

مطالعات طب ورزشی

سال دوازدهم، شماره بیست و هفتم

نشریه مطالعات طب ورزشی بر اساس نامه کمیسیون نشریات وزارت علوم به شماره ۲۱۱۹۱۲ مورخ ۹۰/۱۰/۱۸ امتیاز علمی - پژوهشی دریافت نموده است. این نشریه بر اساس گواهی کتابخانه منطقه‌ای علوم و تکنولوژی به شماره ۱۶۵۶/م. د مورخ ۸۶/۷/۱۸ در مرکز استنادی علوم جهان اسلام (ISC) نمایه‌سازی شده است. همچنین به گواهی نامه شماره ۱/۲۲۱۴۰. ت مورخ ۸۸/۱۲/۱۲ این نشریه در مرکز استنادی علوم جهان اسلام موفق به اخذ ضریب تأثیر (IF) شده است.

بهار و تابستان ۱۳۹۹

قیمت ۷۵۰۰ تومان

دو فصلنامه تخصصی مطالعات طب ورزشی پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

- مدیر مسئول: علی شریف نژاد (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)
- سر دبیر: مهرداد عنبریان (استاد دانشگاه بوعلی سینا همدان)
- دبیر تخصصی: داود خضری (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)
- مدیر داخلی: زیبا استوان
- صفحه آراء: محبوبه ایران پاک

- هیئت تحریریه (به ترتیب حروف الفبا)
 - احمد ابراهیمی عطری (دانشیار فیزیولوژی ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد)
 - رضا رجیبی (استاد طب ورزشی دانشگاه تهران)
 - نادر رهنما (استاد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه اصفهان)
 - صدرالدین شجاع الدین (دانشیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه خوارزمی)
 - منصور صاحب الزمانی (استاد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه شهید باهنر کرمان)
 - حیدر صادقی (استاد بیومکانیک ورزشی دانشگاه خوارزمی)
 - محمدحسین علیزاده (استاد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران)
 - مهرداد عنبریان (استاد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان)

- شماره استاندارد بین المللی: ۱۶۵۸-۲۳۲۲
- انتشارات: پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی
- شماره پیاپی: ۲۷- بهار و تابستان ۱۳۹۹
- شمارگان: ۱۰۰۰ نسخه
- نشانی: تهران، خیابان مطهری، خیابان میرعماد، کوچه پنجم، پلاک ۳، کدپستی: ۱۵۸۷۹۵۸۷۱۱
- تلفن: ۰۲۱-۸۸۵۲۹۱۲۲ دورنگار: ۰۲۱-۸۸۱۷۴۲۲۱
- نشانی پست الکترونیک: smj@ssrc.ac.ir
- نشانی سامانه نشریات پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی: journals.ssrc.ac.ir

اسامی مشاوران علمی این شماره (به ترتیب حروف الفبا)

دکتر حامد اسماعیلی (استادیار دانشگاه اصفهان)

دکتر هاشم پیری (استادیار دانشگاه علامه طباطبایی)

دکتر امیرعلی جعفر نژاد گرو (استادیار دانشگاه محقق اردبیلی)

دکتر سید اسماعیل حسینی نژاد (استادیار دانشگاه مازندران)

دکتر مهدی خالقی تازجی (استادیار دانشگاه خوارزمی)

دکتر داود خضری (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)

دکتر محمد ربیعی (استادیار دانشگاه شهر کرد)

دکتر محمد رحیمی (استادیار دانشگاه شهید رجایی تهران)

دکتر شهرزاد زندی (استادیار دانشگاه تهران)

دکتر فاطمه سالاری اسکر (استادیار دانشگاه مازندران)

دکتر محمد رضا سیدی (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)

دکتر حیدر صادقی (استاد دانشگاه خوارزمی)

دکتر مجتبیٰ عشرستاقی (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)

دکتر مهرداد عنبریان (استاد دانشگاه بوعلی سینا همدان)

دکتر محمد کریمی زاده (استادیار دانشگاه تهران)

دکتر یوسف مقدس تبریزی (استادیار دانشگاه تهران)

دکتر هومن مینو نژاد (دانشیار دانشگاه تهران)

درباره نشریه

* نشریه از سال ۱۳۸۸ از نشریه "پژوهش در علوم ورزشی" به نشریه تخصصی "مطالعات طب ورزشی" تغییر نام داده و بر اساس نامه کمیسیون نشریات وزارت علوم به شماره ۸۹/۳/۱۱/۱۴۳۵۹ مورخ ۸۹/۰۶/۰۶ امتیاز علمی - پژوهشی دریافت نموده است. این نشریه بر اساس گواهی کتابخانه منطقه‌ای علوم و تکنولوژی به شماره ۱۶۵۶/م. د مورخ ۸۶/۷/۱۸ در مرکز استنادی علوم جهان اسلام (ISC) نمایه‌سازی گردیده است. همچنین به گواهی‌نامه شماره ۱/۲۲۱۴۰ ت مورخ ۸۸/۱۲/۱۲ این نشریه در مرکز استنادی علوم جهان اسلام موفق به اخذ ضریب تأثیر (IF) شده است.

* نشریه پایبند به قوانین بین‌المللی علیه سوء استفاده علمی شامل داده‌سازی، تحریف، سرقت ادبی، و غیره می‌باشد. هرگونه سوء رفتار مشکوک در طی مرور و پروسه داوری، مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق چاپ آثار علمی (COPE) مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

* پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی مالکیت حق چاپ تمام موارد منتشر شده را دارد. با این وجود بر اساس قوانین انتشارات با دسترسی آزاد، تمام مطالعات چاپ شده در این نشریه به صورت آزاد در وب سایت نشریه برای عموم بدون پرداخت هزینه قابل دسترس می‌باشد.

* نام‌ها و ایمیل‌های وارد شده در این سایت محرمانه بوده و فقط در نشریات پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی بکار می‌رود و در دسترس هیچ شخص یا سازمان دیگری قرار نخواهد گرفت.

اهداف نشریه:

چاپ مقالات اصیل پژوهشی پژوهشگران داخلی در زمینه پزشکی ورزشی و سایر علوم وابسته به آن. گسترش و اعتلای دانش پزشکی ورزشی با رویکرد حوزه تربیت بدنی و علوم ورزشی براساس یافته‌های علمی - تحقیقاتی تشویق پژوهشگران در انجام پژوهش در زمینه پزشکی ورزشی
تحقق بخشیدن به برنامه‌ها و طرح‌های ملی در زمینه پیشگیری و توانبخشی صدمات ورزشی
ایجاد عرصه‌ای مناسب برای تبادل افکار و اطلاعات در مجامع علمی - پژوهشی و دانشجویی کشور
کمک به بخش اجرا در برنامه‌ریزی کلان با استناد به نتایج حاصل از تحقیقات جدید منتشر شده در ارتباط با موضوعات مرتبط نشریه

موضوعات مورد پذیرش نشریه عبارتند از:

- * پزشکی ورزش
- * طراحی و معرفی پروتکل‌های توانبخشی آسیب‌های ورزشی
- * مدیریتی و کنترل عوامل خطرزا در آسیب‌های ورزشی
- * مداخلات ارگونومیک و اصلاح ناهنجاری‌های وضعیتی
- * ورزش و ناتوانی‌های جسمی، حسی و ذهنی
- * ارگونومی و بیومکانیک کار
- * همه‌گیرشناسی و پیشگیری آسیب‌های ورزشی
- * شناسایی علل بروز و مکانیسم آسیب‌های ورزشی
- * طراحی و معرفی برنامه‌های اصلاحی و درمانی
- * ورزش معلولین، بیماری‌های خاص و سالمندان
- * بیومکانیک آسیب‌های ورزشی
- * بیومکانیک ورزشی سالمندان و معلولان
- * شناسایی، معرفی و کاربرد وسایل اندازه‌گیری در حیطه حرکات اصلاحی
- * کلیه موضوعات مرتبط با حیطه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی

راهنمای تهیه مقاله برای فصلنامه علمی - پژوهشی

«مطالعات طب ورزشی»

ساختار مقالات مروری

ساختار نگارشی مقالات مروری باید مطابق مقالات پژوهشی باشد، با این تفاوت که مقاله مروری باید از قسمت‌های زیر تشکیل شده باشد:

- ۱) چکیده فارسی و انگلیسی خلاصه‌ای از مقدمه، محورهای موضوعی مقاله، جمع‌بندی و ارائه چشم‌اندازهای پژوهشی
- ۲) مقدمه شامل خلاصه‌ای از مبانی نظری و تجربی برای ارائه یک رویکرد جدید علمی، خلق یا به چالش کشیدن یک فرضیه و معرفی چهارچوب، جهت و مسیری که مقاله برای رسیدن به هدف مورد نظر اتخاذ کرده است
- ۳) محورهای موضوعی مقاله با رعایت انسجام مطالب در هر محور و بین محورها
- ۴) جمع‌بندی
- ۵) ارائه چشم‌اندازهای پژوهشی
- ۶) حداقل ۲۵ درصد منابع باید از نویسندگان یا نویسندگان باشد

ساختار نگارشی مقالات پژوهشی

خواهشمند است شیوه‌نامه زیر را مطالعه و بر اساس آن اقدام به ارسال مقاله کنید. لازم به توضیح است که مقالات دریافتی از طریق سایت پژوهشگاه در مرحله اول و پیش از ارسال به داوری از نظر رعایت شیوه‌نامه زیر بررسی خواهد شد و در صورت عدم رعایت آن، مقاله برای داوری ارسال نخواهد شد.

اصول کلی

- ۱-۱ مقاله ارسالی باید اصیل باشد.
- ۱-۲ ترجمه مقالات پذیرفته نمی‌شود.
- ۱-۳ مقاله مروری از اشخاص مجرب که حداقل ۲۰ مقاله در موضوعات مرتبط در نشریات داخلی یا خارجی چاپ کرده باشند، پذیرفته می‌شود و باید شامل عنوان، چکیده فارسی و انگلیسی، کلیات و تاریخچه‌ای در مورد موضوع، هدف از انجام پژوهش، مطالب علمی و مطالعات انجام شده درباره موضوع، تجزیه و تحلیل و بحث در رابطه با پژوهش‌های ارائه شده و نتیجه‌گیری باشد. نتیجه‌گیری باید شامل جمع‌بندی و نتیجه کلی باشد. همچنین پیشنهادها سازنده برای آینده بیان شود.
- علاوه بر آن، پژوهش باید دربردارنده گزارش موارد نادر و جالب، شرح حال مربوط به مراجع، بحث درباره گزارش تهیه شده، بدون نیاز به مروری بر مقالات و کارهای انجام شده قبلی، نکات مهم و مورد توجه و بیان آموخته‌های قبلی پژوهشگر به تناسب موضوع باشد.
- ۱-۴ نامه به سردبیر و گزارش کوتاه باید در مورد موضوعات جدید باشد.

۵-۱ تعداد نویسندگان هر مقاله نباید بیشتر از سه نفر باشد. تنها مقاله برگرفته از رساله دکتری و طرح‌های پژوهشی مجاز است تا چهار نویسنده داشته باشد و نامه تأییدیه دانشگاه نیز باید ضمیمه پرونده شده باشد.

۶-۱ شیوه‌نامه ارسال مقالات:

مقالات باید از طریق سامانه نشریه مطالعات طب ورزشی پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی (www.journals.ssric.ac.ir)، به صورتی که شرح داده شده است، ارسال شود.

۱-۷. آئین نگارش زبان فارسی به طور کامل رعایت شود و از به‌کاربردن واژه‌های خارجی که معادل‌های دقیق و رسایی در زبان فارسی ندارند، خودداری شود.

۲. نحوه تنظیم مقالات

۲-۱ صفحه اول باید شامل هر دو چکیده به شرح زیر باشد:

۱-۱-۲ چکیده فارسی در بالای صفحه و شامل عنوان، نام و نام خانوادگی نویسندگان و متن چکیده فارسی به‌همراه کلیدواژه‌های مرتبط باشد. درجه علمی و محل اشتغال آن‌ها، مؤسسه ناظر، حامیان مالی و محل انجام پژوهش و نویسنده مسئول و آدرس ایمیل او در پاورقی نوشته شود (در مقاله‌های برگرفته از طرح پژوهشی، باید از درج شماره قرارداد در هر قسمت از مقاله پرهیز شود).

۲-۱-۲ چکیده انگلیسی در پایین صفحه و شامل عنوان، نام و نام خانوادگی و متن چکیده انگلیسی به‌همراه کلیدواژه‌های مرتبط باشد.

۲-۲ تعداد کلمات هر چکیده باید حداکثر ۱۵۰ کلمه باشد. از ذکر مقدار $R, pvalue$ و منابع استفاده‌شده برای آزمون یا پرسش‌نامه و استفاده از کلمات، حروف و علائم اختصاری لاتین در چکیده کوتاه اجتناب شود.

۳-۲ اندازه و نوع قلم متن مقاله 12 B nazanin، چکیده 10 B nazanin بولد، تیتر جداول و تصاویر B nazanin 10، تیترهای دیگر مانند مقدمه، روش و غیزه 12 B nazanin بولد باشد و تعداد صفحات مقاله از ۱۵ صفحه تجاوز نکند.

۴-۲ قلم تمام نوشته‌های انگلیسی مقاله، Times New Roman و اندازه‌های چکیده لاتین (۱۰ بولد)، پانویس‌ها (۸) و منابع لاتین (۱۰) باشد.

۵-۲ عکس‌ها، نمودارها و جدول‌های مربوط به مقاله، به همراه شرح کامل آن‌ها در متن اصلی مقاله آورده و شماره‌گذاری شوند. نمودارها و شکل‌های ارسالی باید اصلی، دقیق و روشن باشند. لازم است جداول بدون استفاده از خطوط طولی و تنها با استفاده از چند خط عرضی (ترجیحاً ۳ خط) تنظیم شوند.

۲-۶. اصل مقاله باید شامل موارد زیر باشد:

۲-۶-۱. مقدمه: بیان مسئله، ضرورت و اهمیت و هدف از اجرای پژوهش با مروری بر مطالعات گذشته.

۲-۶-۲. روش پژوهش: شرح دقیق طرح پژوهش، جامعه و نمونه آماری، مواد و روش‌های اندازه‌گیری (روایی و پایایی وسایل و آزمون‌ها) و روش‌های آماری

۲-۶-۳. یافته‌ها (نتایج): شرح کامل یافته‌های پژوهش

۲-۶-۴. بحث: شرح نکات مهم یافته‌ها و مقایسه آن با یافته‌های حاصل از مطالعات دیگر و توجیه و تفسیر موارد مشترک و مورد اختلاف، بیان کاربرد احتمالی یافته‌ها و در نهایت نتیجه‌گیری و ارائه پیشنهادها حاصل از یافته‌های پژوهش.

۲-۶-۵. در انتهای مقاله دو پاراگراف کوچک ارائه داده شود؛ یکی درباره آنچه تاکنون در مورد موضوع پژوهش می‌دانستیم و دیگری درباره اینکه مقاله حاضر چه اطلاعات جدیدی به حیطة و موضوع مورد مطالعه اضافه کرده است.

۳. شیوه‌نامه نوشتن متن مقاله و ارجاع منابع داخل متن

۱-۳. مقاله نباید اشکالات نگارشی و ادبی داشته باشد. نکات زیر برخی از مهم‌ترین موارد نگارشی است که باید رعایت شود: رعایت نیم‌فاصله‌ها در کلماتی با دو جزء، مانند می‌توان، می‌شود، روان‌شناسی، کم‌تحرك و...؛ گذاشتن علامت «ء» در کلماتی مانند تأییدی، تأثیر، مؤلفه، مؤثر و...؛ جدانویسی کلماتی مانند عامل‌های، پرسش‌نامه، به‌دست‌آمده و...؛ گذاشتن تنوین در کلماتی مانند مثلاً، اصلاً و...؛ به‌کاربردن «همزه» به‌جای «ی» در کلماتی مانند دامنه حرکتی، نمره آزمون و...؛ استفاده از واژه پژوهش، پژوهشگر، پژوهش‌ها به‌جای تحقیق، محقق، تحقیقات؛ استفاده از واژه معنادار به‌جای معنی‌دار.

۲-۳. پس از ویرگول یک فاصله بگذارید و سپس کلمه بعدی را بنویسید. پیش از ویرگول نباید فاصله وجود داشته باشد. مانند پژوهشگران، گزارش دادند...

۳-۳. پس از نقطه یک فاصله بگذارید و سپس کلمه بعدی را بنویسید.

۴-۳. کلمه‌های لاتین نباید داخل متن فارسی بیایند. به‌جای آن‌ها، معادل فارسی آن‌ها را در متن بنویسید، حتی علائم اختصاری‌ای مانند «اس.پی.اس.اس» و سپس در اولین ارجاع زیرنویس کنید.

۵-۳. فونت پانویس‌ها باید Times New Roman 8 باشد و پس از شماره، نقطه و یک فاصله گذاشته شود و سپس نام خاص لاتین یا توضیحات مربوط نوشته شود. نوشته‌ها و اعداد باید در یک امتداد باشند. برای این کار، اگر دو بار ساب اسکرپیت را کلیک کنید، هر دو در یک امتداد قرار خواهند گرفت.

۶-۳. نباید نام کوچک نویسنده در داخل متن یا پانویس نوشته شود و تنها نام خانوادگی باید ذکر شود.

۷-۳. در داخل متن، هر جا که نیاز به استفاده از کمانک (پرانتز) باشد، باید بین حرف آخر کلمه قبل از کمانک و کمانک اول و پس از کمانک دوم و کلمه بعد یک فاصله باشد. مثلاً: بررسی اشمیت (۲۰۰۴) نشان داد...

۴. نحوه نگارش منابع مورد استفاده در متن

۱-۴. شیوه منبع دهی در این مجله بر اساس شیوه ونکور (ظهور در متن) است. در این شیوه اولین ارجاع در متن شماره یک را گرفته و این منبع در بخش منابع در انتهای مقاله نیز با شماره یک مشخص می‌شود. تعداد منابع فارسی و انگلیسی نباید بیش از ۴۰ شماره باشد.

۲-۴. در داخل متن هر جا نیاز به استفاده از پرانتز است، باید بین حرف آخر کلمه و پرانتز فاصله باشد و پرانتز نباید به کلمه بچسبد؛ مثلاً: بررسی انجام شده توسط اشمیت (۱) در سال ۲۰۰۷ نشان داد...

۳-۴. در مواردی که محقق اقدام به نوشتن نام نویسنده مقاله و سال اجرای تحقیق می‌کند (همچون مثال بالا) لازم است تا شماره منبع موردنظر را نیز ذکر کند. همچنین توجه شود زمانی که در داخل پرانتزهای استفاده شده برای نوشتن منابع (در داخل متن)، بیش از دو منبع قرار می‌گیرد، منابع باید از کوچک به بزرگ و از سمت چپ به راست بدون فاصله نوشته شوند و با حرف کاما از یکدیگر جدا شوند مثلاً: (۱۲،۱۴،۲۱). اگر منابع داخل پرانتز بیش از دو مورد است و پشت سر هم قرار دارند، به جای نوشتن همه آن‌ها، بین منبع اول و آخر یک خط تیره قرار داده شود: مثلاً به جای (۱،۲،۳،۴) نوشته شود (۱-۴). علاوه بر این می‌توان این شیوه‌ها را با یکدیگر ترکیب نمود (۲-۱۹،۱۲،۷).

۴-۴. زمانی که بخشی از مطالب یک کتاب استفاده شده و محقق قصد مشخص ساختن دقیق محل موردنظر را دارد می‌تواند از این شیوه استفاده کند (ص ۲۳، ۴) که به مفهوم صفحه ۲۳ از منبع ۴ است. زمانی نیز که محقق قصد نقل قول از محقق دیگری را دارد می‌تواند به این شکل نقل قول کند: ریچارد ای. اشمیت (۲۰۰۴) بیان داشت ... (به نقل از ۵) که این به این مفهوم است که نویسنده منبع ۵ را مطالعه نموده و در این منبع نتایج مطالعه اشمیت را گزارش می‌کند.

۵-۴ استفاده از سیستم EndNote جهت کاهش اشتباه و ارتقاء کیفیت نشریه پیشنهاد می‌شود. نویسندگان برای اخذ اطلاعات کامل در خصوص شیوه‌ی منبع دهی و نکور می‌توانند اطلاعات لازم را از سایت‌های مختلف به زبان فارسی و انگلیسی دریافت کنند. همچنین از طریق لینک زیر نیز می‌توان اطلاعات کاملی در این خصوص اخذ نمود:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK7256>

نحوه نگارش منابع مورد استفاده در انتها

تمامی منابع فارسی باید به زبان انگلیسی نوشته شوند، سال منابع فارسی به میلادی ذکر شود و عبارت (In Persian) در انتها آورده شود.

منابعی که در متن مورد استفاده قرار می‌گیرند باید به صورت زیر معرفی شوند
۱- مقاله

نام خانوادگی و نام نویسنده تا ۶ نفر اول به صورت کامل و بیش از ۶ نفر با استفاده از واژه همکاران et al / آورده شود. عنوان مقاله. نام مجله. زمان انتشار؛ شماره دوره (شماره مجله): شماره صفحه.
مثال:

Schmidt R A, Wulf G. Continuous concurrent feedback degrades skill learning: Implications for training and simulation. Hum Factors. 1997 Dec; 39(4):509-25.

در خصوص شیوه نوشتن نام مجلات باید از شیوه Medline به صورت مخفف استفاده شود. برای یافتن مخفف نام مجلات می توان از لینک زیر خلاصه نام مجلات معتبر دنیا را دریافت نمود:

<http://www.efm.leeds.ac.uk/~mark/ISIabbr>

۲- کتاب

کتاب ترجمه

نام خانوادگی و نام نویسنده (نویسندگان). عنوان کتاب. نام و نام خانوادگی مترجم/ مترجمان. شماره چاپ یا ویرایش. شهر محل نشر؛ ناشر؛ سال انتشار. ص شماره صفحه.

کتاب تألیف

نام خانوادگی و نام نویسنده (نویسندگان). عنوان کتاب. شماره چاپ. شهر محل چاپ؛ ناشر؛ سال انتشار. ص شماره صفحه.
مثال:

Schmidt RA, Lee TD. Motor control and learning. 4th ed. Champaign. IL: Human Kinetic; 2005. p. 21-5.

توضیح این که در کتابهایی که از چند بخش کتاب استفاده شده است می توان شماره صفحات بخش های مختلف را به شکل زیر وارد نمود:

ص ۲۳۱، ۲۰، ۲۰۹-۱۵

در این گونه موارد در متن مقاله نیز می توان در هر بار استفاده از این منبع شماره صفحه را به این شکل مشخص نمود: نمازی زاده (ص ۲۳۱، ۴) و این پرنترز به این مفهوم است که مطلب متعلق به صفحه ۲۳۱ منبع شماره ۴ (که متعلق به دکتر نمازی زاده است) می باشد.

۳- مقاله از شبکه اینترنت یا اطلاعات موجود در لوح های فشرده

نام خانوادگی و نام نویسنده (نویسندگان). عنوان مطلب. محل انتشار: نام منتشرکننده یا ناشر؛ تاریخ دریافت. نشانی اینترنتی یا نام لوح فشرده

۴- پایان نامه، رساله و طرح های پژوهشی

نام خانوادگی و نام مجری (مجریان). عنوان پایان نامه، رساله یا پژوهش (ذکر واژه پایان نامه کارشناسی ارشد، رساله دکتری یا طرح پژوهشی). محل انتشار: دانشگاه یا سازمان حامی؛ سال انتشار.

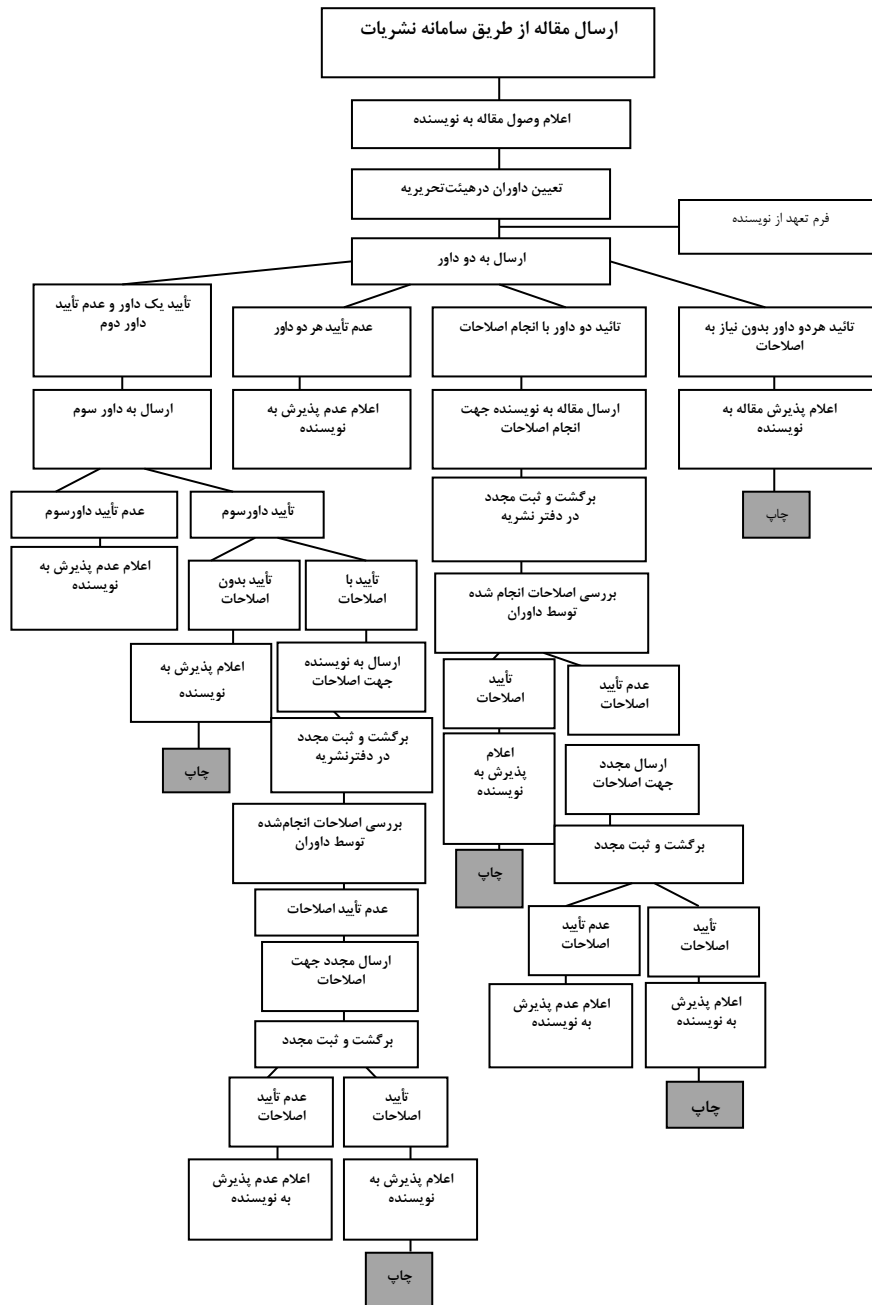
۵- مجموعه مقالات کنفرانس ها یا همایش های علمی

نام خانوادگی و نام نویسنده (نویسندگان). عنوان مقاله. عنوان همایش؛ زمان همایش؛ مکان همایش؛ نام ناشر؛ زمان انتشار. ص شماره صفحه.

۵. نکات اداری و تعهدی

- ۱-۵. هیئت تحریریه نشریه در پذیرش، رد یا ویرایش مقاله آزاد است.
 - ۲-۵. مقالات منتشرشده نباید پیش‌ازاین در هیچ نشریه داخلی و خارجی‌ای چاپ شده باشند. در صورت مشاهده این موضوع، مقاله از فرآیند داوری این نشریه حذف خواهد شد و ضمن انعکاس عدم تعهد نویسنده به سایر نشریات علمی کشور، مدیریت نشریه مقالات دیگر آن نویسنده را بررسی نخواهد کرد.
 - ۳-۵. ارائه‌دهنده مقاله متعهد است تا زمانی که جواب نهایی (پذیرش یا رد) مقاله خود را دریافت نکرده باشد، مقاله خود را به نشریه‌های داخلی و خارجی دیگری ارسال نکند.
 - ۴-۵. مسئولیت مطالب مندرج در مقاله بر عهده نویسندگان است.
 - ۵-۵. استفاده از مندرجات نشریه با ذکر کامل مأخذ آزاد است.
 - ۶-۵. از به‌کار بردن نام و نام خانوادگی کامل یا مخفف در فایل‌های ارسالی خودداری شود. ذکر کلمه با نام و بی‌نام برای عنوان فایل مقاله کافی خواهد بود.
- در پایان، از نویسنده محترم درخواست می‌شود که ضمن مطالعه مندرجات این راهنما و مشاهده نمونه مقالات چاپ‌شده در جدیدترین شماره نشریه، مقاله خود را تنظیم و از طریق سامانه به نشریه ارسال کند.
- نشانی سامانه نشریه: <http://js.ssrc.ac.ir> / پست الکترونیک نشریه: smj@ssrc.ac.ir

فرایند چاپ مقاله در نشریه، مطالعات طب ورزشی



فهرست مطالب

- عنوان
صفحه
- **تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن در افراد با کف پای صاف منعطف و طبیعی** ۱۷
ابراهیم درتاج، محمدحسین علیزاده، حامد عباسی، الهام شیرزاد عراقی
 - **مقایسه روش‌های مارکرگذاری پیشین و عملکردی در بازسازی حرکت مفصل زانو حین گیت**
نرمال ۳۵
مصطفی حاج‌لطفعلیان، محمدهادی هنرور، فاطمه اکبری‌فر
 - **قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل** ... ۴۹
محمد فرهادی، علیرضا هاشمی اسکویی، سید امیرحسین امامیان شیرازی، محمدتقی کریمی
 - **اثر تمرینات کششی و ماساژ رهاسازی بر درد، دامنه حرکتی و ناتوانی عملکردی گردن ناشی از نقاط**
ماشه‌ای مایوفاشیال عضله ذوزنقه ۶۷
حسین شاهرخی، حامد عباسی، کاظم حاجیان
 - **تأثیر تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل بر تعادل، طول، سرعت و ریتم گام سالمندان مبتلا به سکنه مغزی** ۸۳
فرزانه حاتمی، هادی صمدی، مستانه سالاری جوبینی
 - **اثر شش هفته تمرین قدرتی بر برخی ویژگی‌های بیومکانیکی مفصل زانو در افراد مبتلا به دیابت**
نوع ۱۰۳
حمیدرضا نوروزی، لیلا یوزباشی، اکرم کریمی اصل
 - **تأثیر سه نوع بریس مچ پا بر پایداری دینامیک موضعی حین دویدن در افراد مبتلا به ناپایداری**
مچ پا ۱۱۷
زهرا بصیری، مهرداد عنبریان، علی شریف‌نژاد، بهنام میری پور فرد
 - **تأثیر یک وهله خستگی عمومی در میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قایق‌رانان**
نخبه (از منظر احتمال بروز آسیب) ۱۳۷
اعظم دانشور، حیدر صادقی، محمد یوسفی، زهره برهانی کاخکی
 - **مقایسه اثر کفی کفش با شیب خارجی بر گشتاور اداکشن خارجی زانو در افراد مبتلا به زانوی پرانتری**
با ساختار پای مشابه طی فاز استقرار دویدن ۱۵۳
مهدی قیطاسی، بهروز ایمری، فرشته حبیبی، غلامرضا رئیسی، بیژن فروغ
 - **تأثیر یک دوره تمرین ترکیبی بر متغیرهای منتخب بیومکانیکی تعادل، کنترل حرکتی، وضعیتی و**
عملکرد راه رفتن سالمندان مرد فعال ۱۷۱
ابراهیم صفری، یحیی سخنگویی، علی فتاحی
 - **مقایسه کینماتیک مجموعه پا و مچ پا و زانو در زنان مبتلا به کف پای صاف منعطف و ثابت حین راه**
رفتن ۱۸۷
لیلا غزاله، یاسین حسینی، کیوان شریف مرادی
 - **تأثیر تمرینات اسپرت‌متریک فوتبال بر عملکرد فوتبال‌بست‌های جوان** ۲۰۱
فرزانه ساکی، هیمن محمدی، و عرفان شکبیا

تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن در افراد با کف پای صاف منعطف و طبیعی

ابراهیم در تاج^۱، محمدحسین علیزاده^۲، حامد عباسی^۳، الهام شیرزاد عراقی^۴

۱. دانشجوی دکتری، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، پردیس البرز دانشگاه تهران
۲. استاد، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران (نویسنده مسئول)
۳. استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، پژوهشگاه علوم ورزشی، تهران، ایران
۴. استادیار، آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۰۵/۱۹

تاریخ ارسال ۱۳۹۸/۱۱/۰۶

چکیده

خستگی سبب اختلال در کنترل عصبی-عضلانی راه رفتن می‌شود. کف پای صاف می‌تواند موجب خستگی زودرس عضلات شود و عملکرد تحمل وزن پا را مختل کند. این پژوهش با هدف بررسی تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن در افراد با کف پای صاف منعطف و طبیعی انجام شد. در این پژوهش نیمه تجربی از بین دانش‌آموزان پسر ۱۵ تا ۱۸ ساله شهر تهران، ۱۰ نفر با ناهنجاری کف پای صاف و ۱۰ نفر با کف پای طبیعی به‌عنوان آزمودنی شرکت کردند. از ترمیل آنالیز گیت برای اندازه‌گیری پارامترهای راه رفتن استفاده شد. از خستگی ناشی از دویدن روی تردمیل برای اعمال خستگی براساس مقیاس درک فشار بورگ استفاده شد. پارامترهای راه رفتن به مدت یک دقیقه قبل و یک دقیقه بلافاصله پس از اعمال خستگی جمع‌آوری شدند. برای مقایسه درون‌گروهی و بین‌گروهی تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن افراد دارای کف پای طبیعی و صاف، از آزمون‌های تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و تی همبسته استفاده شد. براساس نتایج پژوهش، تفاوت معناداری در نمرات پس‌آزمون بین گروه‌ها در متغیر حمایت یگانه وجود داشت، اما تفاوت معناداری در متغیرهای زمان گام، زمان قدم، حمایت دوگانه، طول گام، طول قدم و عرض قدم وجود نداشت؛ با این حال، اندازه اثر به‌دست آمده برای غالب متغیرها حاکی از اثر تعاملی قوی خستگی و صافی کف پا بر پارامترهای ذکر شده بود. به‌علاوه خستگی تأثیر معناداری بر متغیرهای زمانی با افزایش زمان گام، زمان قدم، حمایت دوگانه، طول گام، طول قدم و عرض قدم داشت. با توجه به نتایج پژوهش، به‌نظر می‌رسد خستگی تأثیر معناداری بر برخی پارامترهای زمانی و مکانی راه رفتن در افراد دارای کف پای صاف و طبیعی دارد.

واژگان کلیدی: خستگی، راه رفتن، کف پای صاف، پارامتر مکانی، پارامتر زمانی.

1. Email: Dortaj_66@yahoo.com
2. Email: mhalizadeh47@yahoo.com
3. Email: hamedabbasi26@gmail.com
4. Email: eshirzad@ut.ac.ir

مقدمه

راه رفتن به عنوان یکی از حرکات پایه، بیشترین بخش فعالیت بدنی روزمره انسان برای جابه‌جایی را به خود اختصاص می‌دهد (۱، ۲). راه رفتن در انسان شاخص هویت سبک و کیفیت زندگی فرد است. اهمیت شناخت ویژگی‌های راه رفتن در طول زمان، نظارت مداوم، صحت ارزیابی و تحلیل مناسب از ویژگی‌های راه رفتن انسان، نه تنها در مطالعات بالینی و پزشکی، بلکه در زمینه ورزش، توان‌بخشی، آموزش و پژوهش‌های روباتیک نیز نشان داده شده است (۳). عوامل گوناگونی از قبیل بیماری‌های عصبی-عضلانی، ضایعات مغزی-نخاعی، آسیب‌های رباطی-مفصلی و خستگی قادرند بر کینماتیک، کینماتیک، الگوی فعالیت عضلانی و مصرف انرژی در حین راه رفتن اثر بگذارند (۴، ۱). پا به عنوان انتهایی‌ترین بخش بدن در تعامل بین زمین و بدن انسان برای راه رفتن اهمیت ویژه‌ای دارد؛ بنابراین، ساختار و آناتومی پا بر راه رفتن اثرگذار است (۵). در راه رفتن پا انتهایی‌ترین بخش زنجیره حرکتی است و به عنوان تنها منبع تماس بدن انسان با محیط سه عملکرد مهم و حیاتی برعهده دارد: سازگاری با ناهمواری‌های زمین و حفظ تعادل، جذب ضربه و تحمل کردن وزن بدن و تولید حرکت و انتقال نیروهای جلوبرنده. به علاوه، کف پا نقش بسیار مهمی در سیستم حس عمقی ایفا می‌کند (۶). هرگونه انحراف و اختلال در وضعیت آناتومیک و عملکردی در پاها این پتانسیل را دارد که اثر خود را به شکل زنجیروار به مفاصل و اندام فوقانی انتقال دهد. به طور نظری، راستای غیرطبیعی پا باعث حرکت غیرطبیعی در حین راه رفتن می‌شود؛ از این رو، بروز ناهنجاری و انحرافات پا از لحاظ بیومکانیکی اهمیت دارد (۷). کف پای صاف یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌هاست (۸). در صافی کف پا قوس طولی داخلی از بین می‌رود یا کاهش می‌یابد (۹). این وضعیت علاوه بر افزایش بار و فشار بر ساختار پا و مفاصل مجاور، عملکرد طبیعی پا را به طور مستقل و در تعامل با دیگر مفاصل نیز مختل می‌کند (۱۰). براساس مطالعات، پاسچر پا بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی (۱۱) و کینماتیک مفاصل (۱۴-۱۲) در طول راه رفتن اثرگذار است. افراد دارای صافی کف پا در مقایسه با افراد با قوس پای طبیعی دو برابر بیشتر در معرض شکستگی ناشی از فشار و شکستگی ناشی از خستگی قرار می‌گیرند (۱۵). صافی کف پا به تغییرات بیومکانیکی در هر سه صفحه پا و مچ پا منجر می‌شود و به‌ویژه بر عملکرد مفصل قاپی-پاشنه‌ای تأثیرگذار است. کف پای صاف به طور ویژه با عملکرد تغییر یافته پا شامل اورژن طولانی‌مدت پاشنه، افزایش چرخش داخلی درشت‌نی، افزایش دور شدن جلوی پا، کاهش کارآمدی راه رفتن و جذب ضربه در ارتباط است (۱۶، ۱۷)؛ در نتیجه، فشار بیشتری ممکن است به ساختارهای درگیر در کنترل این حرکات در طول مرحله استقرار راه رفتن وارد شود. به علاوه، حرکت غیرطبیعی پا می‌تواند به اعمال فشار بیشتری بر ساختارهای پروگزیمال مثل مفصل زانو منجر شود (۱۷). در مطالعات کینماتیکی متعددی به مقایسه افراد با پای صاف و چرخیده به خارج با افراد با پاسچر پای

طبیعی پرداخته شده است (۱۲-۱۴)؛ با این حال، نتایج این مطالعات به دلیل تفاوت در طبقه‌بندی پاسچر پا و روش‌های مدل‌سازی بیومکانیکی متناقض‌اند.

پژوهشگران اختلال در نحوه توزیع مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و به دنبال آن تغییر در نیروی عضلات فعال در راه رفتن را به عنوان علل ایجاد خستگی در عضلات پا و احساس درد در افراد مبتلا به کف پای صاف یاد می‌کنند (۱۸). خستگی موجب افت عملکرد سیستم‌های متابولیک و عصبی-عضلانی برای استمرار فعالیت و در نهایت کاهش ظرفیت عملکردی می‌شود. خستگی عضلات یک مفصل به واسطه اعمال فشار و بار زیاد می‌تواند موجب تغییر الگوی حرکت، تغییر در هم‌انقباضی عضلات، تغییر در حس وضعیت و در نتیجه اختلال عملکرد و افزایش خطر آسیب شود (۱۹-۲۱). عملکرد عضلات اندام تحتانی برای تولید نیروی پیشروی و انتقال بدن ضروری است. عضلات این ناحیه ممکن است در طی فعالیت‌های گوناگون در معرض پرکاری و در نتیجه خستگی قرار گیرند (۲۳). خستگی این گروه‌های عضلانی می‌تواند باعث بروز تغییرات کینماتیکی و کینماتیکی اندام تحتانی در حین راه رفتن شود (۲۴). در مطالعات متعدد وضعیت تعادل ایستا و پویا متعاقب اعمال خستگی موضعی-عضلانی اندام تحتانی و چگونگی عملکرد سیستم‌های پایداری انسان بررسی شده است (۲۱). این پژوهش‌ها با خستگی موضعی گروه‌های عضلانی پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی سعی در کشف مکانیسم‌های درگیر در تعادل و چگونگی مشارکت این مکانیسم‌ها در جلوگیری از افتادن داشته‌اند. در مطالعات اثر خستگی بر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن در افراد سالم بررسی شده است (۲۵، ۲۶) و پژوهش‌هایی درباره اثرهای قوس‌های کف پا بر متغیرهای راه رفتن وجود دارد (۱۸)، با این حال تعداد مطالعاتی که به بررسی اثر خستگی بر پارامترهای فضایی و زمانی راه رفتن در افراد با کف پای صاف در حین راه رفتن پرداخته‌اند، بسیار اندک است (۲۷-۲۹)؛ این در حالی است که بروز درد و خستگی زودرس در حین فعالیت فشار بیشتری را بر پا و دیگر مفاصل مجاور وارد می‌کند (۳۰)؛ بنابراین، بررسی صافی کف پا مستقل از عوارض آن (خستگی) شاید نتواند به خوبی اثرهای آن را بر عملکرد راه رفتن شناسایی کند؛ چه بسا در تعامل با خستگی مکانیسم اثرگذاری آن بر عملکرد بهتر پدیدار شود؛ بنابراین، بررسی اثر تعاملی صافی کف پا و خستگی می‌تواند یافته‌های جامع‌تری را درباره این عارضه و عواقب بالقوه آن بر راه رفتن ارائه کند. به علاوه در پژوهش‌هایی اندک که به بررسی تأثیر خستگی در افراد دارای کف پای صاف پرداخته شده است، تنها چند متغیر مانند تغییرات مرکز فشار (۲۷) و نیروی عکس‌العمل زمین (۲۹) بررسی شده‌اند. همچنین مطالعات پیشین اثر خستگی را در افراد دارای کف پای صاف در حین راه رفتن روی صفحه نیرو بررسی کرده‌اند؛ حال آنکه در این پژوهش از تردمیل آنالیز گیت برای اندازه‌گیری پارامترهای راه رفتن استفاده می‌شود. این سیستم از قابلیت سنجش پارامترهای زمانی و مکانی در سرعت‌های مختلف راه رفتن برخوردار است؛ به گونه‌ای که صفحه

فشارسنج در زیر نوارگردان تعبیه شده است. تردمیل گیت برخلاف روش‌های کلاسیک ارزیابی گیت با دستگاه‌های آنالیز حرکت و صفحه نیرو نیازمند نصب لندمارک و توجه به قدم‌گذاشتن کنترل‌شده روی صفحه مشخصی نیست که بتواند از اثر تصنعی بودن راه‌رفتن به‌واسطه ابزارهای ذکرشده دور باشد. به‌علاوه استفاده از تردمیل گیت زبریس می‌تواند پارامترهای راه‌رفتن هر دو پا را بلافاصله پس از پروتکل خستگی برای مدت موردنظر جمع‌آوری کند که این امر می‌تواند اطلاعات را از تعداد بیشتری گام برای تحلیل فراهم کند؛ بنابراین، در این پژوهش تغییرات پارامترهای فضایی و زمانی راه‌رفتن به‌واسطه خستگی، بین افراد با کف پای صاف (افتادگی قوس طولی داخلی) و کف پای طبیعی (قوس طولی داخلی طبیعی) در حین راه‌رفتن روی تردمیل بررسی می‌شود.

روش پژوهش

در این پژوهش نیمه‌تجربی ۲۰ دانش‌آموز پسر ۱۵ تا ۱۸ ساله شهر تهران شامل ۱۰ نفر با ناهنجاری کف پای صاف و ۱۰ نفر با قوس طبیعی به‌صورت هدفمند براساس معیارهای ورود به پژوهش و خروج از آن انتخاب شدند. معیارهای ورود شرکت‌کنندگان به پژوهش عبارت بودند از: داشتن کف پای صاف منعطف و طبیعی براساس شاخص افت ناوی و قراردادن در دامنه سنی ۱۵ تا ۱۸ سال. معیارهای خروج شرکت‌کنندگان از پژوهش عبارت بودند از: داشتن سابقه جراحی در اندام تحتانی و ستون فقرات در یک سال گذشته، داشتن سابقه بیماری‌های اسکلتی-عضلانی، داشتن سابقه آسیب‌هایی همچون استرین و اسپرین در اندام تحتانی و مبتلایان به بیماری‌های نورولوژیک (۳۱). حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور^۱ برای هر کدام از گروه‌ها با در نظر گرفتن توان ۰/۸۰ و سطح معناداری ۰/۰۵ و اندازه اثر متوسط ۰/۰۶، ۱۰ نفر برای هر گروه در نظر گرفته شد (۳۲). آزمودنی‌ها پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه توسط والدین در مطالعه شرکت کردند. به آزمودنی‌ها اطمینان داده شد که اطلاعات آن‌ها محرمانه است و در صورت تمایل تنها در اختیار آن‌ها قرار می‌گیرد.

اندازه‌گیری افت ناوی

به‌منظور تعیین ناهنجاری پا، آزمون افتادگی استخوان ناوی (۳۳) به‌کار برده شد. افت ناوی یک روش ساده و پایا برای اندازه‌گیری پوسچر پاست (۳۴-۳۶). همچنین تکنیک افت ناوی با عملکرد دینامیک قسمت عقب پا و سوء عملکرد اندام تحتانی مرتبط است (۳۷). برای اندازه‌گیری افت ناوی از آزمودنی خواسته شد با پای برهنه روی صندلی بنشیند؛ به‌طوری‌که زاویه ران و زانو ۹۰ درجه باشد. مفصل ران در این حالت هیچ‌گونه دورشدن و نزدیک‌شدن نداشت و در حالت طبیعی قرار داشت. آزمونگر سمت داخلی و خارجی کام (قله) مچ پا را درحالی‌که انگشت شست و انگشت اشاره در بخش قدامی

استخوان نازک‌نی و بخش تحتانی قوزک داخلی قرارداد شده، لمس کرد. آزمودنی اندکی به مچ پا حرکت اینورشن و اورشن داد تا برآمدگی‌های استخوانی در زیر انگشتان در ارتفاع یکسان قرار گیرند و آزمونگر مطمئن شود که مفصل تحت‌قاپی در حالت نوترال قرار دارد. در این حالت پای ارزیابی شده به جز وزن خودش هیچ وزن دیگری را تحمل نمی‌کرد. سپس برآمدگی استخوان ناوی که در زیر و جلوی قوزک داخلی قرار داشت، مشخص و علامت‌گذاری شد. یک برگه کاغذی عمود بر سطح جعبه و در کنار پا قرار گرفت تا محل علامت‌گذاری شده ناوی روی کاغذ نیز علامت‌گذاری شود. سپس از آزمودنی خواسته شد روی دو پای خود بایستد؛ به گونه‌ای که تمام وزنش به‌طور مساوی روی دو پا تقسیم شود. در این حالت نیز محل علامت‌گذاری شده ناوی روی کاغذ علامت‌گذاری شد. برای اندازه‌گیری افت استخوان ناوی فاصله بین دو محل علامت‌گذاری شده روی کاغذ با خط‌کش اندازه‌گیری و ثبت شد. اندازه‌گیری افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد و میانگین آن‌ها به‌منظور طبقه‌بندی افراد در گروه‌های پای طبیعی و پای صاف به‌کار رفت. آزمودنی‌هایی که میزان افتادگی ناوی آن‌ها بین ۵ تا ۹ میلی‌متر بود، در گروه پای معمولی و بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در گروه کف پای صاف قرار گرفتند (۳۳، ۳۴). پایایی روش افت ناوی متوسط تا خوب گزارش شده است (۳۸). به‌منظور بیان کردن مقادیر طول گام و طول قدم براساس طول پا برای هر آزمودنی، نیاز بود طول پاها اندازه‌گیری شود. بدین‌منظور، طول پاها در حالت طاق‌باز به‌وسیله متر از خار خاصه‌ای قدامی هر پا تا قوزک داخلی همان پا برای هر آزمودنی اندازه‌گیری شد.

پروتکل خستگی

در این پژوهش از پروتکل خستگی ناشی از دویدن استفاده شد (۳۹). دلیل استفاده از این پروتکل این بود که دویدن شباهت زیادی با راه رفتن دارد و یک فعالیت عملکردی است. آزمودنی با سرعت شش کیلومتر در ساعت دویدن روی تردمیل را آغاز کرد. از آزمودنی‌ها خواسته شد میزان درک از خستگی را براساس مقیاس درک فشار بورگ^۱ بیان کنند. شایان ذکر است که دامنه این مقیاس از ۶ تا ۲۰ است (۴۰). سرعت تردمیل هر دو دقیقه یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت تا شدت ۱۳ در مقیاس بورگ حاصل شود. سپس آزمودنی با همین سرعت یکنواخت به دویدن روی تردمیل ادامه داد تا شدت خستگی ۱۷ در مقیاس بورگ حاصل شود. در هر شدت معین، دویدن به‌مدت دو دقیقه دنبال شد.

