DOI: 10.22122/jrrs.v13i4.2884 Published by Vesnu Publications

تأثیر و ماندگاری خستگی عضلات اندام تحتانی بر زمان رسیدن به پایداری در پرش فرود تک پای مردان بزرگسال هندبالیست لیگ برتر ایران

مهدی خالقی تازجی[۱]، حیدر صادقی[۲]، ناجی قهرمانی[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: افزایش زمان رسیدن به پایداری، منجر به بروز آسیب می‌شود. بنابراین، اهمیت خستگی در موضوع آسیب و بررسی ارتباط آن با زمان رسیدن به پایداری، می‌تواند نتایج مفیدی را به همراه داشته باشد. هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی تأثیر و ماندگاری خستگی عضلات اندام تحتانی در مفاصل بر زمان رسیدن به پایداری در حرکت پرش فرود در مردان هندبالیست بود.

مواد و روش‌ها: ۱۰ هندبالیست لیگ برتر ایران که در سال ۱۳۹۴ در لیگ حضور داشتند، در این پژوهش شرکت کردند. سه تکرار برای پای فرود در نظر گرفته شد و داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین از لحظه تماس با صفحه نیرو به مدت ۲۰ ثانیه ثبت گردید. خستگی عضلات مفاصل ران، زانو و مچ پا به فاصله ۲۴ ساعت برای هر مفصل مورد سنجش قرار گرفت. سپس آزمودنی‌ها حرکت پرش فرود را در دو نوبت، بلافاصله و پس از ۱۰ دقیقه از پروتکل خستگی انجام دادند. زمان رسیدن به پایداری نیز در دو جهت قدامی- خلفی و داخلی- خارجی محاسبه گردید. آزمون Shapiro-Wilk جهت بررسی نرمال بودن و آزمون‌های Repeated measures ANOVA و Bonferroni برای ارزیابی فرضیه‌های تحقیق مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: تفاوت معنی‌داری بین زمان رسیدن به پایداری در عضلات اینورتور و اورتور مفصل مچ پا در راستای قدامی- خلفی در شرایط مختلف (قبل از خستگی، بلافاصله بعد از خستگی و ده دقیقه پس از خستگی) وجود داشت ($P < ۰/۰۰۱$)، اما در راستای داخلی- خارجی نتایج معنی‌داری یافت نشد ($P = ۰/۶۵۰$). همچنین، اختلاف معنی‌داری بین زمان رسیدن به پایداری در عضلات فلکسور و اکستنسور مفصل زانو در راستای قدامی- خلفی و در شرایط مختلف مشاهده گردید ($P = ۰/۰۰۳$)، اما این یافته‌ها در راستای داخلی- خارجی مفصل زانو معنی‌دار نبود ($P = ۰/۲۲۸$). بین زمان رسیدن به پایداری در عضلات ابداکتور و اداکتور مفصل ران، در راستای قدامی- خلفی ($P = ۰/۰۵۱$) و داخلی- خارجی ($P = ۰/۳۴۳$) تفاوت معنی‌داری یافت نشد.

نتیجه‌گیری: خستگی عضلات اندام تحتانی، منجر به افزایش زمان رسیدن به پایداری و افزایش نیروی وارد شده بر پا می‌شود و ممکن است باعث آسیب شود. با طراحی و گنجاندن برنامه‌های تمرینی استقامتی ویژه، شاید بتوان زمان رسیدن به پایداری در حرکات پرش فرود را به حداقل رساند و در نتیجه، خطر بروز آسیب را کاهش داد.

کلید واژه‌ها: خستگی عضلانی، تعادل وضعیتی، حرکت

ارجاع: خالقی تازجی مهدی، صادقی حیدر، قهرمانی ناجی. **تأثیر و ماندگاری خستگی عضلات اندام تحتانی بر زمان رسیدن به پایداری در پرش فرود تک پای مردان بزرگسال هندبالیست لیگ برتر ایران.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۶؛ ۱۳ (۴): ۲۲۴-۲۱۶

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۵/۲۵ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۶/۲۰

مقدمه

پایداری پویا تحت عنوان توانایی فرد در حفظ تعادل از وضعیت پویا به ایستا تعریف و اندازه‌گیری می‌شود (۱) و به هماهنگی پیچیده دستگاه پردازش مرکزی با دستگاه بصری، دهلیزی، راه‌های حسی- بدنی و همچنین، پاسخ‌های آوران مرتبط است (۲). پایداری پویا در ورزش‌هایی که حرکت پرشی و برشی انجام می‌شود و ورزشکار مجبور است پایداری بدن را پس از فرود حفظ کند تا آسیب نبیند، اهمیت ویژه‌ای دارد (۳). از این‌رو، شناسایی عوامل مؤثر در بهبود پایداری پویا مورد توجه محققان قرار گرفته است. پایداری به عنوان یکی از موضوعات

۱- استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲- استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: ناجی قهرمانی
Email: naji.ghahremani.bio@gmail.com

بحث‌برانگیز سیستم حسی- حرکتی، ارتباط متقابل و پیچیده میان درون‌دادهای حسی و پاسخ‌های حرکتی مورد نیاز را به منظور اصلاح و یا حفظ وضعیت مورد بررسی قرار می‌دهد (۳).

اهمیت پایداری در فعالیت‌های بدنی روزمره مانند نشستن، ایستادن، راه رفتن و فعالیت‌های ورزشی برای کسب امتیاز در مهارت‌های ورزشی برای جلوگیری از آسیب در ورزش‌هایی همچون بسکتبال، فوتبال، والیبال و هندبال بدیهی است (۴). ورزش‌هایی مانند والیبال، بسکتبال و هندبال که در آن‌ها ورزشکار مجبور به پایداری بدن پس از فرود می‌باشد، اهمیت ویژه‌ای دارد (۳)؛ چرا که به عقیده بسیاری از محققان، تمامی فعالیت‌های بدنی دارای دو جنبه مشتمل بر حفظ تعادل (حفظ موقعیت مناسب بدن و جهت‌یابی فضایی) و اجزای خاص حرکتی (عضلات و مفاصل درگیر در اجرای حرکت هدف) هستند (۵). با این حال، هنوز تعریف واحد و مشخصی از تعادل ارایه نشده است. برخی از مطالعات، تعادل را توانایی حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا تعریف می‌کنند (۶) که به نظر می‌رسد این تعریف در توضیح تعادل با محدودیت مواجه شود. تعریف ارایه شده از سوی Shumway-Cook و Woollacott که تعادل را کنترل موقعیت بدن در فضا برای پایداری و تعیین جهت بیان کرده‌اند، تعریف به نسب کامل‌تری می‌باشد (۵). تئوری Punakallio تعادل را به صورت ایستا (توانایی حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا) و پویا (حرکت فعال مرکز فشار حین ایستادن، راه رفتن یا هر مهارت دیگر) تعریف می‌کند (۷). عوامل متعددی بر زمان رسیدن به پایداری اثر می‌گذارد که از آن جمله می‌توان به آسیب‌های عصبی- عضلانی- اسکلتی، درد، انجام تمرینات ورزشی و خستگی عضلانی اشاره کرد. تحقیقات متعدد نشان داده‌اند که خستگی بر روی کنترل وضعیت تأثیر منفی دارد (۴).

