

اثر خستگی بر سفتی پا، مفاصل مچ و زانو در اجرای آزمون ۳۰ ثانیه پرش عمودی متوالی در دختران والیبالیست

دریافت: ۱۳۹۳/۱۱/۴ پذیرش: ۱۳۹۳/۱۲/۱۵

چکیده

زهرا حاتمی جوشقان^{۱*}، منصور اسلامی^۱

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، ساری، ایران.

هدف: هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی بر تغییرات سفتی پا، مفاصل مچ و زانو در طول یک آزمون ۳۰ ثانیه‌ای پرش عمودی متوالی در دختران والیبالیست بود.

روش‌ها: تعداد ۱۵ والیبالیست زن که سابقه هیچ‌گونه آسیبی در اندام تحتانی نداشتند، برای این پژوهش انتخاب شدند. آن‌ها آزمون ۳۰ ثانیه‌ای پرش عمودی را اجرا کردند و داده‌های سینماتیکی و سینتیکی توسط یک تخته نیروسنج و دو دوربین اندازه‌گیری شد. سفتی پایین‌تنه، پیش و پس از خستگی (۱۰ درصد اول پرش، ۱۰ درصد آخر پرش) با استفاده از آزمون تی زوجی آنالیز شد.

یافته‌ها: نتایج کاهش معناداری در سفتی پا ($p=0/010$) و سفتی مفاصل مچ و زانو نشان داد ($p=0/004$) و همچنین سبب کاهش در ارتفاع پرش و نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود.

نتیجه‌گیری: از آنجا که ارتفاع پرش و تغییرات سفتی پایین‌تنه یکی از عوامل مهم در رشته‌هایی همچون والیبال می‌باشد، مربیان باید به تغییرات سفتی توجه نموده و شیوه‌های تمرینی خود را با توجه به عوامل مؤثر در افزایش یا کاهش سفتی و پیشگیری از خستگی زودرس، کاهش عملکرد (ارتفاع پرش) و بروز آسیب بهبود ببخشند.

کلید واژگان: خستگی، سفتی پا، سفتی مفصل مچ پا، سفتی مفصل زانو، پرش عمودی

* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، ساری، ایران.

تلفن: ۰۹۳۶۷۷۸۰۵۸

Email:

Zahra_hatami1368@yahoo.com

مقدمه

پرش بیشینه یا پرش‌های متوالی کاهش می‌دهد (۷-۳). علاوه بر تأثیر قدرت عضلات بر حداکثر ارتفاع پرش کسب‌شده، اجرای واقعی به کنترل حرکتی نیز وابسته می‌باشد (۵). خستگی ناشی از فعالیت‌های تکراری با تلاش بیشینه، شامل چرخه کشش-کوتاه شدن می‌باشد. McNeal و همکاران افزایش در زاویه مطلق تنه در طول آزمون و کاهش در حداکثر زاویه خم شدن زانو، زمان پرواز و نیرو در مرحله فرود پرش‌ها را گزارش کردند (۴). همچنین برخی از اثرات خستگی

برای تقویت توان اندام تحتانی و یا ارزیابی عملکرد بی‌هوازی، اغلب از پرش‌های عمودی متوالی استفاده می‌شود (۲، ۱). یک ویژگی مشترک ورزش‌های بی‌هوازی، زمان کوتاه و شدت بالای آن‌هاست که موجب توسعه خستگی عضلانی ورزشکار می‌شود. ثابت شده است خستگی و کاهش قدرت، عملکرد پرش عمودی را طی یک

از دوربین‌های بیشتر در ثبت حرکات کمک‌کننده خواهد بود و نتایج دقیق‌تری به دست خواهد آمد.

همچنین با توجه به این که مفاصل پایین‌تنه (مچ و زانو) نقش مهمی در پرش عمودی ایفا می‌کنند (۲۵) و سفتی این مفاصل ممکن است یکی از عوامل مهم در اجرا می‌باشد. با وجود اهمیت این مفاصل در اجرای پرش جفت، ادبیات پژوهش گذشته به رابطه بین سفتی مفاصل و ارتفاع پرش و این که تغییر در سفتی کدام مفصل (مچ و زانو) بیشترین تأثیر را در ارتفاع پرش دارد پرداخته نشده است.

از این‌رو هدف مطالعه حاضر، آنالیز تعدیل‌های رخ داده بر روی سفتی پا و سفتی مفصل میچ پا و زانو در طول آزمون پرش عمودی متوالی حداکثری به صورت سه‌بعدی می‌باشد. فرض اصلی این است که خستگی ناشی از ۳۰ ثانیه پرش عمودی متوالی سفتی پا و مفاصل میچ پا و زانو را تغییر می‌دهد.

