اثر خستگی ایزوکینتیک عضلات اطراف مچ پا، زانو و ران بر شاخص‌های پایداری پاسچر پویا

ناتالی گدایلو[1]، دکتر امیر سرشین[2]، دکتر معصومه شجاعی[3]

ص ص: ۱۲۶-۱۱۱
تاریخ دریافت: ۹۴/۲/۴
تاریخ تصویب: ۹۴/۸/۱۷

چکیده

هدف تحقیق بررسی اثر خستگی ایزوکینتیک عضلات اطراف مچ پا، زانو و ران بر شاخص‌های پایداری پاسچر پویا بود. پانزده نفر دانشجوی دختر دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی (سن ۰/۶۱ ± ۱۹/۶۷ سال، وزن ۹/۴۴±۵۴/۶ کیلوگرم، قد ۵/۵۶±۱۶۳/۹۷ سانتی متر) در تحقیق شرکت نمودند که در پنج روز متفاوت به آزمایشگاه فراخوانده شدند. جلسه‌ی اول شامل ارزیابی شاخص‌های پایداری پاسچر بدون اعمال خستگی بود و در چهار جلسه یکی از گروه عضلات اندام تحتانی شامل مچ، زانو و ران به طور تصادفی توسط دستگاه ایزوکینتیک بایودکس خسته می‌شد و بلافاصله پس از خستگی هر گروه عضلانی شاخص‌های پایداری پاسچر، توسط دستگاه صفحه نیرو ارزیابی شد. داده‌های مربوطه با استفاده از تحلیل واریانس با اندازه های تکراری سنجش گردید. نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد بین زمان رسیدن به تعادل قبل از خستگی و بعد از خستگی ایزوکینتیک عضلات اطراف مچ پا، زانو و ران در سطح داخلی خارجی تفاوت معنی داری وجود ندارد اما در سطح قدامی خلفی این تفاوت معنی دار بود ($p<0/05$). نتایج آزمون تعقیبی LSD نشان داد که این اختلاف در سطح قدامی خلفی بین زمان رسیدن به تعادل در شرایط بدون خستگی با خستگی ایزوکنتیک در عضلات زانو و ران معنی دار بود($p<0/05$). به طور کلی، خستگی زانو و ران توانست بر تعادل پویا در جهت قدامی خلفی اثر منفی بگذارد. بنابراین مربیان و درمان‌گران زمانی که می خواهند تعادل را در موقعیت‌های مختلف ارزیابی نمایند، باید از اثرات متفاوت خستگی بر تعادل پویا آگاه باشند.

واژه‌های کلیدی: تعادل پویا، خستگی، کنترل پاسچر

---

۱ – کارشناس ارشد تربیت بدنی
۲- عضو هیات علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج
۳- دانشیار دانشگاه الزهرا

مقدمه

فعالیت‌های فیزیکی روزمره و ورزشی نیازمند ترکیبی از کنترل پاسچر و اجزاء خاص حرکتی می‌باشند. با توجه به اینکه اکثر فعالیت‌های روزانه در محیطی پویا صورت می‌گیرند (۱و۲)، لذا کنترل پاسچر در شرایط پویا حین عملکرد ورزشی از اهمیت بیشتری برخوردار می‌باشد. از همین رو و در راستای ا فزایش عملکرد ورزشی، بررسی و تشخیص عوامل مؤثر بر تغییرات کنترل پاسچر، برای افزایش ایمنی اجرای فعالیت‌های ورزشی و جلوگیری از آسیب‌های احتمالی، یکی از موضوعات مهم و ضروری می‌باشد.

