DOI: 10.48305/jrrs.2026.45378.11113 Published by Vesnu Publications

تأثیر هشت هفته تمرین عملکردی بر میزان فلکشن زانو، نیروی عکس‌العمل و میزان بار در حرکت هاپینگ در بازیکنان نوجوان حرفه‌ای بسکتبال: یک مطالعه نیمه تجربی

مصطفی عواد[۱]، مرتضی صادقی[۲]، غلامعلی قاسمی[۳]، شهرام لنجان نژادیان[۴]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: کینتیک و کینماتیک زانو در ورزشکاران بسکتبال که حرکات پرشی مانند هاپینگ (Hoping) را انجام می‌دهند، بر بارهای وارده به لیگامنت صلیبی قدامی (Anterior cruciate ligament یا ACL) مؤثر است. پژوهش حاضر با هدف ارزیابی تأثیر هشت هفته تمرین عملکردی بر میزان فلکشن زانو، نیروی عکس‌العمل و میزان بار در حرکت هاپینگ در بازیکنان بسکتبال انجام شد.

مواد و روش‌ها: این مطالعه از نوع نیمه تجربی بود و در آن، ۳۰ ورزشکار بسکتبالیست حرفه‌ای به صورت در دسترس انتخاب و به شکل تصادفی به دو گروه ۱۵ نفره تجربی و شاهد تقسیم شدند. گروه تجربی تمرینات عملکردی را طی هشت هفته و هر هفته سه جلسه ۴۰ تا ۵۰ دقیقه‌ای انجام دادند. متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی اندام تحتانی در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون طی حرکت هاپینگ توسط سیستم تحلیل حرکت و صفحه نیرو جمع‌آوری گردید. به منظور مقایسه متغیرها، از آزمون Repeated measures ANOVA در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: در گروه تجربی و به دنبال هشت هفته تمرین، حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین ($P < ۰/۰۰۱$) و نرخ بارگذاری ($P = ۰/۰۳۰$) به طور معنی‌داری کاهش یافت. همچنین، افزایش معنی‌داری در زاویه فلکشن زانو در گروه تجربی پس از هشت هفته تمرین مشاهده شد ($P = ۰/۰۳۰$).

نتیجه‌گیری: تمرینات عملکردی با افزایش ثبات عملکردی بدن، احتمالاً راهکار فراخوانی عضلات را طی حرکت هاپینگ بهبود می‌بخشد. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که شاید تمرینات عملکردی بتواند منجر به کاهش عوامل خطر آسیب ACL همچون برخی عوامل بیومکانیکی طی حرکات دینامیک شود.

کلید واژه‌ها: تمرینات عملکردی؛ کینتیک؛ کینماتیک؛ لیگامنت صلیبی قدامی؛ بسکتبال

ارجاع: عواد مصطفی، صادقی مرتضی، قاسمی غلامعلی، لنجان نژادیان شهرام. **تأثیر هشت هفته تمرین عملکردی بر میزان فلکشن زانو، نیروی عکس‌العمل و میزان بار در حرکت هاپینگ در بازیکنان نوجوان حرفه‌ای بسکتبال: یک مطالعه نیمه تجربی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۴۰۳؛ ۲۰.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۰/۱۰ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۱/۱۵ تاریخ چاپ: ۱۴۰۳/۱/۱۵

مقدمه

بسکتبال یکی از رایج‌ترین بازی‌های تیمی می‌باشد و از سطوح آماتور تا حرفه‌ای، پیشگیری از آسیب ورزشکاران این رشته ضروری است. در این راستا، شناخت روش‌های تمرینی مناسب و مؤثر برای پیشگیری از عامل‌های تعیین‌کننده عملکرد ضروری هستند. یکی از آسیب‌های رایج در ورزش بسکتبال، آسیب لیگامنت صلیبی قدامی (Anterior cruciate ligamen یا ACL) می‌باشد (۱).

آسیب ACL به عنوان یکی از شایع‌ترین آسیب‌های لیگامانی زانو نه تنها در افراد ورزشکار، بلکه در افراد فعال غیر حرفه‌ای توجه زیادی را جلب کرده است (۲). آسیب ACL باعث ناتوانی طولانی‌مدت و هزینه‌های زیادی می‌شود (۳) و حتی در کودکان و نوجوانان اهمیت زیادی دارد (۴). ورزشکارانی که در ورزش‌های تیمی پرشی، برشی و چرخشی مانند فوتبال، بسکتبال و والیبال شرکت می‌کنند، اغلب ۴ تا ۶ برابر بیشتر در معرض آسیب ACL قرار دارند (۵).

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزش، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۲- استادیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزش، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۳- استاد، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزش، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۴- دانشیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزش، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
نویسنده مسؤول: مرتضی صادقی؛ استادیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزش، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
Email: m.sadeghi@spr.ui.ac.ir

وضعیت اندام تحتانی طی فعالیت‌های با خطر بالا همچون دویدن، مانورهای برشی، چرخش و فرود، از عوامل مستعدکننده پارگی ACL به شمار می‌رود (۷، ۶).

