دریافت:۹۵/۳/۶ پذیرش: ۹۵/۸/۶ ص ص:۱۳۸-۱۲۵

ارتباط بین ثبات ناحیه مرکزی و قدرت برخی عضلات اندام تحتانی با تکنیک پرش-فرود با استفاده از سیستم امتیازدهی خطای فرود

محمد فلاح محمدی[۱]، سیدصدرالدین شجاع‌الدین[۲]، امیر لطافت کار[۳]، اسماعیل ابراهیمی تکامجانی[۴]، منصور اسلامی[۵]

چکیده

مقدمه و هدف: آسیب رباط متقاطع قدامی یکی از رایج‌ترین آسیب‌های ورزشی بوده که به دلایل مختلف روی می دهد و تحقیقات تاکنون به بررسی علت های احتمالی پرداخته اند. هدف از این مطالعه، بررسی ارتباط بین ثبات ناحیه مرکزی بدن و قدرت ایزومتریک ابداکشن و چرخش خارجی ران با بیومکانیک پرش-فرود افراد فعال از طریق سیستم امتیازدهی خطای فرود بود.

روش شناسی: ثبات ناحیه مرکزی بدن و قدرت اندام تحتانی۳۰ آزمودنی فعال (سن ۲/۱۲±۲۱/۲۷ سال، قد ۶/۵۹±۱۷۷/۷۷ سانتی-متر، وزن ۶/۹۴±۶۹/۴۲ کیلوگرم) به ترتیب از طریق آزمون‌های میدانی و معتبر مک گیل و دینامومتری دستی ارزیابی گردید. سپس افراد آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود را به منظور ارزیابی بیومکانیک پرش-فرود اجرا کردند. برای بررسی ارتباط مقادیر ثبات ناحیه مرکزی و قدرت ایزومتریک ابداکشن و چرخش خارجی ران با امتیاز LESS از آزمون همبستگی پیرسون و ارتباط پیش‌بین این متغیرها با امتیاز LESS از آزمون رگرسیون چند متغیره استفاده گردید (P≤۰/۰۵).

یافته‌ها: همبستگی و ارتباط پیش‌بین معناداری بین آزمون‌های فلکسور تنه (P=۰/۴)، اکستنسور تنه (P=۰/۴۶)، پلانک (P=۰/۴۹)، پلانک از سمت راست (P=۰/۴۱)، پلانک از سمت چپ (P=۰/۴)، قدرت ایزومتریک ابداکشن ران (P=۰/۴۴) و چرخش خارجی ران (P=۰/۰۷)، و نمرات کلی آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: نتایج پژوهش حاضر نشان داد که بین استقامت و ثبات ناحیه مرکزی بدن و قدرت ایزومتریک عضلانی با بیومکانیک پویای پرش-فرود ارتباط معناداری ندارد که این یافته احتمالاً به دلیل تفاوت میان ماهیت آزمون‌های استقامت و ایزومتریک با حرکات عملکردی پویا می‌باشد. به طور کلی، اجرای پژوهش‌های مربوط به غربالگری ورزشکاران در معرض خطر به منظور پیشگیری از وقوع آسیب‌های جدی که دوران ورزشی و نیز زندگی فردی ورزشکاران را تهدید می‌کنند امری لازم و ضروری می‌باشد. بدون تردید، بهره-گیری از روش‌های کاربردی در ارزیابی الگوهای خطرزا که بتوانند جایگزینی برای سیستم‌های آزمایشگاهی گران‌قیمت بوده و در گروه-های بزرگ به آسانی قابل اجرا باشند، در این جهت برای متخصصین پزشکی-ورزشی بسیار کمک‌کننده خواهد بود.

کلمات کلیدی: ثبات ناحیه مرکزی بدن، قدرت ایزومتریک، سیستم امتیازدهی خطای فرود، بیومکانیک پرش-فرود

۱. دانشجوی دکترا، بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، mohammad1671@yahoo.com
۲. دانشیار، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۴. استاد، گروه توانبخشی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۵. دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

مقدمه

آسیب رباط متقاطع قدامی (ACL[1]) یکی از رایج‌ترین آسیب‌های ورزشی بوده که دارای عواقب وخیمی برای ورزشکار می‌باشد؛ این عواقب تنها شامل هزینه‌های درمان و اتلاف زمان و دوری از ورزش نیست، بلکه عبارت از خطر بالای بروز استئوآرتریت زودهنگام می‌باشد (۱، ۲). مطالب فوق همگی مؤید این واقعیت است که نقش و جایگاه پیشگیری از این آسیب و نیز سایر آسیب‌های ورزشی، فوق‌العاده مهم و غیرقابل جایگزین می‌باشد. مهم‌ترین اقدامات در ارتباط با پیشگیری از کلیه آسیب‌های ورزشی عبارت از شناسایی عوامل و مکانیزم‌های خطرزا و سپس تلاش برای کاهش یا حذف آنان می‌باشد. متداول‌ترین مکانیزم برای آسیب ACL، غیربرخوردی بوده و ۷۲٪ کل آسیب‌های این لیگامنت را دربرمی‌گیرد و در خلال فعالیت‌هایی نظیر کاهش شتاب، فرود از پرش و حرکات برشی رخ می‌دهد (۳). در این میان، فرود از پرش به عنوان رایج‌ترین مکانیزم گزارش شده بطوریکه تکنیک نامناسب در هنگام مانور پرش–فرود می‌تواند باعث اعمال نیروی قابل توجه روی ACL و در نتیجه پارگی آن شود (۴).

