اثر خستگی عملکردی بر مکانیک فرود با استفاده از سیستم امتیازدهی خطای فرود (LESS)

سیدحسین میرکریم‌پور[1]*، محمد فلاح‌محمدی، محمدحسین علیزاده*****

* کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران.

** کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه گیلان.

*** دانشیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۳/۲۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۲/۳/۷

چکیده

یکی از عواملی که الگوهای پرش-فرود را تحت تأثیر قرار می‌دهد خستگی است که از اجزای اجتناب‌ناپذیر ورزش است. هدف این مطالعه بررسی تأثیر خستگی عملکردی ناشی از فعالیت بر مکانیک فرود و ازطریق سیستم امتیازدهی خطای فرود (LESS) بود. ۱۴ نفر از دانشجویان پسر (میانگین سنی ۲±۲۲ سال، وزن ۷/۲±۶۸/۳ و قد ۴±۱۷۴) که ۲ تا ۴ جلسه در هفته ورزش می‌کردند، داوطلبانه در تحقیق حاضر مشارکت کردند و به صورت تصادفی به دو گروه تجربی و کنترل تقسیم شدند. اثر متغیر مستقل خستگی ناشی از فعالیت مشابه با وضعیت تمرین یا مسابقه (پروتکل خستگی عملکردی ۶ ایستگاهی) بر متغیر وابسته مکانیک فرود ازطریق پیش‌آزمون-پس‌آزمون بررسی شد. داده‌های پژوهش با استفاده از از آزمون تی مستقل و آزمون غیرپارامتریک U-مان ویتنی تجزیه و تحلیل شد (P<0/05). نتایج مبین وجود ارتباط میان بروز خستگی و تضعیف مکانیک فرود (P=0/02) و آسیب است. همچنین مشخص شد که اثر خستگی بر کاهش میزان فلکشن زانو در لحظه اولین برخورد با زمین معنی‌دار بوده است (P=0/022). با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، خستگی عملکردی ناشی از ورزش می‌تواند موجب دگرگون‌ساختن مکانیک فرود شود و احتمال وارد آمدن فشار به مفاصل اندام تحتانی، به‌ویژه زانو، و درنتیجه خطر وقوع آسیب‌دیدگی را در این مفاصل افزایش دهد.

کلیدواژه‌ها: خستگی عملکردی، مکانیک فرود، LESS.

Effect of Functional Fatigue on Landing Mechanics using Landing Error Scoring System (LESS)

Mirkarimpour,S.H*., FallahMohammadi,M., Alizadeh ,M.H*****

* Master of Science, Sport Injuries and Corrective Exercises, Factuly of Physical Education and Sport Sciences Tehran University, Iran.

** Master of Science, Sport Injuries and Corrective Exercises, Factuly of Physical Education and Sport Sciences Guilan University, Iran.

*** Associate Professor, Sport Injuries and Corrective Exercises, Factuly of Physical Education and Sport Sciences Tehran University, Iran.

Abstract

One of the factors affecting jump-landing patterns is fatigue. Fatigue is an inevitable component of physical activity, hence the aim of the present study was to investigate the effect of functional fatigue on landing mechanics through Landing Error Scoring System (LESS).Fourteen male college students with a mean age of 22±2 years, weight of 68.3±7.2 kg and height of 174±4 were randomly divided into two groups: experimental and control. Effect of independent variable, fatigue, due to activities resembling athletic training or competition (6-stations functional fatigue protocol) on dependent variable, landing mechanics, through pre test-post test was investigated. The independent t-tests and non-parametric U-Mann Whitney test was used for statistical analysis of data (P < 0.05). The results of the present study indicated the relationship between fatigue and attenuation of landing mechanics (P=0.02), and therefore an increase in injury risk. Also it was shown that the effect of fatigue on decreasing knee flexion angle at initial contact was significant (P=0.022). With regard to the results, it can be concluded that functional fatigue induced by physical activities can alter landing mechanics, and increase loading of lower extremity joints, particularly the knee. So the risk of injury in these joints may be increased.

Keywords: Functional fatigue, Landing mechanics, LESS.

1 . shmirkarimpour@ut.ac.ir

مقدمه

امروزه آسیب‌های زانو و مچ پا در ورزشکاران بسیار رایج است و بیشترین میزان شیوع آن در ورزش‌های دارای حرکات پرشی و برشی ازجمله والیبال، فوتبال امریکایی، فوتبال و بسکتبال مشاهده می‌شود(۱-۴). فرود از یک پرش سازوکار رایج آسیب اندام تحتانی درمیان ورزشکاران مطرح شده است(۵). اکثر آسیب‌های رباط متقاطع قدامی در نتیجه برخورد فیزیکی مستقیم بین ورزشکاران ایجاد نمی‌شود(۶،۷)، بلکه در نیمرخ والیبالیست‌ها و فوتبالیست‌های آسیب‌دیده، از حرکات چرخشی[1] و فرود از پرش[2] منزلهٔ سازوکار آسیب غیربرخوردی رباط متقاطع قدامی یاد می‌شود (۸،۶،۴). در والیبال و بسکتبال به‌علت وجود حرکات پرشی و فرود همراه با میزان زیاد نیروی عکس‌العمل زمین،[3] اسپرین جانبی مچ به‌ترتیب ۷۹٪ و ۸۷٪ گزارش شده است (۹). همچنین گزارش شده است که طی مسابقه والیبال، حرکت فرود با ۶۳ درصد از کل آسیب‌های ثبت‌شده و ۶۱٪ از آسیب‌های زانو مرتبط است (۲). حرکات پرشی مانند زدن اسپک یا دفاع در والیبال صرفاً شامل پرش نمی‌شوند، بلکه متعاقب آن حرکت فرود نیز صورت می‌گیرد که این مرحله مستلزم توزیع نیروی حرکتی تولیدشده در پرش و استفاده از الگوهای حرکتی گوناگون به‌منظور جذب انرژی بدن در هنگام فرود است. این فرودها به تولید نیروی عکس‌العمل زمین منجر می‌شوند که گاه پنج برابر وزن بدن فرد است (۱۰). تحقیقات بسیاری فرود توأم با نیروهای ضربه‌ای زیاد را عاملی خطرزا برای آسیب زانو به‌خصوص پارگی رباط متقاطع قدامی[4] (۱۵-۱۱) و دیگر آسیب‌های آنی[5] و بلندمدت[6] (۱۶) معرفی کرده‌اند. مطالعات متعددی مبین این نکته‌اند که الگوهای مختلف فرود چگونگی جذب این انرژی و نیروها را تحت تأثیر قرار می‌دهند (۱۹،۱۸،۱۷). یافته‌ها نشان می‌دهد که افزایش زاویه فلکشن زانو در لحظه برخورد نخست پا با زمین می‌تواند نیروهای ضربه‌ای[7] و بار وارد بر زانو را طی حرکات فرود کاهش دهد (۲۰)؛ یا وجود والگوس یا وضعیت نزدیک‌شده زانو در هنگام فرود با آسیب‌های گوناگون زانو مانند آسیب رباط متقاطع قدامی (۲۱) و مفصل کشککی-رانی(۲۲) مرتبط است. ازآنجاکه پرش و فرود از اجزای اصلی بسیاری از ورزش‌ها هستند و طی مسابقه یا تمرین در زمان‌های گوناگون و به طور مکرر انجام می‌شوند، اثر خستگی ناشی از ورزش بر این تکنیک‌ها قابل بررسی خواهد بود.

