اثر خستگی ایزوکینتیک عضلات مچ پا، زانو و ران بر جذب شوک و میزان بار در حرکت فرود تک پا

دکتر صدرالدین شجاع الدین[۱]، دکتر امیر سرشین[۲]، آمنه حسین زاده[۳*]

ص ص:۱۲۲-۱۰۳
تاریخ دریافت: ۹۳/۳/۴
تاریخ تصویب: ۹۳/۱۰/۱۴

چکیده

هدف از تحقیق حاضر، بررسی اثر خستگی ایزوکینتیک عضلات مچ پا، زانو و ران بر جذب شوک و میزان بار در حرکت فرود تک پا بود.

۱۵ نفر با میانگین سن (۰/۶۲±۱۹/۶۷ سال)، وزن (۹/۴۴ kg±۵۴/۶۰) و قد (۵/۵۴ cm±۱۶۳/۳۰) به صورت تصادفی به عنوان آزمودنی انتخاب شدند. ابتدا از آزمودنی ها، آزمون فرود از روی جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰ cm با یک پا روی صفحه نیرو به عمل آمده و اطلاعات مربوط به این آزمون ثبت شد. سپس پروتکل خستگی مفاصل مچ پا، زانو و ران هر فرد توسط دستگاه ایزوکینتیک به عمل آمده و اطلاعات مربوط ثبت شد. بلافاصله دومین آزمون فرود با پای خسته (مفصل مورد نظر) بر روی صفحه نیرو به عمل آمد، و اطلاعات مربوط به این آزمون ثبت شد. نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه میزان بار اعمالی حین فرود، قبل و بعد از خستگی هر یک از مفاصل اندام تحتانی، تفاوت معنی‌داری را نشان نداد. همچنین، نتایج تحلیل واریانس با اندازه گیری‌های مکرر اختلاف معنی‌داری بین میزان بار اعمالی حین فرود قبل و بعد از خستگی مچ پا، زانو و ران نشان نداد. با توجه به نتایج بدست آمده می‌توان گفت که احتمالاً پروتکل خستگی با استفاده از دستگاه ایزوکینتیک، بدلیلِ ایجاد تنش در همه زوایای مفصل با سرعت یکنواخت، قدرت عضلات را بالا برده و منجر به جبران فعالیت در مکانیسم‌های فعال و غیر فعال و باز پخش میزان بار در مفاصل اندام تحتانی می‌شود.

واژه‌های کلیدی: خستگی، خستگی ایزوکینتیک، جذب شوک و میزان بار

---

۱ – دانشیار دانشگاه خوارزمی
۲– عضو هیات علمی دانشگاه ازاد اسلامی واحد کرج
۳– کارشناس ارشد دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج
* نویسنده مسئول: hossinzadehk@yahoo.com

مقدمه

خستگی به عنوان کاهش در تولید نیرو و ناتوانی در استمرار تولید نیرو برای ادامه فعالیت یا به عبارت دیگر پدیده‌ای قابل مشاهده و قابل اندازه گیری که با اشکال در ادامه انجام کار تعریف می‌گردد (۳۸). اثرات زیان آور خستگی به عنوان مکانیسم‌هایی که از مرکز و محیط منتج می‌شود؛ رخ می‌دهد. خستگی مرکزی به عنوان کاهش توانایی عضلات خسته شده در هنگام انقباضات ارادی شناخته شده (۵). وقوع این اجزاء، منحصراً بین اعصاب حرکتی پایین تر؛ میان مغز و نخاع رخ می‌دهد. فرایندهای فیزیولوژیکی که در اعصاب محیطی در محل اتصال عصبی-عضلانی و فیبرهای عضلانی، رخ می‌دهد؛ خستگی محیطی گفته می‌شود (۱۹). عوامل متضمن خستگی مرکزی شامل انگیزش، تخلیه انتقال دهنده‌های عصبی و واکنش‌های بازداری است (۶). که در کاهش کارآیی عضلانی در محدود کردن ظرفیت تولید نیرو در عضلات نقش دارد و به وسعت خستگی مرکزی در محدود کردن ظرفیت تولید نیرو در عضلات بستگی دارد. خستگی به شدت فعالیت، نوع انقباض و ویژگی واحدهای حرکتی درگیر بستگی دارد (۴۰). پروتکل‌های ایجاد خستگی، شامل انقباضات ایزومتریک[1]، انقباضات ایزوکنتیک[2]، حرکات تکراری و پروتکل‌های عملکردی[3] می‌باشند (۹). با این حال، خستگی؛ در طول فعالیت‌های روزمره و حرکت‌های ورزشی با ماهیت دینامیک، رخ می دهد (۱۱). ۳ جزء عملکردی خستگی محیطی شامل؛ محل اتصال عصبی – عضلانی (NMJ)[4] و سارکولما، شبکه سارکوپلاسمیک (SR)[5] و دستگاه انقباضی می‌باشد (۲۰،۲۵). هر یک از این اجزاء به نقش متمایزی در انقباضات عضلانی و خستگی اشاره دارند (۲۵).

خستگی ناشی از مکانیسم ترکیب فیزیولوژیکی که در سطح مرکزی و محیطی رخ

1- Isometice
2- Isokinetic
3- Fanctional
4- Neurvemascular janction
5- Sarcoplasmice reticolem

می‌دهد (۹،۲۹).