در سالیان اخیر، موضوع ثبات ناحیه مرکزی[2] در ادبیات تحقیقی و فرهنگ عمومی بسیار مورد توجه قرار گرفته و اینگونه تلقی می‌شود که می تواند در پیشگیری از آسیب کمک کرده و عملکرد ورزشی را بهبود بخشد (۵–۸). تعدادی از مطالعات، ارتباطاتی میان ضعف در ثبات ناحیه مرکزی تنه و آسیب‌های غیربرخوردی ACL در ورزشکاران مشاهده کرده‌اند (۹، ۱۰، ۱۱). به ویژه، ضعف در کنترل عصبی–عضلانی می‌تواند باعث افزایش گشتاورهای اداکشن ران و والگوس زانو در خلال فرود از پرش شود. پیشنهاد شده است که ثبات پویای زانو به کنترل ناحیه مرکزی بدن وابسته است و شواهد اپیدمیولوژیکی حاکی از وجود ارتباط میان ضعف در کنترل عصبی–عضلانی و آسیب ACL می‌باشد (۱۱). اگرچه تحقیقات متعددی از آثار قدرت و ثبات ناحیه مرکزی روی عملکرد حمایت می‌کنند، اما تحقیقات گسترده‌ای نیز در زمینه فواید استقامت و ثبات ناحیه مرکزی وجود دارد (۱۲). البته بر اساس نظر لیتون[3] و همکاران (۲۰۰۴) و جاکوبز[4] و همکاران (۲۰۰۷)، تنها اندازه‌گیری استقامت عضلات تنه (نظیر اکستنسورهای ستون فقرات، عضلات شکمی و عضلات قسمت جانبی تنه) به عنوان پیش‌بین آسیب ستون فقرات و اندام تحتانی کفایت نمی‌کند و باید قدرت عضلات ران به ویژه چرخش‌دهنده‌های خارجی و ابداکتورهای ران را نیز اندازه‌گیری نمود (۱۳، ۱۴). محققان گزارش کرده‌اند که ورزشکاران دچار ضعف در قدرت ابداکشن و چرخش خارجی ران، بیش از سایرین در معرض آسیب‌دیدگی اندام تحتانی در طول فصل می‌باشند (۱۵). عضلات اصلی مسئول کنترل والگوس دینامیک زانو شامل سرینی میانی، سرینی بزرگ و کشنده پهن نیام می‌باشند که همگی ابداکتور ران بوده و نقش بسیار مهمی در گام برداشتن و مکانیک فرود دارند. عدم برخورداری از قدرت کافی در این عضلات با حرکات افزایش یافته زانو در صفحه فرونتال، به ویژه ابداکشن زانو مرتبط دانسته شده که این مسأله می‌تواند فرد را مستعد آسیب ACL نماید. همچنین عضلات درگیر در چرخش خارجی ران مسئول حفظ ران در برابر چرخش داخلی بیش از حد در فعالیت‌های ورزشی که در صفحه عرضی رخ می‌دهد می‌باشند (۱۶).

برای درک ارتباط بین ثبات ناحیه مرکزی تنه با بیومکانیک اندام تحتانی در طی حرکات عملکردی نظیر فرود

1 Anterior Cruciate Ligament
2 Core stability
3 Leighton
4 Jacobs

از پرش و تجزیه و تحلیل تکنیک‌های خطرزا برای آسیب اندام تحتانی و به ویژه ACL، نیاز به ابزارهای استاندارد می‌باشد که معمولاً برای این منظور از اندازه‌گیری‌ها و یا تجهیزات مختلف آزمایشگاهی استفاده می‌شود. بدون تردید، سیستم‌های آنالیز حرکت آزمایشگاهی، دقیق‌ترین روش برای بررسی اینگونه عوامل خطرزا هستند، اما با این وجود به علت محدودیت‌های زمانی و مالی و زمان‌بر بودن تحلیل داده‌های بدست آمده از این سیستم‌ها، استفاده از آنها برای شناسایی افراد با الگوهای حرکتی خطرزا در گروه‌های بزرگ عملی نمی‌باشد. آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود (LESS[1])، یک ابزار میدانی بسیار ارزان‌قیمت بوده که خطاهای تکنیک پرش- فرود را در دامنه‌ای از آیتم‌های مشهود در حرکت انسان محاسبه می‌کند (۱۷). این امتیازدهی با بررسی تصاویر ویدیوئی ضبط شده از دو نمای فرونتال و ساجیتال از پرش و فرود شخص صورت می‌گیرد. این سیستم دارای قابلیت اجرایی بالا و ارزیابی بالینی تکنیک‌های خطرزای فرود است که پایایی بین‌آزمونگر و درون‌آزمونگر آن به ترتیب خوب تا عالی گزارش شده است (۱۸). همچنین روایی همزمان درون‌آزمونگر بین ارزیابی کننده‌ی ماهر و مبتدی برای این آزمون عالی گزارش شده است (۱۷). محققان، روایی همزمان LESS را در مقایسه با سیستم آنالیز حرکت ۳ بعدی تأیید کردند (۱۹). همچنین قابلیت پیشگویانه در شناسایی افراد با خطر بالای آسیب‌دیدگی را برای آن ذکر کردند (۲۰).

با توجه به مطالعاتی که تا به امروز انجام شده است، تحقیقی که ارتباط میان ثبات ناحیه مرکزی بدن و قدرت عضلات اندام تحتانی را با تکنیک پرش-فرود از طریق آزمون ارزیابی عملکردی LESS بررسی کرده باشد یافت نگردید. بنابراین هدف از مطالعه حاضر، بررسی ارتباط میان استقامت و ثبات ناحیه مرکزی تنه (استقامت عضلات اکستنسور ستون فقرات، عضلات شکم و عضلات جانبی تنه) و قدرت ایزومتریک عضلات ران (چرخش‌دهندگان خارجی و ابداکتورها)، با بیومکانیک پرش-فرود مردان فعال با استفاده از سیستم امتیازدهی خطای فرود (LESS) می‌باشد.