خستگی از چندین سازوکار فیزیولوژیک نشئت می‌گیرد که در دو سطح مرکزی و موضعی رخ می‌دهند. خستگی کاهش در ظرفیت تولید حداکثر نیرو، بدون توجه به نیروی لازم در وضعیت موجود تعریف می‌شود(۲۳). طی شرکت در فعالیت‌های ورزشی، ورزشکاران بارها خستگی را تجربه می‌کنند که این امر می‌تواند موجب کاهش پایداری مفصل و افزایش خطر بروز آسیب شود. یافته‌ها نشان می‌دهد بسیاری از آسیب‌ها در انتهای مسابقه یا تمرین، زمانی که خستگی حادث شده است، رخ می‌دهند (۲۴). در تحقیقات به منظور ایجاد خستگی در آزمودنی‌ها و بررسی آثار آن، روش‌های گوناگونی مانند استفاده از انقباضات ایزوکنیتیک(۲۶،۲۵)، حرکات تکراری(۲۸،۲۷) و فعالیت‌های عملکردی(۲۹،۲۶،۹) استفاده شده‌اند. نتایج این مطالعات متفاوت بوده است. فاگنباوم و همکاران (۲۰۰۳) در بررسی راهبردهای فرود در مردان

1. Pivoting
2. Jump Landing
3. Ground Reaction Force
4. ACL
5. Immediate
6. Long Term
7. Impact Forces

و زنان بسکتبالیست از یک پروتکل ایزوکینتیک استفاده کردند و به این نتیجه رسیدند که خستگی اثر یکسانی بر الگوهای فعال‌سازی عضلات زانوی مردان و زنان دارد(۳۰). ویکستروم (۲۰۰۴) در مطالعه دیگری و به منظور بررسی اثر خستگی طی فرود از پرش، زمان رسیدن به پایداری، نیروی عکس‌العمل زمین و کینماتیک مفصل را پس‌از انجام پروتکل خستگی ایزوکینتیک و عملکردی با هم مقایسه کرد و تفاوت معنی‌داری بین این عوامل در دو پروتکل مشاهده نکرد(۲۶). به‌طور کلی، می‌توان گفت که این پروتکل‌ها عموماً شامل در زنجیره باز هستند و حرکات مفصلی و گروه‌های عضلانی را به‌صورت مجزا و در موقعیت اعمال نیروی حداکثر به‌کار می‌گیرند (۲۹،۲۶). از دیگر پروتکل‌های خستگی، حرکات تکراری هستند که مک‌لین و همکاران (۲۰۰۷) از این روش جهت مقایسه آثار خستگی بر مکانیک فرود مردان و زنان ورزشکار استفاده کردند؛ بدین‌صورت که از یک پروتکل ۴ دقیقه‌ای شامل بالا و پایین رفتن از سکو با حداکثر سرعت ممکن، جهش‌های پلایومتریک مکرر در طول ۶ متر به‌طور رفت و برگشت و سپس تکرار حرکت بالا و پایین رفتن از سکو استفاده کردند و دریافتند که خستگی بر مکانیک فرود زنان تأثیر بیشتری نسبت به مردان داشته است(۲۷). هبو (۲۰۰۴) به‌منظور بررسی اثر خستگی بر الگوهای فرود از دویدن تا حد واماندگی روی تردمیل به‌مثابه پروتکل خستگی استفاده کرد و تغییرات معنی‌داری در زاویه خم‌شدن، پیش و پس‌از خستگی مشاهده نکرد(۳۱). استفاده از این پروتکل‌ها ممکن است به‌علت عدم دسترسی به دینامومتر ایزوکینتیک باشد (۲۸)، اما این پروتکل‌های خستگی ورزشکار را درمعرض نیازهای مشابه با زمان تمرین یا مسابقه قرار نمی‌دهد و تعمیم نتایج این مطالعات به خستگی ناشی از تمرین‌ها و مسابقات ورزشی بحث‌برانگیز است (۳۳،۳۲). بنابراین به نظر می‌رسد پروتکل‌های عملکردی‌تری(۳۲،۲۹) که اطلاعات بیشتری درباب تغییرات ناشی از تمرین‌ها و مسابقات ورزشی فراهم می‌کنند لازم باشد (۳۲). ازاین‌رو، برتری پروتکل‌های خستگی که از الگوهای حرکتی مشابه با آنچه که اندام تحتانی تجربه می‌کنند (زنجیره حرکتی بسته) و در وضعیت اعمال نیروی زیربیشینه صورت می‌گیرد آشکار می‌شود (۲۹). پروتکل‌های خستگی عملکردی نیز عموماً شامل حرکات تکراری هستند. برای نمونه، تعدادی از تحقیقات از ۱۰۰ پرش متوالی از روی موانع کوتاه (۶-۵ سانتی‌متر) و ۵۰ پرش عمودی حداکثری برای ایجاد خستگی استفاده کردند. با استفاده از این پروتکل، پاپاس و همکاران (۲۰۰۷) نتیجه گرفتند که خستگی، آثار معنی‌دار اما کمی بر متغیرهای بیومکانیک فرود دارد(۳۴). چپل و همکاران (۲۰۰۵) بیان کردند که این پروتکل خستگی راهبردهای کنترل حرکتی را دچار تغییر می‌کند و موجب افزایش نیروی برشی قدامی درشت‌نی، فشار بر رباط متقاطع قدامی و خطر آسیب در هر دو جنس می‌شود(۳۵). مادیگان و همکاران (۲۰۰۳) اثر خستگی بر نیروی ضربه زمین و کینماتیک و کینتیک فرود را با استفاده متوالی از دو فرود بر روی یک پا و سه اسکات روی یک پا به‌طور متناوب بررسی کردند. نتایج این تحقیق حاکی از کاهش نیروی ضربه زمین و افزایش حداکثر فلکشن مفصل در هنگام فرود پس از اعمال خستگی بود(۳۶). پادا و همکاران (۲۰۰۶) اثر خستگی بر خشکی عمودی پا و راهبردهای کنترل خشکی را با استفاده از اسکات‌های مکرر همراه با وزنه‌های برابر با یک‌سوم وزن فرد پروتکل خستگی عملکردی سنجیدند. نتایج نشان داد که افراد پس‌از خستگی بیشتر به راهبردهای مچ‌محور روی می‌آورند و به عضلات مچ پا بیشتر از عضلات زانو متکی می‌شوند و به نظر می‌رسد این امر پایداری زانو را کاهش و احتمال آسیب رباط متقاطع قدامی را افزایش می‌دهد (۲۹). پروتکل خستگی عملکردی ۳

ایستگاهی در بررسی اثر خستگی بر زمان رسیدن به پایداری[1] در والیبالیست‌های دانشگاهی به‌کار رفته است. این پروتکل شامل تمرین چابکی میسوری، لانج ثابت و پرش‌های سریع بود(۹). افزایش زمان رسیدن به پایداری قدامی-خلفی پس‌از خستگی در آزمودنی‌ها مشاهده شد، اما زمان رسیدن به پایداری داخلی-خارجی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون یکسان بود. کتونی (۲۰۱۰) نیز در مطالعه‌ای با عنوان بررسی اثر بریس مچ پا و خستگی بر زمان رسیدن به پایداری در افراد دارای ناپایداری مزمن مچ از این پروتکل استفاده کرد که نتایج تحقیق او حاکی از اثر منفی خستگی بر پایداری پویا بود، به‌طوری‌که پس‌از خستگی افزایش در زمان رسیدن افراد به پایداری در جهت قدامی-خلفی مشاهده شد، اگرچه مقدار آن ازنظر آماری معنی‌دار نبود(۳۷).