می‌تواند بر مسیرهای عصبی عضلانی آوران تأثیر بگذارد، به طور معمول، به عنوان نا کارایی (نقص) حس عمقی به نظر می‌رسد (۲۴،۲۹) بعلاوه، تأخیر در پاسخ عضلانی در مسیرهای عصبی عضلانی وابران نشان داده می‌شود (۳۲). تغییرات در عملکرد عضلانی همراه با خستگی محدود شده و همچنین، با شناخت فعالیت‌های متنوع کینماتیکی، یک تغییر در کینماتیک می‌تواند سبب تغییر بار ساختارهای عضلات اسکلتی شود؛ که ممکن است این ساختارها را مستعد خطر پذیری بیشتر آسیب کند (۳۵).

نیروی عکس العمل زمین، مفهومی است برای توصیف نیروی عکس العمل زمین که با حمایت سطح زمین تولید می‌شود. در واقع، از قانون سوم نیوتن مشتق می‌شود (عمل و عکس العمل) (۱۷،۱۸). GRF، عامل اصلی شرکت کننده برای بارهای داخلی در اندام تحتانی در حین فرود است؛ این بارهای داخلی سبب آسیب می‌شود اگر به اندازه کافی به وسیله سیستم عضلات اسکلتی مختل یا ضعیف نشوند (۱۷). نیروی عکس العمل زمین (GRF) [1] که در حین فعالیت‌های ورزشی بر اندام تحتانی وارد می‌شود، به بزرگی ۱۵ برابر وزن بدن می‌رسد (۱۸). بنابراین، هنگام زمین خوردن یا فرود بعد از پرش یا هنگام گرفتن یک شیء باید نیرو را جذب نمود (۱).

اندام‌های تحتانی مسؤول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش میزان بار در هنگام فعالیت‌های تحمل کننده وزن هستند (۲۱). میزان بار (ROL)[2]، مقدار فشار اعمال شده بر بافت‌ها می‌باشد (۱۳)؛ که شاخصی برای اعمال فشار بیشتر بر اندام تحتانی در زمان کوتاه و افزایش آن توانایی کم برای جذب شوک را بیان می‌کند (۲۱). بیشترین شوک را عضلات جذب می‌نمایند. بنابراین، عضلات قوی نسبت به عضلات ضعیف میزان بار را کاهش می‌دهند (۳۰). فشار اعمال شده برساختارهای زنجیرهٔ حرکتی در حین فعالیت‌های ورزشی، قدرت بیولوژیکی اجزای

1- Ground Reaction Forces
2- Rate Of Loading

بدن مانند؛ لیگامنت ها، تاندون ها، عضلات، استخوانها و غضروف مفصلی را افزایش می‌دهد اما در صورت افزایش میزان بار به آسیب‌های ریز و درشت در ساختارهای آناتومیکی منجر می‌شود (۳۱).

دوفک و بتس (۱۹۹۰) گزارش کردند که شوک‌های مکانیکی در حین فرود از ارتفاع باید به وسیله سیستم عضلات اسکلتی تضعیف شود. به ویژه، وقتی که بارهای خارجی برای سازش با بدن، بزرگ باشد (۱۸). از نظر دوفک و همکاران (۱۹۹۱) آسیب‌های فرود در ورزشهایی مانند؛ بسکتبال، نت بال، والیبال، فوتبال، ژیمناستیک و رقص ایروبیک شایع است (۱۷). با توجه به این که اعمال مکرر میزان بار بالا بر بدن می‌تواند منجر به صدمه شود و نقص عملکرد را به همراه داشته باشد (۲۱). لذا، توانایی کنترل و جذب مناسب این نیروها در حین فعالیت‌های عملکردی در پیشگیری از بروز آسیب از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. بسیاری از مطالعات بیومکانیکی، فرودهای پویای مرتبط را با آسیب‌ها به وسیله ارزیابی اثرات ارتفاع روی نیروی ضربه‌ای یا حرکات مفاصل اندام تحتانی در فرود از پرش بررسی کرده اند. با اشاره به اینکه؛ برای وفق دادن ضربه با مفصل در حین فرود، کینماتیک‌های اندام تحتانی قبل و در حین مرحله ضربه در بارهای اطراف مفاصل تأثیر می‌گذارند. جذب انرژی بهینه در فرود از پرش، با استفاده از نیروی لحظه‌ای مفاصل و حرکات مفاصل اندام تحتانی، از مکانیسم‌های بار انجام می‌گیرد. در ورزشی مانند والیبال که پرش فرودهای لحظه‌ای بسیاری به ویژه؛ در اسپک و دفاع نیاز دارد، استراتژی فرود به کار رفته در این پرش‌ها برای جذب بهینه انرژی ضروری هستند (۱۰). با توجه به نقش مهم مفاصل اندام تحتانی در فعالیت‌های حرکتی و ورزشی، و نقش خستگی در میزان جذب شوک و میزان باری که ناشی از نحوه فرود، شتاب فرود، وزن بدن، نیروی جاذبه و عکس العمل زمین بر مفاصل اعمال می‌شود، مطالعهٔ حاضر به منظور بررسی اثر خستگی ایزوکنتیک مفاصل اندام تحتانی بر جذب شوک و میزان بار انجام گرفت.