روش شناسی

۱۵ نفر از بازیکنان والیبال‌دختر که سابقه سه سال فعالیت ورزشی منظم و سه جلسه در هفته را داشتند، برای شرکت در این آزمون داوطلب شدند. بعد از توضیح پروژ، آن‌ها رضایت‌نامه مبنی بر حضور در این آزمون را امضاء کردند. این افراد فاقد هر گونه ناهنجاری و آسیب در اندام تحتانی بودند.

داده‌های آنتروپومتریکی شامل قد و جرم آزمودنی‌ها و درصد چربی بدن آن‌ها با دستگاه ترکیب بدنی (Body composition) در یک روز یکسان اندازه‌گیری شد و از آن‌ها خواسته شده بود، ۲۴ ساعت قبل از انجام آزمون هیچ‌گونه فعالیت سنگینی نداشته باشند. بعد از این که آزمودنی‌ها با محیط پژوهش و ابزار به کار گرفته شده در این آزمون آشنا شدند از آن‌ها خواسته شد به مدت ۱۰ دقیقه گرم کنند. قبل از انجام ۳۰ ثانیه پرش عمودی آزمودنی‌ها با انجام سه دقیقه حرکات کششی پا و یک دقیقه پرش روی ترامپولینگ و هشت الی ۱۰ پرش همانند پرش‌های آزمون، خود را گرم کردند. این آزمون بر روی یک تخته نیرو (Kistler، ساخت کشور سوئیس) با سرعت نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز که نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را اندازه‌گیری می‌کند، انجام شد. آزمون شامل ۳۰ ثانیه پرش عمودی با حداکثر توان بود. آزمودنی‌ها باید در طول آزمون دستان خود را بر روی ران‌ها قرار داده و زانوهایشان را تا ۹۰ درجه خم نموده

در طول یک آزمون ۳۰ ثانیه‌ای حداکثر پرش عمودی متوالی شامل کاهش در ارتفاع پرش، توان خروجی، زمان پرواز و افزایش در زمان تماس با زمین طی آزمون مشاهده شد (۶). با توجه به این نتایج خستگی یک عامل مؤثر در زاویه‌های مفاصل و نیروهای وارد به پا می‌باشد و از آنجا که زاویه‌های مفاصل و نیروهای وارد بر آن‌ها و پا یک عامل مؤثر در سفتی مفاصل و اندام‌ها به شمار می‌روند، در نتیجه ممکن است خستگی یکی از عوامل مؤثر بر روی سفتی پا در پرش‌های متمازی باشد.

به منظور یافتن سازوکار ایجاد خستگی در پرش‌های متمازی، پژوهش‌های اخیر تغییرات سفتی پا و مفاصل را در پرش‌های متمازی بررسی نمودند. با وجود این، اجماع نظری در ادبیات پژوهش در مورد تغییرات سفتی هنگام آزمون پرش عمودی متوالی مشاهده نمی‌شود. سفتی مفاصل یک جنبه عصبی- مکانیکی تعدیل‌شده هنگام خستگی در اجرای پرش بیشینه است (۹، ۸، ۳). Kuitunen و همکاران بعد از اجرای ۱۰۰ سقوط آزاد بر روی یک ارگومتر ۳۴٪ کاهش در سفتی مفصل زانو را گزارش کردند (۳). با این وجود Rodacki و همکاران افزایش ۷۴ درصدی سفتی زانو را بعد از یک پروتکل پرش خسته‌کننده گزارش کردند (۹). همچنین DalPupo و همکاران گزارش کردند خستگی باعث کاهش در سفتی پا طی ۳۰ ثانیه پرش عمودی متوالی خستگی‌زا می‌شود (۷). درحالی‌که Kuitunen و همکاران و Padua و همکاران به ترتیب تفاوت معناداری در سفتی ساق پس از یک پروتکل خستگی که از ۱۰۰ سقوط آزاد حداکثری متناوب تا واماندگی تشکیل شده بود و تکرار حرکت اسکوات با بارهای زیر بیشینه نیافتند (۱۲، ۸).

