نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۱۰، شماره ۲۰، پاییز و زمستان ۱۴۰۱
۱۲۶ - ۱۱۵

WWW.RSR.BASU.AC.IR

مقایسه زوایای مختلف مفصل زانو بر فعال‌سازی عضلات منتخب ران در حرکت پل خوابیده به پشت

علی صیدی[۱]، مهدی قیطاسی[۲*]، مصطفی زارعی[۳]

۱. کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.
۲. استادیار گروه تندرستی و بازتوانی در ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.
۳. دانشیار گروه تندرستی و بازتوانی در ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.

دریافت ۱۵ فروردین ۱۴۰۱؛ پذیرش ۱۹ مهر ۱۴۰۱

مقاله پژوهشی

واژگان کلیدی

سطح ناپایدار

فعال‌سازی عضلانی

تمرین پل

بازیکن فوتبال

چکیده

زمینه و هدف: یکی از راههای تغییر در فعالیت عضلات اکستنسور ران و تنه در تمرین پل، تغییر در زاویه خم شدن زانو و استفاده از سطوح ناپایدار است. تحقیق حاضر در نظر دارد حرکت پل در زوایای مختلف خم شدن زانو در سطح ناپایدار را بر فعال‌سازی عضلات منتخب ران فوتبالیست‌های مرد جوان مقایسه کند.

روش بررسی: ۱۸ فوتبالیست جوان حرکت پل روی بوسو بال با زوایای مفصل زانو در وضعیت‌های اکستنشن کامل، ۴۵ و ۹۰ درجه فلکشن را انجام دادند و مقدار و زمان شروع فعالیت عضلات منتخب ران با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ارزیابی شد.

یافته‌ها: تفاوت معناداری در میزان فعالیت عضلات نیمه وتری، دوسر رانی، سرینی بزرگ و سرینی میانی در زوایای مختلف زانو وجود داشت (P=۰/۰۰۱). همچنین تفاوت معناداری در زمان شروع فعالیت عضله سرینی میانی در زوایای مختلف زانو مشاهده شد (P=۰/۰۰۵)؛ اما تفاوت معناداری در زمان شروع فعالیت عضلات نیمه وتری (P=۰/۵۲)، دوسر رانی (P=۰/۱۲) و سرینی بزرگ (P=۰/۴۰) در زوایای مختلف زانو وجود نداشت.

نتیجه‌گیری: برای تقویت عضلات همسترینگ، حرکت پل با زاویه‌های فلکشن کمتر زانو (به ترتیب اکستنشن کامل، ۴۵ درجه و ۹۰ درجه فلکشن زانو) و برای تقویت عضلات گلوتئال، حرکت پل با زاویه‌های فلکشن بیشتر زانو (به ترتیب ۹۰ درجه، ۴۵ درجه و اکستنشن کامل زانو) مؤثرتر است. همچنین نتایج نشان داد که حرکت پل روی بوسو بال با ۴۵ درجه فلکشن زانو می‌تواند عضله سرینی میانی را زودتر فعال کند؛ بنابراین، طبق داده‌های مطالعه حاضر می‌توان از این تمرینات در زوایای مختلف مفصل زانو با اهداف خاص و با توجه به نیاز در افراد مختلف استفاده کرد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۲۳۵۴۷۶۱۳
✉ پست الکترونیکی: m_gheitasi@sbu.ac.ir
شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/RSR.2022.26041.1632

مقدمه

پیشگیری از آسیب‌های اسکلتی - عضلانی در تحقیقات مربوط به ورزش و پزشکی بسیار مهم است. به‌عنوان مثال، تحقیقات اخیر و مطالعات متاآنالیز، فاکتورهای مختلف از جمله قدرت، میزان فعال‌سازی و زمان‌بندی عضلات را به‌عنوان عامل بروز خطر آسیب‌های اندام تحتانی در جمعیت‌های مختلف گزارش نموده‌اند (بادجوو[1]، رووسل، وربانت، اسمیتس و د بی، ۲۰۱۶؛ گرین[2] و پیزاری، ۲۰۱۷؛ کوبایاشی[3]، تاناکا و شیدا، ۲۰۱۶؛ فایفر[4]، بیتی، ساکو و هند، ۲۰۱۸؛ رینکینگ[5]، آستین، ریشتر و کریگر، ۲۰۱۷). ضعف عضله سرینی بزرگ و کاهش فعالیت آن به‌عنوان اکستنسور اصلی هیپ می‌تواند باعث فعالیت بیش از حد عضلات همسترینگ و ستون فقرات کمری هنگام انجام حرکات عملکردی شود (سهرمن[6]، ۲۰۰۱؛ وگت[7] و بنزر، ۱۹۹۷) و همچنین می‌تواند باعث بی‌ثباتی مفصل ساکروایلیاک گردد (آروموگام[8]، میلوساولویچ، وودلی و سول، ۲۰۱۲)؛ بنابراین، از تقویت آن در تسکین کمردرد یا توان‌بخشی آسیب اندام تحتانی استفاده می‌شود (مورفی[9]، ۲۰۰۶) به‌ویژه می‌تواند به ثبات مفصل ساکروایلیاک و کنترل راه رفتن کمک کند و همچنین قدرت لازم را برای بلندکردن فراهم نماید (ویلسون[10]، فریس، هکلر، میتلند و تیلور، ۲۰۰۵). از طرفی نشان داده شده که ضعف عضلات گلوتئال با چندین آسیب اندام تحتانی مانند سندرم درد پاتلوفمورال، سندرم اصطکاک باند ایلیوتیبیال، اسپرین رباط صلیبی قدامی، آسیب‌های مزمن مچ پا و کمر همراه بوده است (مینونژاد و پورمحمودیان، ۲۰۱۶؛ سیچانوسکی[11]، اشمیت، جانسون و نیمت، ۲۰۰۷؛ فردریکسون و همکاران[12]، ۲۰۰۰؛ فریل[13]، مک لین، مایرز و کاسرس، ۲۰۰۶؛ هیوت[14]، مایر و فورد، ۲۰۰۶؛ هیوت و همکاران، ۲۰۰۵؛ ایرلند[15]، ۲۰۰۲؛ ایرلند، ویلسون، بالانتاین و دیویس، ۲۰۰۳؛ رابینسون[16] و نی، ۲۰۰۷؛ رو[17] و همکاران، ۲۰۰۷). ضعف عضلات سرینی میانی و بزرگ ممکن است با تأثیر بر الگوهای بارگذاری مفصل و کنترل اندام تحتانی منجر به آسیب اندام تحتانی شود (فولکرسون[18]، ۲۰۰۲؛ ایرلند و همکاران، ۲۰۰۳؛ پاورز[19]، ۲۰۰۳). مثالی از کنترل ضعیف اندام تحتانی، والگوس پویای زانو است که در نتیجه چرخش داخلی و اداکشن مفصل ران ایجاد می‌شود (نظریان و همکاران، ۲۰۱۶؛ فردریکسون و همکاران، ۲۰۰۰؛ گریفین[20] و همکاران، ۲۰۰۶؛ هیوت و همکاران، ۲۰۰۵؛ ایرلند و همکاران، ۲۰۰۳؛ رابینسون و نی، ۲۰۰۷). از آنجا که عضلات گلوتئال در برابر این حرکات احتمالاً آسیب‌رسان مقاومت می‌کنند، بهبود قدرت و فعال‌سازی عضلات گلوتئال ممکن است یک جنبه مهم در برنامه‌های پیشگیری و توان‌بخشی آسیب‌ها باشد.