روش شناسی

پژوهش حاضر از نوع کاربردی و روش آن با توجه به ماهیت پژوهش از نوع نیمه تجربی می‌باشد. طرح تحقیق به صورت بررسی پیش آزمون – پس آزمون با یک گروه می‌باشد. با استفاده از روش نمونه گیری تصادفی ساده که در آن تمام افراد شانس مساوی برای انتخاب شدن دارند، ۱۵ نفر از دانشجویان دختر تربیت بدنی دانشگاهی انتخاب شدند. قبل از شروع مطالعه همه شرکت کنندگان فرم رضایت نامه و سلامت بدنی را پر کردند. وزن و قد آنها اندازه گیری شد. از آنجائیکه شرکت کنندگان با روش کار آشنا نبودند، قبل از شروع آزمون با روش‌های اجرا و مراحل انجام آن آشنا شدند. به طور مثال به آنها اجازه داده شد که چند حرکت فرود با یک پا را انجام دهند. همچنین قبل از شروع پروتکل خستگی برای هرکدام از مفاصل، هم به منظور آشنایی با آزمون و هم به منظور گرم کردن اکستنشن و فلکشن زانو و ران و پلانتار و دورسی فلکشن را برای مچ پا انجام دادند. برای شروع آزمون؛ از آزمودنی ها؛ پیش آزمونِ فرود بر روی صفحه نیرو به عمل آمد؛ و اطلاعات مربوط ثبت شد. سپس، پروتکل خستگی ایزوکنتیک برای ایجاد خستگی در مفصل مورد نظر به عمل آمد و بلافاصله؛ پس آزمون فرود به عمل آمد. اطلاعات مربوط به هر مفصل آزمودنی برصفحه نیرو ثبت شد. فاصله آزمون برای هر مفصل یک فرد ۷۲ ساعت در نظر گرفته شد. با استفاده از اطلاعات کسب شده از صفحه نیرو، VGRF و میزان بار در حین فرود آمدن بدست آمد. حداکثر VGRF را حداکثر نیروی عمودی (N) ثبت شده در حین فرود در نظر گرفته شد؛ که با تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها (N) نرمال شد و مضربی از وزن بدن (BW) بیان شد. سپس، زمان رسیدن به حداکثر نیرو را که فاصلهٔ زمانی بین اولین تماس پا با صفحه نیرو و رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در حین فرود آمدن بود، محاسبه و میزان بار نامیده شد (۲۱). میزان بار به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده

تقسیم برزمان رسیدن به حداکثر نیرو محاسبه شد.

$$ROL=\left[\frac{peakFz(N)BW(N)}{t}\right]$$

جدول ۱. اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها

شاخص های آماری	قد(cm)	وزن(kg)	سن(y)
میانگین و انحراف استاندارد	۱۶۳/۳۰ ± ۵/۵۴	۵۴/۶۰± ۹/۴۴	۱۹/۶۷± ۰/۶۲

جدول ۲. حداکثر گشتاور و ۵۰ % حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی

	مچ پا	زانو	ران
حداکثر گشتاورPt	۶۹۳	۱۴۳۳	۷۱۶
۵۰٪حداکثر گشتاور	۳۴۶/۵	۷۱۶/۵	۳۵۸/۲۵

اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها شامل قد، وزن و سن آزمودنی‌ها در جدول ۱ و اطلاعات مربوط به حداکثر گشتاور (Pt) [1] و نصف حداکثر گشتاور (۵۰ % Pt) در جدول ۲ آورده شده است.

نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه میزان بار اعمالی حین فرود، قبل و بعد از خستگی مچ پا تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($t_{۱۴}$= ۰/۴۸۸, P >۰/۰۵) (p =۰/۶۳۳). نتایج نشان می‌دهد که میزان بار اعمالی پس از خستگی مچ پا کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی‌دار نبوده است. بنابراین فرض صفر تایید می‌گردد و فرض خلاف مبنی بر این که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک مچ پا متفاوت است رد می‌شود. نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه میزان بار اعمالی حین

1- Peek torque

فرود، قبل و بعد از خستگی زانو تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($t_{۱۴}$= ۰/۱۳۲, P >۰/۰۵) (p =۰/۸۹۷). نتایج نشان می‌دهد که میزان بار اعمالی پس از خستگی زانو کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی‌دار نبوده است.

بنابراین فرض صفر تایید می‌گردد و فرض خلاف مبنی بر این که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک زانو متفاوت است رد می‌شود. نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه میزان بار اعمالی حین فرود، قبل و بعد از خستگی ران تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($t_{۱۴}$= ۱/۰۳۳, P >۰/۰۵) (p =۰/۳۱۹).

نتایج نشان می‌دهد که میزان بار اعمالی پس از خستگی ران کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی‌دار نبوده است. بنابراین فرض صفر تایید می‌گردد و فرض خلاف مبنی بر این که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک ران متفاوت است رد می‌شود. نتایج تحلیل واریانس با اندازه گیری‌های مکرر اختلاف معنی‌داری بین میزان بار اعمالی حین فرود قبل و بعد از خستگی مچ پا، زانو و ران نشان نداد. ($F_{۱و۱۸}$= ۰/۴۷۴, P >۰/۰۵). نتایج نشان می‌دهد که میزان بار اعمالی پس از خستگی مچ پا، زانو و ران کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی‌دار نبوده است و میزان بار اعمالی پس از خستگی مفاصل مچ پا، زانو و ران اختلاف معنی‌داری ندارد. بنابراین فرض صفر تایید می‌گردد و فرض خلاف مبنی بر این که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک مچ پا، زانو و ران متفاوت است، رد می‌شود. آمار توصیفی و استنباطی مربوط به میزان بار اعمالی قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک مچ پا، زانو و ران در جدول ۳ آمده است.