نتایج پژوهش‌های پیشین درباره تأثیر خستگی بر مکانیک فرود متناقض بوده و در بیشتر مطالعات پروتکل‌های غیرمرتبط با الگوهای حرکتی ورزشی مورد استفاده قرار گرفته‌اند(۲۹،۲۶،۹). همچنین بیشتر مطالعات با استفاده از آزمون فرود روی یک پا و استفاده از صفحه نیروسنج یا سیستم تحلیل حرکت به بررسی تکنیک فرود پرداخته‌اند(۳۸،۲۶،۹). تاکنون مطالعه‌ای که از سیستم امتیازدهی خطای فرود[2] به منظور بررسی اثر پروتکل خستگی عملکردی بر مکانیک فرود بهره برده باشد یافت نشده است. بنابراین هدف این مطالعه بررسی تأثیر احتمالی خستگی بر مکانیک فرود از پرش جفت‌پا با استفاده از پروتکل خستگی عملکردی مشابه با فعالیت ورزشی و آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود جهت ارزیابی تغییرات مکانیک فرود در نظرگرفته شد.

روش‌شناسی

روش تحقیق حاضر نیمه‌تجربی بود و جامعه آماری تحقیق حاضر را ۱۴ نفر از دانشجویان پسر (میانگین سنی ۲±۲۲ سال، وزن ۷/۲±۶۸/۳ و قد ۴±۱۷۴) تشکیل می‌دادند که ۲ تا ۴ جلسه در هفته (آمادگی در حد متوسط)(۳۲) ورزش می‌کردند. آزمودنی‌ها داوطلبانه و دردسترس، در تحقیق مشارکت کردند. آنها به طور تصادفی به دو گروه تجربی و کنترل (هر گروه شامل ۷ آزمودنی) تقسیم شدند. اثر متغیر مستقل خستگی ناشی از فعالیت مشابه با وضعیت تمرین یا مسابقه بر متغیر وابسته مکانیک فرود ازطریق پیش‌آزمون-پس‌آزمون بررسی شده است. پس‌از اندازه‌گیری قد و وزن افراد، فرم صلاحیت پزشکی برای آنها تکمیل شد. افرادی که سابقه آسیب‌دیدگی اندام تحتانی و سر در یک‌سال گذشته داشتند و همچنین افراد دارای هرگونه اختلالی که کنترل عصبی عضلانی را تحت تأثیر قرار می‌داد از جامعه آماری خارج شدند. فرم رضایت برای شرکت در تحقیق را نیز تمامی افراد امضا کردند.

به‌منظور ارزیابی تفاوت‌های الگوی حرکت، معمولاً از اندازه‌گیری‌ها یا تجهیزات بیومکانیکی آزمایشگاهی استفاده می‌شود (۱۲). بدون تردید، سیستم‌های تحلیل حرکت آزمایشگاهی، دقیق‌ترین روش برای بررسی عوامل بیومکانیکی خطرزا[3] هستند، با وجود این به‌علت محدودیت‌های زمانی و مالی و زمان‌بر بودن تحلیل داده‌های به‌دست‌آمده از این سیستم‌ها، استفاده از آنها برای شناسایی افراد با الگوهای حرکتی خطرزا در گروه‌های بزرگ عملی نیست. آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود، ابزار میدانی بسیار ارزان‌قیمتی است که خطاهای تکنیک فرود را در دامنه‌ای از آیتم‌های مشهود در حرکت

1. Time to Stabilization
2. Landing Error Scoring System (LESS)
3. High-Risk Biomechanical Factors

انسان محاسبه می‌کند (۳۳). این امتیازدهی با بررسی تصاویر ویدیویی ضبط‌شده از دو نمای فرونتال و ساجیتال از پرش و فرود شخص صورت می‌گیرد. این سیستم قابلیت اجرایی زیادی دارد و می‌تواند مکانیک‌های خطرزای فرود را به لحاظ بالینی ارزیابی کند که پایایی بین‌آزمونگر و درون‌آزمونگر آن به‌ترتیب خوب تا عالی گزارش شده است(۳۳). همچنین روایی هم‌زمان درون‌آزمونگر بین ارزیابی‌کننده‌ی ماهر و مبتدی برای این آزمون عالی گزارش شده است(۳۹). در مطالعه‌ای که پادا و همکاران انجام دادند، سیستم امتیازدهی خطای فرود ابزاری معتبر و پایا در نظر گرفته شده که الگوهای حرکتی چند صفحه‌ای را برای ارزیابی کلی مکانیک‌های فرود به‌کار می‌گیرد (۴۰). محققان، روایی هم‌زمان سیستم امتیازدهی خطای فرود را در مقایسه با سیستم تحلیل حرکت سه بعدی تأیید کردند (۴۰) و همچنین قابلیت پیش‌گویانه در شناسایی افراد با خطر بالای آسیب‌دیدگی را برای آن ذکر کردند (۴۱). علاوه‌براین، سیستم امتیازدهی خطای فرود به‌خوبی می‌تواند تغییرات تکنیک فرود ناشی از یک برنامه مداخله‌ای را نشان دهد (۴۲). بنابراین، استفاده از این آزمون در بررسی اثر خستگی بر مکانیک فرود مناسب‌تر به نظر می‌رسد. ازاین‌رو، از آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود جهت ارزیابی مکانیک فرود استفاده شد(۳۳). روند اجرای آزمون بدین‌ترتیب بود که در جلسه پیش‌آزمون، افراد از روی سکوی ۳۰ سانتی‌متری حرکت پرش را انجام دادند و در جلوی سکو و در فاصله‌ای تقریباً برابر با ۵۰درصد قد خود فرود آمدند. سپس بلافاصله یک پرش عمودی حداکثری را انجام دادند. در هنگام آموزش آزمون تأکید شد که فرد به‌محض فرود از سکو، حتی‌الامکان به سمت بالا بپرد. در هنگام انجام آزمون هیچ بازخورد یا آموزشی به فرد داده نمی‌شد، مگر اینکه آزمون را اشتباه انجام می‌داد. پس‌از آموزش آزمون، افراد اجازه داشتند ۲ پرش تمرینی داشته باشند تا آن را فرابگیرند. سپس افراد ۳ پرش درست را انجام دادند. درصورتی‌که فرد به فاصله افقی تعیین‌شده نمی‌رسید یا پس‌از فرود پرش عمودی حداکثری را انجام نمی‌داد، آن نوبت حذف و مانور پرش–فرود یک‌بار دیگر تکرار می‌شد. دو دوربین فیلمبرداری پایه‌دار (Canon-MD255 ساخت ژاپن) جهت ضبط تصاویر پرش افراد از نمای فرونتال و ساجیتال به‌ترتیب در فاصله ۴/۸ و ۴ متری قرار داشتند. سپس جهت اعمال خستگی در گروه تجربی از پروتکل خستگی عملکردی شش ایستگاهی که قبلاً ویکستروم و همکاران (۲۰۰۴) معرفی کرده بودند استفاده شد. این پروتکل شش ایستگاهی به‌منظور شبیه‌سازی حرکات رایج در زمین بازی طراحی شده است و صرفاً یک صفحه حرکتی و اندام تحتانی محدود نمی‌شود. خستگی عملکردی در این پروتکل زمانی رخ می‌دهد که زمان انجام یک دور در مقایسه با زمان انجام نخستین تلاش حداکثری برای هر فرد، ۵۰ درصد افزایش یابد. افزایش زمان انجام هر نوبت، شامل ترکیبی از خستگی عضلات مچ پا، زانو و ران و همچنین تنه و اندام فوقانی است (۲۶). این نوع پروتکل‌های خستگی نسبت به دیگر پروتکل‌ها شباهت بیشتری به فعالیت‌های ورزشی و مسابقه دارند، بنابراین قابلیت تعمیم‌پذیری آنها به خستگی ناشی از تمرینات ورزشی و مسابقه بیشتر است (۲۸).