بیشتر مطالعات پیشین با استفاده از یک پرش عمودی بعد از پروتکل خستگی اثرات خستگی چرخه کشش- کوتاه شدن را روی سفتی و پارامترهای سینماتیکی و سینتیکی بررسی کرده‌اند (۱۳، ۱۱-۹). در مطالعات قبلی که خستگی را طی پرش‌های متوالی آنالیز کردند (۷، ۶، ۴)، تنها DalPupo و همکاران سفتی را مورد آزمون قرار دادند (۷). تمام پژوهش‌های انجام‌شده در این زمینه به صورت آنالیز دو بعدی بوده است که به دلیل خطای بالای این نوع آنالیز می‌تواند تناقض در یافته‌های پژوهش‌های اخیر باشد. در واقع استفاده از دوربین‌های بیشتر به جای یک دوربین کمک شایانی در به دست آوردن نتایج دقیق‌تر می‌کند، و از آنجا که حرکات چرخشی مفاصل و اندام‌ها توسط یک دوربین (تصویربرداری دوبعدی) قابل ثبت نیست. استفاده

برای به دست آوردن جابه‌جایی مرکز ثقل از انتگرال ft استفاده شد. ابتدا از سطح زیر نمودار نیرو- زمان از لحظه‌ای که $v > 0$ انتگرال‌گیری شد و با استفاده از فرمول ۲ سرعت جابه‌جایی مرکز ثقل محاسبه شد (۱۴).

$$ft = mv_0 \quad (2)$$

$$f = \text{نیرو عمودی عکس‌العمل زمین (N) از لحظه‌ای } v > 0$$

$$t = \text{زمان از لحظه‌ای که } v > 0 \text{ (s)}$$

$$m = \text{جرم آزمودنی (kg)}$$

$$v_0 = \text{سرعت لحظه‌ای جداشدن از تخته نیرو (m/s)}$$

سپس v به دست آمده جهت به دست آوردن میزان جابه‌جایی مرکز ثقل در فرمول ۳ قرار داده شد (۱۴).

$$v^2 - v_0^2 = -2g\Delta y \quad (3)$$

$$v_0 = \text{سرعت لحظه‌ای جداشدن از تخته نیرو (m/s)}$$

$$v = \text{سرعت اوج (m/s)}$$

$$g = \text{شتاب جاذبه (m/s^2)}$$

$$\Delta y = \text{جابه‌جایی مرکز ثقل (m) (ارتفاع پرش)}$$

سفتی مفاصل با استفاده از زاویه مفاصل و تغییرات آن طی پرش و گشتاور دو مفصل (زانو و مچ پا) که از طریق دینامیک معکوس به دست آمد، محاسبه گردید و با استفاده از فرمول ۴ محاسبه شد (۲۶).

$$k_{\text{joint}} = m_j / \theta_j \quad (4)$$

$$k = \text{سفتی مفصل (Nm/Kg/rad)}$$

$$m = \text{گشتاور عضلات (Nm/kg)}$$

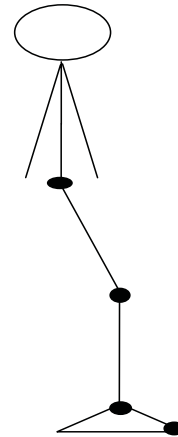
$$\theta = \text{جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل (rad)}$$

لازم به ذکر است که به دلیل اهمیت جرم آزمودنی در مقدار گشتاور عضلات ابتدا در این پژوهش گشتاور عضلات به جرم افراد هنجارسازی شد.

پس از جمع‌آوری داده‌های خام، از آمار توصیفی برای دسته‌بندی داده‌ها، تعیین شاخص‌های مرکزی و پراکندگی و از نرم‌افزارهای متلب (Matlab) و اکسل (Excel) نیز برای محاسبه متغیرهای سینماتیکی و سینتیکی، سفتی پا استفاده شد. همچنین برای بررسی اثر خستگی بر روی سفتی پا و سفتی مفاصل زانو و مچ پا از آزمون تی زوجی (T-test) و برای تعیین نحوه توزیع داده‌ها از آزمون کلموگروف-اسمیرنوف استفاده گردید. از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ جهت تحلیل آماری استفاده شد.

و بین حالت برون‌گرا (Eccentric) و درون‌گرا (Concentric) انتقال دهند (۱). آزمودنی‌ها در طول آزمون مورد تشویق قرار گرفتند. اگر آزمون به هر دلیلی متوقف می‌شد، آزمون بعد از ۴۸ ساعت دوباره تکرار می‌شد. روایی و اعتبار این آزمون توسط Dal Pupo و همکاران سنجیده و تأیید شد (۲).