خستگی عضلانی می‌تواند اطلاعات رسیده از منابع حسی به مغز را مختل کند و تعادل را از بین ببرد. همچنین، سبب کاهش سرعت انتقال پیام‌های آوران و ارسال پیام‌های وابران در سیستم عصبی- اسکلتی می‌شود و بر توانایی حرکات مؤثر جبرانی تأثیر می‌گذارد (۸). کنترل وضعیت پویا در زمان خستگی عضلانی، نقش مهمی در پیشگیری از آسیب‌های عضلانی- اسکلتی در فعالیت‌های روزانه و به ویژه اجرای بسیاری از رشته‌های ورزشی دارد. به هم خوردن وضعیت پویا و ایستا در حین فعالیت‌های ورزشی در نتیجه خستگی عضلانی، می‌تواند آسیب‌های جبران‌ناپذیری به سیستم عضلانی- اسکلتی ورزشکار وارد سازد و بر اجرای فنون ورزشی اثر منفی بگذارد. Yaggie و McGregor با انجام مطالعه‌ای، تأثیر خستگی ایزوکنتیک عضلات مچ پا بر تعادل پویا را مورد بررسی قرار دادند که نتایج آن نشان دهنده کاهش توانایی تعادل پویا پس از اعمال خستگی در عضلات یاد شده بود (۹). در پژوهش دیگری، صادقی و همکاران کاهش تعادل پویا پس از خستگی عملکردی را گزارش نمودند که نتایج تحقیق آن‌ها کاهش تعادل پویا پس از اعمال برنامه خستگی بود (۱۰). Vuillerme و همکاران در مطالعه خود تأثیر معنی‌دار خستگی عضلات ناحیه ساق بر کاهش تعادل پویا را تأیید کردند (۱۱).

بسیاری از ورزشکاران حرکت پرش- فرود را در فعالیت‌های ورزشی و رقابت‌ها اجرا می‌کنند. تحقیقات نشان داده است که بیشترین شیوع آسیب‌های مچ پا و زانو در ورزش‌هایی اتفاق می‌افتد که در آن‌ها حرکت برشی و پرشی وجود دارد. پایداری پویا که شاخص آن زمان رسیدن به پایداری است، بیشتر در حرکت پرش- فرود مورد بررسی قرار می‌گیرد. زمان رسیدن به پایداری، شاخصی از پایداری پویا است که پایداری پویا را در حرکت پرش- فرود ارزیابی می‌کند و به عنوان مدت زمانی که لازم است تا فرد پس از فرود به پایداری و ثبات برسد، تعریف می‌شود و بنابراین، یک تست کاملاً عملکردی می‌باشد (۱۳، ۱۲، ۴، ۲). ورزشکارانی که پایداری بهتری دارند (نیروی عکس‌العمل زمین پس از فرود، سریع‌تر به حالت پایدار می‌رسد) و پس از اجرای حرکت پرش- فرود سریع‌تر به پایداری می‌رسند، کمتر دچار آسیب‌دیدگی می‌شوند (۲). بر اساس تحقیقات، حرکات پرشی از آسیب‌زاترین حرکات در ورزش‌های مختلف می‌باشد. نتایج مطالعه Gray و همکاران نشان داد که ۵۸ درصد از تمام آسیب‌های زنان بسکتبالیست، به دنبال فرود ناشی از پرش اتفاق می‌افتد (۱۴). در پژوهش دیگری، Gerberich و همکاران گزارش نمودند که حرکت پرش- فرود در طول رقابت والیبال با ۶۳ درصد آسیب‌های مفاصل مچ پا و زانو ارتباط دارد (۱۵). این امکان وجود دارد که درصد بالای آسیب در مفاصل مچ پا و زانو با اختلالات قدرت یا تعادل و نقص در پایداری مرتبط باشد (۱۶).

تحقیقات اولیه به بررسی کنترل وضعیت مچ پا و زانو پرداخته‌اند که در هیچ یک تأثیر خستگی عضلات اندام تحتانی بر زمان رسیدن به پایداری در پرش- فرود بررسی نشده است. با توجه به اجرای مکرر حرکت فرود در ورزش‌هایی مانند والیبال، هندبال و بسکتبال و با فرض این که خستگی عضلات اندام تحتانی (مچ پا، زانو و ران) بر پایداری پس از فرود تأثیرگذار است و می‌تواند باعث آسیب شود؛ هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی تأثیر و ماندگاری خستگی عضلات اندام تحتانی بر زمان رسیدن به پایداری پس از فرود تک پا در بین مردان بزرگسال هندبالیست لیگ برتر ایران بود.

