبت فعالیت الکتریکی عضله گلتئوس مدیوس و قسمت فوقانی عضله گلتوس ماگزیموس را به عضله تنسور فاشیالاتا نشان می‌دهد و هر چه میزان این شاخص بالاتر باشد، نشان‌دهنده عملکرد مطلوب عضلات گلوتئال است.[۱۹] در این شرایط تنها یک مطالعه به بررسی این شاخص در ۱۱ تمرین مختلف توانبخشی در افراد سالم پرداخته است. سلکوویتس و همکاران (۲۰۱۳) با بررسی شاخص GTA در ۱۱ تمرین مختلف در آزمودنی‌های مرد سالم شامل لانج، اسکوات، گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی، ابداکشن ران، Clam in Sidelying، اکستنشن ران با زانوی باز، اکستنشن ران با زانوی خم، پل دوطرفه، پل یک‌طرفه، hip hike و گام برداشتن روی پله این شاخص را در مورد این تمرینات به ترتیب بزرگی این‌گونه گزارش کردند: ۱۱۵ برای Clam in Sidelying، ۶۴ برای گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی، ۵۹ برای پل یک‌طرفه، ۵۰ برای اکستنشن ران با زانوی باز، ۵۰ برای اکستنشن ران با زانوی خم، ۳۸ برای ابداکشن ران، ۳۲ برای گام برداشتن روی پله، ۳۲ برای پل دوطرفه، ۲۸ برای hip hike، ۲۸ برای اسکوات و در نهایت ۱۸ برای لانج. این محققان نتیجه گرفتند که در مورد تمرینات توانبخشی که به منظور افزایش پایداری ناحیه مرکزی بدن انجام می‌شود تمریناتی مطلوب است که شاخص GTA نزدیک به ۵۰ و به طور مطلوب‌تر بزرگتر از آن باشد و بر این اساس از میان تمرینات تحت بررسی تمرینات Clam in Sidelying، گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی، پل یک‌طرفه، اکستنشن ران با زانوی باز، اکستنشن ران با زانوی خم را پیشنهاد نمودند.[۱۹] بر اساس نتایج مطالعه حاضر شاخص GTA در تمرینات تحت بررسی در افراد سالم و مبتلا به کمردرد بر اساس بزرگی به این ترتیب بود که افراد سالم ۱۲۸ برای Clam in Sidelying، ۷۲ برای گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی، ۶۳ برای پل یک‌طرفه، ۴۷ برای پل دوطرفه، ۲۸ برای اسکوات و ۲۵ برای لانج و در مورد گروه آزمودنی‌های دارای کمردرد مزمن ۷۳ برای Clam in Sidelying، ۴۸ برای گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی، ۳۹ برای پل یک‌طرفه، ۳۰ برای

www.SID.ir

Archive of SID

پل دوطرفه، ۱۷ برای لانچ، ۱۲ برای اسکوات. با مقایسه نتایج مطالعه حاضر با مطالعه سلکوویتس و همکاران (۲۰۱۳) در مورد آزمودنی-های سالم توافق زیادی بین دو مطالعه وجود دارد، به طوری که با در نظر گرفتن بزرگی شاخص GTA چندین تمرین اول در رده‌بندی تمرینات از نظر این شاخص بین دو گروه مشابه هستند، هر چند که در مورد برخی تمرینات نیز اختلاف وجود دارد که این مسئله می‌تواند به دلیل تغییرپذیری بالای سیگنال EMG در شرایط و افراد مختلف باشد. همچنین نوع تراباند استفاده‌شده در دو تحقیق نیز می‌تواند دلیلی برای تفاوت در میزان شاخص GTA به دست آمده در این دو تحقیق باشد. مسئله دیگر اینکه در این تحقیق از EMG سطحی استفاده شد، در حالی که در تحقیق سلکوویتس و همکاران از EMG سوزنی استفاده شده بود. این مورد نیز می‌تواند یکی دیگر از دلایل اختلاف در میزان این شاخص در تمرینات انجام‌شده در تحقیق حاضر باشد.[۱۹] در این زمینه تاکنون مطالعه‌ای به بررسی این شاخص در مورد آزمودنی‌های دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی نپرداخته است که بتوان نتایج به دست آمده در گروه مبتلا به کمردرد را با آن مقایسه کرد.

بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر و با در نظر گرفتن مقدار مطلوب ۵۰ برای شاخص GTA می‌توان تمرینات Clam in Sidelying، اسکوات تک‌پا و گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی را به این افراد به منظور انجام تمرینات توانبخشی پیشنهاد کرد، اما انجام لانچ و اسکوات را به این افراد پیشنهاد نمی‌کنیم. باید توجه داشت که این نتایج را به دلیل انجام نگرفتن مطالعه مشابه در این زمینه باید با احتیاط به کار برد و مطمئنا انجام مطالعات تکمیلی در این زمینه ضروری به نظر می‌رسد.