این ۶ ایستگاه شامل موارد زیر است:

۱. تمرین چابکی میسوری:[1] این تمرین شامل مجموعه‌ای از حرکات دو سرعت روبه‌جلو، دویدن قطری به سمت عقب و حرکت‌کردن به‌صورت عرضی (پا بوکسی) است که با ۳ تکرار در زمینی به ابعاد ۳/۵ × ۳/۵ متر انجام می‌شود.

1. The Southeast Missouri Agility Drill

۲. پرش‌های پلایومتریک از روی جعبه:[1] شامل مجموعه‌ای انقباضات سریع و قدرتمند در عضلات اندام تحتانی است که جهت پرش، فرود، پایداری و پرش مجدد روی جعبه‌های ۳۱، ۴۶ و ۶۱ سانتی‌متری که در فاصله ۶۱ سانتی‌متری از هم قرار گرفته‌اند انجام می‌شوند.

۳. جهش‌های جانبی[2] شامل ۳۰ پرش جانبی است که به‌طور متناوب به طرف راست و چپ انجام می‌شود و فاصله‌ای به‌اندازه ۶۰ سانتی‌متر را پوشش می‌دهد.

۴. پرش مینی‌ترامپ:[3] مجموعه‌ای از ۳۰ پرش کوتاه روی ترامپلین و سپس روی زمین است که شامل حرکات عمودی و افقی می‌شود.

۵. قوس هم‌انقباضی:[4] مجموعه‌ای از ۱۰ حرکت روی قوس ۱۸۰ درجه است که با اعمال مقاومت ازسوی طناب الاستیک انجام می‌شود. جهت ثابت نگه‌داشتن شعاع قوس از افراد خواسته می‌شد تا کشیدگی طناب را حفظ کنند.

۶. لی‌لی متوالی با دو پا:[5] در این ایستگاه از علامت‌هایی استفاده می‌شود که به‌صورت تصادفی و در فضایی به‌طول ۳۰۴/۸ سانتی‌متر روی زمین قرار داده شده‌اند. افراد از یک علامت روی علامت دیگر جهش می‌کنند. علامت‌ها طوری قرار داده شده‌اند که جهش‌ها به صورت ۳ تکرار چندجهته انجام گیرد.

قبل‌از اجرای پروتکل خستگی عملکردی، توضیح و تمرین درباره هر بخش به آنان داده شد. برای تعیین زمان مبنا، هر فرد پس‌از گرم‌کردن با حداکثر تلاش یک نوبت اجرا انجام داد و زمان انجام یک دور برای هر فرد ثبت گردید. پس از ۱ دقیقه استراحت از فرد خواسته می‌شد تا فعالیت‌های ۶ ایستگاه (۱ دور) را به‌ترتیب و با حداکثر سرعت انجام دهد و زمان هر دور برای او ثبت می‌شد. فرد تا زمان رسیدن به خستگی این دورها را بارها انجام می‌داد. معیار تعیین خستگی برای هر فرد هنگامی بود که زمان اتمام هر دور نسبت به زمان مبنا (اجرا با حداکثر تلاش) ۵۰درصد افزایش پیدا می‌کرد. روند اجرای پس‌آزمون همانند پیش‌آزمون و یک‌دقیقه پس‌از اتمام پروتکل خستگی انجام شد، با این تفاوت که در این نوبت آزمودنی‌ها اجازه انجام پرش‌های تمرینی را نداشتند. گروه کنترل غیر از پروتکل خستگی، تمام آزمون‌های گروه تجربی را به اجرا درآوردند. سپس فیلم تمام پرش-فرودها به‌طور آهسته بازبینی شد و با استفاده از آزمون امتیازدهی خطای فرود و براساس وجود یا فقدان ویژگی‌های خاص فرود که در ضمیمه ۱ ذکر شده است، امتیاز تمام پرش‌ها محاسبه شد.

آزمون امتیازدهی خطای فرود ۱۷ آیتم دارد. یک مجموعه از این سؤالات درباره وضعیت اندام تحتانی و تنه در لحظه اولین برخورد با زمین است (آیتم‌های ۶-۱). مجموعه دیگر، به ارزیابی خطاهای موجود در وضعیت پا پرداخته (آیتم‌های ۱۱-۷) و در لحظه اولین برخورد با زمین (آیتم ۱۱)، لحظه‌ای که تمام کف پا در تماس با زمین است (آیتم‌های ۷ و ۸) و در بین زمان اولین برخورد و حداکثر زاویه فلکشن زانو (آیتم‌های ۹ و ۱۰) به بررسی این خطاها می‌پردازد. مجموعه سوم، حرکات اندام تحتانی و تنه را در بین زمان‌های اولین برخورد با زمین و حداکثر زاویه فلکشن زانو (آیتم‌های ۱۴-۱۲) یا زمان حداکثر والگوس زانو (آیتم ۱۵) ارزیابی کند. امتیاز نهایی برای هر فرود، از مجموع امتیازات تمام آیتم‌ها (۰-۱۵) محاسبه می‌شد، به‌طوری‌که امتیازات بیشتر (خطاهای بیشتر) نشان‌دهنده تکنیک‌های فرود خطرزا بود. البته ۲ آیتم ۱۶ و ۱۷

1. Plyometric Box Jumps
2. Side-to-Side Bounds
3. Minitramp Jumps
4. Co-Contraction Arc
5. Two-Legged Hop Sequence

به‌علت هم‌راستا نبودن با دیگر آیتم‌ها و به‌دلیل کلی‌بودن، در زمان تجزیه و تحلیل آماری حذف شدند(۳۳). در انتها میانگین امتیازات ۳ پرش به منزلهٔ امتیاز نهایی برای هر فرد ثبت شد.

شکل ۱. آزمون استاندارد پرش-فرود: نمای قدامی.

شکل ۲. آزمون استاندارد پرش-فرود: نمای جانبی.