روش‌شناسی

مطالعه حاضر از نوع تحقیقات نیمه تجربی بود که به صورت میدانی انجام گرفت. آزمودنی‌های این مطالعه شامل ۳۰ مرد فعال (سن ۲/۱۲±۲۱/۲۷ سال، قد ۶/۵۹±۱۷۷/۷۷ سانتی‌متر، وزن ۶/۹۴±۶۹/۴۲ کیلوگرم) بود که حداقل هفته‌ای ۳ بار به طور منظم ورزش می‌کردند. تعداد نمونه‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار تعیین حجم نمونه۲ (با در نظر گرفتن اندازه اثر ۰/۵۰، توان ۰/۸۰ و آلفای ۰/۰۵) تخمین زده شد. تمامی آزمودنی‌ها پیش از آغاز آزمون، پرسشنامه اطلاعات فردی و فرم مربوط به ثبت آسیب را تکمیل کردند. آنگاه فرم اطلاعات دموگرافیک شامل قد، وزن، شاخص توده بدن و پای برتر از طریق این پرسش که تمایل دارید با کدام پا به توپ ضربه بزنید، ثبت گردید. افرادی که دارای یکی از شرایط زیر بودند به جهت اثرگذاری احتمالی روی روند آزمون، از مطالعه حذف شدند: پیشینه آسیب ACL، پیشینه جراحی تنه یا اندام تحتانی، پیشینه آسیب جدی اندام تحتانی در یک سال گذشته که مانع از انجام ورزش شده باشد و درد در زمان انجام آزمون. پیش از آغاز کار، تمامی آزمودنی‌ها فرم رضایتنامه شرکت در آزمون را امضا کرده و سپس نحوه انجام آزمون‌ها برای آنان تشریح شد.

1 Landing Error Scoring System
2. G-Power

آزمون استقامت ناحیه مرکزی بدن

برای این کار از پروتکل معتبر مک‌گیل۱ که به منظور تعیین استقامت عضلات پایدارکننده تنه طراحی شده است استفاده شد. این پروتکل شامل ۴ آزمون است که استقامت تمامی عضلات تنه را می‌سنجد: آزمون فلکسور تنه، آزمون اکستنسور تنه و آزمون‌های پلانک از جلو و به طرفین۲. از یک زمان‌سنج دستی برای ثبت مدت زمان حفظ وضعیت ایزومتریک توسط آزمودنی‌ها استفاده گردید. در بین هر آزمون، حداقل ۵ دقیقه استراحت تعیین می‌شد (۲۱). نتایج حاصل از مطالعات پیشین نشان می‌دهد که این آزمون‌ها دارای ضرایب روایی عالی می‌باشند: ضریب همبستگی درون گروهی (ICC۳) آزمون فلکسور تنه برابر با ۰/۹۷، ICC اکستنسور تنه برابر با ۰/۹۷ و ICC آزمون‌های پلانک برابر با ۰/۹۹ (۲۲).

آزمون فلکسور تنه: آزمون استقامت فلکسور تنه به منظور ارزیابی ظرفیت استقامت عملکردی عضلات قدامی ناحیه مرکزی به ویژه راست شکمی انجام می‌شود. آزمون به این صورت آغاز می‌شود که فرد در وضعیت تکیه در حالی که پشت او بر روی تخته با زاویه ۶۰ درجه قرار دارد، هر دو مفصل ران را با زاویه ۹۰ درجه خم کرده و دست‌ها را به حالت ضربدری روی سینه قرار می‌دهد. با استفاده از استرپ، مچ پا ثابت می‌شود. برای شروع آزمون، در حالی که فرد در حالت تکیه به تخته قرار دارد، تخته را ۱۰ سانتی‌متر از قسمت پشت فرد دور کرده و از او خواسته می‌شود تا حد امکان این وضعیت را حفظ کند. زمانی که پشت آزمودنی با تخته تماس پیدا کرد، آزمون متوقف می‌شود (شکل ۱ الف).

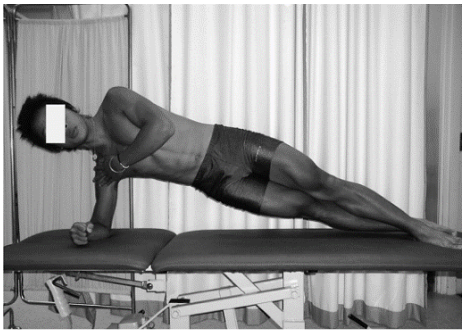
آزمون اکستنسور تنه: این آزمون برای سنجش توانایی عضلات خلفی ناحیه مرکزی بدن (به ویژه راست کننده ستون فقرات۴) انجام می‌شود. به همان ترتیب آزمون بیرینگ–سورنسن۵ می‌باشد. آزمودنی به حالت دمر، طوری که لگن در لبه تخت درمانی قرار گیرد، می‌خوابد. یک استرپ برای تثبیت فرد روی تخت در قسمت مچ پا محکم بسته می‌شود. آزمودنی در حالی که دست‌ها را به شکل ضربدری روی سینه حفظ کرده است، بالاتنه خود را به صورت افقی نگه می‌دارد. مدت زمان حفظ این وضعیت به عنوان استقامت اکستنسور تنه او ثبت می‌شود (شکل ۱ ب).