نتیجه گیری

در نهایت بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر و با در نظر گرفتن ۶ تمرین مورد بررسی تفاوت‌هایی از این نظر بین افراد سالم و دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی مشاهده شد. با این وجود به نظر می‌رسد با توجه به نتایج به دست آمده از پژوهش حاضر می‌توان انجام تمرینات Clam in Sidelying و گام برداشتن به پهلو با مقاومت الاستیکی را به این افراد به منظور انجام تمرینات توانبخشی برای بهبود ثبات ناحیه کمری–لگنی پیشنهاد کرد، ولی انجام تمرینات لانچ و اسکوات به این افراد پیشنهاد نمی‌شود. همواره پژوهش‌گران در تحقیقات خود با محدودیت‌هایی مواجه هستند که پژوهش حاضر نیز از این امر مستثنی نیست. یکی از محدویت‌های تحقیق حاضر عدم امکان انجام اندازه‌گیری‌ها به وسیله دستگاه EMG سوزنی می‌باشد که می‌تواند در اعتبار نتایج این تحقیق تاثیرگذار باشد؛ لذا می‌توان پیشنهاد کرد برای افزایش اعتبار تحقیق، در صورت امکان از دستگاه EMG سوزنی در مطالعات آینده استفاده کرد. همچنین می‌توان در تحقیقات آینده تمرینات دیگری که در برنامه‌های توانبخشی استفاده می‌شود را مورد ارزیابی قرار داد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد حسن فربود به راهنمایی دکتر علی عباسی و مشاوره دکتر امیر لطافت‌کار می‌باشد. بدین-وسیله از تمام افرادی که در انجام تحقیق پیش‌رو ما را یاری رساندند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Esfandiari E, Masoumi M, Yavari A, Saeedi H, Allami M. Efficacy of long-term outcomes and prosthesis satisfaction in warrelated above knee amputees. J Res Rehabil Sci 2011; 7(1): 66-73. [In Persian]
2. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. The Lancet. 2012 Feb 10;379(9814):482-91.
3. Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. Clinical Journal of Sport Medicine. 2000 Apr 1;10(2):89-97.
4. Andersson GB. Epidemiological features of chronic low-back pain. The lancet. 1999 Aug 14;354(9178):581-5.
5. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrao FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2012 Jun;42(6):491-501.
6. FeRbeR R, Noehren B, Hamill J, Davis I. Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2010 Feb;40(2):52-8.
7. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk a prospective biomechanical-epidemiologic study. The American journal of sports medicine. 2007 Jul 1;35(7):1123-30.
8. Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, Hänninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2000 Jan 31;81(1):32-7.

www.SID.ir

Archive of SID

9. Grimaldi A, Richardson C, Stanton W, Durbridge G, Donnelly W, Hides J. The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus medius, gluteus minimus and piriformis muscles. Manual therapy. 2009 Dec 31;14(6):605-10.
10. Demoulin C, Crielaard JM, Vanderthommen M. Spinal muscle evaluation in healthy individuals and low-back-pain patients: a literature review. Joint Bone Spine. 2007 Jan 31;74(1):9-13.
11. Reiman MP, Bolgla LA, Loudon JK. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. Physiotherapy theory and practice. 2012 May 1;28(4):257-68.
12. Lee D. Instability of the sacroiliac joint and the consequences to gait. Journal of Manual & Manipulative Therapy. 1996 Jan 1;4(1):22-9.
13. Presswood L, Cronin J, Keogh JW, Whatman C. Gluteus medius: Applied anatomy, dysfunction, assessment, and progressive strengthening. Strength & Conditioning Journal. 2008 Oct 1;30(5):41-53.
14. Philippon MJ, Decker MJ, Giphart JE, Torry MR, Wahoff MS, LaPrade RF. Rehabilitation exercise progression for the gluteus medius muscle with consideration for iliopsoas tendinitis: an in vivo electromyography study. The American journal of sports medicine. 2011 Aug;39(8):1777-86.
15. Janda V. Muscle strength in relation to muscle length, pain and muscle imbalance. International Perspectives in Physical Therapy. 1993:83-.
16. O'Sullivan K, Smith SM, Sainsbury D. Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2010 Jul 12;2(1):17.
17. Meftahi N, Sarrafzadeh J, Marufi N, Jafari H. Evaluation and Comparison of Hip Joint Muscles Strength in Female Athletes with and without Non-specific Chronic Low Back Pain. Journal of Modern Rehabilitation. 2015 Apr 15;9(1):23-30.[In Persian[
18. Delagi EF, Perotto A. Anatomic guide for the electromyographer--the limbs. Charles C. Thomas Publisher; 1980.
19. 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. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2013 Feb;43(2):54-64.
20. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control. 1996 Dec 31;101(6):511-9.
21. Fishman LM, Wilkins AN. Functional electromyography: provocative maneuvers in electrodiagnosis. Springer Science & Business Media; 2010 Nov 4.
22. Berry JW, Lee TS, Foley HD, Lewis CL. Resisted side stepping: The effect of posture on hip abductor muscle activation. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2015 Sep;45(9):675-82.
23. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2009 Jul;39(7):532-40.
24. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2007 Dec;37(12):754-62.
25. Stevens VK, Vleeming A, Bouche KG, Mahieu NN, Vanderstraeten GG, Danneels LA. Electromyographic activity of trunk and hip muscles during stabilization exercises in four-point kneeling in healthy volunteers. European spine journal. 2007 May 1;16(5):711-8.

www.SID.ir