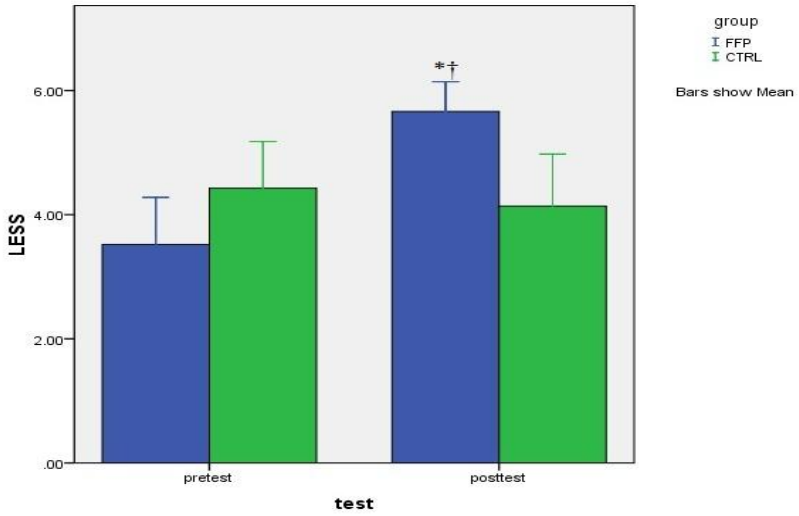
جهت تجزیه و تحلیل یافته‌ها از روش‌های آمار توصیفی (میانگین، انحراف معیار) استفاده شد. به‌منظور تعیین اثرات خستگی بر مکانیک فرود در گروه تجربی و اختلاف آن با گروه کنترل در آزمون امتیازدهی خطای فرود از آزمون تی مستقل و در سطح معنی‌داری $P<۰/۰۵$ استفاده گردید. همچنین به‌منظور مشاهده‌ی اینکه پروتکل خستگی بر کدام‌یک از آیتم‌های سیستم امتیازدهی خطای فرود تأثیر معنی‌داری داشته است، از روش تحلیل عاملی[1] که یک روش آماری برای شناسایی نوع ارتباط میان متغیرهاست، استفاده شد. پس‌از اجرای این روش درباره آزمون امتیازدهی خطای فرود، ۵ گروه از خطاهای مرتبط شناسایی شد (۱۲): عامل ۱) کاهش فلکشن تنه، ران و زانو در صفحه ساجیتال و در لحظه اولین برخورد با زمین (آیتم‌های ۳، ۲ و ۱)؛ عامل ۲) والگوس زانو و عریض‌بودن سطح تکیه در لحظه اولین برخورد با زمین (آیتم‌های ۵، ۱۵ و ۷)؛ عامل ۳) چرخش پا به خارج و خم‌شدن زانوها در لحظه اولین برخورد با زمین (آیتم‌های ۱۰ و ۱)؛ عامل ۴) فرود با پاشنه پا و برخورد نامتقارن پا با زمین (آیتم‌های ۴ و ۱۱) و عامل ۵) کم‌بودن فلکشن تنه، ران و زانو در صفحه ساجیتال روی سطح تکیه (آیتم‌های ۱۲، ۱۳، ۱۴). امتیازدهی به تک‌تک آیتم‌ها به این صورت بود که به حرکت صحیح

1. Factor Analysis

عدد صفر و به حرکت غلط عدد ۱ تعلق می‌گرفت و در پایان، میانگین نمره‌های هر ۳ تلاش برای هر حرکت ثبت می‌شد. پس‌از بررسی این عوامل درباب همه آزمودنی‌ها و به‌منظور تجزیه و تحلیل کمی یافته‌ها، از آزمون غیرپارامتریک U-مان ویتنی و در سطح معنی‌داری P<۰/۰۵ به‌کار گرفته شد.

یافته‌ها

نمودار ۱، نمره‌های میانگین و انحراف استاندارد آزمون امتیازدهی خطای فرود را به‌ترتیب در پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه‌های تجربی و کنترل نشان می‌دهد.

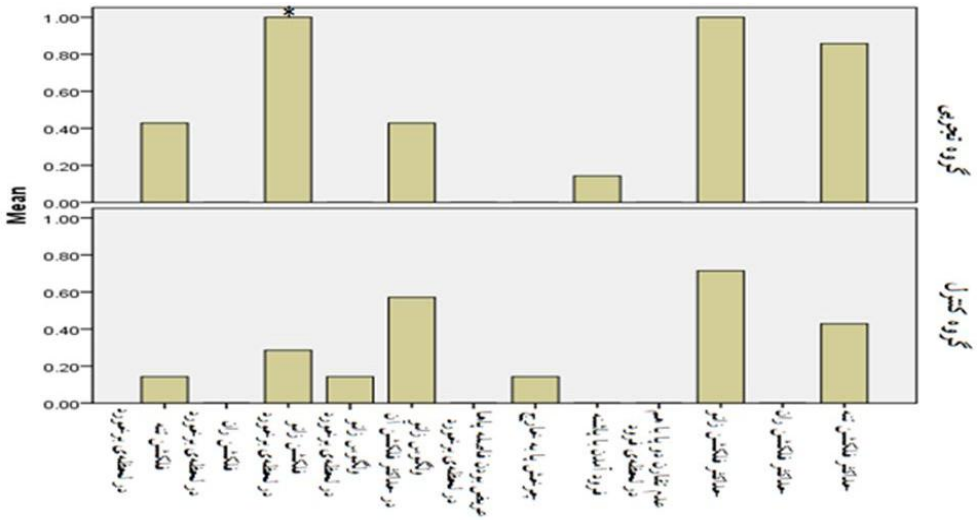


نمودار ۱. امتیاز پیش‌آزمون و پس‌آزمون LESS در دو گروه تجربی (FFP) و کنترل (CTRL).

* نشان‌دهنده وجود اختلاف معنی‌دار میان نمرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه تجربی.

† نشان‌دهنده وجود اختلاف معنی‌دار میان نمره‌های گروه تجربی و گروه کنترل.

نتایج به‌دست‌آمده مبین این موضوع بود که گروه تجربی پس‌از اجرای پروتکل خستگی عملکردی، امتیازات بیشتری از آزمون امتیازدهی خطای فرود را به خود اختصاص دادند (عملکرد بدتری در زمان فرود داشتند) که نسبت به گروه کنترل معنی‌دار بود (P=0/02). میانگین نمره مجموع آزمون امتیازدهی خطای فرود در گروه تجربی ۵/۶۶±۰/۷۶ و در گروه کنترل ۴/۱۳±۱/۳۴ بود (نمودار ۱). همچنین نتایج به‌دست‌آمده از بررسی این موضوع که پروتکل خستگی عملکردی، بر کدام‌یک از آیتم‌های آزمون امتیازدهی خطای فرود تأثیر معنی‌داری داشته است، نشان داد که این اثر میزان فلکشن زانو در لحظه اولین برخورد با زمین معنادار بوده است (P=0/022). یافته‌های حاصل از بررسی این موضوع، در نمودار ۲ ارائه شده است.



نمودار ۲. نتایج بررسی تأثیر پروتکل خستگی عملکردی بر آیتم‌های LESS.

* نشان‌دهنده وجود اختلاف معنی‌دار میان گروه تجربی و کنترل.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که اعمال خستگی عملکردی در افراد موجب تضعیف تکنیک فرود و درنتیجه افزایش خطر بروز آسیب خواهد شد.

