(مقاله پژوهشی)

اثر پروتکل اصلاح تکنیک بر فعالیت عضلات همسترینگ متعاقب پروتکل خستگی در مبتلایان به پرونیشن مچ پا

سید علی امامی هاشمی[1]، ملیحه حدادنژاد[2*]، زدنیک سوبودا[3]، علی عباسی[2]

۱-دکتری آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی.
۲-استادیار گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی.
۳-استاد گروه علوم زیستی و حرکتی.

۱و۲-گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۳-گروه علوم زیستی و حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه پالاسکی، اولوموس، جمهوری چک.

* نویسنده مسئول:
ملیحه حدادنژاد؛ گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
تلفن: ۰۰۹۸۹۱۲۳۴۶۹۴۶۴
Email: m.hadadnezhad@khu.ac.ir

چکیده

زمینه و هدف: مبتلایان به پرونیشن مچ پا که به شکل ویژه عوامل درونی خطرساز آسیب اندام تحتانی را به همراه دارند و بررسی استفاده از پارامترهای کنترل حرکتی و مشاهده اثر بخشی آن در اصلاح حرکت و پیشگیری از آسیب این افراد در شرایط نزدیک به فعالیت ورزشی و همراه خستگی محیطی و موضعی می تواند یافته سودمندی در جهت کاهش خطر آسیب دیدگی این افراد باشد.

روش بررسی: مداخله اصلاح تکنیک بر روی ۲۰ مرد با دامنه سنی ۱/۳۸±۲۰ و مبتلا به پرونیشین مچ پا به همراه پروتکل خستگی عملکردی انجام شد. ارزیابی فعالیت عضلات مدیال همسترینگ، لترال همسترینگ توسط دستگاه بایومترکیس وایرلس ۱۶ کانال به همراه دستگاه فوت سوئیچ در تسک پرش فرود از سکوی ۳۰ سانتی را انجام دادند. داده های تحقیق با استفاده از نرم افزارهای Biometrics، MATLAB، Excel استخراج و در نرم افزار SPSS با آزمون های آماری Shapiro و ANOVA repeated measure و آزمون تعقیبی Bonferroni در سطح معناداری ($p=0.05$)تحلیل شد.

یافته ها: بین فعالیت عضلانی هر دو بخش همسترینگ داخلی و خارجی در زمان های پیش آزمون-اصلاح تکنیک، پیش آزمون-خستگی و اصلاح تکنیک، اصلاح تکنیک-خستگی، خستگی-خستگی و اصلاح تکنیک تفاوت معنادار ($p=0.001$) وجود دارد و بین زمان های پیش آزمون- خستگی، اصلاح تکنیک-خستگی و اصلاح تکنیک تفاوت معناداری ($p>0.05$) دیده نشده است.

نتیجه‌گیری: به نظر می رسد اصلاح تکنیک می تواند با تغییر بهینه الگوی فرود و فعال سازی عضلات مدیال همسترینگ، لترال همسترینگ کاهنده خطر آسیب زانو، مچ و نهایتا تنه هم در شرایط عادی و هم در زمان خستگی در مبتلایان به پرونیشن مچ پا باشد.

واژگان کلیدی: اصلاح تکنیک، همسترینگ، خستگی، پرونیشن.

دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۷/۲۴ **دریافت مقالهٔ اصلاح‌شده: ۱۳۹۸/۱۰/۲۳** **اعلام قبولی: ۱۳۹۸/۱۱/۵**

مقدمه

فرایند اصلاح تکنیک به شکل کلی به مجموعه دستورالعمل های مرتبط با تغییر الگوی حرکتی بدن جهت انجام یک وظیفه یا فعالیت پیچیده حرکتی گفته می شود که از ظرفیت کلی فرد برای پردازش اطلاعات (۱)، و تمرکز بر گزینش آنچه که با اهمیت است و چشم پوشی از آنچه که اهمیت ندارد و تلاش برای تغییر بر آنچه که فرد در زمان خاصی، توجه خود را روی آن متمرکز کرده (۲) یا شروع به نظم بخشیدن به منابع موجود برای معطوف نمودن آنها به منابع اطلاعاتی خاص می کند (۳). این دستور العمل ها می تواند شامل معطوف نمودن توجه فرد به حرکات و اعمال بدن و یا معطوف نمودن توجه فراگیرنده به اثراتی که حرکات بر محیط، ابزار و یا دستگاه دارند باشد(۱). از دیدگاه بیومکانیکال، ساختمان پا برای ایجاد عملکرد حرکتی مناسب شکل یافته است. از اصلی ترین عملکرد های پا می توان به جذب نیروی واکنش زمین، انعطاف پذیری کافی به منظور ایجاد پیشروی و تطابق با سطوح مختلف و استحکام لازم در انتهای مرحلهٔ استقرار اشاره کرد. حرکات ویژهٔ پا نظیر پرونیشن و سوپینیشن در مفصل سابتالار برای دستیابی به این عملکرد ها حیاتی هستند. برای حفظ کارایی موثر پا هنگام فعالیت های حرکتی از راه رفتن، دویدن تا حرکات ویژه عملکردی ورزشکاران، انواع تکالیف حرکتی مهم نظیر فرود ها، پرش ها و مانور های انتقالی مثل برش و پیوُت؛ همگی نیازمند کنترل بهینه حرکت توسط ساختارهای سخت اسکلتی و نرم عضلانی با فرماندهی سیستم عصبی می باشند. لازم به ذکر است که در دیدگاه سنتی تغییرات حرکت انسان، ناشی از ناهنجارهای پاتولوژیک دانسته می شود(۴). با این حال، سهرمن مدلی پیشنهاد می کند که در آن حرکت، خود به عنوان عامل تغییرات و مسبب رخدادن ناهنجاری معرفی می شود(۵). این مدل که با نام مدل کینزیوپاتولوژیک شناخته می شود نشان می دهد که فعالیت های روزمره شامل حرکات تکراری و وضعیت های ماندگار سبب تغییر در الگوهای حرکتی و بافت های درگیر در اعمال اختصاصی می شود (۵).

عضله همسترینگ و فعالیت آن برای تحقیق حاضر برگزیده شده است. همسترینگ عضله وضعیتی و دو مفصله نقش به سزایی در بروز اختلالات سیستم اسکلتی عضلانی دارد. می توان گفت هر گونه تلاش برای پیشگیری از آسیب واحد تاندونی- عضلانی و درمان صحیح آسیب‌ها یک اقدام اساسی برای ارتقاء سلامتی افراد جامعه به خصوص ورزشکاران و کاهش هزینه‌های درمانی می‌باشد. در اثر استرین یا کوتاهی همسترینگ، تطابق با نیروهای وارده بر سیستم اسکلتی عضلانی کاهش یافته و حرکات مؤثر در دامنه کامل نخواهد بود. در نتیجه این عوارض تیلت خلفی لگن و تغییر در قوس‌های ستون مهره‌ها ایجاد می‌شود و ممکن است سندرم اختلال عملکرد کمر وکمردرد ایجاد شود.