چهار مارکر بر روی برجستگی استخوانی پای راست آزمودنی‌ها قرار داده شد (۷) که شامل: پنجمین مفصل کف‌پایی- انگشتی، قوزک خارجی مچ پا، اپی‌کندیدل خارجی استخوان ران، برجستگی بزرگ استخوان ران بودند (شکل ۱). برای ثبت مختصات سه بعدی مارکرها از دو دوربین عمود بر هم (جی‌وی‌سی (JVC) ساخت کشور ژاپن) با فرکانس نمونه‌برداری ۲۱۰ هرتز که با تخته نیرو همزمان‌سازی شده بود استفاده شد. مختصات سه بعدی مارکرها از روش انتقال خطی مستقیم (Direct linear transformation) تعیین شد (۱۴).



شکل ۱- تعداد و محل مارکرگذاری

داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین و داده‌های سینماتیکی (Kinematic) به دست آمده از پرش‌های متوالی با استفاده از روش باترورث (Butterworth) درجه چهار با فرکانس برشی ۱۰ هرتز فیلتر شدند. از داده‌های فیلتر شده ارتفاع پرش، زمان تماس با زمین، سفتی پا و سفتی مفاصل مچ پا و زانو به دست آمد (۷). سفتی پا با استفاده از قانون هوک و رابطه ۱ محاسبه شدند (۷). از آنجایی که وزن آزمودنی عامل مهمی در نیروی اعمال‌شده محسوب می‌شود، لذا سفتی پا نسبت به وزن هنجارسازی شد.

$$k_{(\text{leg})} = f_{(\text{max})} / \Delta L \quad (1)$$

$$k_{\text{leg}} = \text{سفتی پا (BW/ L)}$$

$$f_{\text{max}} = \text{مؤلفه عمودی حداکثر نیروی عکس‌العمل (N)}$$

$$\Delta L = \text{جابه‌جایی مرکز ثقل (m)}$$

نتایج

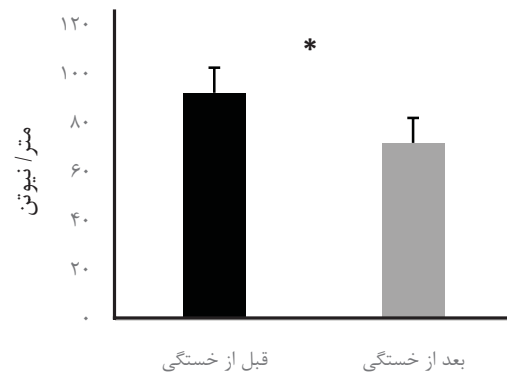
(بعد از خستگی) آزمون نسبت به ۱۰ درصد اول (قبل از خستگی) به‌طور معناداری کاهش یافت. در واقع خستگی سبب کاهش در سفتی پا و سفتی مفاصل مچ پا و زانو به ترتیب به میزان ۲۰، ۳۴ و ۴۷ درصد شد (شکل ۲، ۳ و ۴).

همچنین کاهش میزان نیروی عمودی و جابه‌جایی مرکز ثقل (ارتفاع پرش) در طول آزمون پرش به‌ویژه در ۱۰ درصد پایانی آزمون مشاهده شد که به‌صورت میانگین در نمودار زیر نمایش داده شده است (شکل ۵ و ۶).

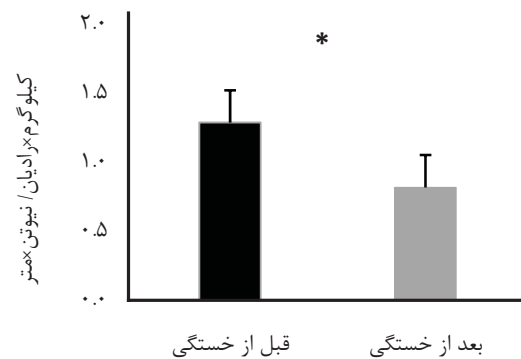
بحث

کاهش سفتی پا در آزمون پرش عمودی متوالی مشاهده شد که کاهش ارتفاع پرش و کاهش نیروی عمودی این نتیجه را توجیه می‌کند. در واقع خستگی باعث کاهش توان عضلات در تولید نیرو شده است.