اندازه‌گیری پارامترهای راه‌رفتن

در این پژوهش از تردمیل آنالیز راه‌رفتن زبریس^۱ برای اندازه‌گیری پارامترهای راه‌رفتن استفاده شد. پارامترهای زمانی شامل زمان گام (زمان طی‌شده بین تماس اولیه یک پا تا نقطه تماس مجدد همان پا)، زمان قدم (زمان طی‌شده بین نقطه تماس اولیه یک پا تا نقطه تماس اولیه پای مخالف)، زمان حمایت یگانه (مدت زمانی که فقط یک پا با زمین در تماس است)، زمان حمایت دوگانه (مدت زمانی که هر دو پا با زمین در تماس هستند) و پارامترهای مکانی شامل طول گام (فاصله بین نقطه تماس اولیه یک پا تا نقطه تماس مجدد همان پا)، طول قدم (فاصله بین نقطه تماس اولیه یک پا تا نقطه تماس اولیه پای مخالف)، عرض گام (فاصله بین دو پا در یک دوره کامل راه‌رفتن) با پای برهنه استفاده شد (۴۲، ۴۱). آزمودنی‌ها به‌منظور گرم‌کردن و آشنایی، به مدت پنج دقیقه روی تردمیل راه رفتند. سپس داده‌های راه‌رفتن به مدت یک دقیقه قبل از اعمال خستگی و یک دقیقه بلافاصله پس از اعمال خستگی از تمام آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد. برای حذف اثرهای ناشی از داده‌های اغتشاش‌کننده، ۱۰ ثانیه ابتدایی و انتهایی در تحلیل آماری وارد نشد و ۴۰ ثانیه میانی مدنظر قرار گرفت. سرعت تردمیل گیت برای اندازه‌گیری پارامترها پنج کیلومتر در ساعت در نظر گرفته شد.

تحلیل آماری

متغیرهای پژوهش در دو بخش توصیفی و استنباطی در نرم‌افزار اس.پی.اس.اس^۲ نسخه ۲۲ تجزیه و تحلیل شد. از آزمون‌های تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و تی همبسته برای مقایسه درون‌گروهی و بین‌گروهی تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه‌رفتن افراد دارای کف پای صاف و طبیعی در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. اندازه اثر با استفاده از مقدار دی کوهن برآورد شد. براساس مقادیر اندازه اثر حاصل از دی کوهن، چنانچه مقدار به‌دست‌آمده تا ۰/۲ باشد، اندازه اثر ناچیز در نظر گرفته می‌شود، بین ۰/۲ و ۰/۵ به‌عنوان اندازه اثر کم، بین ۰/۵ و ۰/۸ به‌عنوان اندازه اثر متوسط و بیش از ۰/۸ اندازه اثر بزرگ در نظر گرفته می‌شود.

نتایج

میانگین و انحراف استاندارد و ویژگی عمومی شرکت‌کنندگان دو گروه شامل سن، قد و وزن در جدول شماره یک ارائه شده است. براساس نتایج جدول شماره ۱، گروه‌های دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی در متغیرهای سن، قد، و وزن تفاوت معنادار نداشتند.

1. Zebris Medical GmbH - 1Gait analysis FDM-T
2. SPSS (Statistical Package for the Social Sciences)

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های عمومی شرکت کنندگان

گروه	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	افت ناوی (میلی‌متر)
طبیعی	۱۶/۴۳±۱/۳۹	۶۳/۷۰±۷/۷۸	۱۷۱/۲۶±۶/۳۲	۷/۱۵±۱/۲۲
کف پای صاف	۱۶/۸۸±۱/۱۳	۶۵±۱۰/۳۳	۱۷۰/۹۳±۵/۱۷	۱۱/۶۵±۰/۸۷

جدول ۲- آزمون همگنی واریانس‌ها و میانگین‌های دو گروه دارای کف پای صاف و طبیعی در متغیرهای سن، قد و وزن

	آزمون تی مستقل برای برابری میانگین‌ها		آزمون لون برای برابری واریانس‌ها	
	مقدار تی	درجه آزادی	معناداری	F
سن	۱۸	۱	۰/۰۰۱	۳۳۱
قد	۱۸	۱	۰/۵۷۲	۹۱۷
وزن	۱۸	۱	۰/۱۸۵	۲۶۰

در جدول شماره سه نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای متغیرهای زمانی راه رفتن نشان می‌دهد که تفاوت معناداری بین گروه‌ها در پس‌آزمون (اثر تعاملی گروه و خستگی) در متغیرهای حمایت یگانه پای راست و حمایت یگانه پای چپ وجود دارد. این یافته نشان می‌دهد در اثر خستگی، حمایت یگانه پای راست و حمایت یگانه پای چپ در افراد دارای کف پای صاف به مقدار معناداری در مقایسه با افراد سالم کاهش پیدا کرده است، اما در سایر متغیرها تفاوت معنادار وجود ندارد.

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای بررسی تعامل خستگی و گروه برای متغیرهای زمانی راه رفتن

متغیر	اثر تعاملی	F	مجدور میانگین	معناداری
زمان گام پای راست	خستگی × گروه	۱/۴۰۰	۰/۰۰۴	۰/۲۵۲
زمان گام پای چپ	خستگی × گروه	۲/۶۹۳	۰/۰۰۴	۰/۱۱۸
زمان قدم پای راست	خستگی × گروه	۰/۵۰۵	۰/۰۰۱	۰/۴۸۶
زمان قدم پای چپ	خستگی × گروه	۴/۱۴۶	۰/۰۰۳	۰/۰۵۷
حمایت یگانه پای راست	خستگی × گروه	۷/۶۸۶	۱۲/۸۰۴	۰/۰۱۳*
حمایت یگانه پای چپ	خستگی × گروه	۶/۲۹۲	۵/۴۰۰	۰/۰۲۲*
حمایت دوگانه	خستگی × گروه	۰/۰۱۳	۰/۰۵۱	۰/۹۰۱

* p < 0.05

در جدول شماره چهار میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای زمانی راه رفتن در پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه به‌همراه نتایج آزمون تی همبسته آمده است. نتایج این جدول نشان می‌دهد که تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه کف پای صاف در متغیرهای زمان گام پای چپ (پنج درصد افزایش) و زمان قدم پای چپ (۱۱۵ درصد افزایش) وجود دارد. همچنین تفاوت معناداری

بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه کنترل در متغیرهای زمان قدم پای راست (چهار درصد افزایش) و زمان حمایت دوگانه (حدود چهار درصد کاهش) وجود دارد، اما تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های کنترل و کف پای صاف در سایر متغیرها وجود ندارد.

جدول ۴- نتایج آزمون تی همبسته برای بررسی اثر خستگی بر متغیرهای زمانی راه‌رفتن

متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	T	معناداری	اندازه اثر دی کوهن
زمان گام پای راست (ثانیه)	طبیعی	۱/۰۳±/۰۳	۱/۰۶±/۰۶	۱/۵۰۷	۰/۱۶۶	۰/۶۳
	کف پای صاف	۱/۰۵±/۰۵	۱/۱۲±/۰۷	۲/۱۹۷	۰/۰۵۶	۱/۱۵
زمان گام پای چپ (ثانیه)	طبیعی	۱/۰۳±/۰۳	۱/۰۵±/۰۴	۱/۴۴۴	۰/۱۸۳	۰/۵۶
	کف پای صاف	۱/۰۵±/۰۶	۱/۱۱±/۰۴	۲/۵۴۲	۰/۰۳۲*	۱/۱۷
زمان قدم پای راست (ثانیه)	طبیعی	۰/۵۱±/۰۲	۰/۵۳±/۰۲	۲/۹۲۷	۰/۰۱۷*	۱
	کف پای صاف	۰/۵۴±/۰۲	۰/۵۶±/۰۳	۱/۶۶۵	۰/۱۳۰	۰/۷۸
زمان قدم پای چپ (ثانیه)	طبیعی	۰/۵۲±/۰۱	۱/۰۶±/۰۶	۰/۳۰۶	۰/۷۶۷	۱۲/۵۵
	کف پای صاف	۰/۵۲±/۰۳	۱/۱۲±/۰۷	۲/۴۰۸	۰/۰۳۹*	۱۱/۱۴
حمایت یگانه پای راست (درصد از کل زمان آزمون)	طبیعی	۳۷/۸۴±۱/۴۰	۳۸/۷۳±۱/۸۷	۱/۲۸۷	۰/۲۳۰	۰/۷۶
	کف پای صاف	۳۸/۹۰±۱/۵۱	۳۷/۵۴±۱/۶۵	۱/۸۱۰	۰/۱۰۴	۰/۸۵
حمایت یگانه پای چپ (درصد از کل زمان آزمون)	طبیعی	۳۸/۶۳±۱/۱۱	۳۸/۲۳±۱/۰۴	۱/۰۶۷	۰/۳۱۴	۰/۳۷
	کف پای صاف	۳۷/۴۹±۱/۴۸	۳۸/۵۵±۱/۰۹	۰/۰۶۷	۰/۹۴۸	۰/۸۱
حمایت دوگانه (درصد از کل زمان آزمون)	طبیعی	۲۴/۲۹±۲/۱۱	۲۳/۹۵±۱/۵۶	۱/۰۱۱	۰/۳۳۹	۰/۱۸
	کف پای صاف	۲۵/۴۰±۳/۲۰	۲۴/۹۲±۲/۳۲	۰/۴۰۳	۰/۶۹۷	۰/۱۷

* p < 0.05

در جدول شماره پنج نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای متغیرهای مکانی راه‌رفتن نشان داد که تفاوت معناداری بین گروه‌ها در پس‌آزمون (اثر تعاملی گروه و خستگی) در پارامترهای مکانی راه‌رفتن (متغیرهای طول گام پای راست، طول گام پای چپ، طول قدم پای راست، طول قدم پای چپ و عرض قدم) وجود ندارد.

جدول ۵- نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای بررسی اثر تعاملی خستگی و گروه در

متغیرهای مکانی راه رفتن

متغیر	اثر تعاملی	F	مجذور میانگین	معناداری
طول گام پای راست	خستگی × گروه	۱/۴۰۰	۰/۰۰۵	۰/۲۵۲
طول گام پای چپ	خستگی × گروه	۲/۶۹۳	۰/۰۰۵	۰/۱۱۸
طول قدم پای راست	خستگی × گروه	۰/۵۰۵	۰/۰۰۱	۰/۴۸۶
طول قدم پای چپ	خستگی × گروه	۴/۱۴۶	۰/۰۰۴	۰/۰۵۷
عرض قدم	خستگی × گروه	۱/۳۰۲	۱/۱۵۸	۰/۳۲۳

در جدول شماره شش میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای مکانی راه رفتن در پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه به‌همراه نتایج آزمون تی همبسته آمده است. نتایج این جدول نشان می‌دهد که تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه کف پای صاف در متغیرهای طول گام پای چپ (پنج درصد افزایش)، طول قدم پای چپ (حدود ۳ درصد افزایش) و عرض قدم (حدود ۱۳ درصد کاهش) به‌واسطه اعمال پروتکل خستگی وجود دارد. همچنین تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه طبیعی در متغیرهای طول قدم پای راست (۳/۵ درصد افزایش) و عرض قدم (حدود هشت درصد کاهش) به‌واسطه اعمال پروتکل خستگی وجود دارد. تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های کنترل و کف پای صاف در سایر متغیرها وجود ندارد.

جدول ۶- نتایج آزمون تی همبسته برای بررسی تأثیر خستگی بر متغیرهای مکانی راه رفتن

متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	T	معناداری	اندازه اثر دی کوهن
طول گام پای راست (درصد از طول پا)	طبیعی	۱/۱۵±۰/۴	۱/۱۷±۰/۷	۱/۳۷۸	۰/۲۰۱	۰/۳۵
طول گام پای چپ (درصد از طول پا)	کف پای صاف	۱/۱۶±۰/۷	۱/۲۵±۰/۸	۲/۱۸۳	۰/۰۵۷	۱/۱۹
طول قدم پای راست (درصد از طول پا)	طبیعی	۱/۱۵±۰/۴	۱/۱۶±۰/۵	۱/۴۴۵	۰/۱۸۲	۰/۲۲
طول قدم پای چپ (درصد از طول پا)	کف پای صاف	۱/۱۷±۰/۶	۱/۲۳±۰/۵	۲/۵۳۳	۰/۰۳۲*	۱/۰۸
عرض قدم (سانتی‌متر)	طبیعی	۰/۵۷±۰/۲	۰/۵۹±۰/۲	۳/۰۴۲	۰/۰۱۴*	۱
عرض قدم (سانتی‌متر)	کف پای صاف	۰/۶۰±۰/۳	۰/۶۳±۰/۴	۱/۶۴۶	۰/۱۳۴	۰/۸۴
طول قدم پای چپ (درصد از طول پا)	طبیعی	۰/۵۸±۰/۲	۰/۵۸±۰/۳	۰/۲۳۴	۰/۸۲۰	۰
طول قدم پای چپ (درصد از طول پا)	کف پای صاف	۰/۵۸±۰/۴	۰/۶۳±۰/۴	۲/۴۱۸	۰/۰۳۹*	۱/۲۵
عرض قدم (سانتی‌متر)	کنترل	۸/۶۸±۳/۵۹	۷/۹۵±۳/۳۹	۳/۲۸۳	۰/۰۰۹*	۰/۲۰
عرض قدم (سانتی‌متر)	کف پای صاف	۱۱/۰۹±۳/۹۹	۹/۶۹±۳/۶۵	۱/۳۹۹	۰/۱۹۵	۰/۳۶

* p < 0.05

بحث و نتیجه‌گیری

در این پژوهش به بررسی اثر خستگی بر پارامترهای زمانی و فضایی راهرفتن در افراد با و بدون کف پای صاف پرداخته شد. ارزیابی نتایج متغیرهای زمانی در پس‌آزمون راهرفتن نشان داد که اثر تعاملی گروه (کف پای صاف و طبیعی) و خستگی، تفاوت معناداری بین گروه‌های دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی در متغیرهای حمایت یگانه پای راست و حمایت یگانه پای چپ وجود داشت. همچنین تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه کف پای صاف در متغیرهای زمان گام پای چپ و زمان قدم پای چپ وجود داشت که نشان‌دهنده تأثیر خستگی بر این متغیرهاست. در گروه کنترل نیز تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در متغیرهای زمان قدم پای راست و حمایت دوگانه پای راست وجود داشت که نشان‌دهنده تأثیر خستگی بر این متغیرهاست.

علت ایجاد کف پای صاف منعطف، ضعف عضلات نگهدارنده قوس داخلی پا به‌خصوص عضله درشت‌نی خلفی است. این عضله از زیر رباط پاشنه‌ای نازکننی عبور می‌کند. این رباط در پا نقش اساسی دارد؛ به‌طوری‌که در رأس قوس طولی قرار دارد و عامل کلیدی در حفظ آن است (۴۳). وزن بدن توسط سر قاپ به این رباط منتقل می‌شود و از آنجا نیروها به طرف جلو (سر استخوان متاتارس) و به طرف عقب (پاشنه) تقسیم می‌شوند. همان‌طور که اشاره شد، عضله تیبیالیس خلفی از زیر این رباط عبور می‌کند و تا حدودی به آن کمک می‌کند و از سنگینی کارش می‌کاهد. به هر اندازه‌ای که عضله درشت‌نی خلفی دچار ضعف شود، به همان اندازه هنگامی که پاها زیر نیروی وزن قرار می‌گیرند، رباط پاشنه‌ای نازکننی کشیده می‌شود و به علت شل شدن نمی‌تواند سر استخوان قاپ را حمایت کند؛ در نتیجه، استخوان‌های وابسته به این رباط کمی دچار جابه‌جایی و توزیع نیرو می‌شوند و از حالت عادی خارج می‌شوند و سازوکار راهرفتن در این جهت‌ها نیز دچار اختلال می‌شود (۴۳)؛ در نتیجه، به‌نظر می‌رسد خستگی همراه با ضعف عضله درشت‌نی خلفی و در ادامه رباط پاشنه‌ای نازکننی در افراد دارای کف پای صاف باعث تغییر متغیرهای زمانی راهرفتن مانند حمایت یگانه پای راست و حمایت یگانه پای چپ می‌شود و افراد دارای کف پای صاف با کاهش حمایت یگانه سعی در افزایش تعادل خود در راهرفتن می‌کنند.

براساس نتایج پژوهش، در گروه کف پای صاف بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در متغیرهای زمان گام پای چپ (پنج درصد افزایش) و زمان قدم پای چپ (۱۱۵ درصد افزایش) تفاوت معنادار وجود داشت. این تفاوت آماری به‌واسطه اندازه اثر نیز به‌طور قوی حمایت می‌شود؛ به‌گونه‌ای که اثر بسیار قوی خستگی در افراد دارای کف پای صاف بر افزایش زمان گام و زمان قدم در پای چپ است. با توجه به اینکه افزایش زمان گام و قدم متناظر نیازمند افزایش زمان استقرار روی پای راست (پای غالب) است،

به این معنی می‌تواند باشد که خستگی در تعامل با صافی کف پا نیاز به حفظ تعادل بر روی پای غالب را تحمیل کرده است و نتیجه آن به صورت افزایش زمان گام و قدم در پای غیر غالب نمود کرده است. قوس طولی کف پا با فعالیت عضلات اینترینسیک و اکسترنسیک کف پا در ارتباط است. همچنین گزارش شده است که خستگی عضلات اینترینسیک و اکسترنسیک کف پا می‌تواند به افت بیشتر استخوان ناوی و در نتیجه کاهش بیشتر ارتفاع کف پا منجر شود. کاهش بیشتر ارتفاع استخوان ناوی خود می‌تواند عاملی برای افزایش نوسانات مرکز جرم در گروه کف پای صاف در مقایسه با گروه طبیعی باشد (۴۴) که در نتیجه می‌تواند باعث افزایش زمان حمایت دوگانه و کاهش زمان حمایت یگانه شود. عوامل بسیاری بر جای‌گذاری پا اثر دارند که مهم‌ترین آن‌ها گشتاور عضلانی دورکننده‌ها و نزدیک‌کننده‌های ران در حین نوسان است. مرکز فشار گروه کف پای صاف در مقایسه با گروه طبیعی در سمت داخل‌تر پا قرار می‌گیرد و طبیعی است که مرکز جرم بالاتنه و پای نوسان نیز در یک فاصله دورتر از مرکز مفصل مچ پا قرار می‌گیرند (۴۵) که به نیروی بیشتری برای حفظ این گشتاور نیاز دارد. بخشی از این گشتاور توسط عضلات مچ پا و بخش بیشتر آن توسط عضلات دورکننده ران کنترل می‌شود. از آنجاکه بیشتر گشتاور لازم به منظور نگهداری مرکز جرم بالاتنه و پای نوسان توسط عضلات دورکننده ران کنترل می‌شود، فعالیت خستگی و امانده‌ساز می‌تواند فشار بیشتری بر عضلات دورکننده ران وارد کند و آن‌ها را در مقایسه با گروه کنترل سریع‌تر خسته کند (۴۶). خستگی این عضلات در کنترل پاسچر این افراد اثر می‌گذارد و در نتیجه بعد از پروتکل خستگی افراد دارای کف پای صاف دامنه نوسان بیشتری را تجربه می‌کنند که نشان‌دهنده کاهش کنترل پاسچر این افراد است و برای افزایش کنترل پاسچر سعی در کاهش زمان حمایت یگانه دارند.

خستگی موضعی عضلات چهارسر رانی باعث افزایش خطر افتادن و سرخوردن می‌شود. وولم^۱ و همکاران (۴۷) عنوان کردند که خستگی عضلانی موجب تغییرات بیشتری در متغیر تعادل پویا در مقایسه با تعادل ایستا می‌شود. براساس نتایج پژوهش آن‌ها، سیستم عصبی-عضلانی در کنترل تعادل پویا بر روی پاها نقش بیشتری دارد. یکی از علل تغییر پارامترهای زمانی (زمان گام پای چپ و پای راست، حمایت دوگانه و زمان قدم پای چپ) بعد از خستگی، کاهش تمرکز آزمودنی‌ها در توجه به نوسانات بدن خودشان و علت دیگر آن تغییر در عملکرد عصبی-عضلانی اندام تحتانی به‌ویژه پاست (۴۷). در واقع، آزمودنی‌ها به‌ویژه اگر از گروه غیرورزشکاران باشند، نمی‌توانند خود را با وضعیت بعد از خستگی تطبیق دهند. این نبود تطابق با وضعیت به کاهش تعادل پویا و در نتیجه تغییر بعضی از پارامترهای زمانی راه رفتن می‌انجامد.

درباره متغیرهای مکانی راهرفتن نتایج نشان داد که تفاوت معناداری بین گروه‌ها در پس‌آزمون در متغیرهای مکانی راهرفتن وجود نداشت. این یافته نشان می‌دهد در اثر خستگی، متغیرهای مکانی راهرفتن در افراد دارای کف پای صاف به مقدار معناداری در مقایسه با افراد سالم تغییر نکرده است. به‌طور کلی مقداری تفاوت بین اندام چپ و راست وجود داشت که این بی‌تقارنی می‌تواند به دلیل وجود اختلال و جابه‌جایی مرکز فشار و غالب‌بودن یک اندام باشد. منتشلو^۱ و همکاران (۴۸) گزارش کردند که در افراد طبیعی نیز مقداری بی‌تقارنی در راهرفتن وجود دارد که مقدار بی‌تقارنی کمتر از شش درصد است. به گفته آن‌ها، بی‌تقارنی در راهرفتن انسان باعث می‌شود یکی از اندام‌های تحتانی عملکرد اندام دیگر را کاهش دهد.

به‌طور کلی در مطالعات اندکی اثر خستگی بر پارامترهای راهرفتن بررسی شده است. پاینده و همکاران (۴۹) در پژوهش خود در بررسی نیروی عکس‌العمل در حین راهرفتن کودکان دارای کف پای صاف به این نتیجه رسیدند که تفاوت معناداری بین دو گروه در متغیر نیروی عکس‌العمل زمین در زمان انتقال وزن روی پاشنه، تماس کف پا با زمین و انتقال وزن روی پنجه وجود ندارد. به نظر می‌رسد نقش عضلات پلانتارفلکسورها در طول راهرفتن، ثابت زانو و مچ پا، مهار چرخش استخوان درشت‌نهی و حفظ انرژی است. این نتایج باعث رشد این دیدگاه می‌شود که فعالیت عضلات دوقلو و نعلی که به تاندون آشیل منتهی می‌شوند، تحت تأثیر نوع پاسچر پا قرار نگیرند (۵۰) که این امر می‌تواند یکی از دلایل نبود تفاوت معنادار در اثر خستگی در گروه طبیعی و کف پای صاف منعطف باشد. همچنین الگوی راهرفتن آرام افراد کف پای طبیعی و کف پای صاف منعطف را به‌سختی می‌توان از هم متمایز کرد. در مجموع می‌توان نتیجه گرفت اگر افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف فاصله کوتاهی را طی کنند، پارامترهای مکانی آن‌ها با افراد کف پای طبیعی تفاوت ندارد (۵۱). از نظر آماری خستگی تأثیر معناداری را بر پارامترهای مکانی راهرفتن در افراد دارای کف پای صاف منعطف در مقایسه با افراد طبیعی نشان نداد؛ با این حال بررسی اندازه اثر خستگی بین دو گروه حاکی از اثر بسیار قوی متغیر خستگی بین دو گروه دارای صافی کف پا و طبیعی است؛ به گونه‌ای که گروه دارای کف پای صاف در غالب پارامترهای مکانی راهرفتن اثرات بیشتری شامل افزایش در زمان طول قدم، زمان طول گام و عرض قدم در مقایسه با گروه دارای کف پای طبیعی نشان داد.

یکی از دلایل تغییر در پارامترهای مکانی راهرفتن (طول قدم، عرض قدم و طول گام)، در اثر خستگی احتمالاً عملکرد سیستم حسی پیکری است. گیرنده‌های حس عمقی بخش مهمی از حس پیکری محسوب می‌شوند. پژوهشگران تأثیر حس عمقی را بر فعال کردن مناسب پاسخ‌های تعادلی در نواحی مچ پا یا نواحی بالاتر مانند عضلات ران تأیید کرده‌اند (۵۳، ۵۲). به نظر می‌رسد خستگی به‌عنوان عامل

ایجاد نقص در اطلاعات آوران حس پیکری می‌تواند به تأخیر در پاسخ‌های پاسچر و اختلال در راه رفتن منجر شود. تغییرات عصبی ناشی از خستگی مربوط به ارسال پیام‌های آوران از عضلات خسته است که به کاهش انتقال پیام‌های وبران و توانایی تولید حرکات جبرانی کافی منجر می‌شود (۵۴). در واقع، هنگام خستگی توانایی پاسخ‌های عضلانی مناسب که برای حفظ راه رفتن طبیعی لازم است، کاهش می‌یابد که این موضوع موجب تغییر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن (طول قدم، عرض قدم و چرخش پای راست) می‌شود. در طول یک فعالیت حرکتی، خستگی ممکن است با تأثیر بر حس عمقی به کاهش توانایی ادراک موقعیت مفصل و اندام در فضا منجر شود، کنترل عصبی-عضلانی را تغییر دهد و موجب کاهش ثبات وضعیتی، هماهنگی، فعالیت و تولید نیرو در عضلات شود (۵۵). از سوی دیگر، بعد از خستگی زمان فعال بودن عضلات برای حفظ ثبات در تعادل افراد به شدت افزایش می‌یابد. همچنین خستگی می‌تواند اطلاعات رسیده از منابع حسی به مغز را مختل کند و به کاهش سرعت انتقال پیام‌های عصبی به سیستم اسکلتی-عضلانی منجر شود و بر توانایی حرکات مؤثر جبرانی و تعادل اثر بگذارد (۵۶) و در نتیجه بر الگوی راه رفتن فرد تأثیر بگذارد و موجب تغییر پارامترهای راه رفتن شود.

نتایج آماری پژوهش تفاوت معناداری را بین دو گروه دارای صافی کف پا و طبیعی در تعدادی از پارامترهای زمانی (زمان قدم، زمان گام و حمایت دوگانه) و مکانی (طول قدم، طول گام و عرض قدم) نشان نداد؛ با این حال برآورد اندازه اثر بین دو گروه در مقادیر پس‌آزمون نشان داد که اثر تعاملی گروه (کف پای صاف و طبیعی) و خستگی اثر بسیار قوی بر تقریباً تمام پارامترهای راه رفتن گذاشته است. این موضوع را می‌توان این‌گونه تفسیر کرد که اگرچه نتایج از نظر آماری معنادار نیست، از لحاظ اثربخشی به دست آمده به وسیله اندازه اثر بسیار قوی است و تفاوت بین دو گروه درخور توجه است؛ در نتیجه شاید بتوان دلایلی از قبیل تعداد کم آزمودنی‌ها را دلیل معنادار نبودن آماری برشمرد.

با توجه به اینکه میانگین داده‌های جمع‌آوری شده در مدت یک دقیقه پس از اعمال خستگی برای تحلیل آماری استفاده شده است، شاید این بازه زمانی فرصت بازگشت از وضعیت خستگی را به آزمودنی داده باشد و اثر اوج خستگی بر پارامترهای راه رفتن پنهان مانده باشد؛ اگرچه اندازه اثر آن را نمایان کرده است؛ با این حال می‌توان اذعان داشت که اندازه اثر به‌عنوان یکی از شاخص‌های ارزیابی مقدار اثرگذاری توانسته است اثر تعاملی را در دو گروه صافی کف پا و طبیعی در غالب پارامترها نمایان کند که این موضوع برای بحث درخور تأمل است.

شکی نیست که خستگی موجب افت کمی و کیفی عملکرد در تمامی حرکات و مهارت‌ها می‌شود؛ با این حال در پژوهش حاضر در پی یافتن اثر تعاملی این واکنش بدن در تعامل با افتادگی قوس پا در افراد جوان بودیم. با توجه به نتایج پژوهش می‌توان اذعان داشت که خستگی می‌تواند در تعامل با

صافی کف پا اثرهای بیشتری بر پارامترهای راه رفتن بگذارد؛ اگرچه از نظر آماری معنادار نبوده است. پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده با تعداد بیشتر آزمودنی این موضوع بررسی شود. براساس نتایج این پژوهش به نظر می‌رسد خستگی بر برخی پارامترهای زمانی و مکانی راه رفتن در افراد دارای کف پای صاف و طبیعی تأثیر دارد و این تأثیر در افراد با کف پای صاف بیشتر است. از آنجاکه راه رفتن یک فعالیت زیربیشینه محسوب می‌شود، چه‌بسا در فعالیت‌هایی مانند دویدن، پریدن و فرود آمدن که نیازمند نیروهای بیشتری هستند، این تفاوت‌ها آشکارتر باشد. با توجه پژوهش‌های اندک در این باره، نتیجه‌گیری قطعی نیازمند انجام دادن پژوهش‌های تکمیلی است.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی‌ها و مسئولان محترم پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی که ما در انجام دادن این پژوهش یاری کردند، تقدیر و تشکر می‌کنیم.

منابع

1. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological. 1991;238-45.
2. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3(4):193-214.
3. Yoshino K, Motoshige T, Araki T, Matsuoka K. Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. *J Biomech*. 2004;37(8):1271-80.
4. Yoshino K, Motoshige T, Araki T, Matsuoka K. Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. *J Biomech*. 2004;37(8):1271-80.
5. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait Posture*. 2002;15(1):1-9.
6. Scott G, Menz HB, Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture*. 2007;26(1):68-75.
7. Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. *Clin Biomech*. 2008;23(10):1287-93.
8. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, Miller SJ, Gassen SC. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *J Foot Ankle Surg*. 2005;44(2):78-113.
9. Chen YC, Lou SZ, Huang CY, Su FC. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin Biomech*. 2010;25(3):265-70.
10. Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal-and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture*. 2010;32(4):519-23.
11. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Rec*. 2009;2(1):1-9.
12. Cobb SC, Tis LL, Johnson JT, Geil MD, McCarty FA. The effect of low-mobile foot

- posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait Posture*. 2009;30(3):334-9.
13. Houck JR, Tome JM, Nawoczenski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait Posture*. 2008;28(1):29-37.
 14. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech*. 2004;19(4):391-7.
 15. Hajilou, B. The effect of localized quadriceps muscles fatigue on COP deviation and EMG activity of selected lower limb muscles during gait: Comparison between athlete and non-athlete. [Masters's thesis]. [Hamedan]: Bu-Ali Sina University; 2012. (in Persian).
 16. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2008;98(6):436-44.
 17. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *J Appl Biomech*. 2001;17(2):153-63.
 18. Fan Y, Fan Y, Li Z, Lv C, Luo D. Natural gaits of the non-pathological flat foot and high-arched foot. *PloS One*. 2011;6(3):74-9.
 19. Davidson BS, Madigan ML, Nussbaum MA, Wojcik LA. Effects of localized muscle fatigue on recovery from a postural perturbation without stepping. *Gait Posture*. 2009;29(4):552-7.
 20. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2012;36(1):162-76.
 21. Walsh M, Peper A, Bierbaum S, Karamanidis K, Arampatzis A. Effects of submaximal fatiguing contractions on the components of dynamic stability control after forward falls. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(2):270-5.
 22. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement. Lippincott Williams & Wilkins. 2006;368-74.
 23. Pincivero DM, Gandhi V, Timmons MK, Coelho AJ. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *J Biomech*. 2006;39(2):246-54.
 24. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. *Gait Posture*. 2008;28(4):568-73.
 25. Gefen A. Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching. *Med Biol Eng Comput*. 2002;40(3):302-10.
 26. Stolwijk NM, Duysens J, Louwerens JW, Keijsers NL. Plantar pressure changes after long-distance walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2010;42(12):2264-72.
 27. Sanjari MA, Boozari S, Jamshidi AA, Nikmaram MR. Fatigue effect on linear center of pressure measures during gait in people with flat feet. *Asian J Sports Med*. 2016;7(4):1-6. (in Persian).
 28. Barbieri FA, dos Santos PC, Vitória R, van Dieën JH, Gobbi LT. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. *Gait Posture*. 2013;38(4):702-7.

29. Boozari S, Jamshidi AA, Sanjari MA, Jafari H. Effect of functional fatigue on vertical ground-reaction force in individuals with flat feet. *J Sport Rehabil*. 2013;22(3):177-83. (in Persian).
30. Otsuka R, Yatsuya H, Miura Y, Murata C, Tamakoshi K, Oshiro K, Nishio N, Ishikawa M, Zhang HM, Shiozawa M, Kobayashi A. Association of flatfoot with pain, fatigue and obesity in Japanese over sixties. *Japanese Journal of Public Health [Nihon koshu eisei zasshi]*. 2003;50(10):988-98.
31. Piri H, Rajabi R, Minoonejad H, Tabatabai Ghomshe F, Abbasi H. The comparison of kinetic parameters between flexible flatfoot and normal foot football players during single leg drop-landing. *Studies in Sport Medicine*. 2017;9(22):67-80. (in Persian).
32. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007;39(2):175-91.
33. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am*. 1982;13(3):541-58.
34. Shrader JA, Popovich Jr JM, Gracey GC, Danoff JV. Navicular drop measurement in people with rheumatoid arthritis: interrater and intrarater reliability. *Phys Ther*. 2005;85(7):656-64.
35. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1994;19(3):162-7.
36. Onodera AN, Sacco IC, Morioka EH, Souza PS, de Sá MR, Amadio AC. What is the best method for child longitudinal plantar arch assessment and when does arch maturation occur? *The Foot*. 2008;18(3):142-9.
37. Billis E, Katsakiori E, Kapodistrias C, Kapreli E. Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. *The Foot*. 2007;17(2):65-72.
38. Vauhnik R, Turk Z, Pilih IA, Mičetić-Turk D. Intra-rater reliability of using the navicular drop test for measuring foot pronation. *Hrvatski Športskomedicinski Vjesnik*. 2006;21(1):8-11.
39. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait Posture*. 2016;48:52-6. (in Persian).
40. Dishman RK, Sallis JF. Determinants and interventions for physical activity and exercise. In: Bouchard C, Shephard RJ, Stephens T, editors. *Physical activity, fitness, and health: international proceedings and consensus statement*. Champaign (IL): Human Kinetics. 1994: 214-38.
41. Reed LF, Urry SR, Wearing SC. Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system. *BMC Musculoskeletal Disord*. 2013;14(1):249-55.
42. Kalron A, Dvir Z, Frid L, Achiron A. Quantifying gait impairment using an instrumented treadmill in people with multiple sclerosis. *ISRN Neurology*. 2013;26(2):1-6.
43. Sokhanguie Y, Sokhanguie M. Flat foot. *Harkat Now*. Tehran; 2006. p. 1-45. (In Persian). (in Persian).
44. Brown CN, Bowser B, Orellana A. Dynamic postural stability in females with chronic

- ankle instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2010;42(12):2258-63.
45. Kolasangiani A, Mantashloo Z, Salehi S, Moradi M. Examination of postural control of body and the onset time of electrical activity of selected ankle muscles during single-leg landing in subjects with pronated and normal foot. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2019;13(2):79-86. (in Persian).
 46. Kim J, Lee M, Seo J. Effects of short foot exercise with visual feedback on balance and knee joint function in subjects with flexible flatfeet. *Ann Phys Rehabil Med*. 2018;61(2):169-78.
 47. Vuillermé N, Anziani B, Rougier P. Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. *Clin Biomech*. 2007;22(5):489-94.
 48. Mantashloo Z, Letafatkar A, Moradi M. Vertical ground reaction force and knee muscle activation asymmetries in patients with ACL reconstruction compared to healthy individuals. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2019; 28(7):2009-14. (in Persian).
 49. Payandeh M, Khoshraftar Yazdi N, Ebrahimi Atri A, Damavandi M. Comparison of vertical ground reaction force during walking in children with flat foot and a normal foot. *Paramed Sci Rehabil*. 2015;4(1):33-41. (in Persian).
 50. Mosavi SK, Bazvand M, Memar R, Sadeghi H. Comparison of leg muscles electromyography during gait in pes cavus and planus in men aged 20-28 years. *Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences*. 2015;20(1):71-79. (in Persian).
 51. Bertani A, Cappello A, Benedetti MG, Simoncini L, Catani F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clin Biomech*. 1999;14(7):484-93.
 52. Baroni BM, Wiest MJ, Generosi RA, Vaz MA, Junior L, Pinto EC. Effect of muscle fatigue on posture control in soccer players during the short-pass movement. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*. 2011;13(5):348-53.
 53. Marchetti PH, Orselli MI, Duarte M. The effects of uni-and bilateral fatigue on postural and power tasks. *J Appl Biomech*. 2013;29(1):44-8.
 54. Reimer III RC, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. *J Sci Med Sport*. 2010;13(1):161-6.
 55. Brøchner NN, Hug F, Guével A, Colloud F, Lardy J, Dorel S. changes in motor coordination induced by local fatigue during a sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc*. 2018;50(7):1394-404.
 56. Feeney D, Jelaska I, Uygur M, Jaric S. Effects of unilateral muscle fatigue on performance and force coordination in bimanual manipulation tasks. *Motor control*. 2017;21(1):26-41.

ارجاع دهی

درتاج ابراهیم، علیزاده محمدحسین، عباسی حامد، شیرزاد عراقی الهام. تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن در افراد با کف پای صاف منعطف و طبیعی. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷): ۱۷-۳۴. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2020.8394.1415

Dorr taj E, Alizadeh M. H, Abbasi H, Shirzad Iraqi E. The Effect of Fatigue on Spatial and Temporal Parameters of Gait in People with Normal and Flexible Flat Foot. Sport Medicine Studies. Spring & Summer 2020; 12 (27): 17-34. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2020.8394.1415

مقایسه روش‌های مارکرگذاری پیش‌بین و عملکردی در بازسازی حرکت مفصل زانو حین گیت نرمال

مصطفی حاج‌لطفعلیان^۱، محمدهادی هنرور^۲، فاطمه اکبری‌فر^۳

۱. دکتری بیومکانیک ورزش، هسته سامانه‌های پشتیبان در توسعه سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران (نویسنده مسئول)

۲. استادیار، گروه مهندسی مکانیک/هسته سامانه‌های پشتیبان در توسعه سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران

۳. دانشجوی کارشناسی‌ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۰۷/۲۰

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۱/۱۶

چکیده

روش‌های متفاوتی برای بازسازی حرکت با استفاده از دوربین‌های استریوگرافمتری وجود دارد که مرسوم‌ترین آن‌ها استفاده از روش‌های پیش‌بین از طریق مارکرگذاری نشانگرهای آناتومیکی است. برخلاف روش‌های پیش‌بین، روش‌های عملکردی به نشانگرهای آناتومیکی وابسته نیستند و از حرکت نسبی اندام‌های مجاور برای شناسایی مرکز دوران و سپس بازسازی حرکت استفاده می‌کنند. این پژوهش با هدف مقایسه روش‌های مارکرگذاری پیش‌بین و عملکردی برای امکان‌سنجی بهره‌برداری از روش برازش دایره در بازسازی حرکات بدن انسان انجام شد. بدین ترتیب سه مرتبه از حرکت راه‌رفتن روی تردمیل شش نفر آزمودنی سالم، درحالی‌که مارکرگذاری هم‌زمان طبق سه روش پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره صورت گرفته بود، داده‌برداری شد. نتایج با وجود تفاوت در برخی از مشخصه‌های سیگنال، همبستگی زیاد روش‌ها را نشان داد. با گسترش روش‌های عملکردی مانند برازش دایره می‌توان بسیاری از عوامل ایجاد خطا را در روش‌های پیش‌بین کنترل کرد و تحولی در بازسازی حرکات انسان ایجاد کرد.

واژگان کلیدی: بازسازی حرکت، روش مارکرگذاری، مرکز دوران.

1. Email: Mostafa.h.lotfalian@gmail.com

2. Email: hadihonarvar@gmail.com

3. Email: f.akbarifar1995@gmail.com

مقدمه

شناسایی بیماری و اختلالات حرکتی (۱) طراحی و ارزیابی ابزارهای حرکتی متصل به بدن مانند ارتزها، پروتزها و برون‌پوش‌ها (۲، ۳) و محاسبه تغییرات نیرو، گشتاور و انرژی مکانیکی و رابطه آن‌ها با پارامترهای سیستم، از جمله کاربردهای بازسازی دقیق حرکات هستند. تخمین دقیق موقعیت مرکز دوران^۱ و محور دوران^۲ مفاصل یکی از چالش‌های مهم در بازسازی حرکت سیستم‌های اسکلتی-عضلانی به کمک دوربین‌های استریوفوتوگرامتری است. در استفاده از این ابزار می‌توان از دو روش پیش‌بین^۳ و عملکردی^۴ برای بازسازی حرکات بهره برد.

در روش پیش‌بین^۵ از روابط تجربی بین برخی از نشانه‌های آناتومیکی با فرض نرمال بودن آناتومی استفاده می‌شود (۴). در این روش متداول است که مارکرهایی روی نشانه‌های آناتومیکی^۶ بدن نصب می‌شوند و با اتکا به آن‌ها حرکت بازسازی می‌شود. مزیت اصلی این روش‌ها، تنظیم بیشتر سیستم‌های متداول ثبت و آنالیز حرکت مانند وایکون^۷، کوالیسیس^۸ و موشن آنالیزسیس^۹، با روش‌های مارکرگذاری پیش‌بین مانند پلاگین گیت^{۱۰}، هلن هیس^{۱۱} و کلیولند^{۱۲} است؛ البته این شیوه محدودیت‌هایی نیز دارد که عمده‌ترین آن‌ها نصب و جابه‌جایی مارکرهاست. شناسایی نشانه‌ها در برخی مفاصل مانند مچ پا (قوزک خارجی پا) نسبتاً ساده است، ولی برای برخی مفاصل مانند ران تقریباً نشانه آناتومیک خارجی وجود ندارد (۵). بدین ترتیب فرد آموزش‌دیده باید پس از شناسایی نشانه‌های آناتومیک مارکرها را نصب کند که دقت مکان نصب مارکرها به تخصص و تجربه وی بستگی دارد. به‌هرحال، این نشانه‌ها ظرافت ندارند و شناسایی و نصب مارکر روی آن‌ها فرایندی زمان‌بر است و نمی‌تواند از حدی دقیق‌تر انجام شود. از دیگر عوامل بروز خطا در روش‌های پیش‌بین، رفتار غیرصلب مارکرها روی پوست است که در حرکات شتاب‌دار باعث ایجاد تغییر شکل دینامیکی و ارتعاش بین پوست و قسمت‌های صلب تر می‌شوند (۶). همچنین انقباض عضلات باعث تغییر شکل و جابه‌جایی مارکرها می‌شود؛

-
1. Center of Rotation
 2. Axes of Rotation
 3. Predictive
 4. Functional
 5. Predictive
 6. Anatomical landmarks
 7. Vicon
 8. Qualisys
 9. Motion Analysis
 10. Plug-in Gait
 11. Helen Hayes
 12. Cleveland

در نتیجه، حین انجام دادن یک حرکت، مکان ثبت شده از مارکر با مکان مورد انتظار با توجه به موقعیت مفاصل و نشانه‌های آناتومیک متفاوت است که این یک منشأ خطا در ثبت موقعیت مفاصل و به دنبال آن بازسازی حرکت است. از بین روش‌های پیش‌بین، پلاگین گیت یکی از متداول‌ترین مدل‌های بیومکانیکی است که توسط شرکت وایکون برای بازسازی حرکت و انجام تحلیل سینماتیکی و سینتیکی حرکات انسان به کار می‌رود (۷). در این روش با استفاده از مارکرهای فیزیکی^۱ نصب شده روی اندام‌ها و مارکرهای مجازی^۲ که از طریق تخمین اندازه و ابعاد بدن آزمودنی‌ها و موقعیت مارکرهای فیزیکی به دست می‌آیند، مدل بیومکانیکی طراحی می‌شود؛ براین اساس، دقت مدل برای بازسازی حرکت، به دقت تخمین موقعیت مارکرهای مجازی و تخصص آزمون‌گر در نصب دقیق مارکرهای فیزیکی وابسته است که قطعاً با مقداری خطا همراه است.

استفاده از مارکرگذاری خوشه‌ای از دیگر روش‌های پیش‌بین برای تحلیل سینماتیکی حرکات است. در این روش از تعدادی نشانگر متصل به یک صفحه صلب استفاده می‌شود. در افراد با ساختار اسکلتی طبیعی می‌توان این نشانگرها را بدون توجه به داشتن موقعیت نشانگرهای آناتومیکی بدن، به صورت مستقیم روی اندام‌ها نصب کرد (۸). در روش مارکرگذاری خوشه‌ای با داشتن حداقل سه نشانگر غیرهم‌راستا روی صفحه می‌توان دستگاه مختصات محلی هر یک از اندام‌ها را تشکیل داد و همانند سیستم‌های آنالیز حرکت مبتنی بر اینرسی^۳، با محاسبه ماتریس دوران بین دو اندام مجاور، جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل را به صورت سه‌بعدی محاسبه کرد. افزایش سرعت نصب و کاهش حرکت مارکرها روی پوست از جمله مزایای این روش است و محدودیت آن تعداد زیاد مارکرهای مورد نیاز و ناتوانی در بازسازی حرکت افراد دچار اختلالات استخوانی و مفصلی، بدون به‌کارگیری نشانگرهای آناتومیکی است.

در روش‌های عملکردی برخلاف روش‌های پیش‌بین، بازسازی حرکت بدون استفاده از نشانه‌های آناتومیکی و تنها با ثبت موقعیت تعدادی مارکر پراکنده روی دو قطعه انجام می‌شود. در این روش از حرکت نسبی اندام‌های مجاور برای محاسبه موقعیت مرکز دوران استفاده می‌شود (۹). روش‌های عملکردی متعددی مانند ریلوس^۴ (۱۱، ۱۰)، تکنیک تبدیل مرکز^۵ (۱۲)، تکنیک امتیاز^۶ (۱۳) و برازش دایره^۷ (۱۴) برای محاسبه مرکز و محور دوران دو قطعه، بدون داده‌برداری مستقیم از آن ارائه

-
1. Physical Markers
 2. Virtual Markers
 3. Inertial Measurement Unit
 4. Reuleaux
 5. Center Transformation Technique
 6. Score Technique
 7. Circle Fitting

شده است. در این روش‌ها به نصب هر مارکر در محلی معین (مفاصل) نیاز نیست و موقعیت مارکرها روی هر قطعه اهمیت ندارد. از مزایای این روش‌ها امکان محاسبه مرکز دوران مفصلی که نشانه‌های آناتومیکی مشخص ندارند (مفصل ران) و حین حرکت جابه‌جا می‌شوند (مفصل زانو) و کاهش خطای مربوط به نصب و جابه‌جایی مارکرهاست؛ البته روش‌های عملکردی نیز با چالش‌هایی مانند دقت تخمین، پویایی مرکز دوران، زمان‌بر بودن فرایند حل مسئله و خطا در دوران‌های کوچک مواجه هستند که این موارد استفاده از این روش‌ها را محدود کرده‌اند. برخلاف سایر روش‌های عملکردی، برازش دایره با توجه به روند حل سریع و دقت مطلوب در سرعت‌های داده‌برداری بالا، می‌تواند انتخاب مناسبی برای مطالعات بیومکانیک حرکت باشد.

برای شناسایی موقعیت مرکز دوران مفاصل، تکنیک‌های عکس‌برداری پزشکی^۱ به‌عنوان گلد استاندارد مطرح‌اند، اما استفاده از این روش عموماً در شرایط شبه‌استاتیک انجام می‌شود، هزینه زیادی دارد و فرد را در معرض پرتوهای سرطان‌زا قرار می‌دهد (۱۵-۱۷). ضمن اینکه کلینیک‌های آنالیز گیت و حرکت معمولاً براساس سهولت استفاده و بر مبنای تنظیمات اولیه سیستم به داده‌برداری اقدام می‌کنند و انعطاف چندانی در تغییر پروتکل مارکرگذاری ندارند. این موضوع در صورت وجود تفاوت در نتایج خروجی هر یک از پروتکل‌ها می‌تواند مقایسه نتایج روش‌های مختلف را امکان‌پذیر نکند. درباره دقت روش پلاگین گیت در شناسایی مرکز دوران مفاصل با نصب مارکرها ثابت روی نشانه‌های آناتومیکی تردید است، اما در بسیاری از مطالعات از آن به‌عنوان مرجع مقایسه استفاده شده است (۱۸)؛ بنابراین، مقایسه و بررسی همبستگی موجود بین حرکات بازسازی‌شده توسط این مدل با سایر روش‌ها می‌تواند ثمربخش باشد؛ برای این اساس، مرکز دوران مفاصل زانو حین گیت نرمال، در دو روش پلاگین گیت و خوشه‌ای با استفاده از مارکرگذاری مستقیم (پیش‌بین) و در روش برازش دایره با استفاده از حرکت نسبی اندام‌های مجاور مفصل (عملکردی) برآورد خواهد شد. در ادامه روابط و تفاوت‌های موجود بین حرکات بازسازی‌شده حاصل از سه روش مارکرگذاری پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره بررسی خواهد شد. رویکرد این مطالعه امکان‌سنجی ارائه یک پروتکل جدید مارکرگذاری بر پایه روش‌های عملکردی و بدون نیاز به نشانگرهای آناتومیکی است.