خستگی پس از یک فعالیت فیزیکی، می تواند اجرای ورزشکاران را تحت الشعاع خود قرار دهد. با توجه به بهبود قابل توجه ظرفیت ها و اجراهای ورزشی ورزشکاران در سالهای اخیر و همچنین توجه مربیان و مسئولان ورزشی به روش‌های ارتقای قابلیت جسمانی و فیزیولوژیکی ورزشکاران، سنجش پدیده خستگی با تمامی ویژگی ها و پارامترهای آن و همینطور نحوه تأثیر آن بر مهارت های ورزشی از حوزه های مورد علاقه محققین است. پیشگیری از بروز آسیب در کنار عدم صدمه به عملکرد ورزشکار همواره سوال مورد بحث بوده است. اینکه چگونه می توان مفاصل و اجزای بدن را از آسیب دور و در عین حال کمترین محدودیت در حرکت و اجرای مهارت را نصیب ورزشکار کرد. ملاحظات پیش از تمرین به طور عام و دستورالعمل‌ها به طور خاص از جمله عوامل مهمی هستند که بر اجرا و یادگیری حرکتی تاثیر بسزایی دارند و این

بدلیل نقش بسیار مهمی است که دستورالعمل ها در هدایت کانون توجه فرد حین اجرای تکلیف ایفا می کنند (۱, ۲).

دکفوس و همکاران (Jed A. Diekfuss et.al) در سال ۲۰۱۸ تحقیقی با عنوان اثر اصلاح تکنیک روی کنترل تعادل در طی هفت روز تمرین انجام دادند. هفت روز تمرینات تخته تعادل روی ۱۶ مرد و ۱۷ زن جوان انجام شد. آنها دریافتند که اگر تمرینات تعادل با دستور العمل های کانون توجه آمیخته شود تاثیرات بهبود یافته تری روی افراد خواهد گذاشت(۶). گکلر و همکاران (Alli Gokeler et.al) در سال ۲۰۱۷ مقاله مروری ویژه ای درمورد بهره گیری از مزایای راهبردهای کنترل حرکتی در اصول پیشگیری از آسیب رباط متقاطع قدامی منتشر کردند. آنها بیان کردند که طبق شواهد عمده زنانی که در تمرینات پیشگیرانه از آسیب رباط متقاطع قدامی شرکت داشتند توانسته اند نرخ این آسیب را کاهش دهند. همچنین با وجود تحقیقات محدودتر روی مردان، عمدتا مردانی که در رقابت های سطح پایین تر ورزش شرکت می کنند همانند زنان ورشکار نرخ بالایی از ریسک آسیب رباط متقاطع قدامی را تجربه می کنند (۷). سال ۲۰۱۷ ولینگ و بنجامین (Wouter Welling, Anne Benjaminse) در پژوهشی به بررسی اثرات دستورالعمل ویدئویی روی پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی تکنیک فرود در طی تمرین و آزمون پرداختند. یافته های آنها نشان داد که مردان و زنان در گروه های کانون توجه خارجی کلامی، کانون توجه داخلی کلامی عملکرد بهبود یافته معناداری را نشان دادند. همچنین پیشنهاد دادند که تمرینات پیشگیری از آسیب رباط متقاطع قدامی ورزشکاران می‌تواند از ثمرات این پدیده بهره برد. همگی این تحقیقات بنوعی اثر مفید اصلاح تکنیک از منظر کنترل حرکتی که در تحقیق حاضر نیز استفاده شده است را بیان می‌کنند. از سوی دیگر ورود پارامترهای مبحث کنترل حرکتی و سعی در دستکاری و مشاهده اثر بخشی آن در حوزه پیشگیری از آسیب جدید و مهم است. از سوی دیگر در شرایط ویژه خستگی محیطی و موضعی روی اندام تحتانی که می تواند تحقیق را به شرایط واقعی نزدیک تر کند از دیگر نکات مثبت این پژوهش بوده و در نهایت سنجش این اثر بخشی بر روی افرادی که دچار پرونیشن عملکردی مچ پا که به شکل ویژه تر عوامل درونی خطرساز آسیب را به همراه دارند ابعاد پژوهش و فرضیه تحقیق حاضر را مهم تر می‌کند و با توجه به اصل منطقی بودن و طرح سوال کلیدی، سعی در پاسخ به این خلاء تحقیقاتی از ضروریات این پژوهش است. موارد گفته شده این پژوهش را از منظر محقق کاملا بدیع و از سوی دیگر کاربردی ساخته که می تواند در محیط های ورزشی یاری رسان مربیان و ورزشکاران دچار این نقصان جهت پیشگیری از آسیب دیدگی باشد. طبق دانسته های کنونی ما، این مطالعه اولین بررسی برای ارزیابی اثر دهی تکنیک‌های اصلاح حرکت در کاهش خطر آسیب اندام تحتانی در میان افراد دچار پرونیشن عملکردی مچ پا می باشد. بویژه این مطالعه می تواند برای آن دسته از تحقیقاتی که به ارتباط فاکتور های قابل دستکاری جهت پیشگیری از آسیب دیدگی زانو (شامل فاکتورهای بیومکانیکی و کنترل عصبی عضلانی) می پردازد، بعنوان پیشینه حمایتی محسوب شود. به طور کلی، به نظر می رسد اجرای چنین پژوهشهایی که معطوف به غربالگری ورزشکاران در معرض خطر باشد به منظور پیشگیری از وقوع آسیب‌های جدی که دوران ورزشی و نیز زندگی فردی ورزشکاران را تهدید میکنند امری لازم و ضروری می باشد. بدون تردید، بهره گیری از روش های کاربردی در ارزیابی الگوهای خطرزا که بتوانند جایگزینی برای سیستم های آزمایشگاهی گران قیمت بوده و در گروه های بزرگ به آسانی قابل اجرا باشند، در این جهت بسیار کمک کننده خواهد بود. بنابراین محقق قصد دارد پژوهشی تحت عنوان اثر اصلاح تکنیک فرود بر فعالیت الکترومایوگرافی عضله همسترینگ در مردان فعال دارای

پرونیشن عملکردی متعاقب یک وهله خستگی را به انجام برساند.