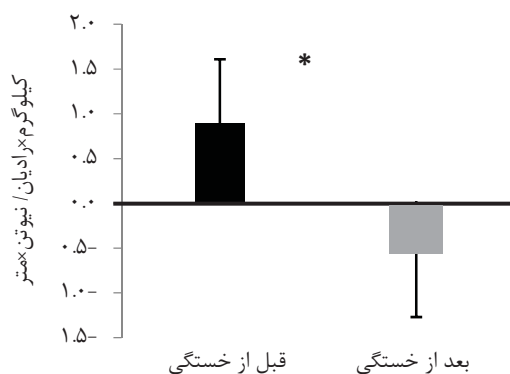
یافته‌های پژوهش نشان داد که سفتی پا ($p=0/001$)، سفتی زانو ($p=0/004$) و سفتی مفصل مچ پا ($p=0/000$) در ۱۰ درصد آخر



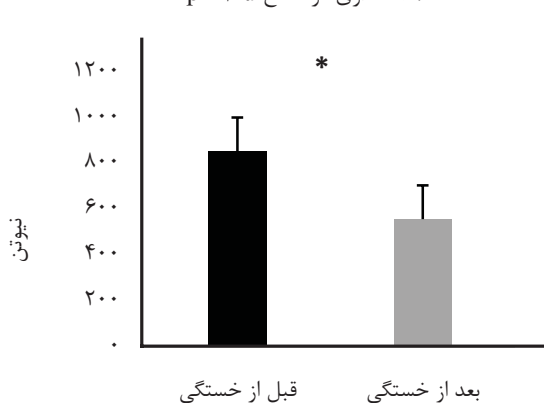
شکل ۲. مقدار میانگین سفتی پا
* معناداری در سطح $p < 0/05$



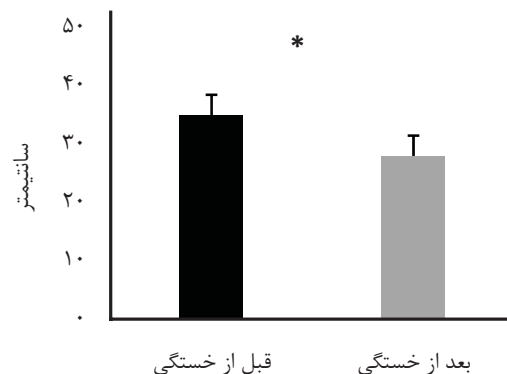
شکل ۳. مقدار میانگین سفتی مفصل زانو
* معناداری در سطح $p < 0/05$



شکل ۴. مقدار میانگین سفتی مفصل مچ پا
* معناداری در سطح $p < 0/05$



شکل ۶. نیروی عکس‌العمل زمین
* معناداری در سطح $p < 0/05$



شکل ۵. ارتفاع پرش (میزان جابه‌جایی مرکز ثقل آزمودنی‌ها به هنگام اجرای آزمون)
* معناداری در سطح $p < 0/05$

نتیجه پژوهش حاضر نشان داد خستگی اثر قابل توجهی بر روی سفتی پا و مفاصل میچ و زانو دارد. در واقع خستگی باعث کاهش سفتی پا و مفصل زانو و میچ پا شد. به گونه‌ای که تفاوت معناداری بین مقادیر سفتی قبل و بعد خستگی وجود داشت. Kuitunen و همکاران بعد از اجرای ۱۰۰ سقوط آزاد بر روی یک ارگومتر ۳۴ درصد کاهش در سفتی مفصل زانو را گزارش کردند که در توافق با نتایج به دست آمده از پژوهش حاضر می‌باشد (۳)؛ اما در مقابل Rodacki و همکاران افزایش ۷۴ درصدی سفتی زانو را بعد از یک پروتکل پرش خسته‌کننده گزارش کردند (۹). همچنین Dal Pupo و همکاران گزارش کردند، خستگی باعث کاهش در سفتی پا طی ۳۰ ثانیه پرش عمودی متوالی خستگی‌زا می‌شود (۷). در حالی که Kuitunen و همکاران و Padua و همکاران به ترتیب هیچ تفاوت معناداری در سفتی ساق پس از یک پروتکل خستگی که از ۱۰۰ سقوط آزاد حداکثری متناوب تا واماندگی تشکیل شده بود و تکرار حرکت اسکوات با بارهای زیر بیشینه نیافتند (۱۲، ۸). از لحاظ عملکرد، برخی از سطوح سفتی برای استفاده بهینه از چرخه کشش کوتاه شدن مورد نیاز است. با این حال، سفتی بالا، ممکن است نهایتاً منجر به آسیب شود، زیرا با کاهش تغییرات زاویه‌ای اندام تحتانی و افزایش نیروهای اوج همراه است که منجر به افزایش دامنه برخورد با زمین می‌شود (۲۱)؛ بنابراین، کاهش سفتی عمودی در این مطالعه پس از نیمه از آزمون پرش متوالی یک مکانیسم عصبی محافظ در برابر آسیب‌های که ممکن است بر اثر برخورد با زمین (۲۲) رخ دهد، می‌باشد. در واقع کاهش سفتی به جلوگیری از آسیب در ورزشکاران کمک می‌کند. رابطه بین سفتی بالا و آسیب به وسیله نتایج حاصل از مطالعات آینده‌نگر و گذشته‌نگر تأیید شده است (۲۶-۲۴). این مطالعات گزارش داده است که ورزشکارانی که از شکستگی‌های استرس فراکچر یا فشار بیشتر آسیب‌های استخوانی رنج می‌برند، اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و سفتی اندام تحتانی در آن‌ها بیشتر است در نتیجه در معرض آسیب‌دیدگی‌های بیشتری قرار دارند.