اعتقاد بر این است که وضعیت اندام تحتانی، به طور مستقیم بر بار (Load) وارد بر ACL تأثیر می‌گذارد و نقش مهمی در افزایش خطر آسیب ACL دارند. به عنوان مثال، وضعیت بدن حین فرود، فرد را در خطر بالاتری برای آسیب قرار می‌دهد (۸). افزایش زاویه والگوس زانو (۹)، کاهش زاویه فلکشن زانو (۱۰) و کاهش زاویه فلکشن هیپ (۱۱، ۷) حین فرود، منجر به آسیب شدیدتر ACL می‌شود. انقباض عضله چهار سر در صفر تا ۳۰ درجه فلکشن زانو، باعث نیروی برشی (Shear) رو به جلو (Anterior shear force) در سطح پروگزیمال تیبیا می‌شود که میزان استرین (Strain) ACL را افزایش می‌دهد (۱۳، ۱۲). همچنین، والگوس زانو و چرخش تیبیا، استرین ACL را افزایش می‌دهد؛ هرچند این استرین کمتر از استرین ناشی از نیروی برشی است (۱۴). مکانیسم اصلی Loading روی ACL، نیروهای برشی رو به جلو به مفصل زانو می‌باشد (۱۴). کنترل و جذب مناسب این نیروها طی فعالیت‌های پویا، می‌تواند باعث کاهش خطر آسیب شود. بنابراین، شناخت عواملی که در توانایی بدن در جذب این نیروها مؤثر هستند، ممکن است در پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی و بهبود عملکرد بیومکانیکی ACL مؤثر باشد (۱۵). تأثیر مکانیک پا بر روی ساختارهای بالایی به خوبی بررسی شده است، اما تأثیر ثبات پروگزیمال روی ساختار اندام تحتانی و پاتولوژی آن هنوز مشخص نیست (۱۶).

ناکارامدی یا ضعف عملکردی بدن طی فعالیت‌های معمول روزانه یا فعالیت‌های عملکردی (Functional activities)، ممکن است باعث اختلال در راستای (Posture) اندام تحتانی و به موجب آن، افزایش گشتاور و استرین روی ACL شود. کنترل عصبی- عضلانی ناکافی تنه ممکن است پایداری پویای اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد و استرین وارد بر لیگامان‌های زانو را افزایش دهد و منجر به آسیب شود (۱۷). به نظر می‌رسد که عملکرد عضلات پروگزیمال بر نیروهای وارده بر مفصل زانو اثرگذار باشد (۱۱) و تمرینات عملکردی (Functional exercises) می‌تواند خطر آسیب غیر برخوردی ACL را کاهش دهد (۱۸). در یک مطالعه پایلوت که به تازگی منتشر شد، مشاهده گردید که تمرینات مقاومتی عملکردی، کینماتیک راه رفتن را در افراد با بازسازی ACL تغییر می‌دهد (۱۹).

تمرینات عملکردی یک رویکرد توان‌بخشی است که به منظور بهبود هم‌زمان قدرت و عملکرد طراحی شده‌اند. در این رویکرد، فعالیت معمول و روزمره در برابر مقاومت انجام می‌شود. به عنوان مثال، اعمال مقاومت در حالی که فرد راه می‌رود، می‌تواند عضلات پا را به شیوه خاصی درگیر کند و عملکرد راه رفتن را بهبود بخشد. در همین راستا، تمرین عملکردی راه رفتن در تحقیقات شامل پابندهایی است که در هنگام راه رفتن در برابر زانو مقاومت می‌کنند یا دستگاه‌هایی که با مقاومت کشسانی مچ پا را می‌کشند. این دستگاه‌ها در افراد توانمند و افراد دارای آسیب‌های عصبی مورد بررسی قرار گرفته‌اند. با این حال، تحقیقات بسیار کمی تمرین عملکردی را در افراد پس از آسیب و بازسازی ACL مورد بررسی قرار داده‌اند (۱۹). پژوهش‌های گذشته نشان داده است که این دستگاه‌ها می‌توانند فعال شدن عضلات چهار سر ران را در حین راه رفتن افزایش دهند و پس از تمرین حاد، بر شاخص‌های کینماتیکی و مکانی- زمانی اثر بگذارند. این یافته‌ها شاهدی بر پتانسیل بالینی این رویکرد می‌باشد. با این حال، هنوز مشخص نیست که چگونه می‌توان از این دستگاه‌ها برای تغییر کینتیک راه رفتن به دلیل تمرین استفاده نمود. تغییر کینتیک راه رفتن به دنبال تمرین، از اهداف مداخلات توان‌بخشی در آسیب‌های ACL می‌باشد؛ چرا که با افزایش بارگذاری مفصل در این افراد، ممکن است بتوان سلامت غضروف را بهبود بخشید و پیشرفت استئوآرتریت ثانویه به ضربه را کاهش داد (۲۰).