بحث

هدف اصلی این پژوهش بررسی اثر خستگی عملکردی ناشی از ورزش بر مکانیک فرود و با استفاده از سیستم امتیازدهی خطای فرود بود. مطالعات اندکی به بررسی اثر خستگی بر مکانیک فرود پس‌از پرش پرداخته‌اند و ازمیان آنها فقط دو مطالعه تأثیر پروتکل خستگی عملکردی راه که به شبیه‌سازی فعالیت‌های انجام‌شده در خلال ورزش می‌پردازد، تحت بررسی قرار داده‌اند (۳۶،۳۴). تحقیق حاضر اولین تحقیقی است که از سیستم امتیازدهی خطای فرود جهت بررسی مکانیک فرود به‌دنبال اجرای پروتکل خستگی عملکردی پرداخته است. نتایج حاصل از تحقیق حاضر مبین وجود ارتباط میان بروز خستگی و تضعیف مکانیک فرود و درنتیجه افزایش خطر بروز آسیب است. همچنین مشخص شد که اثر خستگی بر کاهش میزان فلکشن زانو در لحظه اولین برخورد با زمین معنی‌دار بوده است که این موضوع بدین‌معناست که پروتکل خستگی عملکردی، که در تحقیق حاضر از آن استفاده شده است، باعث بروز خستگی و انعطاف‌ناپذیری بیشتری در عضلات زانو نسبت به دیگر مفاصل می‌شود.

نتایج تحقیق حاضر با برخی مطالعات پیشین هم‌خوانی دارد. پاپاس و همکاران (۲۰۰۷) تأثیر خستگی عملکردی و جنسیت را بر بیومکانیک فرود پس‌از پرش در دختران و پسران ورزشکار بررسی کردند و دریافتند که خستگی آثار معنی‌دار اما کمی بر متغیرهای بیومکانیکی فرود دارد که با یافته‌های تحقیق حاضر همخوان است (۳۴). فاگنباوم و همکاران (۲۰۰۳) پس‌از بررسی اثر خستگی بر بیومکانیک فرود به نتایج مشابهی دست یافتند، اما آنان از پروتکل خستگی ایزوکینتیک استفاده کرده بودند که شباهتی به خستگی در حین بازی ندارد(۳۰). چپل و همکاران (۲۰۰۵) بیان کردند که پروتکل خستگی ناشی از حرکات تکراری، موجب تغییر راهبردهای کنترل حرکتی در اندام تحتانی و درنهایت منجر به فشار روی رباط

متقاطع قدامی و خطر آسیب در هر دو جنس می‌شود(۳۵). پادا و همکاران (۲۰۰۶) اثر خستگی را روی خشکی عمودی پا و راهبردهای کنترل خشکی با استفاده از اسکات‌های مکرر همراه با وزنه‌های برابر با یک‌سوم وزن فرد به‌عنوان پروتکل خستگی عملکردی سنجیدند و دریافتند که افراد پس‌از خستگی بیشتر به راهبردهای مچ‌محور روی می‌آورند و به عضلات مچ پا بیشتر از عضلات زانو متکی می‌شوند که این موجب بروز ناپایداری در زانو و افزایش خطر آسیب‌دیدگی رباط متقاطع قدامی خواهد شد (۲۹). درمقابل، مادیگان و همکاران (۲۰۰۳) به نتایج متفاوتی دست یافتند. آنها اثر خستگی را بر نیروی ضربه زمین و کینماتیک و کینتیک فرود با استفاده متوالی از دو فرود روی یک پا و سه اسکات روی یک پا به‌طور متناوب بررسی کردند. نتایج این تحقیق حاکی از کاهش نیروی ضربه زمین و افزایش حداکثر فلکشن مفصل در هنگام فرود پس‌از اعمال خستگی بود. محققان علت این موضوع را در نوع پروتکل خستگی به‌کار رفته دانستند و آنان بیان کردند از آنجایی که مطالعات دیگر از انواع پروتکل‌های خستگی استفاده کردند که شامل فعالیت‌های مختلف (دویدن، توقف سریع، مانورهای برشی) و الگوهای خستگی مختلف بود، پس مقایسه نتایج آنان با نتایج این تحقیق، درست به نظر نمی‌رسد (۳۶).

درحقیقت، الگوهای حرکتی در شمار عوامل مهم و اصلاح‌پذیری هستند که می‌توانند خطر آسیب رباط متقاطع قدامی و دیگر آسیب‌های اندام تحتانی را ازطریق دگرگون‌ساختن بارها و نیروهای مختلف وارد بر آنها، تحت تأثیر قرار دهند. الگوهای حرکتیِ خاصی که به‌طور معمول درخلال آسیب‌دیدگی رباط متقاطع قدامی و اندام تحتانی اتفاق می‌افتند، شامل کاهش میزان فلکشن زانو، ران و تنه در صفحه ساجیتال، با افزایش والگوس زانو و چرخش پا همراه هستند. اما در این میان، کاهش زاویه فلکشن زانو به میزان چشمگیری موجب افزایش ورود بار بر رباط متقاطع قدامی می‌شود، چراکه انقباض عضلات چهارسر در زوایای کمتر فلکشن زانو (^{o}۳۰-۰) می‌تواند نیروهای برشی[1] بسیار زیادی در قسمت قدامی درشت‌نی ایجاد کند که این نیروها قادرند تا سطوح بالایی از بار را روی رباط متقاطع قدامی وارد کنند. وجود والگوس در زانو و چرخش در پا نیز می‌تواند سبب ورود بار بر رباط متقاطع قدامی شود، اما این میزان درمقابل نیروی برشی ایجادشده در قسمت قدامی درشت‌نی کمتر است (۳۳). همان‌گونه که پیش‌از این گفتیم، یافته‌ها نشان می‌دهد افزایش زاویه فلکشن زانو در لحظه برخورد نخست پا با زمین می‌تواند نیروهای ضربه‌ای و بار وارد بر زانو را طی حرکات فرود کاهش دهد(۲۰). بدین‌ترتیب، خلاف این موضوع، یعنی کاهش زاویه فلکشن زانو در لحظه برخورد نخست پا با زمین، در ارتباط مستقیم با افزایش فشار بر رباط متقاطع قدامی و درنتیجه افزایش احتمال وقوع آسیب‌دیدگی در این رباط است.

در تحقیق حاضر، فرض بر این بود که خستگی می‌تواند الگوهای فرود را دگرگون کند و درنتیجه خطر بروز آسیب به اندام تحتانی را افزایش دهد. درواقع خستگی از ترکیبی از سازوکارهای فیزیولوژیکی ناشی می‌شود که در دو سطح مرکزی و موضعی رخ می‌دهند و به‌منزلهٔ کاهش در ظرفیت تولید حداکثر نیرو، بدون توجه به نیروی لازم در وضعیت موجود شناخته می‌شود(۲۳). بخش موضعی خستگی به کاهش فعالیت دوک‌های عضلانی در پاسخ به مواد متابولیکی و التهابی مانند برادیکینین، اسید آراشیدونیک، پروستاگلاندین‌ها و اسیدلاکتیک مربوط است (۴۳) و جزءِ مرکزی آن، نوع عمومی‌تری

1. Shear Forces

است که احتمالاً از فقدان محرک نشئت می‌گیرد (۴۴). خستگی عاملی است که آن را با احتمال بروز آسیب‌دیدگی در ورزشکاران مرتبط دانسته‌اند (۳۴). یافته‌ها نشان می‌دهد که بسیاری از آسیب‌ها در انتهای مسابقه یا تمرین، زمانی که خستگی حادث شده است رخ می‌دهند(۲۴). در توجیه اثر تضعیف‌کنندهٔ خستگی عملکردی بر بیومکانیک فرود، چنین اظهار شده است که کنترل عصبی–عضلانی کل زنجیرهٔ حرکتی و نیز ظرفیت تولید نیروی عضله در اثر خستگی کاهش می‌یابد. همچنین توانایی افراد در کاهش ضربهٔ ناشی از فرود پس‌از خستگی کم می‌شود (۲۸).