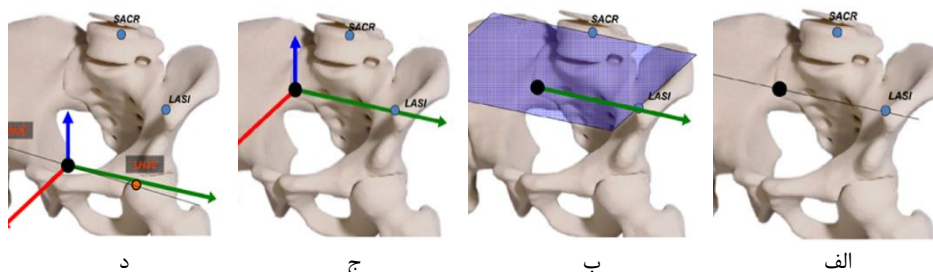
روش پژوهش

آزمودنی‌ها

در این مطالعه که از نوع همبستگی است، شش مرد سالم و جوان (سن $20/1 \pm 0/9$ سال، وزن $67/7 \pm 10/5$ کیلوگرم، قد $172 \pm 8/7$ سانتی‌متر) به صورت نمونه در دسترس انتخاب شدند. از دو روش مارکرگذاری پیش‌بین شامل پلاگین گیت و خوشه‌ای به‌عنوان روش‌های وابسته به نشانگرهای آناتومیکی استفاده شد. همچنین از الگوریتم برازش دایره به‌عنوان روشی عملکردی برای تخمین موقعیت مرکز دوران و متعاقب آن بازسازی حرکت بهره‌برداری شد.

بازسازی حرکت با روش پلاگین گیت

در روش پلاگین گیت، مدل‌هایی برای تحلیل سینماتیکی و سینتیکی اندام‌های بالاتنه و پایین‌تنه ارائه شده است. در مدل سینماتیکی پایین‌تنه که استفاده از آن در مطالعات آنالیز گیت متداول است، دستگاه مختصات اندام‌ها، مرکز دوران و زاویه مفاصل ارائه می‌شود. این مدل به حداقل ۱۵ مارکر فیزیکی برای تحلیل حرکات اندام تحتانی نیاز دارد که سه مارکر روی لگن و دو مارکر روی هر یک از اندام‌ها نصب می‌شود.

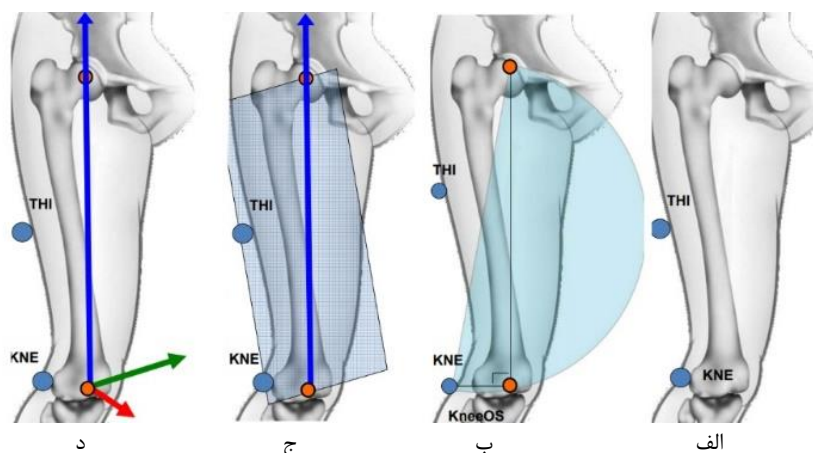


شکل ۱- مراحل تشکیل دستگاه مختصات لگن به روش پلاگین گیت

براین اساس، دو مارکر روی خارهای خاصه فوقانی قدامی^۱ و یک مارکر روی استخوان خاجی نصب می‌شود و نقطه میانی خارهای خاصه چپ و راست، به‌عنوان مرکز دستگاه مختصات تعیین می‌شود (شکل شماره یک- قسمت الف). در ادامه به کمک مارکر متصل به خاجی و انجام دادن ضرب داخلی، دستگاه مختصات سه‌بعدی لگن تعریف می‌شود (شکل شماره یک- قسمت‌های ب و ج). مدل نیوئینگتون-گیج برای تعریف مرکز دوران مفصل ران از طریق دستگاه مختصات لگن استفاده می‌شود (۷). این مدل برای یافتن مرکز دوران ران نیازمند فاصله بین خار خاصه قدامی و برجستگی بزرگ

1. Anterior Superior Iliac Spine
2. Newington-Gage

ران است که می‌تواند به صورت دستی یا از طریق معادلات رگرسیونی محاسبه شود و به مسئله وارد شود. پس از یافتن موقعیت مرکز دوران ران، دستگاه مختصات لگن به نقطه میانی مرکز ران‌های چپ و راست منتقل می‌شود (شکل شماره یک- قسمت د). مدل پلاگین گیت برای تعریف دستگاه مختصات ران، تنها از دو مارکر فیزیکی استفاده می‌کند و از موقعیت مرکز دوران ران به عنوان یک مارکر مجازی کمک می‌گیرد؛ براین اساس، یکی از مارکرها به کندیل خارجی ران و دیگری به خارج ران که دقیقاً بر صفحه فرونتال منطبق است، نصب می‌شود. برای یافتن مرکز دوران ران، پس از محاسبه پهنای مفصل، از معادله وتر^۱ استفاده می‌شود. در ادامه، دستگاه مختصات ران به کمک مارکر متصل به خارج ران تعریف می‌شود (شکل شماره دو) و با انتقال آن به دستگاه لگن، امکان بازسازی حرکات ران فراهم می‌شود. از همین روند برای یافتن مرکز دوران مچ و تعریف دستگاه‌های مختصات ساق و پا استفاده می‌شود.



شکل ۲- مراحل تشکیل دستگاه مختصات ران به روش پلاگین گیت

بازسازی حرکت با روش مارکرگذاری خوشه‌ای

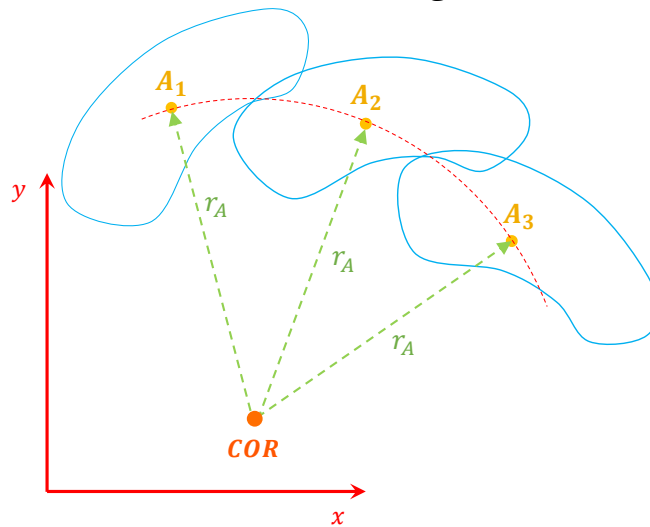
برخلاف روش پلاگین گیت که تشکیل دستگاه مختصات هر یک از اندامها به مرکز مفصل فوقانی وابسته است، در روش مارگرگذاری خوشه‌ای با افزایش تعداد مارکرها (حداقل سه مارکر غیرهم‌راستا روی هر یک از اندامها) می‌توان برای هر یک از اندامها دستگاه مختصاتی مستقل از سایر اندامهای مجاور ایجاد کرد. در آنالیز گیت وجود سه درجه آزادی دورانی کافی است، اما در روش خوشه‌ای، درجات آزادی خطی نیز فراهم می‌شوند و برخلاف پلاگین گیت می‌توانند از انتشار خطا به اندامهای

1. Chord Function

دیستال جلوگیری کنند (۸). در این روش با انتقال مارکرهای نصب‌شده روی هر اندام به دستگاه مختصات اندام مجاور بالایی می‌توان سینماتیک حرکت را به صورت سه‌بعدی محاسبه کرد. شایان ذکر است که در مرحله داده‌برداری استاتیک، مارکرگذاری لندمارک‌های آناتومیکی مفاصل به‌منظور شناسایی مبدأ حرکت، به خصوص در افراد دچار اختلالات اسکلتی-عضلانی ضرورت دارد.

شناسایی مرکز دوران با روش برازش دایره

برازش دایره از جمله روش‌های عملکردی برای شناسایی مرکز دوران و متعاقب آن بازسازی حرکت است. همان‌طور که پیش‌تر بیان شد، این روش به لندمارک‌های آناتومیکی وابسته نیست و از حرکت نسبی اندام‌های مجاور برای محاسبه موقعیت مرکز دوران استفاده می‌کند (۹). طبق این روش، اگر جسم صلبی حول نقطه ثابتی در حال دوران باشد، در این صورت براساس روش تطبیق دایره، هر نقطه از این جسم صلب روی قطاعی از دایره حرکت خواهد کرد. براساس شکل شماره سه، اگر نشانگر A روی نقطه‌ای از جسم صلب نصب شود و مختصات این نشانگر در هر لحظه توسط سیستم ثبت حرکت محاسبه شود، در این صورت می‌توان محل مرکز دوران را تخمین زد.



شکل ۳- شماتیک محاسبه مرکز دوران به روش برازش دایره در سه لحظه با یک مارکر نصب‌شده روی جسم

براین اساس، اگر مختصات نشانگر A در سه لحظه $A_1 = \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix}$, $A_2 = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix}$, $A_3 = \begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \end{bmatrix}$ و مختصات مرکز دوران $COR = \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \end{bmatrix}$ باشد، مقادیر x_c و y_c را می‌توان از روابط ۱ و ۲ به دست آورد.

$$x_c = \frac{y_1(y_1 - y_3)((x_2^2 + y_2^2) - (x_1^2 + y_1^2)) + (y_2 - y_1)((x_3^2 + y_3^2) - (x_1^2 + y_1^2))}{2((y_2 - y_1)(x_3 - x_1) + (y_1 - y_3)(x_2 - x_1))} \quad \text{رابطه ۱:}$$

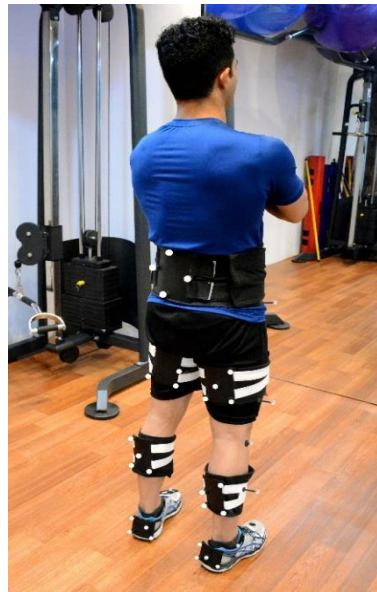
$$y_c = \frac{x_1(x_1 - x_3)((x_2^2 + y_2^2) - (x_1^2 + y_1^2)) + (x_2 - x_1)((x_3^2 + y_3^2) - (x_1^2 + y_1^2))}{2((x_2 - x_1)(y_3 - y_1) + (x_1 - x_3)(y_2 - y_1))} \quad \text{رابطه ۲:}$$

روند اجرای آزمون

طبق پروتکل پژوهش می‌باید سینماتیک مفصل زانوی آزمودنی‌ها حین اجرای گیت نرمال با سه روش مارکرگذاری پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره محاسبه شود؛ براین اساس، مارکرگذاری به صورت هم‌زمان برای هر سه روش صورت گرفت (شکل شماره چهار - قسمت الف). برای ثبت داده‌های حرکتی از سیستم آنالیز گیت کلینیکال سه بعدی که در مرکز آنالیز گیت هوشمند دانشگاه یزد طراحی و گسترش یافت، استفاده شد. این سیستم متشکل از دوربین ثبت حرکت اپتی ترک (V120duo)، مارکرهای خوشه‌ای، ترمیمیل و یک نرم‌افزار کاربردی است و می‌تواند راه رفتن و دویدن افراد را آنالیز کند و با انجام مقایسه خودکار با الگوهای گیت افراد فلج مغزی، اختلالات حرکتی را شناسایی کند (شکل شماره چهار - قسمت ب).



ب



الف

شکل ۴- الف) مارکرگذاری براساس دو روش پلاگین گیت و خوشه‌ای، ب) سیستم آنالیز گیت و دویدن

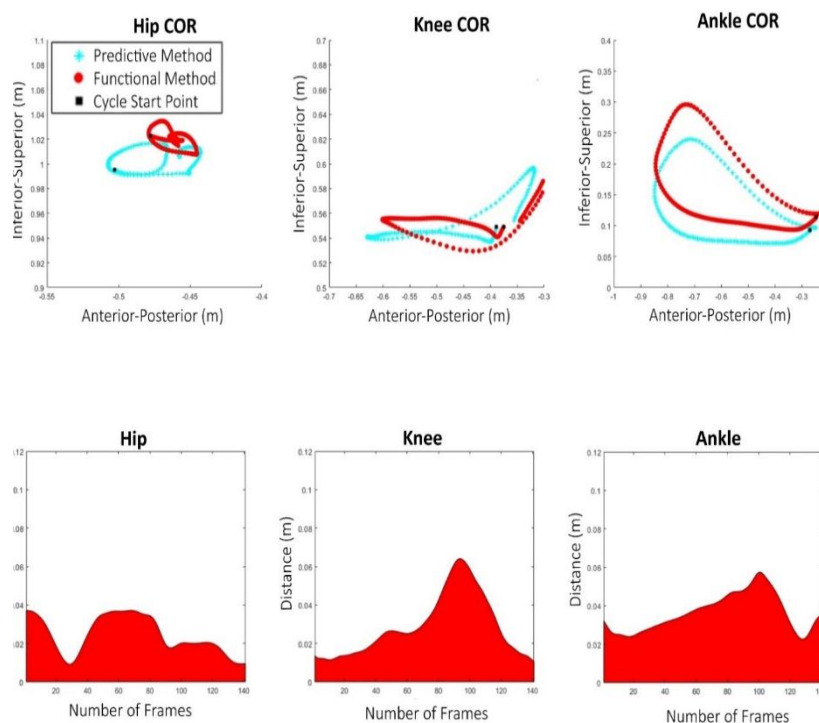
از آنجاکه ست‌آپ این سیستم بر مبنای روش مارکرگذاری خوشه‌ای تنظیم می‌شود، از برخی مارکرهای خوشه‌ای به شکلی که بر ماهیت روش پلاگین گیت خدشه‌ای وارد نشود، به‌عنوان جایگزین برخی از مارکرهای مدل پلاگین گیت استفاده شد. علاوه‌براین، برای تخمین مرکز دوران با روش عملکردی، از مارکرهای خوشه‌ای متصل به هریک از اندام‌ها استفاده شد.

پروتکل آزمون بدین‌ترتیب بود که ابتدا افراد به‌منظور آشنایی با روند آزمون، به‌مدت پنج دقیقه با سرعت سه متر بر ثانیه اقدام به راه‌رفتن روی تردمیل کردند. به محض توقف، داده‌برداری در وضعیت استاتیک انجام گرفت و با تنظیم سرعت تردمیل از آزمودنی‌ها خواسته شد با سرعت دلخواه شروع به راه‌رفتن کنند. پس از ثابت‌شدن سرعت تردمیل، داده‌برداری به‌مدت یک دقیقه انجام شد. برای جلوگیری از بروز خطایی مانند پنهان‌شدن مارکرها از دید دوربین، فرایند آزمون سه مرتبه تکرار شد و مناسب‌ترین داده برای تحلیل انتخاب شد. اطلاعات سینماتیکی به‌دست‌آمده توسط فیلتر گوسین هموار شد و به‌صورت درصدی از سیکل گیت بیان گردید.

برای مقایسه آماری روش‌ها، ابتدا از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی طبیعی‌بودن توزیع داده‌ها و سپس از آزمون تی وابسته برای مقایسه روش‌ها به‌صورت دوجه‌دو استفاده شد. فرایندهای بررسی همبستگی و تفاوت‌های آماری موجود بین روش‌ها، در نرم‌افزار متلب (B ۲۰۱۹) انجام شد.

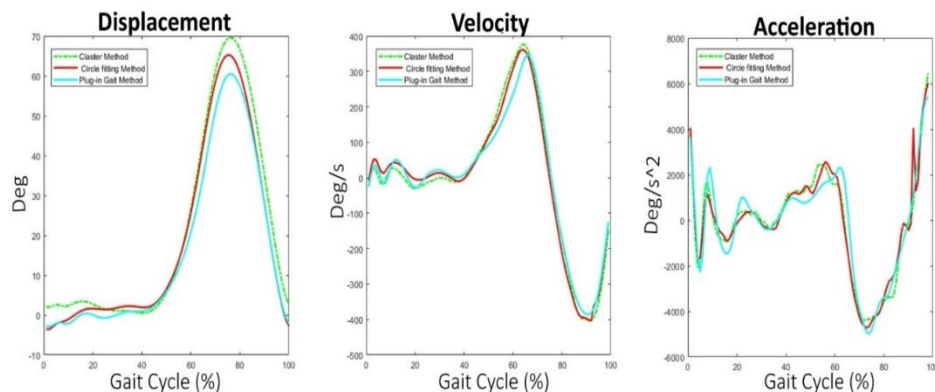
نتایج

برخلاف روش‌های عملکردی، موقعیت مرکز دوران مفاصل در روش‌های پیش‌بین از طریق مارکرگذاری لندمارک‌ها صورت می‌گیرد. شکل شماره پنج موقعیت مرکز دوران ران، زانو و مچ چپ آزمودنی شماره دو را با و بدون استفاده از لندمارک‌های آناتومیکی حین گیت نرمال نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، در برخی از لحظات سیکل گیت، فاصله موجود در موقعیت مرکز دوران حاصل از روش‌های پلاگین گیت و برازش دایره تا شش سانتی‌متر افزایش می‌یابد و می‌تواند به ایجاد تفاوت در حرکت بازسازی‌شده توسط هریک از روش‌ها منجر شود.



شکل ۵- موقعیت مرکز دوران مفاصل پایین تنه چپ در صفحه ساجیتال با دو روش پلاگین گیت (پیش‌بین) و برازش دایره (عملکردی) و میزان فاصله موجود بین دو روش در فریم‌های یک سیکل کامل گیت

شکل شماره شش سینماتیک مفصل زانوی آزمودنی شماره دو را که از سه روش مارکرگذاری پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره به دست آمده است، در یک سیکل کامل گیت نشان می‌دهد. گرفتن مشتق از جابه‌جایی می‌تواند نتایج سرعت و شتاب را دچار تفاوت‌های محسوس‌تری کند، اما در این آزمودنی سیگنال‌های سرعت و شتاب حاصل از سه روش مارکرگذاری شباهت زیادی با یکدیگر داشتند.



شکل ۶- جابه‌جایی، سرعت و شتاب زاویه‌ای حاصل از سه روش مارکرگذاری پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره در یک سیکل کامل گیت

پس از استخراج ۱۰ سیکل نرمال از سینماتیک زانوی چپ و راست هریک از آزمودنی‌ها و بیان آن به صورت ماتریسی، از ضریب همبستگی دوبعدی استفاده شد. مقادیر ضریب همبستگی و خطای جذر میانگین مربعات^۱ در سه روش مارکرگذاری متفاوت به صورت دویبدو در جدول شماره ۱ یک آمده است. نتایج این قسمت از مطالعه نشان داد که همبستگی بسیار زیادی بین سه روش وجود دارد؛ ضمن اینکه خطای جذر میانگین مربعات در بیشتر روش‌ها کمتر از ۱۰ درجه برآورد شد.

جدول ۱- مقادیر ضریب همبستگی و خطای جذر میانگین مربعات در سه روش مارکرگذاری متفاوت

خوشه‌ای / برازش دایره		پلاگین گیت / برازش دایره		پلاگین گیت / خوشه‌ای		ضریب همبستگی
چپ	راست	چپ	راست	چپ	راست	
۰/۹۹۰۹	۰/۹۶۰۴	۰/۹۸۷۶	۰/۹۳۷۵	۰/۹۸۹۰	۰/۹۹۶۵	
۳/۴۱	۷/۱۱	۴/۷۸	۱۰/۸۷	۵/۸۳	۵/۵۶	خطای جذر میانگین مربعات

یک سیکل گیت نرمال شامل فازها و رخدادهای^۲ متفاوتی می‌شود. در مطالعات بیومکانیک، مقادیر و لحظه به‌وقوع پیوستن بسیاری از این رخدادها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است و می‌تواند نشان‌دهنده پاتولوژی خاص در فرد باشد. مقادیر تعدادی از این رخدادها که توسط سه روش مارکرگذاری متفاوت به دست آمد است، در جدول شماره ۲ آورده شده است. بدین منظور، ۱۰ سیکل کامل از زانوی چپ

1. Root Mean Square Error
2. Events

و راست هریک از آزمودنی‌ها انتخاب شد و پس از استخراج اطلاعات مرتبط، مقایسه آماری بین روش‌ها انجام شد.

جدول ۲- مقایسه سه روش مارکرگذاری در برخی از متغیرهای بیومکانیکی گیت

متغیر	پلاگین گیت	خوشه‌ای	برازش دایره	پلاگین گیت / برازش دایره	خوشه‌ای / برازش دایره	مقدار پی
زانوی راست	فلکشن زانو در HC	0/6 ± 3/4	5/5 ± 4/2	12 ± 6/8	0/00*	0/00*
	پیک فلکشن در فاز SW	61 ± 2/1	69 ± 2/3	69 ± 3/6	0/00*	0/601
	لحظه پیک فلکشن در GC	75 ± 1/8	76 ± 1/7	79 ± 1/7	0/253	0/00*
	دامنه زانو در GC	62 ± 2/4	68 ± 2/4	73 ± 5/6	0/00*	0/00*
	انترال سیکل در GC	18 ± 1/8	22 ± 1/3	24 ± 1/7	0/00*	0/00*
	مینیمم فلکشن در GC	-1/3 ± 1/2	1/1 ± 1	-1/7 ± 2	0/00*	0/00*
زانوی چپ	فلکشن زانو در HC	-1 ± 3/4	1/4 ± 2	0 ± 2/2	0/01*	0/00*
	پیک فلکشن در فاز SW	56 ± 6/1	65 ± 6/1	63 ± 4/2	0/00*	0/262
	لحظه پیک فلکشن در GC	76 ± 1/8	77 ± 1/9	76 ± 2/2	0/789	0/399
	دامنه حرکتی زانو در GC	61 ± 5	66 ± 5/2	67 ± 4/5	0/00*	0/241
	انترال سیکل گیت در GC	14 ± 3/1	17 ± 3/9	16 ± 2/9	0/00*	0/127
	مینیمم فلکشن در GC	-2/5 ± 3	0 ± 1/4	-1 ± 1	0/00*	0/00*

*: تفاوت معنادار در سطح معناداری ۰/۰۵ $P \leq$

مقایسه سه روش مارکرگذاری پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره تفاوت‌های معنادار متعددی را در برخی از متغیرهای گیت آزمودنی‌ها نشان داد. از بین متغیرها، لحظه وقوع حداکثر فلکشن زانو، کمترین تفاوت‌ها را بین روش‌ها داشت و فلکشن زانو در لحظه برخورد پا به زمین و مینیمم فلکشن یا هابپراکستنشن زانو در تمامی حالت‌های مقایسه، تفاوت معناداری را بین روش‌ها نشان داد.

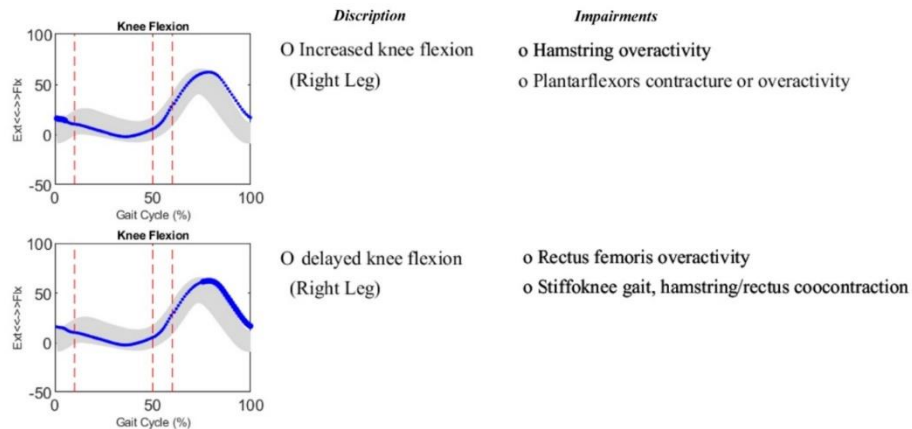
بحث و نتیجه‌گیری

وجود خطاهای بسیار در آنالیزهای کیفی، پژوهشگران حوزه بیومکانیک را به استفاده از ابزارهای دقیق و کمی سوق داده است. امروزه سیستم‌های آنالیز حرکت که با استفاده از دوربین‌های استریوفتوگرامتری موقعیت مارکرهای بازتابی را در فضا شناسایی می‌کنند، دقت زیادی دارند، اما عوامل متعددی می‌توانند نتایج حرکت بازسازی‌شده توسط این سیستم‌ها را دچار اختلال و خطا کنند. پروتکل‌های نصب مارکر که برای ساخت مدل‌های بیومکانیکی استفاده می‌شوند، از جمله عواملی‌اند که می‌توانند به شدت بر نتایج خروجی تأثیر بگذارند. اگرچه بیشتر پروتکل‌های مارکرگذاری براساس اصول دانش مکانیک طراحی شده‌اند، وجود تنوع در ساختار اسکلتی و آنتروپومتریکی انسان می‌تواند نتایج را دستخوش تغییر کند. ضمن اینکه ساده‌سازی‌های زیادی نیز در روابط و پروتکل‌ها صورت گرفته است تا مسئله را حل‌شدنی کند. در روش پلاگین گیت که یکی از متداول‌ترین روش‌های پیش‌بین برای بازسازی حرکات بدن انسان است، شناسایی مرکز دوران با مارکرگذاری مستقیم روی مفاصل صورت می‌گیرد که می‌تواند تحت تأثیر خطا در شناسایی لندمارک‌ها توسط کاربر و رفتار غیرصلب مارکرها روی پوست قرار گیرد (۶). در نقطهٔ مقابل، روش‌های عملکردی مانند برازش دایره به لندمارک‌ها وابسته نیستند و برای یافتن مرکز دوران مفاصل می‌توانند از یک تا بی‌نهایت مارکر استفاده کنند (۱۹). متأسفانه به دلیل نبود گلد استاندارد برای مرکز دوران مفاصل، شناسایی دقیق‌ترین روش بازسازی حرکت امکان‌پذیر نیست، اما این اطمینان وجود دارد که نتایج روش پلاگین گیت با وجود بهره‌برداری از آن به‌عنوان گلد استاندارد در تعدادی از مطالعات (۱۸)، به‌واسطهٔ وجود حرکت خطی و نبود لندمارک آناتومیکی در برخی از مفاصل، با خطا همراه است. اگرچه خطای حاصل از روش‌های پیش‌بین ممکن است نمود چندانی در الگوهای زاویه‌ای مفاصل نداشته باشد، این خطا پس از مشتق‌گیری و در مواردی که به‌طور مستقیم به موقعیت مرکز دوران مفاصل نیاز است، می‌تواند اثرگذار باشد. با وجود محدودیت‌ها و استفاده‌نشدن گسترده از روش‌های عملکردی برای بازسازی حرکت (۱۹)، این قابلیت وجود دارد که دقت و کاربرد این روش‌ها افزایش یابد. در شکل شمارهٔ پنج سینماتیک زانو در صفحهٔ ساجیتال نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، الگوی بازسازی‌شده با این روش که از طریق نصب چهار مارکر روی اندام به‌دست آمده است، قرابت زیادی با دو روش دیگر دارد و نتایج ذکرشده در جدول شمارهٔ یک نیز این موضوع را تأیید می‌کند. شایان ذکر است که استفاده از تعداد بیشتر و ترکیب‌های متفاوتی از مارکرهای پراکنده روی اندام‌ها می‌تواند بر دقت نتایج اثرگذار باشد (۱۹). این قابلیت روش‌های عملکردی امکان استفاده از ابزارهای ارزان‌قیمتی

مانند دوربین‌های عمق‌سنج^۱ را در مطالعات بازسازی حرکت فراهم می‌کند (۲۰). این دوربین‌ها می‌توانند ابرنقاطی سه‌بعدی از سطح اندام ارائه دهند و به‌واسطه تعداد بسیار زیاد نقاط، موقعیت مرکز دوران مفاصل را با دقت خوبی تخمین بزنند. در فرایند بازتوانی بیماران پس از جراحی لیگامان و تعویض مفصل، استخراج موقعیت مرکز دوران لحظه‌ای می‌تواند اطلاعات ارزشمندی از وضعیت مفصل و طول اندام ارائه دهد و روش‌های عملکردی می‌توانند نیاز به تصویربرداری پزشکی را در بسیاری از مواقع کاهش دهند و با روشی غیرتهاجمی این اطلاعات را فراهم کنند.

به‌طور کلی، یکی از مهم‌ترین کاربردهای آنالیز گیت، استفاده از آن برای تشخیص مشکلات حرکتی است. اختلالاتی مانند مشکلات استخوانی، اسپاسم، کوتاهی، ضعف و فلج عضلانی به ایجاد الگوهای متعدد راه‌رفتن منجر می‌شوند که تشخیص و تفکیک آن‌ها بسیار دشوار است. پژوهشگران با بهره‌گیری از آنالیز گیت، الگوهای حرکتی را دسته‌بندی کردند که مهم‌ترین دسته‌بندی به رودا و گراهام^۲ (۲۱) متعلق است که نه طبقه گوناگون برای راه‌رفتن افراد فلج مغزی پیشنهاد دادند که امروزه از این طبقه‌بندی برای بررسی سلامت حرکتی سایر افراد نیز استفاده می‌شود. متغیرهایی که در جدول شماره دو بررسی شدند، در کنار اطلاعات سینماتیکی و سینتیکی سایر مفاصل، اهمیت زیادی در تشخیص اختلالات حرکتی دارند؛ برای مثال، فلکشن بیش از حد زانو در لحظه برخورد پاشنه به زمین می‌تواند نشان‌دهنده فعالیت بیش از حد یا سختی همسترینگ باشد (۲۲). سیستم آنالیز گیتی که در این پژوهش استفاده شد، با بهره‌گیری از نتایج مطالعات گیت فلج مغزی (۲۳)، قابلیت استخراج خودکار انحراف‌ها از الگوی حرکتی نرمال و تشخیص اختلالات حرکتی را داشت. به‌علاوه، پایگاه داده این سیستم با هر آزمون به‌روز می‌شد و امکان مقایسه هر فرد با جامعه نرمال متعلق به خودش فراهم بود. استفاده از این سیستم به‌منظور مقایسه روش‌های مارکرگذاری برای شناسایی اختلالات حرکتی نشان داد که در روش برازش دایره دو اختلال برای الگوی زانو استخراج می‌شود؛ این در حالی است که اجرای نرم‌افزار با الگوهای حاصل از روش پلاگین گیت و خوشه‌ای برای همان سیکل هیچ اختلالی را نشان نمی‌دهد (شکل شماره هفت).

-
1. Depth Cameras
 2. Rodda & Graham



شکل ۷- قسمتی از گزارش سیستم تشخیص خودکار اختلالات گیت پس از ورود اطلاعات سینماتیکی زانو با روش برازش دایره

ممکن است در تشخیص اختلالات گیت تفاوت‌های موجود در نتایج جدول شماره دو چندان اهمیتی نداشته باشد و در بسیاری از مواقع با وجود تفاوت اختلالی شناسایی نشود، اما در روند درمان بیماران به‌طور حتم استفاده از یک پروتکل مارکرگذاری واحد و دقیق برای جلوگیری از تأثیرگذاری خطای ناشی از تغییر روش مارکرگذاری بر تشخیص پزشک ضرورت دارد.

در جمع‌بندی این پژوهش برای انتخاب مناسب‌ترین گزینه برای داده‌برداری حرکتی، با توجه به نبود گلد استاندارد و همبستگی زیاد بین سه روش مارکرگذاری در محاسبه سینماتیک مفصل زانو، بررسی دیگر قابلیت‌های سه روش پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره اهمیت دارد. دربارهٔ سهولت در مارکرگذاری باید گفت در روش برازش دایره به شناسایی لندمارک‌های آناتومیکی نیاز نیست و در پی آن خطای ناشی از نصب نامناسب مارکر روی لندمارک نیز وجود ندارد؛ باوجوداین، در روش پلاگین گیت می‌توان با نصب حداقل ۱۵ مارکر روی نشانگرهای آناتومیکی، سینماتیک پایین‌تنه را به‌صورت کامل و سه‌بعدی بررسی کرد؛ این در حالی است که برای رسیدن به دقت مطلوب در روش برازش دایره، به تعداد زیادی مارکر روی هر سگمان نیاز است. برای ساخت مدل بیومکانیکی با روش مارکرگذاری خوشه‌ای، به حداقل سه مارکر روی هر سگمان نیاز است که البته در بیشتر مواقع از تعداد بیشتری استفاده می‌شود. دلیل این موضوع نصب مارکرها روی یک قطعهٔ صلب و جابه‌جانشدن مارکرها نسبت به یکدیگر است که این امکان را فراهم می‌کند که با تشکیل بدن سخت^۱ بین مارکرهای هر سگمان، موقعیت مارکرهایی که احتمالاً از میدان دید دوربین پنهان شده‌اند، تخمین زده شود؛

1. Rigid Body

قابلیتی که در پلاگین گیت امکان‌پذیر نیست؛ زیرا، در این روش مارکرها روی سطح پوست نصب می‌شوند و کاملاً تحت‌تأثیر رفتار غیرصلب پوست و انقباض عضلات هستند. علاوه‌براین، در روش پلاگین گیت به‌استثنای استخوان لگن، تنها از دو مارکر روی هر اندام و یک مارکر مجازی برای تشکیل دستگاه مختصات محلی استفاده می‌شود و امکان تشکیل بدن سخت نیز وجود ندارد. استفاده از مارکرهای مجازی و وابستگی هر سگمان به سگمان بالایی در روش پلاگین گیت باعث افزایش خطا در تشکیل دستگاه مختصات اندام‌های دیستال می‌شود و پنهان‌شدن لحظه‌ای یک مارکر از میدان دید دوربین، محاسبه سینماتیک اندام‌های پایین‌تر را غیرممکن می‌کند؛ این در حالی است که در روش مارکرگذاری برازش دایره و خوشه‌ای، تحلیل سینماتیکی تنها به مارکرهای نصب‌شده روی سگمان بالایی و پایینی مفصل وابسته است.

از دیگر مزایای روش‌های مارکرگذاری برازش دایره و خوشه‌ای در مقایسه با پلاگین گیت، این است که در این روش‌ها به تعداد کمتری دوربین ثبت حرکت برای پوشش تمامی مارکرها نیاز است؛ به‌طوری‌که در روش خوشه‌ای، امکان آنالیز سه‌بعدی راه‌رفتن و دویدن روی تردمیل با حداقل دو دوربین نیز وجود دارد؛ براین اساس می‌توان گفت روش‌های عملکردی بسیاری از محدودیت‌های نظری روش‌های پیش‌بین را پوشش می‌دهند، اما در حال حاضر نمی‌توان این انتظار را داشت که در تجزیه و تحلیل‌های سه‌بعدی، دقت بیشتری از روش‌های پیش‌بین ارائه دهند.

برای اولین بار در این مطالعه روش برازش دایره برای بازسازی حرکات انسان مطرح شد. در مطالعات آینده تحلیل خطای این روش انجام می‌شود و عوامل مؤثر بر خطا و روش‌های افزایش دقت تخمین شناسایی خواهند شد. در نهایت، تلاش خواهد شد یک پروتکل مارکرگذاری جدید بر مبنای تئوری برازش دایره ارائه شود تا خطا و محدودیت‌های روش‌های مرسوم را پوشش دهد و دقت بازسازی حرکت را در مطالعات بیومکانیک بهبود بخشد.

مرسوم‌ترین شیوه برای یافتن مرکز دوران و متعاقب آن بازسازی حرکت، مارکرگذاری نشانه‌های آناتومیک و پیش‌بینی مرکز دوران است که با محدودیت‌هایی مانند جابه‌جایی پوست، نیاز به تخصص آزمونگر و زمان‌بر بودن فرایند مارکرگذاری همراه است.

نتایج این مطالعه نشان داد که در بازسازی حرکات صفحه‌ای، روش عملکردی برازش دایره همبستگی زیادی با روش پیش‌بین دارد و با رعایت برخی ملاحظات می‌تواند جایگزین‌های مناسبی برای آن در آنالیز گیت و دویدن باشد.

منابع

1. Chruscikowski E, Fry NR, Noble JJ, Gough M, Shortland AP. Selective motor control correlates with gait abnormality in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. 2017;(52):107-9.
2. van Hal E, Otten E, Hijmans JM, Postema K. A new leg prosthesis to improve lateral balance in prosthetic walking. *Gait Posture*. 2015;(42):S81-2.
3. Attias M, Bonnefoy-Mazure A, Cheze L, DeCoulon G, Armand S. Feasibility and reproducibility of using an exoskeleton able to emulate muscle contractures during walking. *Gait Posture*. 2015;(42):S82-3.
4. Meskers CG, Van der Helm FC, Rozendaal LA, Rozing PM. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *J Biomech*. 1997;31(1):93-6.
5. Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech*. 1995;10(4):171-8.
6. De Rosario H, Page Á, Besa A. Analytical study of the effects of soft tissue artefacts on functional techniques to define axes of rotation. *J Biomech*. 2017;(62):60-7.
7. Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*. 1991;(10):575-87.
8. Collins TD, Ghousayni SN, Ewins DJ, Kent JA. A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. *Gait Posture*. 2009;30(2):173-80.
9. Halvorsen K. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *J Biomechanics*. 2003;36(7):999-1008.
10. Reuleaux, F. Theoretische kinematik: Grundzüge einer Theorie des Maschinenwesens. Available at: [<https://books.google.com>]
11. Moorehead JD, Montgomery SC, Harvey DM. Instant center of rotation estimation using the Reuleaux technique and a Lateral Extrapolation technique. *J Biomech*. 2003;36(9):1301-7.
12. Piazza SJ, Erdemir A, Okita N, Cavanagh PR. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *J Biomech*. 2004;37(3):349-56.
13. Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech*. 2006;39(15):2798-809.
14. Crenna F, Rossi GB, Palazzo A. Instantaneous centre of rotation in human motion: measurement and computational issues. In *J Phys: Conference Series* 2016;772(1):012027.
15. Nikooyan AA, van der Helm FC, Westerhoff P, Graichen F, Bergmann G, Veeger HD. Comparison of two methods for in vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center (GH-JRC) of the patients with shoulder hemiarthroplasty. *PLoS One*. 2011;6(3): e18488.
16. Lempereur M, Leboeuf F, Brochard S, Rousset J, Burdin V, Rémy-Néris O. In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: Accuracy and repeatability assessment. *J Biomech*. 2010;43(2):370-4.

17. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *Am J of Roentgenol.* 2001;176(2): 289-296.
18. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, Crenna P, Leardini A. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait Posture.* 2008;28(2):207-16.
19. Akbarifar F. Design, simulation, experimental data acquisition, comparison and analysis of a method of motion reconstruction based on randomly distribution of markers [Master thesis]. [Yazd]: Yazd University; 2018. (In Persian).
20. Auvinet E, Multon F, Aubin CE, Meunier J, Raison M. Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect. *Gait Posture.* 2015;41(2):722-5.
21. Rodda J, Graham HK. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *Eur J Neurol.* 2001;(8):98-108.
22. Armand S, Decoulon G, Bonnefoy-Mazure A. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev.* 2016;1(12):448-60.
23. Gage JR, Schwartz MH, Koop SE, Novacheck TF, editors. The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. London: John Wiley & Sons; 2009. p. 30-64.

ارجاع دهی

حاج لطفعلیان مصطفی، هنرور محمدهادی، اکبری فر فاطمه. مقایسه روش‌های مارکرگذاری پیش‌بین و عملکردی در بازسازی حرکت مفصل زانو حین گیت نرمال. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۳۵-۵۲.
شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2020.8624.1420

Haj Lotfalian M, Hadi Honarvar M, Akbarifar F. Comparison of Predictive and Functional Marker Sets in Motion Reconstruction of Knee Joint, During Normal Gait. *Sport Medicine Studies.* Spring & Summer 2020; 12 (27): 35-52. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2020.8624.1420

قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل

محمد فرهادی^۱، علیرضا هاشمی اسکویی^۲، سید امیرحسین امامیان شیرازی^۳،
محمدتقی کریمی^۴

۱. کارشناسی ارشد بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند
۲. استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند (نویسنده مسئول)
۳. دانشجوی دکتری بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند
۴. استاد، گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی اصفهان

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۱/۰۴

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۸/۰۱۰

چکیده

به منظور بهبود عملکرد حرکتی، الگوی حرکت و تغییرات پارامترهای کینماتیکی مفاصل در وضعیت‌های مختلف بررسی می‌شود. استفاده از تردمیل در تحلیل الگوی راه رفتن انسان، امکان ثبت چندین گام از راه رفتن را در فضای محدود و با شرایط کنترل شده فراهم می‌کند. هدف این پژوهش، بررسی همسانی پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی تردمیل و زمین بود. ضرایب همبستگی درون‌طبقه پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی در ۱۵ مرد جوان سالم هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل محاسبه شد. ضرایب همبستگی زوایای لگن، ران و مچ پا هنگام راه رفتن روی زمین اغلب در محدوده قابلیت اطمینان عالی (بیشتر از ۰/۹) قرار داشتند، در حالی که هنگام راه رفتن روی تردمیل نتایج در محدوده قابلیت اطمینان متوسط (کمتر از ۰/۷) بودند؛ بنابراین، در اقدامات درمانی یا مطالعات تحقیقاتی توجه به کاهش همسانی تکرارهای راه رفتن هنگام استفاده از تردمیل مهم است.

واژگان کلیدی: قابلیت اطمینان، کینماتیک، اندام تحتانی، راه رفتن، تردمیل.

1. Email: mo_farhadi@sut.ac.ir
2. Email: ali.hashemi@sut.ac.ir
3. Email: am_emamian@sut.ac.ir
4. Email: mt_karimi@sums.ac.ir

مقدمه

برای پی بردن به الگوی تغییرات پارامترهای بیومکانیکی بدن در حرکت به‌طور گسترده از تحلیل حرکت انسان استفاده می‌شود. شناسایی الگوی حرکت در بیومکانیک اسکلتی-عضلانی برای بررسی تغییرات پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی مفاصل (۱) و در بیومکانیک ورزشی برای بهبود انجام حرکات ورزشی و جلوگیری از آسیب به سیستم اسکلتی-عضلانی به کار می‌رود (۲). در مطالعه‌ی راه رفتن انسان، لازم است تغییرات پارامترهای بیومکانیکی در چندین گام ثبت و تحلیل شود. با توجه به اینکه جمع‌آوری داده از چندین گام کامل در محیط آزمایشگاهی مستلزم فضایی بزرگ است؛ در فضای محدود آزمایشگاه از تردمیل برای تحلیل راه رفتن استفاده می‌شود. در حقیقت، تردمیل امکان ثبت چندین گام از راه رفتن را در فضای محدود و با سرعت کنترل‌شده فراهم می‌کند (۳). همچنین با استفاده از تردمیل می‌توان در کلینیک‌های توان‌بخشی به بیمارانی که دچار آسیب‌دیدگی سیستم عصبی-عضلانی شده‌اند، راه رفتن را آموزش داد.

از آنجا که در فرآیند یادگیری طبیعی راه رفتن، افراد روی زمین گام برمی‌دارند؛ هنگام راه رفتن روی تردمیل نیز الگوی حرکتی باید مشابه راه رفتن روی زمین باشد. همچنین، الگوی حرکت طبیعی باید در گام‌های مختلف قابل تکرار باشد؛ به این معنا که تغییرات پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن مشابه هم باشند. بنابراین، استفاده از تردمیل برای کاربردهای اشاره‌شده هنگامی قابل‌قبول است که از هم‌سان^۱ بودن پارامترهای بیومکانیکی حرکت روی تردمیل و زمین اطمینان حاصل شود؛ به‌عبارت‌دیگر، پارامترهای بیومکانیکی حرکت روی تردمیل و زمین باید قابلیت اطمینان مشابه داشته باشند (۴-۶).

مطالعات قبلی، تغییرات پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی اندام تحتانی را بین حرکت روی زمین و تردمیل با یکدیگر مقایسه کرده‌اند (۸-۴). با این حال، نتایج این مطالعات در برخی موارد با هم اختلاف دارند. رایلی^۲ و همکارانش (۲۰۰۷) مقدار حداکثر و حداقل فلکشن، آدداکشن و چرخش محوری ران و همچنین حداقل و حداکثر فلکشن مفاصل زانو و مچ پا و حداقل و حداکثر چرخش‌های قدامی، جانبی و محوری لگن (۲۲ پارامتر کینماتیکی) را در راه رفتن عادی روی زمین و راه رفتن با همان سرعت روی تردمیل مقایسه نمودند. حداقل و حداکثر فلکشن ران، حداقل آدداکشن ران، حداقل چرخش محوری ران، حداقل فلکشن زانو، حداقل و حداکثر چرخش محوری و جانبی لگن پارامترهایی بودند که بین راه رفتن روی زمین و تردمیل تفاوتی قابل‌توجه با یکدیگر

1. Consistent
2. Riley

داشتند (۴). آلتون^۱ و همکارانش (۱۹۹۸) پس از مقایسه پارامترهای کینماتیکی راه رفتن روی زمین و تردمیل به این نتیجه رسیدند که در زنان، تنها در حداکثر زاویه فلکشن ران بین دو حالت مذکور تفاوت قابل توجه وجود داشت و در مردان، حداکثر زاویه فلکشن زانو در دو حالت راه رفتن روی زمین و تردمیل تفاوت قابل توجه داشت (۷). نایمارک^۲ و همکارانش (۲۰۰۵) علاوه بر مقایسه دامنه حرکت مفاصل مچ پا، زانو، ران و تنه به عنوان پارامترهای کینماتیکی راه رفتن روی زمین و تردمیل، این پارامترها را بین راه رفتن با سرعت عادی و راه رفتن با سرعت کم (0.2 m/s و 0.3 m/s) نیز مقایسه کرده‌اند (۸). در پژوهش نایمارک پارامترهای مذکور هنگام راه رفتن با سرعت عادی و سرعت کم، روی زمین و تردمیل تفاوتی معنادار با یکدیگر نداشتند، درحالی که دامنه حرکت فلکشن مفاصل زانو، ران و تنه هنگام راه رفتن با سرعت کم در مقایسه با راه رفتن با سرعت عادی، هم روی زمین و هم روی تردمیل تفاوتی معنادار با یکدیگر داشتند (۸).

از طرفی، در مطالعات پارامترهای کینماتیکی راه رفتن روی زمین و تردمیل، همسانی این پارامترها در گام‌های مختلف بین راه رفتن روی زمین و تردمیل مقایسه نشده است (۶-۴). برای شناخت همسانی پارامترها در تکرارهای مختلف حرکت از قابلیت اطمینان^۳ استفاده می‌شود (۹) و به این منظور ضریب همبستگی درون‌گروهی^۴ محاسبه می‌شود. هدف این پژوهش، بررسی قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی (حداقل و حداکثر زاویه و دامنه حرکت) مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا در مردان جوان و سالم هنگام راه رفتن روی زمین و روی تردمیل است.

روش پژوهش

در این مطالعه افراد موردنظر، با استفاده از اطلاعات عمومی، به صورت تصادفی از میان افراد مذکر جوان داوطلب انتخاب شدند. شرایط ورود افراد به مطالعه عبارت بودند از: نداشتن سابقه آسیب یا جراحی در سیستم اسکلتی-عضلانی، توانایی راه رفتن روی زمین و تردمیل بدون استفاده از لوازم جانبی کمکی و داشتن سلامت کامل قلبی-عروقی. مطابق با این معیارها، در نهایت ۱۵ مرد در محدوده‌ی سنی ۱۸-۳۰ سال، قد ۱۶۵-۱۹۰ سانتی‌متر، وزن ۵۵-۹۰ کیلوگرم برای انجام آزمون‌های تحلیل حرکت انتخاب شدند. پس از ورود هر شرکت‌کننده به آزمایشگاه، اهداف پژوهش و مراحل انجام آزمون توضیح داده شد و رضایت شرکت‌کننده برای حضور در آزمایش به صورت

-
1. Alton
 2. Nymark
 3. Reliability
 4. Intraclass Correlation Coefficient

کتبی دریافت شد. پروپوزال این پژوهش با کد اخلاق IR.MUI.REC.1394.2.264 به تأیید کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان رسید.

در جلسه ثبت داده، مختصات سه‌بعدی نشانگرهای قرار گرفته روی اندام تحتانی و تنه ثبت شد. در این راستا، نشانگرهای منعکس‌کننده نور با قطر هفت میلی‌متر طبق روش نشانگرگذاری هلن-هایز، به‌صورت متقارن روی موقعیت‌های آناتومیکی اندام تحتانی قرار داده شد (۱۰). داده‌های مختصات سه‌بعدی نشانگرها با استفاده از سیستم تحلیل حرکت کوالیسیس^۱ با هفت دوربین و با فرکانس تصویربرداری ۱۰۰ هرتز ضبط شد. شرکت‌کنندگان پنج بار با سرعت معمولی روی زمین راه رفتند. مدت‌زمان راه رفتن روی زمین با استفاده از کروномتر اندازه‌گیری شد. سرعت راه رفتن روی زمین با تقسیم مسافت پیموده‌شده به زمان راه رفتن به‌دست آمد. همین سرعت در تردمیل برای هر شرکت‌کننده تنظیم شد و افراد پنج مرتبه و هر بار به مدت ۲۰ ثانیه روی تردمیل راه رفتند. پارامترهای کینماتیک مفاصل اندام تحتانی با استفاده از نرم‌افزار اپن سیم^۲ محاسبه شد. ابتدا، مختصات سه‌بعدی نشانگرها در حالت ایستادن در نرم‌افزار وارد و به مدل پیش‌فرض اعمال شد. در نهایت، فایل داده‌های نشانگرها در طول حرکت وارد مازول کینماتیک معکوس نرم‌افزار اپن سیم شد تا زوایای مفاصل اندام تحتانی در طول حرکت محاسبه شود. زاویه‌ی مفاصل زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال و زاویه‌ی مفاصل ران و لگن در سه صفحه ساجیتال، فرونتال و افقی، در هر سیکل حرکتی، استخراج شد. حالت ایستادن آناتومیک معادل زاویه صفر هر مفصل در نظر گرفته شد؛ به‌عبارت دیگر، زاویه زانو در حالت کاملاً اکستنشن معادل صفر درجه در نظر گرفته شد و در پارامتر فلکشن زانو مقادیر مثبت به معنای فلکشن بود. ضمناً مقادیر منفی بیانگر حرکت خلاف جهت پارامتر بود؛ برای مثال در پارامتر فلکشن ران، مقدار منفی به معنای اکستنشن نسبت به حالت ایستادن آناتومیک بود. در چرخش محوری، چرخش به خارج، مثبت و چرخش به داخل نیز منفی در نظر گرفته شد. حداقل، حداکثر و دامنه حرکت^۳ هر کدام از زوایای مفاصل در صفحات موردنظر در هر بار تکرار راه رفتن روی تردمیل و زمین محاسبه شد.