آزمون‌های پلانک از جلو و به طرفین: آزمون پلانک به طرفین به عنوان مقیاسی برای ارزیابی عضلات جانبی قسمت مرکزی بدن، به ویژه مربع کمری محسوب می‌شود. آزمودنی در وضعیت خوابیده به پهلو قرار می‌گیرد بطوریکه پای بالایی در جلوی پایی زیرین قرار داده می‌شود و مفاصل ران باید بدون فلکشن باشند. سپس از فرد خواسته می‌شود تا ران‌ها را از تخت بلند کرده و تنها از پاها و آرنج خود برای حمایت استفاده نماید. بازوی آزاد باید روی شانه سمت مقابل قرار گیرد (شکل ۱ ج). برای اجرای پلانک از جلو، آزمودنی در وضعیت دمر، در حالی که قسمت مرکزی را در وضعیت خنثی حفظ می‌کند، بدن را توسط بازوها و انگشتان پا حمایت کرده و در حفظ این وضعیت می‌کوشد. باید توجه داشت که بالاتنه، ران‌ها و پاها باید همراستا باشند. زمانی که بدن از وضعیت خنثی خارج شد (انحنای بیش از حد در ستون فقرات) آزمون متوقف می‌شود (شکل ۱ د).

1 McGill
2 Plank and side plank
3 Intraclass correlation coefficient
4 Erector Spinae
5 Biering-Sorensen

شکل ۱ (الف). آزمون فلکسور تنه (۲۳)

شکل ۱ (ب). آزمون اکستنسور تنه (۲۳)



شکل ۱ (ج). آزمون پلانک به طرفین (۲۳)

شکل ۱ (د). آزمون پلانک (۲۳)

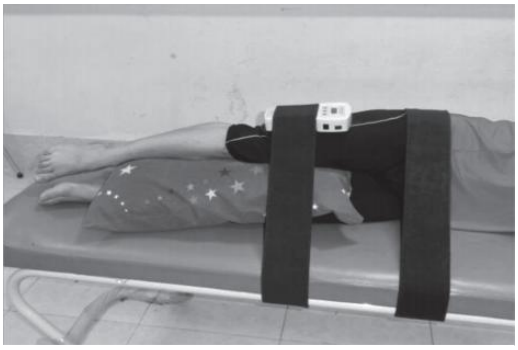
ازمون اندازه‌گیری قدرت عضلات ران

ابداکشن ران: روند آزمون اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک ابداکشن ران بر اساس روش تعریف شده توسط بوهانون[1] بود. برای این کار، آزمودنی به پهلو روی تخت درمان خوابیده و دینامومتر دستی (نیکلاس، لافایت، امریکا) روی قسمت جانبی ران، نقطه ۵ سانتی‌متری پروگزیمال نسبت به خط مفصلی جانبی زانو قرار داده شد. یک بالشتک بزرگ بین پاهای آزمودنی قرار می‌گرفت بطوریکه هر دو ران نسبت به خط متصل کننده ASIS راست و چپ، در وضعیت ۰ درجه ابداکشن ثابت شوند. یک استرپ از قسمت پروگزیمال نسبت به تاج خاصره محکم بسته شده و تنه فرد را به تخت ثابت می‌کرد. مرکز صفحه نیروی دینامومتر دستی مستقیماً روی نقطه مشخص شده در بالای زانو قرار داده شد. دینامومتر با استفاده از استرپ دیگری به پای آزمودنی و تخت بسته می‌شد. از آزمودنی خواسته می‌شد تا پای خود را با حداکثر تلاش، به سمت بالا حرکت دهد. روایی آزمون-آزمون مجدد برای اندازه‌گیری نیرو به این روش ۰/۹۵ تعیین شد (۱۵).

چرخش خارجی ران: قدرت ایزومتریک چرخش‌دهندگان خارجی ران بر اساس روش ارائه شده از سوی کاهالان[2] و همکاران انجام شد. آزمودنی روی تخت درمان طوری می‌نشست که ران‌ها و زانوهای او در وضعیت ۹۰ درجه فلکشن قرار داشتند. یک استرپ به دور ران فرد و تخت بسته می‌شد. یک حوله رول شده نیز بین زانوهای فرد

1 Bohannon
2 Cahalan

گذاشته می‌شد تا وضعیت زانو حفظ شده و دخالت اداکتورهای ران در تولید نیروی چرخشی به حداقل برسد. دینامومتر طوری قرار داده می‌شد تا مرکز صفحه نیرو مستقیماً روی نقطه ۵ سانتی‌متری پروگزیمال نسبت به قوزک داخلی پای آزمون ثابت شود. یک استرپ دینامومتر را به پایه تخت محکم می‌کرد. از فرد خواسته می‌شد تا پای خود را با حداکثر تلاش به سمت دینامومتر بچرخاند. روایی آزمون–آزمون مجدد اندازه‌گیری نیرو با این روش ۰/۸۳ تعیین گردید (۱۵).

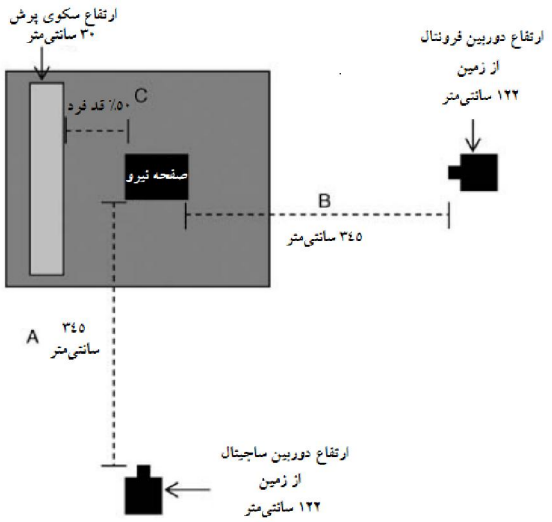


شکل ۲ (الف). اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک ابداکشن ران (۲۴)