بر اساس شواهد، به نظر می‌رسد تمرینات عملکردی می‌تواند نیروهای وارده بر زانو را هنگام حرکت هاپینگ کاهش دهد و این امر می‌تواند نقش مهمی در کاهش بار وارده بر ACL داشته باشد (۲۰)؛ هرچند هنوز تأثیر خاص مداخلات تنه و به خصوص تمرینات عملکردی بر بار وارد بر ACL مشخص نشده است. در حالی که مطالعات پیشین به بررسی نیروهای وارده بر بدن پرداخته‌اند، اما بیان شده که تمرینات عملکردی ممکن است بر تکنیک حرکات تأثیرگذار باشد (۲۰). بر این اساس، پژوهش حاضر با هدف بررسی هشت هفته تمرین عملکردی بر میزان فلکشن زانو، نیروی عکس‌العمل زمین و میزان بار در حرکت هاپینگ در بازیکنان بسکتبال پرداخت.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع نیمه تجربی با طرح پیش‌آزمون- پس‌آزمون بود و ۳۰ ورزشکار بسکتبالیست حرفه‌ای در آن شرکت کردند. معیارهای ورود نمونه‌ها به تحقیق شامل داشتن سن بین ۱۶ تا ۱۸ سال و داشتن حداقل چهار سال سابقه ورزشی منظم در رشته بسکتبال بود. سابقه جراحی تنه یا اندام تحتانی، سابقه اختلالات عصبی- عضلانی- اسکلتی، ناهنجاری‌های شدید ستون فقرات (اسکولیوز، کایفوز و...)، داشتن پارگی لیگامان‌های زانو و ضایعه مینیسک، نقص وستیبولار، وجود آسیب ماندگار در اندام تحتانی (مانند تغییرات دژنراتیو در مفصل زانو، مچ پای بی‌ثبات و...)، سابقه اسپرین مچ پا طی یک سال گذشته و داشتن بد راستایی‌های قابل رؤیت اندام تحتانی نیز به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. معیارهای ورود و خروج بر اساس خوداظهاری و بررسی پرونده پزشکی فرد و در صورت نیاز انجام معاینات بالینی توسط پزشک بی‌اطلاع از طرح پژوهش بررسی گردید. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power (Version 3.1.9.7,Released March 17, 2020, University of Düsseldorf, Düsseldorf, Germany) محاسبه شد. از میان جامعه آماری و بر اساس معیارهای ورود و خروج نمونه‌ها، ۳۰ نفر واجد شرایط به طور هدفمند (بر اساس معیارهای ورود به مطالعه) به عنوان آزمودنی انتخاب و به صورت تصادفی به دو گروه شاهد (۱۵ نفر) و تجربی (گروه تمرینات عملکردی) (۱۵ نفر) تقسیم شدند. ابتدا اطلاعات لازم در خصوص هدف و نحوه اجرای مطالعه در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت. تمام آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه آگاهانه را خواندند و امضا کردند و سپس با فرایند آزمون آشنا شدند. اطلاعات دموگرافیک هر یک از آزمودنی‌ها جمع‌آوری و از پرسش‌نامه محقق ساخته سلامت برای ارزیابی وضعیت آسیب اندام تحتانی استفاده گردید. پس از آشنایی اولیه، آزمودنی‌ها برای ارزیابی پیش‌مداخله (هفته اول) شامل فلکشن زانو، نیروی عکس‌العمل و میزان بار و اندازه‌گیری قد و جرم بدن به تحقیق دعوت شدند. همین روال بعد از کامل کردن مداخله، هشت هفته بعد تکرار گردید.

ابزار

از صفحه نیرو سه محوره (Portable Kistler Force plate, 9260AA6, Kistler Instruments، سوئیس) برای ثبت و اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین وارده بر اندام تحتانی و تشخیص اولین تماس پا استفاده شد. اولین تماس

http://jrrs.mui.ac.ir

پا با زمین به عنوان لحظه‌ای تعریف می‌شود که در آن نیروی عکس‌العمل عمودی بیشتر از ۳۰ نیوتن می‌باشد (۲۱). اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شد (۲۲).

اطلاعات ترژکتوری سه بعدی با استفاده از سیستم آنالیز حرکت Qualisys Track Manager (Qualisys motion analysis, 41113, Packhusgatan 6, Qualisys AB, Gothenburg، سوئد)، که شامل شش دوربین مادون قرمز بود، ثبت تگردید. برای کالیبره کردن دوربین‌ها از یک میله L شکل با ۴ نشانگر و یک میله T شکل با ۲ نشانگر استفاده شد. در پژوهش حاضر، کالیبریشن با دقت خطای کمتر از ۰/۶ میلی‌متر انجام گرفت (۲۳). اطلاعات در فرکانس ۲۰۰ هرتز نمونه‌برداری و به صورت دیجیتالی ثبت شد.

روش اجرای تست

نشانگرهای انعکاسی روی لندمارک‌های آناتومیکی بر اساس ست مارکر Helen Hayes قرار داده شد. نشانگرها روی مهره C7، آکرومیون چپ و راست، جناغ، خار قدامی فوقانی ایلیاک چپ و راست، خار خلفی فوقانی ایلیاک چپ و راست، ساکروم، تاج خاصره چپ و راست، کندیل خارجی و داخلی مفصل زانوی چپ و راست، قوزک داخلی و خارجی پای چپ و راست و سرمتاتارس اول و پنجم و پاشنه هر دو متصل شدند. همچنین، ۴ کلاستر که هر کدام شامل ۳ نشانگر متصل به صفحات لوزی شکل بود، به سطح قدامی ساق و ران توسط استرپ ولکرو متصل گردید. به منظور افزایش دید دوربین‌ها، کلاسترها به فاصله مساوی بین سطح قدامی و جانبی ساق پای افراد قرار داده شد. استفاده از این روش نشانه‌گذاری در بررسی‌های کینتیکی و کینماتیکی بسیاری معمول است (۲۳).

پس از نشانه‌گذاری و آشنایی کامل با مراحل آزمون و کسب آمادگی کافی، از آزمودنی‌ها تست گرفته شد. پیش از ثبت داده‌های حرکت هاپینگ، از آزمودنی‌ها به مدت ۱ دقیقه آزمون ایستا روی صفحه نیرو گرفته شد تا آزمودنی با سیستم مختصات آزمایشگاه هم‌راستا شود. هر یک از مختصات محلی مفصل آزمودنی‌ها با پوزیشن ایستاده‌شان هم‌راستا شد تا متغیر درون آزمودنی در راستای آناتومیکی طی حالت ایستا کنترل گردد. مختصات اولیه نشانگر در نرم‌افزار Qualisys Track Manager (QTM) و در حالت Quiet Standing ثبت گردید.