جدول ۳. مقایسه میزان بار قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک مچ پا، زانو و ران

آزمون	میزان بار اعمالی (N/kg.s)
پیش آزمون	۴۱۲/۹۱ ± ۱۳۹/۸۷
پس آزمون مچ پا	۳۹۳/۷۲ ± ۱۲۵/۰۴
پس آزمون زانو	۴۰۸/۴۹ ± ۹۳/۵۸
پس آزمون ران	۳۷۸/۴۵ ± ۱۰۵/۰۵
مقایسه درون گروهی	$F_{۱و۱۸}$ = ۰/۴۷۴ ،P = ۰/۷۰۲

بحث

هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی تأثیر خستگی ایزوکینتیک، عضلات مچ پا، زانو و ران برجذب شوک در حرکت فرود تک پا بود. فرضیه ما این بود که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک مفاصل اندام تحتانی تفاوت دارد. نتایج مطالعه حاضر تأثیر خستگی ایزوکینتیک مفاصل اندام تحتانی را بر میزان بار حین فرود تأیید نمی کند. در واقع، نتایج بدست آمده از این تحقیق بیانگر آن است که خستگی عضلانی مچ پا میزان بار را کاهش، لیکن این کاهش از نظر آماری معنادار نیست. این امر نشان می‌دهد که خستگی ایزوکینتیک مچ پا با توجه به مقادیر پیش آزمون و پس آزمون و کاهش ۱۹/۱۸- درصدی در میانگین میزان بار، تفاوت معناداری ایجاد نکرد (p=۰/۶۳۳). همچنین، خستگی ایزوکینتیک زانو با توجه به مقادیر پیش آزمون و پس آزمون و کاهش ۴/۴۱- درصدی در میانگین میزان بار، تفاوت معناداری ایجاد نکرد (p=۰/۸۹۷). و خستگی ایزوکینتیک ران با توجه به مقادیر پیش آزمون و پس آزمون و کاهش ۳۴/۴۵- درصدی در میانگین میزان بار، تفاوت معناداری ایجاد نکرد (p=۰/۳۱۹). این موضوع نشان می‌دهدکه میزان بار مفاصل اندام تحتانی بعد از

خستگی کاهش یافته، لیکن این کاهش از نظر آماری معنادار نمی باشد.

نتایج این مطالعه در مورد اثرات خستگی ایزوکینتیک مفاصل اندام تحتانی بر میزان بار مشابه با مطالعات قبل است که در میزان بار قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری ایجاد نشد (۴،۱۵،۲۶،۳۳،۳۶،۳۷). یک دلیل احتمالی برای بهبود جذب شوک و در نتیجه کاهش میزان جزئی بار در سه گروه مفصل اندام تحتانی در این مطالعه می‌تواند افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی به طور همزمان باشد. نشان داده شده است که تغییرات ناشی از خستگی در کنترل اندام تحتانی ممکن است خطر آسیب ACL را در حین فرود افزایش دهد؛ همچنین گزارش شده، که دو نوع فرود آبداکشن، در دو گروه زنان و مردان با حضور خستگی ممکن است، مکانیسم خطر آسیب ACL را در زنان افزایش دهد (۲۸). میزان بار در زنان ۱۵/۸۵ درصد بیشتر از مردان بود (۳)؛ اما تفاوت حداکثر VGRF در بین دو گروه معنا دار نبود (P >۰/۰۵). با توجه به نتایج تحقیق به نظر می‌رسد افزایش میزان بار در زنان، میزان بار را در مفصل زانوی آن‌ها افزایش می‌دهد. در نتیجه احتمال بروز صدمات مفصل زانو، به ویژه لیگامنت متقاطع قدامی زانو در آنان افزایش می‌یابد. دلیل احتمالی افزایش میزان بار را در زنان می‌توان به الگوی فرود آمدن آنان یا کنترل عصبی_ عضلانی آنان نسبت داد. در پژوهشی دیگر، گزارش کردند که با خستگی القا شده، تفاوت معنا داری در تضعیف شوک در هنگام خستگی یافت نشد (۱۵). توربجرن در سال (۲۰۰۳)، به این نتیجه رسید که خستگی به علت تغییر در اطلاعات حس عمقی و کاهش کارایی اجزای انقباضی؛ باعث افزایش نوسان بدن در هر دو سطح قدامی_ خلفی و طرفی می‌گردد. و اظهار نمودکه خستگی می‌تواند باعث کاهش میزان نیرو در عضله و تأخیر در شروع حرکت شود (۴۲). نتایج حاصل از تحقیق حاضر با نتایج مطالعه لوین همخوانی ندارد که دلیل این عدم همخوانی، احتمالاً تفاوت پروتکل‌های خستگی و کینماتیک عضله مورد نظر در دو تحقیق می باشد. جذب شوک