تعادل غالباً به عنوان مقیاس عملکرد اندام تحتانی مورد استفاده قرار گرفته و به عنوان فرآیند حفظ مرکز ثقل درون سطح اتکای بدن تعریف می‌شود (۳). مک گیون و همکاران (۶) در یک مطالعه‌ی آینده‌نگر، ارتباط میان تعادل و ضایعه‌ی مچ پا را در ۲۱۰ ورزشکار بسکتبالیست بررسی نموده و دریافتند افرادی که افزایش نوسان پاسچرال را تجربه می‌کنند، بیش از هفت برابر در مقایسه با افراد دارای تعادل طبیعی دچار پیچ خوردگی پا می‌شوند. مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده‌اند که در ورزش، شایع‌ترین زمان برای وقوع آسیب اواخر بازی است، یعنی زمانی که ورزشکار خسته است (۴). اندام تحتانی در حرکات به منظور جابه‌جایی و به عنوان تکیه‌گاه بدن در حالت ایستاده بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرد. همچنین، تمام وزن بدن را در هنگام ایستادن تحمل می‌کند. بنابراین، وجود هر عاملی که بتواند این تکیه‌گاه را برهم بزند، بر کل سیستم تعادل و پایداری پاسچر اثر نامطلوب دارد که خستگی یکی از این عوامل است. کاهش حداکثر قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی هم زمان عضلات اگونیست و آنتاگونیست و در نهایت کاهش عملکرد و کارآیی سیستم عصبی عضلانی پیامد خستگی است (۵). در مطالعات قبلی تأثیر خستگی عضلانی بر تعادل گزارش شده است (۶). این امکان وجود دارد که درصد بالای آسیب در مچ پا و

زانو در نتیجه‌ی اختلال در قدرت به دلیل خستگی یا تعادل و نقص در پایداری باشد. یافته‌ها، حاکی از ارتباط قوی میان قدرت عضلانی اندام تحتانی با تعادل است (۲).

فرود موفق پس از پرش، به قدرت، پایداری و تعادل جهت محافظت مفاصل در برابر آسیب هنگام فرود پس از پرش اهمیت ویژه‌ای دارد(۸). از این رو، توانایی رسیدن سریع به پایداری یکی از عوامل مهم در جلوگیری از آسیب معرفی شده است (۹). زمان رسیدن به پایداری که شکلی از نوسان پاسچر می‌باشد، به عنوان مدت زمانی که لازم است تا فرد پس از فرود به پایداری و ثبات برسد، تعریف می‌شود(۷). اخیراً چنین بیان می‌شود که زمان رسیدن به پایداری، به عنوان جنبه‌ای از کنترل حرکتی اندام تحتانی، به بازخورد گیرنده‌های عمقی و حس حرکت و نیز پاسخ‌های رفلکسی و اختیاری عضلات وابسته می‌باشد (۱۰). اختلال در فعال‌سازی گیرنده‌های مکانیکی، دوره‌ی تأخیری واکنش عضله را افزایش می‌دهد و مدت زمان اصلاح و بازسازی مرکز تعادل را طولانی می‌سازد (۱۱،۱۲،۱۳). بنابراین اعمال خستگی عضلانی موجب می‌شود فرد دیرتر از زمانی که عضلات وی خسته نشده‌اند به تعادل برسد.

با وجود اینکه نتایج تحقیقات انجام شده در داخل و خارج کشور نشان دهنده تأثیر خستگی بر کاهش توانایی کنترل پاسچر و افزایش احتمال آسیب می‌باشد، اما مشخص نشده است خستگی کدام یک از عضلات عمل کننده در مفصل ران، زانو و مچ پا در کاهش کنترل پاسچر اثر بیشتری دارد؛ لذا انجام تحقیقی که بررسی مقایسه‌ای اثرات خستگی عضلات مچ، زانو و ران بر کنترل پاسچر افراد را با استفاده از آزمون تعادل مدنظر قرار دهد، ضروری به نظر می‌رسید. بنابراین مطالعه حاضر با هدف پاسخ به این سؤال که خستگی هر کدام از مفاصل اندام تحتانی چه اثری بر شاخص‌های پایداری پاسچر پویا در حرکت فرود از پله[1] دارند و خستگی کدام یک از مفاصل اندام تحتانی بیشترین اثر منفی را بر پایداری پاسچر دارد؟ انجام گرفته است. کاربرد نتایج این

1- Fourier transformation

تحقیق در ورزش و جلوگیری از آسیب‌ها و هم چنین مراحل درمانی برای ورزشکاران و مربیان، از اهمیت ویژه ای برخوردار است.