روش بررسی

روش تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی دارای کد اخلاق به شماره IR.KHU.REC.1398.020 از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه خوارزمی می‌باشد. مقاله دارای طرح درون گروهی برای اندازه گیری فعالیت الکتریکی عضلات تحت شرایط خستگی اندام تحتانی پیش و پس از انجام اصلاح تکنیک است. جامعه پژوهش حاضر مردان فعال با دامنه سنی ۱/۳۸±۲۰ دارای پرونیشن عملکردی مچ پا بودند. حجم نمونه با در نظر گرفتن سطح معناداری ۰/۰۵، توان ۰/۸۰ و اندازه اثر ۰/۴۵ (۸) و البته اطمینان از حصول نتایج درست تعداد ۲۰ مرد فعال دارای پرونیشن عملکردی مچ پا در نظر گرفته شد که از میان جامعه آماری بصورت هدفمند و با توجه به معیارهای ورود و خروج انتخاب شدند (۹) (محاسبه در نرم افزار G*Power Ver 3.1) در تحقیق های مشابه گذشته با چنین متغیرهایی (اصلاح تکنیک و بررسی عملکرد و الگو) نیز بر همین اساس تعداد نمونه بین هشت (۱۰, ۱۱) و ده آزمودنی در نظر گرفته شده است(۱۲-۱۴). با توجه به معیارهای ورود و خروج، غربالگری پرونیشن عملکردی و ولگوس پاشنه آزمودنی ها انتخاب شده بعد از اخذ رضایت کتبی، آزمودنی در آزمایشگاه حضور یافتند. معیارهای ورود تحقیق مردان فعال با دامنه سنی ۲۰-۲۲ سال دارای پرونیشن عملکردی مچ پا بر اساس میزان بیشتر از ۸ درجه ولگوس مفصل زانو (۱۵) و بیش از ۵ درجه ولگوس ایجاد شده در پاشنه پا حین عملکرد اسکات با توجه به شاخص Foot Posture Index (FP1-6) ابزار ارزیابی پا (۱۶)، برخورداری از برخورداری از سلامت قلبی- عروقی و سلامت فیزیکی و سلامت روان با تشخیص پزشک و نیز فاصله بین کندیلی ران و قوزک ها کمتر از ۳ سانتی متر (۱۷) بود همچنین معیارهای خروج نمونه ها از تحقیق شامل آسیب در اندام تحتانی و یا سابقه شکستگی و در رفتگی در ناحیه ران، ساق و لگن در دو سال گذشته و سابقه وجود بیماری هایی که باعث محدودیت در انجام حرکت باشد، بود(۱۴) پرونیشن عملکردی در تحقیق حاضر مجموعه اختلال راستایی پرونیشین پا که شامل علائم اورژن مچ پا، ابداکشن قسمت جلوی پا، دورسی فلکشن افزایش یافته، چرخش خارجی درشت نی، رفتن کشکک به سمت داخل و به ولگوس رفتن مفصل زانو در تکلیف اسکات تک پا و مضاف بر آن بلند شدن پاشنه ها از زمین در شرایط تکلیف اسکات اصلاح شده دوپا با دست های بالای سر بود(۱۵). معیار ولگوس پاشنه نیز ابزار بررسی Foot Posture Index (FP1-6) بود(۱۸, ۱۹). بعد از معرفی و توضیحات پژوهشگر و آشنایی با روند اجرای تحقیق، نقاط مورد نظر با متر نواری تعیین و علامت گذاری و با استفاده از تیغ عاری از مو شده و با الکل تمیز شد. پس از گرم کردن عمومی، آزمودنی بدین شرح کلیت آزمون ها را اجرا کرد.پروتکل خستگی استفاده شده در پروتکل خستگی کوتاه مدت چابکی عملکردی یا Agility Functional Fatigue Short-Term (FASTFP) نام دارد(۲۰). این پروتکل شامل چهار فعالیت چابکی با حداکثر تلاش است. مراحل پروتکل به این شرح است: الف) آزمودنی ها سه پرش کانترموومنت با ۹۰ درصد ارتفاع نهایی که می توانند بپرند انجام می دهند ب) استپ آپ روی جعبه با ارتفاع ۳۰ سانتی متری با تمپو مترونوم ۲۰۰ بیت بر دقیقه برای ۲۰ ثانیه (۲۱) انجام خواهد شد. پ) سه حرکت اسکات با رسیدن به زاویه ۹۰ درجه خم شدگی زانو و ت) آزمون فوق چابکی شاتل به شکل ۵-۱۰-۵ این نام مربوط به فاصله های این تست به مقیاس یارد است که شامل فواصل ۴/۶ و ۹/۱ متری است طبق شکل است. (۲۲) پس از هر ست بلافاصله دو توقف پرش و دو حرکت پابکس را در تنها ۵ ثانیه زمان انجام خواهد داد. ملاک رسیدن به خستگی

در این پروتکل یکی از دو شرط است: ۱. در طول دو مرتبه ست های پروتکل خستگی و در حرکت پرش عمودی به ۹۰ درصد توان پرشی خود نرسد و ۲. رسیدن به ۹۰ درصد ضربان قلب بیشینه در طول سه ست پروتکل خستگی(۲۳). ضمنا پروتکل خستگی در پژوهش حاضر متغیر تعدیل کننده است. دستورالعمل های اصلاح تکنیک فرود شامل ۱) فشار بر روی زمین پس از فرود با تمام قدرت ممکن ۲) دستورالعمل اختصاصی باز کردن زانو پس از فرود با حداکثر سرعت ممکن (۱۴). دستورالعمل های در جهت تصحیح بالانس و تقارن و حفظ راستای کشکک و خط بین شصت و انگشت میانه شامل ۳) فرود بر روی نوار سفید چسبیده شده روی زمین ۴) اشاره کردن جهت کشکک زانو به سمت کونزها ۵) لمس کردن مخروط ها با دستان ۷ زانو هنگام فرود خم شود ۶) راستای زانو روی انگشتان پا قرار داشته باشد ۷) مفصل ران و تنه هنگام فرود خم شود (۷) و همچنین ۸) سعی در بلند کردن قوس کف پا ۹) انتقال وزن به آرامی رو به قسمت خارج بدن ۱۰) منقبض کردن چرخش دهنده های خارجی ران جهت کنترل چرخش داخلی ران ۱۱) حفظ راستای حرکتی صحیح زانو و مفصل ران (۲۴). همچنین جهت حفظ اثر در بین هر تلاش مجددا بازخورد های اختصاصی به آزمودنی ها داده شد. به این امر بازخورد خود کنترلی گفته می شود و با اثر بر پردازش کنترل حرکتی باعث حفظ انگیزه درونی شخص برای اجرای تکلیف می شود(۲۵, ۲۶). فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه دریافت و ثبت فعالیت الکتریکی عضلات ساخت شرکت بایومتریکس محصول کشور انگلستان اندازه گیری شد. این دستگاه دارای ۱۶ کانال برای ثبت همزمان فعالیت الکتریکی عضلات مختلف بود. برای ثبت داده های فعالیت عضلانی با دستگاه EMG الکترود ها برای عضله Lateral Hamstring روی نیم فاصله بین برجستگی ایسکیال و fibular insertion و برای عضلهMedial Hamstring روی نیم فاصله بین برجستگی ایسکیال و نقطه Tibial insertion قرار گرفت (شکل ۱) (۲۷). ابتدا از هر کدام از عضلات مورد نظر سه کوشش انقباض بیشینه ایزومتریک ارادی (MVIC) به مدت ۴ ثانیه جهت نرمال کردن داده های الکترومیوگرافی به عمل آمد و ثانیه ۲ تا ۳ بالاترین تلاش استفاده شد. فرایند MVIC در شرایط طبیعی آزمودنی از وی گرفته شد تا اثر احتمالی خستگی بر نتیجه این بخش حذف شود(۲۸-۳۲). الکترودها روی قسمت های علامت گذاری شده چسبانده و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد نظر ثبت شد(۳۳). بعد از انجام حداکثر انقباضات ایزومتریک آزمودنی ها آماده انجام آزمون فرود شدند. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب افراد در عملکرد پرش فرود تک پا از جعبه ۳۰ سانتی متری ثبت و تحلیل شد. نهایتا سیگنال برون دادEMG نیز توسط نرم افزار متلب به روش ذیل مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. ابتدا سیگنال های ثبت شده به صورت میانگین ریشه مجذورات (RMS) نشان داده شده و زمان کوشش های از نظر زمانی با زمان ثبت شده برای آن‌ها جدا شده و مقادیر به دست آمده آن‌ها با مقادیر به دست آمده MVC نرمال می-شد؛ بدین صورت که از ۴ ثانیه انقباض ایزومتریک بیشینه یک ثانیه آن مشخص شده و عدد حاصل از سطح زیری منحنی آن استخراج شد و در نرم افزار اکسل ۲۰۱۹ اعداد میانگین کوشش ها بر عدد حاصل از یک ثانیه تقسیم می-شد. در نهایت مقادیر به دست آمده جهت تجزیه و تحلیل آماری وارد نرم افزار SPSS نسخه ۲۵ شد. لازم به ذکر است پس از جمع آوری دیتا های الکترومایوگرافی با فیلتر میان گذر با فرکانس قطع مناسب فیلتر می شد. فازهای عملکرد فرود در مراحل حرکت تا تماس نیز توسط فوت سوئیچ تشخیص داده شد. پس از ثبت سیگنال‌های الکترومیوگرافی، میزان فعالیت عضلات محاسبه شد. فعالیت الکتریکی عضله در حین حرکت فرود آمدن عمودی ثبت و فعالیت عضلات از لحظهٔ شروع تماس فوت سوییچ به اندازه ۲۰۰ میلی ثانیه قبل از برخود محاسبه شد و لحظه