تمریناتی که جهت افزایش قدرت، استقامت یا برای فعالیت‌هایی که فرد می‌خواهد در آنها شرکت کند طراحی می‌شوند، باید گروه‌های عضلانی خاصی را که ضعیف هستند هدف قرار دهند. یکی از تمریناتی که جهت افزایش قدرت عضلات بازکننده ران استفاده می‌شود، تمرین پل[21] است. تمرین پل زدن نوعی تمرین زنجیره حرکتی بسته است و به‌طور عمده برای تثبیت کمر، تنه و علاوه بر آن برای بهبود قدرت عضلات سرینی بزرگ و همسترینگ استفاده می‌شود (کیسنر[22]، کولبی و بورستاد، ۲۰۱۷). حرکت پل از جمله مداخلات توصیه شده برای کمردرد در میان درمان‌های مختلف ورزشی است (کارتر[23]، بیم، مک مهان، بار و براون، ۲۰۰۶). همچنین باعث افزایش ثبات بدن از جمله ستون فقرات و ناحیه کمری- خاجی می‌شود که همه افراد می‌توانند به‌راحتی آن را یاد بگیرند و تمرین کنند بنابراین اغلب استفاده می‌شود (کارتر و همکاران، ۲۰۰۶؛ تی کانگ[24]، لی، سئو و هان، ۲۰۱۷؛ ام-کی کیم[25] و یو، ۲۰۱۷). تمرینات پل همچنین کنترل پاسچر را هنگام

1. Baadjou
2. Green
3. Kobayashi
4. Pfeifer
5. Reinking
6. Sahrmann
7. Vogt & Banzer
8. Arumugam
9. Murphy
10. Wilson
11. Cichanowski
12. Fredericson
13. Friel
14. Hewett
15. Ireland
16. Robinson
17. Rowe
18. Fulkerson
19. Powers
20. Griffin
21. Bridge Exercise
22. Kisner
23. Carter
24. Kang, T
25. Kim, M.K.

حرکت از حالت نشسته به حالت ایستاده افزایش می‌دهد و عضلات اکستنسور قسمت تحتانی ستون فقرات و مفاصل ران را برای آماده‌سازی مرحله ایستادن در راه رفتن تقویت می‌کند (اوسالیوان[1]، اشمیتز و فالک، ۲۰۱۹). حرکت پل خوابیده به پشت می‌تواند تمرین خوبی برای افراد تمرین نکرده یا آسیب‌دیده باشد تا بتوانند فعال‌سازی اکستنسورهای ران را در مقایسه با حرکات پیچیده چند مفصلی یاد بگیرند. همه این‌ها توجیه می‌کند که چرا این تمرین، یک تمرین توان‌بخشی محبوب برای تقویت ثبات ناحیه کمر و تقویت عضلات خلفی تنه و ران است (یون[2] و همکاران، ۲۰۱۵). همچنین برای افزایش فعالیت عضلات شکم و مفصل ران، بسیاری از متخصصین بر افزایش مقاومت، وضعیت تمرین، زمان انجام تمرین و استفاده از وسایل ناپایدار، مانند سوئیس بال، بالشتک توپی یا بوسو بال، تأکید کرده‌اند (اکستروم[3]، دوناتلی، کارپ، ۲۰۰۷؛ فلدویزر[4]، شیران، میانا استبان، اسپارکس، ۲۰۱۲؛ ایمای[5] و همکاران، ۲۰۱۰؛ لیمن و همکاران، ۲۰۰۵). این تمرین اگر بر روی سطح ناپایدار انجام شود، باعث افزایش فعالیت عضلات تثبیت‌کننده پا و تنه می‌شود (ایمائی و همکاران، ۲۰۱۰)؛ که در بهبود تعادل و توانایی راه‌رفتن مؤثرتر است (لمان، هدی[6] و الیور، ۲۰۰۵)؛ اما تمریناتی که بیشترین فراخوانی عضله را ایجاد می‌کنند، مشخص نیست. یک راه ساده در تمرین پل خوابیده به پشت برای تغییر فعالیت عضلات اکستنسور ران و تنه، تغییر زاویه خم شدن زانو است. تحقیقات قبلی نشان داده است که زاویه مفصل زانو بر روی فعالیت عضلات تنه در طی تمرینات پل تأثیر می‌گذارد. در مطالعه کیم و همکاران گزارش شده که فعالیت عضلات شکم با کاهش زاویه خم شدن مفصل زانو کاهش می‌یابد (بی. جی. کیم، لی[7]، ۲۰۱۵). در یک مطالعه در مورد فعالیت عضلات تنه با توجه به زاویه مفصل زانو در ورزش پل، اختلاف بین فعالیت عضلات گزارش شد (کیم، پارک، جانگ، لی، کی، ۲۰۱۰) و فعالیت عضلانی بالاتر در سطح ناپایدار هنگام اعمال تمرین پل بر روی انواع مختلف سطوح گزارش شد (یونگجو هونگ، ۲۰۰۹). طبق مطالعات پیشین، زاویه مفصل زانو حین تمرین پل بر فعالیت عضلات بازکننده ران تأثیر می‌گذارد (جی. دابلیو کیم[8]، هوانگ، چوی، ۲۰۱۳).

با توجه به مطالب گفته شده و نقش عضلات گلوتئال و همسترینگ در پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی، شناسایی تمریناتی برای فعال‌سازی بهترین گروه‌های عضلانی به‌منظور اجرای برنامه‌های تمرینی مقاومتی با هدف به‌دست آوردن نتایج خاص مورد نظر، ضروری است. با این‌حال، مطالعات نتایج متناقضی را در مورد الگوهای فعال‌سازی عضلات اکستنسور مفصل ران در طول حرکت پل گزارش نموده‌اند؛ باید به این نکته اشاره کرد که با توجه به نیاز افراد و زودتر یا دیرتر فعال شدن عضلات، می‌توان در مراحل مختلف پیشگیری و بازتوانی آسیب‌های مرتبط با عضلات اشاره شده، از تمرینات استفاده کرد. بنابراین تحقیق حاضر در نظر دارد حرکت پل در زوایای مختلف خم شدن زانو در سطح ناپایدار را بر فعال‌سازی عضلات منتخب ران فوتبالیست‌های مرد جوان مقایسه کند.