روش شناسی تحقیق:

تحقیق به روش نیمه تجربی و طرح تحقیق از نوع درون گروهی تکرار سنجش بود. بیست و پنج آزمودنی دختر از دانشگاه خوارزمی برای شرکت در تحقیق داوطلب شدند. آزمودنی‌هایی که در شش ماه گذشته سابقه‌ی آسیب سر، اندام تحتانی، سیستم دهلیزی و بینایی داشتند از مطالعه حذف شدند. همچنین شرکت کنندگانی که در طول سه ماه قبل از انجام تحقیق در تمرینات تعادلی شرکت کرده بودند حذف گردیدند. در پایان ۱۵ آزمودنی سالم (سن ۰/۶۱± ۱۹/۶۷ سال، وزن ۹/۴۴ ± ۵۴/۶ کیلوگرم و قد ۵/۵۶± ۱۶۳/۹۷ سانتی متر) در تحقیق شرکت نمودند. آزمودنی‌ها اطلاعات لازم مربوط به تحقیق را دریافت نمودند و فرم‌هایی مبنی بر رضایت آنها جهت شرکت در تحقیق امضا نمودند.

ابزارهای اندازه‌گیری

دستگاه ایزوکینتیک بایودکس

به منظور ایجاد خستگی در عضلات اندام تحتانی شرکت کننده‌ها، از دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس استفاده گردید. برای هر یک از حرکات پلانتارفلکشن و دورسی فلکشن مفصل مچ پا، فلکشن/ اکستنشن مفصل زانو و فلکشن/ اکستنشن مفصل ران، ابتدا حداکثر گشتاور ارادی کانسنتریک اندازه گیری شده و ۵۰ درصد این مقدار، به عنوان معیار خستگی در نظر گرفته می‌شد. پروتکل ایجاد خستگی عضلانی به این ترتیب بود که افراد انقباضات کانسنتریک ارادی با حداکثر تلاش را بدون استراحت

تا زمانی تکرار می‌کردند که حداقل برای ۳ تکرار متوالی، گشتاور تولید شده در هر حرکت، به کمتر از ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ارادی اولیه مربوط به همان حرکت برسد (۱۳). پروتکل خستگی به صورت انجام انقباضات مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد گشتاور حداکثر اولیه، در مطالعه‌ی حاضر امکان دستیابی به بازخورد را در حین اجرای پروتکل خستگی فراهم می‌ساخت و به علاوه به عنوان یک معیار تکرارپذیر و استاندارد شناخته شده است.

جدول ۱. حداکثر گشتاور و ۵۰٪ حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی

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

روند انجام تحقیق

آزمودنی‌ها پنج جلسه در روزهای غیرمتوالی به آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشگاه خوارزمی فراخوانده شدند. در جلسه‌ی اول، تحقیق به طور کامل برای آنها توضیح داده شد و ویژگی‌های آنها (قد، وزن، سن) اندازه گیری شد. علاوه بر آن، با استفاده از روش هل دادن از پشت و فرود آمدن روی یکی از پاها، اندام تحتانی برتر به منظور انجام آزمون تعادل تعیین گردید. در جلسه‌ی دوم، پروتکل فرود از پله به منظور ارزیابی شاخص‌های پایداری پاسچر حین زمان رسیدن به پایداری بدون اعمال خستگی انجام شد. در جلسات بعدی به طور تصادفی یکی از عضلات (مچ،زانو و ران) با استفاده از دستگاه ایزوکینتیک بایودکس خسته می شد و بلافاصله پس از آن آزمون فرود از پله به عمل می‌آمد و داده‌ها توسط دستگاه صفحه نیرو ثبت می‌گردید.