پیش از فرود که نماینده فعالیت فیدفورواردی می باشد به منظور تحلیل و با استفاده از کد نویسی در نرم افزار متلب استخراج شد. تا رسیدن به پایین‌ترین نقطه تحلیل شد. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات با دامنه فرکانس ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. سیگنال ها به میزان ۱۰ برابر پیش تقویت و در محدوده گذردهی بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شد(۳۰).

در تحقیق حاضر برای بررسی طبیعی بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو استفاده شد. این آزمون برای تعداد آزمودنی های تحقیق مناسب بود. با وجود طبیعی بودن داده‌ها، و با توجه به مقیاس نسبی و کمی متغیرها، جهت بررسی آمار استنباطی با توجه به وجود شرایط اصلاح تکنیک در زمان های مختلف یعنی پیش و پس از خستگی و پیش و پس از اجرای برنامه اصلاح تکنیک از آزمون آنوا مدل اندازه گیری مکرر استفاده شد. همچنین دسته بندی و مرتب کردن داده ها و جداول و نمودارهای توصیفی با استفاده از نرم افزار Excel ۲۰۱۹ و کلیه عملیات آماری اعم از آمار توصیفی و استنباطی با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام گرفت.

یافته ها

جدول ۱ مشخصات آنتروپومتری آزمودنی‌های تحقیق را نشان می دهد.

جدول ۲ نتایج آزمون های بررسی توزیع طبیعی داده های آنتروپومتریکی را نشان می دهد. طبق این نتایج توزیع این داده ها طبیعی بوده و می توان از آمار پارامتریک و آزمون آنوا جهت بررسی تفاوت بین داده ها بهره برد.

جدول ۳ نتایج آزمون های بررسی توزیع طبیعی داده های الکترومایوگرافی عضله همسترینگ داخلی را نشان می دهد. طبق این نتایج توزیع این داده ها طبیعی بوده و می توان از آمار پارامتریک و آزمون آنوا جهت بررسی تفاوت بین داده ها بهره برد.

جدول ۴ نتایج آزمون های بررسی توزیع طبیعی داده های الکترومایوگرافی عضله همسترینگ خارجی را نشان می دهد. طبق این نتایج توزیع این داده ها طبیعی بوده و می توان از آمار پارامتریک و آزمون آنوا جهت بررسی تفاوت بین داده ها بهره برد.

نمودار ۱ تغییرات فعالیت الکترومایوگرافی عضله همستریگ داخلی در طول چهار فاز اندازه گیری را نشان می دهد طبق این نمودار افزایش فعالیت الکترومایوگرافی همسترینگ پس از انجام مداخله و کاهش فعالیت پس از اعمال پروتکل خستگی و افزایش فعالیت پس از مداخله اصلاح تکنیک قابل رویت است.

جدول ۵ نتیجه‌ی آزمون تحلیل واریانس درون گروهی اندازه گیری مکرر عضله همسترینگ داخلی را نشان می دهد. مقدار p= ۰/۰۰۱ تفاوت معنادار بین میانگین ها را نشان می دهد.

جدول ۶ نتایج آزمون تعقیبی بون فرونی را نشان می دهد. طبق این نتایج بین فعالیت عضلانی همسترینگ داخلی در زمان های پیش آزمون- اصلاح تکنیک، پیش آزمون- خستگی و اصلاح تکنیک، اصلاح تکنیک–خستگی، خستگی - خستگی و اصلاح تکنیک تفاوت معنادار وجود دارد (p= ۰/۰۰۱)و بین زمان های پیش آزمون- خستگی، اصلاح تکنیک – خستگی و اصلاح تکنیک تفاوت معناداری دیده نشده است(p>۰/۰۵).

شکل ۳ نمودار تغییرات فعالیت الکترومایوگرافی عضله همستریگ خارجی در طول چهار فاز اندازه گیری را نشان می‌دهد طبق این نمودار افزایش فعالیت الکترومایوگرافی همستریگ پس از انجام مداخله و کاهش فعالیت پس از اعمال پروتکل خستگی و افزایش فعالیت پس از مداخله اصلاح تکنیک قابل رویت است.

جدول ۷ نتیجه‌ی آزمون تحلیل واریانس درون گروهی اندازه گیری مکرر عضله همسترینگ خارجی را نشان می دهد. مقدار p= ۰/۰۰۱ تفاوت معنادار بین میانگین ها را نشان می دهد.

جدول ۸ نتایج آزمون تعقیبی بون فرونی را نشان می دهد. بین فعالیت عضلانی در زمان های پیش آزمون- اصلاح تکنیک، پیش آزمون- خستگی و اصلاح تکنیک، اصلاح تکنیک – خستگی، خستگی - خستگی و اصلاح تکنیک تفاوت معنادار وجود دارد (p= ۰/۰۰۱) و بین زمان های پیش آزمون- خستگی، اصلاح تکنیک –خستگی و اصلاح تکنیک، تفاوت معناداری دیده نشده است (p>۰/۰۵).

شکل ۱: الکترود گذاری قبل از فرود

جدول۱: مشخصات آنتروپومتری آزمودنی ها (n=20)

متغیر	حداقل	حداکثر	میانگین	انحراف استاندارد
سن(سال)	۲۰	۲۴	۲۱/۷	۱/۳۸
قد(سانتی متر)	۱۶۸	۱۸۸	۱۷۸/۶	۵/۷۲
وزن(کیلوگرم)	۵۹	۸۳	۷۰/۹۵	۷/۵
BMI	۲۰/۲۴	۲۳/۹۹	۲۲/۱۷	۱/۱۳

جدول ۲: نتایج آزمون های بررسی توزیع طبیعی شاپیرو ویلک **داده های آنتروپومتریکی**

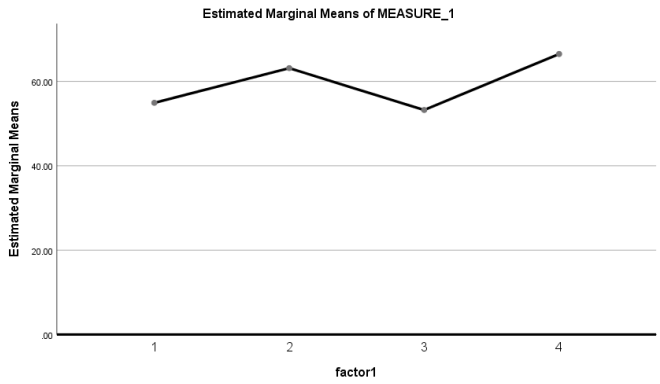
	آماره	تعداد	معناداری
قد	.962	20	.588
وزن	.946	20	.307
BMI	.963	20	.608