مواد و روش‌ها

در پژوهش حاضر ۱۸ ورزشکار رشته فوتبال با میانگین سن ۲۱/۵±۰/۷ سال، قد ۱۷۷/۸±۵/۰۹ سانتی‌متر، وزن ۱۰/۳± ۶۴/۷ کیلوگرم و شاخص توده بدنی[9] ۲۰/۶±۳/۳ به‌صورت داوطلبانه شرکت کردند و فرم رضایت آگاهانه را امضا نمودند. تمام آزمودنی‌ها از نظر سلامت جسمانی و سابقه آسیب اندام تحتانی و عدم انجام تمرینات سخت تا ۲ روز پیش از اجرای آزمون‌ها بررسی شدند. این مطالعه توسط کمیته اخلاق علوم زیستی دانشگاه شهید بهشتی تأیید شده است (IR.SBU.REC.1400.083). آزمودنی‌ها پس از فراخوان در تیم‌های فوتبال به آزمایشگاه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی مراجعه کردند. سپس ۱۸ نفر از آنها در یک گروه قرار گرفتند و تمرین پل روی بوسو بال (احتمال فعال‌سازی بیشتر عضلات) در وضعیت‌های اکستنشن کامل زانو، ۴۵ و ۹۰ درجه فلکشن زانو را در یک جلسه انجام دادند (شکل‌های ۱ تا ۴). شرکت‌کنندگان قبل از انجام تمرین‌ها در جلسه اصلی، طی یک جلسه با نحوه انجام تمرینات و اهداف پژوهش آشنا شدند و فرم رضایت‌نامه و اطلاعات فردی را تکمیل نمودند. در جلسه اصلی ارزیابی،

1. O'Sullivan
2. Yoon
3. Ekstrom
4. Feldwieser
5. Imai
6. Hoda
7. Kim, B. J
8. Kim, J. W
9. Body Mass Index (BMI)

شرکت‌کنندگان به مدت ۱۵ دقیقه تمرینات گرم کردن شامل استفاده از دوچرخه کار سنج با RPM[1] بین ۷۰-۶۵ و حرکات کششی دینامیک را انجام دادند. پس از مرحله گرم کردن از آزمودنی‌ها تست MVIC[2] با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی گرفته شد. آزمایش MVIC شرکت‌کنندگان برای گروه عضلات همسترینگ در وضعیت خوابیده به شکم با ۳۰ درجه فلکشن زانو (زاویه آناتومیک) و اعمال مقاومت دقیقاً بالای مچ پا و انجام فلکشن زانو، برای سرینی بزرگ در وضعیت خوابیده به شکم با ۹۰ درجه فلکشن زانو و انجام اکستنشن هیپ که مقاومت دقیقاً بالای زانو اعمال شد و برای سرینی میانی در وضعیت خوابیده به پهلو به‌طوری‌که پای مورد آزمون در بالا و پای زیرین جهت افزایش استبیلیتی در وضعیت ۴۵ درجه فلکشن ران و ۹۰ درجه فلکشن زانو بود و همچنین پای تست‌گیری در ۵۰ درصد ابداکشن و وضعیت نوترال و اکستنشن هیپ قرار داشت و در این حالت از طریق مچ پا نیرویی در جهت اداکشن اعمال کردیم و انجام ابداکشن هیپ که زوایای گفته‌شده توسط گونیامتر اندازه‌گیری شد (هیسلوپ[3]، ایورس و براون، ۲۰۱۳؛ کندال[4]، مک کری، پرووانس، راجرز و رومانی، ۲۰۰۵؛ جی- اچ لی و همکاران، ۲۰۱۴؛ مناجاتی[5]، لارومبه-زابالا، گروس-سامپسون، ناکلریو، ۲۰۱۷؛ سیمنز[6]، گارسو، لوچ، سوکومل و ابن، ۲۰۱۲). سیگنال خام با استفاده از فیلتر باند بین ۲۰ تا ۴۰۰ هرتز فیلتر شد و همچنین RMS[7] با استفاده از پنجره متحرک ۵۰ میلی‌ثانیه محاسبه گردید (لیم، کیم، ۲۰۱۳). برای MVIC انقباض به مدت ۵ ثانیه نگه‌داشته شد، ۳ بار تکرار شد، بین هر تکرار برای کاهش خستگی، ۱ دقیقه استراحت در نظر گرفته و میزان فعالیت عضلات نیمه وتری، دوسر رانی، سرینی بزرگ و سرینی میانی ثبت شد که سه ثانیه وسط (۲-۴ ثانیه) از بهترین سیگنال را جدا کرده و از میانگین این ۳ ثانیه استفاده شد (جی. کیم، پارک، ۲۰۱۶؛ لیم، کیم، ۲۰۱۳؛ مناجاتی و همکاران، ۲۰۱۷). فاصله بین سه تست MVIC عضلات همسترینگ و گلوتئال، هر کدام ۳ دقیقه بود (لیم، کیم، ۲۰۱۳). پس از گرفتن MVIC، آزمودنی‌ها ۳ دقیقه استراحت کرده (لیم، کیم، ۲۰۱۳) و تمرین پل روی بوسو بال در وضعیت صفر (اکستنشن کامل)، ۴۵ و ۹۰ درجه فلکشن زانو را به‌صورت تصادفی انجام دادند که وضعیت هر تمرین به مدت ۱۰ ثانیه حفظ شد که دو ثانیه ابتدایی به‌عنوان Base Line در نظر گرفته شد (حالت استراحت) و بعد از دو ثانیه فرمان شروع حرکت داده می‌شد. هر تمرین ۳ بار تکرار شد و بین هر تکرار جهت به حداقل رساندن خستگی، ۱ دقیقه زمان استراحت در نظر گرفته شد. بین هر نوع تمرین هم برای جلوگیری از خستگی، ۳ دقیقه استراحت وجود داشت (لیم، کیم، ۲۰۱۳). ا استفاده از EMG، مقدار و زمان شروع فعالیت عضلات نیمه وتری، دوسر رانی، سرینی بزرگ و سرینی میانی ارزیابی شد که برای زمان شروع فعالیت عضلات، میانگین ۱۰۰ میلی‌ثانیه از ۲ ثانیه ابتدایی را در نظر گرفته و عدد به‌دست‌آمده را به‌اضافه ۳ انحراف معیار نموده و ۳ ثانیه میانی از بهترین سیگنال را برای هر آزمودنی از داده‌ها جدا نموده و میانگین این ۳ ثانیه برحسب MVIC% در نظر گرفته شد (جی. کیم، پارک، ۲۰۱۶؛ لیم، کیم، ۲۰۱۳؛ مناجاتی و همکاران، ۲۰۱۷) در نهایت داده‌های حاصل از تلاش آزمودنی‌ها مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

میزان و زمان شروع فعالیت عضلات نیمه وتری، دوسر رانی، سرینی بزرگ و سرینی میانی از طریق دستگاه الکترومیوگرافی (EMG) ۱۶ کانالِ مگاوین (مدل ME6000 ساخت کمپانی Mega Electronics فنلاند) و با سرعت نمونه‌گیری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری و برحسب MVIC نرمال شد. قبل از قرار دادن الکترودها، آماده کردن پوست برای چسباندن الکترودها شامل تیغ زدن و تمیز کردن ناحیه با الکل برای فراهم کردن سطحی مناسب برای اتصال الکترودها و کاهش مقاومت پوست، انجام گرفت. الکترودهای مورد استفاده در این تحقیق، الکترودهای سطحی یک‌بارمصرف دوقطبی F-55 ساخت شرکت اسکین تکت[8] کشور اتریش با قطر ۲ سانتی‌متر و به فاصله ۲ سانتی‌متری بین دو قطب الکترودها مورد استفاده قرار گرفت. جنس این الکترودها از ترکیبات نقره - کلرید نقره می‌باشد. این الکترودها ضدحساسیت هستند. محل قرارگیری الکترودهای الکترومیوگرافی با توجه به منبع SENIAM به‌صورت ذیل تعیین و موازی با فیبرهای