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، خستگی عملکردی ناشی از ورزش می‌تواند موجب دگرگونی مکانیک فرود شود و احتمال بروز فشار به مفاصل اندام تحتانی، به‌ویژه زانو، و درنتیجه خطر وقوع آسیب‌دیدگی را در این مفاصل افزایش دهد. ازاین‌رو، اجرای تمرین‌های ویژه و ارائهٔ بازخوردهای لازم برای بهبود مکانیک فرود ورزشکاران، همراه با به‌کارگیری دوره‌های تمرینی مناسب جهت ارتقای آمادگی جسمانی ورزشکاران و افزایش سطح تحمل خستگی در آنها، پیشنهاد می‌شود. تاکنون مطالعه‌ای که از سیستم امتیازدهی خطای فرود به‌منظور بررسی اثر پروتکل خستگی عملکردی بر مکانیک فرود بهره برده باشد انجام نشده است. آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود، ابزاری میدانی و بسیار ارزان‌قیمت است که خطاهای تکنیک فرود را در دامنه‌ای از آیتم‌های مشهود در حرکت انسان محاسبه می‌کند(۳۳). به‌منظور بررسی دقیق‌تر آثار ناشی از خستگی عملکردی بر مکانیک فرود و براساس سیستم امتیازدهی خطای فرود، لازم است تحقیقات بیشتر و با حجم نمونهٔ بزرگ‌تر انجام شود. به‌علاوه، پیاده کردن تحقیق دربارهٔ ورزشکاران رشته‌هایی که دربرگیرنده پرش و فرودهای مکرر همراه با نیازهای فیزیکی بالا هستند –همچون والیبال و بسکتبال– کمک‌کننده است و می‌تواند موجب گسترش آگاهی ورزشکاران و مربیان از اهمیت آموزش مکانیک صحیح فرود، به‌ویژه درخلال خستگی، شود.

منابع

1. Gray, J., Taunton, J.E., McKenzie, D.C., Clement, D.B., McConkey, J.P., Davidson, R.G.(1985). A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. International Journal of Sports Medicine. 6(6): 314-6
2. Ekstrand, J., Gillquist, J.(1983). Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study.Medicine & Science in Sports & Exercise. 15(3): 267-70.
3. Gerberich, S.G., Luhmann,S., Finke, C., Priest, J.D., Beard, B.J.(1987). Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. Physician and Sports Medicine. 15(8): 75-9.
4. Arendt, E.A., Agel, J., Dick, R. (1999). Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. Journal of Athletic Training. 34(2): 86-92.
5. Wikstrom, E.A., Tillman, M.D., Schenker, S., Borsa, P.A. (2008). Failed jump landing trials: deficits in neuromuscular control. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 18(1): 55-61.
6. Hashemi, J., Chandrashekar, N., Jang, T., Karpat, F., Oseto, M., Ekwaro-Osire, S. (2007). An alternative mechanism of non-contact anterior cruciate ligament injury during jump-landing: in-vitro simulation. Experimental Mechanics. 47(3): 347-54.
7. Withrow, T.J., Huston, L.J., Wojtys, E.M., Ashton-Miller, J.A. (2006). The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing. The American Journal of Sports Medicine. 34(2): 269-74.
8. Shimokochi, Y., Shultz. S.J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. Journal of Athletic Training. 43(4): 396-408.
9. Shaw, M.Y., Gribble, P.A., Frye, J.L. (2008). Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. Journal of Athletic Training. 43(2):164-171.
10. Tillman, M.D., Smith, K.R., Bauer, J.A., Cauraugh, J.H., Falsetti, A.B. Pattishall, J.L. (2002). Differences in three intercondylar notch geometry indices between males and females: a cadaver study. The Knee. 9(1): 41-6.
11. Chappell, J.D., Yu, B., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. The American Journal of Sports Medicine. 30(2): 261-7.
12. Beutler, A.I., de la Motte, S.J., Marshall, S.W., Padua, D.A., Boden, B.P. (2009) Muscle strength and qualitative jump-landing differences in male and female military cadets: the JUMP-ACL study.

Journal of Sports Science & Medicine, 8(4): 663-71.
13. Decker, M.J., Torry, M.R., Wyland, D.J., Sterett, W.I., Steadman, J.R. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clinical Biomechanics. 18(7): 662-9.
14. Devita, P. Skelly, W.A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. Medicine & Science in Sports & Exercise. 24(1): 108-15.
15. Malinzak, R.A., Colby, S.M., Kirkendall, D.T., Yu, B., Garrett, W.E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clinical Biomechanic. 16(5): 438-45.
16. Lees, A.(1981). Methods of impact absorption when landing from a jump. Engineering in Medicine. 10(4): 207-11.
17. Dufek, J.S., Bates, B.T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. Medicine and Science in Sports and Exercise. 22(3): 370-7.
18. Schot, P., Dufek, J. (1993). Landing performance, part I: kinematic, kinetic, and neuromuscular aspects. Medicine, Exercise, Nutrition and Health. 2: 69-83.
19. Butler, R.J., Crowell, H.P., Davis, I.M.C. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. Clinical Biomechanics. 18(6): 511-17.
20. Yu, B., Herman, D., Preston, J., Lu, W., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E. (2004). Immediate effects of a knee brace with a constraint to knee extension on knee kinematics and ground reaction forces in a stop-jump task. The American Journal of Sports Medicine. 32(5): 1136-43.
21. Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S. Jr., Colosimo, A.J., McLean, S.G., van den Bogert, A.J., Paterno, M.V., 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.
22. Willson, J.D., Davis, I.S. (2008). Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 38(10): 606-15.
23. Bigland-Ritchie, B., Woods, J. (2004). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. Muscle & Nerve. 7(9): 691-9.
24. Jackson, N.D., Gutierrez, G.M., Kaminski, T. (2009). The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature. Journal of Electromyography and Kinesiology. 19(1): 75-84.
25. Gehring, D., Melnyk, M., Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 24(1): 82-7.
26. Wikstrom, E.A., Powers, M.E., Tillman, M.D. (2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. Journal of Athletic Training. 39(3): 247-53.
27. McLean, S.G., Felin, R.E., Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A., Joy, S. (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. Medicine and Science in Sports and Exercise. 39(3): p. 502-14.
28. Sadeghi, H., Sarshin, A., Abbasi, A. (2008). The effect of functional fatigue on dynamic postural control. Sports Science Researches. 20: 79-94.
29. Padua, D.A., Arnold, B.L., Perrin, D.H., Gansneder, B.M.,. Carcia, C.R, Granata, K.P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. Journal of Athletic Training. 41(3): 294-304.
30. Fagenbaum, R., Darling, W.G. (2003). Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. The American Journal of Sports Medicine. 31(2): 233-40.
31. Cortes, N., Onate, J., Abrantes, J., Gagen, L., Dowling, E., Van Lunen, B. (2007). Effects of gender and foot-landing techniques on lower extremity kinematics during drop-jump landings. Journal of Applied Biomechanics. 23(4): 289-99.
32. Wikstrom, E.A., (2003). Functional Vs Isokinetic Fatigue Protocol: Effects on Time to Stabilization, Peak Vertical Ground Reaction Forces, and Joint Kinematics in Jump Landing. University of Florida.
33. Padua, D.A., Marshall, S.W., Boling, M.C., Thigpen, C.A., Garrett, W.E., Beutler, A.I. (2009). The Landing Error Scoring System (LESS) Is a Valid and Reliable Clinical Assessment Tool of Jump-Landing Biomechanics The JUMP-ACL Study. The American Journal of Sports Medicine, 2009. 37(10): 1996-2002.
34. Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M., Nordin, M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. Journal of Sports Science and Medicine. 6(1): 77-84.
35. Chappell, J.D., Herman, D.C., Knight, B.S., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E., Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. The American Journal of Sports Medicine. 33(7): 1022-9.
36. Madigan, M.L., Pidcoe, P.E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. Journal of Electromyography and Kinesiology. 13(5): 491-8.
37. Cattoni, S.L. (2010). The effects of ankle bracing and fatigue on time to stabilization in subjects with chronic ankle instability. The University of Toledo.
38. Wikstrom, E.A., Arrigenna, M.A., Tillman, M.D., Borsa, P.A. (2006). Dynamic postural stability in subjects with braced, functionally unstable ankles. Journal of Athletic Training. 41(3): p. 245-50.
39. Oñate, J.A., Guskiewicz, K.M., Marshall, S.W., Giuliani, C., Yu, B., Garrett, W.E. (2005). Instruction of jump-landing technique using videotape feedback altering lower extremity motion patterns. The American Journal of Sports Medicine. 33(6): 831-42.
40. Padua, D.A., Boling, M.C., DiStefano, L.J., Onate, J.A., Beutler, A.I. Marshall, S.W. (2011). Reliability of the landing error scoring system-real time, a clinical assessment tool of jump-landing biomechanics. Journal of Sport Rehabilitation. 20(2): 145-56.
41. DiStefano, L.J.,. Padua, D.A., DiStefano, M.J., Marshall, S.W. (2009). The Landing Error Scoring System Predicts Non-contact Injury In Youth Soccer Players: 2973: Board# 120 May 30 8: 00 AM-9: 30 AM. Medicine & Science in Sports & Exercise. 41(5): p. 520-521.
42. DiStefano, L.J.,. Padua, D.A., DiStefano, M.J., Marshall, S.W. (2009). Influence of age, sex, technique, and exercise program on movement patterns after an anterior cruciate ligament injury prevention program in youth soccer players. The American Journal of Sports Medicine. 37(3): 495-505.
43. Forestier, N., Teasdale, N., Nougier, V. (2002). Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. Medicine & Science in Sports & Exercise. 34(1): 117-22.
44. Harkins, K.M., Mattacola, C.G., Uhl, T.L., Malone, T.R., McCrory, J.L. (2005). Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. Journal of Athletic Training. 40(3): 191-4.