مواد و روش‌ها

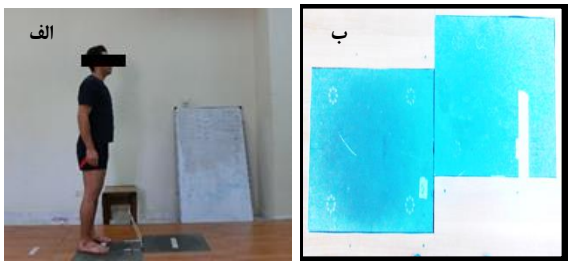
این پژوهش از نوع کاربردی و طرح آن به صورت پیش‌آزمون، پس‌آزمون و ماندگاری بود. جمعیت مورد نظر را هندبالیست‌های لیگ برتر ایران تشکیل دادند و نمونه آماری شامل هندبالیست‌های لیگ برتر تهران بود. به دلیل حرفه‌ای بودن افراد و در نتیجه، محدود بودن حجم نمونه، ۱۰ نفر از آزمودنی‌ها که معیارهای ورود به تحقیق را داشتند، با استفاده از فرمول Cochran و فرمول اصلاح شده آن انتخاب شدند. معیارهای ورود شامل نداشتن هیچ‌گونه سابقه آسیب‌دیدگی در ناحیه اندام تحتانی، سر و کمر طی شش ماه گذشته، داشتن حداقل سه جلسه تمرین در هفته، رضایت به شرکت در مطالعه و تکمیل پرسش‌نامه بود (۱۸، ۱۷). لازم به ذکر است که موازین اخلاقی حاکم بر مطالعه از جمله اخذ رضایت‌نامه، رازداری، عدم تجاوز به حریم خصوصی افراد، مراقبت از آزمودنی‌ها در برابر فشارها، آسیب‌ها و خطرات جسمی و روانی و آگاهی از نتیجه به طور کامل رعایت شد و همچنین، مجوز اخلاق از سوی پژوهشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی به جهت صحت و سقم تحقیق صادر گردید. وجود هرگونه مشکل ارتوپدی در اندام تحتانی از جمله شکستگی و بدشکلی، استفاده از وسایل کمکی برای راه رفتن، بیماری‌های اسکلتی- عضلانی در اندام تحتانی مانند ضعف عضلانی و هرگونه زخم نیز به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد (۱۸، ۱۷). ابتدا تمام مراحل قبل از اجرای تست به طور کامل توسط آزمونگر برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد و آن‌ها با روند انجام آزمون و همچنین، شیوه اجرای پروتکل خستگی آشنا شدند و جهت اجرای آزمون به آزمایشگاه بیومکانیک و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی کرج دعوت شدند.

http://jrrs.mui.ac.ir

به منظور جمع‌آوری و ثبت داده‌های زمان رسیدن به پایداری، آزمودنی‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک و حرکت اصلاحی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی خوارزمی کرج حضور یافتند. پس از اعلام رضایت‌نامه کتبی و اطلاع از روند ارزیابی، نمونه‌ها وارد آزمایشگاه شدند. قد و وزن آنان با استفاده از دستگاه قدسنج (مدل ۷۰۳، شرکت Seca، آلمان) و ترازوی دیجیتال Body Scale (مدل Remax RT-S1، انگلستان) اندازه‌گیری گردید و پای مسلط آزمودنی‌ها به عنوان پایی که با آن فرود می‌آیند، تعیین شد (شکل ۱).

شکل ۱. اندازه‌گیری قد آزمودنی‌ها با استفاده از قدسنج

ابتدا آزمودنی‌ها جهت انجام پروتکل پرش- فرود به مدت ۵ تا ۱۰ دقیقه گرم کردند و از آن‌ها درخواست شد که حداکثر پرش ارتفاع خود را انجام دهند. قبل از اجرای آزمون، نحوه حرکت پرش- فرود به آزمودنی‌ها آموزش داده شد و از آن‌ها درخواست گردید که قبل از اجرای آزمون، حرکت پرش- فرود را چند بار تمرین کنند و در جلوی صفحه نیرو (مدل BERTEC ۶۰ × ۴۰، شرکت MIE، انگلستان) بایستند. سپس مانع ۳۰ سانتی‌متری به منظور پریدن و عبور آزمودنی‌ها از روی آن، جلوی صفحه نیرو قرار داده شد (شکل ۲) و در فاصله ۷۰ سانتی‌متری از مرکز صفحه نیرو روی سطح زمین نقطه‌ای مشخص و علامت‌گذاری شد. در مرحله بعد، آزمودنی‌ها از روی مانع ۳۰ سانتی‌متری حرکت پرش- فرود را اجرا نمودند و با یک پا در مرکز صفحه نیرو فرود آمدند و به محض استقرار، دست‌ها را در ناحیه لگن قرار دادند، سر را بالا نگه داشتند و روبه‌رو را نگاه کردند و سعی نمودند که تعادل خود را حفظ کنند. هر آزمودنی مانور پرش- فرود تک پا را سه بار اجرا نمود (۱۹). اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰۰ هرتز از لحظه‌ای که پای فرد با صفحه نیرو تماس پیدا کرد، به مدت ۲۰ ثانیه ثبت گردید. اطلاعات نیروی عکس‌العمل در دو راستای داخلی- خارجی و قدامی- خلفی توسط صفحه نیرو ثبت شد (۱۹، ۱۰، ۲). سپس آزمودنی‌ها پروتکل خستگی را اجرا نمودند.



شکل ۲. موقعیت آزمودنی قبل از اجرای پرش- فرود (الف) و فاصله ۷۰ سانتی‌متری از مرکز صفحه نیرو (ب)

پروتکل خستگی عضلات اندام تحتانی به صورت اعمال پروتکل خستگی در سه روز برای سه گروه عضلانی اینورتور/ اورتور مفصل مچ پا، فلکسور/ اکستنسور مفصل زانو و ابداکتور/ اداکتور مفصل ران به صورت جداگانه؛ به طوری که هر روز یک گروه عضلانی پروتکل خستگی را اجرا نمودند، انجام گردید. بدین منظور، از دستگاه دینامومتر ایزوکنتیک (مدل Isokinetic System 3، آمریکا) جهت انجام پروتکل خستگی استفاده شد (شکل ۳). برای جلوگیری از فعالیت سایر عضلات یا اندام‌ها، تنه و لگن آزمودنی توسط کمربند به صندلی دستگاه ایزوکنتیک ثابت گردید. سپس برای ثبت حداکثر گشتاور هر آزمودنی، سه حرکت بیشینه (فعالیت با تمام قدرت) با استفاده از دستگاه ایزوکنتیک انجام گرفت و میانگین سه حرکت به عنوان حداکثر گشتاور فرد در نظر گرفته شد (۲۰). فرض بر این بود که اگر گشتاور تولیدی عضله مورد نظر در هر آزمودنی طی حرکات متوالی به کمتر از ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ثبت شده رسید، خستگی اتفاق افتاده است (۲۰).