1. Revolutions Per Minute
2. Maximum Voluntary Isometric Contraction
3. Hislop
4. Kendall
5. Monajati
6. Simenz
7. Root Mean Square
8. SKINTACT

عضلانی در نظر گرفته شد (هرمنس[1]، فرریکس، دیسلهورست-کلاگ، راو، ۲۰۰۰):

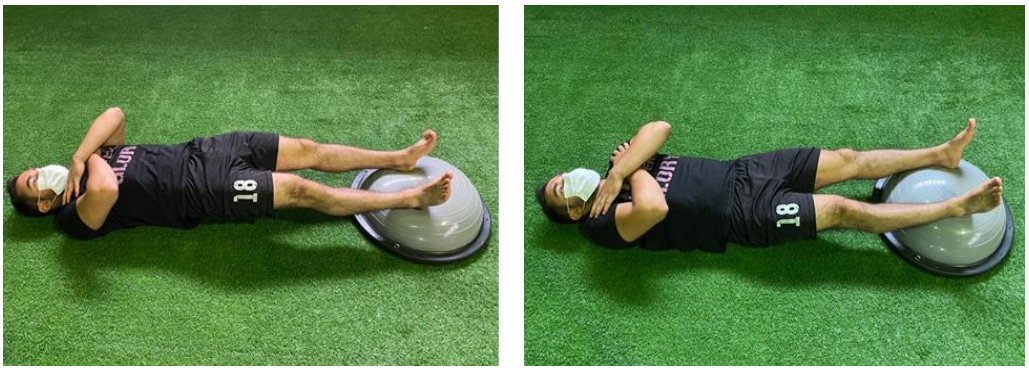
عضله نیمه وتری: ۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ایسکیال با اپی‌کندیل داخلی و الکترود مرجع نیز روی اپی کندیل داخلی قرار گرفت.

عضله دوسر رانی: ۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ایسکیال با اپی‌کندیل خارجی و الکترود مرجع نیز روی اپی کندیل خارجی قرار گرفت.

عضله سرینی بزرگ: ۵۰ درصد فاصله بین خط مهره‌های خاجی و تروکانتر بزرگ و الکترود مرجع نیز روی خار خاصره خلفی فوقانی قرار گرفت.

عضله سرینی میانی: ۵۰ درصد فاصله بین کرست ایلیاک و تروکانتر بزرگ و الکترود مرجع نیز روی تروکانتر بزرگ قرار گرفت.

شکل ۱: تعیین زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو (شکل سمت راست) و ۴۵ درجه فلکشن زانو (شکل سمت چپ)



شکل ۲: وضعیت آزمودنی قبل از اجرای پل با اکستنشن کامل زانو (شکل سمت راست)
و بعد از اجرای پل با اکستنشن کامل زانو (شکل سمت چپ)

1. Hermens

شکل ۳: وضعیت آزمودنی قبل از اجرای پل با ۴۵ درجه فلکشن زانو (شکل سمت راست) و بعد از اجرای پل با ۴۵ درجه فلکشن زانو (شکل سمت چپ)

شکل ۴: وضعیت آزمودنی قبل از اجرای پل با ۹۰ درجه فلکشن زانو (شکل سمت راست) و بعد از اجرای پل با ۹۰ درجه فلکشن زانو (شکل سمت چپ)

RMS هر عضله در حالت MVIC و هر زاویه حرکت پل با پنجره زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه محاسبه شد و برحسب %MVIC گزارش شد و شروع سیگنال هر عضله (onset) در هر حالت با استفاده از میانگین حالت استراحت (base line) و سه انحراف استاندارد با پنجره زمانی ۳۰ میلی‌ثانیه محاسبه شد (جی. کیم و پارک، ۲۰۱۶؛ لیم، کیم، ۲۰۱۳؛ مناجاتی و همکاران، ۲۰۱۷). برای آنالیز داده‌ها از نرم‌افزار MathWorks MATLAB 2017 استفاده شد. داده‌های EMG بر حسب MVIC نرمال شد و به‌صورت میانگین ± انحراف معیار بیان شد. اندام غالب (با پرسش از آزمودنی‌ها) برای جمع‌آوری داده‌ها انتخاب شد (مناجاتی و همکاران، ۲۰۱۷) و در نهایت پس از جمع‌آوری اطلاعات، داده‌های مربوط به ویژگی‌های آزمودنی‌ها از قبیل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی به‌علاوه متغیرهای تحقیق در دو بخش آمار توصیفی و استنباطی در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. بدین منظور، از آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری استفاده شد. سطح معناداری در تحقیق حاضر، برابر با ۹۵ درصد با میزان آلفای کوچک‌تر و یا مساوی با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. همچنین نرمال بودن داده‌ها از طریق آزمون شاپیرو ویلک بررسی شد.

یافته‌ها

نتایج نشان داد که تفاوت معناداری در میزان فعالیت الکتریکی عضلات نیمه وتری، دوسر رانی، سرینی بزرگ و سرینی میانی بین حرکت پل در زوایای مختلف زانو وجود داشت (P=۰/۰۰۱). میزان فعالیت عضله نیمه وتری بین حالت اکستنشن کامل و ۴۵ درجه، اکستنشن کامل و ۹۰ درجه و همچنین ۴۵ و ۹۰ درجه دارای تفاوت معنادار بود (P=۰/۰۰۱)؛ میزان فعالیت عضلات دوسر رانی (P=۰/۱۳) و سرینی بزرگ (P=۰/۴۴) بین حالت اکستنشن کامل و ۴۵ درجه تفاوت معناداری نداشت اما بین حالت اکستنشن کامل و ۹۰ درجه و همچنین ۴۵ و ۹۰ درجه دارای تفاوت معنادار بود (P=۰/۰۰۱)؛ میزان فعالیت عضله سرینی میانی

بین حالت اکستنشن کامل و ۴۵ درجه (P=۰/۵۱) و همچنین ۴۵ و ۹۰ درجه (P=۰/۴۱) تفاوت معناداری نداشت اما بین حالت اکستنشن کامل و ۹۰ درجه دارای تفاوت معنادار بود (P=۰/۰۴). نتایج نشان داد تفاوت معناداری در زمان شروع فعالیت عضلات نیمه وتری (P=۰/۵۲)، دوسر رانی (P=۰/۱۲) و سرینی بزرگ (P=۰/۴۰) در حرکت پل در زوایای مختلف زانو وجود نداشت؛ اما تفاوت معناداری در زمان شروع فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی بین حرکت پل در زوایای مختلف زانو وجود داشت (P=۰/۰۰۵). زمان شروع فعالیت این عضله بین حالت اکستنشن کامل و ۴۵ درجه تفاوت معناداری نداشت (P=۰/۳۱)؛ اما بین حالت اکستنشن کامل و ۹۰ درجه (P=۰/۰۴) و همچنین ۴۵ و ۹۰ درجه (P=۰/۰۱) دارای تفاوت معنادار بود.