بعد از واماندگی ناچیز دویدن تفاوت معنا داری در متغیرهای کینماتیکی و شتاب ایجاد نکرد (۴) نشان داده شد که شتاب ضربه در سر درشت نی و ساق پا و تغییرات تضعیف شوک کاهش می‌یابد. ونگ پرا سرتگن و همکاران، تحقیقی با هدف بررسی خستگی اندام تحتانی روی GRF و زمان حداکثر نیرو در حین فرود تک پا انجام دادند (۴۳). نتایج آنها افزایش قابل توجهی را در فلکشن زانو و دورسی فلکشن مچ در تماس پای اولیه و حداکثر فلکشن هیپ و حداکثر فلکشن زانو در حین فرود با خستگی نشان داد. نیروی عکس العمل زمین افزایش یافته و زمان حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل زمین به دنبال خستگی کاهش یافت. با اینحال، خستگی عضلانی اثر معناداری در وضعیت اندام تحتانی در حداکثر نیروی عمودی عکس المل زمین نداشت (۴۳). نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق ونگ پرا سرتگن و همکاران همخوانی دارد. همچنین، نشان داده شد که میزان بار از حداکثر نیروی ضربه، با خستگی از دورسی فلکسورها به طور معنا داری افزایش می‌یابد؛ در حالیکه مقادیر حداکثر نیرو در برخورد و نیروی پوش آف بدون تغییر باقی می‌ماند. و دورسی فلکشن حین برخورد پاشنه کاهش می‌یابد (۱۲). نتایج آنها نشان داد که خستگی عضلانی موضعی اینورتورها یا دورسی فلکسورها می‌تواند به طور معناداری روی میزان بار اثر کند. که حداکثر مقدار و حرکت مفصل مچ پا، در حین دویدن دیده می‌شود. این تغییرات از طریق خستگی عضلانی موضعی ممکن است در آسیب‌های اندام تحتانی حین دویدن نقش داشته باشد (۱۲). همچنین، نشان داده شد که زنان الگوهای فعال عضلانی متفاوتی در مقایسه با مردان (یعنی؛ کاهش فعالیت عضلانی سرینی بزرگ و افزایش فعالیت عضلانی راست رانی) در حین فرود به کار می‌برند. کاهش فعالیت عضلانی هیپ و افزایش فعالیت چهارسر ران ممکن است مهمترین عامل در افزایش استعداد زنان ورزشکار برای آسیب‌های غیر برخوردی ACL باشد (۲۷). نتایج حاصل از تحقیق مدوکی و همکاران با نتایج حاصل

از تحقیق عباسی و همکاران و مکلین و همکاران همخوانی دارد و همه آنها به فرود متفاوت در زنان اشاره دارند. برون در سال (۲۰۰۳)، نشان دادکه تاثیر خستگی به دنبال فعالیت ورزشی (فوتبال) بر روی ثبات مچ پا و حس عمقی آزمودنی‌ها در تست فرود از پرش معنی‌دار نبود. یافته‌های تحقیق حاضر با نتایج حاصل از تحقیق برون، همخوانی دارد. در واقع، نتایج آنها وجود ثبات بیشتری را در مچ پا پس از تمرین با بروز خستگی نشان داد (۸). و به این نکته اشاره نمودند که تمرین باعث افزایش ایمپالس‌ها در اعصاب آوران و وابران و از آنجا به دوک عضلانی اطراف مفصل زانو می‌شود و با افزایش حس وضعیت مفصل ثبات را افزایش می‌دهد (۸). زنان حالت عمودی هنگام فرود را، برای به حداکثر رساندن جذب انرژی از بیشترین مفاصل پروگزیمال درتماس با زمین انتخاب می‌کنند. بعلاوه، اشاره شده است که زانو اولین جذب کننده شوک و عضلات پلانتار فلکسور مچ پا دومین جاذب شوک در زنان است (۱۶). نتایج تحقیق هرینگتون و مانرو (۲۰۱۰)، مبنی بر اینکه بین جنس‌ها حین فرود از پرش تفاوت وجود ندارد (۲۲). با نتایج حاصل از تحقیق دکر و همکاران همخوانی ندارد. شاید علت این تناقض را بتوان به اندازه گیری شاخص‌های کینماتیکی متفاوت در این دو تحقیق نسبت داد. از سوی دیگر، رسکووسکی و همکاران در سال (۲۰۰۵)، ارتباط بین میزان بار، حس عمقی و کینماتیک راه رفتن را بررسی کردند. آنها گزارش کردند که میزان بار اختلاف معناداری با ویژگی‌های راه رفتن با سرعت ثابت و سرعت آزاد نشان نداد؛ بعلاوه، سرعت زاویه‌ای زانو و شتاب عمودی مچ؛ ۵۰ ms قبل از تماس اولیه در هرگام به جلو از طریق تحلیل رگرسیون ارتباط آماری معنا داری با میزان بار و حس عمقی نشان داد. آنها دریافتند که شتاب عمودی مچ و زاویه زانو ۵۰ ms به طور جزئی با میزان بار مرتبط است (۳۷). همچنین مادیگن و پیدکو در سال (۲۰۰۳)، گزارش کردند که تغییرات معناداری در ضربه‌های مفصل قبل و بعد از خستگی یافت نشد.