در خصوص تغییرات زاویه مفاصل هنگام هر تکرار راه رفتن، کم‌ترین عدد ثبت‌شده معادل حداقل و بیشترین عدد نیز معادل حداکثر مقدار آن پارامتر در نظر گرفته شد. میانگین و انحراف استاندارد هر پارامتر بین تکرارهای همه شرکت‌کنندگان هنگام راه رفتن روی زمین یا روی تردمیل محاسبه شد. ضرایب همبستگی درون‌طبقاتی (آی.سی.سی) هر پارامتر برای اندازه‌گیری‌های مجرد و برای

1. Qualysis Motion Analysis System
2. OpenSim
3. Range of Motion (ROM)
4. ICC

متوسط اندازه‌گیری‌ها با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس^۱ محاسبه شد. در این مطالعه ضرایب کمتر از ۰/۵ قابلیت اطمینان ضعیف، ۰/۵ تا ۰/۶۹ قابلیت اطمینان متوسط، ۰/۷ تا ۰/۹ قابلیت اطمینان زیاد و بیشتر از ۰/۹ به‌عنوان بسیار عالی توصیف می‌شوند (۱۱).

نتایج

نتایج میانگین و انحراف استاندارد حداقل و حداکثر زوایای مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل و زمین در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱- میانگین (انحراف استاندارد) حداقل و حداکثر زاویه (درجه) مفاصل اندام تحتانی در راه رفتن روی تردمیل و زمین

زمین				
	حداکثر	حداقل	حداکثر	حداقل
چرخش قدامی لگن	۹/۴ (۴/۷)	۵/۲ (۲/۶)	۱۹/۸ (۱۱/۳)	۱۲/۱ (۷/۴)
چرخش جانبی لگن	۶/۱ (۳/۲)	-۶/۷ (۳/۴)	۲/۶ (۱/۵)	-۳/۲ (۱/۷)
چرخش محوری لگن	۷/۴ (۴/۳)	-۶/۸ (۴/۱)	۵/۸ (۳/۷)	-۶/۳ (۳/۹)
فلکشن ران	۲۶/۸ (۷/۹)	-۱۹/۳ (۱۱/۸)	۲۵/۳ (۹/۹)	-۱۴/۶ (۱۲/۹)
ابداکشن ران	۸/۶ (۳/۷)	-۵/۳ (۲/۶)	۶/۴ (۲/۸)	-۲/۱ (۱/۴)
چرخش محوری ران	۱۶/۴ (۱۰/۶)	۶/۷ (۴/۳)	۱۵/۷ (۱۱/۴)	۶/۹ (۵/۱)
فلکشن زانو	۶۲/۵ (۸/۱)	۴/۱ (۲/۴)	۶۲/۴ (۵/۹)	۶/۷ (۴/۳)
دورسی فلکشن مچ پا	۸/۹ (۷/۴)	-۷/۲ (۶/۶)	۳/۶ (۳/۱)	-۵/۷ (۴/۰)

نتایج مقادیر ضریب همبستگی درون‌طبقاتی مجرد و ضریب همبستگی درون‌طبقاتی متوسط برای حداقل و حداکثر زوایای مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل و زمین در جدول ۲ ارائه شده است. در نگاه کلی به این جدول ملاحظه می‌شود که در تمامی مفاصل به‌غیر از مفصل زانو قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی هنگام راه رفتن روی زمین بیشتر از راه رفتن روی تردمیل است.

جدول ۲- ضریب همبستگی درون طبقاتی حداقل و حداکثر زاویه مفاصل اندام تحتانی در راه رفتن روی

تردمیل و زمین

زمین		تردمیل		
ICC (3,1)	ICC (3,5)	ICC (3,1)	ICC (3,5)	
۰/۹۳	۰/۹۸	۰/۵۸	۰/۸۷	حداقل زاویه چرخش قدامی لگن
۰/۸۹	۰/۹۸	۰/۱۴	۰/۴۴	حداکثر زاویه چرخش قدامی لگن
۰/۸۳	۰/۹۶	۰/۵۴	۰/۸۵	حداقل زاویه چرخش جانبی لگن
۰/۱۶	۰/۴۹	۰/۶۱	۰/۸۹	حداکثر زاویه چرخش جانبی لگن
۰/۸۷	۰/۹۷	۰/۱۰	۰/۳۵	حداقل زاویه چرخش محوری لگن
۰/۹۶	۰/۹۹	۰/۰۷	۰/۴۷	حداکثر زاویه چرخش محوری لگن
۰/۶۴	۰/۹۰	۰/۳۴	۰/۷۲	حداقل زاویه فلکشن ران
۰/۸۲	۰/۹۳	۰/۳۰	۰/۶۸	حداکثر زاویه فلکشن ران
۰/۶۳	۰/۸۹	۰/۳۶	۰/۷۳	حداقل زاویه ابداکشن ران از بدن
۰/۶۹	۰/۹۲	۰/۱۸	۰/۵۳	حداکثر زاویه ابداکشن ران از بدن
۰/۹۷	۰/۹۸	۰/۷۵	۰/۹۴	حداقل زاویه چرخش محوری ران
۰/۲۲	۰/۵۸	۰/۴۱	۰/۷۸	حداکثر زاویه چرخش محوری ران
۰/۳۶	۰/۷۴	۰/۴۴	۰/۷۹	حداقل زاویه فلکشن زانو
۰/۲۶	۰/۶۴	۰/۳۸	۰/۷۶	حداکثر زاویه فلکشن زانو
۰/۵۸	۰/۸۸	۰/۳۴	۰/۷۲	حداقل زاویه دورسی فلکشن مچ پا
۰/۸۳	۰/۹۶	۰/۵۱	۰/۸۴	حداکثر زاویه دورسی فلکشن مچ پا
۰/۶۷	۰/۸۶	۰/۳۸	۰/۷۱	میانگین

عبارت ICC(3,1) بیانگر ضریب همبستگی درون طبقاتی مجرد و عبارت ICC(3,5) بیانگر ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط است.

مقادیر ضریب همبستگی درون طبقاتی مجرد و ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط دامنه حرکت در مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل و زمین در جدول ۳ ارائه شده است. دامنه حرکت همه مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین قابلیت اطمینان بیشتری در مقایسه با راه رفتن روی تردمیل دارد. درعین حال، ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط دامنه چرخش قدامی لگن و دامنه دورشدن ران از بدن اختلاف زیادی بین راه رفتن روی زمین و تردمیل ندارد، درحالی که دامنه فلکشن ران و دامنه چرخش محوری لگن هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل اختلاف زیادی با یکدیگر دارند.

جدول ۳- ضریب همبستگی درون طبقاتی دامنه حرکت مفاصل اندام تحتانی در راه رفتن روی تردمیل و

زمین

زمین		تردمیل		
ICC (3,1)	ICC (3,5)	ICC (3,1)	ICC (3,5)	
۰/۸۸	۰/۹۷	۰/۳۹	۰/۷۵	دامنه چرخش قدامی لگن
۰/۷۹	۰/۹۵	۰/۲۷	۰/۶۵	دامنه چرخش جانبی لگن
۰/۹۶	۰/۹۹	۰/۱۶	۰/۴۹	دامنه چرخش محوری لگن
۰/۵۲	۰/۸۵	۰/۰۳	۰/۱۲	دامنه فلکشن ران
۰/۸۱	۰/۹۶	۰/۳۷	۰/۷۶	دامنه فلکشن از بدن
۰/۶۶	۰/۹۱	۰/۲۵	۰/۶۶	دامنه چرخش محوری ران
۰/۰۷	۰/۲۶	۰/۰۴	۰/۱۹	دامنه فلکشن زانو
۰/۷۷	۰/۹۴	۰/۲۵	۰/۶۲	دامنه فلکشن مچ پا
۰/۶۸	۰/۸۵	۰/۲۲	۰/۵۳	میانگین

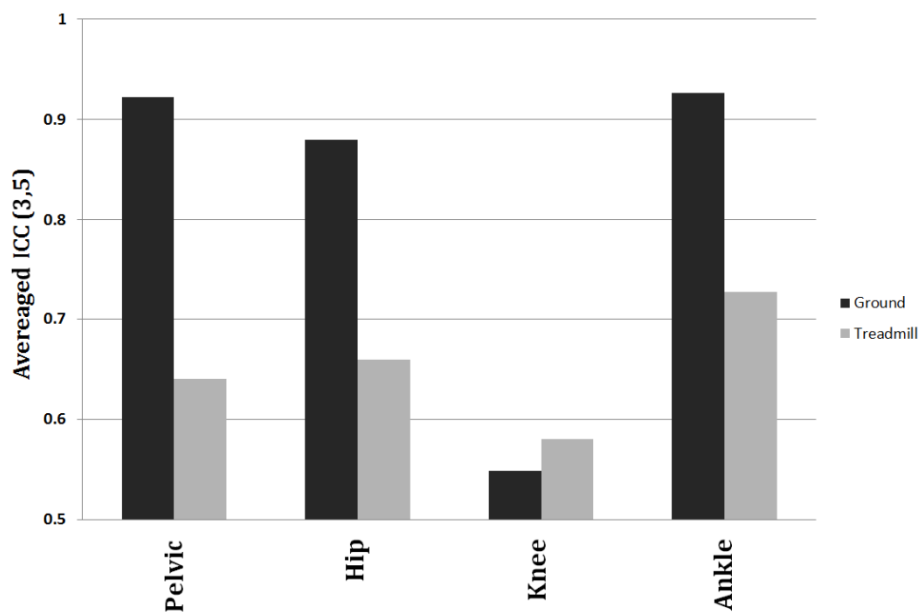
عبارت ICC(3,1) بیانگر ضریب همبستگی درون طبقاتی مجرد و عبارت ICC(3,5) بیانگر ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط است.

بیشترین تفاوت قابلیت اطمینان بین حرکت روی زمین و حرکت روی تردمیل مربوط به حداکثر زاویه چرخش قدامی لگن بود. در ضرایب همبستگی چرخش جانبی لگن هیچ روند مشخصی دیده نشد؛ ضریب همبستگی حداقل زاویه نزدیک شدن لگن به محور اصلی بدن در حالت راه رفتن روی زمین بیشتر از تردمیل بود، اما ضریب همبستگی حداکثر مقدار این پارامتر هنگام راه رفتن روی تردمیل بیشتر از راه رفتن روی زمین بود. ضرایب همبستگی چرخش لگن هنگام راه رفتن روی زمین اغلب در محدوده عالی بود، اما در وضعیت راه رفتن روی تردمیل مقادیر خیلی کم بود. ضریب همبستگی متوسط برای پارامترهای چرخش لگن هنگام راه رفتن روی تردمیل نشان‌دهنده قابلیت اطمینان ضعیف این پارامتر است.

ضرایب همبستگی درون طبقاتی مجرد برای حداقل، حداکثر و دامنه حرکت فلکشن ران هنگام راه رفتن روی تردمیل نشان‌دهنده کم بودن قابلیت اطمینان این پارامتر است. مقادیر ضریب همبستگی حداقل، حداکثر و دامنه حرکت دور شدن مفصل ران از صفحه ساجیتال در حالت راه رفتن روی زمین بهتر از راه رفتن روی تردمیل به دست آمده‌اند. مقادیر ضرایب همبستگی برای حداقل و دامنه چرخش مفصل ران هنگام راه رفتن روی زمین بیشتر از راه رفتن روی تردمیل بود، اما ضرایب همبستگی حداکثر چرخش مفصل ران در راه رفتن روی تردمیل بیشتر به دست آمد. قابلیت اطمینان فلکشن مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل ضعیف بود. کمترین ضریب همبستگی مجرد در مفصل مچ پا به دامنه حرکت مربوط بود، درحالی‌که قابلیت اطمینان دامنه فلکشن مفصل مچ پا

هنگام راه رفتن روی زمین زیاد بود. محاسبه ضریب همبستگی متوسط برای مچ پا نشان داد، همبستگی بین طبقاتی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن مفصل مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل زیاد است.

میانگین ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط پارامترهای کینماتیکی مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا در تصویر ۱ نشان داده شده است. قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفصل زانو ضعیف است، درعین حال، قابلیت اطمینان کینماتیک زانو هنگام راه رفتن روی تردمیل بیشتر از راه رفتن روی زمین است.



تصویر ۱- میانگین ضریب همبستگی درون طبقاتی پارامترهای کینماتیکی مفاصل لگن، ران، زانو و مچ پا هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل

به طور کلی ضریب همبستگی درون طبقاتی متوسط در بیشتر پارامترها بیشتر از ضریب همبستگی درون طبقاتی مجرد بود. ضریب همبستگی مجرد بیشتر پارامترهای راه رفتن روی زمین زیاد بود و تنها حداکثر زاویه دور شدن ران، حداکثر چرخش ران و پارامترهای فلکشن زانو ضعیف بود. از طرف دیگر، ضریب همبستگی مجرد بیشتر پارامترهای راه رفتن روی تردمیل ضعیف بود و فقط حداقل چرخش ران زیاد بود.

بحث

نتایج این پژوهش نشان داد قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین بیشتر از راه رفتن با همان سرعت روی تردمیل است. به‌طورکلی، ضرایب همبستگی پارامترهای کینماتیکی مفاصل لگن، ران و مچ پا هنگام راه رفتن روی زمین اغلب در محدوده قابلیت اطمینان عالی (بیش از ۰/۹) قرار داشتند، درحالی‌که ضرایب همبستگی پارامترهای کینماتیکی مفاصل لگن، ران و زانو هنگام راه رفتن روی تردمیل در محدوده قابلیت اطمینان متوسط (کمتر از ۰/۷) بود.

مقادیر ضریب همبستگی درون‌طبقاتی متوسط دامنه چرخش قدامی لگن و دامنه دورشدن ران از بدن حین راه رفتن روی زمین و تردمیل به هم نزدیک‌اند. از طرف دیگر، ضریب همبستگی درون‌طبقاتی متوسط دامنه فلکشن ران و دامنه چرخش محوری لگن حین راه رفتن روی زمین و تردمیل اختلاف بسیار زیادی با یکدیگر دارند؛ بنابراین، از نزدیک بودن مقادیر ضریب همبستگی درون‌طبقاتی متوسط برخی پارامترهای راه رفتن روی زمین و تردمیل نمی‌توان نتیجه گرفت الگوی حرکت در این دو وضعیت محیطی هم‌سان است. ممکن است محدود بودن تغییرات زاویه مفصلی خاص حین راه رفتن طبیعی سبب شود اختلاف ضریب همبستگی درون‌طبقاتی متوسط آن پارامتر بین راه رفتن روی زمین و تردمیل کم باشد؛ برای مثال در راه رفتن طبیعی، چرخش قدامی لگن در مقایسه با چرخش محوری لگن بسیار محدود است. همچنین، مقدار دورشدن ران از بدن در راه رفتن طبیعی نزدیک به صفر است، درحالی‌که تغییر زاویه فلکشن ران بین جدا شدن پنجه از زمین تا برخورد پاشنه با زمین بسیار زیاد است. تفاوت قابل توجه الگوی حرکت فلکشن ران در مقایسه با دورشدن ران از بدن و در نتیجه، رفتار ناهم‌سان این مفصل در گام‌های مختلف راه رفتن به همین علت است.

در مفصل لگن ضریب همبستگی درون‌طبقاتی مجرد دامنه حرکت چرخش قدامی، چرخش جانبی و چرخش محوری لگن هنگام راه رفتن روی تردمیل به ترتیب ۰/۳۹، ۰/۲۷ و ۰/۱۶ به دست آمد. تیلور^۱ و همکارانش ضریب همبستگی درون‌طبقاتی مجرد پارامترهای مذکور را به ترتیب ۰/۹۱، ۰/۷۶ و ۰/۷۳ به دست آورده‌اند (۱۲). نتایج به دست آمده در این پژوهش فقط در مورد راه رفتن روی زمین با یافته‌های تیلور و همکارانش در مورد راه رفتن روی تردمیل مطابقت دارد. تیلور و همکارانش معتقدند تأثیر نیروی جاذبه بر چرخش قدامی و چرخش جانبی لگن هنگام راه رفتن دلیل قابلیت اطمینان زیاد پارامترهای کینماتیکی این دو حرکت است. در این پژوهش نیز

1. Taylor et al.

پارامترهای کینماتیکی مذکور قابلیت اطمینان خوبی داشتند که با یافته‌های تیلور و همکارانش مطابقت دارد. از طرف دیگر، چرخش محوری لگن در صفحه آناتومیک افقی اتفاق می‌افتد که این صفحه هنگام راه رفتن بر بردار جاذبه عمود است؛ بنابراین، چرخش محوری لگن در تکرارهای مختلف از عاملی ثابت اثر نمی‌پذیرد و عوامل فردی مانند چگونگی حرکت دست‌ها هنگام راه رفتن و چرخش محوری ستون فقرات روی آن اثر می‌گذارند. پس این پارامتر بین راه رفتن افراد مختلف هم‌سان نخواهد بود و همان‌طور که نتایج این پژوهش نشان می‌دهد قابلیت اطمینان چرخش محوری لگن هنگام راه رفتن روی تردمیل ضعیف بود.

ضرایب همبستگی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن ران $0/342$ و $0/301$ و زانو $0/438$ و $0/384$ بود. یافته‌های این پژوهش به نتایج پژوهش تامورا نزدیک است. تامورا^۱ و همکارانش ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای فلکشن مفاصل ران و زانو را در طول یک گام از راه رفتن روی تردمیل به ترتیب بین $0/424$ تا $0/726$ و $0/223$ تا $0/675$ به دست آوردند (میانگین به ترتیب $0/529$ و $0/422$) (۱۳). در پژوهش تامورا ضریب همبستگی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن ران $0/588$ و $0/482$ و ضریب همبستگی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن زانو $0/360$ و $0/223$ بود (۱۳). البته، نتایج پژوهش حاضر با یافته‌های بهادری^۲ و همکارانش تطابق ندارد؛ آن‌ها ضریب همبستگی دامنه حرکت فلکشن مفاصل ران و زانو و دامنه حرکت دور یا نزدیک شدن مفصل ران را حین راه رفتن با سرعت عادی روی تردمیل محاسبه کرده‌اند (۱۴). در پژوهش بهادری و همکارانش قابلیت اطمینان پارامترهای مذکور در محدوده عالی (ضریب همبستگی بیشتر از $0/9$) قرار داشت.

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، حتی اگر سرعت راه رفتن روی زمین و تردمیل یکسان باشد، زوایای مفاصل اندام تحتانی در طول چرخه گام برداشتن می‌توانند تفاوتی قابل توجه با یکدیگر داشته باشند. تفاوت پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی، به‌ویژه حداقل فلکشن مفاصل ران و زانو هنگام تماس کف پا با زمین به تفاوت طول گام و تفاوت زمان تماس کف پا با زمین بین دو حالت راه رفتن با سرعت یکسان روی تردمیل و زمین منجر می‌شود. در پژوهش شی^۳ و همکارانش (۲۰۱۹) نشان داده شده است طول و مدت‌زمان گام، هنگام راه رفتن با سرعت عادی روی تردمیل به‌طور قابل توجهی کمتر از راه رفتن روی زمین است و همچنین بازه حرکت مرکز فشار کف پا هنگام راه رفتن روی تردمیل به میزان چشم‌گیری کمتر از راه رفتن روی زمین است و نیز تکرارپذیری راه رفتن روی تردمیل به‌طور قابل توجهی کمتر از راه رفتن روی زمین است (۱۵). علاوه بر این، نتایج

-
1. Tamura et al.
 2. Bahadori et al.
 3. Shi et al.

پژوهش جاشیمزیک^۱ و همکارانش (۲۰۱۹) نشان داد زمان تماس کف پا با زمین هنگام راه رفتن روی تردمیل بیشتر از راه رفتن روی زمین است (۱۶)؛ بنابراین برای اینکه سرعت راه رفتن در این دو حالت یکسان باشد، باید زمان گام برداشتن روی تردمیل کمتر از زمان گام برداشتن روی زمین باشد تا مدت تماس کف پا با زمین جبران شود. نتیجه پژوهش حاضر با نتایج پژوهش شی و همچنین پژوهش جاشیمزیک در خصوص تفاوت قابل توجه الگوی راه رفتن روی زمین و تردمیل هم‌خوانی دارد.

به‌طور کلی، علاوه بر ماهیت هر پارامتر که می‌تواند در تکرارهای مختلف الگویی ناهم‌سان داشته باشد، شرایط ثبت داده مانند ویژگی‌های محیط آزمون (راه رفتن روی تردمیل یا روی زمین) نیز روی قابلیت اطمینان اثر می‌گذارد. همچنین، روش ثبت داده مانند تجهیزات تحلیل حرکت، روش محاسبه پارامترهای کینماتیک از مختصات نشانگرها و توانایی تحلیل‌گر حرکت روی قابلیت اطمینان محاسبه‌شده بر تکرارهای حرکت اثر می‌گذارد. بیشتر بودن ضریب همبستگی متوسط پنج تکرار در مقایسه با ضریب همبستگی منفرد نشان می‌دهد خطای اندازه‌گیری هنگام میانگین‌گیری از مقادیر پارامترها کم می‌شود و این کاهش خطا باعث می‌شود ضریب همبستگی متوسط در مقایسه با منفرد معیار بهتری در ارزیابی قابلیت اطمینان داده ثبت‌شده باشد.

میانگین ضریب همبستگی فلکشن زانو هنگام راه رفتن روی زمین از همه موارد دیگر کم‌تر بود. دامنه حرکت زیاد فلکشن زانو یکی از دلایل تغییرپذیری زیاد این پارامتر در مقایسه با سایر پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی است (۱۴). تغییرپذیری زیاد فلکشن زانو سبب می‌شود قابلیت اطمینان این پارامتر در تکرارهای مختلف راه رفتن روی زمین و روی تردمیل کمتر باشد. در مفاصل دیگر، قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی راه رفتن روی زمین در محدوده عالی و بیشتر از تردمیل بود. قابلیت اطمینان فلکشن مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل ضعیف بود و این مسئله نشان‌دهنده تفاوت الگوی حرکت در این مفصل بین تکرارهای مختلف است. به نظر می‌رسد کوتاه‌تر بودن مسیر تغییر مرکز فشار کف پا هنگام راه رفتن روی تردمیل در مقایسه با راه رفتن روی زمین باعث از بین رفتن الگوی هم‌سان فلکشن مچ پا هنگام استفاده از تردمیل شده است. محاسبه ضریب همبستگی متوسط برای مچ پا نشان داد همبستگی بین طبقاتی حداقل و حداکثر زاویه فلکشن مفصل مچ پا هنگام راه رفتن روی تردمیل زیاد بود، اما قابلیت اطمینان دامنه حرکت این مفصل در حد متوسط بود.

در این پژوهش قابلیت اطمینان زوایای لگن در سه صفحه آناتومیک بررسی شد و علت آن اهمیت تغییرات این پارامترها در مقایسه راه رفتن روی زمین و تردمیل بود (۱۴، ۱۶). برای مفصل زانو، که

مفصلی لولایی است، معمولاً فقط درجه آزادی فلکشن-اکستنشن در نظر گرفته می‌شود و سایر تغییرات زاویه زانو ناچیز است (۱۶). در این پژوهش، زاویه زانو و مچ پا فقط در صفحه ساجیتال اندازه‌گیری شد که علت آن کم‌اهمیت بودن تغییرات سایر زوایای این مفاصل بود (۱۶). در عین حال این موارد می‌تواند محدودیت این پژوهش در نظر گرفته شود و در پژوهش‌های آینده لحاظ شود.

نتیجه‌گیری

قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین به‌طور محسوس بیشتر از راه رفتن روی تردمیل است. با توجه به تغییرات زیاد دامنه فلکشن مفصل زانو حین راه رفتن روی زمین و روی تردمیل، این پارامتر در میان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی کمترین قابلیت اطمینان را دارد؛ بنابراین در مطالعات کلینیکی و تحقیقاتی توجه به تغییرات ناهم‌سان زاویه این مفاصل مهم است. همچنین، به نظر می‌رسد در صورت استفاده از تردمیل در اقدامات درمانی-کلینیکی توجه به اثرات این دستگاه روی الگوی حرکت و هم‌سانی تکرارهای مختلف راه رفتن بسیار مهم است.

منابع

1. Aggarwal JK, Cai Q. Human motion analysis: A review. *Comput Vis Image Underst.* 1999;73(3):428-40.
2. Barris S, Button C. A review of vision-based motion analysis in sport. *Sports Med.* 2008;38(12):1025-43.
3. Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Jöhnk K, Deuschl G, et al. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1997;105(6):490-7.
4. Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture.* 2007;26(1):17-24.
5. Lee SJ, Hidler J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol.* 2008;104(3):747-55.
6. Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(5):444-9.
7. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998;13(6):434-40.
8. Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, Lemaire ED, Millar S. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *J Rehabil Res Dev.* 2005;42(4):523.

9. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 1998;26(4):217–38.
10. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 1990;8(3):383–92.
11. Hashemi Oskouei A, Paulin MG, Carman AB. Intra-session and inter-day reliability of forearm surface EMG during varying hand grip forces. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(1):216–22.
12. Taylor N, Evans O, Goldie P. Reliability of measurement of angular movements of the pelvis and lumbar spine during treadmill walking. *Physiother Res Int.* 2001;6(4):205–23.
13. Tamura H, Tanaka R, Kawanishi H. Reliability of a markerless motion capture system to measure the trunk, hip and knee angle during walking on a flatland and a treadmill. *J Biomech.* 2020;109(109929):109929.
14. Bahadori S, Immins T, Wainwright TW. Reliability of gait parameters in male and female healthy adults during self-paced treadmill-based walking. *Int J Ther Rehabil.* 2020;27(9),1-18.
15. Shi L, Duan F, Yang Y, Sun Z. The effect of treadmill walking on gait and upper trunk through linear and nonlinear analysis methods. *Sensors.* 2019;19(9), 2204.
16. Jochymczyk-Woźniak K, Nowakowska K, Polechoński J, Ślądzyk S, Michnik R. Physiological Gait versus Gait in VR on Multidirectional Treadmill—Comparative Analysis. *Medicina.* 2019;55(9), 517.

ارجاع دهی

فرهادی محمد، هاشمی اسکویی علیرضا، امامیان شیرازی سیدامیرحسین، کریمی محمدتقی. قابلیت اطمینان پارامترهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن روی زمین و تردمیل. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۵۳-۶۶. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9635.1449

Farhadi M, Hashemi Oskouei A. R, Emamian Shirazi A.H, Taghi Karimi M. T. Quantifying Foot Inter-Joint Coordination and Variability After Wearing Insoles with Different Stiffness During the Stance Phase of Running. *Sport Medicine Studies.* Spring & Summer 2020; 12 (27): 53-66. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9635.1449

اثر تمرینات کششی و ماساژ رها سازی بر درد، دامنه حرکتی و ناتوانی عملکردی گردن ناشی از نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال عضله ذوزنقه

حسین شاهرخی^۱، حامد عباسی^۲، کاظم حاجیان^۳

۱. استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران. (نویسنده مسئول)

۲. استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران.

۳. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشگاه رجا، قزوین، ایران

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۱/۲۶

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۷/۰۷

چکیده

هدف از پژوهش حاضر، مقایسه اثر تمرین کششی و ماساژ رها سازی بر درد، دامنه حرکتی و ناتوانی عملکردی گردن ناشی از نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال عضله ذوزنقه بود. ۳۰ بیمار در سه گروه شامل گروه ماساژ، گروه تمرینات کششی و گروه کنترل قرار گرفتند. بیماران گروه تجربی به مدت هشت هفته تمرین کردند. درد، دامنه حرکتی و ناتوانی عملکردی به ترتیب با مقیاس دیداری درد، گونیامومتر و شاخص درد و ناتوانی گردن ارزیابی شدند. نتایج نشان داد تمرینات کششی و ماساژ در دو گروه تجربی با افزایش معنادار دامنه حرکتی و کاهش معنادار درد و ناتوانی عملکردی همراه بود. همچنین، در تمام متغیرها بین دو گروه تجربی و گروه کنترل تفاوت معناداری وجود داشت. بر اساس نتایج، ماساژ، در مقایسه با تمرینات کششی می‌تواند مزیت بیشتری داشته باشد، ولی با توجه به مزایای حرکات کششی به‌عنوان رویکردی تمرینی، این تمرینات برای نقاط ماشه‌ای پیشنهاد می‌شوند.

واژگان کلیدی: ماساژ، تمرینات کششی، ناتوانی عملکردی، درد، نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال عضله ذوزنقه فوقانی.

1. Email: h.shahrokhi@hsu.ac.ir

2. Email: h.abbasi@ssrc.ac.ir

3. Email: kazemhajian97@gmail.com

مقدمه

سندرم درد مایوفاشیال اختلالی دردناک و شایع است که توسط نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال ایجاد می‌شود. نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال به نواحی حساسی گفته می‌شود که ممکن است در اثر آسیب‌های ماهیچه‌ای، فعالیت‌های بیش‌ازاندازه و انقباض‌های پیوسته یا طولانی‌مدت ایجاد شوند. ویژگی این نقاط وجود نقطه‌ای مشخص در لمس باندهای سفت عضله است (۱). مطالعاتی که در زمینه اپیدمیولوژی^۱ دردهای عضلانی انجام شده‌اند، نشان می‌دهند نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال فوق‌العاده شایع‌اند، به‌طوری‌که ۵۵ درصد دردهای گردن و ۸۵ درصد دردهای کمر و پشت به دلیل نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال است (۲). اختلال وضعیتی، نداشتن تعادل عضلانی^۲، آسیب‌های خیلی شدید، استفاده بیش‌ازاندازه از عضله، استرس‌های سایکولوژیکی^۳ و اختلال عملکرد عضلانی^۴ از عوامل ایجادکننده نقاط ماشه‌ای به‌شمار می‌روند (۳).

نقاط ماشه‌ای آثاری زیان‌باری بر سلامت و زندگی اجتماعی، فعالیت‌های مرتبط با کار افراد و کیفیت زندگی آن‌ها دارند، به‌ویژه در ناراحتی‌هایی که با گردن و شانه ارتباط دارند. تحریک‌پذیری و مشکلات روحی و روانی به دلیل تحمل درد از دیگر آثار آسیب‌رسان این عارضه است (۴). این نقاط باعث تغییر در فعالیت پایانه حرکتی یا تغییر در ویژگی‌های درد می‌شود و ممکن است مشکلات بسیاری مانند پردردی، درد انتشاری، محدودیت دامنه حرکتی، سفتی مفصلی، ضعف عضلانی، اختلال حس عمقی، کاهش هماهنگی و همچنین مشکلاتی نظیر سردرد، سرگیجه، حالت تهوع و تغییر دمای پوستی به‌وجود آورند (۵). نقاط ماشه‌ای باعث به‌هم‌ریختگی الگوی طبیعی فراخوانی واحد حرکتی و کفایت حرکتی می‌شود. همچنین، احتمال دارد این نقاط تحت تأثیر چندین عامل مانند فعالیت‌های تکراری یا ثابت شانه فعال شود که می‌تواند عاملی مهم در ایجاد آسیب‌های بعدی در ورزشکاران باشد (۶). به‌طور کلی، در ادبیات سه نوع مداخله برای نقاط ماشه‌ای وجود دارد که عبارت‌اند از: درمان دارویی، درمان تهاجمی و درمان غیرتهاجمی. درمان دارویی شامل داروهای ضد-درد و داروهایی برای تحریک خواب و شل شدن عضلات است که اغلب ترکیبی از داروهای ضدافسردگی، نورولپتیک‌ها^۵ و داروهای ضدالتهاب غیراستروئیدی است (۷). شواهد در مورد اثر این داروها بر درمان نقاط ماشه‌ای محدود و نامشخص است (۸). به‌علاوه، درمان‌های دارویی نقش تسکینی دارند و علت اولیه را برطرف نمی‌کنند

-
1. Epidemiology
 2. Muscle Imbalance
 3. Psychological Stress
 4. Muscle Dysfunction
 5. Neuroleptics

(۲). درمان تهاجمی شامل درمان با سوزن خشک یا تزریق بی‌حس‌کننده‌های موضعی، کورتیکواستروئیدها و سم بوتولیسم است. تزریق نادرست به نقاط ماشه‌ای می‌تواند عوارضی چون عفونت، تزریق داخل ورید، آسیب عصب و حتی ایست قلبی-ریوی را به همراه داشته باشد (۹). درمان‌های غیرتهاجمی به دو دسته درمان‌های دستی و الکتروتراپی تقسیم‌بندی می‌شوند. استفاده از مدالیت‌های درمانی از جمله تحریک وراپوستی الکتریکی اعصاب^۱ (TENS)، تحریک الکتریکی عضله^۲ (EMS)، لیزر تراپی، اولتراسوند، مگنتوتراپی و ... سال‌هاست که در درمان نقاط ماشه‌ای کاربرد دارند، اما هزینه‌های زیاد و اثر کوتاه‌مدت مدالیت‌ها، استفاده از آن‌ها را با چالش روبه‌رو کرده است (۱۰). یکی دیگر از روش‌های غیرتهاجمی استفاده از ماساژ است. ماساژ با سازوکار آزادسازی اندروفین‌ها و کنترل دریاچه عصبی و کاهش ایسکمی از طریق افزایش و تقویت گردش خون موضعی و ایجاد آرامش در عضله اسکلتی از طریق تحریک سمپاتیک عمل کرده و باعث آرام‌سازی عضلانی می‌شود. تأثیر ماساژ بر کاهش درد و بهبود علائم بیماران مختلف در مطالعات بسیاری مدنظر قرار گرفته است. نشان داده شده است که ماساژ می‌تواند تغذیه و سوخت‌وساز عضلانی را افزایش دهد، همچنین به خروج سریع مواد زائد از خون و برطرف کردن تورم کمک کند. ماساژ عضله را از حالت سفتی خارج می‌کند؛ بنابراین با کاهش تنش غیرفعال عضله‌های مخالف می‌تواند به افزایش انعطاف‌پذیری کمک کند (۱۱). مطالعاتی که در زمینه اثرات فیزیولوژیک ماساژ انجام شده است، کاهش درد را بعد از انجام ماساژ گزارش کرده‌اند که نتیجه فعال شدن سیستم مهار درون‌زای^۳ درد است (۱۱). النجار و همکاران (۲۰۲۰) اثر ماساژ و تکنیک مهار عصبی-عضلانی را بر درد و عملکرد بررسی کرد و نشان داد ماساژ باعث بهبود معنی‌دار در درد و عملکرد می‌شود (۱۲). موراسکا و همکاران (۲۰۱۷) با بررسی اثر ماساژ تک یا چندگانه بر آستانه فشار درد یا نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال در افراد مبتلا به سردرد تنشی با نقاط ماشه‌ای نشان دادند استفاده از ماساژ باعث افزایش آستانه درد در نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال می‌شود (۱۳).

با وجود نتایج پژوهش‌ها مبنی بر اینکه ماساژ اثرات مثبتی بر درمان نقاط ماشه‌ای دارد، استفاده از ماساژ محدودیت‌هایی دارد از قبیل: در دسترس نبودن متخصص (ماساژور) و هزینه‌های زیاد. همچنین بر اساس مطالعات، اثربخشی برنامه ماساژ زمانی مشهود است که این برنامه‌ها به‌طور مستمر و منظم

-
1. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation
 2. Electrical Muscle Stimulation
 3. Endogenous Inhibition System

انجام شوند که این موضوع در دنیای واقعی به دلیل محدودیت‌هایی نظیر هزینه، زمان و امکانات کم برای همگان در دسترسی نیست و اجرای آن را تا حد زیادی با محدودیت مواجه می‌کند. در مقایسه با رویکردهای کلینیکال که نیازمند صرف هزینه و نیروی متخصص برای اعمال مداخله است و پیگیری درمان را برای فرد مبتلا تا حدودی با دشواری مواجه می‌کند، اخیراً رویکردهای تمرینی با قابلیت پیشگیری و درمان برای مشکلات مرتبط با نقاط ماشه‌ای پیشنهاد شده است. استفاده از تمرینات کششی برای درمان نقاط ماشه‌ای یکی از رویکردهای تمرینی است که می‌توان با توجه به ماهیت نقاط ماشه‌ای و سازوکار اثر تمرینات کششی به کار گرفته شود. تمرینات کششی ویژگی‌هایی از قبیل در دسترس بودن و قابلیت اجرا توسط خود فرد در تمام محیط‌ها حتی در محیط کار دارد که یکی از عوامل اصلی ایجاد نقاط ماشه‌ای است. همچنین تمرینات کششی برخلاف سایر روش‌های درمانی به صرف هزینه و امکانات خاصی نیاز ندارد. با وجود این، پژوهش‌هایی که به بررسی اثربخشی تمرینات کششی در مقایسه با رویکردهای کلینیکال مانند ماساژ پرداخته باشند، بسیار محدودند؛ از این رو، هرگونه توصیه مبنی بر به‌کارگیری تمرینات کششی نیازمند آن است که در گام اول اثربخشی این نوع مداخلات در مطالعات بررسی شده باشد. به همین دلیل در پژوهش حاضر اثر تمرین کششی به‌عنوان رویکردی تمرینی بدون نیاز به درمانگر با ماساژ به‌عنوان رویکرد بالینی نیازمند درمانگر بررسی و مقایسه شده است.

روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون بود. شرکت‌کنندگان در پژوهش ۳۰ مرد ۴۰ تا ۵۵ ساله مبتلا به درد در ناحیه نقاط ماشه‌ای در عضله ذوزنقه فوقانی بودند. آزمودنی‌ها به‌صورت هدفمند و در دسترس، بر اساس معیارهای تشخیصی ارائه‌شده به‌وسیله سیمونز^۱ و همکاران (۱۹۹۹) و با کمک پزشک انتخاب شدند (۱۴). بر اساس این معیار، چهار ویژگی اساسی نقاط ماشه‌ای فعال و غیرفعال عبارت‌اند از: وجود یک باند محکم قابل لمس در عضله، سفتی کوچک در مرکز تارهای عضله که در برابر فشار دردناک است، شکایت بیمار از درد منتشر (نقطه ماشه‌ای فعال) یا شکایت از دردی نامشخص که با تحریک نقطه ماشه‌ای ایجاد می‌شود (نقطه ماشه‌ای غیرفعال) و دارای محدودیت دردناک در حرکت است (۱۴). این مطالعه با کد اخلاق IR.SSRC.1399.023 در کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی و با کد کارآزمایی بالینی IRCT20200107046035N3 در مرکز کارآزمایی بالینی ایران به ثبت رسیده است. پس از انتخاب شرکت‌کنندگان، مراحل انجام پژوهش و هدف کلی آن برای تمام آزمودنی‌ها شرح داده شد فرم رضایت‌نامه کتبی دریافت شد. آزمودنی‌ها

به صورت تصادفی در دو گروه تجربی و یک گروه کنترل قرار گرفتند. اطلاعات آزمودنی‌ها، قبل و بعد از مداخله، برای بررسی جمع‌آوری آمد. در پیش‌آزمون و پس‌آزمون متغیرهای درد، ناتوانی عملکردی و دامنه حرکتی به ترتیب با استفاده از مقیاس دیداری درد، شاخص ناتوانی و درد گردن و گونیامومتر اندازه‌گیری شدند (۱۵).

اندازه‌گیری درد

برای ارزیابی میزان درد از مقیاس دیداری درد^۱ استفاده شد. مقیاس دیداری درد نشان‌دهنده درد در حالت کلی است. این مقیاس به صورت خطی ۱۰ سانتی‌متری رسم می‌شود و برای درک مفهوم میزان درد بین صفر تا ۱۰ سانتی‌متر درجه‌بندی می‌شود. عدد صفر هیچ‌گونه دردی را نشان نمی‌دهد، عدد ۱ تا ۳ درد خفیف، عدد ۴ تا ۶ درد متوسط و عدد ۷ تا ۱۰ درد شدید را بیان می‌کند. روایی و پایایی این وسیله در اندازه‌گیری درد بسیار زیاد گزارش شده است (۱۵).

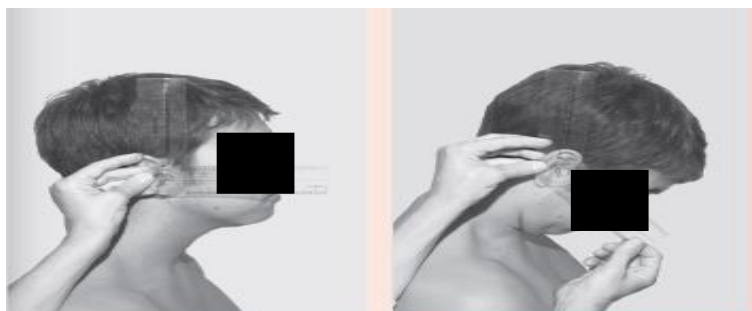
اندازه‌گیری ناتوانی عملکردی

برای ارزیابی میزان ناتوانی عملکردی از شاخص درد و ناتوانی گردن^۲ استفاده شد. این شاخص، که به وسیله موسوی و همکاران (۹) به فارسی ترجمه و اعتبارسنجی شده است ($r=0/88$)، مقیاسی خودمدیریتی است که شامل ۲۰ بخش و چهار بعد شدت درد گردن، اختلالات درد گردن، اثر درد گردن روی احساسات و تداخل با فعالیت‌های روزمره زندگی است. نمره هر شاخص بین صفر تا ۵ است و نمره کل با جمع نمرات همه شاخص‌ها تقسیم بر ۱۰ محاسبه می‌شود. نمره صفر به معنای نبود درد و نمره ۱۰ نشان‌دهنده بیشینه درد است. (۱۵).

اندازه‌گیری دامنه حرکتی

برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی از گونیامتر استفاده شد (۱۵، ۱۶). برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی خم شدن گردن، آزمودنی روی صندلی مستقر می‌شد به صورتی که گردن و سر در وضعیت آناتومیکی قرار داشتند. در این حالت ستون فقرات فرد با پشتی صندلی حمایت می‌شود. سپس محور گونیامتر روی مجاری گوش خارجی، بازوی ثابت گونیامتر عمود بر زمین و در راستای سر و بازوی متحرک گونیامتر نیز روی سطح بینی قرار می‌گرفت. از آزمودنی خواسته می‌شد تا حد ممکن گردن را به جلو خم کند و در این حالت عدد گونیامتر به عنوان رکورد فرد ثبت می‌شد. آزمون دو بار انجام و میانگین آن به عنوان رکورد فرد ثبت می‌شد (۱۷) (شکل ۱).

1. Visual Analog Scale
2. Neck Pain and Disability Scale



شکل ۱- اندازه‌گیری دامنه حرکتی خم شدن گردن

برای ارزیابی دامنه حرکتی باز شدن گردن، روی صندلی مستقر می‌شد به‌صورتی که گردن و سر در وضعیت آناتومیکی قرار داشتند. در این حالت ستون فقرات فرد با پشتی صندلی حمایت می‌شود. سپس، محور گونیامتر روی مجاری گوش خارجی، بازوی ثابت گونیامتر عمود بر زمین و در راستای سر و بازوی متحرک گونیامتر نیز روی سطح بینی قرار می‌گرفت. از آزمودنی خواسته می‌شد تا حد ممکن گردن را به عقب خم کند و عدد گونیامتر به‌عنوان رکورد فرد ثبت می‌شد. آزمون دو بار انجام و میانگین آن به‌عنوان رکورد فرد ثبت می‌شد (۱۷) (شکل ۲).



شکل ۲- اندازه‌گیری دامنه حرکتی اکستنشن گردن

برای ارزیابی دامنه حرکتی خم شدن جانبی گردن، آزمودنی روی صندلی مستقر می‌شد به‌صورتی که گردن و سر در وضعیت آناتومیکی قرار داشتند. در این حالت ستون فقرات فرد با پشتی صندلی حمایت می‌شود. سپس، محور گونیامتر روی زائده خاری هفتمین مهره گردنی، بازوی ثابت گونیامتر عمود بر زمین و در راستای زائده خاری مهره‌های سینه‌ای و بازوی متحرک گونیامتر نیز روی قسمت خلفی خط میانی سر و در راستای برآمدگی پس سری قرار می‌گرفت. از آزمودنی خواسته می‌شد تا

حد ممکن گردن را به پهلو خم کند. بعد از اینکه آزمودنی گردن را تا بیشترین حد ممکن به پهلو خم می‌کرد، عدد گونیامتر به‌عنوان رکورد فرد ثبت می‌شد. آزمون دو بار انجام و میانگین آن به‌عنوان رکورد فرد ثبت می‌شد (۱۷) (شکل ۳).



شکل ۳- اندازه‌گیری دامنه حرکتی خم شدن جانبی

برای ارزیابی دامنه حرکتی چرخش گردن، آزمودنی روی صندلی مستقر می‌شد به‌صورتی که گردن و سر در وضعیت آناتومیکی قرار داشتند. در این حالت ستون فقرات فرد با پشتی صندلی حمایت می‌شود. سپس، محور گونیامتر در مرکز جمجمه، بازوی ثابت گونیامتر موازی با خط فرضی بین دو زائده آخرمی و بازوی متحرک گونیامتر نیز در راستای نوک بینی و موازی با دیپرسور زبان قرار می‌گرفت. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد تا حد ممکن گردن را بچرخاند. بعد از اینکه آزمودنی گردن را تا بیشترین حد ممکن می‌چرخاند، عدد گونیامتر به‌عنوان رکورد فرد ثبت می‌شد. آزمون دو بار انجام و میانگین آن به‌عنوان رکورد فرد ثبت می‌شد (۱۷) (شکل ۴).



شکل ۴- اندازه‌گیری دامنه حرکتی چرخش گردن

مداخلات

بعد از ارزیابی‌های پیش‌آزمون، در هر دو گروه تجربی مداخلات به مدت هشت هفته و هر هفته سه جلسه و هر جلسه به مدت ۴۵ دقیقه انجام شد.

تمرینات کششی

به‌طور کلی هر جلسه تمرین کششی شامل ۵ تا ۱۰ دقیقه گرم کردن، ۳۰ تا ۳۵ دقیقه برنامه تمرین اصلی که خود آزمودنی انجام می‌داد و پژوهشگر بر انجام آن نظارت می‌کرد و ۵ دقیقه سرد کردن و بازگشت به حالت اولیه بود. تمرینات گرم کردن شامل کشش دست‌ها به بالای سر، آزاد کردن شانه‌ها به سمت پایین، نزدیک کردن شانه‌ها از پشت به همدیگر، حرکات گردن به (جلو، عقب و پهلو)، چرخش گردن به راست و چپ، حرکت کتف‌ها و مفصل شانه به طرف جلو، عقب، بالا و پایین و حرکت دورانی در دامنه حرکتی بدون درد بود. برنامه اصلی شامل حرکت زیر بود:

۱- خم کردن سر به جلو تا انتهای دامنه حرکتی در حالتی که آزمودنی روی صندلی نشسته است و حفظ این وضعیت به مدت ۲۰ تا ۴۰ ثانیه

۲- باز کردن سر به عقب تا انتهای دامنه حرکتی در حالتی که آزمودنی روی صندلی نشسته است و حفظ این وضعیت به مدت ۲۰ تا ۴۰ ثانیه

۳- خم کردن جانبی سر به سمت راست و چپ و چرخش سر به پهلو چپ و راست تا انتهای دامنه حرکتی در حالتی که آزمودنی روی صندلی نشسته است و حفظ این وضعیت به مدت ۲۰ تا ۴۰ ثانیه این تمرینات با هدف افزایش و بهبود انعطاف‌پذیری عضلات ناحیه گردن شامل عضلات طویل گردنی، جناغی-چنبری-پستانی، طویل رأسی، نردبانی، گوشه‌ای، مهره‌ای-رأسی، مهره‌ای-گردنی، طویل رأسی، نردبانی، گوشه‌ای، راست رأسی، مورب رأسی، چندسر، نیم‌خاری گردنی، بخش فوقانی عضله دوزنقه‌ای، راست‌کننده‌های ستون فقرات، کاهش خستگی، رفع انقباض و کاهش درد در بافت‌های اطراف گردن به‌صورت دینامیک انجام شد. در هر جلسه مدت کشش برای هر تمرین ۶۰ تا ۱۲۰ ثانیه در نظر گرفته شد که بر این اساس آزمودنی‌ها کشش را در هر وهله تمرینی به مدت ۲۰ تا ۴۰ ثانیه حفظ و تمرینات را در سه ست تکرار کردند. با توجه به اصل اضافه‌بار و افزایش تدریجی تمرین، مدت نگهداری هر کشش در هفته‌های اول از ۲۰ ثانیه به ۴۰ ثانیه در هفته‌های پایانی رسید (۱۸).