پس از گرم کردن استاندارد، آزمودنی‌ها سه تست هاپینگ را انجام دادند. بین هر تست هاپینگ ۱ دقیقه استراحت داده شد تا خستگی عصبی- عضلانی محدود شود. سه کوشش موفقیت‌آمیز برای هر آزمودنی ثبت شد. قبل از انجام آزمون، آزمودنی سه بار تست هاپینگ را تمرین کرد (۲۴).

اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو و اطلاعات حرکت توسط دوربین‌ها به صورت هم‌زمان در نرم‌افزار QTM ثبت شد.

آزمون‌های گرفته شده از شرکت‌کنندگان، در سیستم آنالیز حرکت (Qualisys motion capture) به فایل سه بعدی و سپس از طریق نرم‌افزار (3D Motion kinematic and kinetic analyzer, version 0.6.2) Mokka به فایل جدیدی به فرمت TRC تبدیل گردید. یک خروجی دیگر تحت عنوان ASCI file از نرم‌افزار Mokka گرفته شد تا نیروی عکس‌العمل زمین مشخص شد. در نهایت، فایل TRC در نرم‌افزار Opensim (مدل ۳.۰.۲، دانشگاه استنفورد کالیفرنیا) مدلسازی گردید و شاخص‌های زمانی- مکانی و متغیرهای کینماتیکی مشخص شد. اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی از طریق فیلتر پایین گذر Butterworth با فرکانس کاتاف ۶ هرتز فیلتر شدند (۲۵).

حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین (F_z) با استفاده از داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین محاسبه شد. از میانگین نیروی حداکثر خروجی نرم‌افزار برای محاسبه متغیرهای نرخ بارگذاری و میانگین نرخ بارگذاری مورد استفاده قرار گرفت. جهت کنترل اثر مخدوشگر متغیر وزن، نیروهای عکس‌العمل بر وزن آزمودنی تقسیم گردید و به عنوان متغیر مرجع در نظر گرفته شد. سیستم مختصات آزمایشگاه به این صورت بود که محور X و Y و Z به ترتیب محور قدامی- خلفی، داخلی- خارجی و عمودی بود. نیروی حداکثر نسبی فرود به وسیله تقسیم نیروی عکس‌العمل عمودی حداکثر فرود (N) بر وزن بدن آزمودنی (NBW یا Net body weigth) محاسبه گردید.

نرخ بارگذاری به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو از لحظه تماس آغازین پا با زمین به دست آمد (رابطه ۱) (۲۶).

رابطه ۱: نرخ بارگذاری

$$Loading\ rate = \left[\frac{{}^{peakF_z(N)}/_{body\ weight\ (N)}}{Time\ to\ peak\ F_z}\right] = \frac{BW}{ms}$$

برنامه تمرین

آزمودنی‌های گروه شاهد بدون انجام هیچ تمرین خاصی و بدون اطلاع از شرایط نمونه‌های دیگر، به صورت عادی به تمرینات بسکتبال خود ادامه دادند. آزمودنی‌های گروه تجربی علاوه بر تمرینات معمولی بسکتبال، به مدت هشت هفته (سه جلسه در هفته و هر جلسه به مدت ۴۰ تا ۵۰ دقیقه به صورت پیش‌رونده) تحت نظارت مستقیم آزمونگر در برنامه تمرینی تمرینات عملکردی شرکت کردند. در مطالعه حاضر، از برنامه تمرینی Santana و همکاران (۲۷) استفاده شد. به گروه‌های تجربی و شاهد اجازه داده شد تا فعالیت‌های عادی روزانه خود را انجام دهند. تمام جلسات تمرین در دو گروه توسط محقق تحت نظارت قرار گرفت. برنامه تمرین گروه تجربی در جدول ۱ ارایه شده است.

جدول ۱. برنامه تمرین اضافه بر تمرینات معمول در گروه تجربی

تمرین	هفته‌های ۱ و ۲	هفته‌های ۳ و ٤	هفته‌های ٥ و ٦	هفته‌های ۷ و ۸
دسترسی دوندگان	۳ × ۳۰ ثانیه	۳ × ۳۵ ثانیه	۳ × ۴۰ ثانیه	۳ × ۴۵ ثانیه
بالا رفتن از استپ	۳ × ۲۰ تکرار	۳ × ۳۰ تکرار	۳ × ۴۰ تکرار	۳ × ۴۵ تکرار
اسکات چرخشی تک پا	۳ × ۲۰ تکرار	۳ × ۳۰ تکرار	۳ × ۴۰ تکرار	۳ × ۴۵ تکرار
زدن توپ مدیسن‌بال به زمین	۳ × ۲۰ تکرار	۳ × ۳۰ تکرار	۳ × ۴۰ تکرار	۳ × ۴۵ تکرار
دویدن در کنار دیوار در زاویه ۴۵	۳ × ۲۰ تکرار	۳ × ۳۰ تکرار	۳ × ۴۰ تکرار	۳ × ۴۵ تکرار
پرش عمودی	۳ × ۲۰ تکرار	۳ × ۳۰ تکرار	۳ × ۴۰ تکرار	۳ × ۴۵ تکرار
پرش قیچی‌وار	۳ × ۲۰ تکرار	۳ × ۳۰ تکرار	۳ × ۴۰ تکرار	۳ × ۴۵ تکرار
اسکات با کتل بل	۳ × ۲۰ تکرار	۳ × ۳۰ تکرار	۳ × ۴۰ تکرار	۳ × ۴۵ تکرار

جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها در دو گروه از آزمون Shapiro-Wilk و به منظور تحلیل میزان فلکشن زانو، نیروی عکس‌العمل و میزان بار از آزمون Repeated measures ANOVA استفاده شد. همچنین، آزمون فرضیات در سطح معنی‌داری ۹۵ درصد با آلفای کوچک‌تر یا مساوی ۰/۰۵ به انجام رسید. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ (version 26, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

ویژگی‌های جمعیت‌شناختی ۳۰ ورزشکار بسکتبالیست شرکت‌کننده در مطالعه در جدول ۲ ارایه شده است.

جدول ۲. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها در گروه‌های مورد پژوهش

عامل	گروه	میانگین ± انحراف معیار	مقدار t	مقدار P
سن (سال)	تجربی	۱۹/۲ ± ۳/۱	۰/۹۵	۰/۳۹
	شاهد	۲۰/۱ ± ۲/۸		
قد	تجربی	۱۸۴/۱ ± ۵/۴	۱/۹۸	۰/۳۱
(سانتی‌متر)	شاهد	۱۸۵/۱ ± ۴/۳		
وزن	تجربی	۷۰/۵ ± ۵/۲	۲/۵	۰/۱۷
(کیلوگرم)	شاهد	۷۲/۳ ± ۶/۴		

میانگین میزان فلکشن زانو، نیروی عکس‌العمل و میزان بار طی حرکت هاپینگ در دو گروه در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون در جدول ۳ آمده است. بر اساس نتایج آزمون Repeated measures ANOVA، اختلاف معنی‌داری بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون بر حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی وجود داشت ($F = ۱۷/۶$ ،$P \leq ۰/۰۰۱$).

اثر تعاملی زمان (قبل از مداخله و بعد از مداخله) بر گروه‌ها (تمرینات عملکردی و شاهد) معنی‌دار بود ($F = ۴۰/۷$ ،$P \leq ۰/۰۰۱$). در مورد متغیر نرخ بارگذاری، اختلاف معنی‌داری بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده شد ($F = ۲۴/۷$ ،$P = ۰/۰۳۰$). همچنین، نتایج نشان داد که که اثر تعاملی زمان بر گروه معنی‌دار بود ($F = ۱۵/۶$ ،$P = ۰/۰۴۰$). اختلاف معنی‌داری بین دو گروه یافت نشد ($F = ۴/۵$ ،$P = ۰/۳۰۰$). نتایج آزمون Repeated measures ANOVA اختلاف معنی‌داری را بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون بر فلکشن زانو نشان داد ($F = ۱۷/۷$ ،$P = ۰/۰۳۰$). علاوه بر این، بین دو گروه تفاوت معنی‌داری وجود داشت ($F = ۱۴/۰۱$ ،$P = ۰/۰۳۹$) و اثر تعاملی زمان بر گروه معنی‌دار بود ($F = ۳۳/۷$ ،$P = ۰/۰۱۰$).

بحث

در پژوهش حاضر، جوانان بسکتبالیست به طور تصادفی به دو گروه تقسیم شدند و گروه تجربی به مدت هشت هفته علاوه بر تمرینات معمول، یک برنامه تمرینی عملکردی دریافت کرد. تمرینات عملکردی باعث کاهش نیروی عکس‌العمل و نرخ بارگذاری و همچنین، افزایش میزان فلکشن زانو طی حرکت هاپینگ شد. این یافته‌ها نشان دهنده اثر این تمرینات بر بهبود فعال‌سازی عضلات زانو در ورزشکاران شرکت‌کننده در مطالعه حاضر می‌باشد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که پس از هشت هفته تمرین عملکردی، حداکثر نیروی عکس‌العمل، نرخ بارگذاری و میزان فلکشن زانو حین هاپینگ در گروه تجربی به طور معنی‌داری تغییر کرد؛ در حالی که در گروه شاهد پس از هشت هفته، این میزان تغییر معنی‌داری نداشت. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن حرکاتی مانند هاپینگ و تکرار این نیروها، زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌سازد (۲۸). میزان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به فعال‌سازی و انقباض برون‌گرای عضلات بستگی دارد (۲۹). در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن (مانند حرکت هاپینگ)، اندام تحتانی به مقدار زیادی مسؤول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش نیروهای وارده بر بدن می‌باشد (۳۰). همچنین، به منظور کاهش در میزان نیروهای عکس‌العمل زمین، بدن باید فرود را پیش‌بینی نماید و خود را برای آن آماده سازد که این امر از طریق انقباض عضلانی محقق می‌شود (۳۲، ۳۱). فعال‌سازی عضلانی پیش از فرود و نیروهای تماسی مربوطه در هنگام فرود ممکن است به یکدیگر وابسته باشند. ناتوانی بدن در تولید انقباضات برون‌گرا و پیش‌بین عضلات، به صورت چشمگیری سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود (۳۳). به عبارت دیگر، کاهش نرخ بارگذاری و نیروی وارده بر مفاصل بدن به یک سیستم عضلانی قوی برای کنترل نیاز دارند (۳۵، ۳۴). نتایج پژوهش‌ها نشان داده است که در شرایط فرود آمدن‌های مختلف عملکردی در جذب انرژی و نیروهای وارده به بدن به طور متناوب شرکت دارند (۳۶، ۳۵، ۲۳). احتمالاً کاهش فعالیت عضلات پروگزیمال، ظرفیت تحمل بار زانو را تغییر می‌دهد و ممکن است منجر به دریافت نیروهای بیشتری در زانو به ازای هر واحد جرم بدن شود (۳۷، ۳۴). گزارش شد که دو هفته برنامه تمرینی فرود، منجر به کاهش معنی‌دار ۱۹ درصدی در حداکثر نیروی فرود به ازای هر کیلوگرم از وزن بدن در اولین فاز فرود در مقایسه با کاهش ۱/۴ درصدی در گروه شاهد شد (۳۸).