همچنین، آنها فواصل زمانی از ضربه‌های مفصل را به عنوان عملکرد فرود خسته فعال آزمودنی بررسی نمودند و اظهار نمودند که تغییرات در ضربه‌های اکستنسور مفصل در حین فرود فعال خسته؛ شامل، افزایش در ران و کاهش در مچ بود (۲۶). این الگو اشاره می‌کند که عضلات دیستال نسبت به عضلات پروگزیمال ضربه‌های اکستنسوری را باز پخش می‌کند. در مطالعه‌ای دیگر توسط اُکُنور و همکاران (۲۰۰۴)، تفاوت معناداری بین کینتیک مفاصل در قبل و بعد از خستگی یافت نشد (۳۳). نتایج مطالعهٔ تراموتو و همکاران (۲۰۰۳)، تفاوت معناداری بین خستگی و جذب شوک نشان نداد (۴۱). همچنین، بیسلینگ و همکاران (۲۰۰۸)، نشان دادند که در مرحله فرود نیروی عمودی عکس العمل زمین بالاتر، سرعت زاویه‌ای مفاصل زانو و مچ بالاتر، میزان بار زانو و مچ بالاتر و جذب شوک عضلانی به وسیله عضلات پلانتار فلکسور مچ و گروه عضلانی اکستنسور زانو در دو فرود اسپک و دفاع والیبال بالاتر از فرود از حرکت است. و عنوان شده که جذب شوک عضلانی به وسیله عضلات پلانتار فلکسور مچ در هنگام فرود اسپک والیبایست‌ها انجام می‌شود (۷).

سرعت یا شدت رو به پایین پا و زاویه مفصل زانو، به عنوان عاملی در میزان بار پیشنهاد شده است (۳۶). مکانیسمی که برای کاهش میزان بار و کاهش انرژی متعاقب امواج شوک از طریق اقدامات مناسب اندام و موقعیت مفصل به کار می‌رود (۱۴)، موقعیت مناسب زانو قبل از تماس اولیه و انقباض اکسنتریک عضلات ران در تماس اولیه پا با زمین به پراکنده شدن بار و کاهش فشار روی مفاصل کمک می‌کند (۱۴). در راستای فرضیه تحقیق حاضر، مکلین و همکاران (۲۰۰۷)، عباسی و همکاران (۱۳۸۶) افزایش میزان بار در زانوی زنان و مِدوکی و همکاران (۲۰۰۵)؛ افزایش میزان بار در زانوی زنان و احتمال بروز صدمات ناشی از تغییرات در کنترل زانو و آسیب ACL را با وجود خستگی را بیان کردند. در این باره رسکووسکی و همکاران (۲۰۰۵) عنوان

کرده‌اند که ضعف گیرنده‌های مکانیکی درگیر در حس عمقی، باعث تغییرات بیشتری در میزان بار می‌شود (۴۲). نتایج تحقیقات آنها مبین این موضوع می‌باشد که افراد با اکستنشن بیشتر زانو، دارای میزان بار بالاتر و حس عمقی ضعیفتر بودند. آنها علت میزان بار بالاتر را به ضعف گیرنده‌های مکانیکی در گیر در حس عمقی مربوط می‌دانند. استراتژی فرود عمودی‌تر در حین خستگی یا در حین عدم تعادل اجرای فرود ممکن است پتانسیل بالقوه برای آسیب باشد. در موارد دیگر در استراتژی فرود عمودی‌تر با کاهش در جذب انرژی ممکن است اختلال مکانیکی در عضلات همسترینگ و به دنبال عضلات چهار سر با کشیدگی تیبیای داخلی در مقادیر بزرگتر نیروی لیگامنت متقاطع داخلی به وجود آید. و همچنین مردان ظرفیت کاملی از پلانتار فلکسور مچ را به کار نمی برند و فلکشن زانوی بزرگتر و پلانتار فلکشن مچ کمتری، در تماس با زمین نشان می‌دهند (۳۹).

بر اساس نتایج تحقیقات پالاستنگا[1] (۲۰۰۶)، علت دیگری که برای جذب شوک و کاهش میزان بار در اثر تمرین‌های خسته کننده ذکر شده، قدرتمند بودن عضلات فلکسور زانو و ران است (۳۴)، هر چند که ممکن است استفاده بیشتر از استراتژی ران و زانو باعث ایجاد خطرات بیشتر و تغییر در الگوی فرا خوانی سیستم عضلانی شود. لیکن، افرادی که در طولانی مدت عضلات فلکسور زانو و ران را تقویت می‌کنند، سازگاری بیشتری با اغتشاشات بوجود آمده پیدا می‌کنند (۳۴). ونگ پرا سرتگن (۲۰۱۰)؛ گزارش کردند که، نیروی عمودی عکس العمل زمین با وجود خستگی، در دو سطح عمودی و نیروهای برشی افزایش یافته و کاهش زمان حداکثر GRF درحین فرود، ممکن است بارهای اندام تحتانی را افزایش داده و خطر آسیب را سبب شود (۴۳).