پس از تکمیل کردن اجرای پروتکل خستگی، آزمودنی‌ها به منظور انجام پروتکل پرش- فرود، به سرعت از دستگاه دینامومتر ایزوکنتیک جدا شدند و در فاصله کمتر از ۶۰ ثانیه حرکت پرش- فرود را روی صفحه نیرو اجرا کردند.

شکل ۳. پروتکل خستگی عضلانی با دینامومتر ایزوکنتیک

پروتکل خستگی برای عضلات اینورتور/ اورتور مفصل مچ پا (الف)، پروتکل خستگی برای عضلات ابداکتور/ اداکتور مفصل ران (ب) و پروتکل خستگی برای عضلات فلکسور/ اکستنسور مفصل زانو (ج)

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۱. میانگین متغیرهای زمان رسیدن به پایداری

پروتکل خستگی	راستای زمان رسیدن به پایداری	پیش‌آزمون (ثانیه) (میانگین و انحراف معیار)	مقدار P	پس‌آزمون (ثانیه) (میانگین و انحراف معیار)	مقدار P	ماندگاری (ثانیه) (میانگین و انحراف معیار)	مقدار P
مچ پا	راستای داخلی- خارجی	۱/۳۴ ± ۰/۹۵	۰/۱۵۴	۱/۳۶ ± ۱/۴۱	۰/۲۰۰	۴۱/۱۰ ± ۰/۴۰	۰/۲۰۰
	راستای قدامی- خلفی	۱/۲۹ ± ۰/۶۳	۰/۰۵۷	۱/۶۹ ± ۰/۶۷	۰/۲۰۰	۱/۰۴ ± ۰/۴۴	۰/۱۹۵
زانو	راستای داخلی- خارجی	۱/۳۴ ± ۰/۹۵	۰/۱۵۴	۱/۲۵ ± ۰/۹۸	۰/۱۵۴	۱/۳۰ ± ۰/۹۶	۰/۱۵۴
	راستای قدامی- خلفی	۱/۲۹ ± ۰/۶۳	۰/۰۵۷	۱/۴۴ ± ۰/۶۷	۰/۱۱	۱/۳۴ ± ۰/۶۳	۰/۰۸۵
ران	راستای داخلی- خارجی	۱/۳۴ ± ۰/۹۵	۰/۱۵۴	۱/۷۷ ± ۰/۴۵	۰/۲۰۰	۱/۶۰ ± ۰/۵۵	۰/۲۰۰
	راستای قدامی- خلفی	۱/۲۹ ± ۰/۶۳	۰/۰۵۷	۱/۵۸ ± ۰/۴۸	۰/۲۰۰	۱/۵۸ ± ۰/۶۵	۰/۱۹۵

برای در نظر گرفتن میزان ماندگاری خستگی در گروه عضلات مورد نظر، پس از ۱۰ دقیقه دوباره حرکت پرش- فرود اجرا شد تا زمان رسیدن به پایداری فرد و میزان ماندگاری خستگی عضلانی فرد ثبت گردد. بعد از ۲۴ ساعت استراحت، پروتکل خستگی در گروه عضلانی دیگری اعمال شد و در طول هر سه روز، بعد از خستگی و میزان ماندگاری خستگی عضلانی، بلافاصله پروتکل پرش- فرود اجرا گردید. در روز اول برای اعمال پروتکل خستگی با دستگاه دینامومتر ایزوکنتیک در ناحیه زانو، زاویه تنه ۱۱۰ درجه، زاویه ران ۴۵ درجه و زانو در حالت فلکشن ۹۰ درجه (در شروع حرکت) در نظر گرفته شد. طی اجرای پروتکل خستگی در گروه عضلات مفصل زانو، حالت انقباض انتخابی ایزوکنتیک و نوع انقباض، کانسنتریک/ کانسنتریک و سرعت انقباض برای فلکشن و اکستنشن مفصل زانو با سرعت ۹۰ درجه بر ثانیه بود.

در روز دوم برای اعمال پروتکل خستگی عضلانی در ناحیه مفصل مچ پا، فرد روی صندلی سیستم دینامومتر ایزوکنتیک می‌نشست؛ به طوری که زاویه تنه ۱۱۰ درجه، زانو ۳۰ درجه و مچ پا در حالت طبیعی باشد. طی اجرای پروتکل خستگی در گروه عضلات مفصل مچ پا حالت انقباض انتخابی ایزوکنتیک و نوع انقباض کانسنتریک/ کانسنتریک و سرعت انقباض برای اینورتور و اورتور مفصل مچ پا ۱۲۰ درجه بر ثانیه بود.

در روز سوم برای اعمال پروتکل خستگی عضلانی در ناحیه ران، فرد روی صندلی سیستم دینامومتر ایزوکنتیک نشست؛ به طوری که زاویه پشتی صندلی صفر درجه، ۳۰ درجه ابداکشن ران و برای زاویه زانو درجه طبیعی تعیین گردید. طی اجرای پروتکل خستگی در گروه عضلات ران حالت انقباض انتخابی ایزوکنتیک و نوع انقباض کانسنتریک/ کانسنتریک و سرعت انقباض برای ابداکتور و اداکتور مفصل ران ۹۰ درجه بر ثانیه بود.

دلیل این که در تحقیق حاضر از سرعت‌های بالا و مختلف استفاده شد، این بود که ورزش هندبال ورزشی است که فرد در تکرارهای پایین خسته نمی‌شود و نیاز است که چندین بار به صورت مکرر حرکت را انجام دهد و در بیشتر مطالعات جهت ایجاد خستگی، فعالیت‌هایی با مدت زمان بالا (فعالیت استقامتی) صورت می‌گیرد که در این صورت استقامت عضلانی فرد سنجیده می‌شود (۲۳-۲۰).

جهت خلاصه‌سازی و مرتب نمودن داده‌ها، از آمار توصیفی میانگین و انحراف معیار و برای بررسی نرمال بودن توزیع طبیعی داده‌ها نیز از آزمون Shapiro-Wilk استفاده گردید. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ (version 21, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری داده‌ها در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

۱۰ آزمودنی در مطالعه حاضر شرکت نمودند که شاخص توده بدنی، سن، وزن، قد و پرش ارتفاع آنان به ترتیب ۱/۳۴ ± ۲۱/۴۸ کیلوگرم بر مترمربع، ۱/۰۱ ± ۲۳/۰۵ سال، ۹/۴۶ ± ۷۵/۹۰ کیلوگرم، ۴/۳۰ ± ۱۸۷/۰۰ سانتی‌متر و ۴/۲۷ ± ۶۱/۶۰ سانتی‌متر بود.