جدول ۳. اطلاعات توصیفی و آزمون Repeated measures ANOVA برای متغیرهای پژوهش

متغیر	مراحل	گروه تجربی (میانگین ± انحراف معیار)	گروه شاهد (میانگین ± انحراف معیار)	تغییرات درون‌گروهی	تغییرات بین‌گروهی	تعامل
حداکثر نیروی عکس‌العمل	پیش‌آزمون	۲/۲ ± ۱/۷	۲/۱۲ ± ۲/۷	F = ۱۷/۶، *P ≤ ۰/۰۰۱	F = ۱۹/۱، *P ≤ ۰/۰۰۱	F = ۴۰/۷، *P ≤ ۰/۰۰۱
عمودی (N/NBW)	پس‌آزمون	۱/۶ ± ۱/۳	۲/۰۷ ± ۳/۹			
نرخ بارگذاری (1/s)	پیش‌آزمون	۹/۴ ± ۱/۹	۹/۱ ± ۱/۱	F = ۲۴/۷، *P = ۰/۰۳۰	F = ۴/۵، *P = ۰/۳۰۰	F = ۱۵/۶، *P = ۰/۰۴۰
	پس‌آزمون	۷/۵ ± ۱/۳	۸/۹ ± ۰/۹			
فلکشن زانو (درجه)	پیش‌آزمون	۸/۸ ± ۲/۱	۱۰/۵ ± ۲/۱	F = ۱۷/۷، *P = ۰/۰۳۰	F = ۱۴/۰۱، *P = ۰/۰۳۹	F = ۳۳/۷، *P = ۰/۰۱۰
	پس‌آزمون	۹/۳ ± ۱/۳	۹/۴ ± ۰/۷			

*P < ۰/۰۵

http://jrrs.mui.ac.ir

مکانیسمی که به وسیله آن مداخلات تمرین عملکردی حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی طی پرش فرود را کاهش می‌دهد هنوز مشخص نیست؛ هرچند مطالعات پیشین نشان داده‌اند که کنترل عصبی- عضلانی ضعیف تنه، با افزایش والگوس، گشتاور و حرکت ابداکشن در زانو (۶) و شیوع آسیب اندام تحتانی (۳۹) همراه است و این تغییرات کینماتیکی با افزایش حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی همراه می‌شود (۴۰). بر عکس، تمرین عصبی- عضلانی شامل تمرین تنه، گشتاورهای ابداکشن زانو و تمایل به افتادن والگوس طی فرود را کاهش می‌دهد (۴۱). نرخ بارگذاری، اندازه‌ای از مقدار ضربه اعمال شده بر بافت‌ها می‌باشد (۱۵) که افزایش اثر آن، مبین توانایی کم برای جذب شوک و شاخصی برای اعمال فشار بالا بر اندام در زمان کوتاه می‌باشد (۴۳، ۴۲). عضلات با ایجاد تغییرات مناسب در بزرگی و جهت نیروهای عضلانی، در زمان کوتاهی به طور کامل به تغییر نرخ بارگذاری یا مقدار نیروی خارجی واکنش نشان می‌دهند. طی ۵۰ میلی‌ثانیه بعد از تماس اولیه پا با زمین، به واسطه تبادل انرژی و اندازه حرکت از پایی که با زمین برخورد می‌کند، یک موج شوکی به درون بدن منتقل می‌شود (۴۴). شوک‌های به وجود آمده توسط ضربه‌های نیروهای عکس‌العمل می‌تواند توسط ساختارهایی از جمله کپسول مفصلی، مینیسک، دیسک بین مهره‌ای و عضلات، جذب و خنثی شود (۴۴). اعتقاد بر این است که مکانیسم عضلانی در جذب شوک مهم‌تر می‌باشد (۴۴).

در تحقیق حاضر، پس از هشت هفته تمرین عملکردی در گروه تجربی، میزان فلکشن زانو به طور معنی‌داری افزایش پیدا کرد که با یافته‌های پژوهش Jackson مبنی بر کاهش زاویه فلکشن زانو به دنبال هر دو نوع تمرین پلایومتریک و عملکردی (۴۵) در تناقض بود. به نظر می‌رسد که این تناقض ممکن است به دلیل تعداد کم جلسات تمرینی و متفاوت بودن رشته‌های ورزشی آزمودنی‌ها باشد. ورزشکاران می‌توانند الگوهای حرکتی جدید را یاد بگیرند و آن‌ها را به صورت ایمن‌تر و با الگوهای حرکتی بهینه‌تر پیش برنامه‌سازی کنند (۴۶). از این‌رو، می‌توان چنین استنباط کرد که احتمالاً در مطالعه حاضر با توجه به بهتر شدن فعالیت فیدفورواردی عضلات و همچنین، به کارگیری تکنیک صحیح حرکت هاپینگ، میزان فلکشن زانو نیز افزایش یافته است. همان‌گونه که پیش‌تر عنوان شد، تمرین می‌تواند باعث افزایش ثبات مرکز بدن و بهبود فعال‌سازی الگوهای عضلانی شود. بنابراین، چنین نتیجه‌ای قابل انتظار خواهد بود که پس از هشت هفته تمرین عملکردی، میزان فلکشن زانو در گروه تجربی به طور معنی‌داری بیشتر از گروه شاهد باشد.