جدول ۳: نتایج آزمون های بررسی توزیع طبیعی شاپیرو ویلک داده های الکترومایوگرافی عضله همسترینگ داخلی

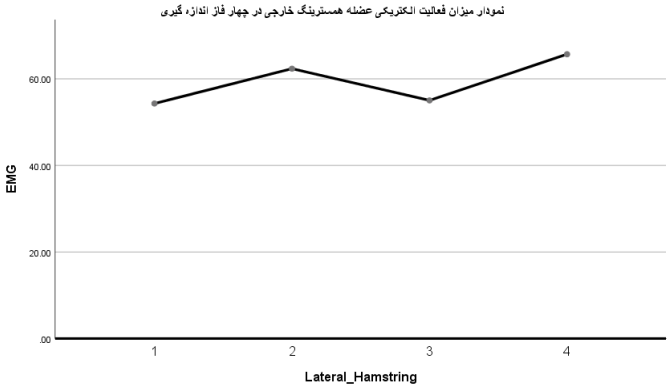
	آماره	تعداد	معناداری
پیش_آزمون	.947	20	.327
مداخله	.928	20	.139
خستگی	.924	20	.119
خستگی_مداخله	.930	20	.157

جدول ۴: نتایج آزمون های بررسی توزیع طبیعی شاپیرو ویلک داده های الکترومایوگرافی عضله همسترینگ خارجی

	آماره	تعداد	معناداری
پیش_آزمون	.944	20	.290
مداخله	.923	20	.115
خستگی	.961	20	.565
خستگی_مداخله	.916	20	.083



نمودار۲: تغییرات فعالیت الکترومایوگرافی عضله همستریگ داخلی در طول چهار فاز اندازه گیری



نمودار ۳: تغییرات فعالیت الکترومایوگرافی عضله همستریگ خارجی در طول چهار فاز اندازه گیری

جدول ۵: نتیجه ی آزمون تحلیل واریانس درون گروهی اندازه گیری مکرر عضله همسترینگ داخلی

متغیرها	تعداد	میانگین	انحراف استاندارد	F	معناداری
پیش آزمون	20	54.9139	11.38088	15.349	0.001
اصلاح تکنیک	20	63.1358	11.96643		
خستگی	20	53.2146	11.55784		
خستگی و اصلاح تکنیک	20	66.4856	14.00501		

جدول ۶: نتیجه ی آزمون تعقیبی بون فرونی تحلیل واریانس درون گروهی اندازه گیری مکرر عضله همسترینگ داخلی

متغیرها	*تفاوت میانگین*	*خطای استاندارد*	*معناداری*
پیش آزمون- اصلاح تکنیک	-8.222*	1.243	.000
پیش آزمون- خستگی	1.699	2.629	1.000
پیش آزمون- خستگی و اصلاح تکنیک	-11.572*	3.106	.009
اصلاح تکنیک - خستگی	9.921*	1.830	.000
اصلاح تکنیک – خستگی و اصلاح تکنیک	-3.350	2.341	1.000
خستگی - خستگی و اصلاح تکنیک	-13.271	2.237	.000

جدول ۷: نتیجه ی آزمون تحلیل واریانس درون گروهی اندازه گیری مکرر عضله همسترینگ خارجی

متغیرها	تعداد	میانگین	انحراف استاندارد	F	معناداری
پیش آزمون	20	54.2999	13.50520	14.77	0.001
اصلاح تکنیک	20	62.3539	11.62003		
خستگی	20	55.0261	14.14858		
خستگی و اصلاح تکنیک	20	65.6866	13.15221		

جدول ۸: نتیجه ی آزمون تعقیبی بون فرونی تحلیل واریانس درون گروهی اندازه گیری مکرر عضله همسترینگ خارجی

متغیرها	تفاوت میانگین	خطای استاندارد	معناداری
پیش آزمون- اصلاح تکنیک	-8.054*	1.394	.000
پیش آزمون- خستگی	-.726	2.622	1.000
پیش آزمون- خستگی و اصلاح تکنیک	-11.387*	3.243	.014
اصلاح تکنیک - خستگی	7.328*	2.119	.016
اصلاح تکنیک – خستگی و اصلاح تکنیک	-3.333	2.607	1.000
خستگی - خستگی و اصلاح تکنیک	-10.660*	2.862	.009

بحث

طبق دانسته های کنونی ما، این مطالعه اولین بررسی تأثیر اصلاح تکنیک بر فعالیت عضلانی و الگوی فرود افراد دچار پرونیشن عملکردی در شرایط خستگی عملکردی می باشد. ازین رو مقایسه با پیشینه تحقیقاتی دارای محدودیت است و سعی می شود با تکیه بر تبیین های بیومکانیکی و فیزیولوژیکی اثرات و ثمرات این مداخله در افراد متبلا به پرونیشن عملکردی توضیح داده شود. به هر حال، یافته های مطالعه حاضر همراه و مرتبط با پیشینه تحقیقاتی حیطه مورد نظر می باشد. بویژه این مطالعه می تواند برای آن دسته از تحقیقاتی که به ارتباط فاکتور های قابل دستکاری جهت پیشگیری از آسیب دیدگی (شامل فاکتورهای بیومکانیکی و کنترل عصبی عضلانی) می پردازد، بعنوان پیشینه حمایتی محسوب شود.

نتایج این تحقیق نشان داد که پس از مداخله اصلاح تکنیک میزان فعالیت عضلات همسترینگ پیش از فرود در افراد مبتلا به پرونیشن عملکردی مچ پا افزایش یافت. نتایج تحقیق حاضر با یافته های دکفوس و همکاران (۲۰۱۸) گکلر و همکاران(۲۰۱۷) ولینگ بنجامین و همکاران (۲۰۱۷) در اثر بخشی برنامه اصلاح تکنیک از نظر کنترل حرکت و دستورالعمل با وجود تفاوت در جمعه تحقیق همسو می باشد(۶, ۷, ۱۰-۱۴) که نشان از تاثیر برنامه اصلاح تکنیک در افراد دارای پرونیشن عملکردی دارد. یافته های تحقیق بلک برن و همکاران (۲۰۱۳) نشان داد آزمودنی هایی که فعالیت همسترینگ بالاتری داشتند، اوج گشتاور زانو کمتری در صفحه فرونتال و خم شدگی بیشتری در مفصل زانو در لحظه اوج نیروی برشی قدامی درشت نی، گشتاور داخلی وروس و گشتاور اکستنشن داخلی زانو حین فرود به نسبت آزمودنی های با فعالیت کمتر همسترینگ داشتند. اوج نیروی برشی قدامی درشت نی نیز در افراد با فعالیت بالاتر همسترینگ، کوچکتر بود. البته یافته آخر بلک برن , و همکاران (۲۰۱۳) معنادار نبود ($p=۰/۰۷$) (۳۴). همچنین اطلاعات بدست آمده از تحقیقات روی جسد نیز اشاره دارد که نیروی همسترینگ قابلیت محدود کردن بار ایجاد شده از نیروی برشی قدامی را داراست(۳۵, ۳۶). بلک برن و همکاران (۲۰۱۳) نیز روی اثر فعالیت همسترینگ در مکانیزم بارگذاری لیگامان متقاطع قدامی در هر دو صفحه ساجیتال (نیروی برشی قدامی درشت نی) و فرونتال (گشتاور داخلی وروس زانو) تأکید داشتند.(۳۴) البته با توجه به نزدیک بودن یافته مذکور اول به معناداری و همچنین و یافته های دیگر می توان تا حدی پذیرفت که فعالیت بالاتر همسترینگ عاملی برای کاهش نیروی برشی قدامی درشت نی و از سوی دیگر کاهش دهنده خطر پارگی لیگامان متقاطع قدامی و حرکت بیش از حد ساق و متعاقب آن افزایش پرونیشن است. علاوه بر این اشاره شد افراد دارای فعالیت همسترینگ بالاتر، خم شدگی زانوی بیشتری در لحظه گشتاور نیروی برشی قدامی، گشتاور خارجی ولگوس و گشتاور داخلی وروس زانو داشتند. زاویه الویشن لیگامان متقاطع قدامی که توسط فلکشن زانو کاهش پیدا کرده، لیگامان متقاطع قدامی را در فضای مفصل زانو کمی از جهت عمودی خارج می کند (۳۷, ۳۸). لیگامنت بلحاظ مورفولوژی عمدتا در برابر نیروی کششی توانایی مقاومت بیشتری نسبت به بار ایجاد شده از نیروی برشی دارد(۳۹). پس خم شدن بیشتر زانو، لیگامنت را برای مقاومت در برابر بارگذاری از جهت صفحه فرونتال مقاوم‌تر می‌کند. بنابراین استرس داده شده به لیگامنت در صفحه ساجیتال، با خم شدگی بیشتر زانو، کاهش پیدا می کند(۳۵, ۳۸, ۴۰). با توجه به این تحلیل در تحقیق حاضر نیز افزایش فعالیت همسترینگ پیش از برخود پا و به شکل فیدفورواردی می تواند ریسک آسیب زانو را بوسیله افزایش فلکشن مفصل، در این افراد کاهش دهد.