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌های مربوط به زمان رسیدن به پایداری در وضعیت پیش‌آزمون، پس‌آزمون و ماندگاری (پس از اجرای سه پروتکل یک وهله خستگی درمانده‌ساز عضلات اینورتور/ اورتور مفصل مچ پا، فلکسور اکستنسور مفصل زانو و ابداکتور/ اداکتور مفصل ران)، از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد و نتایج آن نشان داد که همه متغیرها در وضعیت پیش‌آزمون، پس‌آزمون و ماندگاری از توزیع نرمال برخوردار می‌باشند ($P = ۰/۰۵۰$).

میانگین و سطح معنی‌داری آماری آزمون Shapiro-Wilk متغیرهای زمان رسیدن به پایداری در دو راستای قدامی- خلفی و داخلی- خارجی در جدول ۱ ارایه شده است.

بر اساس نتایج آزمون Repeated measures ANOVA، اختلاف معنی‌داری قبل و بعد از خستگی عضلات اینورتور/ اورتور مفصل مچ پا ($P < ۰/۰۰۱$) و فلکسور/ اکستنسور مفصل زانو ($P = ۰/۰۰۳$) در زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی وجود داشت، اما تفاوت معنی‌داری در راستای داخلی- خارجی یافت نشد (به ترتیب $P = ۰/۶۵۰$ و $P = ۰/۲۲۸$) (جدول ۲). تفاوت معنی‌داری هنگام مقایسه زمان رسیدن به پایداری بعد از خستگی عضلات اینورتور/ اورتور مفصل مچ پا، فلکسور/ اکستنسور مفصل زانو و ابداکتور/ اداکتور مفصل ران از طریق ANOVA یک طرفه مشاهده نشد ($P = ۰/۰۵۰$).

نتایج آزمون اثرات اصلی بین آزمودنی در جدول ۳ ارایه شده است. زمان رسیدن به پایداری در عضلات اینورتور/ اورتور مفصل مچ پا در راستای قدامی- خلفی ($P < ۰/۰۰۱$) بین شرایط مختلف (قبل از خستگی، بلافاصله بعد از خستگی و ده دقیقه پس از خستگی) معنی‌دار بود، اما در راستای داخلی- خارجی نتایج معنی‌داری یافت نشد ($P = ۰/۶۵۰$). همچنین، تفاوت معنی‌داری بین زمان رسیدن به پایداری در عضلات فلکسور/ اکستنسور مفصل زانو در راستای قدامی- خلفی در شرایط مختلف (قبل از خستگی، بلافاصله بعد از خستگی و ده دقیقه پس از خستگی) مشاهده گردید ($P = ۰/۰۰۳$) و نتایج معنی‌داری در راستای داخلی- خارجی مفصل زانو یافت نشد ($P = ۰/۲۲۸$). اختلاف معنی‌داری در زمان رسیدن به پایداری در عضلات ابداکتور/ اداکتور مفصل ران در راستای قدامی- خلفی و داخلی- خارجی وجود نداشت (به ترتیب $P = ۰/۰۵۱$ و $P = ۰/۳۴۳$).

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۲. نتایج آزمون Repeated measures ANOVA (اثرات بین آزمودنی) برای متغیر زمان رسیدن به پایداری

شرایط	راستا	آماره F	درجه آزادی	مقدار P	مجذور اتا
مچ پا	قدامی- خلفی	۱/۲۸۰	۲۰/۳۴	*< ۰/۰۰۱	۰/۶۹۳
	داخلی- خارجی	۰/۲۳۶	۱/۰۵۱	۰/۶۵۰	۰/۰۲۶
زانو	قدامی- خلفی	۱/۱۳۰	۱۳/۵۳۰	*۰/۰۰۳	۰/۶۰۱
	داخلی- خارجی	۱/۰۸۰	۱/۶۷۰	۰/۲۲۸	۰/۱۵۷
ران	قدامی- خلفی	۱/۰۲۰	۵/۱۲۰	۰/۰۵۱	۰/۳۶۳
	داخلی- خارجی	۱/۱۳۰	۱/۰۳۰	۰/۳۴۳	۰/۱۰۳

با توجه به معنی‌داری اثرات اصلی در مؤلفه‌های قدامی- خلفی برای دو مفصل مچ پا و زانو، از آزمون تعقیبی Bonferroni برای یافتن تفاوت‌های درون گروهی به صورت زوجی استفاده گردید (قبل از خستگی با بعد از خستگی، قبل از خستگی با ده دقیقه بعد از خستگی، بعد از خستگی و ده دقیقه بعد از خستگی).

همان‌گونه که نتایج جدول ۳ نشان می‌دهد، در مؤلفه اول (مفصل مچ پا) زمان رسیدن به پایداری در وضعیت پس‌آزمون با پیش‌آزمون و ماندگاری تفاوت معنی‌داری داشت (P = ۰/۰۰۷ و P = ۰/۰۰۱)، اما بین وضعیت پس‌آزمون و ماندگاری تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P > ۰/۹۹۹). در مؤلفه دوم (مفصل زانو) زمان رسیدن به پایداری در وضعیت پس‌آزمون با پیش‌آزمون و ماندگاری تفاوت معنی‌داری وجود داشت (P = ۰/۰۱۶ و P = ۰/۰۱۲)، اما تفاوت بین وضعیت پس‌آزمون و ماندگاری معنی‌دار نبود (P = ۰/۸۰۳). در مؤلفه سوم (مفصل ران) زمان رسیدن به پایداری در هیچ یک از شرایط (پیش‌آزمون، پس‌آزمون و ماندگاری) معنی‌دار نبود (به ترتیب P = ۰/۱۴۱، P > ۰/۹۹۹ و P = ۰/۱۵۳).