پروتکل فرود از پله

از شرکت کننده خواسته شد که روی پله‌ی چوبی به ارتفاع ۴۰ سانتی متر که در فاصله ۷۰ سانتی‌متری مرکز صفحه نیرو قرار داده شده بود قرار گیرد (۱۴) و سپس، با یک پا (پای غیر غالب) در مرکز صفحه نیرو فرود آمده و به محض استقرار، دست‌ها را در ناحیه لگن قرار داده، سر را بالا نگه داشته و روبرو را نگاه کند و سعی کند که تعادلش را حفظ نماید. قبل از این که از شرکت کننده آزمون فرود از پله به عمل آید از وی خواسته می‌شد تا این حرکت را حداکثر دو بار انجام داده تا با شرایط و نحوه‌ی اجرای آزمون آشنا گردد. آزمون‌گر نیز در این حالت نحوه‌ی حرکت را به شرکت کننده آموزش می‌داد و هنگامی که شرکت کننده اعلام آمادگی می‌کرد از وی آزمون به عمل می‌آمد. هر شرکت کننده مانور فرود از پله را سه مرتبه اجرا نمود. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه‌ی نیرو از لحظه‌ای که پای فرد با صفحه نیرو تماس می‌یافت، به مدت ۲۰ ثانیه ثبت شد. اطلاعات نیروی عکس‌العمل در دو راستای جانبی و قدامی خلفی توسط صفحه‌ی نیرو ثبت می‌شد. این اطلاعات روی دستگاه رایانه ذخیره شد تا جهت تجزیه و تحلیل بعدی مورد استفاده قرار گیرد (۸،۱۵).

تجزیه و تحلیل اطلاعات نیروی عکس‌العمل

اطلاعات فرود از پله توسط صفحه‌ی نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ Hz جمع آوری شد. به منظور جلوگیری از هم‌پوشانی فرکانس‌ها، فرکانس نمونه‌برداری در انتقال فوریر[1] حداقل باید دو برابر حداکثر فرکانس مانور فرود از پله باشد و از آنجایی که فرکانس سیگنال‌های خام در مانور فرود، زیر ۳۰ Hz می‌باشد، بنابراین حداقل فرکانس نمونه‌برداری جهت جمع‌آوری اطلاعات باید ۶۰ Hz در نظر گرفته شود. نقطه‌ی اوج حداکثر نیروی عکس‌العمل در حرکت فرود از پله یک نقطه‌ی کلیدی جهت محاسبه‌ی

1- Goldie

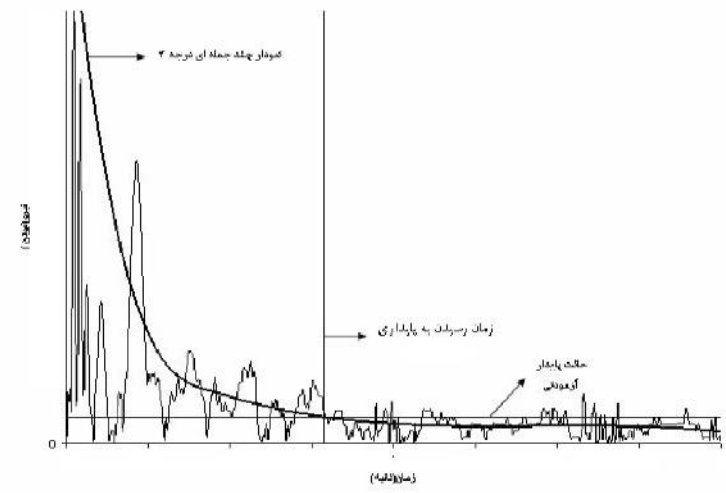
زمان رسیدن به پایداری می‌باشد که اطلاعات مربوط به آن پس از جمع‌آوری مورد ارزیابی بعدی قرار می‌گیرد. حداکثر نیروی عکس‌العمل یک علامت برای خطی است که بر اطلاعات نیروی عکس‌العمل منطبق می‌شود. خط منطبق با اطلاعات، یکی از دو عاملی است که زمان رسیدن به پایداری را مشخص می‌کند. در سرعت نمونه‌برداری خیلی پایین، ممکن است نقطه حداکثر نیرو ثبت نشود و موجب اشتباه در محاسبه‌ی زمان رسیدن به پایداری گردد. از این‌رو سرعت نمونه‌برداری ۲۰۰ Hz جهت جمع‌آوری اطلاعات انتخاب شد (۸،۱۵).