پیشنهاد می‌شود در آینده محققان برای به دست آوردن نتایج دقیق‌تر از الکترومایوگرافی و تصویربرداری سه‌بعدی به‌طور همزمان استفاده نمایند. پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی شامل عدم حضور آزمودنی مرد و همچنین عدم سنجش همزمان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات جهت تفسیر بهتر نتایج بود.

با توجه به فرمول سفتی پا کاهش دو مؤلفه ارتفاع پرش (جابه‌جایی مرکز ثقل) و نیروی عمودی سبب کاهش سفتی پا می‌شود. برخی از نویسندگان (۱۶، ۱۵، ۳) کاهش سفتی پا در پرش را تحت خستگی به کاهش در تولید نیرو و عضلات سه‌سر ساقی و بازکننده‌های مفصل زانو نسبت داده‌اند. این عضلات مسئول تنظیم سفتی پا برای جذب اوج نیروهای تأثیرگذار و ذخیره انرژی الاستیک در مجموعه‌ی عضله تاندون گزارش شده است (۱۷، ۳).

Kuitunen و همکاران که یک کاهش در سفتی زانو و میچ پا از آغاز تا پایان از مجموعه‌ای از ۱۰۰ فرود بر روی یک اسلیج ارگومتر Dal Pupo و همکاران کاهش در سفتی پا در طول ۳۰ ثانیه پرش عمودی متوالی گزارش کردند (۷، ۳). آن‌ها دلیل کاهش سفتی را افزایش تماس با زمین در اثر خستگی عنوان کردند، که این نتیجه مورد تأیید سایر پژوهش‌های نیز می‌باشد (۱۹، ۱۸، ۷). در واقع طولانی‌تر شدن چرخه‌ی کشش کوتاه شدن، یعنی زمان نسبتاً طولانی بین انقباضات برون‌گرا و درون‌گرا که موجب اتلاف انرژی الاستیک ذخیره شده می‌شود، موجب کاهش کارایی در اجرا خواهد شد (۲۰، ۱۷). در واقع افزایش زمان تبدیل انقباض درون‌گرا به برون‌گرا سبب اتلاف انرژی ذخیره‌شده در عضلات و تاندون‌ها می‌شود که نهایتاً سبب کاهش در تولید نیروی عمودی و ارتفاع پرش می‌گردد در نتیجه سفتی پا کاهش می‌یابد. همچنین نتایج به دست آمده توسط Taylor و همکاران که بر روی دوندته‌های سرعتی مسابقات قهرمانی جهان برلین ۲۰۰۹ انجام شد، افزایش زمان تماس با زمین را سبب کاهش سفتی عمودی و سفتی پا دانستند (۱۸).

مفاصل میچ و زانو در لحظه فرود خم و در لحظه پرش باز می‌شوند. در نتیجه در حالت اول به دلیل انقباض برون‌گرای عضلات سه‌سر ساقی و چهارسر فاز اکستریک و فاز دوم را به دلیل انقباض درون‌گرای این عضلات فاز کانستریک می‌گویند. الگوی انقباض برون‌گرایی که بدون وقفه به وسیله انقباض درون‌گرایی ادامه می‌یابد را چرخه کشش کوتاه شدن می‌گویند. در این مرحله ورزشکار با کشیدگی مختصری که در واحد عضلانی-تاندونی ایجاد می‌شود، باعث ذخیره انرژی الاستیکی بیشتر در این اجزا شده و در مرحله بعد با انقباض درون‌گرای عضلات این انرژی آزاد شده و باعث اجرای بهتر مهارت می‌شود. چرخه کشش کوتاه شدن باعث شده که مهارت مؤثرتر از نظر اجرا و کارآمدتر از نظر مصرف انرژی نسبت به زمانی باشد که فقط از انقباض درون‌گرایی استفاده می‌شود.