محدودیت‌ها

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به سن، جنسیت و کنترل تغذیه اشاره نمود.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود در مطالعه مشابهی، شاخص‌های دیگر اثرگذار مانند قدرت عضلات زانو و نسبت آن‌ها مورد بررسی قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که هشت هفته تمرینات عملکردی می‌تواند باعث تغییرات مثبتی در برخی متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی اندام تحتانی شود. این تغییرات شامل کاهش حداکثر نیروی عکس‌العمل و نرخ بارگذاری زانو و افزایش میزان فلکشن زانو در عمل هاپینگ بود. بر اساس یافته‌های به دست آمده، می‌توان این‌گونه بیان کرد که تمرینات عملکردی استفاده شده در تحقیق حاضر، با افزایش ثبات بدن، احتمالاً راهکار فراخوانی عضلات این ناحیه را طی حرکت هاپینگ بهبود می‌دهد. بنابراین، شاید بتوان نتیجه گرفت که تمرین عملکردی می‌تواند منجر به کاهش عوامل خطر قابل تعدیل آسیب ACL همچون برخی عوامل بیومکانیکی و عصبی- عضلانی طی حرکات دینامیکی در ورزشکاران بستکبالیست جوان شود.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از رساله مقطع دکتری تخصصی، مصوب دانشگاه اصفهان می‌باشد که با کد اخلاق IR.UI.REC.1402.015 به تصویب رسید. بدین وسیله از تمامی شرکت‌کنندگان تحقیق تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

طراحی و ایده‌پردازی پروژه: مرتضی صادقی، غلامعلی قاسمی
جذب منابع مالی برای انجام پروژه: -
خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی پروژه: مصطفی عواد، شهرام لنجان نژادیان
فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه: مصطفی عواد
تحلیل و تفسیر نتایج: مصطفی عواد، مرتضی صادقی، غلامعلی قاسمی، شهرام لنجان نژادیان
خدمات تخصصی آمار: مرتضی صادقی
تنظیم دست‌نوشته: مصطفی عواد، مرتضی صادقی، غلامعلی قاسمی، شهرام لنجان نژادیان
ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی: مصطفی عواد، مرتضی صادقی، غلامعلی قاسمی، شهرام لنجان نژادیان
تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله: مصطفی عواد، مرتضی صادقی، غلامعلی قاسمی، شهرام لنجان نژادیان
مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران: مصطفی عواد، مرتضی صادقی، غلامعلی قاسمی، شهرام لنجان نژادیان

منابع مالی

پژوهش حاضر برگرفته از رساله مقطع دکتری تخصصی با کد اخلاق IR.UI.REC.1402.015، مصوب دانشگاه اصفهان و فاقد حمایت مالی می‌باشد.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند.

References

1. Aoki A, et al. Biomechanical Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury in a Young Female Basketball Player: A pilot Study. medRxiv, 2022: p. 2022.07. 11.22277460.

2. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD.Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. Journal of athletic training, 2006; 41(2): 166-71.
3. Trimble MH, et al. The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. Clinical Biomechanics, 2002; 17(4): 286-90.
4. LaBella CR, et al. Anterior cruciate ligament injuries: diagnosis, treatment, and prevention. Pediatrics, 2014; 133(5): e1437-e50.
5. Hewett TE. Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. Sports medicine, 2000; 29(5): 313-27.
6. Hewett TE, 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. The American journal of sports medicine, 2005; 33(4): 492-501.
7. Malinzak RA, et al. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clinical biomechanics, 2001; 16(5): 438-45.
8. Sell TC, et al. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. Journal of Orthopaedic Research, 2007; 25(12): 1589-97.
9. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. The American journal of sports medicine, 2004; 32(4): 1002-12.
10. Walsh MC. The relationship between lower extremity muscle activity and knee flexion angle during a jump-landing task. 2008: ProQuest.
11. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. Clinical Biomechanics, 2006; 21(3): 297-305.
12. DeMorat G, et al. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. The American journal of sports medicine, 2004; 32(2): 477-83.
13. Beynnon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. Journal of biomechanics, 1998; 31(6): 519-25.
14. Markolf KL, et al. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. Journal of Orthopaedic Research, 1995; 13(6): 930-5.
15. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. Journal of athletic training, 2003; 38(1): 18.
16. Leetun DT, et al. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2004; 36(6): 926-34.
17. Hewett T, Zazulak B, Myer G, Ford K. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. British journal of sports medicine, 2005; 39(6): 347-50.
18. Zazulak BT, et al. The effects of core proprioception on knee injury. The American Journal of Sports Medicine, 2007; 35(3): 368.
19. Washabaugh EP, Brown SR, Palmieri-Smith RM, Krishnan C. Functional Resistance Training Differentially Alters Gait Kinetics after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Pilot Study. Sports Health, 2023; 15(3): 372-81.
20. Araujo S, Cohen D, Hayes L. Six Weeks of Core Stability Training Improves Landing Kinetics among Female Capoeira Athletes: A Pilot Study. Journal of human kinetics, 2015; 45(1): 27-37.
21. Hart JM, et al. Gender differences in gluteus medius muscle activity exist in soccer players performing a forward jump. Research in Sports Medicine, 2007; 15(2): 147-55.
22. Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. Journal of Science and Medicine in Sport, 2012; 15(2): 159-63.
23. Afonso MP. Modelling the gait of healthy and post-stroke individuals. 2015, Universidade do Porto.
24. Ali N, Robertson DGE, Rouhi G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. The Knee, 2014; 21(1): 38-46.
25. Yu B. Effect of external marker sets on between-day reproducibility of knee kinematics and kinetics in stair climbing and level walking. Research in Sports Medicine, 2003; 11(4): 209-18.
26. Zhan SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2000; 32(4): 812-9.
27. Willardson JM. Developing the core. 2014: Human Kinetics.
28. Wu HW, et al. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. 2009. IEEE.
29. Mcnitt-Gray JL. Kinematics and Impulse Characteristics of Drop Landing From Three Heights. International journal of sport biomechanics, 1991; 7(2): 201-24.
30. Decker MJ, et al. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clinical Biomechanics, 2003; 18(7): 662-9.
31. Devita, P. and W.A. Skelly, Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. Med Sci Sports Exerc, 1992; 24(1): 108-15.
32. McKinley P, Pedotti A. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. Experimental brain research, 1992; 90(2): 427-40.
33. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. Br J Sports Med, 2000; 34(4): 293-6.

34. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Physical therapy, 1997; 77(2): 132-42.
35. Zazulak BT, et al. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2005; 35(5): 292-9.
36. Okubo Y, et al. Abdominal muscle activity during a standing long jump. Journal of orthopaedic & sports physical therapy, 2013; 43(8): 577-82.
37. Decker MJ, et al. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clinical biomechanics, 2003; 18(7): 662-9.
38. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Short-term landing training attenuates landing impact and improves jump height in landing-to-jump movement. The Journal of Strength & Conditioning Research, 2013; 27(6): 1560-7.
39. Zazulak BT, et al. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk a prospective biomechanical-epidemiologic study. The American journal of sports medicine, 2007; 35(7): 1123-30.
40. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes a prospective study. The American journal of sports medicine, 1999; 27(6): 699-706.
41. Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE, The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. The Journal of Strength & Conditioning Research, 2006; 20(2): 345-53.
42. De Wit B, De Clercq D, Lenoir M. The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. Journal of Applied Biomechanics, 1995; 11: 395-406.
43. Cook TM, et al. Effects of Restricted Knee Flexion and Walking Speed on the Vertical Ground Reaction Force during Gait. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1997; 25(4): 236.
44. Coventry E, et al. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. Clinical Biomechanics, 2006; 21(10): 1090-7.
45. Jackson, K.R., The effect of different exercise training interventions on lower extremity biomechanics and quality of movement in high school female athletes. 2011, University of Virginia.
46. Hewett TE, et al. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes. The American Journal of Sports Medicine, 2005; 33(4): 492-501.

http://jrrs.mui.ac.ir

DOI: 10.48305/jrrs.2026.45378.1113 Published by Vesnu Publications

The Effects of Functional Training on Lower Extremity Biomechanics during Hopping in Adolescent Professional Basketball Players: A Quasi-experimental Study

Mostafa Awad[1], Morteza Sadeghi[2], Gholam Ali Ghasemi[3], Shahram Lenjannejadian[4]

Original Article

Abstract

Introduction: Knee kinetic and kinematic are important in anterior cruciate ligament (ACL) loading in elite basketball players who repeatedly practice jumping maneuvers such as hopping. The aim of this study was to evaluate the effect of 8 weeks of functional training on the knee flexion, reaction force, and load during hopping in professional basketball players.

Materials and Methods: In this quasi-experimental study, 30 professional basketball players were randomly assigned into experimental, and control groups (n = 15 per group). The experimental group attended the functional training program three times a week for eight weeks. Lower extremity kinetics and kinematics were collected before and after training period during single leg drop landing using force platform and motion analysis system. The data were analyzed by repeated measure ANOVA at the significance level of $\alpha = 0.05$.

Results: The peak vertical ground reaction forces and peak loading rate significantly decreased following eight-weeks functional training ($P < 0.001$, $P = 0.030$ respectively). The knee flexion angle in the experimental group significantly increased after 8 weeks of training ($P = 0.030$).

Conclusion: Based on the present findings, functional training, improved the muscle recruitment strategy during the hopping movement probably through increasing the functional stability of the body. Therefore, it can be concluded that functional training may help managing the risk factors for ACL injury, such as some biomechanical factors, during dynamic movements.

Keywords: Functional training; Kinetics; Kinematics; Anterior cruciate ligament; Basketball

Citation: Awad M, Sadeghi M, Ghasemi GA, Lenjannejadian S. **The Effects of Functional Training on Lower Extremity Biomechanics during Hopping in Adolescent Professional Basketball Players: A Quasi-experimental Study.** J Res Rehabil Sci 2024; 20.

Received date: 31.12.2023 Accept date: 04.02.2024 Published: 03.04.2024

1- PhD Candidate, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Sports Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
2- Assistant Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Sports Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
3- Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Sports Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
4- Associate Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Sports Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Morteza Sadeghi; Assistant Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Sports Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran; Email: m.sadeghi@spr.ui.ac.ir