همانطور که گفته شد عمده تحقیقات گذشته به نحوی فعالیت بالاتر همسترینگ را مؤثر در افزایش زاویه فلکشن

زانو دانسته اند. یافته این تحقیق تفاوت معناداری بین میزان فعالیت همسترینگ در طی مداخلات اصلاح تکنیک در زمان های گوناگون نشان داده است. اگر یک تغییر آگاهانه فعالیت اندام تحتانی توسط ورزشکار انجام شود، ممکن است به توسعه‌ی مداخلاتی برای آموزش الگوهای حرکتی بهبود دهنده عملکرد و کاهش بروز آسیب دیدگی، بیانجامد. طبق آنچه گفته شد نتایج تحقیق حاضر تفاوت معناداری را بین اثر اصلاح تکنیک و فعالیت عضله همسترینگ نشان داد که می تواند با توجه به شواهد تحقیقی اشاره شده اثر گیری زاویه فلکشن مفصل زانو از میزان فعالیت همسترینگ، کاهش خطر آسیب دیدگی زانو و بخصوص لیگامان متقاطع قدامی و راستای بهتر مچ پا در حرکت زنجیره بسته پرش فرود تک پا به نظر می رسد اصلاح تکنیک فرود می تواند خطر آسیب زانو، مچ و نهایتا تنه را در مردان مبتلا به پرونیشن عملکردی مچ پا کاهش دهد.

عضله همسترینگ دارای تاندون هایی در بخش داخلی و خارجی پا است که نقش اساسی در سفتی و ثبات دهی به مفصل زانو بر عهده دارد. عضلات همسترینگ یک تأثیر محافظتی روی لیگامان متقاطع قدامی دارند و از طریق مقاومت در برابر نیروهای جلو برنده قدامی درشت نی باعث ایجاد ثبات داینامیک در زانو می شوند و هم انقباضی این عضلات با عضلات کوادریسپس و گاستروکنمیوس در حفظ ثبات مفصل زانو بسیار مؤثر است. محققان پیشنهاد کرده اند که فعال شدن همزمان و هماهنگ عضلات همسترینگ با یکدیگر سبب کمک به اعمال مکانیکی و نوروسنسوری ACL در طی حرکات ورزشی می شود. پاسخ سریع عضلات همسترینگ ممکن است ثبات زانو را در طی ورود نیروهای غیرمنتظره ورزشکاران بهبود ببخشد. وقتی که فرد برای جذب نیروها در اندام تحتانی، از عضلات همسترینگ به درستی استفاده می کند، با ایجاد زاویه فلکشن مناسب در زانو در درجه اول به پخش نیروها در مفاصل مختلف کمک کرده و نهایتاً با ایجاد انقباض همزمان در همسترینگ و وستوس مدیالیس، باعث حفظ راستای مناسب در زانو می شود. هم انقباضی کافی در عضلات فلکسور زانو نیاز است تا اثرات حاصل از انقباض کوادریسپس را به تعادل برساند، مفصل را در وضعیت فشرده شده قرار دهد و حداکثر گشتاورهای دورکنندگی و بازکنندگی زانو را کنترل نماید. از این رو به این عضلات اصطلاحاً آگونیست لیگامان متقاطع قدامی می گویند(۴۱).

در تبیین اثر تضعیف کننده خستگی عملکردی بر بیومکانیک فرود، چنین بیان شده است که کنترل عصبی-عضلانی کل زنجیرهٔ حرکتی و نیز ظرفیت تولید نیروی عضله در اثر خستگی کاهش می یابد. همچنین توانایی افراد در کاهش ضربه ناشی از فرود پس از خستگی کم می شود (۴۲) همین امر می تواند روشن کننده دلیل کاهش فعالیت همسترینگ پس از اعمال خستگی عملکردی آزمودنی های تحقیق باشد که با مداخله اصلاح حرکتی روند افزایشی آن قابل مشاهده بود.

افراد دارای پرونیشین عملکردی مچ پا عموما دچار آثار ثانویه ای می شوند که در پی آن خط نیرو از مرکز زانو به قسمت داخل تغییر می یابد و همین تغییر باعث می شود که خط ثقل به سمت خارج جابه جا شود. تغییر در وضعیت قرارگیری مفاصل، می تواند منجر به تغییر در پیام های ارسالی از گیرنده های حس عمقی به سیستم عصبی مرکزی و محیطی شود. همانطور که گفته شد، این پیامهای ارسالی تغییر یافته در دراز مدت می تواند باعث تغییر در برنامه های کنترل حرکتی سیستم عصبی شود. افرادی که دارای پرونیشن عملکردی می باشند، دارای پوزیشنی متفاوت با افراد سالم، در حین فرود و لحظه ی تماس پا با زمین می باشند. بطوری که مچ پای ورزشکاران مبتلا، در لحظه ی تماس پا با زمین، در وضعیت اورژن بیشتری نسبت به افراد سالم قرار دارد و این تغییر پوزیشن منجر به تغییر در الگوی فعالسازی عضلات اطراف مفصل زانو می شود.

در تحقیق حاضر احتمالاً بهبود حس عمقی و ارسال اطلاعات آوران در افراد مبتلا به پرونیشن عملکردی مچ پا با تغییر در برنامه حرکتی ایجاد شده در سیستم عصبی مرکزی و کنترل پیش خوراندی باعث تغییر در الگوی کنترل حرکتی و بهبود فعالیت عضلات گردیده است.