نتیجه گیری نهایی

می‌تواند از جمله عوامل مهم و تأثیرگذار بر روی عملکرد ورزشکاران باشد در نتیجه مربیان باید به این مسئله توجه نموده و شیوه‌های تمرینی خود را با توجه به عوامل موثر در افزایش یا کاهش سفتی و پیشگیری از خستگی زودرس، کاهش عملکرد (ارتفاع پرش) و بروز آسیب بهبود بخشند. پژوهش‌های بیشتر در این زمینه ممکن است به توسعه برنامه‌های آموزشی مطلوب منجر به افزایش عملکرد ورزشی و کاهش صدمات شود.

۳۰ ثانیه پرش عمودی متوالی سبب ایجاد خستگی، کاهش در اجرا (ارتفاع پرش)، کاهش نیروی عمودی و نهایتاً منجر به کاهش سفتی پا می‌شود. کاهش سفتی پا می‌تواند یک مکانیزم مهم عصبی محافظ در برابر آسیب‌هایی که ممکن است در اثر برخورد با زمین رخ دهد، باشد. از آنجا که خستگی و تغییرات سفتی پا و مفاصل مچ و زانو

References

1. Bosco C, Luhtanen P & Komi P V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol* 1983;50:273–282.
2. Dal Pupo U, GhediniGheller R, Dias J, Rodacki A, Moro A & Santos S. Reliability and validity of the 30-s continuous jump test for anaerobic fitness evaluation. *J Sci Med Sport* 2014;17(6):650-655.
3. Kuitunen S, Avela J, Kyrö "la "inen H, Nicol C & Komi P V. Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol* 2002;(88):107–116.
4. McNeal J R, Sands W A & Stone, M. H. Effects of fatigue on kinetic and kinematic variables during a 60-second repeated jumps test. *Int J Sport Psychol Perform* 2010a;5(2):218.
5. Bobbert M F & Van Soest A J. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: A simulation study. *Med Science Sports Exer* 1994;(26):1012–1020.
6. Trinkunas E, Buliulis A, Sadzevic "iene R & Zachariene B. Dynamics of muscular performance indices during the 30-s vertical jump test in endurance and sprint cohorts. *Sportas* 2011;(4):77–82.
7. Dal Pupo U, Ache Dias J, GhediniGheller R, Detanico D & Dos Santos S. Stiffness, intralimb coordination, and joint modulation during a continuous vertical jump test. *J Sport Biomech* 2013;12(3):259-271.
8. Kuitunen S, Kyrö "la "inen H, Avela J & Komi P V. Leg stiffness modulation during exhaustive stretch-shortening cycle exercise. *Scand J Med Sci SporT* 2007;(17):67–75.
9. Rodacki A L F, Fowler N E & Bennett S J. Multi-segment coordination: Fatigue effects. *Med Sci Sports Exer* 2001;(33):1157–1167.
10. Skurvydas A, Jascaninas J & Zachovajevas P. Changes in height of jump, maximal voluntary contraction force and low-frequency fatigue after 100 intermittent or continuous jumps with maximal intensity. *Acta Physiologica Scandinavica* 2000;(169):55–62.
11. Strojnik V, & Komi P. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Phys* 1998;(84):344–350.
12. Padua D A, Arnold B L, Perrin D H, Gansneder B M, Carcia C R & Granata K P. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *J athl train* 2006;(41):294–304.
13. Rodacki A L F, Fowler N E, & Bennett S J. Vertical jump coordination: Fatigue effects. *Med Sci Sports Exer* 2002;(34):105–116.
14. Eslami M, Damavandi M. Principles of Biomechanics and Motion Analysis. First Printing, Tehran: The Institute of Physical Education and Sports Science 1391; PP.186-195.
15. McNeal J R, Sands W A, & Stone M H. Effects of fatigue on kinetic and kinematic variables during a-60second repeated jumps test. *Int J Sport Psychol Perform* 2010b;(5): 218-229.
16. Horita T, Komi P, Nicol C & Kyröläinen H. Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *Eur J Appl Physiol* 2002;88(1-2):76-84.
17. Komi P, & Gollhofer A. Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise: Human kinetics publ inc 1607 n market st, champaign 1997;(6):1820-2200.
18. Taylor M J, & Beneke R. Spring mass characteristics of the fastest men on earth. *Intj Sports Med* 2012;33(8):667.
19. Arampatzis A, Schade F, Walsh M, & Brüggemann G P. Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J Electromyogr Kines* 2001;11(5):355-364.
20. Gollhofer A, Komi P, Fujitsuka N & Miyashita M. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. *Int j Sports Med*