جدول ۱: ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های شرکت‌کننده در مطالعه (میانگین ± انحراف استاندارد)

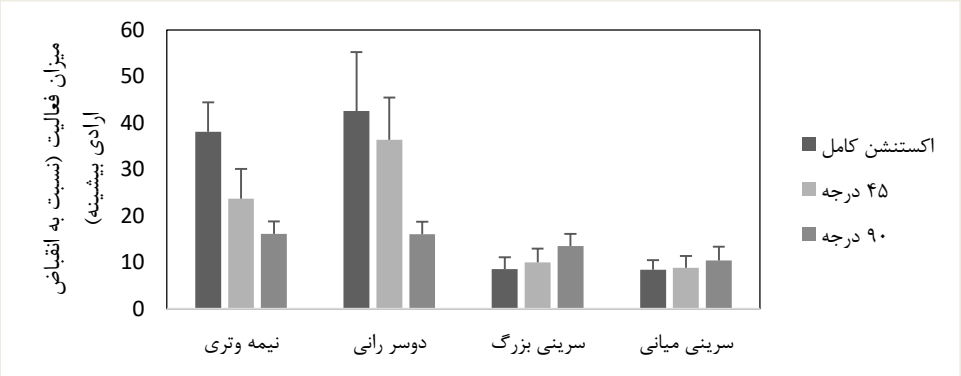
متغیر	میانگین ± انحراف استاندارد
سن (سال)	۲۱/۵ ± ۰/۷
قد (سانتی‌متر)	۱۷۷/۸ ± ۵/۰۹
وزن (کیلوگرم)	۶۴/۷ ± ۱۰/۳
شاخص توده بدنی	۲۰/۶ ± ۳/۳

جدول ۲: نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و بونفرونی در متغیر میزان فعالیت الکتریکی عضلات مورد مطالعه

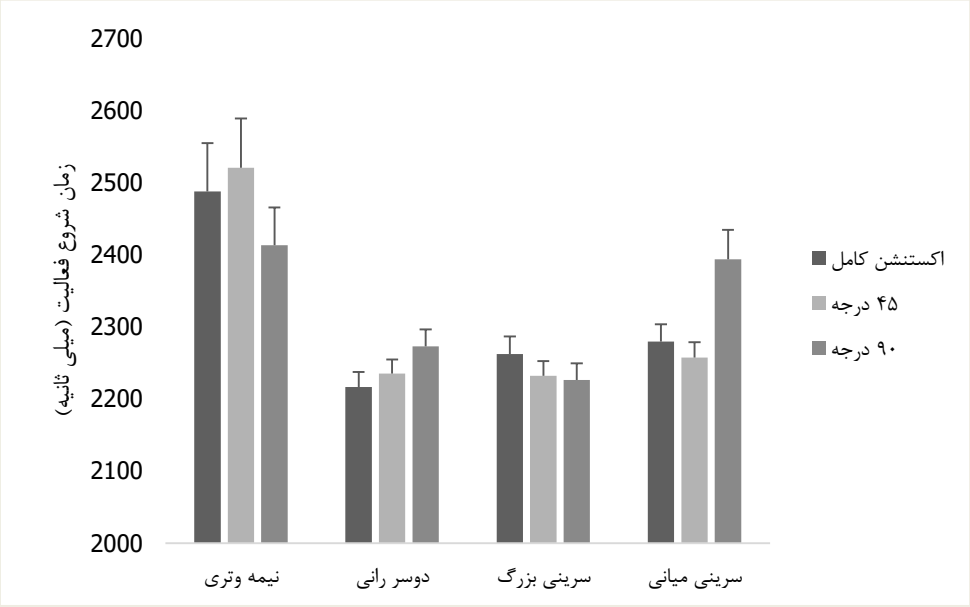
عضلات	آماره F	سطح معنی‌داری بین زوایای مختلف پل	سطح معنی‌داری بین پل ۰ و ۴۵ درجه	سطح معنی‌داری بین پل ۰ و ۹۰ درجه	سطح معنی‌داری بین پل ۴۵ و ۹۰ درجه	اندازه اثر
نیمه وتری	۵۹/۷۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۷۷
دوسر رانی	۵۴/۴۷	۰/۰۰۱	۰/۱۳	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۷۶
سرینی بزرگ	۱۶/۳۶	۰/۰۰۱	۰/۴۴	۰/۰۰۱	۰/۰۰۵	۰/۴۹
سرینی میانی	۳/۲۰	۰/۰۵	۰/۵۱	۰/۰۴	۰/۴۱	۰/۱۵

جدول ۳: نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و بونفرونی در بررسی متغیر زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات مورد مطالعه

عضلات	آماره F	سطح معنی‌داری بین زوایای مختلف پل	سطح معنی‌داری بین پل ۰ و ۴۵ درجه	سطح معنی‌داری بین پل ۰ و ۹۰ درجه	سطح معنی‌داری بین پل ۴۵ و ۹۰ درجه	اندازه اثر
نیمه وتری	۰/۶۶	۰/۵۲	۰/۵۱	۰/۵۱	۰/۵۴	۰/۰۳
دوسر رانی	۲/۱۹	۰/۱۲	۰/۳۱	۰/۲۴	۰/۴۸	۰/۱۱
سرینی بزرگ	۰/۹۴	۰/۴۰	۰/۸۰	۰/۸۶	۰/۷۱	۰/۰۵
سرینی میانی	۷/۴۳	۰/۰۰۵	۰/۳۱	۰/۰۴	۰/۰۱	۰/۳۰



نمودار ۱: میزان فعالیت الکتریکی عضلات نسبت به انقباض ارادی بیشینه



نمودار ۲: زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات برحسب میلی‌ثانیه

بحث

هدف مطالعه حاضر بررسی میزان و زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات سمی تندینوس، بایسپس فموریس، گلوتئوس ماکسیموس و گلوتئوس مدیوس در ورزشکاران فوتبالیست جوان در حرکت پل به پشت روی بوسوبال در سه زاویه مختلف مفصل زانو شامل اکستنشن کامل (صفر درجه فلکشن)، ۴۵ و ۹۰ درجه فلکشن زانو و مقایسه این وضعیت‌های تمرینی با یکدیگر جهت تعیین مؤثرترین وضعیت تمرینی جهت بکارگیری و تقویت عضلات مورد مطالعه بود. در یک مطالعه اثرات زوایای مختلف خم شدن زانو بر فعالیت عضلات شکم و لگن در تمرین پل زدن به پشت را مورد بررسی قرار دادند که محققین در این پژوهش با استفاده از الکترومیوگرافی و در سه زاویه ۴۰، ۷۰ و ۱۰۰ درجه فعالیت عضلات مایل خارجی، دوسر رانی، راست رانی، سرینی بزرگ و نسبت فعالیت عضله عرضی شکم به مایل داخلی را مورد ارزیابی قرار دادند. نتایج نشان داد که پل زدن با ۱۰۰ درجه خم شدن زانو می‌تواند عضله سرینی میانی را تقویت کند، در حالی‌که برای تقویت عضلات مایل داخلی، مایل خارجی و دوسررانی پل زدن با خم شدن ۴۰ درجه زانو توصیه شد. بر این اساس می‌توان نتیجه گرفت که زاویه‌های خم شدن زانو باید در هنگام پل زدن به پشت تغییر یابد تا فعالیت عضلات هدف افزایش یابد (لیم، کیم، ۲۰۱۳). در پژوهشی فعالیت عضلات مایل داخلی و خارجی، سرینی بزرگ و نیمه وتری را حین تمرینات پل با استفاده از الکترومیوگرافی در زوایای صفر، ۱۲۰، ۹۰ و ۶۰ درجه فلکشن یک‌طرفه زانو بررسی و به این نتیجه رسیدند تمرینات پل که با خم شدن زانو کمتر از ۹۰ درجه همراه است را می‌توان برای تقویت عضله نیمه وتری همان طرف استفاده نمود. علاوه بر این، تمرین پل انجام شده با یک پا ممکن است برای تقویت عضلات اکستنسور مفصل ران و شکم استفاده شود (جی. کیم، پارک، ۲۰۱۶).