ماساژ

پروتکل ماساژ به مدت ۴۵ دقیقه در هر جلسه انجام شد. به‌طور کلی هر جلسه ماساژ شامل ۱۵ دقیقه رهاسازی مایوفاشیال برای گرم کردن بافت‌های نرم در قسمت فوقانی پشت، شانه، قفسه سینه و گردن، ۲۰ دقیقه رهاسازی نقاط ماشه‌ای برای عضلات دوزنقه‌ای فوقانی به‌طور دوطرفه و در نهایت ده دقیقه تمرینات مربوط به سرد کردن بود. فشار به نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال عضلات دوزنقه‌ای فوقانی با گریپ کردن^۱ با استفاده از انگشت شست و انگشت اشاره انجام شد. نیروی کافی استفاده‌شده فقط در حد از بین بردن درد ارجاعی یا بر اساس گزارش ذهنی شامل نمره شش در مقیاس ده بود.

1. Grip

نیروی اعمال شده بر نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال حداکثر تا ۶۰ ثانیه یا تا زمانی ادامه داشت که بیمار گزارش می‌داد درد از بین رفته است. این کار حداکثر تا ۵ مرتبه در هر طرف اعمال می‌شد. زمان استراحت بین تکرارها برای برگشت مجدد خون به محل ده ثانیه بود (۱۹). در طول دوره تمرین، آزمودنی‌های گروه کنترل هیچ مداخله‌ای دریافت نکردند و فقط فعالیت‌های روزمره را انجام می‌دادند. در نهایت، بعد از پایان هشت هفته برنامه تمرینی، در پس‌آزمون تمام متغیرها در هر سه گروه دوباره اندازه‌گیری شدند.

تجزیه و تحلیل آماری

برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف و برای مرتب کردن و توصیف داده‌ها از آمار توصیفی استفاده شد. برای مقایسه مداخلات درون گروهی و بین گروهی از آزمون تی همبسته، آزمون تحلیل واریانس و آزمون تعقیبی توکی در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها

جدول ۱ مشخصات فردی آزمودنی‌ها را با استفاده از شاخص‌های آمار توصیفی شامل میانگین و انحراف استاندارد نشان می‌دهد. نتایج نشان داد بین سن، قد و وزن آزمودنی‌ها در دو گروه تفاوت معناداری وجود نداشت.

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

گروه	تعداد	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)
تمرینات کششی	۱۰	۴۳/۳±۵۵/۸۸	۱۷۹/۵±۴۴/۵۴	۷۳/۷±۵۵/۰۸
ماساژ	۱۰	۴۴/۴±۶۲/۵۱	۱۷۲/۶±۵۰/۲۳	۷۷/۸±۸۰/۶۹
کنترل	۱۰	۴۲/۴±۸۳/۷۵	۱۷۰/۵±۳۳/۳۵	۷۵/۴±۳۳/۵۸
p		۰/۸۸	۰/۶۴	۰/۷۹

با توجه به نتایج آزمون تی همبسته که در جدول ۲ ارائه شده، مشاهده می‌شود هشت هفته تمرین کششی و ماساژ بر میزان درد، دامنه حرکتی (خم شدن، اکستنشن، خم شدن جانبی و چرخش گردن) و ناتوانی عملکردی گردن افراد مبتلا به سندرم درد مایوفاشیال عضله ذوزنقه تأثیر معناداری دارد، در حالی که بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری در گروه کنترل گزارش نشد.

جدول ۲- نتایج آزمون تی همبسته برای مقایسه درون گروهی متغیرها در سه گروه تمرین و کنترل

متغیر	گروه	پیش آزمون $\bar{X} \pm SD$	پس آزمون $\bar{X} \pm SD$	t	p
درد	گروه تمرین کششی	۷/۱±۴۲/۱۲	۳/۱±۳۳/۲۸	۵/۷۶	۰/۰۰۰۱
	گروه ماساژ	۷/۰±۳۷/۹۵	۲/۱±۳۸/۱۷	۴/۸۱	۰/۰۰۰۱
	گروه کنترل	۷/۱±۴۱/۰۶	۷/۲±۴۵/۱۵	۱/۰۱	۰/۹۵
دامنه حرکتی خم شدن گردن (درجه)	گروه تمرین کششی	۵۳/۶±۵۴/۲۳	۶۲/۷±۸۵/۹۸	۵/۷۸	۰/۰۰۰۱
	گروه ماساژ	۵۲/۸±۱۸/۷۵	۶۷/۸±۹۰/۰۶	۶/۲۲	۰/۰۰۰۱
	گروه کنترل	۵۴/۹±۲۲/۱۱	۵۳/۱۰±۵۴/۳۳	۰/۹۸	۰/۸۷
دامنه حرکتی اکستنشن گردن (درجه)	گروه تمرین کششی	۲۷/۳±۶۵/۷۶	۳۶/۴±۷۹/۰۹	۵/۴۹	۰/۰۰۰۱
	گروه ماساژ	۲۸/۴±۱۲/۸۳	۴۳/۳±۵۶/۷۱	۵/۵۳	۰/۰۰۰۱
	گروه کنترل	۲۷/۳±۳۹/۶۶	۲۸/۴±۳۲/۹۱	۰/۱۶	۱/۷۵
دامنه حرکتی خم شدن جانبی گردن (درجه)	گروه تمرین کششی	۳۱/۴±۲۱/۴۵	۴۰/۴±۴۴/۸۴	۴/۶۹	۰/۰۰۰۱
	گروه ماساژ	۳۰/۴±۸۹/۷۶	۴۵/۴±۵۷/۰۲	۴/۸۸	۰/۰۱
	گروه کنترل	۳۱/۳±۳۱/۱۹	۳۱/۵±۰۴/۶۹	۱/۱۲	۰/۸۹
دامنه حرکتی چرخش گردن (درجه)	گروه تمرین کششی	۶۷/۷±۵۴/۳۸	۸۱/۹±۶۶/۹۷	۶/۴۴	۰/۰۰۰۱
	گروه ماساژ	۶۵/۶±۲۸/۷۸	۹۱/۸±۰۳/۷۱	۱۰/۷۱	۰/۰۰۰۱
	گروه کنترل	۶۶/۷±۱۴/۸۰	۶۵/۸±۷۷/۵۰	۰/۹۵	۱/۳۴
ناتوانی عملکردی گردن	گروه تمرین کششی	۶/۱±۹۶/۶۷	۳/۰±۴۳/۷۷	۳/۱۴	۰/۰۲۳
	گروه ماساژ	۶/۰±۶۸/۸۸	۲/۰±۸۲/۷۶	۴/۳۹	۰/۰۰۰۱
	گروه کنترل	۶/۱±۶۷/۰۴	۷/۱±۰۵/۲۳	۱/۶۵	۰/۰۸

همچنین با توجه به نتایج آزمون تحلیل واریانس ارائه شده در جدول ۳ در مورد مقایسه سه گروه از نظر میزان درد، دامنه حرکتی (خم شدن، اکستنشن، خم شدن جانبی و چرخش گردن) و ناتوانی عملکردی گردن در افراد مبتلا به سندرم درد مایوفاشیال عضله ذوزنقه در مرحله پیش آزمون مشاهده می شود در مرحله پیش آزمون بین آزمودنی ها اختلاف معناداری وجود ندارد. اما مقایسه این شاخص ها در مرحله پس آزمون نشان داد بین میزان درد، دامنه حرکتی (خم شدن، اکستنشن، خم شدن جانبی و چرخش گردن) و ناتوانی عملکردی گردن افراد مبتلا به سندرم درد مایوفاشیال عضله ذوزنقه در سه گروه اختلاف معناداری وجود دارد ($p \leq 0.05$).

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس برای مقایسه بین سه گروه قبل و بعد از مداخله

متغیر	مجموع مرکبات	F	درجه آزادی	سطح معناداری	مجموع مرکبات	F	درجه آزادی	سطح معناداری
			پس آزمون				پیش آزمون	
درد	۱/۰۲۷	۰/۵۰۶	۲۹	۰/۶۱۰	۵۶۹۵/۹۳۶	۱۷/۴۲۹	۲۹	*۰/۰۰۰۱
دامنه حرکتی خم شدن گردن (درجه)	۰/۹۳۹	۰/۴۳۲	۲۹	۰/۵۴۳	۴۵۵۳/۰۸	۱۴/۸۷	۲۹	*۰/۰۰۰۱
دامنه حرکتی اکستنشن گردن (درجه)	۰/۷۱۸	۰/۲۹۵	۲۹	۰/۷۸۴	۳۱۷۹/۷۴	۱۶/۳۶	۲۹	*۰/۰۰۰۱
دامنه حرکتی خم شدن جانبی (درجه)	۰/۷۳۵	۰/۳۲۱	۲۹	۰/۵۸۸	۳۴۲۱/۷۴	۱۷/۷۸	۲۹	*۰/۰۰۰۱
دامنه حرکتی چرخش گردن (درجه)	۰/۹۷۰	۰/۴۴۳	۲۹	۰/۶۶۱	۴۰۴۵/۷۰	۱۵/۵۷	۲۹	*۰/۰۰۰۱
ناتوانی عملکردی گردن	۰/۲۴۴	۱/۳۷	۲۹	۰/۱۵۴	۱۳۲۱/۵۶	۲۳/۱۶	۲۹	*۰/۰۰۰۱

از طرفی نتایج آزمون تعقیبی توکی برای مقایسه دوبه دو گروهها در جدول ۴ نشان می دهد این اختلاف بین هر سه گروه تمرین کششی، ماساژ و کنترل برای میزان درد، دامنه حرکتی (خم شدن، اکستنشن، خم شدن جانبی و چرخش گردن) و ناتوانی عملکردی گردن معنادار است ($p \leq 0.05$).

جدول ۴- نتایج آزمون توکی برای مقایسه چندگانه (اختلاف بین گروهی) در پس آزمون

درد	دامنه حرکتی خم شدن گردن (درجه)	دامنه حرکتی اکستنشن گردن (درجه)	دامنه حرکتی خم شدن جانبی گردن (درجه)	دامنه حرکتی چرخش گردن (درجه)	ناتوانی عملکردی
*۰/۰۰۷	*۰/۰۰۲	*۰/۰۰۲	*۰/۰۰۱	*۰/۰۲۱	*۰/۰۰۱
*۰/۰۰۰۱	*۰/۰۰۰۱	*۰/۰۰۰۱	*۰/۰۰۰۱	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۰۱
*۰/۰۲۵	*۰/۰۳۸	*۰/۰۳۱	*۰/۰۴۷	*۰/۰۴۹	*۰/۰۱۸

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد هشت هفته تمرین کششی بر درد، دامنه حرکتی گردن و ناتوانی عملکردی افراد مبتلا به سندرم درد مایوفاشیال عضله ذوزنقه اثر معناداری دارد. کاهش درد بعد از تمرینات کششی در مطالعه حاضر می‌تواند به علت اثرات مهارکننده اندام‌های وتري گلژی باشد که باعث کاهش تخلیه نورون‌های حرکتی می‌شود و در نتیجه از طریق بازیابی طول استراحت و تغییر عروق کرونری به کاهش ریلکسیشن واحد عضلانی وتري توسط منجر می‌شود. این رفلکس‌ها باعث ریلکسیشن در تنش عضلانی و کاهش درک درد می‌شوند (۲۰). کوستوپولوس^۱ و همکاران (۲۰۰۸) نیز با بررسی اثر تمرینات کششی غیرفعال بر نقاط ماشه‌ای عضله ذوزنقه فوقانی گزارش دادند تمرینات به کاهش درد و فعالیت الکتریکی عضله منجر می‌شود (۲۱). تمرینات کششی باعث کاهش استرس بر ناحیه گردن می‌شود و میزان دامنه حرکتی در دسترس را افزایش می‌دهد. یکی از دلایل افزایش دامنه حرکتی خم شدن سر و گردن در مطالعه حاضر می‌تواند تقویت عضلات عمقی سر و گردن و افزایش طول و کاهش تون عضله تراپیزوس فوقانی بعد از تمرینات باشد. تمرین به علت تأثیر بر اجزای بیومکانیکی حرکت، می‌تواند روشی مؤثر در افزایش دامنه حرکتی سر و گردن باشد (۲۲، ۲۳). استفاده از رفلکس کششی و فعالیت‌های تثبیت‌کننده ریتمیک به تغییر طول دلخواه عضله منجر می‌شود، در نتیجه عملکرد عصبی-عضلانی در نتیجه این تمرینات بهبود می‌یابد. این تمرینات، انعطاف‌پذیری و تنش عضلانی مناسبی ایجاد می‌کند که به بهبود عملکرد موضع در حال توان‌بخشی کمک می‌کند (۲۳).

همچنین نتایج پژوهش حاضر نشان داد هشت هفته ماساژ بر درد، دامنه حرکتی گردن و ناتوانی عملکردی افراد مبتلا به سندرم درد مایوفاشیال عضله ذوزنقه اثر معناداری دارد. در حالت طبیعی، عملکرد متقابل چهار عضله اصلی در دو طرف قدامی (جناغ- چنبری-پستانی و نردبانی) و خلفی (نیم‌خاری رأسی و بالابرنده کتف) نواحی سر و گردن، سبب حفظ تعادل و وضعیت بدنی مطلوب می‌شود. در این عارضه تعادل بین این عضلات بر هم می‌خورد و استرس زیادی بر آن‌ها وارد می‌شود. همچنین به دلیل فعالیت مداوم و بیش‌ازاندازه‌ی عضلات اکستنسور فوقانی گردن برای تراز کردن راستای دید، این عضلات ممکن است دچار خستگی شوند (۲۴). هدف اصلی برنامه ماساژ تسهیل و تصحیح عصبی ناخودآگاه با فرآیند تفسیر و ادغام محیطی است (۲۵). برنامه ماساژ نمونه‌ای از تکنیک توان‌بخشی طراحی شده مناسب برای بازگرداندن ثبات دینامیکی و کنترل حرکت خوب در مفاصل و عضلات است. در تکنیک‌های ماساژ به‌منظور بهبود تکنیک توان‌بخشی از تسهیل فرایند ناخودآگاه تفسیر و ادغام حس‌های محیطی دریافت‌شده توسط سیستم عصبی مرکزی استفاده می‌شود. در واقع

این اثرگذاری ماساژ از طریق آرامش عضلانی و تحریک مکانیکی نقاط ماشه‌ای و در پی آن افزایش گردش خون در اطراف نقاط ماشه‌ای است. احتمالاً سازوکار ماساژ فشاری از طریق تخریب مکانیکی endplate است. این endplate که اختلال عملکرد دارد، با رها کردن مدام استیل‌کولین باعث انقباض فیبرهای عضلانی مرتبط می‌شود و نقاط ماشه‌ای را ایجاد می‌کند. با تخریب این موارد، انقباض فیبر و در نتیجه، حس درد ایجاد شده نیز از بین می‌رود (۲۶). بنابراین تحریک سیستم پاراسمپاتیک بر اثر ماساژ می‌تواند به کاهش مقدار شاخص‌های فیزیولوژیک منجر شود.

از طرفی، نتایج پژوهش حاضر نشان داد بین اثر دو برنامه مبتنی بر ماساژ و کشش بر درد، دامنه حرکتی و ناتوانی عملکردی گردن ناشی از نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال عضله دوزنقه تفاوت معناداری وجود دارد و برنامه ماساژ اثر بیشتری بر جای گذاشته است. ماساژ با سازوکار آزادسازی اندروفین‌ها و کنترل دریچه عصبی، کاهش ایسکمی از طریق افزایش و تقویت گردش خون موضعی و ایجاد آرامش در عضله اسکلتی از طریق تحریک سمپاتیک عمل می‌کند و باعث آرام‌سازی عضلانی می‌شود (۲۷). همچنین ماساژ شامل مجموعه‌ای از حرکات ریتمیک است که از طریق دست درمانگر سبب کشش و فشرده‌سازی عضلات و بافت همبند می‌شود و با بهره‌مندی از افزایش گردش خون، تحریک وریدی و لنفاوی، بهبود سوخت‌وساز و قابلیت ارتجاعی بافت‌های عضلانی به افزایش فعالیت سیستم عصبی پاراسمپاتیک و کاهش فعالیت سمپاتیک منجر می‌شود (۲۸). بنابراین ماساژ به‌تنهایی می‌تواند روشی استاندارد برای ایجاد آرامش در بدن، کاهش درد، بهبود حالات روحی و استرس باشد. علاوه بر این، ماساژ باعث افزایش اندروفین‌ها (نابودکننده‌های درد) و افزایش ترشح هورمون سروتونین (تعدیل‌کننده وضعیت روانی) می‌شود (۲۸). همچنین ماساژ بر کاهش ناراحتی‌های جسمی و افزایش آرامش روانی جسمانی تأکید می‌کند و از این رو پس از این مداخلات، افراد در مورد مسائل جسمی خود احساس بهتری پیدا می‌کنند و رنج جسمی و روانی حاصل از خستگی‌های روزانه، برای آن‌ها کمتر خواهد شد. همان‌طور که در مبانی پژوهشی نیز تأیید شده است، هنگامی که فرد بتواند جسم خود را در حالت آرمیدگی هرچه‌تمام‌تر قرار دهد، ویژگی‌های روانی مثبت و سازگارانه نیز بستر مناسب‌تری برای بروز پیدا خواهند کرد (۲۹). به همین دلیل مداخله ماساژ به دلیل افزایش سطح عمومی آرمیدگی جسمی روانی و کاهش رنج جسمانی حاصل از کارهای روزانه، می‌تواند از یک سو احتمال بروز هیجان‌ات مثبت را در افراد افزایش دهد و از سوی دیگر، سبب شود فرد با افزایش احساس تسلط بر مسائل جسمی خود، درد کمتری احساس کند. همچنین از دیگر دلایل اثربخشی بیشتر ماساژ می‌توان به سرعت حسی بیشتر ماساژ در برابر حس درد اشاره کرد. سازوکار احتمالی مؤثر، تئوری

کنترل دریاچه‌ای است. بنا بر این تئوری، می‌توان از طریق تحریک فیبرهای قطور که سرعتی بیشتر از فیبرهای درد دارند، شدت درد را کاهش داد. فیبرهای قطور مانند آلفا و بتا A باعث تحریک سلول‌های مهاری مادهٔ ژلاتینی می‌شوند و این سلول‌های مادهٔ ژلاتینی با مهار پیش‌سیناپسی هر دو گروه فیبرهای آوران اولیه (فیبرهای کوچک و بزرگ) و همچنین مهار پس‌سیناپسی سلول‌های انتقالی اسپاینوتالامیک از انتقال درد به مراکز بالاتر جلوگیری می‌کنند که نتیجهٔ آن تعدیل درد است. بدین ترتیب از اثر درد دلتا A و C بر سلول‌های انتقالی اسپاینوتالامیک کاسته می‌شود. این نوع از تعدیل درد در سطح نخاعی صورت می‌گیرد که بر طبق تئوری فوق، سلول‌های مهاری مادهٔ ژلاتینی در آن به‌عنوان فیلتر یا دریاچه عمل می‌کنند، به این صورت که فعالیت نکردن آن‌ها باعث باز شدن دریاچه و فعال شدن‌شان به بسته شدن دریاچه منجر می‌شود (۲۹).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد هر دو برنامهٔ ماساژ رهاسازی و تمرین کششی باعث کاهش درد، افزایش دامنهٔ حرکتی و کاهش ناتوانی عملکردی حاصل از نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال عضلهٔ دوزنقه شدند. با این حال، برنامهٔ ماساژ رهاسازی اثر بهتری داشت؛ بنابراین افراد دارای نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال عضلهٔ دوزنقه می‌توانند از هر دو این برنامه‌ها، به‌ویژه برنامهٔ ماساژ برای درمان و کاهش عوارض حاصل از نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال عضلهٔ دوزنقه استفاده کنند.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمامی آزمودنی‌هایی که ما را در انجام این پژوهش یاری کردند، تشکر و قدردانی می‌شود.

References

1. Mazloum V, Sobhani V, Khatibi Aghda A, Hesarikia H, Emami Meybodi MK. The Comparison of the Effects of Trigger Points Pressure Release and Kinesio Taping on Pain and Hip Abductor Muscles Strength in Patients with Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Ardabil University of Medical Sciences*. 2016; 16(3): 271-281. (In Persian)
2. Shahmoridi D, Mollahosseini M, Azin H, Ahmadiania H. Comparing the Effect of Shockwave Therapy and Low-Level Laser on Treatment of the Myofascial Trigger Points of Trapezius Muscles: A Randomized Clinical Trial. *JRUMS*. 2020; 19 (8):819-832. (In Persian)
3. Naroii S, Akbari A, Asad M, Farahani A. Comparing the effects of vibration and ultrasound waves accompanied with stretching exercises on myofascial trigger points of posterior neck muscles in athletes. *J Shahrekord Univ Med Sci*. 2010; 12 (3):43-52. (In Persian)
4. Cummings M, Baldry P. Regional myofascial pain: diagnosis and management. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2007;21(2):367-87.
5. Lucas N, Macaskill P, Irwig L, Moran R, Bogduk N. Reliability of physical examination for diagnosis of myofascial trigger points: a systematic review of the literature. *Clin J Pain*. 2009;25(1):80-9.

6. Mohamadyari S, Shojaedin S S, Barati A H. Comparison of two methods of sports massage and cold stretch on the threshold of pain in passive trigger points in shoulder girdle muscles of the female volleyball players. *J Gorgan Univ Med Sci*. 2018; 20 (1):77-82. (In Persian)
7. Alvarez DJ, Rockwell PG. Trigger Points: Diagnosis and Management. *Am Fam Physician*. 2002;65(4):653-60.
8. Criscuolo CM. Interventional approaches to the management of myofascial pain syndrome. *Curr Pain Headache Rep*. 2001;5(5):407-11.
9. Unalan H, Majlesi J, Aydin FY, Palamar D. Comparison of highpower pain threshold ultrasound therapy with local injection in the treatment of active myofascial trigger points of the upper trapezius muscle. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011;92(4):657-62.
10. Aguilera FJ, Martín DP, Masanet RA, Botella AC, Soler LB, Morell FB. Immediate effect of ultrasound and ischemic compression techniques for the treatment of trapezius latent myofascial trigger points in healthy subjects: a randomized controlled study. *J Manipulative Physiol Ther*. 2009;32(7):515-20.
11. Kumar YG, Sneha P, Sivajyothi N. Effectiveness of Muscle energy technique, Ischaemic compression and Strain counterstrain on Upper Trapezius Trigger Points: A comparative study. *International Journal of Physical Education, Sports and Health*. 2015; 1(3): 22-26.
12. Al-Najjar, H.M.M., Mohammed, A.H. & Mosaad, D.M. Effect of ice massage with integrated neuromuscular inhibition technique on pain and function in subjects with mechanical neck pain: randomized controlled trial. *Bull Fac Phys Ther* 25, 10 (2020).
13. Walan U, Nurkholis F, Mintarto E. The Effect of Thai Massage and Sport Massage on Decreasing Low Acids and pain. *Journal of Physical Education, Health and Sport*. 2017; 4(1): 35-41.
14. Simons DG, Travell JG, Simons LS. 2nd Ed. In: Travell & Simons' myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual, vol. 1. Baltimore: Williams Wilkins. 1999.
15. Elsdon DS, Spanswick S, Zaslowski Ch, Meier PC. Protocol: Testing the Relevance of Acupuncture Theory in the Treatment of Myofascial Pain in the Upper Trapezius Muscle. *Journal of Acupuncture and Meridian Studies*. 2017; 10(1): 67-74.
16. Asgari N, Hashemi Javaheri A, Ebrahimi Atri A. The effect of combined program (motion therapy and massage) on pain and neck range of motion middle-aged women with upper trapezius muscle myofascial syndrome. *Sports Rehab*. 2015; 3(5): 1-8. (In Persian)
17. Norkin C, White D.J. Measurement of Joint Motion. A Guide to Goniometry, 4th Edition. 2009.
18. Tsauo JY, Lee HY, Hsu JH, Chen CY, Chen CJ. Physical exercise and health education for neck and shoulder complaints among sedentary workers. *J Rehabil Med*. 2004; 36: 253-257.
19. Weerapong P, Hume PA, Kolt GS. The mechanisms of massage and effects on performance ,muscle recovery and injury prevention. *Sports Med*. 2005; 35(3): 56-235.
20. Frontera WR. Rehabilitation of sports injuries: scientific basis. Published by Blackwell Science Ltd a Blackwell Publishing company Blackwell Science. 2003.

21. Kostopoulo D, et al. Reduction of spontaneous electrical activity and pain perception of trigger points in the upper trapezius muscle through trigger point compression and passive stretching. *Journal of Musculoskeletal Pain*. 2008; 16(4): 266-278.
22. Ziaefar M, et al. The Effect of Dry Needling on Range of Motion of Neck Lateral Flexion in Subjects with Active Trigger Point in Upper Trapezius Muscle. *Jentashapir Journal of Health Research*. 2014; 5(6).
23. Weerapong P, Hume PA, Kolt GS. The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. *Sports Med*. 2005; 35(3): 56-235.
24. Letafatkar A, Daneshmandi H, Hadadnejad M, Abdolvahabi Z. Advanced corrective exercises. *Avayezohoor*. 2016. (In Persian)
25. Voight ML. Proprioceptive concerns in rehabilitation. In *Proceedings of the XXV FIMS World Congress of Sports Medicine*, Athens, Greece. 1994.
26. Sheibaninia A, Valaei N, Mohammad Sadeghi Sh, Azizi F. Evaluation of accuracy of published articles in Iranian Medical J. *Pejouhesh dar Pezeshki*. 2009; 33: 5 -11.
27. Saatchian A, Yazdi N, Zareie Kheybari S, Qaderi Jagharg H. Comparison of the Effect of Short-Time Massage Using Neuromuscular Facilitation Exercises (NFE) on Neck and Shoulder Pain among Employees with Myofascial Trigger Points in the Trapezoid Muscle. *Occupational Medicine Quarterly Journal* 2016; 8(1): 43-53. (In Persian)
28. Maleki Pouya M. *Massage therapy: a combination of physiology and applied anatomy*. Pad Andishe. 2016. (In Persian)
29. Guyton & hall. *Medical physiology*. 2006: 596-612.

ارجاع دهی

شاهرخی حسین، عباسی حامد، حاجیان کاظم. اثر تمرینات کششی و ماساژ رهاسازی بر درد، دامنه حرکتی و ناتوانی عملکردی گردن ناشی از نقاط ماشه‌ای میوفاشیال عضله ذوزنقه. *مطالعات طب ورزشی*. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۸۲-۶۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9503.1444

Shahrokhi H, Abbasi H, Hajian K. The Effect of Release Massage and Stretching Exercises on Pain, Range of Motion and Functional Disability of the Neck Due to Myofascial Trigger Points of the Trapezius Muscle. *Sport Medicine Studies*. Spring & Summer 2020; 12 (27): 67-82. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9503.1444

تأثیر تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل بر تعادل، طول، سرعت و ریتم گام سالمندان مبتلا به سکتۀ مغزی

فرزانه حاتمی^۱، هادی صمدی^۲، مستانه سالاری جوبنی^۳

۱. دانشیار، گروه رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران
(نویسنده مسئول)

۲. استادیار، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران

۳. کارشناس ارشد رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۱/۰۸

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۱/۲۸

چکیده

هدف پژوهش حاضر، تعیین تأثیر مشاهده عمل و تصویرسازی حرکتی بر تعادل و طول، سرعت و ریتم گام سالمنندان مبتلا به سکتۀ مغزی بود. ۲۴ نفر از سالمنندان مبتلا به سکتۀ مغزی به صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. از آزمون‌های لک‌لک، زمان برخاستن-راه رفتن و نرم‌افزار تحلیل دوبعدی کینوا استفاده شد. مرحله تمرین شامل ۱۶ جلسه (۳ جلسه در هفته و هر جلسه، ۴۵ دقیقه) بود. نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب نشان داد تعادل ایستا، سرعت و طول گام در مقایسه با پیش‌آزمون پیشرفت معناداری داشته است. تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل سبب شد تعادل پویا در مقایسه با گروه کنترل به بهبود یابد. سرعت گام گروه تصویرسازی حرکتی بیشتر از گروه مشاهده عمل و کنترل بود. در نهایت، ریتم گام در گروه مشاهده عمل، در مقایسه با پیش‌آزمون پیشرفت داشت. یافته‌های پژوهش پیشنهاد می‌کنند مشاهده و تصویرسازی حرکتی می‌توانند تعادل و پارامترهای راه رفتن را در سالمنندان مبتلا به سکتۀ مغزی بهبود بخشند.

واژگان کلیدی: سکتۀ مغزی، تعادل، الگوی گام برداری، تصویرسازی حرکتی، مشاهده عمل.

1. Email: fhatami2010@gmail.com

2. hadi.samadi@gmail.com

3. mastaneh64ss@gmail.com

مقدمه

سکته مغزی بیانگر نوعی اختلال نورولوژیک موضعی و ناگهانی در مغز است که بر اثر انسداد در خون‌رسانی یا خون‌ریزی در داخل بافت مغز ایجاد می‌شود (۱). این بیماری سومین علت پزشکی مرگ در کشورهای پیشرفته است و بعد از بیماری‌های قلبی و سرطان، از شایع‌ترین بیماری‌های نورولوژیک ناتوان‌کننده در بزرگسالان به‌شمار می‌رود. تنها ۲۴-۵۳ درصد از بیماران پس از سکته مغزی به استقلال می‌رسند. بیشتر بیماران مبتلا به سکته مغزی ترکیبی از نقص در سیستم‌های حسی-حرکتی، شناختی و عاطفی دارند که به اختلال در تعادل و توانایی راه رفتن و همچنین کیفیت زندگی منجر می‌شود (۲). تعادل به توانایی فرد برای حفظ بدن یا حرکت در وضعیت تحمل وزن، بدون افتادن گفته می‌شود. توانایی تعادل مستلزم حفظ مرکز ثقل بدن در محدوده سطح اتکاست. تعادل کارکردی اساسی برای حفظ الگوی گام برداری و حرکت طبیعی در بیماران مبتلا به سکته مغزی است. این بیماران معمولاً هنگام پیاده‌روی با کاهش تعادل مواجه‌اند و به دنبال آن در نقاط مختلف بدن حرکات جبرانی دارند، در انجام فعالیت‌های روزمره زندگی دچار مشکل می‌شوند و ممکن است در اثر سقوط آسیب ببینند (۳)؛ از این رو، بهبود تعادل و توانایی گام برداری یکی از اهداف اصلی بازتوانی در بیماران مبتلا به سکته مغزی است. با این حال، بیشتر پژوهش‌های انجام‌شده در حوزه تعادل و مداخلات گام برداری در سالمندان به اشکال مختلف تمرینات جسمانی پرداخته‌اند (۴). مهارت‌های حرکتی، اجزای شناختی و جسمانی دارند و هر دو جزء شناختی و جسمانی در اجرای مهارت‌های حرکتی سهیم‌اند؛ بنابراین، نه تنها تمرین جسمانی، بلکه مداخلات شناختی مانند تصویرسازی حرکتی^۱ و مشاهده عمل^۲ می‌توانند اکتساب مهارت حرکتی را تسهیل کنند (۵). پژوهش‌های تجربی نشان می‌دهند مشاهده عمل و تصویرسازی حرکتی را می‌توان ابزاری اثربخش برای بهبود جنبه‌هایی از یادگیری مهارت حرکتی به‌شمار آورد (۶-۷).

تصویرسازی حرکتی یا فرایند شبیه‌سازی شناختی، فرایندی است که در آن عمل با استفاده از حواس مختلف در ذهن بازنمایی می‌شود (۸). تصویرسازی شامل ایجاد بازنمایی نمادین از حافظه است که عمدتاً فرایندی بالا به پایین و مبتنی بر دانش است و در غیاب حرکت بدنی آشکار به شکل خودکار انجام می‌شود و تحت کنترل آگاهانه فردی است که تصویرسازی را انجام می‌دهد (۹). مشاهده عمل به مشاهده عملکرد افراد دیگر یا الگوها گفته می‌شود (۱۰). مشاهده، فرایندی پایین به بالا و مبتنی بر ادراک است که عمدتاً تحت کنترل ناهوشیار فرد مشاهده‌گر است (۹).

-
1. Motor Imagery
 2. Action Observation

حجم وسیعی از ادبیات پژوهش نشان می‌دهد بین اجرای مهارت، تصویرسازی و مشاهده اعمال انسان نوعی هم‌ارزی کارکردی^۱ وجود دارد؛ به عبارت دیگر، تصویرسازی حرکت، مشاهده عمل و اجرای تکلیف به‌طور مشابه یک شبکه عصبی-حرکتی را فعال می‌کنند. این فعالیت عصبی مشترک بین این فرایندها، «هم‌ارزی کارکردی» نامیده می‌شود (۸). یکی از توجیهاات مربوط به سازوکارهای عصبی مشترک بیان می‌کند که بازنمایی حرکتی در مغز مسئول شبیه‌سازی حرکات بدن است (۸). بر اساس نظریه شبیه‌سازی ذهنی^۲، تصویرسازی حرکتی (شبیه‌سازی هوشیار و خودخواسته اعمال خود فرد) و مشاهده عمل (ادراک اعمال توسط دیگران) بخشی پنهان و غیرقابل اجرا به شمار می‌روند. تفاوت بین این دو حالت شناختی این است که تصویرسازی حرکتی به‌صورت درونی ایجاد می‌شود، درحالی‌که مشاهده عمل توسط محرکی بیرونی تحریک می‌شود (۹-۱۰).

شواهد قابل‌توجهی از سازوکارهای عصبی مشترک در نورون‌های آینه‌ای^۳ هنگام مشاهده عمل، تصویرسازی حرکتی و اجرای واقعی عمل حمایت می‌کنند (۱۳). نورون‌های آینه‌ای نوع خاصی از نورون‌ها هستند که هنگام اجرای حرکات‌های هدفمند و همچنین مشاهده فرد دیگری که همان عمل را انجام می‌دهد، فعال می‌شوند (۱۴). در حقیقت این گروه از سلول‌ها دقیقاً مانند آینه عمل می‌کنند و به همین دلیل نورون‌های آینه‌ای نام گرفته‌اند. اگرچه نورون‌های آینه‌ای ابتدا در منطقه F5 قشر پیش حرکتی میمون کشف شدند، پژوهش‌های متعدد از وجود نوعی سیستم آینه‌ای در مناطق مشابهی از مغز انسان حمایت می‌کنند (۱۵). گفته می‌شود مشاهده و تصویرسازی نشان‌دهنده مرحله‌ای نامحسوس از اجرای عمل است که توسط مناطق قشری کنترل می‌شود که معمولاً در برنامه‌ریزی و اجرا درگیرند، مانند منطقه مکمل حرکتی^۴، قشر پیش حرکتی و قشر حرکتی اولیه^۵ (۸).

مطالعات تصویربرداری عصبی و عصبی-فیزیولوژیکی در خصوص بررسی تشابهات تصویرسازی و اجرای مهارت‌های جابه‌جایی نشان می‌دهد در اجرای واقعی و تصویرسازی اصول و قوانینی مشترک وجود دارد؛ برای مثال، افزایش پاسخ‌های فیزیولوژیک مانند ضربان قلب و تعداد تنفس هنگام راه رفتن روی تردمیل و همچنین تصویرسازی آن (۱۶)، فعالیت قشری مشابه مغز در افراد سالم هنگام راه رفتن فعال و تصویرسازی آن (۱۷). فدیگا و کرایگرو^۶ (۲۰۰۴) هم نشان دادند قشر حرکتی هنگام برانگیخته شدن ایده عمل هم درگیر می‌شود؛ زیرا جریان خون در مناطق حرکتی-قشری مختلف و همچنین مخچه در حین تصویرسازی تکالیف افزایش می‌یابد. فرض بر این است که درگیر شدن سیستم حرکتی

-
1. Functional Equivalence
 2. Mental simulation Theory
 3. Mirror Neurons
 4. Supplementary Motor Area (SMA)
 5. Primary Motor Cortex (M1)
 6. Fadiga & Craighero

در حین تصویرسازی، به علت عواملی مانند قصد یا آمادگی برای حرکت است تا شبیه‌سازی درونی حرکت (۲۰-۱۸).

تصویرسازی حرکتی یکی از ابزارهای بازتوانی قدرتمند در سالمندان است. دچ^۱ (۲۰۱۲) در پژوهشی با هدف بازگشت به حالت اولیه پس از سکتته نشان داد تصویرسازی حرکتی به بهبود راه رفتن و توانایی تعادل منجر می‌شود و در مقایسه با تمرینات ماساژدرمانی، به زمان و هزینه کمتری نیاز دارد (۲۱). چو^۲ و همکاران (۲۰۱۳) در مطالعه‌ای روی بیماران سکتته مزمن نشان دادند تمرین تصویرسازی حرکتی همراه با تمرینات راه رفتن، در مقایسه با تمرینات راه رفتن به تنهایی، اثربخش‌تر بر بهبود تعادل و راه رفتن دارند (۲۲). مطالعه‌ای موردی نیز اثربخشی تمرینات تصویرسازی را بر بهبود توانایی راه رفتن یک بیمار پس از حوادث عروقی مغز نشان داد (۲۳). سیرلی^۳ و همکاران (۲۰۱۴) در پژوهشی با عنوان «تصویرسازی و مشاهده عمل به‌عنوان مداخلات جایگزین تمرینات گام‌برداری در سالمندان» نشان دادند هر سه گروه تصویرسازی، مشاهده و اجرای عمل در مدت‌زمان اجرای آزمون زمان برخاستن و راه رفتن (TUG) پیشرفت معناداری داشتند و بخش نشستن تا بلند شدن آزمون TUG در گروه تصویرسازی و حرکتی بهبود معناداری داشت. نتایج همچنین نشان داد تصویرسازی و مشاهده عمل به بهبود معنادار تعداد گام در دقیقه منجر شد. آن‌ها در نهایت پیشنهاد کردند دو مداخله شناختی تصویرسازی و مشاهده عمل، در صورت استفاده صحیح، می‌توانند به صورت مداخله بازتوانی در کنار تمرین راه رفتن به‌کار گرفته شوند و خطر افتادن را در جامعه سالمندان کاهش دهند (۲۴). کیم و لی^۴ (۲۰۱۳) در پژوهشی نشان دادند مشاهده و تصویرسازی، زمان اجرای آزمون TUG، سرعت و تعداد گام در دقیقه را در مقایسه با گروه کنترل به شکلی معنادار بهبود بخشیدند، ولی تفاوت معناداری بین مشاهده و تصویرسازی مشاهده نشد (۲۵). تیا^۵ و همکاران (۲۰۱۰) در پژوهش خود با عنوان «پیشرفت در عملکرد حرکتی از طریق تمرینات مشاهده‌ای در سالمندان» نشان دادند مشاهده به بهبود توانایی‌های حرکتی در راه رفتن منجر می‌شود (۲۶). ماروسیک^۶ و همکاران (۲۰۱۸) در پژوهشی با هدف تعیین تأثیر مشاهده و تصویرسازی بر بهبود نتایج بازتوانی پس از تعویض مفصل ران نشان دادند

ترکیب تمرینات مشاهده‌ای و تصویرسازی در بهبود عملکرد شناختی-حرکتی پس از جراحی مفصل ران مؤثر است. با این حال؛ اگرچه پارامترهای مرتبط با فعالیت جابه‌جایی بهبود یافتند، تعادل پیشرفت

-
1. Deutsch
 2. Cho
 3. Cirelli
 4. Kim & Lee
 5. Tia
 6. Marusic

معناداری نداشت. نتایج پژوهش در نهایت استفاده از ترکیب تمرینات مشاهده‌ای و تصویرسازی را در طول بازتوانی پیشنهاد می‌کند، به‌ویژه زمانی که در انجام تمرینات جسمانی محدودیت‌هایی وجود داشته باشد. از سوی دیگر، براون^۱ و همکاران (۲۰۱۱) گزارش کردند تمرین تصویرسازی بر بهبود عملکرد حرکتی بیماران مبتلا به پارکینسون مؤثر نبوده است (۲۷).

با توجه به خطرات و محدودیت‌هایی که ممکن است سالمندان برای انجام تمرینات جسمانی با آن مواجه شوند و اینکه تأثیر تمرینات شناختی همراه با تمرین بدنی بیشتر از تمرین بدنی صرف است، تمرینات شناختی در این دوره از زندگی (سالمندی) می‌تواند مکملی مناسب برای تمرینات جسمانی باشد؛ زیرا از خطرات احتمالی نیز جلوگیری می‌کند؛ از این رو، لازم است به تمریناتی مؤثر بر سیستم شناختی توجه بیشتری شود.

کاهش تعادل و در نتیجه افزایش خطر افتادن در سالمندی، تمرینات گام‌برداری را بیش‌ازپیش موردتوجه درمانگران قرار داده است. تمرینات شناختی مانند مشاهده و تصویرسازی عمل در هر زمان و بدون حضور نیروی کمکی قابلیت اجرا دارد و به دلیل حذف خطر افتادن در سالمندی، به‌ویژه در سالمندان پس از سکته، درجهٔ ایمنی بالایی دارد و بنا به این دلایل، امروزه به‌عنوان ابزاری مفید در سالمندی به‌کار گرفته می‌شود. با توجه به ملاحظات کاربردی و همچنین پژوهش‌های اندک و نتایج ناهم‌سو در این حوزه، هدف از اجرای پژوهش حاضر تعیین تأثیر تصویرسازی حرکتی و مشاهدهٔ عمل بر تعادل، طول، سرعت و ریتم گام سالمندان مبتلا به سکتهٔ مغزی است.

روش پژوهش

این پژوهش از لحاظ هدف، کاربردی و از لحاظ ماهیت و روش اجرا، نیمه‌تجربی و از لحاظ شیوهٔ جمع‌آوری اطلاعات، میدانی است. طرح استفاده‌شده در این پژوهش، پیش‌آزمون-پس‌آزمون با گروه کنترل است. ۲۴ نفر از سالمندان مبتلا به سکتهٔ مغزی در آسایشگاه معلولان و سالمندان رشت (میانگین سنی $62/56 \pm 0/213$ سال) که نمرهٔ آن‌ها در پرسش‌نامهٔ فرم کوتاه وضعیت ذهنی^۲، حداقل ۲۴ از ۳۰ بود و در پرسش‌نامهٔ تصویرسازی حرکتی^۳ نمره‌ای بالاتر از میانگین را کسب کرده بودند، به‌صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند و سپس به‌صورت تصادفی در سه گروه تصویرسازی حرکتی، مشاهدهٔ عمل و کنترل قرار گرفتند. معیارهای ورود به پژوهش شامل داشتن حداقل ۶۰ سال سن، بیش از ۶ ماه سابقهٔ سکته با توانایی راه رفتن به‌طور مستقل، دید طبیعی یا اصلاح‌شده طبیعی، نداشتن بیماری یا مصرف داروهای اثرگذار بر تعادل و حرکت (بیماری عضلانی-اسکلتی)، نداشتن

1. Braun
2. Mini Mental Status Examination (MMSE)
3. Movement Imagery Questionnaire- Revised (MIQ-R)

محدودیت حرکتی مفاصل لگن، زانو و مچ پا، توانایی دنبال کردن دستورات ساده و مبتلا نبودن به دمانس حافظه (کسب نمره بیش از ۲۴ در آزمون MMSE) در نظر گرفته شد. شایان ذکر است، تعداد ۶ نفر از شرکت‌کنندگان بنا به دلایل شخصی از ادامه پژوهش انصراف دادند.

پس از دریافت رضایت‌نامه و تشریح هدف و روند اجرای پژوهش، پیش‌آزمونی شامل آزمون لک‌لک برای سنجش تعادل ایستا و آزمون TUG (آزمون زمان برخاستن و راه رفتن) برای سنجش تعادل پویا اجرا شد. علاوه بر این از نرم‌افزار تحلیل دوبعدی کینوا^۱ برای تحلیل کینماتیکی گام‌برداری استفاده شد.

مرحله تمرین شامل ۱۶ جلسه (۳ جلسه در هفته) و هر جلسه به مدت ۴۵ دقیقه بود. برنامه تمرینی گروه تصویرسازی شامل دو بخش آرام‌سازی و سپس تمرین تصویرسازی ذهنی (۱۵ دقیقه) و در نهایت راه رفتن (۳۰ دقیقه) بود. در گروه مشاهده عمل، شرکت‌کنندگان به مدت ۱۵ دقیقه فیلم راه رفتن فردی ماهر را مشاهده می‌کردند و سپس به مدت ۳۰ دقیقه تمرین راه رفتن را انجام می‌دادند. گروه کنترل، بدون هیچ‌گونه مداخله شناختی فقط به مدت ۳۰ دقیقه تمرین راه رفتن عادی را انجام می‌دادند. پس از پایان جلسات تمرین، پس‌آزمونی مشابه پیش‌آزمون از شرکت‌کنندگان به عمل آمد. برای جمع‌آوری اطلاعات جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان از جمله سن، سوابق بیماری، وضعیت سلامت، داروهای مصرفی و ... از پرسش‌نامه محقق ساخته استفاده شد. به‌منظور اندازه‌گیری قابلیت تصویرسازی حرکتی از پرسش‌نامه تجدیدنظرشده ارزیابی توانایی تصویرسازی حرکتی استفاده شد. این پرسش‌نامه دارای هشت گویه است که دو بعد بینایی و جنبشی را می‌سنجد. هریک از سؤالات در پیوستاری هفت‌ارزشی از «بسیار مبهم می‌بینم» یا «احساس می‌کنم» تا «بسیار واضح می‌بینم» یا «احساس می‌کنم» ارزش‌گذاری می‌شود. سهرابی و همکاران ثبات درونی و پایایی زمانی این پرسش‌نامه را به ترتیب ۰/۷۳ و ۰/۷۷ گزارش کرده‌اند. برای اطمینان از مبتلا نبودن شرکت‌کنندگان به دمانس (زوال عقلی) سالمندی از آزمون کوتاه وضعیت ذهنی استفاده شد. سیدیان و همکاران، ضریب آلفای کرونباخ را برای کل آزمون ۰/۸۱ گزارش کردند.

آزمون لک‌لک: برای تعیین سطح تعادل ایستای شرکت‌کنندگان به‌کار گرفته شد. هدف از انجام این آزمون سنجش قابلیت فرد برای حفظ تعادل خود روی یک پاست. از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه روی سطح صاف بایستد. سپس دست‌های خود را به کمر بزند و پای غیربرتر خود را از زمین بلند کند و در کنار زانوی پای دیگر قرار دهد. در این آزمون، مدت‌زمان اجرا از لحظه تماس پای غیربرتر به کنار زانوی پای برتر تا زمانی که فرد تعادل خود را از دست بدهد و پای خود را زمین بگذارد، رکورد فرد در نظر گرفته می‌شود.

آزمون زمان برخاستن و راه رفتن (TUG): در این آزمون از شرکت‌کننده خواسته شد روی صندلی دسته‌دار استاندارد با ارتفاع تقریبی ۴۵ سانتی‌متر بنشیند، طوری که به پشتی صندلی تکیه دهد و کف پاهایش روی زمین و پشت خط مشخص‌کننده قرار گیرد. سپس، با فرمان «رو» برخیزد، ۱۰ متر را طی کند، دور بزند و همان مسیر را برگردد، روی صندلی بنشیند و تکیه دهد. ۳ بار اجرا و ۲ دقیقه استراحت بین هر اجرا در نظر گرفته شد. زمان موردنیاز برای اجرای این آزمون با استفاده از زمان‌سنج به ثانیه ثبت می‌شود.

دستگاه تجزیه و تحلیل کنیما تیک دوبعدی کینو: به منظور سنجش متغیرهای کینماتیکی راه رفتن استفاده شد که با استفاده دوربین دیجیتال کنون از سمت چپ از نشانگرهای کروی فیلم‌برداری می‌کند؛ این نشانگرها در پنج رنگ متفاوت روی پنج قسمت آناتومیکی بدن (شانه، ران، زانو، مچ و شست پا) نصب شده‌اند. تصویر به دست‌آمده شامل مسیر ۱۰ متری اجرای آزمون TUG با پهنای یک متر و با فاصله چهار و نیم متر تا دوربین است. پارامترهای فضایی-زمانی شامل سرعت گام، ریتم گام و طول گام با استفاده از تصاویر مربوط به طول یک گام تجزیه و تحلیل شد.

به منظور تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها، از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. برای تعیین تأثیر تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل بر متغیرهای پژوهش در مراحل مختلف آزمون (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) از تحلیل واریانس مرکب با اندازه‌های تکراری روی عامل زمان آزمون در طرح (آزمون) 2×3 (گروه) استفاده شد. برای تعقیب اثرات تعامل معنادار از آزمون بونفرونی و همچنین آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه و تی وابسته استفاده شد. تمامی محاسبات آماری در نرم‌افزار آماری SPSS نسخه ۲۱ در سطح معناداری ۰/۰۵ و ترسیم نمودارها نیز در نرم‌افزار اکسل نسخه ۲۰۱۶ انجام شد.

نتایج

میانگین و انحراف معیار امتیازات مربوط به متغیرهای پژوهش شامل تعادل و پارامترهای فضایی-زمانی الگوی گام‌برداری در مراحل مختلف پژوهش شامل پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های تصویرسازی حرکتی، مشاهده عمل و کنترل به ترتیب در جداول ارائه شده است.