بحث

هدف از انجام تحقیق حاضر، تأثیر و ماندگاری خستگی عضلات اندام تحتانی بر زمان رسیدن به پایداری در پرش- فرود تک پای هندبالیست‌های بزرگسال لیگ برتر ایران بود. نتایج نشان داد که زمان رسیدن به پایداری در حرکت پرش- فرود بعد از خستگی افزایش معنی‌داری در مفصل مچ پا و زانو داشت. جوهری و شجاع‌الدین (۲۰) و Brazen و همکاران (۲۳) در مطالعات خود زمان رسیدن به پایداری قبل و بعد از انجام پروتکل خستگی را مورد آزمون قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که اختلاف معنی‌داری بین میانگین زمان رسیدن به پایداری قبل و بعد از خستگی در راستای قدامی- خلفی وجود داشت که با نتایج تحقیق حاضر همسو بود. علاوه بر این، نتایج پژوهش حاضر با نتایج تحقیقات Yaggie وMcGregor (۲۴، ۹)، صادقی و همکاران (۱۰) و Vuillerme و همکاران (۱۱) که کاهش تعادل در نتیجه اعمال برنامه خستگی در عضلات ساق پا در عضلات ناحیه مچ پا و زانو را تأیید کرده بودند، مشابهت داشت. رستم‌خانی و همکاران در مطالعه خود دریافتند که تعادل پویا به صورت معنی‌داری کاهش یافته است (۲۵) که با نتایج بررسی حاضر مطابقت نداشت. دلیل این ناهمخوانی می‌تواند نوع تکلیف و خستگی قسمتی از عضلات اندام تحتانی باشد که در تحقیق حاضر عضلات ابداکتور/ اداکتور ران و عضلات اورتور/ اینورتور مچ پا برای خستگی در نظر گرفته شد. در پژوهش حاضر از آزمون زمان رسیدن به پایداری در حرکت پرش- فرود استفاده گردید. زمان رسیدن به پایداری به عنوان جنبه‌ای از کنترل حرکتی اندام تحتانی، به بازخورد گیرنده‌های عمقی و حس حرکت و همچنین، پاسخ‌های رفلکسی و اختیاری عضلات وابسته است (۲۶). اختلال در فعال‌سازی گیرنده‌های مکانیکی، دوره تأخیری واکنش عضله را افزایش می‌دهد و مدت زمان اصلاح و بازسازی مرکز تعادل را طولانی می‌سازد (۲۸-۲۶). از آن‌جایی که تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و بر هماهنگی بازخورد و استراتژی‌های حرکتی بین ران، زانو و مچ پا متکی است، می‌تواند با نقص در بازخورد آوران یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی هر مفصل یا ساختار زنجیره حرکتی اندام تحتانی دچار اختلال گردد (۳۰، ۲۹).

جدول ۳. آزمون Bonferroni در مقایسه زوجی بین مؤلفه‌های زیر فرض اول

شرایط	راستا	مراحل	تفاوت میانگین‌ها	خطای استاندارد	مقدار P
مچ پا	راستای قدامی- خلفی	پیش‌آزمون- پس‌آزمون	-۰/۷۹۶	۰/۱۹۱	*۰/۰۰۷
		پیش‌آزمون- ماندگاری	۰/۰۳۹	۰/۰۹۰	> ۰/۹۹۹
		پس‌آزمون- ماندگاری	۰/۸۳۵	۰/۱۴۵	*۰/۰۰۱
زانو	راستای قدامی- خلفی	پیش‌آزمون- پس‌آزمون	۰/۷۳۷	۰/۲۰۳	*۰/۰۱۶
		پیش‌آزمون- ماندگاری	۰/۰۷۴	۰/۰۶۲	۰/۸۰۳
		پس‌آزمون- ماندگاری	۰/۸۱۱	۰/۲۱۰	*۰/۰۱۲
ران	قدامی- خلفی	پیش‌آزمون- پس‌آزمون	۰/۵۸۴	۰/۲۵۴	۰/۱۴۱
		پیش‌آزمون- ماندگاری	۰/۰۰۹	۰/۰۳۷	> ۰/۹۹۹
		پس‌آزمون- ماندگاری	۰/۵۳۹	۰/۲۶۴	۰/۱۵۳

http://jrrs.mui.ac.ir

پروتکل‌های خستگی، بر بافت عضلانی بیشتر از گیرنده‌های مفصلی تأثیر می‌گذارد و فعالیت گیرنده‌های حس عمقی به ویژه دوک‌های عضلانی و اندام وتری گلژی را کاهش می‌دهد. شاید این ناکارامدی عصبی- عضلانی، تأثیر نامطلوبی بر نقش کنترل عضلات اندام تحتانی در عمل دستیابی می‌گذارد و در نتیجه، سبب کاهش فاصله دستیابی در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون می‌شود (۸). اعمال برنامه خستگی عضلانی در یک ناحیه از بدن، بر عضلات عمل‌کننده در یک مفصل، موجب ارسال پیام‌هایی از گیرنده‌های حسی به سیستم عصبی مرکزی می‌شود که این سیستم با ارسال پیامی مبنی بر کاهش فعالیت انقباضی عضلات مورد نظر، شاید به جلوگیری از آسیب عضله پاسخ می‌دهد (۷). از این‌رو، اعمال برنامه خستگی در یک گروه عضلانی، سبب کاهش سرعت انتقال عصبی در راه‌های آوران و وابران منتهی به گروه عضلات مورد نظر می‌شود که این عامل نیز ممکن است در کاهش تعادل پویا و فاصله دستیابی آزمودنی‌ها پس از اعمال برنامه خستگی نقش داشته باشد (۱۶). همچنین، خستگی عضلانی باعث افزایش معنی‌دار محدوده شناوری مرکز ثقل می‌گردد که در تحقیق حاضر نیز مشاهده شد. در واقع، این یافته‌ها تأثیر منفی خستگی عضلانی بر کنترل تعادل را تأیید کرده‌اند، اما تنها اختلاف آن‌ها در مقدار تأثیرات خستگی بر جهات مختلف کنترل تعادل می‌باشد. به عنوان مثال، سلیمانی‌فر و همکاران با بررسی تأثیر خستگی عضلات حرکت دهنده اندام تحتانی در صفحه قدامی- خلفی و داخلی- خارجی بر کنترل تعادل، گزارش کردند که بیشترین تأثیر بر عضلات حرکت دهنده در صفحه داخلی- خارجی است (۳۱). شاید بتوان علت این ناهمخوانی را عوامل مداخله‌ای از جمله مقدار استراحت در روز قبل از انجام تست، ماهیت تکالیفی که آزمودنی‌ها در طول روز با آن‌ها مواجه هستند، نوع رشته ورزشی و حتی منطقه‌ای که بازیکنان یک رشته ورزشی مشابه در آن فعالیت می‌کنند، سطح فعالیت و آمادگی ورزشکاران و یا آزمودنی‌هایی که در تحقیق شرکت داده می‌شوند و یا اختلاف در پروتکل ایجاد خستگی در ورزشکاران دانست.