در مطالعه‌ای دیگر تمرین پل خوابیده به پشت در زوایای ۴۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درجه فلکشن زانو را بررسی و با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی فعالیت عضلات راست شکمی، ارکتور اسپاین، سرینی میانی، بخش‌های فوقانی و تحتانی سرینی بزرگ، سر دراز دوسر رانی و نسبت‌های بخش فوقانی سرینی بزرگ به دوسر رانی و بخش تحتانی سرینی بزرگ به دوسر رانی در سمت غالب ثبت شد. نتایج حاکی از آن بود که برای افزایش اثرات فعال‌سازی و تقویت ارکتور اسپاین و همسترینگ، انجام تمرین پل خوابیده به پشت با زاویه خم شدن زانو (۴۰ درجه > ۶۰ درجه > ۹۰ درجه > ۱۲۰ درجه) توصیه می‌شود. از طرف دیگر، اگر دست‌یابی به نسبت بالای سرینی بزرگ به همسترینگ برای جلوگیری از رشد بیش از حد یا تسلط هم‌افزایی همسترینگ هدف آموزش باشد، پل‌هایی با زاویه خمش بزرگ‌تر زانو (۱۲۰ درجه > ۹۰ درجه > ۶۰ درجه > ۴۰ درجه) ترجیح داده می‌شوند (هو، نگ، لی، لوک، ۲۰۲۰). نتایج مطالعه‌ای نشان داد که در طی سه تمرین متنوع پل

از کنار (پل از کنار، پل از کنار با خم شدن زانو و پل از کنار با خم شدن زانو و ابداکشن مفصل ران پای بالا)، تمرین پل از کنار با خم شدن زانو با توجه به‌دشواری تمرین و سهم نسبی عضلات سرینی میانی و کشنده پهن نیام، ممکن است برای افراد دارای ضعف سرینی میانی و برای تقویت عضلات گلوتئال مؤثر باشد (کی- ای لی، بایک، یی، کوون و سین، ۲۰۲۱). در مطالعه‌ای که تأثیر تمرین پل زدن با ابداکشن ران را بر EMG عضلات اکستنسور هیپ و شکم بررسی کردند، نشان داده شد در تمرین پل ابداکشن ران فعالیت تمامی عضلات راست شکمی، مورب‌های داخلی و خارجی و سرینی بزرگ نسبت به تمرین عادی پل زدن، بیشتر است (جانگ، کیم و اوه، ۲۰۱۳).

همچنین در مطالعات پیشین گزارش شد که پل با فلکشن زانوی فعال تا ۱۳۵ درجه به‌جای ۹۰ درجه، فعالیت عضله همسترینگ را به حداقل می‌رساند و در عین حال سطح بالایی از فعال شدن گلوتئال را حفظ می‌کند در نتیجه پل مناسب‌تری برای فعال‌سازی حداکثری گلوتئال ایجاد می‌کند (لهکا و همکاران، ۲۰۱۷). مطالعه حاضر با یافته‌های مطالعات ذکر شده موافق بود که با کاهش زاویه خم شدن زانو، فعالیت عضلات همسترینگ افزایش و فعالیت عضلات گلوتئال کاهش پیدا می‌کند و همچنین با افزایش زاویه خم شدن زانو، فعالیت عضلات گلوتئال افزایش و فعالیت عضلات همسترینگ کاهش پیدا می‌کند. از دلایل این امر می‌توان به رابطه طول - تنش عضلات همسترینگ اشاره کرد که در زوایای بزرگ‌تر فلکشن زانو دارای طول کمتری بودند و در نتیجه عضلات گلوتئال وظیفه اصلی را ایفا کردند در حالی‌که در زوایای کوچک‌تر فلکشن زانو، عضلات همسترینگ دارای طول بیشتری بودند و در نتیجه فعالیت بیشتری از خود نشان دادند. یافته‌ها نشان می‌دهد که ممکن است انجام تمرینات اکستنشن هیپ در حالت خوابیده به شکم و با زانوی خمیده در صفر درجه ابداکشن ران به‌عنوان یک روش مؤثر برای تسهیل فعالیت عضلانی و پیشبرد زمان شلیک عضله همسترینگ در افراد بدون علامت توصیه شود (اس-وای کانگ[1]، جون، سین، چوی، ۲۰۱۳). این تغییر در شروع نسبی EMG را می‌توان با عملکرد عضله سرینی بزرگ توضیح داد. به‌طور کلی این عضله به‌عنوان یک اکستنسور قدرتمند و چرخاننده جانبی مفصل ران عمل می‌کند و فیبرهای فوقانی آن در ابداکشن ران به اجبار وارد عمل می‌شوند. در صفر درجه ابداکشن ران به دلیل درگیری کمتر سرینی بزرگ، همسترینگ زودتر فعال شده است.

همچنین نتایج به‌دست‌آمده از تحقیق حاضر نشان داد که تمرین پل خوابیده به پشت روی بوسوبال با ۴۵ درجه فلکشن زانو می‌تواند عضله سرینی میانی را زودتر فعال کند. تحقیقی با عنوان مقایسه نسبت فعال‌سازی عضلات تنه با زاویه‌های مختلف زانو (۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درجه) حین تمرین پل با و بدون مانور به داخل کشیدن شکم انجام و نشان داده شد که نسبت فعال‌سازی عضلات تنه در زاویه ۹۰ درجه در تمرین پل همراه با مانور به داخل کشیدن شکم، بیشتر است (باک، گو، چو، کیم، ۲۰۱۲). در مطالعه‌ای که فعالیت الکترومیوگرافی سطحی عضلات تنه و لگن را در حین ورزش پل خوابیده به پشت با زاویه‌های مختلف خم شدن زانو (۴۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درجه) بررسی کردند، نتایج نشان داد که فعالیت عضله سرینی میانی در تمام تمرینات پل کم بود و مقایسه بین تمرینات با زاویه‌های مختلف خم شدن زانو اثر بسیار کمی را به همراه داشت (هو، نگ، لی، لوک، ۲۰۲۰). سرینی میانی عمدتاً مسئول ابداکشن مفصل ران و ثبات جانبی لگن است در حالی‌که تمام تمرینات پل فقط در سطح ساجیتال انجام می‌شدند. همچنین در تحقیق حاضر از سطح ناپایدار (بوسوبال) استفاده شد که می‌تواند موجب افزایش فعالیت الکتریکی عضلات شود اما در پژوهش ذکر شده، تمرینات پل بر روی زمین انجام شده بود.