جدول ۱- میانگین و انحراف معیار عملکرد شرکت کنندگان سه گروه در پیش آزمون و پس آزمون

شاخص	تصویرسازی حرکتی		مشاهده عمل		کنترل	
	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون
تعادل ایستا (ثانیه)	۷۳/۴ ± ۵۳/۷	۱۵۶/۱۶ ± ۸۱/۸	۶۸/۲ ± ۴۴/۱	۱۵۲/۸ ± ۹۳/۴	۸۷ ± ۵۱/۵۲	۱۰۶/۵ ± ۵۱
تعادل پویا (ثانیه)	۲۶/۸۳ ± ۵/۹	۲۲/۶۷ ± ۴/۱۳	۲۴/۵ ± ۲/۹	۲۱/۱۷ ± ۱/۱	۲۵ ± ۳/۷	۲۴/۳۳ ± ۲/۸
سرعت گام (متر بر ثانیه)	۰/۶ ± ۰/۱۴	۰/۹۶ ± ۰/۲۸	۰/۴۷ ± ۰/۰۸	۰/۶۶ ± ۰/۱۱	۰/۴۲ ± ۰/۱	۰/۵ ± ۰/۱۹
طول گام (سانتی متر)	۴۷/۸۹ ± ۲/۸	۵۳ ± ۹/۵۵	۴۶/۱۱ ± ۴/۴۷	۵۲/۹۱ ± ۱/۹	۴۶/۸۸ ± ۳/۵۶	۵۰/۷۶ ± ۴/۹
ریتم گام (تعداد گام در دقیقه)	۹۹/۶ ± ۱۳/۸	۱۱۱ ± ۶/۷	۹۷/۸۳ ± ۱۲/۴	۱۰۸/۶۷ ± ۱۳/۵	۱۰۰/۵ ± ۱۱/۷	۹۸/۶۷ ± ۱۲/۳

همان طور که در جدول فوق مشاهده می شود، عملکرد شرکت کنندگان در تعادل ایستا و پویا در هر سه گروه بهبود یافته است. همچنین پارامترهای فضایی-زمانی الگوی گام برداری سه گروه تصویرسازی حرکتی، مشاهده عمل و کنترل نیز در پس آزمون، در مقایسه با پیش آزمون، پیشرفت داشته اند. به منظور بررسی طبیعی بودن توزیع داده ها و همچنین همگنی واریانس های سه گروه در پیش آزمون و پس آزمون از آزمون شاپیرو-ویلک و آزمون لوین استفاده شد. نتایج، نشان دهنده طبیعی بودن توزیع داده ها و همچنین همگنی واریانس ها بودند ($P \geq 0.05$). به منظور تعیین تأثیر تمرینات تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل بر تعادل ایستا از آزمون تحلیل واریانس مرکب با اندازه های تکراری در قالب طرح (آزمون) 2×3 (گروه) استفاده شد. نتایج در جدول زیر ارائه شده است.

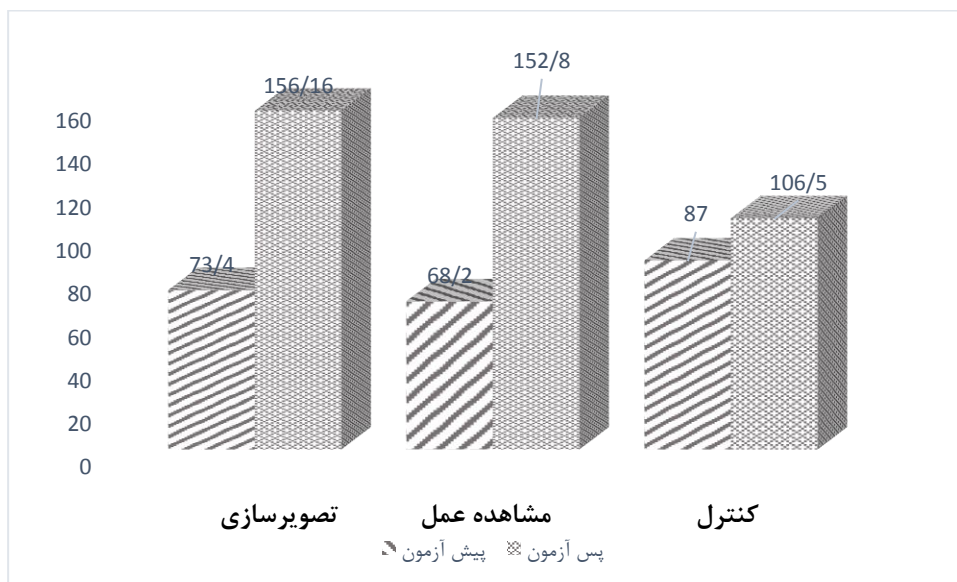
جدول ۲- نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب برای تعادل ایستا

شاخص عامل	مجموع مجذورات	df	میانگین مجذورات	F	P	مجذورات ا تا
آزمون	۱۹۵۱۰/۳	۱	۱۹۵۱۰/۳	۱۳/۱۱۹ *	۰/۰۰۳	۰/۵
گروه	۴۴۸/۲	۲	۲۲۴/۱	۰/۳۸	۰/۹۶۲	۰/۰۰۶
آزمون و گروه	۴۳۷۵/۳	۲	۲۱۸۷/۳	۱/۴۷	۰/۲۶۵	۰/۱۸۵

* در سطح $P \leq 0.01$ معنادار است.

نتایج جدول ۲ نشان می دهد اثر اصلی گروه و تعامل گروه و آزمون به لحاظ آماری معنادار نیست، اما اثر اصلی آزمون به لحاظ آماری معنادار است؛ به عبارت دیگر، بین تعادل ایستای شرکت کنندگان در

پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود دارد. مقایسه میانگین‌ها نشان داد عملکرد شرکت‌کنندگان در پس‌آزمون به‌طور معناداری بهتر از پیش‌آزمون بوده است. نمودار مربوط به تعادل ایستای شرکت‌کنندگان سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در شکل ۱ ارائه شده است.



شکل ۱- تعادل ایستا در گروه‌های تصویرسازی، مشاهده عمل و کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون

نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب با اندازه‌های تکراری در خصوص تعادل پویا در جدول ۳ ارائه شده است.

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب برای تعادل پویا

شاخص عامل	مجموع مجذورات	df	میانگین مجذورات	F	P	مجذورات
آزمون	۶۶/۶۹۴	۱	۶۶/۶۹۴	۲۷/۲۲۲	*۰/۰۰۱	۰/۶۴۵
گروه	۲۸/۱۶۷	۲	۱۴/۰۸۳	۰/۵۴۶	۰/۵۹۰	۰/۰۶۸
آزمون و گروه	۲۰/۰۵۶	۲	۱۰/۰۲۸	۴/۰۹۳	*۰/۰۳۸	۰/۳۵۳

* در سطح $P \leq 0.05$ معنادار است.

نتایج جدول ۳ نشان می‌دهد اثر اصلی گروه به لحاظ آماری معنادار نیست، درحالی‌که اثر اصلی آزمون و اثر تعامل آزمون و گروه به لحاظ آماری معنادار است. مقایسه میانگین‌ها در مورد اثر اصلی آزمون نشان داد عملکرد شرکت‌کنندگان در پس‌آزمون به‌طور معناداری بهتر از پیش‌آزمون بوده است. با توجه به اینکه اثر تعامل گروه و آزمون معنادار بود؛ از آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه برای مقایسه عملکرد تعادل پویا به تفکیک در پیش‌آزمون و پس‌آزمون با تعدیل آلفا به مقدار $0/025$ استفاده شد. نتایج در جدول ۴ خلاصه شده است.

جدول ۴- نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه برای مقایسه تعادل پویای سه گروه در پیش‌آزمون و

پس‌آزمون

زمان اندازه‌گیری	گروه	میانگین	انحراف استاندارد	df	F	P
پیش‌آزمون	تصویرسازی حرکتی	۰/۲۶	۰/۰۵	(۲، ۱۵)	۰/۴۶۸	۰/۶۳۵
	مشاهده عمل	۰/۲۴	۰/۰۲			
	کنترل	۰/۲۵	۰/۰۳			
پس‌آزمون	تصویرسازی حرکتی	۰/۲۲	۰/۰۴	(۲، ۱۵)	۱/۶۹۲	۰/۲۱۸
	مشاهده عمل	۰/۲۱	۰/۰۱			
	کنترل	۰/۲۴	۰/۰۲			

همان‌طور که در جدول ۴ نشان داده شده است، بین تعادل پویای سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود ندارد. علاوه بر این به‌منظور تعقیب اثر تعامل از آزمون تی وابسته برای مقایسه عملکرد شرکت‌کنندگان هر سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون استفاده شد. نتایج در جدول ۵ خلاصه شده‌اند.

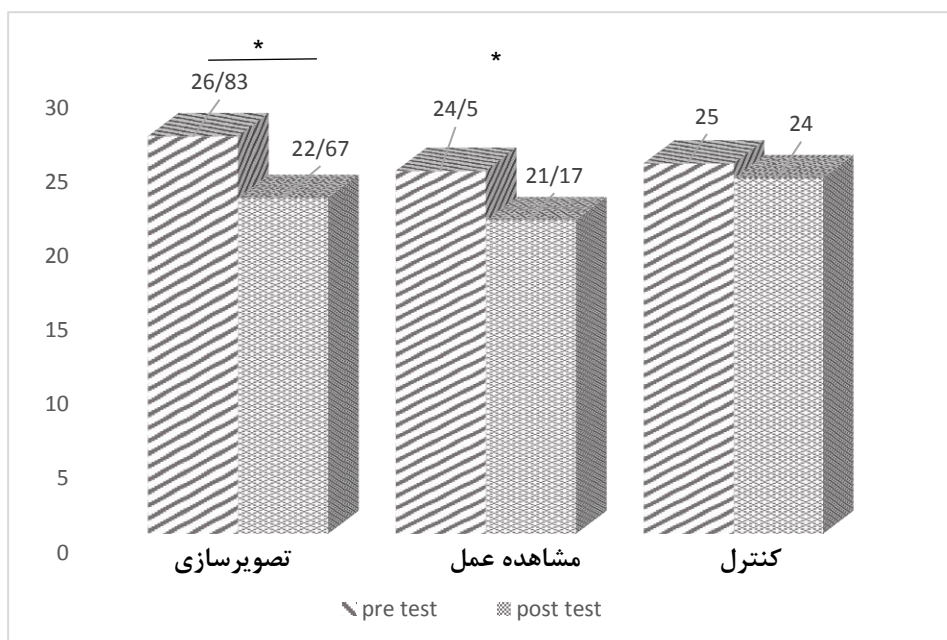
جدول ۵- نتایج آزمون تی وابسته برای مقایسه تعادل پویای سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون

شاخص گروه	اختلاف میانگین‌ها	df	t	P
تصویرسازی حرکتی	۰/۰۴	۵	۴/۱۱۰ *	۰/۰۰۹
مشاهده عمل	۰/۰۳	۵	۳/۷۸۰ *	۰/۰۱۳
کنترل	۰/۰۱	۵	۰/۸۳۰	۰/۴۴۴

* در سطح $P \leq 0/017$ معنادار است.

نتایج آزمون تی وابسته در جدول فوق نشان می‌دهد در دو گروه تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل، تعادل پویا در پس‌آزمون، در مقایسه با پیش‌آزمون، بهبودی معنادار داشته است، اما در گروه

کنترل تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون وجود ندارد. نمودار مربوط به تعادل پویای شرکت‌کنندگان سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در شکل ۲ ارائه شده است



شکل ۲- تعادل پویا در گروه‌های تصویرسازی، مشاهده عمل و کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون

نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب با اندازه‌های تکراری به منظور مقایسه سرعت گام سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در جدول ۶ ارائه شده است.

جدول ۶- نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب برای سرعت گام

شاخص عامل	مجموع مجذورات	df	میانگین مجذورات	F	P	مجذورات
زمان	۰/۳۵۸	۱	۰/۳۵۸	۱۳/۴۷۹ *	۰/۰۰۳	۰/۵۰۹
گروه	۰/۵۷۶	۲	۰/۲۸۸	۹/۸۴۶ *	۰/۰۰۲	۰/۶۰۲
آزمون و گروه	۰/۱۰۵	۲	۰/۰۵۳	۱/۹۸۴	۰/۱۷۷	۰/۲۳۴

* در سطح $P \leq 0/01$ معنادار است.

نتایج جدول ۶ نشان می‌دهد اثر تعامل گروه و آزمون معنادار نیست، اما اثر اصلی آزمون و گروه به لحاظ آماری معنادار است. مقایسه میانگین‌ها در خصوص اثر اصلی آزمون نشان داد سرعت گام

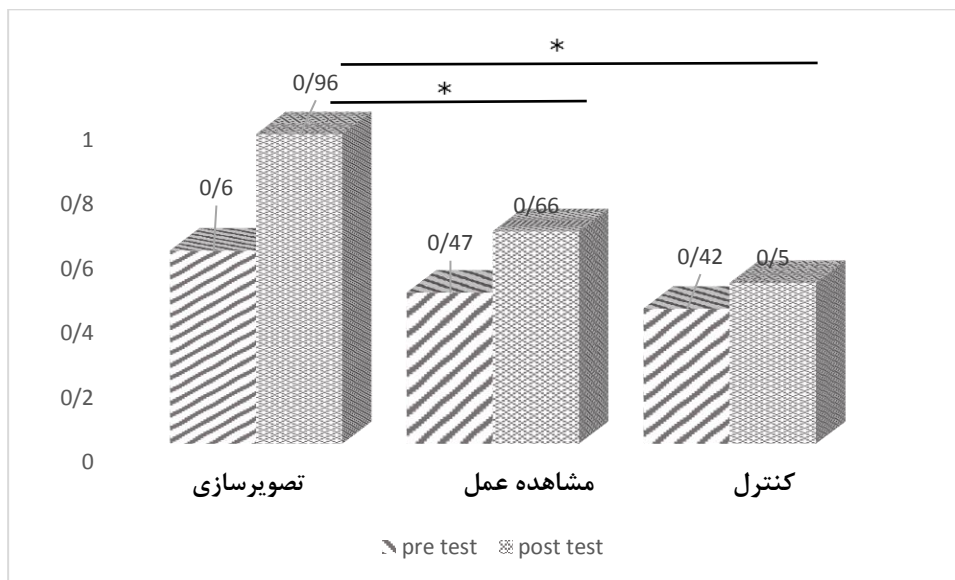
شرکت‌کنندگان در پس‌آزمون به‌طور معناداری بهتر از پیش‌آزمون است. نتایج آزمون تعقیبی توکی در تعقیب اثر اصلی گروه و به‌منظور مقایسه سرعت گام سه گروه در جدول ۷ ارائه شده است.

جدول ۷- نتایج آزمون تعقیبی توکی برای مقایسه سرعت گام سه گروه تصویرسازی حرکتی، مشاهده عمل و کنترل

گروه (i)	گروه (j)	تفاوت میانگین‌ها	سطح معناداری
تصویرسازی	مشاهده عمل	*۰/۲۱۲	۰/۰۴۸
تصویرسازی	کنترل	*۰/۳۲۲	۰/۰۰۲
مشاهده	کنترل	۰/۱۱	۰/۴۶۶

*در سطح $P \leq 0/05$ معنادار است.

نتایج نشان داد سرعت گام گروه تصویرسازی حرکتی به‌طور معناداری بیشتر از گروه مشاهده عمل و کنترل است، درحالی‌که بین سرعت گام گروه مشاهده عمل و کنترل تفاوت معناداری وجود نداشت. نمودار مربوط به سرعت گام در شرکت‌کنندگان سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در شکل ۳ ارائه شده است.



شکل ۳- سرعت گام گروه‌های تصویرسازی، مشاهده عمل و کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون

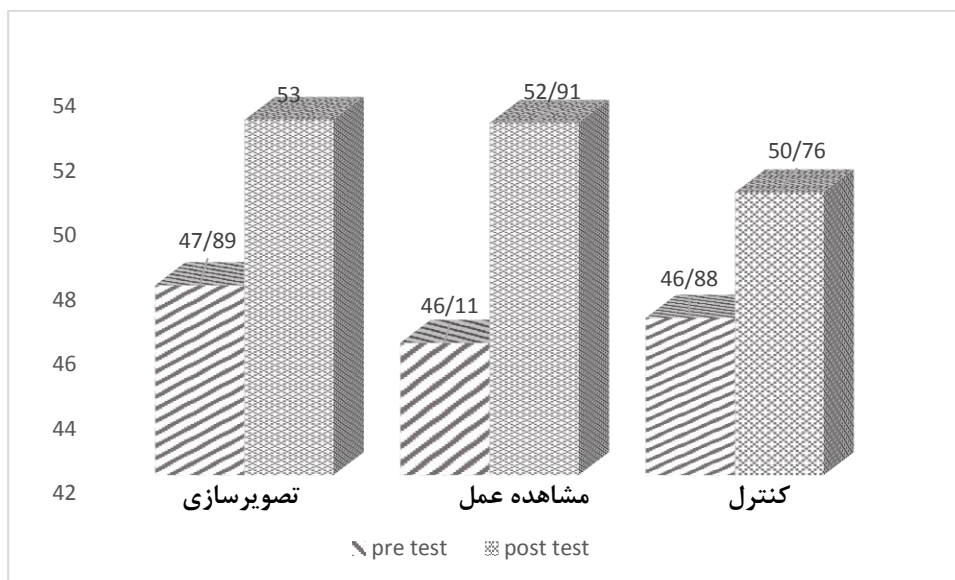
به منظور تعیین تأثیر تمرینات تصویرسازی حرکتی و تمرین مشاهده عمل بر طول گام از آزمون تحلیل واریانس مرکب با اندازه‌های تکراری استفاده شد. نتایج در جدول زیر ارائه شده است.

جدول ۸- نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب برای طول گام

شاخص عامل	مجموع مجذورات	df	میانگین مجذورات	F	P	مجذورات
آزمون	۲۸۷/۶	۱	۲۸۷/۶	۱۱/۷۶۳ *	۰/۰۰۴	۰/۴۷۵
گروه	۴۱/۴۴۲	۲	۲۰/۷۲۱	۰/۹۳۶	۰/۴۱۷	۰/۱۲۶
آزمون و گروه	۱۷/۸۴۲	۲	۸/۹۲۱	۰/۳۶۵	۰/۷۰۱	۰/۰۵۳

* در سطح $P \leq 0/01$ معنادار است.

نتایج جدول ۸ نشان می‌دهد اثر اصلی گروه و تعامل آزمون و گروه معنادار نیست، اما اثر اصلی آزمون به لحاظ آماری معنادار است. مقایسه میانگین‌ها در خصوص اثر اصلی آزمون نشان داد طول گام شرکت‌کنندگان در پس‌آزمون به‌طور معناداری بهتر از پیش‌آزمون است. نمودار مربوط به طول گام در شرکت‌کنندگان سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در شکل ۴ ارائه شده است.



شکل ۴- طول گام گروه‌های تصویرسازی، مشاهده عمل و کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون
نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب با اندازه‌های تکراری به منظور مقایسه ریتیم گام سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در جدول ۹ ارائه شده است.

جدول ۹- نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب برای ریتم گام

شاخص عامل	مجموع مجذورات	df	میانگین مجذورات	F	P	مجذورات اتا
آزمون	۴۱۳/۴	۱	۴۱۳/۴	* ۱۷/۳۹۹	۰/۰۰۱	۰/۵۳۶
گروه	۳۲۰/۳۸۹	۲	۱۰۱/۶۹۴	۰/۳۸۳	۰/۶۸۸	۰/۰۴۹
آزمون و گروه	۳۳۴/۰۵۶	۲	۱۶۷/۰۲۸	* ۶/۹۸	۰/۰۰۷	۰/۴۸۲

* در سطح $P \leq 0/01$ معنادار است.

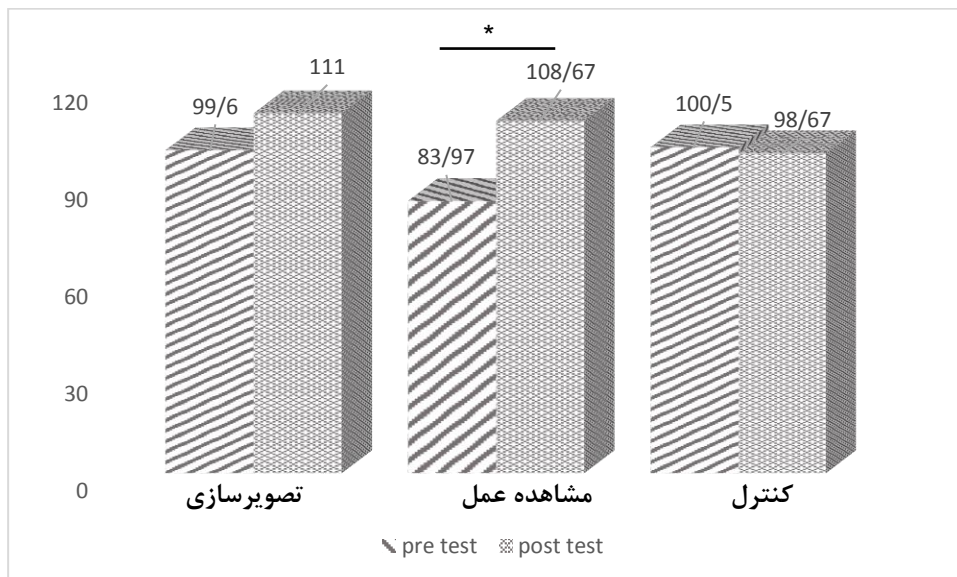
نتایج جدول ۹ نشان می‌دهد اثر اصلی گروه به لحاظ آماری معنادار نیست، در حالی که اثر اصلی آزمون و تعامل آزمون و گروه به لحاظ آماری معنادار است. مقایسه میانگین‌ها در مورد اثر اصلی آزمون نشان داد ریتم گام شرکت‌کنندگان در پس‌آزمون به‌طور معناداری بهتر از پیش‌آزمون است. همچنین اثر تعامل آزمون و گروه به لحاظ آماری معنادار است؛ به این معنا که بین ریتم گام سه گروه تصویرسازی حرکتی، مشاهده عمل و کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود دارد. با توجه به اینکه اثر تعامل گروه و آزمون معنادار است، از آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه برای مقایسه ریتم گام به تفکیک در پیش‌آزمون و پس‌آزمون با تعدیل آلفا به مقدار $0/025$ استفاده شد. نتایج، تفاوت معناداری بین ریتم گام سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان نداد. علاوه بر این به‌منظور تعقیب اثر تعامل از آزمون تی وابسته برای مقایسه عملکرد شرکت‌کنندگان هر سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون با تعدیل آلفا به مقدار $0/017$ استفاده شد. نتایج در جدول ۱۰ خلاصه شده‌اند.

جدول ۱۰- نتایج آزمون تی وابسته برای مقایسه ریتم گام سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون

شاخص گروه	اختلاف میانگین‌ها	df	t	P
تصویرسازی حرکتی	-۱۱/۳۳۳	۵	-۳/۳۹۰	۰/۰۱۹
مشاهده عمل	-۱۰/۸۳	۵	* -۴/۷۰۸	۰/۰۰۵
کنترل	۱/۸۳	۵	۰/۶۷۳	۰/۵۳۱

* در سطح $P \leq 0/017$ معنادار است.

نتایج آزمون تی وابسته در جدول فوق نشان می‌دهد در گروه مشاهده عمل، ریتم گام در پس‌آزمون، در مقایسه با پیش‌آزمون، افزایش داشته است، اما ریتم گام در گروه تصویرسازی حرکتی و کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری نداشت. نمودار مربوط به ریتم گام در شرکت‌کنندگان سه گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در شکل ۵ ارائه شده است.



شکل ۵- ریتم گام گروه‌های تصویرسازی، مشاهده عمل و کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از اجرای پژوهش حاضر تعیین تأثیر تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل بر تعادل، طول، سرعت و ریتم گام سالمندان مبتلا به سکته مغزی بود. نتایج آزمون تحلیل واریانس مرکب در مورد تعادل ایستا نشان داد اثر اصلی آزمون معنادار است؛ به عبارت دیگر، تعادل ایستای شرکت‌کنندگان در پس‌آزمون به‌طور معناداری بهتر از پیش‌آزمون بود. نتیجه پژوهش حاضر با پژوهش دچ و همکاران مبنی بر بهبود راه رفتن و توانایی تعادل در فاز بازگشت به حالت اولیه پس از سکته و نیز نتیجه پژوهش چو و همکاران در خصوص اثربخش بودن تمرینات تصویرسازی حرکتی همراه با تمرینات راه رفتن در بهبود تعادل و راه رفتن در بیماران سکته مزمن، در مقایسه با تمرینات راه رفتن به تنهایی هم‌خوان است (۲۱-۲۲)، ولی با نتایج پژوهش‌های ماروسیک و همکاران و براون و همکاران ناهمخوان است. ماروسیک و همکاران نشان دادند مشاهده و تصویرسازی بر بهبود تعادل تأثیر معناداری ندارد. همچنین براون و همکاران گزارش کردند تمرین تصویرسازی در بهبود عملکرد حرکتی بیماران مبتلا به پارکینسون مؤثر نبوده است (۲۷). علت ناهم‌سویی، جلسات تمرین، سن و وضعیت سلامت شرکت‌کنندگان است. همان‌طور که گفته شد، نظریه شبیه‌سازی ذهنی بیان می‌کند که تصویرسازی حرکت، مشاهده عمل و اجرای تکلیف شبکه‌ای عصبی-حرکتی را به‌طور مشابه فعال می‌کند. این فعالیت عصبی مشترک بین این فرایندها «هم‌ارزی کارکردی» نامیده می‌شود (۸-۹). شواهد بسیار

زیادی از سازوکارهای عصبی مشترک در نورون‌های آینه‌ای هنگام مشاهده عمل، تصویرسازی حرکتی و اجرای واقعی عمل حمایت می‌کنند (۱۴-۱۳). به نظر می‌رسد فعال‌سازی عصبی در حین تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل مانند اجرای واقعی عمل، از طریق ایجاد نوعی بازنمایی ذهنی مشابه در مغز بر تعادل اثرگذار است.

یافته دوم: نتایج مربوط به تعادل پویا نشان داد تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل به بهبود معنادار تعادل پویا در مقایسه با گروه کنترل منجر شده است. این نتیجه با نتیجه پژوهش سیرلی و همکاران (۲۰۱۴) هم‌راستا است. آن‌ها دریافتند هر سه گروه تصویرسازی، مشاهده و اجرای عمل در مدت‌زمان اجرای آزمون TUG پیشرفت معناداری داشتند و بخش نشستن تا بلند شدن در آزمون TUG در گروه تصویرسازی و حرکتی بهبودی معنادار داشت (۲۴). کیم و لی در پژوهشی نشان دادند مشاهده و تصویرسازی سبب می‌شود زمان اجرای آزمون TUG در مقایسه با گروه کنترل بهبودی معنادار یابد و تفاوت معناداری بین مشاهده و تصویرسازی مشاهده نشد (۲۵). تیا و همکاران در پژوهشی با عنوان «پیشرفت در عملکرد حرکتی از طریق تمرینات مشاهده‌ای در سالمندان» نشان داد مشاهده به بهبود توانایی‌های حرکتی در راه رفتن منجر می‌شود (۲۶) نتایج این پژوهش‌های با نتایج پژوهش حاضر هم‌راستا است. ادبیات پژوهش نشان می‌دهد ترکیب تمرین تصویرسازی و مشاهده‌ای با تمرین جسمانی مؤثرتر از تمرین جسمانی به‌تنهایی است. پروتکل استفاده‌شده در این پژوهش، با بهره‌گیری از اثر جمعی تمرینات شناختی و جسمانی، در مقایسه با تمرین جسمانی صرف، به بهبود تعادل پویا منجر شده است. در تصویرسازی راه رفتن، تأکید بر وضعیت و حرکت مفصل و اطلاعات حسی راه رفتن است و چنین پارامترهایی به‌شدت با حس عمقی^۱ در ارتباط است. بیماران مبتلا به سکتۀ مغزی در حس عمقی دچار نقص‌اند و برای حفظ تعادل بیشتر به کارکرد سیستم بینایی وابسته‌اند. به نظر می‌رسد تمرینات تصویرسازی حرکتی می‌تواند از طریق تحریک حس عمقی و تمرینات مشاهده‌ای با تأکید بر کسب اطلاعات لازم در حفظ تعادل از طریق سیستم بینایی، به بهبود تعادل منجر شود.

یافته سوم: در مورد سرعت و طول گام، نتایج نشان داد تصویرسازی حرکتی، مشاهده عمل و تمرین بدنی به پیشرفت معنادار سرعت و طول گام شرکت‌کنندگان منجر شده است. نتایج مقایسه بین گروهی همچنین نشان داد سرعت گام گروه تصویرسازی حرکتی به‌طور معناداری بیشتر از گروه مشاهده عمل و کنترل است. نتایج پژوهش حاضر، با نتایج پژوهش‌های دچ، چو و همکاران، سیرلی و همکاران، کیم و لی هم‌راستا است (۲۵-۲۴ و ۲۱-۲۲). یکی از دلایلی که می‌توان در خصوص اثربخش نبودن تمرین مشاهده‌ای بر بهبود شاخص‌های راه رفتن مطرح کرد این است که بر اساس نظر ویگنس

ورن^۱ و همکاران (۲۰۱۳)، میزان تحریک نورون‌های آینه‌ای در حین مشاهده عمل، نصف میزان تحریک این نورون‌ها در حین اجرا و تصویرسازی است. علاوه بر این، شرکت‌کنندگان به‌طور کامل در مشاهده تکلیف درگیر نمی‌شوند (۲۸). ویلیگر^۲ و همکاران (۲۰۱۱) در مطالعه خود نشان دادند وقتی فرد فعالانه در تکلیفی درگیر است، فعالیت قشر مغز در حین مشاهده آن تکلیف بیشتر است و هنگامی که فرد دچار حواس‌پرتی از تکلیف موردنظر شود، میزان فعالیت کاهش می‌یابد (۲۹).

یافته چهارم: در خصوص پارامتر ریتم گام، نتایج نشان داد ریتم گام در گروه مشاهده عمل در پس‌آزمون، در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری داشته است و از این نظر تفاوت معناداری بین سه گروه وجود نداشت. در این خصوص، نتیجه پژوهش حاضر با نتیجه پژوهش تیا و همکاران هم‌راستاست. نتیجه این پژوهش نشان داد مشاهده تأثیر معناداری بر بهبود توانایی‌های حرکتی در حین راه رفتن دارد (۲۶). نتیجه پژوهش سیرلی و همکاران نشان داد تصویرسازی و مشاهده عمل به بهبود معنادار تعداد گام در دقیقه منجر می‌شود که از این نظر با نتیجه پژوهش حاضر هم‌راستاست (۲۴)، اما در پژوهش حاضر تصویرسازی حرکتی موجب بهبود ریتم راه رفتن نشد. در پژوهش کیم و لی نیز بین مشاهده و تصویرسازی تفاوت معناداری مشاهده نشد (۲۵) که با نتیجه پژوهش حاضر در تناقض است. شواهد پژوهشی نشان می‌دهد مشاهده‌گر در نتیجه مشاهده مهارت، به‌صورت خودکار پدیده‌هایی را در مورد الگوی هماهنگی آن مهارت ادراک می‌کند (۵). مشاهده‌گر به‌طور اختصاصی برای تکامل الگوی حرکتی خود، جنبه‌های ثابت (وجه جوهری) الگوی هماهنگ حرکت را درک می‌کند و از آن استفاده می‌کند. فرضیه ادراک روابط تغییرناپذیر بیان می‌کند که در مشاهده الگوهای حرکتی، ویژگی‌های تغییرپذیر مانند سرعت حرکت عضو ادراک نمی‌شود، بلکه مشاهده‌گر رابطه زمانی تغییرناپذیر بین دو مؤلفه حرکت را به‌صورت مهم‌ترین اطلاعات ادراک می‌کند؛ به‌عبارت دیگر، در هر الگوی حرکتی، دستگاه بینایی به‌طور خودکار اطلاعات تغییرناپذیری را کشف می‌کند که به تعیین اجرای حرکت مربوط است. با توجه به اینکه در ریتم حرکت، روابط زمانی بین اجزای حرکت یا الگوی هماهنگ بین اجزا حائز اهمیت است؛ مشاهده عمل می‌تواند در مقایسه با مداخلات دیگر بیشترین اثربخشی را داشته باشد (۵).

در این پژوهش، محدودیت‌هایی نیز وجود داشت که از جمله آن‌ها می‌توان به حجم نمونه اشاره کرد. با توجه به تعداد کم بیماران مبتلا به سکتة مغزی که در دسترس در این پژوهش بود، پیشنهاد می‌شود از نمونه‌ای بزرگ‌تر استفاده شود. علاوه بر این، مدت‌زمان بازگشت این افراد به حالت اولیه پس از سکتة مغزی در این پژوهش لحاظ نشد؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آتی رابطه بازگشت

1. Vigneswaran
2. Villiger

به حالت اولیه کوتاه‌مدت و بلندمدت بیماران با اثربخشی مداخلات شناختی مطالعه شود. پژوهش حاضر روی سالمندان مرد مبتلا به سکته مغزی انجام شد و نتایج آن به جامعه مبتلایان جوان و همچنین زنان قابل‌تعمیم نیست؛ از این رو پژوهش روی این جامعه پیشنهاد می‌شود. در پژوهش حاضر به دلیل محدودیت زمانی، از آزمون یادداری به‌منظور سنجش میزان یادداری مداخلات استفاده نشد و پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های بعد از آزمون یادداری استفاده شود. با توجه به اینکه معیار استاندارد برای زمان مشاهده و تصویرسازی حرکتی وجود ندارد، پژوهش‌های آتی می‌توانند به تعیین زمان و یا تعداد تکرار بهینه برای مشاهده و تصویرسازی حرکتی بپردازند و در نهایت به دلیل افزایش میزان اعتبار داده‌ها، پیشنهاد می‌شود از ابزارهای دقیق‌تر مانند دستگاه تحلیل‌گر سه‌بعدی حرکت استفاده شود. نتایج پژوهش حاضر نکاتی کاربردی برای کاردرمان‌گرها دارد. یافته‌های پژوهش حاضر پیشنهاد می‌کنند مشاهده عمل و تصویرسازی حرکتی می‌توانند با کاهش زمان دوره توان‌بخشی، تعادل و پارامترهای راه رفتن را بهبود بخشند و در نهایت خطر افتادن را در سالمندان مبتلا به سکته مغزی کاهش دهند.

منابع

1. Wood-Dauphinee S. The epidemiology of stroke: relevance for physical therapists. *Physiother Can.* 1985; 37:377-86.
2. Gholami Borujeni B, Ghasemi B. The effect of closed kinetic chain exercises on the static and dynamic balance of Stroke patients. *Iranian journal of rehabilitation research in nursing.* 2015. 1(4). 31-39. (in Persian)
3. Niam S, Cheung W, Sullivan PE, Kent S and Gu X. Balance and physical impairments after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 1227-1233.
4. VanSwearingen J M, Perera S, Brach J S, Wert D, & Studenski S A. Impact of Exercise to Improve Gait Efficiency on Activity and Participation in Older Adults With Mobility Limitations: A Randomized Controlled Trial. *Phys. Ther.* 2011; 91(12), 1740-1751.
5. Magill RA. *Motor learning and control. Concepts and Applications.* 5th. Ed: New York; McGraw-Hill. 2011.
6. Gonzalez-Rosa J J, Natali F ,Tettamanti A, Cursi M, Velikov ,S, Comi G. ... & Leocani L .Action observation and motor imagery in performance of complex movements: evidence from EEG and kinematics analysis. *Behav. Brain Res.* 2015: 281, 290-300.
7. Eaves DL, Riach M, Holmes P S & Wright DJ. Motor imagery during action observation: A brief review of evidence, theory and future research opportunities. *Front. Hum. Neurosci.* 2016: 21.
8. Jeannerod M. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition. *Neuroimage.* 2001: 14(1), 103-109.
9. Holmes P, & Calmels C. A neuroscientific review of imagery and observation use in sport. *J. Mot. Behav.* 2008: 40(5), 433-445.

10. Kim T H, & Cruz A. Differences in brain activation during motor imagery and action observation of golf putting. *SCI RES ESSAYS*. 2011: 6(15), 3132-3138.
11. Filimon F, Nelson J D, Hagler D J, & Sereno M I. Human cortical representations for reaching: mirror neurons for execution, observation, and imagery. *Neuroimage*. 2007: 37(4), 1315-1328.
12. Lorey B, Naumann T, Pilgramm S, Petermann C, Bischoff M, Zentgraf K, & Munzert J. How equivalent are the action execution, imagery, and observation of intransitive movements? Revisiting the concept of somatotopy during action simulation. *Brain Cogn*. 2013: 81(1), 139-150.
13. Rizzolatti G. The mirror neuron system and its function in humans. *ANAT EMBRYOL*. 2005: 210(5-6), 419-421.
14. Rizzolatti G, Fogassi L, & Gallese V. Neurophysiological mechanisms underlying the understanding and imitation of action. *Nat. Rev. Neurosci*. 2001: 2(9), 661-670.
15. Cheng Y, Lee P L, Yang C Y, Lin C P, Hung D, & Decety J. Gender differences in the mu rhythm of the human mirror-neuron system. *PLoS One*. 2008: 3(5), e2113.
16. Malouin F, Richards CL. Mental practice for relearning locomotor skills. *Phys Ther*. 2010: 90:240 – 251.
17. Miyai I, Tanabe HC, Sase I, et al. Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *Neuroimage*. 2001:14:1186 – 1192.
18. Fadiga L, Fogassi L, Pavesi G, Rizzolatti G. Motor facilitation during action observation: a magnetic stimulation study. *J Neurophysiol*. 1995: 73(6):2608-11.
19. Decety J, Sjöholm H, Ryding E, Stenberg G, Ingvar DH. The cerebellum participates in mental activity: tomographic measurements of regional cerebral blood flow. *Brain Res*. 1990: 535(2):313-7.
20. Grafton ST, Arbib MA, Fadiga L, Rizzolatti G. Localization of grasp representations in humans by positron emission tomography. 2. Observation compared with imagination. *Exp Brain Res*. 1996: 112(1):103-11.
21. Deutsch JE, Maida I, Dickstein R. Patient-centered integrated motor imagery delivered in the home with tele rehabilitation to improve walking after stroke. *Phys Ther*. 2012: 92:1065-1077
22. Cho H, Kim J, & Lee G. Effects of motor imagery training on balance and gait abilities in post-stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin. Rehabil*. 2013: 27(8) 675- 680.
23. Dickstein R, Dunskey A, & Marcovitz E. Motor imagery for gait rehabilitation in post-stroke hemiparesis. *Phys. Ther*. 2004: 84(12), 1167-1177.
24. Cirelli M F, Fetner B, Ismaili L, and Jordan D. Motor Imagery and Action Observation as an Alternative Gait Training Intervention for the Elderly. 2014. CUNY Academic Works. https://academicworks.cuny.edu/gc_etds/811
25. Kim J, & Lee B. Action observation training for functional activities after stroke: a pilot randomized controlled trial. *Neurorehabilitation*. 2013: 33(4), 565-574.
26. Tia B, Mourey F, Ballay Y, Sirandré C, Pozzo T, & Paizis C. Improvement of motor performance by observational training in elderly people. *Neurosci. Lett*. 2010: 2(480), 138-142.

27. Marusic U, Grosprêtre S, Paravlic A, Kovač S, Pišot R, and Taube W. Motor Imagery during Action Observation of Locomotor Tasks Improves Rehabilitation Outcome in Older Adults after Total Hip Arthroplasty. *Neural Plast.* 2018:1-9.
28. Vigneswaran G, Philipp R, Lemon R N, & Kraskov A. M1 Corticospinal Mirror Neurons and Their Role in Movement Suppression during Action Observation. *Current Biology* 2013: 23(3), 236-243.
29. Villiger M, Chandrasekharan S & Welsh T. Activity of human motor system during action observation is modulated by object presence. *Experimental Brain Research.* 2011: 209(1), 85-93.

ارجاع دهی

حاتمی فرزانه، صمدی هادی، سالاری جوبانی مستانه. تأثیر تصویرسازی حرکتی و مشاهده عمل بر تعادل، طول، سرعت و ریتم گام سالمندان مبتلا به سکته مغزی. *مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۸۳-۱۰۲.*
شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9503.1444

Aliza Hatami F, Samadi H, Salari Joubani M. The Effect of Motor Imagery and Action Observation on Balance, Gait Length, Speed and Rhythm in Elderly Post Stroke. *Sport Medicine Studies.* Spring & Summer 2020; 11 (26): 83-102. (Persian).
Doi: 10.22089/smj.2021.9503.1444

اثر شش هفته تمرین قدرتی بر برخی ویژگی‌های بیومکانیکی مفصل زانو در افراد مبتلا به دیابت نوع ۲

حمیدرضا نوروزی^۱، لیلا یوزباشی^۲، اکرم کریمی اصل^۳

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه زنجان، زنجان، ایران (نویسنده مسئول)

۲. استادیار آسیب‌شناسی ورزشی، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه زنجان، زنجان، ایران

۳. استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه زنجان، زنجان، ایران

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۹/۰۸

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۱/۲۶

چکیده

کاهش قدرت عضلانی اندام تحتانی از جمله اختلالات ناشی از دیابت نوع ۲ است. هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک دوره تمرینات قدرتی بر برخی پارامترهای بیومکانیکی مفصل زانو در افراد مبتلا به دیابت نوع ۲ بود. در این مطالعه ۲۴ بیمار مبتلا به دیابت نوع ۲ در دو گروه کنترل (۱۲ نفر) و تمرین (۱۲ نفر) شرکت کردند. قبل و بعد از اعمال شش هفته تمرینات قدرتی، متغیرهای پژوهش با استفاده از دینامومتر ایزوکینتیک اندازه‌گیری شدند. نتایج نشان داد بین حداکثر گشتاور کانستریک خم و باز شدن زانو و زمان رسیدن به حداکثر گشتاور کانستریک خم و باز شدن زانوی دو گروه اختلاف معناداری وجود دارد. به نظر می‌رسد تمرینات قدرتی می‌تواند با افزایش حداکثر گشتاور کانستریک زانو و کاهش زمان رسیدن به اوج گشتاور، ظرفیت تولید نیرو و عملکرد عصبی - عضلانی بیماران مبتلا به دیابت نوع ۲ را بهبود بخشد.

واژگان کلیدی: تمرین قدرتی، حداکثر گشتاور، زمان رسیدن به حداکثر گشتاور، دیابت نوع ۲

1. Email: norouzihr@gmail.com

2. Email: l.youzbashi@znu.ac.ir

3. Email: karimiasl@znu.ac.ir

مقدمه

بیماری دیابت یکی از معضلات اساسی و جدی در زمینه سلامت انسان به شمار می‌آید. شیوع دیابت در نیمه دوم قرن بیستم در کشورهای پیشرفته و در حال توسعه، موازی با پیشرفت‌های اقتصادی-اجتماعی و تغییر در سبک زندگی به سرعت رو به افزایش است (۱). در سال ۲۰۱۹ حدود ۴۲۵ میلیون نفر (۸/۸٪ افراد بالغ جهان) در دنیا مبتلا به دیابت تشخیص داده شده‌اند که پیش‌بینی می‌شود این رقم تا سال ۲۰۴۵ به ۶۲۹ میلیون نفر در دنیا برسد (۲). در ایران این نسبت بین افراد ۲۰ تا ۷۹ ساله در سال ۲۰۱۹، حدود ۹/۶٪ بوده که با سرعتی چشم‌گیر در حال افزایش است (۳). دیابت نوع دو بیماری متابولیک نظام‌مندی است که بر اثر عوامل ژنتیکی (اختلال در ترشح انسولین و مقاومت به انسولین) (۴) و عوامل محیطی (مانند چاقی، رژیم غذایی نامناسب، کاهش فعالیت فیزیکی، استرس و همچنین پیری) به وجود می‌آید (۵-۸). دیابت در واقع اختلال در هموستاز گلوکز در بدن است که با سه نوع ناهنجاری پاتوفیزیولوژیک اختلال در ترشح انسولین، مقاومت محیطی به انسولین و تولید بیش‌ازحد گلوکز به وسیله کبد مشخص می‌شود (۹). دیابت نوع دو بافت‌های متعددی را در بدن تحت تأثیر قرار می‌دهد؛ از جمله عضلات، اعصاب و عروق و در صورتی که بیماری کنترل نشود به اختلالات میکروواسکولار^۱ (نوروپاتی^۲، نفروپاتی^۳ و رتینوپاتی^۴)، اختلالات ماکروواسکولار^۵ (مشکلات قلبی عروقی)، ضعف عضلانی (۱۰)، آسیب سیستم حرکتی، قطع عضو و نهایتاً مرگ زودرس منجر می‌شود (۶، ۱۱، ۱۲).

افراد مبتلا به دیابت نوع دو، در مقایسه با افراد غیردیابتی، بیشتر در معرض ناتوانی حرکتی قرار دارند. یکی از علل مهم این ناتوانی، ضعف عضلانی در بیماران دیابتی است، به طوری که مطالعات کاهش ۳۰ تا ۵۰ درصدی در قدرت عضلات مچ پا و زانو را گزارش کرده‌اند (۱۳). شواهد آماری اخیر نشان می‌دهد تمرینات مقاومتی می‌تواند از کاهش توده عضلانی در افراد جلوگیری و پلاستیسیته^۶ و ظرفیت هایپرتروفی^۷ را در عضلات افراد میان‌سال حفظ کند (۱۴، ۱۵). همچنین این تمرینات به دلیل افزایش در زاویه پنیشن^۸ (زاویه اتصال فیبر عضلانی منفرد به تاندون مرکزی)، سطح مقطع فیزیولوژیکی عضله را تغییر می‌دهند و با این تغییر، معماری عضله، ظرفیت تولید نیرو

-
1. Microvascular
 2. Neuropathy
 3. Nephropathy
 4. Retinopathy
 5. Macrovascular
 6. Plasticity
 7. Hypertrophy
 8. Pinnation Angel

در عضله را افزایش می‌دهند (۱۶). شواهد نشان می‌دهند فعالیت عضلات پس از برنامه تمرین قدرتی، به دلیل افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی و نرخ آتش^۱ واحدهای حرکتی افزایش می‌یابد (۱۷). مطالعات زیادی گزارش کرده‌اند که به دنبال تمرینات قدرتی، به‌ویژه در ۳-۴ هفته ابتدایی تمرین، سطح فعالیت عضلات افزایش می‌یابد که شواهدی بر سازگاری‌های عصبی حاصل از اعمال تمرینات قدرتی است (۱۷، ۱۸).

از طرفی، مطالعات متعددی نشان داده‌اند فعالیت بدنی و ورزش در بهبود عوارض دیابت نوع دو از جمله ضعف عضلانی نقشی مؤثر دارد (۱۹-۲۱). دستورالعمل‌های کنونی انجمن دیابت آمریکا (ADA)^۲، انجمن مطالعات دیابت اروپا (EASD)^۳ و کالج پزشکان آمریکا (ACP)^۴ همه بر اهمیت درمانی مداخلات ورزشی در درمان دیابت نوع دو تأکید می‌کنند (۲۲-۲۴). ADA اظهار می‌کند «برای بهبود کنترل قند خون، کنترل وزن مناسب و کاهش خطر بیماری‌های عروق مغزی، فعالیت بدنی هوازی متوسط یا شدید توصیه می‌شود». علاوه بر این، دستورالعمل ADA از سال ۲۰۰۶ به‌صراحت بر کاربرد تمرینات قدرتی در بیماران دیابتی تأکید کرده (۲۴)، ولی این دستورالعمل جزئیاتی درباره شدت و نوع ورزش قدرتی برای بهره‌وری بیشتر اعلام نکرده است. اگرچه برخی مزایای متابولیک و مورفولوژیک تمرینات قدرتی بر افزایش توده عضلات اسکلتی در برابر توده چربی (۲۵) بهبود ظرفیت دسترسی به گلوکز (۲۲، ۲۶)، ظرفیت عملکردی و افزایش کیفیت زندگی و پیشگیری از سارکوپنیا^۵ (۲۵) در بیماران دیابتی مطرح شده است.

ضعف عضلانی و آتروفی ایجادشده در اندام تحتانی بیماران دیابتی می‌تواند خطر سقوط را در آن‌ها افزایش دهد (۲۷). رضائیان و همکاران (۱۳۹۵) با بررسی پارامترهای فضایی-زمانی راه رفتن نشان دادند ریتم راه رفتن، طول گام و سرعت در افراد دیابتی کاهش می‌یابد (۲۸). بنابراین، بهبود قدرت عضلانی با تأکید بر متغیرهای بیومکانیکی می‌تواند کمک‌کننده باشد. گشتاور خم شدن و باز شدن مفصل یکی از متغیرهای مهم حرکتی برای تجزیه و تحلیل بیومکانیکی است (۲۹)، اما با این حال، اطلاعات اندکی درباره اثرات تمرینات قدرتی بر ویژگی‌های بیومکانیکی عضله در بیماران دیابتی موجود است. همچنین درک دقیقی از ویژگی‌های تمرینات قدرتی و سازوکار سازگاری آن با توجه به وضعیت، شدت و مدت‌زمان ابتلا به بیماری دیابت وجود ندارد. بنابراین بررسی تأثیر تمرینات قدرتی بر بیماران دیابتی و طراحی برنامه‌های تمرینی مؤثر با حداقل عوارض در این بیماران اهمیت زیادی

-
1. Firing rate
 2. American Diabetes Association (ADA)
 3. European Association for the Study of Diabetes (EASD)
 4. American College of Physicians (ACP)
 5. Sarcopenia

دارد. همچنین درگیری و ضعف عضلانی در بیماران مبتلا به دیابت نوع دو عمدتاً در اندام تحتانی مشاهده می‌شود و این اختلال از دیستال به پروگزیمال ایجاد می‌شود به این معنا که ضعف عضلات دیستال به تغییر در بار کار مفصل از دیستال به پروگزیمال منجر می‌شود (۳۰، ۳۱). بنابراین به نظر می‌رسد بررسی ویژگی‌های ایزوکینتیکی از جمله حداکثر گشتاور کانسنتریک و مدت‌زمان رسیدن به حداکثر گشتاور عضلات خم‌کننده و بازکنند زانو با استفاده از دستگاه ایزوکینتیک به دنبال یک دوره تمرینات قدرتی، می‌تواند شاخصی از تأثیر تمرینات قدرتی بر تغییرات بیومکانیکی و چگونگی تغییرات تولید نیروی عضلانی در بیماران مبتلا به دیابت نوع دو فراهم آورد.