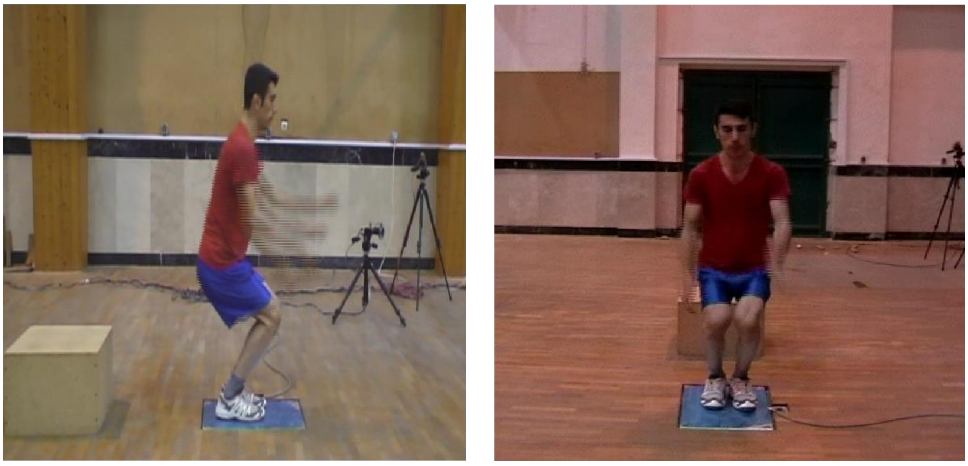
شکل ۲ (ب). اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک چرخش خارجی ران (۲۴)

آزمون پرش–فرود

برای ارزیابی تکنیک پرش–فرود آزمودنی‌ها از پروتکل سیستم امتیازدهی خطای فرود (LESS) استفاده شد. روند اجرای آزمون بدین ترتیب بود که افراد از روی سکوی ۳۰ سانتی متری حرکت پرش را انجام داده و در جلوی سکو و در فاصله‌ای تقریباً برابر با ۵۰٪ قد خود فرود می‌آمدند و سپس بلافاصله یک پرش عمودی حداکثری را انجام می‌دادند. در هنگام آموزش آزمون تأکید شد که فرد به محض فرود از سکو، تا جایی که می‌تواند به سمت بالا بپرد. در هنگام انجام آزمون هیچ بازخورد یا آموزشی به فرد داده نمی‌شد، مگر اینکه آزمون را اشتباه انجام می‌داد. پس از آموزش آزمون، افراد اجازه داشتند ۲ پرش تمرینی داشته باشند تا آن را فرا بگیرند. سپس افراد ۳ پرش درست را انجام می‌دادند. در صورتی که فرد به فاصله افقی تعیین شده نمی‌رسید یا پس از فرود پرش عمودی حداکثری را انجام نمی‌داد، آن نوبت حذف و مانور پرش–فرود یک بار دیگر تکرار می‌شد. دو دوربین فیلمبرداری پایه‌دار (Canon-MD255 ساخت ژاپن) جهت ضبط تصاویر پرش افراد از نمای فرونتال و ساجیتال در فاصله ۳۴۵ سانتی‌متری از صفحه نیرو قرار داشتند. نحوه چینش دوربین‌ها نسبت به سکوی پرش، در شکل ۳ (الف) و نحوه اجرای آزمون در شکل ۳ (ب) نشان داده شده است.



شکل ۳ (الف). نحوه قرارگیری سکوی پرش و دوربین‌های ساجیتال و فرونتال (۱۷)



شکل ۳ (ب). نحوه اجرای آزمون پرش–فرود که شامل ۲ مرحله است: ۱) آزمودنی از سکو روی زمین فرود می‌آید و ۲) آزمودنی بلافاصله و تا جای ممکن به بالا می‌پرد. تصویر سمت راست، نمای فرونتال و تصویر سمت چپ، نمای ساجیتال را نشان می‌دهد.

آزمون LESS به منظور ارزیابی تکنیک فرود بر اساس ۷ ویژگی پرش–فرود و با استفاده از یک سیستم امتیازدهی ۰ و ۱ (بلی، خیر) انجام گرفته و دارای ۱۷ آیتم است. این ۷ ویژگی شامل زاویه فلکشن زانو، زاویه والگوس زانو، زاویه فلکشن تنه (در زمان اولین برخورد پا با زمین و در زمان حداکثر فلکشن زانو)، زاویه پلانتارفلکشن مچ پا، عرض تکیه‌گاه، وضعیت قرارگیری پا و تماس پا با زمین (ابتدا با پاشنه یا با انگشتان پا) می-

باشند (best-core-less2). امتیاز نهایی برای هر فرود، از مجموع امتیازات تمامی آیتم‌ها (۰–۱۵) محاسبه می‌شد، بطوری که امتیازات بیشتر (خطاهای بیشتر) نشانگر تکنیک‌های فرود خطرزا بود. البته ۲ آیتم ۱۶ و ۱۷ به علت عدم همراستایی با سایر آیتم‌ها و به دلیل کلی بودن، در زمان تجزیه و تحلیل آماری حذف شدند. در انتها میانگین امتیازات ۳ پرش به عنوان امتیاز نهایی برای هر فرد ثبت گردید (۱۷). تمام متغیرها مربوط به اندام تحتانی سمت برتر بود؛ تعیین پای برتر به این صورت بود که از آزمودنی سؤال می‌شد که ترجیح می‌دهد با کدام پا به توپ ضربه بزند.