1- Palastanga

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج حاصل از تحقیق حاضر که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری را نشان نداد؛ یکی از علت‌هایی که احتمالاً بتوان برای توجیه کاهش میزان بار و جذب شوک بعد از ایجاد خستگی مفاصل اندام تحتانی آزمودنی‌ها ذکر کرد، این است که خستگی باعث تغییرات کینماتیکی و فعال کردن گیرنده‌های حمایتی عضلات به میزان قابل توجه شده و کاهش ظرفیت عملکردی را جبران می‌کند. همچنین از علل احتمالی دیگر می‌توان به این نکته اشاره کرد که تئوری مکانیسم عصبی_عضلانی برای کمک به پیشگیری از آسیب در تماس اولیه، رفلکس کششی تأخیری کوتاه مدت در هنگامی که واکنش بدن بعد از تماس اولیه برای کاهش میزان بار است؛ و همچنین، پیش بینی حرکات قبل از تماس اولیه به آماده سازی بدن کمک می‌کند (۴۰). علت احتمالی دیگر را می‌توان به تغییر حس عمقی و کاهش کارآیی اجزای انقباضی مربوط دانست. با توجه به نتایج تحقیقات برون (۲۰۰۲)، که بهبودی معناداری در ثبات پاسچرال نشان داد و این گونه نتیجه‌گیری شد که علیرغم خستگی عضلانی، مچ پا بعد از انجام فعالیت ورزشی با ثبات‌تر خواهد شد. به عقیده آنها انجام ورزش باعث افزایش ایمپالس‌های عصبی آوران و وابران می‌شود و در نهایت فعالیت دوک عضلانی‌های اطراف مچ پا منجر به بهبود حس وضعیت مفصل شده و تعادل فرد افزایش می‌یابد. در واقع، آنها عقیده داشتند که ورزشکاران بعد از مدتی سازگاری با خستگی ناشی از فعالیت‌های ورزشی، تعادل خود را راحت‌تر و بهتر حفظ می‌کنند (۸). از همان اجرای اولیه فعالیت عضلانی؛ دومین گروه عضلانی، کاهش در ظرفیت عملکردی را جبران می‌کنند. این جبران، دامنه حرکتی را در سطح قائم در دامنه حرکتی اولیه، افزایش می‌دهد و همراه با الگوهای فرود به آسیب بیشتر متمایل می‌شود (۳۵). لذا، افزایش قدرت و استقامت عضلانی الزامی می‌باشد. اکثر ورزشکاران

برای پیشگیری از وقوع ناهنجاری‌های وضعیتی جزئی باید برنامهِ تمرینی همسو با فعالیت را برای کمک به حفظ وضعیت بدنی مناسب، به عنوان بخشی از برنامهٔ تمرینات قدرتی و انعطاف پذیری انجام دهند (۲). احتمال می‌رود که مکانیزم‌های جبرانی بعد از خستگی تحت تاثیر قرار می گیرند و از این طریق باعث اجرا خواهد شد. اگر چه به طور کلی، درآخرین وضعیت زانو، اهمیت برنامه‌های پیشگیری از آسیب لیگامنت متقاطع داخلی است (۲۳)؛ آموزش ورزشکاران برای بدست آوردن وضعیت فلکشن زانوی بزرگتر در تماس ابتدایی با زمین به وسیله تمرین تکنیک‌های فرود نرم اهمیت می‌یابد. البته با توجه به تناقضاتی که در بین نتایج مطالعات در این زمینه وجود دارد، انجام مطالعات و تحقیقات بیشتر بر روی جوامع آماری متفاوت و فاکتورهای اجرایی دیگر نیز ضروری به نظر می رسد.

منابع

۱- جنسون، شولتز، بنگرتر "حرکت شناسی و بیومکانیک کاربردی در ورزش " رضا علیجانیان، اصفهان، ناشر: پوریای ولی.

۲- جی، بلوم، فیلد، تن اراتلند، بی سی، الیوت (۱۳۸۲)."بیومکانیک و آناتومی کاربردی در ورزش". مترجم سعید ارشم، انتشارات ۲فرزانش پژوهان، چاپ اول.

۳- عباسی، علی (۱۳۸۷). " تفاوت‌های جنسیتی در میزان جذب نیروی عمودی عکس العمل زمین در حرکت پرش-فرود"، فصلنامه المپیک، سال هفدهم، شماره ۴.

4-Abt, J. P., Sell, T. C., Chu, Y., Lovalekar, M., Burdett, R. G., Lephart, S. M.. (2011). Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive. J Strength Cond Res 25(x):000-000.

5-Asmussen, E. (1979). Muscle Fatigue. Medicine & Science in sports and Exercise. 11(4): 313-321.

6- Bellemare, F., Garzaniti, N. (1988). Failure of neuromuscular propagation during human maximal voluntary contraction. Journal of Applied Physiology. 64: 1084-1093.

7-Bisselling, R. W., Bredeweg, S. W., Hof. A. L. (2008). Ankle and knee joint landing dynamics in volleyball. Submitted for publication.: 51-38.

8-Brown, L. E. (2000). Testing the spine. In: Timm KE ed. Isokinetice in human performance. Champaing: Human Kinetics. 6,7:274.

9- Cairns, S. P., A. J. Knicker, M. W. Thompson, G. Sjogaard. (2005). Evaluation of models used to study neueromuscular fatigue. Exerc. Sport Sci. Rev. 33: 9-16.

10-Caster,B. L., Bates, B. T. (1995). The assessment of mechanical and neuromuscular response strategies during landing. Med Sci Sports Exerc. ;27:736-44.

11-Cheng, A. J., Rice, C. L. (2005). Fatigue and recovery of power and isometric torgue following isotonic knee extensions. J Appl Physiol. 99: 1446-1452.

12-Christina, K. A., White, S. C., Gilchrist, L. A. (2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. Human Movement Science 20: 257-276.

13-Cook, T. M., Farrell, K. P., Carey, I. A., Gibbs, J. M., Wiger, G. E. (1997). Effects of restriced knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. J Orthop Sports Phys Ther.25:236-244.