روش پژوهش

جامعه آماری پژوهش شامل کلیه بیماران زن مبتلا به دیابت نوع دو (غیروابسته به انسولین)، مراجعه‌کننده به مراکز درمانی شهر تهران بود که توسط پزشک متخصص تشخیص قطعی داده شده و تحت درمان بودند. از میان این افراد، ۲۴ نفر بدون سابقه ابتلا به بیماری نورولوژیکی محیطی و مرکزی، ضایعات ارتوپدی اخیر، رتینوپاتی، زخم پا، نارسایی کلیوی، کبدی، تنفسی، قلبی و کم‌کاری و پرکاری تیروئیدی درمان نشده و فشار خون بالا (بر اساس معاینه و تشخیص پزشک) و اعتیاد به مواد اعتیادآور و الکل (بر اساس گزارش فرد)، به صورت هدفمند انتخاب و سپس به صورت تصادفی به دو گروه تجربی (۱۲ نفر) و گروه کنترل (۱۲ نفر) تقسیم شدند. تعداد نمونه‌ها بر اساس متوسط تعداد شرکت‌کنندگان در مطالعات قبلی و با توجه به محدودیت تعداد افراد علاقه‌مند به شرکت در طرح تمرینی، تعیین شد. قند خون ناشتا همه آزمودنی‌ها ۱۱۰-۱۵۰ بود و داروهای خوراکی کنترل دیابت مصرف می‌کردند (داروهای مصرفی در حین مطالعه هیچ‌گونه تغییری نکردند) و دست‌کم ۵ سال از ابتلای آن‌ها به این بیماری گذشته بود. همچنین، هیچ‌کدام از آزمودنی‌ها تا ۶ ماه قبل از ورود به مطالعه، ورزش خاصی را به صورت حرفه‌ای یا منظم انجام نمی‌دادند.

پس از ارجاع بیماران توسط متخصص، روند کامل پژوهش برای بیماران توضیح داده شد و فرم رضایت آگاهانه برای ورود به پژوهش از تمام افراد دریافت شد. آزمودنی‌های هر دو گروه در ابتدای ورود به مطالعه و پس از ۶ هفته ارزیابی شدند. گروه تجربی در مدت ۶ هفته، تمرینات قدرتی را مطابق با پروتکل تمرینی پژوهش انجام دادند، در حالی که گروه کنترل در این مدت هیچ‌گونه تمرینی انجام ندادند و از آن‌ها خواسته شد سطح فعالیت فیزیکی و داروهای مصرفی را بدون تغییر حفظ کنند.

پروتکل تمرینات قدرتی در این مطالعه بر اساس روش هرمی معکوس^۱ به مدت ۶ هفته و به صورت ۳ روز غیر متوالی در هفته در نظر گرفته شد (۳۲). هر جلسه تمرین شامل ۳ تا ۵ ست بود که هر ست با کاهش وزن بار و افزایش تکرار نسبت به ست قبلی همراه بود. از مهم‌ترین مزایای این روش کمترین میزان ایجاد خستگی و کاهش خطر آسیب است که در افراد سالمند یا آسیب‌دیده نیز توصیه شده است. به‌منظور خالص بودن جزء قدرتی تمرین و حفظ شدت در محدوده توصیه‌ی ADA و ایجاد حداکثر سازگاری عصبی-عضلانی، شدت تمرین در ست اول ۸۰٪ یک تکرار بیشینه (IRM)^۲ با ۶ تکرار در نظر گرفته شد و به‌تدریج از شدت تمرین در هر ست کاسته و بر تعداد تکرار افزوده شد. ست دوم با ۸ تکرار و ۷۰٪ IRM انجام شد و ست آخر با ۱۲ تکرار و ۶۰٪ IRM انجام شد. بین هر ست ۲ دقیقه استراحت در نظر گرفته می‌شد تا ضربان قلب افزایش نیابد و از اثرات استقامتی تمرین پیشگیری شود. به‌منظور تعیین میزان وزنه، هر هفته دوباره IRM اندازه‌گیری شده و پروتکل تمرینات طبق آن انجام شد. تمرینات با درگیر کردن گروه‌های عضلانی بزرگ اندام تحتانی و تحت نظارت و با دستگاه تمرین درمانی تکنوجیم^۳ در محل فدراسیون پزشکی ورزشی انجام شد. قند خون، فشار خون و ضربان قلب بیماران قبل و بعد از هر جلسه تمرین ثبت شد. به‌منظور ارزیابی ایزوکینتیکی از دستگاه ایزوکینتیک مدل هوماک نورم^۴ (۲۰۰۹) استفاده شد. قبل از شروع آزمون فرد روی صندلی ایزوکینتیک قرار گرفت و پس از آشنا شدن با روش کار، شاخص-های ایزوکینتیکی گشتاور فلکشن و اکستنشن زانو از پای غالب که با ضربه‌ی توپ تعیین می‌شد، ارزیابی شد. با توجه به تأثیر جاذبه بر اندازه‌ی گشتاور در این دستگاه، اصلاح اثر جاذبه با وزن کردن اندام به‌طور خودکار به‌وسیله‌ی دستگاه انجام شد. نوع انقباض آزمون در این مطالعه کانسنتریک تعیین شد و پارامترهای ایزوکینتیک در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه برای مفصل زانو در هر دو جهت فلکشن و اکستنشن در دامنه‌ی ۹۰ درجه فلکشن تا ۱۷۰ درجه اکستنشن اندازه‌گیری شد. با توجه به اینکه بر اساس منحنی نیرو-زمان عضله، در سرعت‌های حرکتی کمتر، فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر است و با افزایش سرعت، گشتاور حداکثر کاهش می‌یابد؛ ارزیابی‌ها در سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه انجام گرفت (۳۳). در حین انجام آزمون، افراد با بازخورد شنیداری به اعمال حداکثر نیروی خم و راست کردن زانو تشویق می‌شدند. هر آزمون پنج بار تکرار و میانگین هر پنج تکرار ثبت شد. حداکثر گشتاور^۵ مهم‌ترین پارامتر آزمون ایزوکینتیک است که در انقباض کانسنتریک قابل‌محاسبه

-
1. Reversed Pyramid Training
 2. 1 Repetition Maximum
 3. Technogym
 4. HUMAC NORM
 5. Peak Torque

است. علاوه بر این، پارامتر مدت زمان رسیدن به حداکثر گشتاور^۱ نیز در هر بار تکرار از طریق منحنی نیروزاویه مفصلی با استفاده از نرم افزار دستگاه محاسبه شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد و اطلاعات به دست آمده با استفاده از آزمون تحلیل کوواریانس در سطح معناداری $p=0/05$ تجزیه و تحلیل شد.

یافته‌ها

جدول ۱ ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها را به تفکیک گروه‌ها نشان می‌دهد. اختلاف اندک این مقادیر نشانگر همگن بودن گروه‌هاست.

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

گروه	تعداد	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI
تجربی	۱۲	۵۲/۶۷±۴/۶۵	۱۶۵/۱۰±۶/۲۲	۷۰/۵۰±۱۰/۹۵	۲۶/۰۱±۴/۸۹
کنترل	۱۲	۵۱/۶۷±۲/۹۳	۱۶۵/۶۷±۹/۴۴	۶۹/۵۸±۱۱/۳۹	۲۵/۴۱±۴/۳۵
sig		۰/۵۴	۰/۷۵	۰/۸۴	۰/۷۵

نتایج نشان داد پس از خارج کردن اثر متغیر کووریت، در حداکثر گشتاور کانسنتریک خم شدن ($p=0/021$) و حداکثر گشتاور کانسنتریک باز شدن زانو ($p=0/032$) بین دو گروه تجربی و کنترل اختلاف معناداری وجود داشت؛ به عبارت دیگر، تمرینات قدرتی تأثیر معناداری بر این متغیرها داشته است. همچنین، اختلاف زمان رسیدن به حداکثر گشتاور کانسنتریک خم ($p=0/009$) و باز شدن زانو ($p=0/005$) نیز بین دو گروه معنادار بود و متغیرهای فوق نیز تحت تأثیر تمرینات قدرتی قرار گرفته بودند، به طوری که انجام تمرینات قدرتی به کاهش زمان رسیدن به حداکثر گشتاور خم و باز شدن زانو منجر شده بود. نتایج بررسی تأثیر تمرینات قدرتی بر متغیرهای مورد نظر پژوهش در جدول ۲ آمده است.

1. Time to Peak Torque

جدول ۲- نتایج آزمون تحلیل کوواریانس برای بررسی اثر تمرینات قدرتی بر متغیرهای وابسته

متغیر	حرکت	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	F	P	اندازه اثر
حداکثر گشتاور	خم شدن زانو	تجربی	۱۰۹/۷۵ ± ۳۶/۷۶	۶/۲۴	۰/۰۲۱	۰/۲۳
		کنترل	۷۹/۳۳ ± ۱۸/۵۷			
باز شدن زانو	باز شدن زانو	تجربی	۱۵۹/۱۰ ± ۳۶/۷۶	۵/۲۵	۰/۰۳۲	۰/۱۰
		کنترل	۱۴۰/۳۳ ± ۱۵/۵۴			
زمان رسیدن به حداکثر گشتاور	خم شدن زانو	تجربی	۰/۶۷ ± ۰/۴۶	۸/۴۱	۰/۰۰۹	۰/۳۲
		کنترل	۰/۹۶ ± ۰/۲۹			
باز شدن زانو	باز شدن زانو	تجربی	۰/۷۸ ± ۰/۳۹	۹/۷۶	۰/۰۰۵	۰/۳۸
		کنترل	۱/۶۷ ± ۰/۷۲			

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک دوره تمرینات قدرتی بر برخی پارامترهای بیومکانیکی گشتاور خم و باز شدن زانو در افراد مبتلا به دیابت نوع ۲ بود. نتایج نشان داد، بین حداکثر گشتاور کانسنتریک خم شدن و باز شدن زانو در دو گروه کنترل و تجربی در پس‌آزمون اختلاف معناداری وجود دارد. افراد مبتلا به دیابت نوع ۲ علاوه بر مقاومت به انسولین مستعد ضعف جسمانی مرتبط با دیابت‌اند. اختلال در عملکرد حرکتی، کاهش قدرت و توده عضلانی و خطر زیاد سقوط و شکستگی - های استخوانی در افراد مبتلا به دیابت نوع ۲ گزارش شده است (۳۴). اگرچه کاهش توده عضلانی و افزایش بافت چربی از تغییرات مرتبط با افزایش سن است، با این حال دیابت نوع ۲ کاهش قدرت و توده عضلات اسکلتی در سالمندان را شتاب می‌بخشد. از آنجا که عضلات اسکلتی بافت اصلی مصرف‌کننده گلوکز از خون است؛ بنابراین کاهش توده عضلات اسکلتی ممکن است با افزایش سن، مقاومت به انسولین را بیشتر کند (۳۵). به‌طور کلی فاکتورهایی از قبیل نوع فیبر عضلانی، اندازه فیبر عضلانی، پتانسیل غشاء، غلظت یون‌های درون‌عضلانی و گنجایش پمپ سدیم-پتاسیم می‌تواند در پی تمرین قدرتی دستخوش تغییر شود که این عوامل احتمالاً پتانسیل عمل فیبر و سطح فعالیت عضله را تغییر می‌دهند. گزارش مطالعات پیشین نشان می‌دهد تمرینات مقاومتی بیشترین اثربخشی را در دوره میان‌سالی افراد مبتلا به دیابت دارند (۱۷، ۱۸) که با جامعه هدف پژوهش حاضر تناسب دارد، همچنین پولتو^۱ و همکاران (۲۰۰۸) با بررسی اثر تمرینات ایزوکنتریک اکسنتریک زانو بر افراد سالم به این نتیجه رسیدند که این تمرینات گشتاور بازکننده‌ها را افزایش داده است که با نتیجه

مطالعه حاضر هم‌خوانی دارد، اگرچه تأثیر آن بر الگوی راه رفتن ناچیز بوده است. به نظر می‌رسد تمرین خم‌کننده‌ها، به‌عنوان مکملی برای تمرین بازکننده‌ها، برای تعادل بین آگونیسست‌ها و آنتاگونیست‌های زانو ضروری است (۳۶)؛ بنابراین با توجه به نتایج شش هفته برنامه تمرین قدرتی که روی تمامی گروه‌های عضلانی انجام شده است، حداکثر گشتاور کانسنتریک اکستنشن زانو در افراد مبتلا به دیابت نوع ۲ افزایش یافته است.

نتایج نشان داد یک دوره تمرینات قدرتی بر زمان رسیدن به حداکثر گشتاور کانسنتریک خم شدن و باز شدن زانو در افراد مبتلا به دیابت نوع ۲ تأثیرگذار است. گزارش مطالعات پیشین نشان می‌دهد سرعت هدایت عصبی و چگالی فیبرها و واحدهای حرکتی در افراد مبتلا به دیابت نوع ۲ کاهش می‌یابد (۳۷). مطالعه‌ای ضمن مقایسه سطح فعالیت الکترومایوگرافیک عضله واستوس لترالیس^۱ بین افراد مبتلا به دیابت نوع ۲ و افراد سالم دریافت آنتروپی^۲، به‌عنوان علامتی برای ناهماهنگی عضلانی، در افراد مبتلا به دیابت بیشتر است و همچنین هم‌زمانی واحدهای حرکتی در افراد مبتلا به دیابت به‌طور معناداری از افراد سالم کمتر است (۳۱). عضلات اسکلتی به‌وسیله بافت پیوندی پوشش داده شده‌اند که می‌تواند نقشی مهم در انتقال نیرو به تاندون ایفا کند و از طرفی آرایش بافت پیوندی نسبت به فیبرهای عضلانی منفرد در تولید نیرو اثرگذار است. شواهد علمی حاکی از این است که تمرینات قدرتی، در بافت پیوندی موجود در مجموعه عضلانی شامل اجزای الاستیک سری و موازی را تغییراتی مطلوب ایجاد می‌کند. در همین خصوص، هندساکر^۳ و همکاران (۲۰۱۶) دریافتند تمرینات قدرتی موجب سفت‌تر شدن تاندون و در نتیجه افزایش ضریب یانگ یا شیب منحنی تنش-کرنش می‌شود. افزایش سفتی تاندون روی زمان لازم برای کشش اجزای الاستیک سری اثر می‌گذارد و موجب کاهش تأخیر الکترومکانیکی و افزایش نرخ توسعه نیرو می‌شود؛ بنابراین افزایش سرعت اعمال نیرو را در پی دارد. همچنین افزایش سفتی تاندون به کاهش کشیدگی تاندون و احتمالاً تغییر ویژگی‌های طول-تنش در عضله تمرین کرده منجر می‌شود (۳۸).

آندرسون^۴ و همکاران (۲۰۰۹) پی بردند فعالیت نوروتروفیک‌های^۵ پایانه‌های اعصاب حرکتی و سمپاتیک مانند نوروتروپین^۶ ۳ و ۴ در بیماران مبتلا به دیابت نوع ۲ کمتر از افراد سالم است، همچنین بیان کردند که بین کاهش فعالیت این نوروپپتیدها و شدت ضعف عضلانی در عضله

-
1. Vastus Lateralis
 2. Entropy
 3. Handsaker
 4. Andreassen
 5. Neurotrophic
 6. Neurotrophin

مورد بررسی یعنی گاستروکنمیوس^۱ ارتباط معناداری وجود دارد (۳۷)؛ بنابراین در بیماران مبتلا به دیابت، تغذیه عصبی پیوندگاه عصبی-عضلانی برای آتش کردن واحدهای حرکتی مختل می‌شود و شاید عاملی در کاهش کیفیت و اختلال در فعالیت عضله باشد. از طرفی دیگر نبود فعالیت فیزیکی با کاهش قدرت و توده عضلانی ارتباطی نزدیک دارد. دو عامل خطرزای مهم در پیشرفت، دیابت به‌ویژه در سالمندان، چاقی مرکزی و نداشتن فعالیت بدنی است که می‌تواند از طریق کاهش حمایت عروقی و نورویاتی محیطی شدت دیابت نوع ۲ را افزایش دهد (۳۹).

از طرف دیگر، سازگاری تمرینات قدرتی اغلب به الگوی حرکت، سرعت، نوع انقباض و میزان نیروی استفاده‌شده حین تمرین وابسته است که نشان‌دهنده نقش برجسته سازگاری‌های عصبی حاصل از تمرینات مقاومتی، به‌ویژه در هفته‌های آغازین انجام برنامه تمرینی است. بخشی از این سازگاری‌ها شامل کاهش زمان واکنش عضله به تحریک، افزایش نرخ فراخوانی واحدهای حرکتی و افزایش سرعت هدایت پیام عصبی است که می‌توان کاهش زمان رسیدن به اوج گشتاور را به این سازگاری-های عصبی-عضلانی حاصل از تمرینات مقاومتی نسبت داد (۴۰). با توجه به نتایج، ۶ هفته تمرین قدرتی به فعال‌سازی الگوی عضلات و کاهش زمان رسیدن به حداکثر گشتاور اثرگذار منجر شد. افزایش حداکثر گشتاور کانسنتریک می‌تواند نشان‌دهنده بهبود مکانیک ساختارهای اسکلتی-عضلانی دخیل در تولید نیرو و ایجاد حرکت و ارتقای ظرفیت تولید نیروی عضله باشد. همچنین، کاهش زمان رسیدن به حداکثر گشتاور کانسنتریک طی حرکات خم و باز شدن مفصل زانو می‌تواند به علت افزایش هماهنگی بین عضلانی و درون‌عضلانی و بهبود سرعت انتقال پیام‌های عصبی و زمان واکنش عضلات به پیام‌های عصبی باشد. بنابراین، با توجه به نتایج پژوهش حاضر، به نظر می‌رسد تمرینات قدرتی می‌توانند با افزایش حداکثر گشتاور کانسنتریک زانو و کاهش زمان رسیدن به اوج گشتاور، ظرفیت تولید نیرو را افزایش دهند. علاوه بر این، احتمالاً با تغییراتی که در آرایش ساختاری اجزای عضله ایجاد می‌کنند و همین‌طور سازگاری‌های عملکردی در سیستم‌های عصبی-عضلانی، موجب می‌شوند قدرت، استقامت و کیفیت عضلانی، به‌خصوص در ناحیه اندام تحتانی، که تکیه‌گاه بدن در افراد مبتلا به دیابت نوع ۲ است، بهبود یابد و ضمن پیشگیری از خطرات همراه با ضعف عضلانی حاصل از دیابت و افزایش سن، به حفظ و پیشرفت استقلال حرکتی بزرگسالان مبتلا به دیابت نوع ۲ کمک می‌کنند. در پژوهش حاضر تأثیر تمرینات قدرتی روی برخی متغیرها بررسی شد، با این حال پارامترهای دیگری از قبیل فعالیت الکتریکی عضلات، آرایش ساختاری اجزای عضله، تغییرات متابولیکی بافت عضلانی و میزان هایپرتروفی حاصل از تمرین و غیره نیز وجود دارد که بررسی آن‌ها در کنار متغیرهای مطالعه‌شده می‌تواند پاسخ روشن‌تری به ابهامات

1. Gastrocnemius

موجود در خصوص کارایی تمرین قدرتی در بیماران مبتلا به دیابت نوع ۲ بدهد. همچنین به نظر می‌رسد افزایش مدت‌زمان اجرای برنامهٔ تمرینی و ارزیابی مجدد متغیرهای مورد مطالعه، یک تا دو هفته پس از آخرین جلسهٔ تمرین، بتواند تغییرات مورفولوژیک و ثبات و دوام تغییرات حاصل از تمرین قدرتی را بهتر نشان دهد.

آنچه تاکنون می‌دانستیم

درگیری و ضعف عضلانی در بیماران مبتلا به دیابت نوع ۲ عمدتاً در اندام تحتانی مشاهده می‌شود و دربارهٔ تأثیر تمرینات قدرتی بر ویژگی‌های بیومکانیکی عضله در بیماران دیابتی اطلاعات اندکی موجود است.

آنچه مطالعه حاضر اضافه کرده است

تمرینات قدرتی می‌تواند با افزایش حداکثر گشتاور کانستریک زانو و کاهش زمان رسیدن به اوج گشتاور، ظرفیت تولید نیرو و عملکرد عصبی-عضلانی بیماران مبتلا به دیابت نوع ۲ را بهبود بخشد.

پیام مقاله

با دستیابی به اثرات تمرینات قدرتی بر پارامترهای بیومکانیکی و نحوهٔ تغییرات تولید نیرو و عملکرد عصبی-عضلانی در بیماران مبتلا به دیابت نوع ۲ می‌توان با اهداف روشن‌تری این تمرینات را برای این افراد توصیه کرد.

منابع

1. Hu FB. Globalization of diabetes: the role of diet, lifestyle, and genes. *Diabetes Care*. 2011;34(6):1249-57.
2. World Bank organization. Retrieved from <http://dataworldbankorg/indicator/SHXPDPDPCAP>. 2015.
3. IDF Diabets Atlas, International Diabet Federation, Eighth edition 2017.
4. McCarthy MI. Genomics, type 2 diabetes, and obesity. *N Engl J Med*. 2010;363(24):2339-50.
5. Fang P, Min W, Sun Y, Guo L, Shi M, Bo P, et al. The potential antidepressant and antidiabetic effects of galanin system. *Pharmacol Biochem Behav*. 2014;120:82-87.
6. Wilmot E, Idris I. Early onset type 2 diabetes: risk factors, clinical impact and management. *Ther Adv Chronic Dis*. 2014;5(6):234-44.
7. Horton ES. Effects of lifestyle changes to reduce risks of diabetes and associated cardiovascular risks: results from large scale efficacy trials. *Obesity*. 2009;17(S3):S43-S48.
8. Højbjærre L, Sonne MP, Alibegovic AC, Dela F, Vaag A, Meldgaard JB, et al. Impact of physical inactivity on subcutaneous adipose tissue metabolism in healthy young male offspring of patients with type 2 diabetes. *Diabetes*. 2010;59(11):2790-98.

9. Holt RI. Diagnosis, epidemiology and pathogenesis of diabetes mellitus: an update for psychiatrists. *Br J Psychiatry*. 2004;184(S47):s55-s63.
10. Ohlndieck K. Pathobiochemical changes in diabetic skeletal muscle as revealed by mass-spectrometry-based proteomics. *J Nutr Metab* . 2012;1-12.
11. Benhalima K, Song SH, Wilmot EG, Khunti K, Gray LJ, Lawrence I, et al. Characteristics, complications and management of a large multiethnic cohort of younger adults with type 2 diabetes. *Prim Care Diabetes*. 2011;5(4):245-50.
12. Gunathilake W, Song S, Sridharan S, Fernando D, Idris I. Cardiovascular and metabolic risk profiles in young and old patients with type 2 diabetes. *Int J Med*. 2010;103(11):881-84.
13. IJzerman TH, Schaper NC, Melai T, Meijer K, Willems PJ, Savelberg HH. Lower extremity muscle strength is reduced in people with type 2 diabetes, with and without polyneuropathy, and is associated with impaired mobility and reduced quality of life. *Diabetes Res Clin Pract*. 2012;95(3):345-51.
14. Layne AS, Nasrallah S, South MA, Howell ME, McCurry MP, Ramsey MW, et al. Impaired muscle AMPK activation in the metabolic syndrome may attenuate improved insulin action after exercise training. *J Clin Endocrinol Metab*. 2011;96(6):1815-26.
15. Santos GMD, Montrezol FT, Pauli LSS, Sartori-Cintra AR, Colantonio E, Gomes RJ, et al. Undulatory physical resistance training program increases maximal strength in elderly type 2 diabetics. *Einstein (São Paulo)*. 2014;12(4):425-32.
16. Folland JP, Williams AG. Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med*. 2007;37(2):145-68.
17. Tomas-Carus P, Ortega-Alonso A, Pietilainen KH, Santos V, Goncalves H, Ramos J, et al. A randomized controlled trial on the effects of combined aerobic-resistance exercise on muscle strength and fatigue, glycemic control and health-related quality of life of type 2 diabetes patients. *J Sports Med Phys Fitness*. 2016;56(5):572-78.
18. Bazzucchi I, De Vito G, Felici F, Dewhurst S, Sgadari A, Sacchetti M. Effect of exercise training on neuromuscular function of elbow flexors and knee extensors of type 2 diabetic patients. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015;25(5):815-23.
19. Balducci S, Zanuso S, Fernando F, Fallucca S, Fallucca F, Pugliese G. Physical activity/exercise training in type 2 diabetes. The role of the Italian Diabetes and Exercise Study. *Diabetes/Metabolism Res Rev*. 2009;25(S1):S29-S33.
20. Yang Z, Scott CA, Mao C, Tang J, Farmer AJ. Resistance exercise versus aerobic exercise for type 2 diabetes: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med*. 2014;44(4):487-99.
21. Zanuso S, Balducci S, Jimenez A. Physical activity, a key factor to quality of life in type 2 diabetic patients. *Diabetes/Metabolism Res Rev*. 2009;25(S1):S24-S28.
22. Asano RY, Sales MM, Browne RAV, Moraes JFVN, Júnior HJC, Moraes MR, et al. Acute effects of physical exercise in type 2 diabetes: a review. *World J Diabetes*. 2014;5(5):659.
23. Colberg SR, Sigal RJ, Fernhall B, Regensteiner JG, Blissmer BJ, Rubin RR, et al. Exercise and type 2 diabetes: the American College of Sports Medicine and the American Diabetes Association: joint position statement. *Diabetes Care*. 2010;33(12):e147-e67.

24. Sigal RJ, Kenny GP, Wasserman DH, Castaneda-Sceppa C, White RD. Physical activity/exercise and type 2 diabetes: a consensus statement from the American Diabetes Association. *Diabetes Care*. 2006;29(6):1433-38.
25. Hovanec N, Sawant A, Overend TJ, Petrella RJ, Vandervoort AA. Resistance training and older adults with type 2 diabetes mellitus: strength of the evidence. *J Aging Res*. 2012;2012:1-12.
26. Strasser B, Pesta D. Resistance training for diabetes prevention and therapy: experimental findings and molecular mechanisms. *Biomed Res Int*. 2013;2013:1-8.
27. Almurthi MM, Reeves ND, Bowling FL, Boulton AJ, Jeziorska M, Malik RA. Reduced lower-limb muscle strength and volume in patients with type 2 diabetes in relation to neuropathy, intramuscular fat, and vitamin D levels. *Diabetes Care*. 2016;39(3):441-47.
28. Rezaian Z, Karimi MT, Eshraghi A, Fereshtehnejad N. Investigation of the effect of two types of shoe rockers on the performance of diabetic patients in standing and walking with emphasis on temporal-spatial parameters of walking and kinematics. *J Res Sports Rehab*. 2016;4(8):31-40. (in persian).
29. Savelberg HH, Schaper NC, Willems PJ, De Lange TL, Meijer K. Redistribution of joint moments is associated with changed plantar pressure in diabetic polyneuropathy. *BMC Musculoskelet Disord*. 2009;10(1):16.
30. Höhne A, Ali S, Stark C, Brüggemann G-P. Reduced plantar cutaneous sensation modifies gait dynamics, lower-limb kinematics and muscle activity during walking. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112(11):3829-38.
31. Watari R, Sartor CD, Picon AP, Butugan MK, Amorim CF, Ortega NR, et al. Effect of diabetic neuropathy severity classified by a fuzzy model in muscle dynamics during gait. *J Neuroeng Rehabil*. 2014;11(1):11.
32. Orlando G, Balducci S, Bazzucchi I, Pugliese G, Sacchetti M. Neuromuscular dysfunction in type 2 diabetes: underlying mechanisms and effect of resistance training. *Diabetes/Metabolism Res Rev*. 2016;32(1):40-50.
33. Bang H-S, Kim J-S. The Effects of Angular Velocity on Muscle strength of Biceps brachii. *J Korean Soc Phys Med*. 2009;4(3):1-9.
34. Park SW, Goodpaster BH, Strotmeyer ES, de Rekeneire N, Harris TB, Schwartz AV, et al. Decreased muscle strength and quality in older adults with type 2 diabetes: the health, aging, and body composition study. *Diabetes*. 2006;55(6):1813-18.
35. Andersen H, Nielsen S, Mogensen CE, Jakobsen J. Muscle strength in type 2 diabetes. *Diabetes*. 2004;53(6):1543-48.
36. Poletto P, Santos H, Salvini TF, Coury H, Hansson G. Peak torque and knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training of quadriceps in healthy subjects. *Braz J Phys Ther*. 2008;12(4):331-37.
37. Andreassen CS, Jakobsen J, Ringgaard S, Ejlskjær N, Andersen H. Accelerated atrophy of lower leg and foot muscles—a follow-up study of long-term diabetic polyneuropathy using magnetic resonance imaging (MRI). *Diabetologia*. 2009;52(6):1182-91.

38. Handsaker JC, Brown SJ, Bowling FL, Maganaris CN, Boulton AJ, Reeves ND. Resistance exercise training increases lower limb speed of strength generation during stair ascent and descent in people with diabetic peripheral neuropathy. *Diabet Med.* 2016;33(1):97-104.
39. Goldstein BJ, Müller-Wieland D. Type 2 diabetes: principles and practice: CRC Press; 2016.
40. Miranda F, Simão R, Rhea M, Bunker D, Prestes J, Leite RD, et al. Effects of linear vs. daily undulatory periodized resistance training on maximal and submaximal strength gains. *J Strength Cond Res.* 2011;25(7):1824-30.

ارجاع دهی

نوروزی حمیدرضا، یوزباشی لیلا، کریمی اصل. اثر شش هفته تمرین قدرتی بر برخی ویژگی‌های بیومکانیکی مفصل زانو در افراد مبتلا به دیابت نوع ۲. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۱۰۳-۱۶. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9635.1449

Norouzi H. R, Youzbashi L, Karimi Asl A. The Effects of Six Weeks Strengthening Exercise on Some Biomechanical Properties of Knee Joint in Type 2 Diabetic Patients. *Sport Medicine Studies.* Spring & Summer 2020; 12 (27): 103-16. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9635.1449

تأثیر سه نوع بريس مچ پا بر پايداري ديناميك موضعي حين دويدن در افراد مبتلا به ناپايداري مچ پا

زهرا بصيري^۱، مهرداد عنبريان^۲، علي شريف‌نژاد^۳، بهنام ميري پور فرد^۴

۱. دانشجوي دکتری بيومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
۲. استاد بيومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا (نویسنده مسئول).
۳. استادیار، گروه بيومکانیک و فناوری ورزشی، پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران.
۴. استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان، رشت، ایران.

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۲/۱۸

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۹/۳۰

چکیده

هدف این مطالعه، تعیین اثر سه نوع بريس مختلف بر پايداري ديناميك موضعي با استفاده از حداکثر نمای لياپانوف حين دويدن در افراد مبتلا به ناپايداري مچ پا بود. ۱۲ آزمودنی مبتلا به ناپايداري مچ پا در گروه آسیب‌دیده و ۱۲ آزمودنی سالم در این مطالعه شرکت کردند. گروه آسیب‌دیده، روی تردمیل ۷۰ گام با بريس سخت، نیمه‌سخت، نرم و بدون بريس دويدند. گروه سالم، تنها در وضعیت بدون بريس آزمون دويدن را انجام دادند. حداکثر نمای لياپانوف با استفاده از داده‌های کينماتیک محاسبه شد. نتایج نشان داد حداکثر نمای لياپانوف کوتاه‌دوره در دويدن با بريس نیمه‌سخت در گروه آسیب‌دیده به‌طور معناداری با سایر وضعیت‌های بريس مچ پا متفاوت است، اما دويدن با بريس نیمه‌سخت تفاوت معناداری در حداکثر نمای لياپانوف کوتاه‌دوره گروه آسیب‌دیده در مقایسه با گروه سالم ایجاد نکرد. با توجه به این نتایج، به نظر می‌رسد دويدن با بريس نیمه‌سخت توانسته است وضعیتی نزدیک به دويدن گروه سالم فراهم کند.

واژگان کلیدی: آسپرين مچ پا، حمايت‌کننده خارجي، حداکثر نمای لياپانوف، ناپايداري مزمن مچ پا.

1. Email: zahrabassiri@gmail.com
2. Email: anbarian@basu.ac.ir
3. Email: a.sharifnezhad@ssrc.ac.ir
4. Email: bmf.guilan@gmail.com

مقدمه

ناپایداری و آسیب‌های مکرر، یکی از پیامدهای اصلی آسیب اسپرین مچ پا در بیش از ۷۰ درصد افرادی است که به این آسیب دچار شده‌اند (۱، ۲). وقوع مکرر آسیب اسپرین مچ پا اختلالات مکانیکی یا عملکردی جدی در پی خواهد داشت که از آن با عنوان ناپایداری مچ پا^۱ (CAI) یاد می‌شود (۳، ۴). ناپایداری^۲ و به دنبال آن از دست رفتن پایداری مکانیکی که به صورت تغییر سفتی مفصل و مکان استخوان نازک‌نی ظاهر می‌شود و همچنین تغییر آرتروکینماتیک^۳ و عملکرد مفصل مانند محدودیت لغزش قدامی استخوان تالوس به دلیل قرارگیری نامناسب این استخوان در جهت قدامی از پیامدهای اصلی CAI در نظر گرفته می‌شود (۵-۱۰). بنابراین، تلاش برای بهبود سلامت مفصل مچ و افزایش عملکرد افراد مبتلا به CAI اهمیت ویژه‌ای دارد.

استفاده از بریس‌های مچ پا^۴ یکی از روش‌های رایج در کاهش آسیب یا پیشگیری از آسیب مجدد مچ پا در میان ورزشکاران است (۱۱-۱۴). تلقی این است که اثربخشی حمایت‌کننده‌های خارجی مفصل مچ پا مانند بریس مچ پا ممکن است نتیجه‌ی ترکیبی چند سازوکار مختلف باشد. نظریه‌ای که در این خصوص بیشتر مورد توجه قرار گرفته این است که اثربخشی این روش به دلیل فراهم کردن حمایت مکانیکی است. این حمایت از طریق پیشگیری از دامنه حرکتی بیش از حد یا حرکات غیرطبیعی مفصل ایجاد می‌شود. نظریه‌های دیگر بر سازوکارهای عصبی-عضلانی تمرکز دارند و معتقدند استفاده از حمایت‌کننده‌های خارجی مفصل مچ پا نظیر بریس، با فعال‌سازی گیرنده‌های مکانیکی جلدی اطراف مفصل مچ پا سبب افزایش ورودی حس عمقی^۵ می‌شوند و این افزایش به نوبه‌ی خود بر فعالیت عضله پروئیتال و پایداری پوسچری تأثیر می‌گذارد (۱۵). با این حال، بیشتر مطالعات انجام‌شده در خصوص اثر بریس و تیپینگ بر تعادل و پایداری در افراد CAI بر جابه‌جایی مرکز ثقل و مرکز فشار تمرکز دارند و گاه نتایجی متناقض در این آن‌ها گزارش شده است. به نظر می‌رسد این تناقضات به دلیل استفاده از متغیرهای بیومکانیک خطی و آزمون‌های پایه‌ای همچون آزمون گردش ستاره^۶ برای ارزیابی پایداری است. این گونه روش‌های ارزیابی پایداری نمی‌توانند بسیاری از جنبه‌های حرکت غیرخطی انسان را در برگیرند و در بیشتر موارد اطلاعاتی ناقص در مورد ویژگی‌های سیستم حرکتی فراهم می‌کنند (۱۶-۱۸، ۸). از طرفی، اثربخشی بریس‌ها در بهبود اجرا و پایداری در آزمون‌های پویا و

-
1. Chronic Ankle Instability
 2. Instability
 3. Ankle Braces
 4. External Prophylactic Ankle Support
 5. Proprioceptive
 6. Star Excursion Balance Test

کاربردی هنوز به طور کامل شناخته نشده و نیازمند مطالعات دقیق تر است (۸). بنابراین، به نظر می‌رسد بررسی متغیرهای بیومکانیکی دیگر، به جز متغیرهای خطی، می‌تواند درک بهتری از سازوکارهای اثر حمایت‌کننده‌های خارجی مفصل مچ پا در افراد CAI فراهم کند و دیدگاه‌های بهتری را در خصوص انتخاب حمایت‌کننده مناسب برای درمان، توان‌بخشی و پیشگیری از این آسیب پیش روی مربیان، ورزشکاران و درمانگران قرار دهد.

متغیرهای بیومکانیکی زیادی برای تعریف پایداری حرکت پیشنهاد شده‌اند که تقریباً همه آن‌ها به تعیین کمی برخی اندازه‌های تغییرپذیری در الگوی حرکتی انسان یا متغیرهای انرژی‌میک مرتبط با پایداری مفصل متکی‌اند (۱۹-۲۲). با این حال، این روش‌ها مفهوم ثبات را به مقاومت سیستم عصبی-عضلانی در برابر اغتشاشات مرتبط نمی‌کند و پیشنهاد می‌دهد که تعریف دقیق‌تری از پایداری حرکتی پویا لازم است. مدل‌های تحلیلی الگوهای حرکتی مبتنی بر سیستم‌های جفتی غیرخطی نوسانگرها و شبیه‌سازی دستگاه‌های پیاده‌روی پویا-منفعل که رفتارهای بی‌نظم را اجرا می‌کنند، نشان می‌دهد تکنیک‌های تحلیل غیرخطی ممکن است بینشی در خصوص فرآیندهای عصبی-عضلانی کنترل‌کننده حرکت ایجاد کنند (۲۰، ۱۹). تئوری مدرن سیستم‌های دینامیکی در پایان قرن نوزدهم با سؤال اساسی در مورد ثبات و تکامل منظومه شمسی مطرح شد. سیستم‌های دینامیکی مطالعه رفتار بلنددوره سیستم‌های در حال تکامل است (۲۳). سیستم دینامیکی، سیستمی است که در آن رفتارها با گذر زمان تکامل می‌یابند. روش‌های تحلیل فعلی از منظر سیستم‌های دینامیکی بر تکامل فضا-زمانی پویایی سیستم در یک دوره زمانی متمرکز است که می‌تواند حالت پایدار و همچنین تغییرات کیفی ناگهانی در رفتار را در برگیرد. بسیاری از این تکنیک‌های تحلیل از مطالعه روش‌های غیرخطی برخلاف رویکرد خطی سنتی نشئت می‌گیرند (۲۵، ۲۴). اخیراً، روش‌های تحلیل غیرخطی بر اساس رویکرد سیستم‌های دینامیکی رواج یافته است. این تکنیک‌های تجزیه و تحلیل، بینش جدیدی در مورد چگونگی حفظ الگوی ثبات، انتقال به حالت‌های جدید و تنظیم توسط فرایندهای همبستگی کوتاه و بلند (فراکتال) در مقیاس‌های فضایی و زمانی توسط سیستم فراهم می‌کند. این جنبه‌های مختلف پویایی سیستم به طور معمول با استفاده از مفاهیم مربوط به متغیر، ثبات، پیچیدگی و سازگاری بررسی می‌شوند (۲۴).

در سال‌های اخیر، تمایل برای ارزیابی کمی پایداری راه رفتن و دویدن با استفاده از روش‌های مبتنی بر تحلیل سری‌های زمانی غیرخطی مانند پایداری دینامیک موضعی افزایش یافته است (۲۶). در این زمینه، محققان از روش‌های غیرخطی برای تعیین محتوای «موضعی» پایداری استفاده کرده‌اند. پایداری دینامیک موضعی را می‌توان حساسیت سیستم به اغتشاشات کوچک درونی تعریف کرد (۲۴، ۱۹)؛ به این معنا که سیستم حرکتی انسان چقدر به نوسانات طبیعی پاسخ می‌دهد که در طول

راه رفتن رخ می‌دهد؟ این نوسانات ممکن است به دلیل نویزهای عصبی یا سایر اغتشاشات داخلی باشد و برای حفظ ثبات سراسری باید کاهش یابد. این اندازه‌ها در واقع توانایی غلبه بر اغتشاشات کوچک‌تر (که برای آن‌ها تغییر در رفتار لازم نیست) در یک الگوی پایدار و بدون هیچ اغتشاش خارجی (به غیر از آنچه در محیط آزمایش و درون خود سیستم وجود دارند) تعریف می‌شوند. برخی از اندازه‌های استفاده‌شده در این روش که از نظریه سیستم‌های دینامیکی مشتق می‌شوند عبارت‌اند از: حداکثر نمای لیاپانوف، حداکثر ضریب فلوکوئنت، اندازه‌های تغییرپذیری و همبستگی‌های دوربرد (۲۷).

یکی از رویکردهای مورد استفاده در تعیین پایداری دینامیک موضعی حداکثر نمای لیاپانوف است (۱۹،۲۰،۲۴). این اندازه، داده‌های کینماتیک یا کینتیک حاصل از سری‌های زمانی را به فضای حالت تبدیل و میزان همگرایی-واگرایی مسیرهای مجاور را تعیین می‌کند (در اینجا مسیر به مسیرهای فضایی سیگنال مورد نظر در فضای حالت اطلاق می‌شود). تعیین درست و دقیق نمای لیاپانوف نیازمند پایگاه داده‌ای در زمان نامحدود با ماهیت قطعی (غیرتصادفی) است؛ بنابراین، ارزیابی مناسب داده‌های آزمایشی سری‌های زمانی مستلزم ارزیابی نمای لیاپانوف در زمانی محدود است (۱۹،۲۰،۲۳،۲۴،۲۷).

این تحلیل میزان متوسط (شیب خطی) واگرایی را در مقیاس لگاریتمی در پنجره زمانی محدود تعیین می‌کند (۲۸). روش محدود به زمان حداکثر نمای لیاپانوف برای تحلیل راه رفتن و دویدن انسان ممکن است از سایر روش‌ها مناسب‌تر باشد؛ زیرا این روش یک حرکت دقیق دوره‌ای را مدنظر قرار نمی‌دهد. مزیت دیگر این روش تحلیلی این است که برخلاف روش‌ها و اندازه‌های سنتی تغییرپذیری راه رفتن و دویدن که هر سیکل راه رفتن یا دویدن را مستقل از دیگری فرض میکرد (یعنی تغییر در چرخه‌ها نسبت به میانگین ارزیابی می‌شود)، نمای لیاپانوف تکامل پایداری حرکتی موضعی را طی چندین گام متوالی بررسی می‌کند. مهم‌تر آنکه حداکثر نمای لیاپانوف را نمی‌توان با تغییرپذیری کلی در سیستم یکسان دانست؛ زیرا تغییرپذیری همه دگرگونی‌های درون سیستم (همگرایی-واگرایی) را نشان می‌دهد، حال آنکه حداکثر نمای لیاپانوف تنها واگرایی سیستم را ارزیابی می‌کند (۲۰). به علاوه، این متغیر از الگوی راه رفتن در حالت پایدار و بدون اغتشاش خارجی محاسبه می‌شود و توانایی فرد را در بازیابی پایداری پس از اغتشاشات کوچک بررسی می‌کند. اختلالات سیستم عصبی-عضلانی یکی از منابع این اغتشاشات کوچک محسوب می‌شود و نیز یکی از علل ناپایداری در راه رفتن و دویدن است (۲۷) که در افراد CAI نیز گزارش شده است. بنابراین، بررسی این متغیرها می‌تواند نقش حمایت‌کننده‌های خارجی مچ پا را در تأمین پایداری راه رفتن و دویدن از طریق کنترل اغتشاشات کوچک بررسی کند. بر این اساس، هدف این مطالعه تعیین اثر سه نوع بریس مچ پا بر پایداری دینامیک موضعی حین دویدن در افراد مبتلا به ناپایداری مچ پا با استفاده از حداکثر نمای لیاپانوف است.

روش پژوهش

۱۲ آزمودنی مرد مبتلا به آسیب ناپایداری مچ پا پس از بررسی شرایط لازم برای ورود به آزمون و معاینه توسط متخصص ارتوپدی و ۱۲ آزمودنی سالم فعال (که به طور منظم سه جلسه در هفته و در هر جلسه به مدت ۳۰-۴۵ دقیقه با شدت متوسط تا شدید فعالیت سازمان یافته انجام می دادند) به صورت نمونه گیری در دسترس انتخاب و به ترتیب در گروه های آسیب دیده و سالم جای گرفتند. حجم نمونه با استفاده از نرم افزار G*power (نسخه ۳,۱,۲) برای آزمون آماری مربوط با توان آماری ۰/۸، اندازه اثر ۰/۸ و سطح آلفای ۰/۰۵ حجم نمونه محاسبه شد.

بعد از ارائه اطلاعات مربوط به اهداف و روش کار، از آزمودنی ها رضایت نامه کتبی برای شرکت در پژوهش دریافت شد. شرایط ورود به این آزمون برای گروه سالم شامل نداشتن هرگونه ناهنجاری، سابقه جراحی، آسیب دیدگی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی-عضلانی و آسیب های حاصل از ضربه در اندام تحتانی، استفاده نکردن از اندام مصنوعی در مفصل ران، زانو مچ پا و نداشتن دیابت بود (۲۹، ۳۰) که از طریق تکمیل پرسشنامه شناسایی ناپایداری عملکردی مچ پا^۱ (IdFAI) و پرسشنامه بین المللی فعالیت جسمانی^۲ (IPAQ) توسط آزمودنی ها مشخص شد (۳۱، ۳۲). پرسشنامه IdFAI در مقیاس ۰-۵ برای هر سؤال و هر کدام از پاهای چپ و راست آزمودنی ها ثبت شد. نمای بالاتر به نشانه افزایش سطح ناپایداری در نظر گرفته شد. بر این اساس، داوطلبان شرکت در آزمون به چهار دسته تقسیم بندی شدند: گروه بدون آسیب (سابقه ای از اسپرین مچ پا وجود ندارد)، گروه بدون علامت (سابقه اسپرین و $IdFAI \leq 10$)، گروه بالقوه ناپایدار (سابقه اسپرین مچ پا در یک سال اخیر و $IdFAI \geq 11$) و گروه ناپایدار (سابقه اسپرین بیش از یک سال و $IdFAI \geq 11$). سپس، گروه های بدون علامت و بالقوه ناپایدار از آزمون حذف شدند. در نهایت، افراد دسته ناپایدار در گروه آسیب دیده و افراد بدون آسیب در گروه سالم در آزمون شرکت کردند. هدف از شرکت گروه سالم، مقایسه گروه آسیب دیده با افراد بدون سابقه آسیب به منظور ارزیابی میزان پایداری فراهم شده در هر یک از شرایط بريس بود. هدف از این مقایسه، در واقع پاسخ به این سؤال بود که از منظر پایداری، کدام یک از شرایط بريس شرایطی مشابه گروه سالم برای آزمودنی های مبتلا به CAI فراهم می کند؟

داده های کینماتیکی با قرار دادن نشانگر بر نقاط استخوانی آزمودنی ها و با استفاده از دستگاه ثبت ویدیویی حرکت شامل ۱۰ دوربین با آرایش چتری (شکل شماره ۱) و با سرعت تصویربرداری ۲۰۰ فریم در ثانیه (Motion Analysis Corporation, CA, USA) و نرم افزار Cortex در حال دویدن روی

1. Identification of Functional Ankle Instability
2. International Physical Activity Questionnaire

تردمیل با سرعت خودانتخابی (۳۶-۳۳) جمع‌آوری شد. ۱۷ مارکر ۲۵ میلی‌متری غیرفعال، ساخت کشور آلمان، که نور LED ساطع‌شده از دوربین را منعکس می‌کردند، توسط آزمونگر روی مهره پنجم کمر، خار خاصه قدامی فوقانی لگن راست، خار خاصه قدامی فوقانی لگن چپ، تروکانتر بزرگ استخوان ران راست، تروکانتر بزرگ استخوان ران چپ، کندیل داخلی استخوان درشت‌نی راست، کندیل خارجی استخوان درشت‌نی راست، کندیل داخلی استخوان درشت‌نی چپ، کندیل خارجی استخوان درشت‌نی چپ، قوزک داخلی پا راست، قوزک خارجی پا راست، قوزک داخلی پا چپ، قوزک خارجی پا چپ، پاشنه راست، پاشنه چپ، بند سوم انگشت دوم پای راست و بند سوم انگشت دوم پای راست آزمودنی‌ها قرار داده شد. داده‌های کینماتیکی به صورت سه‌بعدی جمع‌آوری و سپس با فیلتر پایین‌گذر و فرکانس برشی ۱۵ HZ فیلتر شدند (۳۷). آن‌گاه، از داده‌های فیلترشده برای محاسبه متغیرهای وابسته استفاده شد.



شکل ۱- آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی و آرایش دوربین‌ها.