به منظور تجزیه و تحلیل یافته‌های این مطالعه از نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ استفاده شد. ابتدا برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون کولموگروف–اسمیرنف استفاده شد. سپس جهت ارزیابی ارتباط متغیرها با امتیاز LESS از آزمون همبستگی پیرسون و برای بررسی ارتباط پیش‌بین متغیرها با امتیاز LESS از آزمون رگرسیون چندمتغیره استفاده گردید ($P\leq ۰/۰۵$).

یافته‌ها

آمار توصیفی شامل وزن، قد، سن و شاخص توده بدن (BMI) آزمودنی‌ها در جدول ۱ و نیز اطلاعات مربوط به داده‌های توصیفی متغیرهای تحقیق در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۱. داده های توصیفی آزمودنی‌ها مربوط به سن، قد، وزن و شاخص توده بدن

متغیر	میانگین	انحراف استاندارد
سن (سال)	۲۱/۲۷	۲/۱۲۷
قد (سانتیمتر)	۱۷۷/۷۷	۶/۵۹۹
وزن (کیلوگرم)	۶۹/۴۲	۶/۹۴۶
شاخص توده بدن	۲۱/۹۸۱	۲/۰۴۴

جدول ۲. داده‌های توصیفی متغیرهای تحقیق

	میانگین	انحراف استاندارد
امتیاز LESS	۳/۳۱	۱/۸۵
آزمون فلکسور تنه (ثانیه)	۱۸۵/۳۵	۱۰۴/۳۶
آزمون اکستنسور تنه (ثانیه)	۱۵۱/۰۴	۵۰/۸۸
آزمون پلانک (ثانیه)	۱۵۱/۴۶	۵۲/۷۴
آزمون پلانک به راست (ثانیه)	۹۹/۱۹	۶۳/۵۹
آزمون پلانک به چپ (ثانیه)	۹۴/۶۹	۳۵/۴۸
قدرت ابداکشن ران (کیلوگرم)	۱۲/۹۰	۲/۳۸
قدرت چرخش خارجی ران (کیلوگرم)	۱۰/۷۲	۲/۱۶

بر طبق آنچه در جدول ۲ مشاهده می‌شود نمره کلی آزمون LESS برابر با ۱/۸۵ ± ۳/۳۱ می‌باشد که نمره نسبتاً خوبی محسوب می‌شود. بعلاوه، داده‌های حاصل از آزمون همبستگی پیرسون و آزمون رگرسیون چندمتغیره، به ترتیب در جداول ۳ و ۴ ارائه شده‌اند.

جدول ۳. نمرات همبستگی و مقادیر P مربوط به متغیرهای تحقیق با امتیاز کلی آزمون LESS

	آزمون فلکسور تنه	آزمون اکستنسور تنه	آزمون پلانک	آزمون پلانک به راست	آزمون پلانک به چپ	قدرت ابداکشن ران	قدرت چرخش خارجی ران
مقدار همبستگی با آزمون LESS	−۰/۰۴۹	۰/۰۱۸	۰/۰۰۲	−۰/۰۴۴	۰/۰۵۰	−۰/۰۲۹	−۰/۲۸۷
مقدار P	۰/۴	۰/۴	۰/۴	۰/۴	۰/۴	۰/۴	۰/۰۷۸

جدول ۴. یافته‌های حاصل از آزمون رگرسیون چندمتغیره

متغیر	β	خطای استاندارد (SE)	مقدار T	P
آزمون فلکسور تنه	−۰/۰۹۵	۰/۰۰۴	−۰/۴۳۹	۰/۶
آزمون اکستنسور تنه	−۰/۰۰۵	۰/۰۰۹	−۰/۰۲۱	۰/۹
آزمون پلانک	۰/۰۴۵	۰/۰۱۰	۰/۱۶۲	۰/۸
آزمون پلانک به راست	−۰/۲۶۷	۰/۰۰۷	−۱/۰۵۹	۰/۳
آزمون پلانک به چپ	۰/۳۲۴	۰/۰۱۴	۱/۱۹۵	۰/۲
قدرت ابداکشن ران	−۰/۶۱۲	۰/۱۲۱	۱/۱۰۰	۰/۲
قدرت چرخش خارجی ران	−۰/۸۱۱	۰/۴۲۱	−۱/۶۴۹	۰/۱

همانطور که در جداول ۳ و ۴ مشاهده می‌شود، هیچگونه ارتباط همبستگی یا پیش‌بین معناداری بین متغیرهای تحقیق و امتیاز کلی آزمون LESS وجود ندارد.

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی ارتباط بین ثبات ناحیه مرکزی بدن و قدرت ایزومتریک ابداکشن و چرخش خارجی ران با بیومکانیک پرش–فرود افراد فعال از طریق سیستم امتیازدهی خطای فرود بود. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که بیومکانیک پرش–فرود (امتیازات آزمون LESS) با ثبات ناحیه مرکزی بدن و قدرت ابداکشن و چرخش خارجی ران ارتباط معناداری ندارد. همچنین مشخص شد که هیچکدام از متغیرهای مورد استفاده در این مطالعه، پیش‌بین معناداری برای نمرات آزمون LESS نبودند.