این مطالعه دارای چندین محدودیت است. به دلیل شیوع ویروس کووید-۱۹ همکاری با آزمودنی‌ها و هماهنگی‌های مرتبط با اجرای پژوهش با مشکلات زیادی مانند تعطیلی‌های مکرر، نگرانی خانواده‌ها و جلوگیری از شرکت آزمودنی‌ها در تست، اضطراب ناشی از احتمال ابتلا به بیماری و همچنین انجام تمرینات با ماسک همراه بود. الکترودهای sEMG ممکن است از عضلات مجاور سیگنال دریافت کرده باشند. از طرفی دیگر، میزان اکستنشن و زاویه هیپ هر آزمودنی اندازه‌گیری نشد که ممکن است این مقدار برای هر فرد متفاوت بوده باشد.

نتیجه‌گیری

برای افزایش اثرات فعال‌سازی و تقویت عضلات همسترینگ،

1. Kang, S.Y; Jeon; Kwon; Chon

حرکت پل خوابیده به پشت با زاویه‌های فلکشن کمتر زانو (اکستنشن کامل > ۴۵ درجه > ۹۰ درجه) و برای افزایش اثرات فعال‌سازی و تقویت عضلات گلوتئال، حرکت پل خوابیده به پشت با زاویه‌های فلکشن بیشتر زانو (اکستنشن کامل > ۴۵ درجه > ۹۰ درجه) مؤثرتر است. همچنین نتایج به‌دست‌آمده از تحقیق نشان داد که حرکت پل خوابیده به پشت روی بوسوبال با ۴۵ درجه فلکشن زانو می‌تواند عضله سرینی میانی را زودتر فعال کند؛ بنابراین، طبق داده‌های مطالعه حاضر می‌توان از این حرکات با توجه به نیاز افراد استفاده کرد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از عزیزانی که ما را در انجام این پژوهش یاری رساندند، سپاسگزاریم.

References

Arumugam, A. Milosavljevic, S. Woodley, S. & Sole, G. (2012). “Can application of a pelvic belt change injured hamstring muscle activity?”. Medical hypotheses, 78(2), 277-282.

Baadjou, V. Roussel, N. Verbunt, J. Smeets, R. & de Bie, R. (2016). “Systematic review: risk factors for musculoskeletal disorders in musicians”. Occupational Medicine, 66(8), 614-622.

Baek, I.H. Goo, B.O. Cho, S.H. & Kim, K. H. (2012). "Comparison of trunk muscle activation ratios with different knee angles during a bridge exercise with/without an abdominal drawing-in maneuver." Journal of Physical Therapy Science, 24(12), 1273-1276.

Carter, J. M. Beam, W. C. McMahan, S. G. Barr, M. L. & Brown, L. E. (2006). “The effects of stability ball training on spinal stability in sedentary individuals". The Journal of Strength & Conditioning Research, 20(2), 429-435.

Cichanowski, H. R. Schmitt, J. S. Johnson, R. J. & Neimuth, P. (2007). “Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain.” Medicine and science in sports and exercise, 39(8), 1227.

Ekstrom, R. A. Donatelli, R. A. & Carp, K. C. (2007). “ Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises.” journal of orthopaedic & sports physical therapy, 37(12), 754-762.

Feldwieser, F. M. Sheeran, L. Meana-Esteban, A. & Sparkes, V. (2012). “Electromyographic analysis of trunk-muscle activity during stable, unstable and unilateral bridging exercises in healthy individuals”. European Spine Journal, 21(2), 171-186.

Fredericson, M. Cookingham, C. L. Chaudhari, A. M. Dowdell, B. C. Oestreicher, N. & Sahrmann, S. A. (2000). “Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome”. Clinical Journal of Sport Medicine, 10(3), 169-175.

Friel, K. McLean, N. Myers, C. & Caceres, M. (2006). “Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain”. Journal of athletic training, 41(1), 74.

Fulkerson, J. P. (2002). “Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain.” The American journal of sports medicine, 30(3), 447-456.

Green, B. & Pizzari, T. (2017). “Calf muscle strain injuries in sport: a systematic review of risk factors for injury.” British journal of sports medicine, 51(16), 1189-1194.

Griffin, L. Y. Albohm, M. J. Arendt, E. A. Bahr, R. Beynnon, B. D. DeMaio, M. Hannafin, J. A. (2006). “Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005.” The American journal of sports medicine, 34(9), 1512-1532.

Hermens, H. J. Freriks, B. Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000). “Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures.” Journal of electromyography and Kinesiology, 10(5), 361-374.

Hewett, T. E. Myer, G. D. & Ford, K. R. (2006). “Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors.” The American journal of sports medicine, 34(2), 299-311.

Hewett, T. E. Myer, G. D. Ford, K. R. Heidt Jr, R. S. Colosimo, A. J. McLean, S. G. Succop, P. (2005). “Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study.” The American journal of sports medicine, 33(4), 492-501.

Hislop, H. Avers, D. & Brown, M. (2013). *Daniels and Worthingham's muscle Testing-E-Book: Techniques of manual examination and performance testing:* Elsevier Health Sciences.

Ho, I. M. K. Ng, L. P. C. Lee, K. O. L. & Luk, T. C. J. (2020a). “Effects of knee flexion angles in supine bridge exercise on trunk and pelvic muscle

activity.” Research in Sports Medicine, 28(4), 484-497.

Ho, I. M. K. Ng, L. P. C. Lee, K. O. L. & Luk, T. C. J. (2020b). “Effects of knee flexion angles in supine bridge exercise on trunk and pelvic muscle activity”. Research in Sports Medicine, 1-14.

Imai, A. Kaneoka, K. Okubo, Y. Shiina, I. Tatsumura, M. Izumi, S. & Shiraki, H. (2010). “Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface”. journal of orthopaedic & sports physical therapy, 40(6), 369-375.

Ireland, M. L. (2002). “The female ACL: why is it more prone to injury?”. Orthopedic Clinics, 33(4), 637-651.

Ireland, M. L. Willson, J. D. Ballantyne, B. T. & Davis, I. M. (2003). “Hip strength in females with and without patellofemoral pain”. journal of orthopaedic & sports physical therapy, 33(11), 671-676.

Jang, E.M. Kim, M.H. & Oh, J.S. (2013). “Effects of a bridging exercise with hip adduction on the EMG activities of the abdominal and hip extensor muscles in females”. Journal of Physical Therapy Science, 25(9), 1147-1149.

Kang, S.Y. Jeon, H.S. Kwon, O. Cynn, H.s. & Choi, B. (2013). “Activation of the gluteus maximus and hamstring muscles during prone hip extension with knee flexion in three hip abduction positions”. Manual therapy, 18(4), 303-307.

Kang, T. Lee, J. Seo, J. & Han, D. (2017). “The effect of bridge exercise method on the strength of rectus abdominis muscle and the muscle activity of paraspinal muscles while doing treadmill walking with high heels”. Journal of Physical Therapy Science, 29(4), 707-712.