ضمیمه ۱. آیتم‌های امتیاز دهی LESS

LESS Item Scoring

	LESS Item	Operational Definition	Camera View	Error Condition	LESS Score
1	Knee flexion angle at initial contact	At the time point of initial contact, if the knee of the test leg is flexed more than 30 degrees, score YES. If the knee is not flexed more than 30 degrees, score NO.	Side	No	Y=0 N=1
2	Hip flexion angle at initial contact	At the time point of initial contact, if the thigh of the test leg is in line with the trunk then the hips are not flexed and score NO. If the thigh of the test leg is flexed on the trunk, score YES.	Side	No	Y=0 N=1
3	Trunk flexion angle at initial contact	At the time point of initial contact, if the trunk is vertical or extended on the hips, score NO. If the trunk is flexed on the hips, score YES.	Side	No	Y=0 N=1
4	Ankle plantar-flexion angle at initial contact	If the foot of the test leg lands toe to heel, score YES. If the foot of the test leg lands heel to toe or with a flat foot, score NO.	Side	No	Y=0 N=1
5	Knee valgus angle at initial contact	At the time point of initial contact, draw a line straight down from the center of the patella. If the line goes through the midfoot, score NO. If the line is medial to the midfoot, score YES.	Front	Yes	Y=1 N=0
6	Lateral trunk flexion angle at initial contact	At the time point of initial contact, if the midline of the trunk is flexed to the left or the right side of the body, score YES. If the trunk is not flexed to the left or right side of the body, score NO.	Front	Yes	Y=1 N=0
7	Stance width – Wide	Once the entire foot is in contact with the ground, draw a line down from the tip of the shoulders. If the line on the side of the test leg is inside the foot of the test leg then score greater than should width (wide), and score YES. If the test foot is internally or externally rotated, grade the stance width based on heel placement.	Front	Yes	Y=1 N=0
8	Stance width – Narrow	Once the entire foot is in contact with the ground, draw a line down from the tip of the shoulders. If the line on the side of the test leg is outside of the foot then score less than shoulder width (narrow), score YES. If the test foot is internally or externally rotated, grade the stance width based on heel placement.	Front	Yes	Y=1 N=0
9	Foot position – Toe In	If the foot of the test leg is internally rotated more than 30 degrees between the time period of initial contact and max knee flexion, then score YES. If the foot is not internally rotated more than 30 degrees between the time period of initial contact to max knee flexion, score NO.	Front	Yes	Y=1 N=0
10	Foot position – Toe Out	If the foot of the test leg is externally rotated more than 30 degrees between the time period of initial contact and max knee flexion, then score YES. If the foot is not externally rotated more than 30 degrees between the time period of initial contact to max knee flexion, score NO.	Front	Yes	Y=1 N=0
11	Symmetric initial foot contact	If one foot lands before the other or if one foot lands heel to toe and the other lands toe to heel, score NO. If the feet land symmetrically, score YES.	Front	No	Y=0 N=1
12	Knee flexion displacement	If the knee of the test leg flexes 45 degrees more than the angle at the position of initial contact to max knee flexion, score YES. If the knee of the test leg does not flex more than 45 degrees, score NO.	Side	No	Y=0 N=1
13	Hip flexion at max knee flexion	If the thigh of the test leg flexes more on the trunk from initial contact to max knee flexion angle, score YES. If the thigh does not flex more on the trunk, score NO.	Side	No	Y=0 N=1
14	Trunk flexion at max knee flexion	If the trunk flexes more from the point of initial contact to max knee flexion, score YES. If the trunk does not flex more, score NO.	Side	No	Y=0 N=1
15	Knee valgus displacement	At the point of max knee valgus on the test leg, draw a line straight down from the center of the patella. If the line runs through the great toe or is medial to the great toe, score YES. If the line is lateral to the great toe, score NO.	Front	Yes	Y=1 N=0
16	Joint displacement	Watch the sagittal plan motion at the hips and knees from initial contact to max knee flexion angle. If the subject goes through large displacement of the trunk, hips, and knees then score SOFT. If the subject goes through some trunk, hip, and knee displacement, but not a large amount, score AVERAGE. If the subject goes through very little, if any trunk, hip, and knee displacement, score STIFF.	Side	Average or Stiff (double penalty for Stiff)	Soft=0 Avg=1 Stiff=2
17	Overall impression	Score EXCELLENT if the subject displays a soft landing and no frontal plane motion at the knee. Score POOR if the subject displays a stiff landing and large frontal plane motion at the knee. All other landings, score AVERAGE.	Side, Front	Average or Poor (double penalty for Poor)	Ex=0 Avg=1 Poor=2