این نتایج با یافته‌های بوتلر[1] و همکاران (۲۰۰۹) که نشان دادند بین قدرت عضلانی و ویژگی‌های آنتروپومتریک ورزشکاران با نمرات LESS ارتباط پیش‌بین وجود ندارد همسو می‌باشد (۲۵). مطالعات متعددی حاکی از ارتباط برخی عوامل نظیر ثبات ناحیه مرکزی بدن و قدرت عضلانی با راستای اندام تحتانی در خلال حرکات عملکردی نظیر فرود بوده‌اند (۱۳، ۱۴، ۲۱، ۲۲). ویلسون[2] و همکاران (۲۰۰۶) ارتباط بین قدرت ناحیه مرکزی و برخی عضلات اندام تحتانی را با راستای اندام تحتانی در زمان اجرای اسکات با یک پا در بین مردان و زنان بررسی کردند. آنان با اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک فلکشن تنه، اکستنشن تنه، فلکشن جانبی تنه و ابداکشن و چرخش خارجی ران و فلکشن و اکستنشن زانو، دریافتند که زنان به دلیل کمتر بودن قدرت ایزومتریک تنه، ران و زانو، الگوی حرکتی خطرزا را به نمایش گذاشتند. ضمناً، قدرت چرخش خارجی ران دارای بیشترین ارتباط با این الگوها بود (۱۵). این یافته‌ها با نتایج مطالعه حاضر همخوانی ندارد که دلیل آن احتمالاً تفاوت‌های ساختاری بین زنان و مردان و نیز تفاوت بین آزمون‌های عملکردی (اسکات با یک پا در برابر پرش–فرود با دو پا) بود.

مطالعات پیمایشی، مقطعی و مداخله‌ای، شواهدی ارائه کردند که نشان از وجود ارتباط میان ناحیه مرکزی بدن با جنبه‌هایی از خطر آسیب ACL دارد (۲۶). یک مطالعه آینده‌نگر که در طول ۳ سال انجام شد، نشان داد که ورزشکاران دارای ثبات ناحیه مرکزی ضعیف، با احتمال بیشتری دچار پارگی ACL خواهند شد. بعلاوه، دو مطالعه مداخله‌ای پیشنهاد کردند که بین بهبود کنترل تنه و کاهش بارگذاری ACL ارتباط وجود دارد (۲۷). بنابراین، می‌توان بیان کرد که ثبات لگن و کنترل تنه برای اجرای کم‌خطر حرکات عملکردی ضروری بوده و تقویت ناحیه مرکزی بدن در این رابطه نقش مهمی ایفا می‌کند. همچنین، مک کانل[3] (۲۰۰۲) پیشنهاد می‌کند که فقدان ثبات ناحیه مرکزی بدن با افزایش نیروی والگوس زانو مرتبط بوده و از این رو، تقویت عضلات سرینی را به منظور کاهش چرخش داخلی ران در خلال فعالیت‌های همراه با تحمل وزن، توصیه می‌نماید. محققان بر این باورند که ورزشکاران می‌توانند با تقویت عضلاتی که در برابر گشتاور والگوس پویا مقاومت می‌کنند، میزان وقوع آسیب ACL را کاهش دهند. عضلات سرینی بزرگ و سرینی میانی می‌توانند به طور برونگرا چرخش داخلی ران را کنترل نمایند (۱۴).

با این وجود، در مطالعه حاضر ارتباط معناداری، چه از نوع همبستگی و چه از نوع پیش‌بینی، بین ثبات ناحیه مرکزی و قدرت ابداکشن و چرخش خارجی ران با امتیازات LESS مشاهده نشد. در مورد عدم ارتباط ثبات ناحیه مرکزی بدن و نمرات آزمون LESS می‌توان به این مسأله اشاره کرد که آزمون‌های میدانی مک گیل برای ساختار عضلانی مرکز بدن، شامل یک انقباض ایزومتریک و آزمونی برای استقامت عضله می‌باشند. از آنجایی که

1 Beutler
2 Wilson
3 McConnell

حرکات پویا نظیر پرش–فرود که در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت، از تارهای عضلانی تندانقباض و سیستم انرژی آدنوزین–تری فسفات–فسفوکراتین استفاده کرده، در حالی که آزمون‌های ثبات ناحیه مرکزی بدن روی تارهای کند انقباض و انقباضات زیربیشینه و گلیکولیز بی‌هوازی تمرکز می‌کنند، احتمالاً می‌توان دلیل دستیابی به چنین نتیجه‌ای را دریافت (۲۱). همچنین، از دیگر دلایل این امر می‌توان به محدود بودن تعداد آزمودنی‌ها اشاره کرد. دلیل احتمالی دیگر می‌تواند مربوط به نمونه‌های آماری این پژوهش باشد. آزمودنی‌های این مطالعه همگی ورزشکار محسوب می‌شدند و از نظر آمادگی بدنی تقریباً در یک سطح بودند. احتمالاً اگر طیف گسترده‌تری از آزمودنی شامل افراد غیرورزشکار و حرفه‌ای‌تر لحاظ می‌شدند ممکن بود نتایج متفاوتی بدست آید.

از این رو و با توجه به کلیه عوامل فوق، می‌توان پیشنهاد کرد که تحقیقات آتی روی آزمون‌های پویا و عصبی–عضلانی ناحیه مرکزی بدن و نیز قدرت ایزوکینتیک عضلات تمرکز نمایند. بعلاوه افزایش نمونه‌های آماری و همینطور مطالعه مقایسه‌ای بین هر دو جنس می‌تواند در دستیابی به نتایج دقیق‌تر کمک کند. به طور کلی، به نظر می‌رسد اجرای چنین پژوهش‌هایی –که معطوف به غربالگری ورزشکاران در معرض خطر باشد– به منظور پیشگیری از وقوع آسیب‌های جدی که دوران ورزشی و نیز زندگی فردی ورزشکاران را تهدید می‌کنند امری لازم و ضروری می‌باشد. بدون تردید، بهره‌گیری از روش‌های کاربردی در ارزیابی الگوهای خطرزا که بتوانند جایگزینی برای سیستم‌های آزمایشگاهی گران‌قیمت بوده و در گروه‌های بزرگ به آسانی قابل اجرا باشند، در این جهت بسیار کمک‌کننده خواهد بود.