تجزیه و تحلیل اطلاعات مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل جهت محاسبه‌ی زمان رسیدن به پایداری براساس یافته‌های گلدی[1] و همکاران (۱۹۸۹) می‌باشد که دریافتند نوسان در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در هنگام ایستادن روی یک پا به علت تغییرات در پایداری پاسچر ناشی از تغییر سطح اتکا می‌باشد(۱۶).

با استفاده از روش Moving Average نویزهای اطلاعات حذف شد، سپس مؤلفه‌های قدامی- خلفی (AP[2]) و جانبی (ML[3]) اطلاعات نیروهای عکس‌العمل به طور جداگانه توسط نرم افزار محاسبات ریاضی متلب[4] مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. دو فاصله‌ی زمانی ۱۰ تا ۱۵ و ۱۵ تا ۲۰ ثانیه در نظر گرفته شد. سپس دامنه‌ی این دو بازه‌ی زمانی که شامل تغییرات نیروی عکس‌العمل بود، محاسبه شد و بازه‌ای که دامنه‌ی آن کوچک‌تر بود به عنوان بازه‌ی زمانی، که در آن شرکت کننده پایداری مطلوب را دارد، انتخاب شد. بزرگ‌ترین عدد این بازه زمانی معادل خط افقی است که روی نیروهای عکس‌العمل قرار داده می‌شود. در واقع این خط افقی نشان‌دهنده حالت پایدار شرکت کننده می‌باشد. سپس اطلاعات نیروی عکس‌العمل هر دو جهت یک سویه شد و از

1- Anterior Posterior(AP)
2- Medial Lateral(ML)
3- MatLab
4- Unbounded third-order polynomial

نقطه حداکثر نیروی عکس‌العمل یک نمودار چند جمله‌ای درجه ۳[1] بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل قرار داده شد. زمان رسیدن به پایداری در هر یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل نقطه‌ای است که نمودار چند جمله‌ای درجه ۳ خط افقی را قطع می‌کند (۱۶). شکل (۱) نحوه‌ی محاسبه‌ی زمان رسیدن به پایداری را در حرکت فرود از پله یک آزمودنی در راستای جانبی (ML) نشان می‌دهد. محور افقی نشان‌دهنده‌ی زمان و محور عمودی نشان‌دهنده‌ی نیرو می‌باشد. از آنجایی که وزن فاکتوری است که بر میزان نیروی عکس‌العمل تأثیر می‌گذارد و به عنوان یک متغیر مخل در نظر گرفته می‌شود بنابراین جهت همسان‌سازی و کنترل متغیر مخل وزن، نیروی عکس‌العمل در هر دو راستا بر وزن شرکت کننده تقسیم شد. زمان رسیدن به پایداری در هر سه مرتبه اجرای شرکت کننده محاسبه شد و سپس میانگین زمان در سه اجرا به عنوان زمان رسیدن به پایداری شرکت کننده ثبت شد. زمان رسیدن به پایداری برای هر شرکت کننده در دو راستای قدامی- خلفی (AP) و جانبی (ML) محاسبه گردید و به عنوان زمانی که شرکت کننده در آن راستا به پایداری می‌رسد، در نظر گرفته شد.



شکل ۱: نمودار زمان رسیدن به پایداری

1- Base OF Support

روش‌های آماری:

جهت مقایسه‌ی درون گروهی متغیرهای اندازه گیری شده در سه زمان خستگی ران، زانو و مچ از آزمون تحلیل واریانس با اندازه های تکراری استفاده شد. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم افزار آماری SPSS، نسخه ۱۸ استفاده شده است. حداقل سطح معناداری در آزمون فرضیه‌های مربوطه 0.05 در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های مکرر نشان داد که بین زمان رسیدن به تعادل قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک عضلات اطراف مچ پا، زانو و ران و در سطح داخلی خارجی تفاوت معنی داری وجود ندارد($F(۴۲/۳) = ۲/۳۹۸$ ،$p>۰/۰۵$) اما در سطح قدامی خلفی این تفاوت معنی دار بود($F(۴۲/۳) = ۲/۴۹۹$ ،$p<۰/۰۵$). همچنین به دنبال مشاهده‌ی اثر معنی دار خستگی در سطح قدانی خلفی نتایج آزمون تعقیبی LSD نشان داد که این اختلاف بین زمان رسیدن به تعادل در شرایط بدون خستگی با خستگی ایزوکنتیک عضلات زانو و ران معنی دار بود($p<۰/۰۵$). میانگین و انحراف معیار زمان رسیدن به تعادل در سطوح داخلی خارجی و قدامی خلفی در جدول (۲) نشان داده شده است.