با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر و نتایج به دست آمده از پژوهش‌های مشابه، می‌توان بیان کرد که عضلات اندام تحتانی هندبالیست‌های لیگ برتر، به نسبت بیشتری در ناحیه مفاصل مچ پا و زانو در راستای قدامی- خلفی معنی‌دار بود. دلیل احتمالی ناهمخوانی با بررسی حاضر، نوع خستگی عضلانی است. عضلات پروگزیمال اندام تحتانی و تنه می‌توانند نقش مهمی را در کنترل وضعیت ایفا کنند (۳۱).

محدودیت‌ها

در پژوهش حاضر سعی گردید تا از هندبالیست‌هایی استفاده شود که سابقه هیچ‌گونه آسیب‌دیدگی اندام تحتانی، آسیب‌دیدگی مربوط به سر طی شش ماه گذشته و سابقه کمردرد نداشته باشند. بنابراین، تحقیق حاضر با محدودیت‌هایی مواجه بود و از آن جمله می‌توان به داشتن حجم نمونه کم اشاره نمود که با وجود نرمال بودن توزیع، ممکن است بر نتایج اثرگذار باشد و پیشنهاد می‌شود این موضوع در مطالعات آینده با حجم نمونه گسترده‌تری مورد بررسی قرار گیرد. همچنین، عدم کنترل استرس و تنش ایجاد شده در آزمودنی‌ها به دلیل قرار گرفتن در شرایط آزمون، از دیگر محدودیت‌ها به شمار می‌رود.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود الگوی نیروهای وارد شده به پا در ورزشکاران رشته‌های توپی میان افراد مبتدی، حرفه‌ای و جنسیت‌های مختلف (مؤنث و مذکر) مورد مقایسه و بررسی قرار گیرد و علت این که ورزشکاران دوره حرفه‌ای کوتاه مدتی دارند، بیان شود.

نتیجه‌گیری

در مجموع، می‌توان نتیجه گرفت که شاید خستگی عضلات اندام تحتانی بتواند منجر به افزایش زمان رسیدن به پایداری و افزایش نیروی وارده به پا (به دلیل خستگی عضلات و کاهش فعالیت تعدیل کنندگی آن‌ها) شود. این عوامل ممکن است کاهش تعادل افراد را به دنبال داشته باشد؛ چرا که اجراهای ورزشی با تکرار بالای این تکالیف (پرش- فرود) در طولانی مدت به احتمال زیاد ممکن است سبب آسیب بافتی و ساختاری شود. بنابراین، با طراحی و گنجاندن برنامه‌های استقامتی ویژه، می‌توان جهت پیشرفت ورزشکار و جلوگیری از آسیب‌دیدگی کمتر اقدام نمود؛ چرا که عضلاتی که بتوانند انقباض‌های طولانی را تحمل کنند، در مقابل خستگی مقاوم‌تر هستند و توانایی حمایت اندام را در مدت زمان طولانی دارند که این موضوع می‌تواند باعث حفظ عملکرد ورزشی در فعالیت‌های بلند مدت شود.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی با شماره ۱۳۲۴۹، مصوب دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد. بدین وسیله نویسندگان از مسؤولان محترم آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه خوارزمی به جهت در اختیار قرار دادن آزمایشگاه و کلیه ورزشکارانی که به عنوان آزمودنی در این پژوهش شرکت نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

مهدی خالقی تازجی، طراحی و ایده‌پردازی، تحلیل داده‌ها و راهنمایی در چگونگی انجام تحقیق، شهاب قهرمانی، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات پشتیبانی، اجرایی و علمی مطالعه، تنظیم دست‌نوشته، حیدر صادقی، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی و تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به مجله، ناجی قهرمانی، تحلیل داده‌ها، فراهم کردن، تجهیزات و نمونه‌ها، کمک در تنظیم دست‌نوشته، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، را بر عهده داشتند.

منابع مالی

تحقیق حاضر طبق موازین اخلاق پژوهش وزارت علوم، تحقیقات و فن‌آوری با کد IR.SSRI.REC.1397.220 و با حمایت مالی نویسندگان تنظیم گردید. دانشگاه خوارزمی در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

انجام و انتشار یافته‌های طرح، تعارضی با منافع نویسندگان و حامیان مالی نداشت.