Kendall, F. P. McCreary, E. K. Provance, P. G. Rodgers, M. & Romani, W. A. (2005). *Muscles: testing and function with posture and pain*. Philadelphia PA, 212-213.

Kim, B. J. & Lee, J. H. (2015). “The effects of the angles of the knee and heel-off on the muscle activity during a bridge exercise.” 10(3), 313-318.

Kim, J. & Park, M. (2016). “Changes in the activity of trunk and hip extensor muscles during bridge exercises with variations in unilateral knee joint angle”. Journal of Physical Therapy Science, 28(9), 2537-2540.

Kim, J. W. Hwang, B. J. & Choi, Y. R. (2013). “Comparison of muscle activity of lower limbs in bridging exercise according to knee joint angle.” Journal of International Academy of Physical Therapy Research, 4(2), 595-599.

Kim, K.h. Park, R.j. Jang, J.h. Lee, W.h. & Ki, K.i. (2010). “The effect of trunk muscle activity on bridging exercise according to the knee joint angle.” Journal of Korean Society of Physical Medicine, 5(3), 405-412.

Kim, M.K. & Yoo, K.T. (2017). “The effects of open and closed kinetic chain exercises on the static and dynamic balance of the ankle joints in young healthy women.” Journal of Physical Therapy Science, 29(5), 845-850.

Kisner, C. Colby, L. A. & Borstad, J. (2017). *Therapeutic exercise: foundations and techniques*: Fa Davis.

Kobayashi, T. Tanaka, M. & Shida, M. (2016). “Intrinsic risk factors of lateral ankle sprain: a systematic review and meta-analysis.”Sports health, 8(2), 190-193.

Kong, Y. S. Cho, Y. H. & Park, J. W. (2013). “Changes in the activities of the trunk muscles in different kinds of bridging exercises.” Journal of Physical Therapy Science, 25(12), 1609-1612.

Lee, J.h. Cynn, H.S. Kwon, O.Y. Yi, C.H. Yoon, T.L. Choi, W.J. & Choi, S.A. (2014). “Different hip rotations influence hip abductor muscles activity during isometric side-lying hip abduction in subjects with gluteus medius weakness.” Journal of electromyography and Kinesiology, 24(2), 318-324.

Lee, K.e. Baik, S.m. Yi, C.h. Kwon, O.y. & Cynn, H.s. (2021). “Electromyographic Analysis of Hip and Trunk Muscle Activity During Side Bridge Exercises in Subjects With Gluteus Medius Weakness.” Journal of Sport Rehabilitation, 1(aop), 1-6.

Lee, S.K. Moon, D.C. Cho, H.R. & Kim, T.Y. (2013). “Effects of trunk and neck extensor muscle activity on the bridging exercise according to knee joint angle.” Journal of Physical Therapy Science, 25(4), 363-365.

Lee, S.Y. & Lee, S.K. (2012).“The impact of abductor and adductor contraction in a bridging exercise on muscle activities in of the abdominal region and the lower extremities.” Journal of Physical Therapy Science, 24(11), 1095-1097.

Lehecka, B. Edwards, M. Haverkamp, R. Martin, L. Porter, K. Thach, K. Hakansson, N. A. (2017). “Building a better gluteal bridge: Electromyographic analysis of hip muscle activity during modified single-leg bridges”. International journal of sports physical therapy, 12(4), 543.

Lehman, G. J. Hoda, W. & Oliver, S. (2005). “Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a swissball”. Chiropractic & osteopathy, 13(1), 14.

Lim, O.b. & Kim, K.s. (2013).“Effects of different knee flexion angles according to three positions on abdominal and pelvic muscle activity during supine bridging”. Physical Therapy Korea, 20(4), 1-8.

Monajati, A. Larumbe-Zabala, E. Goss-Sampson, M. & Naclerio, F. (2017). “Analysis of the hamstring muscle activation during two injury prevention exercises”. Journal of human kinetics, 60(1), 29-37.

Murphy, D. (2006). *Rehabilitation strategies in low back syndromes. Low Back Syndromes:* Integrated Clinical Management.

O'Sullivan, S. B. Schmitz, T. J. & Fulk, G. (2019). *Physical rehabilitation*: FA Davis.

Pfeifer, C. E. Beattie, P. F. Sacko, R. S. & Hand, A. (2018). “Risk factors associated with non-contact anterior cruciate ligament injury: a systematic review”. International journal of sports physical therapy, 13(4), 575.

Powers, C. M. (2003). “The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective”. Journal of orthopaedic & sports physical therapy, 33(11), 639-646.

Reinking, M. F. Austin, T. M. Richter, R. R. & Krieger, M. M. (2017). “Medial tibial stress syndrome in active individuals: a systematic review and meta-analysis of risk factors”. Sports health, 9(3), 252-261.

Robinson, R. L. & Nee, R. J. (2007). “Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome”. Journal of orthopaedic & sports physical therapy, 37(5), 232-238.

Rowe, J. Shafer, L. Kelley, K. West, N. Dunning, T. Smith, R. & Mattson, D. J. (2007). “Hip strength and knee pain in females”. North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT, 2(3), 164.

Sahrmann, S. (2001). *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes:* Elsevier Health Sciences.

Simenz, C. J. Garceau, L. R. Lutsch, B. N. Suchomel, T. J. & Ebben, W. P. (2012). “Electromyographical Analysis of Lower Extremity Muscle Activation During Variations of the Loaded Step-Up Exercise” The Journal of Strength & Conditioning Research, 26(12), 3398-3405.

Vogt, L. & Banzer, W. (1997). “Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position”. Clinical Biomechanics, 12(2), 122-127.

Wilson, J. Ferris, E. Heckler, A. Maitland, L. & Taylor, C. (2005). “A structured review of the role of gluteus maximus in rehabilitation”. New Zealand Journal of Physiotherapy, 33(3).

Yoon, T. L. Cynn, H. S. Choi, S. A. Choi, W. J. Jeong, H. J. Lee, J. H. & Choi, B. S. (2015). “Trunk muscle activation during different quadruped stabilization exercises in individuals with chronic low back pain”. Physiotherapy Research International, 20(2), 126-132.

Youdas, J. W. Hartman, J. P. Murphy, B. A. Rundle, A. M. Ugorowski, J. M. & Hollman, J. H. (2017). “Electromyographic analysis of gluteus maximus and hamstring activity during the supine resisted hip extension exercise versus supine unilateral bridge to neutral”. Physiotherapy theory and practice, 33(2), 124-130.

Youngjoo Hong. (2009). *Effects of the support surface condition on muscle activity of abdominalis and erector spinae during bridging exercise*. Graduate School, Yonsei University,

Minoonejad, H., & Pourmahmoudian, P. (2016). “Comparison of the electromyography activity of gluteus medius in male and female athletes in single leg and double leg jump-Landing”. Journal for Research in Sport Rehabilitation, 4(8), 101-115. (In Persian)

Nazarian, A., Letafatkar, A., Barati, A., Jamshidi, A. A., & Abasi, A. (2016). “Effect of CST90 fatigue protocol on timing and electromyography activity of gluteus medius muscle of soccer players”. Journal for Research in Sport Rehabilitation, 4(8), 11-20. (In Persian)