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار زمان رسیدن به تعادل (ثانیه)پیش و پس از خستگی عضلات

آزمون- آماره / عضله- سطح		انحراف معیار ± میانگین
بدون خستگی	داخلی _ خارجی	۹/۹۱۵ ± ۱/۱۰
	قدامی _ خلفی	† ۷/۱۹۴ ± ۰/۵۱
خستگی مچ	داخلی _ خارجی	۱۲/۶۹۱ ± ۵/۶۲۴
	قدامی _خلفی	۷/۸۵۳ ± ۱/۱۹۵
خستگی زانو	داخلی_ خارجی	۱۰/۹۵۶ ± ۲/۶۵۹
	قدامی _ خلفی	† ۷/۶۲۱ ± ۰/۴۷۸
خستگی ران	داخلی _ خارجی	۱۰/۲۹۴ ± ۲/۲۶۲
	قدامی_ خلفی	† ۷/۵۰۵ ± ۰/۱۶۵

† اختلاف میانگین در سطح ۰/۰۵ معنی دار است.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام تحقیق اثر خستگی ایزوکینتیک عضلات اطراف مچ پا، زانو و ران بر شاخص‌های پایداری پاسچر پویا بود. نتایج نشان داد که زمان رسیدن به پایداری بعد از خستگی زانو، تنها در راستای قدامی- خلفی افزایش یافته و در سطح جانبی تفاوت معنی دار نیست. هم چنین زمان رسیدن به تعادل بعد از خستگی عضلات ران نیز تنها در راستای قدامی- خلفی افزایش داشته و در سطح جانبی تفاوت معنی داری قبل و بعد از خستگی بدست نیامد. بطور کلی می توان گفت که میانگین زمان رسیدن به پایداری بعد از خستگی، در راستای قدامی- خلفی (AP) بیشتر از میانگین زمان رسیدن به پایداری در راستای جانبی (ML) بوده است. این بدین معنی است که در مجموع افراد پس از خستگی، در راستای جانبی سریع‌تر به پایداری رسیده‌اند و در واقع پایداری آن‌ها در راستای جانبی بهتر از راستای قدامی- خلفی می‌باشد.از آن جا که در حرکت فرود، جهت حرکت به سمت جلو است و دامنه‌ی حرکتی مرکز فشار در این دو راستا متغیر است (محدوده‌ی BOS[1]) و مفاصل ما به ویژه مچ و ران در

1 - Base OF Support

راستای صفحه‌ی ساجیتال دامنه‌ی حرکتی بیشتری دارند، این امر موجب ایجاد نیروی جاذبه‌ی گشتاورهای بیشتر و حرکت بیشتر بدن در این راستا می‌شود، و از آن جا که حرکت مرکز جرم به یک سمت به معنی حرکت مرکز فشار به همان سمت می‌باشد، لذا حفظ تعادل در این راستا (قدامی–خلفی) بعد از حرکت فرود، مشکل‌تر می‌باشد.