14-Collins, J. J., Whittle, M. W. (1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications. Clin Biomech; 4:179-187.

15- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., Ebersole, K.T. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. Clin Biomech. (2006). 21: 1090-1097.

16-Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland , D. J., Sterett, W. I., Richard, S. J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing.Clinical Biomechanics (2003) 18 ,662-669.

17-Dufek, J. S., Bates, B. T., Davis, H. P., Malone, L. A. Dynamic performance assessment of selected sport shoes on impact forces. Med Sci Sports Exerc (1991); 23(9): 1062-1067.

18- Dufek, J. S., Bates, B. T. The evaluation and prediction of impact forces during landings. Med. Sci. Sports Exerc. (1990). 22,370-377.

19-Fitts, R. H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. Physiological Reviews. 74(1): 49-94, (1994).

20-Green, H. J. Neuromuscular aspect of fatigue. Canadian Journal of Sports

Science. 12(Suppl.1): 7S-19S, (1987).

21-Hargrav, M. D., Carcia, C. R., Gansneder, B. M., Shultz, S. J. Subtalar pronation does not influence impact forces or Rate of Loading during a single-leg landing. J Athletic Training. (2003). 38(1): 18-23.

22- Herrington, L., Munro, A. Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population, Physical Therapy in Sport (2010); 11: 56-59.

23-Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N, Riccobene, J. V., Noyes, F.R. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes prospective study. American Journal of Sports Medicine, (1999); 27,699-705.

24-Hiemstra, L. A., Lo, I. K., Fowler, P. J. Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 31:598-605, (2001).

25-Maclaren, D. P. M., Gibson, H., Parry-Billinigs, M., Edwards, R. H. T. A review of metabolic and physiologic factors in fatigue. Exercise and Sports Science Reviews. 17: 29-66, (1989).

26-Madigan, M. L, Pidcoe, P. E Changes in impact force and joint torques during a fatiguing landing activity. J. Electromyogr. Kinesiol. 13, 491–498.

27-Medvecky, M. J., Hewett, T. E., Zazulak, B. T. Gender Comparison of Hip Muscle Activity During Single-Leg Landing. DOI: 10.2519/jospt.(2005).1734.

28-Mclean, S. G., Felin, R. E., Suedekum, N. Gary Cakabrese. Allen Passerallo. Susan Joy. Impact of fatigue on gender- based high- risk landing strategies.American college of sports medicine,Medicine & Science in sports & Exercise,(2007) 0195-9131/07/3903-0502/0.

29-Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., ToH, S. The effect

of local and general fatigue on knee proprioception. Arthroscopy 20:414-418, (2004).

30-Mikesky, A. E., Meyer, A., Thompsonn, K. L.. Relationship between quadriceps strength and Rate of loding during gait in women. J Orthop Res. (2000) 18:171-175.

31-Nigg, B., Bobbert, M.. On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. J of Biomech. (1990) 23: 2-12.

32- Nyland, J. A., Caborn, D. N., Shapiro, R., Johnson, D. L. Fatigue after eccentric quadriceps femoris work produces earlier gastrocnemius and delayed quadriceps femoris activation during crossover cutting among normal athletic woman. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. 5:162-167, (1997).

33-O'Connor, K. M., Coventry, E., Hart, B, A., Monteiro, S, K., Earl, J. E., Ebersole, K. T. The effect of lower Extremity fatigue on shock attenuation during landing. ISB XXth Congress- ASB 29th Annual Meeting

34-Palastanga, N., Field, D., Soames, R. Anatomy and human movement: Structure and function(5th Ed). London: Butterworth Heinemann. (2006).

35-Parnianpour, M., Nordin, M., Kahanovits, N., Frankel, V. Volvo award in biomechanics. The triaxial coupling of torque generation of trunk muscle during isometric exertions and the effect of fatigueing isoinertial movements on the motor output and movement patterns. Spine (1988); 13(9):982-992.

36-Radin, E. L., Yang, K. H., Riegger, C., Kish, V. L., O'Connor, J. J. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. J Orthop Res (1991); 9:398-405.

37- Riskowski, J. L., Mikesky, A. E., Bahamonde, R. E., Alvey, T. V., Burr, D. B. Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking :Are they related? J Musculoskelet Neuranal Interact. (2005).5(4):379-387.

38- Rinder, A., Sutherland, C. An investigation of the effects of massage on

quadriceps performance after exercise fatigue complement. Ther Nurs Midwifery. (1995).1:99-102.

39-Shelburne, K. B., Pandy, M. G. Dependence of cruciate- ligament loading on muscle forces and external load. J Biomech. (1997) 30, 1015-1024.

40-Swchender, k., A. E., Mikesky, j. k., wigglesworth, D. B. B. Recovery of dynamic muscle function following isokinetic fatigue testing. Journal sport medicine. (1995) Pp:185- 189.

41-Teramoto, K., Dufek, J, S., Mercer, J. A. The effects of Local muscle fatigue on shock attention for female runners. (2004). University of Nevada, Las Vegas, NV, USA.

42-Torbjorn, L. effects of postural disturbances with fatigued triceps surea muscles or with 20% additional body weight (2003); 1:11-6.

43-Wongprasertgan, M., Vachalathiti, R., Vongsirinavarat, M. Effeects of muscular fatigue on Ground Rection Forces during drop landing. (2008).