References

1. Letafatkar A, Alizadeh MH, Kordi MR. The effect of exhausting exercise induced muscular fatigue on functional stability. Research on Sport Sciences 2009; 6(4):33-48. [In Persian].
2. Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieen JH. Time to stabilization in single leg drop jump landings: an examination of calculation methods and assessment of differences in sample rate, filter settings and trial length on outcome values. Gait Posture 2015; 41(1): 63-9.
3. Kim JA, Lim OB, Yi CH. Difference in static and dynamic stability between flexible flatfeet and neutral feet. Gait Posture 2015; 41(2): 546-50.
4. Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. Arch Phys Med Rehabil 2004; 85(4): 589-92.
5. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: Theory and practical applications. Philadelphia, PA: Williams and Wilkins; 1995.
6. Jonsson E. Effects of healthy aging on balance: A quantitative analysis of clinical tests [Thesis]. Stockholm, Sweden: Karolinska Institutet; 2006.
7. Punakallio A. Balance abilities of different-aged workers in physically demanding jobs. J Occup Rehabil 2003; 13(1): 33-43.
8. Derave W, Tombeux N, Cottyn J, Pannier JL, De CD. Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. Int J Sports Med 2002; 23(1): 44-9.
9. Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. Arch Phys Med Rehabil 2002; 83(2): 224-8.
10. Sadeghi H, Sarshin A, Abbasi A. The effect of activity related fatigue on dynamic postural control. Research on Sport Sciences 2008; 5(3): 79-94. [In Persian].
11. Vuillerme N, Burdet C, Isableu B, Demetz S. The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. Gait Posture 2006; 24(2): 169-72.
12. Wikstrom EA, Tillman MD, Smith AN, Borsa PA. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. J Athl Train 2005; 40(4): 305-9.
13. Colby SM, Hintermeister RA, Torry MR, Steadman JR. Lower limb stability with ACL impairment. J Orthop Sports Phys Ther 1999; 29(8): 444-51.
14. Gray J, Taunton JE, McKenzie DC, Clement DB, McConkey JP, Davidson RG. A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. Int J Sports Med 1985; 6(6): 314-6.
15. Gerberich SG, Luhmann S, Finke C, Priest JD, Beard BJ. Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. The Physician and Sportsmedicine 1987; 15(8): 75-9.
16. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. J Athl Train 2004; 39(3): 247-53.
17. Gribble PA, Tucker WS, White PA. Time-of-day influences on static and dynamic postural control. J Athl Train 2007; 42(1): 35-41.
18. Harkins KM, Mattacola CG, Uhl TL, Malone TR, McCrory JL. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. J Athl Train 2005; 40(3): 191-4.
19. Akins JS, Longo PF, Bertoni M, Clark NC, Sell TC, Galanti G, et al. Postural stability and isokinetic strength do not predict knee valgus angle during single-leg drop-landing or single-leg squat in elite male rugby union players. Isokinet Exerc Sci 2013; 21(1): 37-46.
20. Johari K, Shojaedin SS. The effect of hip and ankle joint abductor/adductors fatigue on dynamic balance of soccer players. Journal of Sport Medicine 2014; 5(2): 5-22. [In Persian].
21. Douris P, Southard V, Varga C, Schauss W, Gennaro C, Reiss A. The effect of land and aquatic exercise on balance scores in older adults. Journal of Geriatric Physical Therapy 2003; 26(1).
22. Wright CJ, Arnold BL, Ross SE. Altered kinematics and time to stabilization during drop-jump landings in individuals with or without functional ankle instability. J Athl Train 2016; 51(1): 5-15.
23. Brazen DM, Todd MK, Ambegaonkar JP, Wunderlich R, Peterson C. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. Clin J Sport Med 2010; 20(4): 286-92.
24. Yaggi J, McGregor S. Impact of balance reduction as a result of applying tiredness program on the calf muscles. Arch Phys Med Rehabili. 2009; 73: 14-224.
25. Rostam Khani H, Rahmani Nia F, Hadi H. The effect of lower limb proximal and distal muscles fatigue and fatigue caused by activity to the extent of dementia on dynamic equilibrium. Research on Sport Sciences 2009; 6(2): 69-82. [In Persian].
26. Earl JE, Hertel J. Lower-Extremity Muscle Activation during the Star Excursion Balance Tests. Journal of Sport Rehabilitation 2001; 10(2): 93-104.
27. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Leverson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. Clin J Sport Med 2000; 10(4): 239-44.
28. Arendt EA, Agel J, Dick R. Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. J Athl Train 1999;

34(2): 86-92.
29. Guskiewicz KM, Perrin DH. Research and Clinical Applications of Assessing Balance. Journal of Sport Rehabilitation 1996; 5(1): 45-63.
30. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train 2002; 37(1): 85-98.
31. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. J Athl Train 2004; 39(3): 247-53.
32. Soleymanifar M, Salavati M, Akhbari B, Kazem Nezhad A. The effect of local fatigue induced at proximal and distal muscles of lower extremity in sagittal plane on visual dependency in quiet standing postural stability of healthy young females. Archives of Rehabilitation 2008; 8(4): 16-21. [In Persian].

http://jrrs.mui.ac.ir

DOI: 10.22122/jrrs.v13i4.2884 Published by Vesnu Publications

The Effect and Perdurability of Fatigue of Lower Extremity Muscles on the Time to Stabilization at a Single-Leg Jump Landing in Adult Men Iranian Handball Super League Players

Mehdi Khaleghi-Tazji[1], Heydar Sadeghi[2], Naji Ghahremani[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Increase in the time to stabilization (TTS) can lead to injury. Therefore, the assessment of fatigue in context of injury and its relationship with time to stabilization can be useful. The aim of this study was assessment of the effect and perdurability of fatigue of lower extremity muscles on time to stabilization at a single-leg jump landing in adult men Iranian handball super league players.

Materials and Methods: Ten male Iranian super league handball players (during the super league year 2014-2015) participated in this study. Three repetitions were considered for the landing leg, and ground reaction forces were recorded for 20 seconds from touching instance force plate. Fatigue of hip, knee, and ankle joint muscles was conducted at 24-hour intervals using isokinetic dynamometer device. Afterwards, the participants carried out jump-landing movement in two session, immediately and 10 minutes after fatigue protocol. Time to stabilization was measured in anterior-posterior and medio-lateral directions. Shapiro-Wilks test was used to assess normality of the data, and repeated measures analysis of variances (ANOVA) and Bonferroni tests were used to evaluate the research hypotheses.

Results: The repeated measures ANOVA showed a significant difference in time to stabilization between different conditions (pre, immediate, and 10 minutes after fatigue protocol of invertor and evertor muscles) in anterior-posterior direction ($P < 0.001$); but there was no significant difference in medio-lateral direction ($P = 0.650$). There was also a significant difference in time to stabilization of anterior-posterior direction between different conditions ($P = 0.003$) after fatigue protocol of flexor-extensor knee joint; but there was no significant difference in medio-lateral direction ($P = 0.228$). Time to stabilization did not show significant difference in both anterior-posterior ($P = 0.051$) and medio-lateral ($P = 0.343$) directions after fatigue protocol of abductor-adductor hip muscle.

Conclusion: In general, it can be concluded that exhaustive fatigue of lower extremity muscles (ankle, knee, and hip) leads to increase in time to stabilization and the force exerted on the leg, and may contribute to injury. Therefore, by designing and implementing special endurance training programs, it is possible to minimize time to stabilization in jump-landing movements, and eventually reduce risk of injury.

Keywords: Muscle fatigue, Postural balance, Movement

Citation: Khaleghi-Tazji M, Sadeghi H, Ghahremani N. **The Effect and Perdurability of Fatigue of Lower Extremity Muscles on the Time to Stabilization at a Single-Leg Jump Landing in Adult Men Iranian Handball Super League Players.** J Res Rehabil Sci 2017; 13(4): 216-24.

Received: 16.08.2017 Accepted: 11.09.2017

1 Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
2- Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3- MSc Student, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
Corresponding Author: Naji Ghahremani, Email: naji.ghahremani.bio@gmail.com