تشکر و قدردانی

نویسندگان بر خود لازم می‌دانند تا از مسئولین محترم دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران بابت فراهم نمودن شرایط لازم جهت استفاده از امکانات آزمایشگاهی آن دانشکده قدردانی و سپاسگزاری نمایند.

References:

1. Spahn G, Schiltenwolf M, Hartmann B, Grifka J, Hofmann G, Klemm H. 2016. The time-related risk for knee osteoarthritis after ACL injury. Results from a systematic review. Orthopade. 45(1):81-90.
2. Mather R, Koenig L, Kocher M, Dall T, Gallo P, Scott D, Bach BR J, Spindler K. 2013. Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. J Bone Joint Surg Am. 95(19): 1751-1759.
3. Etnoyer J, Cortes N, Ringleb S, Van Lunen B, Onate J. 2013. Instruction and jump-landing kinematics in college-aged female athletes over time. J Athl Train. 48(2): 161-171.
4. Onate J, Cortes N, Welch C, Van Lunen B. 2010. Expert versus novice interrater reliability and criterion validity of the landing error scoring system. J Sport Rehabil. 19(1): 41-56.
5. Aminaka N., Pietrosimone B, Armstrong C, Meszaros A, Gribble P. 2011. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. Journal of Electromyography and Kinesiology. 21(4): 645 – 651.
6. Kibler W, Press J, Sciascia A. 2006. The role of core stability in athletic function. Sports Medicine. 36(3): 189 –198.

7. Chevidikunnan M, Al Saif A, Gaowgzeh R, Mamdouh K. 2016. Effectiveness of core muscle strengthening for improving pain and dynamic balance among female patients with patellofemoral pain syndrome. J Phys Ther Sci. 28(5): 1518–1523.
8. Hill J, Leiszler M. 2011. Review and role of plyometrics and core rehabilitation in competitive sport. Curr Sports Med Rep. 10(6): 345–351.
9. Sharrock C, Cropper J, Mostad J, Johnson M, Malone T. 2011. A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship? Int J Sports Phys Ther. 6(2): 63–74.
10. Hewett T, Ford K, Myer G, Wanstrath K, Scheper M. 2006. Gender differences in hip adduction motion and torque during a single-leg agility maneuver. J Orthop Res. 24(3): 416-421.
11. Wilkerson G, Colston M. 2015. A Refined Prediction Model for Core and Lower Extremity Sprains and Strains Among Collegiate Football Players. J Athl Train. 50(6): 643-50.
12. Schilling J, Murphy J, Bonney J, Thich J. 2013. Effect of core strength and endurance training on performance in college students: randomized pilot study. J Bodyw Mov Ther. 17(3): 278-90.
13. Sadeghi H, Shariat A, Asadmanesh E, Mosavat M. 2013. The Effects of Core Stability Exercise on the Dynamic Balance of Volleyball Players. International Journal of Applied Exercise Physiology. 2(2): 1-10.
14. Lawrence R, Kernozek T, Miller E, Torry M, Reuteman P. 2008. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. Clinical Biomechanics. 23(6) 806–813.
15. Willson J, Ireland M, Davis I. 2006. Core Strength and Lower Extremity Alignment during Single Leg Squats. Journal of the American College of Sports Medicine. 38(5): 945-52.
16. Nakagawa T, Moriya É, Maciel C, SerrÃo F. 2012. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. Med Sci Sports Exer. 44(9): 1747-1755.
17. Padua D, Marshall S, Boling M, Thigpen C.. 2009. The Landing Error Scoring System (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. Am J Sports Med. 37(10): 1996–2002.
18. Onate J, Guskiewicz K, Marshall S, Giuliani C. 2005. Instruction of jump-landing technique using videotape feedback: Altering lower extremity motion patterns. American Journal of Sports Medicine. 33(6): 831-842.
19. Padua DA, Boling MC, DiStefano LJ, Onate JA, Beutler AI, Marshall SW. 2011. Reliability of the Landing Error Scoring System-Real Time, a Clinical Assessment Tool of Jump-Landing Biomechanics. Journal of Sport Rehabilitation. 20: 145-156.
20. DiStefano L, Padua D, DiStefano M, Marshall S. 2009. The Landing Error Scoring System predicts non-contact injury in youth soccer players. Med Sci Sports Exerc. 41(5 Suppl 1): 520–521.
21. Nesser T, Huxel K, Tincher J, Okada T. 2008. The relationship between core stability and performance in division I football players. J Strength Cond Res. 22(6): 1750-4.
22. Okada T, Huxel K, Nesser T. 2011. Relationship between core stability, functional movement, and performance. J Strength Cond Res. 25(1): 252-61.
23. Tse MA, McManus AM, Masters RS. 2005. Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers. J Strength Cond Res.19(3):547-52.

24. Saki, F., Rajabi, R., & Tabatabaei, F. 2014. Relationship between Hip and Knee Strength and Knee Valgus Angle during Drop Jump in Elite Female Athletes. Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal. 4(1): 39-46.
25. Beutler A, de la Motte S, Marshall S, Padua D. 2009. Muscle strength and qualitative jump-landing differences in male and female military cadets: the jump-acl study. J Sports Sci Med. 8(12): 663-671.
26. Chaudhari A, Jamison, S, Best T. 2012. Proximal risk factors for ACL injury: role of core stability. Berlin: Springer-Verlag.169-183.
27. Zazulak B, Hewett T, Reeves N, Goldberg B. 2007. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. Am J Sports Med. 35(7): 1123-30.