نارسایی بازخورد حسی نیز احتمالا توانایی سیستم کنترل حرکت در پالایش و تنظیم حرکات را تحت تأثیر قرار دهد (۴۳). بین ورودی‌های حسی شامل حس عمقی، سیستم وستیبولار و سیستم بینایی و شاخص‌های کنترل پیش خوراند سیستم حرکتی ارتباط وجود دارد به طوری که ورودی های حسی می‌توانند کارایی یا عدم کارایی این مکانیزم را تحت تأثیر قرار دهند(۴۴) علاوه بر این زمان‌بندی و بزرگی پاسخ‌های پیش خوراندی وابسته به یکپارچگی ورودی‌های حسی مذکور است(۴۵). ضمنا در مفصل مچ پا صدمه به سیستم کنترل حسی- حرکتی مفصل به عنوان یکی از علل اصلی بی ثباتی مکرر مچ هم مطرح است (۴۶)

فعالیت پیش از فرود عضلات همسترینگ از طریق تلفیق زمان‌بندی و میزان فعالیت الکترومیوگرافی به صورت یک واحد کنترل می‌شود (۴۷) و مسئول اصلی محافظت از مفصل است(۴۸, ۴۹). در این میان، زمان شروع پیش فعالیت عضلات قبل از تماس پا با زمین متغیر کلیدی است که سطح مناسب نیروی عضلانی ایجاد شده در لحظه برخورد پا با زمین را تضمین می‌کند (۵۰) به گونه ای که هر چه زمان شروع فعالیت عضله زودتر از زمان برخورد واقع شود، فعالیت پیش از فرود افزایش خواهد یافت که به آمادگی بیشتر سیستم برای دریافت بار می‌انجامد (۴۷).

طبق آنچه گفته شد استفاده از شیوه های صحیح دستورالعمل و بهره گیری از امکانات حیطه کنترل حرکتی می تواند نقش شایانی در بهبود رفتار ورزشکاران در جهت پیشگیری از آسیب داشته باشد(۷) همچنین پیشنهاد می شود که تمرینات پیشگیری از آسیب ورزشکاران دچار پرونیشن مچ پا می تواند با مداخله استراتژی های کنترل حرکتی انجام و افزایش تأثیر قابل توجهی داشته باشند، مربیان بدنساز و پزشکیاران ورزشی می توانند از دستورالعمل های اصلاح تکنیک بهره قابل توجهی ببرند(۱۲) بعلاوه اگر تمرینات تعادل با دستور العمل های اصلاح تکنیک آمیخته شود تاثیرات بهبود یافته تری روی افراد خواهد گذاشت(۶).

در انتها به عنوان پیشنهادات تحقیقات آتی می توان گفت با وجود پیشینه تحقیقاتی پژوهش در این زمینه نباید متوقف گردد؛ تنوع بالای تمرینات در رشته های گوناگون از حیطه سلامت تا قهرمانی و از سوی دیگر تنوع جامعه مخاطب (از منظر سن، جنس، سابقه، وضعیت بدنی و سایر عوامل اثر گذار) گویای لزوم تحقیقات جامع تر با هدف گذاری دقیق تر بر اصلاح تکنیک و کاهش آسیب در افراد دچار ناهنجاری های قابل اصلاح و عملکردی نظیر پرونیشن مچ پا و ولگوس داینامیک زانو می باشد. ضمنا می توان بررسی تاثیر اصلاح تکنیک بر فعالیت الکترومایوگرافی سایر عضلات در حین تکالیف و فعالیت های عملکردی و بررسی اثرات اصلاح تکنیک روی شاخص های بیومکانیک اجرا در رشته های ورزشی مختلف را نیز پیشنهاد کرد.

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، خستگی عملکردی ناشی از ورزش می‌تواند موجب دگرگونی مکانیک فرود شود و احتمال بروز فشار به مفاصل اندام تحتانی، به ویژه زانو، و درنتیجه خطر وقوع آسیب دیدگی را در این مفاصل افزایش دهد. از این رو، ارائه بازخوردهای لازم برای بهبود مکانیک فرود ورزشکاران، همراه با به کارگیری دوره های تمرینی مناسب جهت ارتقای آمادگی جسمانی ورزشکاران و افزایش سطح تحمل خستگی در آنها، پیشنهاد می شود. روند اصلاح تکنیک چنانچه در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفت احتمالا کارایی لازم در

تغییر الگوی حرکت و فعال سازی عضلات این افراد را دارد و به عنوان فاکتور قابل دسترس و کلیدی برای جلسات تمرینی ورزشکاران و سایر افراد فعال و کم فعال می تواند استفاده شود و این افراد را از ریسک آسیب دیدگی مفاصل مچ و زانو دور کند. به طور کلی به نظر می رسد اصلاح تکنیک فرود می تواند با تغییر بهینه الگوی فرود و فعال سازی عضلات مدیال همسترینگ، لترال همسترینگ کاهنده خطر آسیب زانو، مچ و نهایتا تنه هم در شرایط عادی و هم در زمان خستگی عملکردی در مردان فعال مبتلا به پرونیشن عملکردی مچ پا باشد.

قدردانی

این مقاله مستخرج از پروژه رساله دکتری اینجانب در دانشگاه خوارزمی بوده است ضمنا از پسران دانشجوی کارشناسی رشته تربیت بدنی که با همکاری و حضور صبورانه خود در محل آزمایشگاه علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی موجبات تکمیل پژوهش حاضر را فراهم آوردند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1-Wulf G. Attentional focus and motor learning: A review of 10 years of research. Gabriele Wulf on attentional focus and motor learning [Target article] E-Journal Bewegung und Training. 2007;1:4-14.
2-Magill RA, Anderson DI. Motor learning and control :Concepts and applications: McGraw-Hill New York; 2007.
3-Wulf G, Shea C, Park J-H. Attention and motor performance: preferences for and advantages of an external focus. Research quarterly for exercise and sport. 2001;72(4):335-44.
4-De la Cruz B, García C, Sánchez M, Albornoz M, Espejo L, Domínguez-Maldonado G. Therapeutic physical exercise for lower limb overpronation in young athletes. European Journal of Integrative Medicine. 2014.
5-Sahrmann S. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes: Elsevier Health Sciences; 2002.
6-Diekfuss JA, Rhea CK, Schmitz RJ, Grooms DR, Wilkins RW, Slutsky AB, et al. The Influence of Attentional Focus on Balance Control over Seven Days of Training. Journal of motor behavior. 2018:1-12.
7-Gokeler A, Benjaminse A, Seil R, Kerkhoffs G, Verhagen E. Using principles of motor learning to enhance ACL injury prevention programs. Sports Orthopaedics and Traumatology. 2018;34(1):23-30.
8-Cunningham JB, McCrum-Gardner E. Power, effect and sample size using GPower :practical issues for researchers and members of research ethics committees. Evidence-Based Midwifery. 2007;5(4):132-7.
9-Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior research methods. 2007;39(2):175-91.
10-Diekfuss JA, Janssen JA, Slutsky AB, Berry NT, Etnier JL, Wideman L, et al. An external focus of attention is effective for balance control when sleep-deprived. International Journal of Exercise Science. 2018;11(5):84-94.
11-Gokeler A, Benjaminse A, Welling W, Alferink M, Eppinga P, Otten B. The effects of attentional focus on jump performance and knee joint kinematics in patients after ACL reconstruction. Physical Therapy in Sport. 2.۲۰-۱۱٤:(۲)۱٦;۰۱٥
12-Benjaminse A, Welling W, Otten B, Gokeler A. Transfer of improved movement technique after receiving verbal external focus and video instruction. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2018;26(3):955-62.
13-Welling W, Benjaminse A, Gokeler A, Otten B. Enhanced retention of drop vertical jump landing technique: a randomized controlled trial. Human movement science. 2016;45:84-95.
14-Welling W, Benjaminse A, Gokeler A, Otten B. RETENTION OF MOVEMENT TECHNIQUE: IMPLICATIONS FOR PRIMARY PREVENTION OF ACL INJURIES. International journal of sports physical therapy. 2017;12(6):908.
15-Clark M, Lucett S. NASM essentials of corrective exercise training: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
16-Morrison SC, Ferrari J. Inter-rater reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot. Journal of foot and ankle research. 2009;2(1):26.
17-Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Enschede: Roessingh Research and Development. 2007:108-12.
18-Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the foot posture index. Journal of Foot and Ankle research. 2008;1(1):6.
19-Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. Clinical biomechanics. 2006;21(1):89-98.