- 1987;8(S1): S38-S47.
21. Butler R J, Crowell III H P & Davis I M. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech* 2003;18(6):511-517.
22. Hughes G, & Watkins J. Lower limb coordination and stiffness during landing from volleyball block jumps. *Res Sports Med* 2008; 16(2):138-154.
23. Grimston S K, Engsberg J R, Kloiber R & Hanley D A. Bone mass, external loads, and stress fracture in female runners. *Int J Sport Biomech* 1991;7(3).
24. Williams III DS, Davis I M, Scholz J P, Hamill J & Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait posture* 2004;19(3):263-269.
25. Sadeghi H, Bakhshipor M, Khaleghi M, Abasi A. The relationship between the ankle and knee joints isokinetic parameters with maximum vertical jump height, *sport sci* 2009;(23):41-58.
26. Stefanyshyn D J, & Nigg B. Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *J Appl Biomech* 1998;14:292-29.

The Effect of Fatigue on the Stiffness Changes in Legs, Ankle and Knee Joints in Lower Limb During a Thirty-Second Continuous Vertical Jump Test in Female Volleyball Players

Zahra Hatami Joushghan^{1*},
Mansour Eslami¹

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Mazandaran University, Sari, Iran.

Abstract

Received: Jan. 24, 2015 Accepted: March 6, 2015

Objective: A better understanding of the role of muscle fatigue in lower limb stiffness during performance will provide a strong foundation for the development of optimal training intervention programs. This study aimed to investigate the effect of fatigue on ankle and knee joints and leg stiffness during a 30-scontinuous vertical jump test.

Methods: Fifteen female volleyball players without history of lower extremity injuries were selected in this study. They performed a 30 seconds vertical jump test and kinetics and kinematics data were measured using a force plate and two video cameras, respectively. Lower limb, stiffness before and after fatigue (first 10 percent of the jump, 10% percent of the end jump) were compared using a paired samples t-test analysis. The amount of relationship between the height of the jump and leg, ankle and knee joints stiffness were measured by the use of Pearson test ($P < 0/05$).

Results: Results showed a significant reduction in knee and ankle joints stiffness ($p_{knee} = 0.00$, $p_{ankle} = 0.004$) and leg stiffness ($p = 0.01$) during the test. In other words, fatigue decreases leg stiffness and ankle and knee joints stiffness by 20%, 47% and 34%, respectively. It also decreases the jump height and ground reaction force.

Conclusion: As the height of the jump and stiffness changes in lower body parts is an important factor in fields such as volleyball, coaches need to pay due attention to stiffness changes and improve their training techniques.

Keywords: Fatigue, Leg stiffness, Ankle joint stiffness, Knee joint stiffness, Vertical jump

* Corresponding author:
Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Mazandaran University, Sari, Iran.
Tel: 09366778058
Email: Zahra_hatami1368@yahoo.com

خانم زهرا حاتمی جوشقان فارغ‌التحصیل رشته بیومکانیک ورزشی از دانشگاه مازندران در سال ۱۳۹۳ می‌باشد. ایشان یک مقاله علمی پژوهشی در زمینه بیومکانیک ورزشی و یک مقاله ارائه‌شده در همایش را در کارنامه پژوهشی خود دارد.



آقای دکتر منصور اسلامی، مدرک دکتری تخصصی خود را در سال ۱۳۸۶ از دانشگاه مونترال کانادا اخذ نمود. ایشان در حال حاضر با مرتبه دانشیاری عضو هیأت علمی گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت‌بدنی ورزشی دانشگاه مازندران می‌باشد. ایشان تا کنون



۲۰ مقاله تخصصی در حوزه بیومکانیک ورزشی در مجلات معتبر داخلی و خارجی منتشر نموده‌اند. زمینه پژوهش‌های مورد علاقه ایشان بیومکانیک ورزشی، آسیب‌های اندام تحتانی و بیومکانیک کفش می‌باشد. لازم به ذکر است ایشان انتشار سه جلد کتاب تألیفی و ترجمه‌ای را نیز در کارنامه خود دارند.