گریبل و همکاران (۱۷) اثرات خستگی عضلات مچ پا و ران بر کنترل پاسچر را مورد بررسی قرار دادند، نتایج مطالعه‌ی آن‌ها نشان داد که ایجاد خستگی در مفصل ران به طور معنی داری توانایی کنترل پاسچر در دو صفحه را کاهش و نوسانات COP را افزایش می‌دهد در حالی که ایجاد خستگی در مفصل مچ پا تأثیری بر نوسانات ثبت شده COP نداشت. در مجموع آنان به این نتیجه رسیدند که برای حفظ کنترل پاسچر در حالت ایستاده بر روی یک پا، عضلات عمل کننده در مفصل ران نسبت به عضلات ناحیه مفصل مچ پا نقش بیشتری دارند. سلیمانی فر تحقیقی با عنوان بررسی تأثیر خستگی ایزوکینتیک موضعی عضلات دیستال و پروگزیمال در صفحه‌ی ساجیتال اندام تحتانی بر میزان وابستگی به بینایی در ثبات پاسچر زنان جوان سالم انجام داد (۱۸). نتایج تحقیقات وی نشان دهنده‌ی جابه‌جایی بیشتر مرکز فشار پس از اعمال خستگی و با چشم بسته بود. همچنین نشان می‌داد ابتدا عضلات ناحیه‌ی پروگزیمال جهت حفظ تعادل فعال می‌شوند. نتایج اکثر مطالعات نشان دهنده‌ی تأثیر خستگی در کاهش کنترل پاسچر ایستا و پویا در شرکت کننده مسن و جوان می‌باشد.

تحقیق حاضر تفاوت معنی داری، قبل و بعد از خستگی ران و زانو بر تعادل پویای شرکت کننده‌ها نشان داد. جانستون (۱۰)، بیان کرد زمان رسیدن به پایداری، به عنوان جنبه‌ای از کنترل حرکتی اندام تحتانی، به بازخورد گیرنده‌های عمقی و حس حرکت و نیز پاسخ‌های رفلکسی و اختیاری عضلات وابسته می‌باشد. اختلال در فعال‌سازی گیرنده‌های مکانیکی، دوره‌ی تاخیری واکنش عضله را افزایش می‌دهد و مدت زمان

اصلاح و بازسازی مرکز تعادل را طولانی می‌سازد (۱۲،۱۱). از آنجا که تعادل در زنجیره‌ی حرکتی بسته حفظ می‌شود و بر هماهنگی بازخورد و استراتژی‌های حرکتی بین ران، زانو و مچ پا متکی می‌باشد، بنابراین تعادل می‌تواند با نقص در بازخورد آوران یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی هر مفصل یا ساختار زنجیره‌ی حرکتی اندام تحتانی دچار اختلال گردد (۱۹)

نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که اعمال برنامه‌ی خستگی بر عضلات اطراف زانو و ران باعث افزایش زمان رسیدن به تعادل می‌گردد. با توجه به این که تغییر در درون دادهای حسی آوران از گیرنده های محیطی باعث تغییر در کنترل عصبی عضلانی اندام تحتانی می‌شود و خستگی عضلات اندام تحتانی نیز درون داد آوران را از گیرنده های عضلانی تغییر می‌دهد، ترکیب این عوامل به کاهش توانایی بدن در کنترل اندام تحتانی منجر می‌گردد که این عامل را می‌توان یکی از دلایل احتمالی کاهش تعادل پویا پس از خستگی عضلات اندام تحتانی عنوان کرد. اگر جنبه‌ی حسی اثرات خستگی و اختلالات ناشی از وقوع خستگی را در نظر بگیریم می‌توان گفت تغییرات ایجاد شده در گیرنده های حسی یک مفصل در اثر خستگی، فقط به عضلات اطراف آن مفصل محدود می‌شود، در نتیجه ایجاد خستگی در عضلات عمل کننده در یک مفصل منجر به اختلال مکانیزم‌های تعادلی همان ناحیه می‌شود و مکانیزم تعادلی در عضلات و مفاصل دیگر را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد؛ بنابراین اعمال برنامه‌ی خستگی در ناحیه‌ی مچ پا آوران های حسی این ناحیه و متعاقب آن اصلاحات تعادلی منتج از ناحیه‌ی مچ را دچار اختلال خواهد کرد. با توجه به یافته های این تحقیق می‌توان نتیجه گیری کرد که برای حفظ تعادل پویای بهینه در حین اجرای فعالیت‌های ورزشی، کارکرد و اعمال نیروی مناسب عضلات عمل کننده در اطراف مفاصل اندام تحتانی به ویژه در ناحیه پروگزیمال، از اهمیت زیادی