20-Cortes N, Greska E, Kollock R, Ambegaonkar J, Onate JA. Changes in lower extremity biomechanics due to a short-term fatigue protocol. Journal of athletic training. 2013;48(3):306-13.
21-McLean SG, Fellin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. Medicine and science in sports and exercise. 2007;39(3):502-14.
22-Jones MT, Matthews TD, Murray M, Van Raalte J, Jensen BE. Psychological correlates of performance in female athletes during a 12-week off-season strength and conditioning program. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2010;24(3):619-28.
23-Gellish RL, Goslin BR, Olson RE, McDONALD A, Russi GD, Moudgil VK. Longitudinal modeling of the relationship between age and maximal heart rate. Medicine and science in sports and exercise. 2007;39(5):822-9.
24-Sahrmann S .Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines: Elsevier Health Sciences; 2010.
25-Andrieux M, Danna J, Thon B. Self-control of task difficulty during training enhances motor learning of a complex coincidence-anticipation task. Research quarterly for exercise and sport. 2012;83(1):27-35.
26-Chiviacowsky S, de Medeiros FL, Kaefer A, Wally R, Wulf G. Self-controlled feedback in 10-year-old children: higher feedback frequencies enhance learning. Research Quarterly for Exercise and Sport. 2008;79(1):122-7.
27-Ebben WP, Fauth ML, Petushek EJ, Garceau LR, Hsu BE, Lutsch BN, et al. Gender-based analysis of hamstring and quadriceps muscle activation during jump landings and cutting. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2010;24(2):408-15.
28-Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. Journal of foot and ankle research. 2009;2(1):35.
29-Vance J, Wulf G, Töllner T, McNevin N, Mercer J. EMG activity as a function of the performer's focus of attention. Journal of motor behavior. 2004;36(4):450-9.
30-Urabe Y, Kobayashi R, Sumida S, Tanaka K, Yoshida N, Nishiwaki GA, et al. Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. The Knee. 2005;12(2):129-34.
31-Colby S, Francisco A, Yu B, Kirkendall D, Finch M, Garrett W. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers implications for anterior cruciate ligament injury. The American journal of sports medicine. 2000;28(2):234-40.
32-Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. Journal of Athletic Training. 2006;41(3):294.
33-Jeong J, Cho W, Kim Y, Choi H, editors. Recognition of lower limb muscle EMG patterns by using neural networks during the postural balance control. 3rd Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2006; 2007: Springer.
34-Blackburn JT, Norcross MF, Cannon LN, Zinder SM. Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. Journal of athletic training. 2013;48(6):764-72.
35-Li G, Rudy T, Sakane M, Kanamori A, Ma C, Woo S-Y. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. Journal of biomechanics. 1999;32(4):395-400.
36-Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. The Journal of Bone & Joint Surgery. 2008;90(4):815-23.
37-Li G, Papannagari R, E Defrate L, Doo Yoo J, Eun Park S, J Gill T. Comparison of the ACL and ACL graft forces before and after ACL reconstruction an in-vitro robotic investigation. Acta orthopaedica. 2006;77(2):267-74.
38-Wu C, Noorani S, Vercillo F, Woo SLY. Tension patterns of the anteromedial and posterolateral grafts in a double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. Journal of Orthopaedic Research. 2009;27(7):879-84.
39-Woo SL-Y, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex The effects of specimen age and orientation. The American journal of sports medicine. 1991;19(3):217-25.
40-Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. Journal of Orthopaedic Research. 1995;13.۵-۹۳۰:(۶)
41-Hewett TE, Johnson DL. ACL prevention programs: fact or fiction. Orthopedics. 2010;33(1):36-9.
42-Amini O, Samami N. Comparing the Effect of Functional Fatigue on Dynamic Balance in Males with Different Somatotypes. Tabari Biomedical Student Research Journal. 2016;2(2):26-35.
43-Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. Journal of athletic training. 2006;41(1):74.
44-Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. Principles of neural science :McGraw-Hill New York; 2000.

45-Kamibayashi K, Muro M. Modulation of pre-programmed muscle activation and stretch reflex to changes of contact surface and visual input during movement to absorb impact. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2006;16.٩-٤٣٢:(٥)
46-Lephart SM, Fu FH. Proprioception and neuromuscular control in joint stability: Human Kinetics Champaign, IL; 2000.
47-Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait & posture. 2005;21(1):85-94.
48-McKinley P, Pedotti A. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. Experimental brain research. 1992;90(2):427-40.
49-Wikstrom EA, Tillman MD, Schenker SM, Borsa PA. Jump-landing direction influences dynamic postural stability scores. Journal of Science and Medicine in Sport. 2008;11(2):106-11.
50-Santello M, McDonagh M. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. Experimental Physiology. 1998;83(6):857-74.

Effect of Technique Correction Protocol on Hamstring Muscle Activity following Fatigue Protocol in Patients with Pronation

Ali Emami[1], Malihe Hadadnezhad[2]*, Zdeněk Svoboda[3], Ali Abbasi[2]

1-Ph.D of Sports Pathology and Corrective Movements.
2-Assistant Professor of Biomechanics and Sports Pathology.
3-Professor of Biology and Movement Sciences.

1,2-Department of Biomechanics and Sport injuries, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
3-Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacky University Olomouc, Olomouc, Czech Republic.

**Corresponding author:*
Malihe Hadadnezhad. Department of Biomechanics and Sport injuries, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel:+989123469464
Email: m.hadadnezhad@khu.ac.ir

Abstract

Background and Objective: evaluation of the use of motor control parameters and its efficacy in correcting movement and preventing injury in exercise and Environmentally and locally fatigue conditions can be a useful finding to reduce the risk of injury to these individuals.

Materials and Methods: Technique correction intervention was performed on twenty people with age 20±1.38 with ankle pronation in Functional Agility Fatigue Short-Term protocol. Research data were extracted using biometrics, MATLAB, excel software and analyzed by SPSS software using Shapiro test, ANOVA repeated measure and Bonferroni post hoc test

Results: There was no significant difference between pre-test-fatigue, technique-fatigue and technique correction times.

Conclusion: It seems that correction of the technique can be done by optimally modifying the landing pattern and activating the medial hamstring, lateral hamstring, reducing the risk of knee injury, ankle and trunk in both with and without fatigue in patients with ankle pronation.

Keywords: Technique correction, Hamstring, Fatigue, pronation.

►*Please cite this paper as:*
Effect of Technique Correction Protocol on Hamstring Muscle Activity following Fatigue Protocol in Patients with Pronation. nano-emulsions. Jundishapur Sci Med J 2020; 19(1):53-68

Received: Oct 26, 2019 **Revised: Jan 13, 2020** **Accepted: Jan 25, 2020**