برخوردار می‌باشد. بنابراین مربیان ورزشی بهتر است که برنامه‌ی تمرینی خود را طوری طراحی نمایند تا خستگی تجربه شده به حداقل رسیده و احتمال آسیب را به ویژه در اواخر تمرین یا مسابقه کاهش دهند. به علاوه به دلیل اهمیت تعادل در مهارت‌های ورزشی، به ورزشکاران توصیه می شود که برنامه‌های تمرین تعادل را انجام دهند. آنها بهتر است که بیشتر روی تعادل پویا تأکید نمایند و استراتژی‌های گوناگون کنترل تعادل را بیاموزند تا به سطوح بالای کنترل عصبی- عضلانی و پایداری پاسچر برسند و در نتیجه حداقل اثر خستگی بر تعادل را تجربه نمایند.

1.

References

2. Gribble, P.(2003).The star excursion balance test as a measurment tool. Athletic Therapy Today,8, 2 , 46-47
3. Ronnestad, B.(2004).Comparing the performance enhancing effect of squat on a vibration platform with conventional squat in recreationally of resistance trained men. Jornal of Strength & Conditioning Research,18, 839-845
4. Guskiewicz, k. P., d.(1996).Research and clinical application of assessing balance. sport rehabilitation,45, 63-65
5. Balogun, J., Akindele, KA., Nahinlola, J.(1994).Age-related changes in balance performance. Disability & Rehabilitation,16, 58-62
6. Johnston R, Howard M, Cawley p, Losse G.(1998) Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. Medicine and Science in sport and Exercise,30, 2, 1703-1707
7. McGuine, T., Greene, J., Best, T., Leverson, G.(2000). Balance as a predictor of ankle sprain injuries in high school basketball players. Jornal of Athletic Training,35, 2 , 50-51
8. Ronnestad, B.(2004).Comparing the performance enhancing effect of squat on a vibration platform with conventional squat in recreationally of resistance trained men. . Jornal of Strength & Conditioning Research,18, 839-845
9. Wikstrom, E., A., Powers, M.E., Tillman, M.D.(2004).Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. Jornal of Athletic Training,39,3, 247-253.
10. Ross, S. E., Guskiewicz, K.M.(2003).Time to stabilization: A method for analyzing dynamic postural stability. Athletic Therapy Today,8, 3 , 37-39.

11. Johnston, R., Howard, M., Cawley, P., Losse, G.(1989).Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. Medicin and Science in Sports and Exercise,30, 2, 1703-1707.
12. Earl, J., Hertel, J.(2001).Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. Jornal of Sport Rehabilitation,10, 93-94.
13. McKinely, P., Pedotti, A. ,(1992) Motor strategies in landing from a jump: The role of skill in task execution. Experimental Brain Research,90, 2, 427-440.
14. Aniss, M., Gandevia, C., Burke, D.(1992).Reflex responses in active muscles elicited by stimulation of low-threshold afferents from the human foot. Journal of Neurophysiology,67, 5 , 1375-1384
15. Wikstrom E.A.(2003).Functional VS Isokinetic Fatigue Protocol:Effects on time to stabilization, peak vertical ground reaction force, and joint kinematics in jump landing. A thesis of M.S in exercise and sport sciences, university of Florida.
16. Ross, S. E., Guskiewicz, K.M.(2004).Examination of static and dynamic postural stability in individual with functionally stable and unstable ankles. Clinical Journal of Sport Medicin, 14, 6 , 332-338.
17. Goldie, P. A., Bach, T.M., Evan, O.M.(1989).Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. Archives of Physical Medicin and Rehabilitation,70, 510-517.
18. Gribble, P., Hertel, J., Denegar, C., Buckley, W.(2004).The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. Jornal of Athletic Training,39, 4, 321-329.
19. Soleimanifar, M.(2007).The effect of localized muscle fatigue on the distal and

proximal lower limb in sagittal plane postural stability on visual dependency in healthy young women, rehabilitation,8, 4

20. Reimann, B. L., Lephart, S.M.(2002).The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. Jornal of Athletic Training,37, 1 , 71-79.