آزمون اصلی پژوهش، شامل دویدن روی تردمیل (تردمیل آنالیزگیت با دو تخته‌نیروی موازی تعبیه‌شده داخلی، ساخت شرکت SCHEIN آلمان) در آزمایشگاه تخصصی بیومکانیک ورزشی پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی بود. پس از پنج دقیقه گرم کردن به منظور جلوگیری از آثار تجربه، قبل از اجرای آزمون اصلی از آزمودنی‌ها خواسته شد به مدت ۱۰ دقیقه در محوطه آزمایشگاه دویدن در وضعیت موردنظر در پروتکل را تمرین کنند. همچنین، به آزمودنی‌ها فرصت داده شد تا دویدن روی تردمیل را تجربه و سرعت دلخواه خود را تعیین کنند (۳۶). سپس، گروه آسیب‌دیده در چهار وضعیت پوشش پا شامل: تنها با کفش بدون بریس، کفش همراه با بریس نرم، کفش همراه با بریس نیمه‌سخت و کفش همراه با بریس سخت به اجرای آزمون اصلی پرداختند. فاصله استراحتی بین اجرای آزمون برای هر یک از وضعیت‌های بریس مچ پا پنج دقیقه بود. از طرفی برای کاهش تأثیر

خستگی آزمودنی‌ها در اجرای آزمون، ترتیب استفاده از کفش برای هر آزمودنی به‌طور تصادفی به- وسیله آزمونگر انتخاب شد. گروه سالم تنها در وضعیت با کفش و بدون بریس آزمون دوییدن روی تردمیل را انجام دادند. انتخاب بریس‌ها با توجه به رایج بودن آن‌ها میان ورزشکاران و با مشورت پزشکان متخصص انجام شد (شکل شماره ۲)



شکل ۲- بریس نرم (تصویر سمت راست)، بریس نیمه‌سخت (تصویر وسط)، بریس سخت (تصویر سمت چپ).

آزمودنی‌ها با سرعت دلخواه و رعایت الگوی گام‌برداری پاشنه-پنجه حدود شش دقیقه می‌دویدند و آزمونگر تعداد برخورد پاشنه هر آزمودنی را با تردمیل شمرد. آزمودنی پس از اجرای ۷۰ گام دوییدن روی تردمیل، متوقف می‌شد. شرایط کوشش موفق، اجرای الگوی پاشنه-پنجه بود که با مشاهده نمودار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین تأیید می‌شد. لحظه تماس پاشنه با زمین از طریق کوچک‌ترین اندازه مختصات عمودی مارکر پاشنه جمع‌آوری می‌شد. توالی گام‌ها بر اساس فاصله بین تماس‌های پاشنه با تردمیل تعریف شده بود و به‌صورت سری‌های زمانی برای تحلیل λ (مقدار لاندا)، استفاده شد (۲۳، ۳۸).

برای محاسبه λ سری‌های زمانی به‌دست‌آمده از داده‌های پژوهش بر اساس زمان به سری‌های زمانی هر گام به ۱۰۰ نقطه داده (۷۰۰۰ نقطه داده برای ۷۰ گام) نرمال‌سازی شد (۳۹). سپس، از این سری‌های زمانی برای بازسازی فضای حالت در راستای محاسبه λ استفاده شد. بر اساس ادبیات تحقیق (۱۹) و الگوریتم روزنتین (۲۸)، λ به‌عنوان شیب منحنی لگاریتمی واگرایی محاسبه شد. S (کوتاه‌دوره) و L (بلنددوره) به‌عنوان شیب‌های منحنی‌های لگاریتمی (واگرایی) و به‌ترتیب برای ۰/۵ و ۴-۱۰ گام محاسبه شدند. برای بازسازی فضای حالت از داده‌های کینماتیکی بر اساس تکنیک‌های استاندارد تعبیه‌شده استفاده شد (۴۰، ۴۱). برای هر سری زمانی فضای حالت متناسب از سری‌های زمانی اصلی و کپی‌های تأخیرهای زمانی آن بازسازی شد:

$$X(t) = [x(t), x(t + T), \dots, x(t + (d_E - 1)T)]$$

در این فرمول $X(t)$ بردار حالتی با ابعاد d_E است، $x(t)$ شامل داده‌های یک‌بعدی اصلی است، T نشان‌دهنده تأخیر زمانی و d_E ابعاد تعبیه‌شده است. حداکثر نمای لیاپانوف میزان میانگین امتیازی واگرایی مسیرهای مجاور را در فضای حالت را تعیین می‌کند و بنابراین، اندازه مستقیمی از حساسیت سیستم به اغتشاشات نامتناهی را ارائه می‌کند (۲۸). این امتیاز فرمولی به صورت زیر محاسبه شد:

$$d(t) = d_0 e^{\lambda_1 t}$$

در این فرمول $d(t)$ میانگین واگرایی میان مسیرهای مجاور در فضای حالت در زمان t و d_0 تفکیک اولیه بین نقاط مجاور است. امتیازهای محدود زمانی λ با λ_1 متفاوت است که فقط در حد دوگانه و در حالی که $t \rightarrow \infty$ و $d_0 \rightarrow 0$ میل می‌کند، تعریف می‌شود.

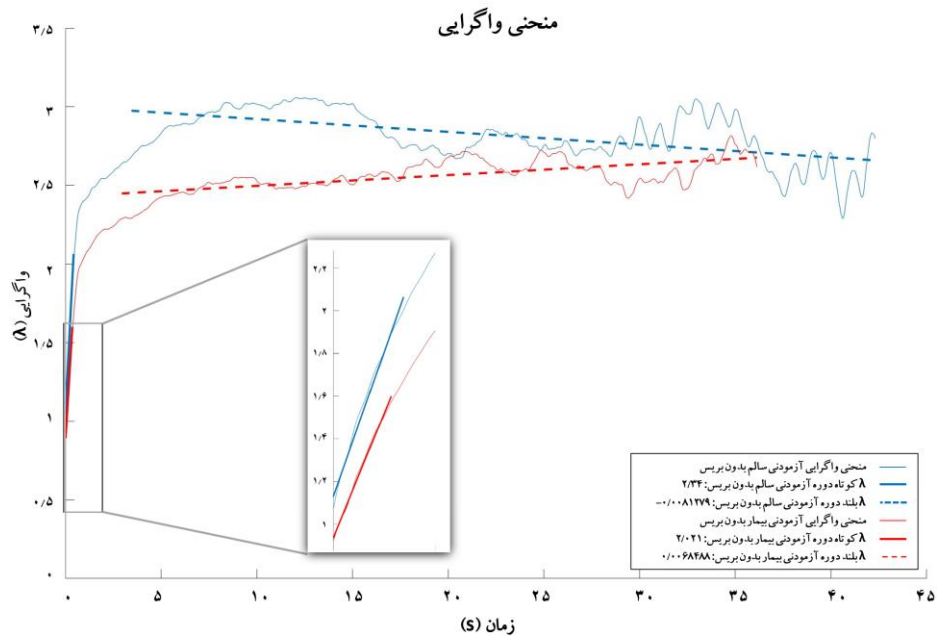
در نهایت، λ به صورت دو متغیر λ_L و λ_S (پاسخ‌های کوتاه‌دوره λ_S و بلنددوره λ_L) محاسبه شد که چگونگی پاسخ مداوم سیستم به اغتشاشات خیلی کوچک را اندازه‌گیری می‌کنند. در واقع λ_S و λ_L نرخ واگرایی مسیرهای مجاور را در فضای حالت نشان می‌دهند. مقادیر $\lambda < 0$ نشان‌دهنده سیستمی پایدار است که مسیرهای مجاور آن تمایل دارند پس از مدتی به یکدیگر نزدیک‌تر شوند و مقادیر $\lambda > 0$ نشان‌دهنده سیستمی ناپایدار است که مسیرهای مجاور آن تمایل دارند از یکدیگر دورتر شوند. در واقع مقادیر بزرگ‌تر λ سیستم با پایداری کمتر را نشان می‌دهد (۳۳).

پس از بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک، به منظور بررسی تفاوت‌های λ بین وضعیت‌های مختلف بريس مچ پا از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های مکرر استفاده شد. همچنین برای تحلیل تعقیبی، آزمون LSD استفاده شد. معناداری داده‌ها در سطح $P < 0.05$ بررسی شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزارهای SPSS نسخه ۲۰ و R نسخه ۱،۳ انجام شد.

نتایج

شکل شماره ۳ منحنی‌های واگرایی لگاریتمی یک آزمودنی از گروه آسیب‌دیده و یک نفر از گروه سالم را در حالت دویدن تنها با کفش بدون بريس نشان می‌دهد. هدف از بررسی و مقایسه این دو گروه در وضعیت دویدن بدون بريس دست‌یابی به اطلاعات پایه در خصوص تفاوت‌های پایداری دویدن افراد مبتلا به CAI در مقایسه با گروه سالم بود. تمایل λ به نزدیک شدن به صفر و اعداد منفی نشان‌دهنده افزایش پایداری و تمایل λ به دور شدن از صفر و اعداد مثبت نشان‌دهنده کاهش پایداری است. بررسی منحنی‌های لگاریتمی این دو آزمودنی تفاوت‌های بارز λ را در دویدن بدون بريس نشان می‌دهد. به‌طور کلی مقادیر لحظه‌ای واگرایی در طول سری زمانی در گروه آسیب‌دیده کمتر از گروه سالم است. بر همین اساس، در ابتدای حرکت دویدن نیز سطوح λ لحظه‌ای آزمودنی آسیب‌دیده کمتر از آزمودنی

سالم است. با این حال، بررسی حداکثر نمای لیاپانوف کوتاه‌دوره (λ_L) در دو آزمودنی (بخش بزرگ-نمایی‌شده منحنی) نشان می‌دهد شیب خط راست معرف λ_L آزمودنی آسیب‌دیده (خط ممتد قرمز رنگ که در قسمت پایین است) تفاوت چندانی با شیب خط راست معرف λ_L آزمودنی سالم ندارد. بررسی تفاوت‌های میان شیب این خطوط نشان می‌دهد شیب خط معرف λ_L (خط نقطه‌چین آبی رنگ که در قسمت بالاتر است) برای آزمودنی سالم به میزان اندکی به سمت منفی متمایل است و λ_L برای آزمودنی سالم مقادیر کوچک‌تر از صفر را نشان می‌دهد. در حالی که شیب خط معرف λ_L برای آزمودنی آسیب‌دیده به سمت مثبت متمایل است و مقادیر بزرگ‌تر از صفر را نشان می‌دهد.

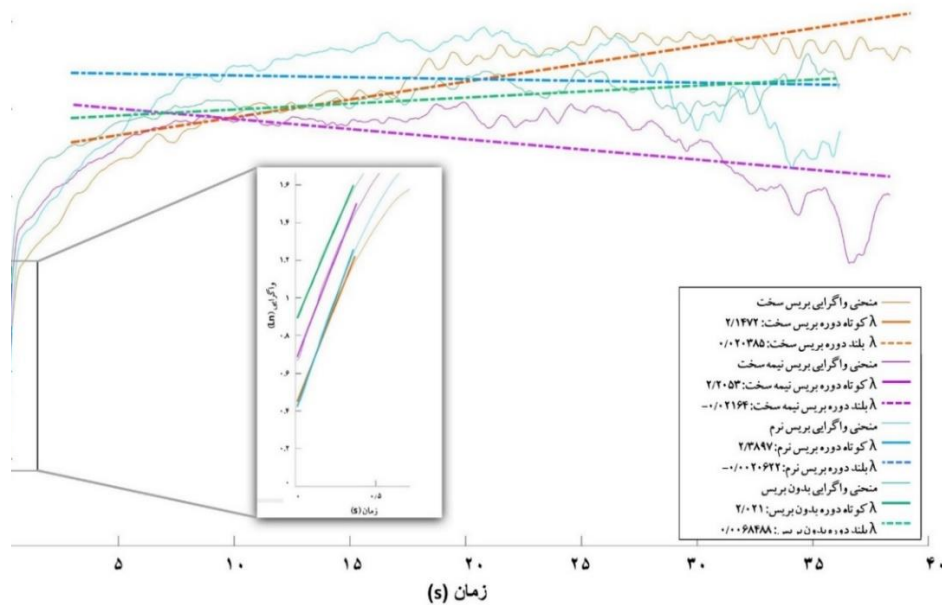


شکل ۳ - منحنی‌های لگاریتمی واگرایی یک آزمودنی مبتلا به CAI و یک نفر از گروه سالم در وضعیت دویدن بدون بريس. خطوط راست نقطه‌چین نشان‌دهنده λ_L و خطوط راست ممتد (بزرگ‌نمایی شده) λ_L را نشان می‌دهند. مقادیر محاسبه‌شده برای λ_L و λ_L در هر یک از وضعیت‌های دویدن در راهنمای شکل آورده شده است.

تفاوت‌های بارز λ میان دویدن بدون بريس و با بريس‌های نرم، نیمه‌سخت و سخت در گروه آسیب‌دیده، به‌خوبی در منحنی‌های واگرایی لگاریتمی (شکل شماره ۴) قابل مشاهده است. شیب خطوط راست نقطه‌چین نشان‌دهنده λ_L در چهار وضعیت دویدن و شیب خطوط ممتد نشان‌دهنده λ_L در چهار وضعیت دویدن است. به‌طورکلی، دویدن با بريس تفاوت چندانی در λ_L در مقایسه با دویدن بدون

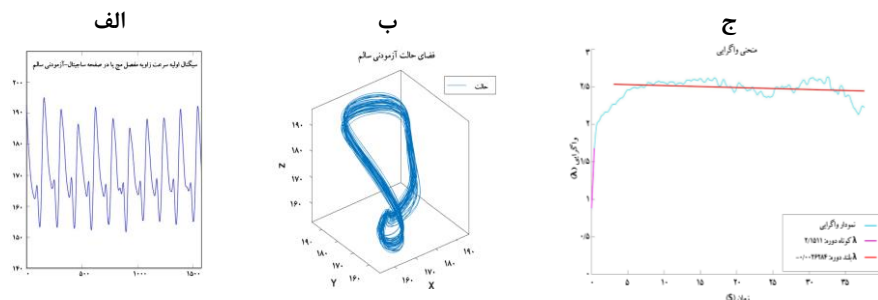
بریس ایجاد نکرده است. با این حال، بررسی شیب خطوط معرف λ_L اطلاعات متفاوتی به دست می‌دهد. دویدن بدون بریس (خط سبز رنگ) پایداری نسبی را نشان می‌دهد. بررسی شیب خط معرف دویدن با بریس نرم (خط آبی رنگ) نشان می‌دهد استفاده از بریس نرم سبب تمایل λ_L به سوی مقادیر کمتر از صفر شده است. اگرچه تفاوت ایجاد شده چندان قابل توجه نیست، می‌تواند نشان‌دهنده وجود پایداری بیشتر در وضعیت دویدن با بریس در مقایسه با دویدن بدون بریس در این فرد مبتلا به CAI باشد. خط معرف دویدن با بریس نیمه‌سخت (خط بنفش رنگ) در مقایسه با دویدن بدون بریس شیب منفی نسبتاً تندی دارد که تغییر بسیار چشمگیری در امتیاز پایداری را نشان می‌دهد. با بررسی شیب این خط می‌توان دریافت λ_L در دویدن با بریس نیمه‌سخت به‌طور قابل توجهی در جهت منفی افزایش یافته است که می‌تواند نشان‌دهنده وجود پایداری بسیار بیشتر در دویدن با بریس نیمه‌سخت، در مقایسه با دویدن بدون بریس یا بریس نرم، در این فرد مبتلا به CAI باشد. در نهایت، مشاهده خط معرف دویدن با بریس سخت (خط نارنجی رنگ) نشان می‌دهد این خط شیب مثبت دارد و مقادیر λ_L در پی دویدن با بریس سخت در جهت مثبت افزایش یافته است. این نتیجه بیانگر آن است که باوجود آثار مثبت بریس‌های نرم و نیمه‌سخت در پایداری دویدن فرد مبتلا به CAI، دویدن با بریس سخت سبب کاهش پایداری این فرد شده است.

منحنی واگرایی



شکل ۴- منحنی‌های لگاریتمی واگرایی یک آزمودنی مبتلا به CAI در وضعیت دویدن بدون بریس، بریس نرم، بریس نیمه سخت و بریس سخت. خطوط راست نقطه چین نشان دهنده λ_L و خطوط راست ممتد (بزرگ‌نمایی شده) λ_T را نشان می‌دهند. مقادیر محاسبه شده برای λ_L و λ_T در هر یک از وضعیت‌های دویدن در راهنمای شکل آورده شده است.

شکل شماره ۵ ارزیابی پایداری دینامیک موضعی را با استفاده از نمای لیاپانوف زمان محدود نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود (الف) یک سیگنال سری زمانی با اضافه کردن یک تأخیر زمانی (T) به سیگنال اصلی به یک فضای حالت N بعدی (ب) (که در اینجا به صورت سه بعدی نشان داده شده) تبدیل شده است. فضای حالت نشان می‌دهد با تکامل یافتن رفتار، مسیرهای مجاور شروع به دور شدن می‌کنند. این واگرایی نتیجه نوسانات داخلی یا اغتشاش است. در مقیاس لگاریتمی (ج)، نرخ واگرایی کوتاه مدت (λ_{ST}) و واگرایی طولانی مدت (λ_{LT}) با شیب یک خط راست، می‌تواند نمایانگر بهترین تناسب اندازه‌گیری باشد. نرخ‌های بزرگ‌تر واگرایی به وسیله خطوطی با شیب تندتر نمایان می‌شوند که نشان دهنده ناپایداری موضعی بیشتر است.



شکل ۵ - ارزیابی پایداری دینامیک موضعی با استفاده از نمای لیاپانوف زمان محدود.

جدول شماره ۱ میانگین λ_L و انحراف استاندارد گروه آسیب‌دیده را حین دویدن در وضعیت بدون بریس، با بریس را نرم، نیمه‌سخت و سخت و دویدن گروه سالم را در وضعیت بدون بریس نشان می‌دهد. یافته‌های این پژوهش نشان داد میان گروه آسیب‌دیده در وضعیت دویدن بدون بریس، با بریس نرم و با بریس سخت و گروه سالم تفاوت‌های معناداری در λ_L وجود دارد. به‌طوریکه حداکثر نمای لیاپانوف کوتاه‌دوره λ_L گروه آسیب‌دیده حین دویدن بدون بریس در جهت مثبت به میزان $0/18692$ بزرگ‌تر از گروه سالم بود. همچنین، گروه آسیب‌دیده در وضعیت استفاده از بریس نرم و سخت، در مقایسه با گروه سالم، امتیازی حدود یک واحد بزرگ‌تر در جهت مثبت نشان داد. اما با وجود اینکه گروه آسیب‌دیده در وضعیت پوشیدن بریس نیمه سخت امتیازی بیشتر ($0/2228$) از گروه سالم به‌دست آورد، این اختلاف از نظر آماری معنادار نبود. بررسی یافته‌های مرتبط با λ_L نیز نشان داد در گروه آسیب‌دیده، λ_L در دویدن در هر چهار وضعیت به‌طور معناداری با گروه سالم متفاوت بود؛ بدین‌صورت که حداکثر نمای لیاپانوف بلنددوره λ_L گروه آسیب‌دیده در وضعیت دویدن بدون بریس در جهت مثبت به میزان $0/0127$ بزرگ‌تر از گروه سالم بود. همچنین λ_L گروه آسیب‌دیده با بریس نرم در جهت مثبت به میزان $0/0309$ بزرگ‌تر از گروه سالم بود. دویدن با بریس نیمه سخت سبب شد امتیاز پایداری یا λ_L بیماران مبتلا به CAI، گروه کنترل، به میزان $0/0116$ در جهت منفی افزایش یابد. با وجود اینکه بین دویدن گروه آسیب‌دیده با بریس نیمه‌سخت و گروه سالم تفاوت معناداری وجود دارد، این وضعیت، از نظر پایداری نزدیک‌ترین حالت را به گروه سالم برای بیماران مبتلا به CAI فراهم آورده است. دویدن بیماران مبتلا به CAI با بریس سخت نیز سبب شد λ_L در مقایسه با گروه سالم، به میزان $0/0211$ در جهت مثبت افزایش یابد.

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد λ_S و λ_L در دویدن گروه آسیب‌دیده در وضعیت بدون بریس، با بریس نرم، نیمه‌سخت و سخت و دویدن گروه سالم در وضعیت بدون بریس.

λ	نوع بریس	گروه سالم	گروه آسیب‌دیده	t	اندازه تأثیر	P-value
λ_S	بدون بریس	$1/20.52 \pm 0/2763$	$2/0.745 \pm 0/1946$	-7/862	0/32	0/001*
	بریس نرم		$2/20.53 \pm 0/3954$	-7/150	0/69	0/001*
	بریس نیمه‌سخت		$1/42.81 \pm 0/2897$	-1/927	0/144	0/067
	بریس سخت		$\pm 0/2247$ $2/0.883$	-8/587	0/770	0/001*
λ_L	بدون بریس	$-0/0.156 \pm 0/0.139$	$-0/0.29 \pm 0/0.133$	-2/270	0/58	0/033*
	بریس نرم		$\pm 0/0.265$ $0/0.153$	-3/576	0/448	0/002*
	بریس نیمه‌سخت		$\pm 0/0.126$ $-0/0.040$	2/128	0/171	0/045*
	بریس سخت		$\pm 0/0.126$ $-0/0.040$	2/128	0/171	0/045*

بررسی نتایج آزمون درون‌گروهی نشان داد λ_S در دویدن گروه آسیب‌دیده با بریس نیمه‌سخت به‌طور معناداری با سایر وضعیت‌های پوشیدن بریس متفاوت است. به‌طوری که بین دویدن بدون بریس و با بریس نیمه‌سخت ($P=0/001$)، بریس نرم و بریس نیمه‌سخت ($P=0/001$) و بریس نیمه‌سخت و بریس سخت ($P=0/001$) تفاوت معنادار وجود داشت (جدول شماره ۲). این در حالی بود که در λ_L وضعیت بدون بریس، با بریس نرم، بریس نیمه‌سخت و بریس سخت تفاوت معنادار وجود نداشت.

جدول ۲- مقادیر P-value برای تفاوت‌های λ_S دویدن در وضعیت‌های مختلف در گروه آسیب‌دیده.

λ	بدون بریس و بریس نرم	بدون بریس و بریس نیمه‌سخت	بدون بریس و بریس سخت	بدون بریس و بریس نیمه‌سخت	بدون بریس و بریس سخت	بدون بریس و بریس نیمه‌سخت
λ_S	0/999	0/999	0/999	0/001*	0/999	0/001*

بحث و نتیجه‌گیری

هدف کلی این مطالعه، بررسی اثرات سه نوع بریس متفاوت مچ پا بر پایداری دینامیک موضعی حین دویدن در افراد مبتلا به ناپایداری مچ پا با استفاده از حداکثر نمای لیاپانوف بود. نتایج نشان داد حداکثر نمای لیاپانوف کوتاه‌دوره (λ) گروه آسیب‌دیده حین دویدن در هر چهار وضعیت در جهت مثبت بزرگ‌تر از گروه سالم بود. از آنجا که افزایش مقادیر لاندا به معنای کاهش پایداری سیستم تلقی می‌شود (۳۳)، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که گروه آسیب‌دیده حین دویدن با و بدون پوشیدن بریس‌های استفاده‌شده در این مطالعه، در مقایسه با گروه سالم پایداری کمتری داشته‌اند. این امر بدان معناست که استفاده از بریس حین دویدن سبب بهبود پایداری گروه آسیب‌دیده نشده است. در این میان، دویدن با بریس نیمه‌سخت، در مقایسه با وضعیت‌های دیگر دویدن، کمترین اختلاف را در نمره پایداری برای گروه آسیب‌دیده در مقایسه با گروه سالم در پی داشت؛ بنابراین، به نظر می‌رسد دویدن با بریس نیمه‌سخت، در مقایسه با وضعیت‌های دیگر، بیشترین میزان پایداری را برای گروه آسیب‌دیده فراهم کرده است. به عبارت دیگر، دویدن با بریس نیمه‌سخت وضعیت پایداری نزدیک به افراد سالم را برای افراد مبتلا به CAI فراهم کرد. این در حالی است که بریس‌های نرم و سخت، نه تنها وضعیتی پایدارتر برای گروه مبتلا به CAI فراهم نکردند، بلکه سبب ناپایدارتر شدن هرچه بیشتر آزمودنی‌های آسیب‌دیده در مقایسه با گروه سالم شدند.

حداکثر نمای لیاپانوف کوتاه‌دوره یا همان λ به خوبی حداکثر اغتشاش قابل تحمل توسط سیستم دینامیکی را نشان می‌دهد (۳۳). این متغیر در بیشتر تحقیقات عامل نشان‌دهنده‌ی میزان خطر سقوط معرفی شده و در تحقیقات مدل‌سازی نیز از شاخص‌های احتمال سقوط در نظر گرفته شده است (۴۲-۴۴). تحقیقات مدل‌سازی ساده راه رفتن^۱ نشان می‌دهد λ در پی افزایش نویز حرکتی در سیستم دینامیکی افزایش می‌یابد (۴۳) که در واقع بیانگر کاهش پایداری و در نتیجه افزایش خطر سقوط است. تحقیقات دیگری نیز به بررسی میزان حساسیت این متغیر به افزایش حداکثر اغتشاش قابل کنترل در سیستم دینامیکی پرداخته و همبستگی بالایی میان λ و خطر سقوط گزارش کرده‌اند (۳۳). مطالعات روی آزمودنی‌های انسانی نیز نتایجی مشابه با تحقیقات مدل‌سازی نشان داده‌اند (۲۶-۴۷، ۴۵). در برخی از این تحقیقات که پایداری را هنگام راه رفتن روی سطوح ناهموار و نیز بر روی یخ بررسی کرده‌اند، گزارش داده‌اند λ به میزان قابل توجهی افزایش یافته و در نتیجه سبب کاهش پایداری حین راه رفتن شده است (۴۶، ۴۷). یافته‌های پژوهش حاضر نشان می‌دهد در مقایسه درون گروهی λ افراد مبتلا به CAI هنگام دویدن با بریس نیمه‌سخت کمترین میزان را دارد. بنابراین، بر اساس یافته‌های آماری و با توجه به یافته‌های تحقیقات گذشته می‌توان نتیجه‌گیری کرد که دویدن

1. Simple Walking Models

با بريس نیمه‌سخت، در مقایسه با ساير انواع بريس، وضعیت پايدارتری برای آزمودنی‌های مبتلا به CAI ایجاد می‌کند. این نتایج با یافته‌های حدادی و همکاران (۲۰۲۰) همسو بود (۴۸). بر اساس یافته‌های این پژوهش و نتایج تحقیقات پیشین، می‌توان این‌گونه بیان کرد که بريس‌های نیمه‌سخت احتمالاً با فراهم کردن نسبی حمایت مکانیکی و محدود کردن دامنه حرکتی و حذف محدودیت بیش‌ازحد در دامنه حرکتی مفصل مچ پا (که ممکن است دلیل اثربخش نبودن بريس سخت باشد) سبب بهبود پايداری می‌شوند (۱۵).

یافته‌های این پژوهش همچنین نشان داد حداکثر نمای لیاپانوف بلنددوره (λ_L) گروه آسیب‌دیده در وضعیت‌های دویدن بدون بريس، بريس نرم و بريس سخت در جهت مثبت بزرگ‌تر از گروه سالم بود. این افزایش در مقدار لاندا نشان‌دهنده‌ای از کاهش پايداری است (۳۳). دویدن گروه آسیب‌دیده با بريس نیمه‌سخت، در مقایسه با گروه سالم، با افزایش در جهت منفی همراه بود؛ بنابراین می‌توان نتیجه‌گیری کرد که دویدن بدون بريس و با بريس نرم و سخت سبب کاهش پايداری آزمودنی‌های مبتلا به CAI (آسیب‌دیده) در مقایسه با گروه سالم شده است. در مورد دویدن با بريس نیمه‌سخت، علیرغم تفاوت موجود میان دو گروه، نتایج بیانگر این است که دویدن با بريس نیمه‌سخت، در مقایسه با ساير روش‌ها، نزدیک‌ترین حالت به پايداری گروه سالم را برای گروه آسیب‌دیده فراهم کرده است.

ناحیه‌ای که λ_L در آن محاسبه می‌شود، نشان‌دهنده زمانی است که نقاط مجاور تقریباً به حداکثر جدایی از یکدیگر رسیده‌اند و فاصله میان آن‌ها به دلیل مرزهای جاذب نمی‌تواند از این بزرگ‌تر شود. برخی محققان معتقدند λ_L ثبات ذاتی مدل را نشان می‌دهد (۴۴). با این حال بسیاری از تحقیقات مدل‌سازی نشان داده‌اند λ_L نسبت به مداخله‌گرهایی که سبب تغییر پايداری راه رفتن و دویدن می‌شوند، حساس نیست و در بیشتر موارد تغییری نشان نمی‌دهد. سو و دینگویل (۲۰۰۷) با استفاده از مدل‌های ساده پویا و غیرفعال راه رفتن، نشان دادند افزایش خطر سقوط با افزایش ناهمواری‌های شیب سطح راه رفتن سبب افزایش خطی λ_L می‌شود، اما هیچ تأثیری بر مقادیر λ_L ندارد (۴۳). روس و دینگویل (۲۰۱۱) نشان دادند λ_L عملکرد خوبی در پیش‌بینی خطر سقوط در مدل راه رفتن سه‌بعدی دارد، درحالی‌که λ_L هیچ تغییر قابل‌توجهی ندارد. در واقع، تحقیق آن‌ها بیان کرد که λ_L با احتمال سقوط مرتبط است، در حالی که رابطه میان λ_L و خطر سقوط هنوز ناشناخته باقی مانده است (۴۴). به عبارت دیگر، می‌توان بیان کرد که در هیچ‌یک از تحقیقات مشابه، پايداری ذاتی سیستم دينامیکی به دنبال تغییر مشخصات پايداری مدل‌ها، تغییر قابل‌توجهی نکرده است (۳۳، ۴۳، ۴۹). در واقع، تمامی مطالعاتی که از مدل‌های ساده استفاده کرده بودند به‌اتفاق پیشنهاد کرده‌اند که λ_L و نه λ_S ممکن است پیش‌بینی‌کننده‌ای مناسب برای خطر سقوط و ناپايداری باشند. به نظر می‌رسد نتایج تحقیقات آزمایشگاهی روی نمونه‌های انسانی نیز یافته‌های تحقیقات مبتنی بر مدل‌های ساده راه

رفتن را تأیید کرده‌اند؛ برای نمونه چانگ و دیوید (۲۰۱۰) گزارش کردند که راه رفتن روی سطوح ناپایداری سبب هیچ تغییری در λ_L نمی‌شود (۴۶). علاوه بر آن، چندین پژوهش دیگر نیز به شکل مشابه این نتایج را تأیید کرده‌اند (۵۰، ۴۸، ۵۲-۲۶). نتایج پژوهش حاضر نیز با تحقیقات گذشته همسوست و در مجموع، هیچ تفاوت معناداری در جهت بهبود پایداری در λ_L گروه آسیب‌دیده در وضعیت دویدن با بریس‌های مختلف نشان نداد.

به‌طور کلی، نتایج این پژوهش با استناد به محاسبه حداکثر نمای لیپانوف کوتاه‌دوره و بلنددوره، نشان داد دویدن با بریس نیمه‌سخت، کوچک‌ترین مقدار امتیاز پایداری را برای گروه آسیب‌دیده در پی داشته و در واقع، در مقایسه با بریس‌های نرم و سخت، برای گروه مبتلا به ناپایداری مزمن مچ پا وضعیتی پایدار نزدیک به افراد سالم فراهم آورد، در حالی که کمترین میزان پایداری در دویدن با بریس نرم مشاهده شد. در نتیجه می‌توان این‌گونه بیان کرد که بریس نیمه‌سخت احتمالاً از طریق افزایش نسبی پایداری در گروه آسیب‌دیده می‌تواند در کاهش خطر بروز آسیب مجدد مؤثر باشد. در مقابل، به نظر می‌رسد بریس نرم نه تنها نمی‌تواند وضعیت پایدار قابل توجهی برای گروه آسیب‌دیده ایجاد کند، بلکه وضعیتی ناپایدارتر نیز برای آن‌ها به وجود آورده است. بنابراین لازم است در تجویز بریس نرم برای افراد مبتلا به ناپایداری مچ پا با احتیاط عمل شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از رساله دوره دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سیناست. بدین‌وسیله ضمن تشکر از کلیه شرکت‌کنندگان در این پژوهش، از مسئولان پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی برای فراهم کردن شرایط استفاده از آزمایشگاه تخصصی بیومکانیک ورزشی سپاسگزاری می‌کنیم.

منابع

1. Thompson C, Schabrun S, Romero R, Bialocerkowski A, van Dieen J, Marshall P. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis of Systematic Reviews. *Sports Med.* 2018; 48(1):189-205.
2. Yeung M, Chan K-M, So C, Yuan W. An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med.* 1994; 28(2):112-6.
3. Czajka CM, Tran E, Cai AN, DiPrea JA. Ankle sprains and instability. *Med Clin North Am.* 2014;98(2):313-29.
4. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364-375.
5. Croy T, Saliba S, Saliba E, Anderson MW, Hertel J. Differences in lateral ankle laxity measured via stress ultrasonography in individuals with chronic ankle instability, ankle sprain copers, and healthy individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(7):593-600.

6. Hubbard TJ, Hertel J. Mechanical contributions to chronic lateral ankle instability. *Sports Med.* 2006; 36(3):263-77.
7. Hiller CE, Nightingale EJ, Lin C-WC, Coughlan GF, Caulfield B, Delahunt E. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2011; 45(8): 660-72.
8. Gribble PA, Taylor BL, Shinohara J. Bracing does not improve dynamic stability in chronic ankle instability subjects. *Phys Ther Sport.* 2010;11(1):3-7.
9. Wikstrom E, Tillman M, Chmielewski T, Cauraugh J, Naugle K, Borsa P. Dynamic postural control but not mechanical stability differs among those with and without chronic ankle instability. *Scand J Med Sci Sports.* 2010; 20(1):e 137-44.
10. Denegar CR, Hertel J, Fonseca J. The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(4):166-73.
11. Pedowitz DI, Reddy S, Parekh SG, Huffman GR, Sennett BJ. Prophylactic bracing decreases ankle injuries in collegiate female volleyball players. *Am J Sports Med.* 2008;36(2):324-7.
12. Mickel TJ, Bottoni CR, Tsuji G, Chang K, Baum L, Tokushige KAS. Prophylactic bracing versus taping for the prevention of ankle sprains in high school athletes: a prospective, randomized trial. *J Foot Ankle Surg.* 2006; 45(6):360-5.
13. Olmsted LC, Vela LI, Denegar CR, Hertel J. Prophylactic ankle taping and bracing: a numbers-needed-to-treat and cost-benefit analysis. *J Athl Train.* 2004;39(1):95-100.
14. Verhagen EA, van der Beek AJ, van Mechelen W. The effect of tape, braces and shoes on ankle range of motion. *Sports Med.* 2001;31(9):667-77.
15. Zwiers R, Vuurberg G, Blankevoort L, Kerkhoffs G. Taping and bracing in the prevention of ankle sprains: current concepts. *J ISAKOS.* 2016;1(6):304-10.
16. Halim-Kertanegara S, Raymond J, Hiller CE, Kilbreath SL, Refshauge KM. The effect of ankle taping on functional performance in participants with functional ankle instability. *Phys The Sport.* 2017; 23:162-167.
17. De Ridder R, Willems T, Vanrenterghem J, Roosen P. Effect of tape on dynamic postural stability in subjects with chronic ankle instability. *Int J Sports Med.* 2015; 36(4):321-6.
18. Bicici S, Karatas N, Baltaci G. Effect of athletic taping and kinesiotaping on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *Int J Sports Phys The.* 2012;7(2):154-66.
19. Dingwell JB, Cusumano JP. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos.* 2000;10(4):848-63.
20. Dingwell JB, Cusumano JP, Sternad D, Cavanagh PR. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. *J Biomech.* 2000;33(10):1269-77.
21. Bassiri Z, Eslami M. The effect of nanoclay particles in sport shoe outsole on anklepower during stance phase of running. *J Appl Exer Physio.* 2016;12(23):43-52. (In Persian)
22. Bassiri Z, Eslami M, Ghaemy M, Hosseninejad SE, Rabiei M. The Effect of Shoe Outsole Containing Nanoclay Particles on Knee Joint Power during the Stance Phase of Running. *Ann Appl Sport Sci.* 2014; 2(3): 33-40.

23. Brin M, Stuck G. Introduction to Dynamical Systems: Cambridge University Press; 2015.
24. van Emmerik REA, Ducharme SW, Amado AC, Hamill J. Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. *J Sport Health Sci.* 2016;5(1):3-13.
25. Beek PJ, Peper C, Stegeman D. Dynamical models of movement coordination. *Hum mov sci.* 1995;14(4-5):573-608.
26. Sloot LH, Van Schooten KS, Bruijn SM, Kingma H, Pijnappels M, van Dieën JH. Sensitivity of local dynamic stability of over-ground walking to balance impairment due to galvanic vestibular stimulation. *Ann Biomed Eng.* 2011;39(5):1563-9.
27. Bruijn S, Meijer O, Beek P, Van Dieën J. Assessing the stability of human locomotion :a review of current measures. *Journal of the Royal Society Interface. J R Soc Interface.* 2013;10:1-23.
28. Rosenstein MT, Collins JJ, De Luca CJ. A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D.* 1993; 65: 117-134.
29. Nigg BM, Emery C, Hiemstra LA. Unstable shoe construction and reduction of pain in osteoarthritis patients. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(10):1701-8.
30. Chuckpaiwong B, Cook, C., Pietrobon, R., & Nunley, J. A. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. *Br J Sports Med.* 2007;41(8):510-4.
31. Simon J, Donahue M, Docherty C. Development of the identification of functional ankle instability (IdFAI). *Foot Ankle Int.* 2012;33(9):755-63.
32. Gurav RS, Ganu SS, Panhale VP. Reliability of the Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI) scale across different age groups in adults. *N Am J Med Sci.* 2014;6(10):516-8.
33. Bruijn SM, Bregman DJJ, Meijer OG, Beek PJ, van Dieën JHJMe, physics. Maximum Lyapunov exponents as predictors of global gait stability: a modelling approach. *Med Eng Phys.* 2012;34(4):428-36.
34. Bruijn SM, Th Ten Kate WR, Faber GS, Meijer OG, Beek PJ, van Dieën JH. Estimating dynamic gait stability using data from non-aligned inertial sensors. *Ann Biomed Eng.* 2010;38(8):2588-93.
35. Bruijn SM, van Dieën JH, Meijer OG, Beek PJ. Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. *J Neurosci Methods.* 2009;178(2):327-33.
36. Bruijn SM, van Dieën JH, Meijer OG, Beek PJ. Is slow walking more stable? *J Biomech.* 2009;42(10):1506-12.
37. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture.* 1998;7:77-95.
38. Brown CN, Bowser B, Orellana A. Dynamic postural stability in females with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(12):2258-63.
39. England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture.* 2007;25(2):172-8.
40. Takens F. Detecting strange attractors in turbulence. *Dynamical systems and turbulence, Warwick.* 1980;898: 366-81.
41. Sauer T, Yorke JA, Casdagli M. Embedology. *J Stat Phys.* 1991;65(3-4):579-616.

42. Li-Shin Su G, Dingwell JB. Dynamic stability of passive dynamic walking on an irregular surface. *J Biomech Eng.* 2007; 129(6): 802-10.
43. Kurz MJ, Markopoulou K, Stergiou N. Attractor divergence as a metric for assessing walking balance. *Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci.* 2010; 14(2): 151-64.
44. Roos PE, Dingwell JB. Influence of simulated neuromuscular noise on the dynamic stability and fall risk of a 3D dynamic walking model. *J Biomech.* 2011;44(8):1514-20.
45. Manor B, Wolenski P, Guevaro A, Li LJJ, Kinesiology. Differential effects of plantar desensitization on locomotion dynamics. *Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(5):e320-8.
46. Chang MD, Sejdić E, Wright V, Chau T. Measures of dynamic stability: Detecting differences between walking overground and on a compliant surface. *Hum Mov Sci.* 2010;29(6):977-86.
47. van Schooten KS, Sloot LH, Bruijn SM, Kingma H, Meijer OG, Pijnappels M, et al. Sensitivity of trunk variability and stability measures to balance impairments induced by galvanic vestibular stimulation during gait. *Gait Posture.* 2011;33(4):656-60.
48. Hadadi M, Haghighat F, Mohammadpour N, Sobhani S. Effects of Kinesiotape vs Soft and Semirigid Ankle Orthoses on Balance in Patients With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Foot Ankle Int.* 2020; 41(7): 793-802.
49. Garcia M, Chatterjee A, Ruina A, Coleman M. The simplest walking model: stability, complexity, and scaling. *J Biomech Eng.* 1998;120(2):281-8.
50. McAndrew PM, Wilken JM, Dingwell JB. Dynamic stability of human walking in visually and mechanically destabilizing environments. *J Biomech.* 2011;44(4):644-9.
51. Hak L, Houdijk H, Steenbrink F, Mert A, van der Wurff P, Beek PJ, et al. Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait Posture.* 2012; 36(2): 260-4.
52. Bruijn SM, Meijer O, Beek P, van Dieen JH. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *J R Soc Interface.* 2013;10(83):20120999.

ارجاع دهی

بصیری زهرا، عنبریان مهرداد، شریف‌نژاد علی، میری‌پور فرد بهنام. تأثیر سه نوع بریس
مچ پا بر پایداری دینامیک موضعی حین دویدن در افراد مبتلا به ناپایداری مچ پا.
مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷): ۳۶-۱۱۷.
شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9868.1460

Bassiri Z, Anbarian M, Sharifnezhad A, Miripour Fard B. The Effect of
Three Different Ankle Braces on Local Dynamical Stability of Individuals
with Chronic Ankle Instability During Running. Sport Medicine Studies.
Spring & Summer 2020; 12 (27): 117-36. (Persian).
Doi: 10.22089/smj.2021.9868.1460

تأثیر یک وهله خستگی عمومی در میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قایقرانان نخبه (از منظر احتمال بروز آسیب)

اعظم دانشورا^۱، حیدر صادقی^۲، محمد یوسفی^۴، زهره برهانی کاخکی^۵

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد تهران مرکزی، تهران، ایران.

۲. استاد گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

۳. استاد گروه بیومکانیک ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۴. استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۵. استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۱/۲۱

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۹/۳۰

چکیده

هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک وهله خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قایقرانان نخبه بود. ۱۴ قایقران مرد تیم ملی در این پژوهش نیمه‌آزمایشگاهی شرکت کردند. برای اعمال خستگی عمومی تا حد واماندگی از تمرین قایقرانی روی دستگاه ارگومتر پاروزنی استفاده شد. داده‌های کینماتیکی با استفاده از دستگاه واحدهای اندازه‌گیری اینرسی در ۱۵ دوره پاروزنی متوالی ابتدایی و انتهایی پروتکل خستگی اندازه‌گیری شدند. نتایج نشان داد یک وهله خستگی عمومی باعث تغییر در میزان هماهنگی بین مفاصل شانه-تنه در صفحه هوریزنتال و بین مفاصل آرنج-شانه در صفحه ساجیتال و همچنین تغییرپذیری بین مفاصل شانه-تنه در صفحه هوریزنتال، آرنج-شانه در صفحه ساجیتال و آرنج-تنه در صفحه ساجیتال می‌شود. یافته‌های پژوهش، بر ضرورت توجه به طراحی برنامه‌های تمرینی مناسب برای قایقرانان با رویکرد کاهش تبعات سوء‌خستگی اندام فوقانی بر عملکرد بهینه و بروز آسیب تأکید می‌کند.

واژگان کلیدی: قایقرانی، خستگی، هماهنگی، تغییرپذیری، اندام فوقانی.

1. Email: azam_daneshvar@yahoo.com

2. Email: sadeghih@yahoo.com

3. Email: mohammadyousefi2008@gmail.com

4. Email: borhani.sport@yahoo.com

مقدمه

با رشد سریع و روزافزون علاقه به رشته قایقرانی، آسیب‌دیدگی در این ورزش توجه زیادی به خود جلب کرده است. قایقرانی فعالیتی است با حرکات تکراری زیاد (تقریباً ۷۰ تکرار در هر دقیقه) که با افزایش حجم و شدت تمرینات خطر بروز آسیب‌دیدگی در آن افزایش می‌یابد (۱). حین اجرای حرکت پارو زنی، ستون فقرات به صورت تکیه‌گاه عمل می‌کند و نیرویی را که در پاها ایجاد شده است به اندام فوقانی و در نهایت به پارو منتقل می‌کند (۲). هنگامی که مفاصل ران و زانوی هر دو پا در وضعیت تقریباً باز شده کامل قرار بگیرند، بازوها حرکت پارو زنی را شروع می‌کنند. در این زمان، بازوها در وضعیت خمیده از مفصل آرنج قرار دارند و پارو را به سمت بدن و دقیقاً به سمت زیر استخوان جناغ می‌کشند. این وضعیت باز شدن کامل مفصل شانه همراه با مفاصل آرنج خم شده نشان‌دهنده انتقال به بخش دیگری از حرکت است. در انتهای حرکت پارو زنی نیز ورزشکار حرکت باز کردن مفاصل آرنج و خم کردن مفاصل شانه را انجام می‌دهد (۳). باید توجه داشت که بیشتر آسیب‌دیدگی‌ها در هنگام پارو زنی به نواحی شانه، بازوها و ستون فقرات مربوطاند (۴). تقریباً ۷۲ درصد از تمام آسیب‌های مربوط به قایقرانی را آسیب‌های مزمن تشکیل می‌دهند که در اثر استفاده بیش از حد از اندام‌ها به وجود می‌آیند (۳). اگر قایقرانی سرعت پارو زنی خود را روی ۳۰-۲۸ ضربه در دقیقه^۱ تنظیم کند، به طور متوسط حدود ۲۲۶ حرکت پارو زنی در کل زمان مسابقه انجام می‌دهد (۵).

با توجه به شیوع آسیب‌ها در قایقرانی، شناسایی عوامل اثرگذار بر بروز آسیب در این رشته ورزشی ضروری به نظر می‌رسد. در این راستا، خستگی یکی از عوامل مهم اثرگذار بر خطر بروز آسیب حین تمرین یا مسابقه محسوب می‌شود. خستگی در اثر چندین سازوکار فیزیولوژیکی به وجود می‌آید که در دو سطح مرکزی و موضعی رخ می‌دهند. به طور کلی، خستگی کاهش در ظرفیت تولید حداکثر نیرو، بدون توجه به نیروی لازم در وضعیت موجود تعریف می‌شود (۶). هنگام شرکت در فعالیت‌های ورزشی، ورزشکاران همواره خستگی را تجربه می‌کنند که این مسئله می‌تواند موجب کاهش پایداری مفصل و افزایش خطر بروز آسیب شود. پژوهش‌ها نشان داده‌اند بسیاری از آسیب‌ها در انتهای زمان تمرین یا مسابقه (عمدتاً هنگام ایجاد خستگی) اتفاق می‌افتد (۷).

از طرف دیگر، ترتیب و زمان‌بندی مناسب حرکات مفاصل درگیر و هماهنگی بین مفاصل برای انجام مناسب و بدون آسیب کارهای روزمره لازم و ضروری است (۸). این در حالی است که هرچه حرکتی پیچیده‌تر یا سخت‌تر شود، هماهنگی بین مفاصل یا ریتم حرکتی نیز پیچیده‌تر می‌شود و از طرف

1. Stroke Per Minute (spm)

دیگر، اهمیت این هماهنگی نیز آشکارتر می‌شود (۹). اخیراً از روش‌های متعددی برای بررسی هماهنگی حرکت استفاده شده‌اند (۱۰). یکی از این موارد بررسی هماهنگی بین مفصلی با استفاده از فاز نسبی پیوسته است و شامل اطلاعات موقعیت و سرعت دو مفصل نزدیک به یکدیگر در یک فاز و ترکیب آن‌ها با یکدیگر است (۸). امروزه در پژوهش‌های بیومکانیکی از این متغیر برای شناسایی عوامل خطرزای آسیب (۱۱)، هماهنگی حرکات مفاصل و اندام‌ها (۱۱) و بررسی تکنیک حرکات ورزشی در سطوح مختلف مهارتی (۱۲) استفاده می‌شود. از طرف دیگر، تغییرپذیری در ویژگی‌های بیومکانیکی نیز یکی از روش‌های بررسی کنترل حرکات بدن انسان است (۱۳). تغییرپذیری در اجرای تکنیک‌ها می‌تواند موجب ابتلا به آسیب‌های پرکاری شود؛ زیرا ورزشکار نمی‌تواند توزیع نیرو را به کل مفصل اعمال کند و استفاده از مسیر تکراری برای انتقال نیرو موجب ابتلا به آسیب‌های پرکاری می‌شود (۱۴).

برخی از مطالعات نشان داده‌اند خستگی باعث ایجاد استراتژی‌های جبرانی و تغییر در کینماتیک مفصل شانه می‌شود (۱۵،۱۶). فولر^۱ و همکاران نیز اثرات خستگی را بر هماهنگی و تغییرپذیری مفصل شانه بررسی کردند و افزایش تغییرات زاویه‌ای و تغییرپذیری هماهنگی مفصل شانه را حین ایجاد خستگی گزارش دادند (۱۸). در پژوهشی دیگر، کولی^۲ و همکاران نشان دادند خستگی عضلات دیستال اندام فوقانی باعث افزایش تغییرات زاویه‌ای مفصل شانه و آرنج می‌شود، ولی الگوی هماهنگی مفاصل را تغییر نمی‌دهد (۱۹). هافنوس^۳ و همکاران (۲۰۰۶) نشان دادند بروز خستگی در مفاصل پروگزیمال به ایجاد استراتژی جبرانی مرتبط با سیستم عصبی منجر می‌شود و الگوی هماهنگی بین مفصلی را تغییر می‌دهد (۲۰). یانگ^۴ و همکاران (۲۰۱۹) نیز مشاهده کردند خستگی موضعی عضلات ناحیه شانه یا آرنج باعث ایجاد تغییرات زاویه‌ای در مفاصل آرنج، تنه و شانه می‌شود و خستگی عضلات تنه نیز افزایش ابداکش شانه و فلکشن آرنج و تغییرپذیری هماهنگی مفصل تنه-شانه را به همراه دارد (۲۱). باید دقت داشت که در این پژوهش‌ها برای ایجاد خستگی در آزمودنی‌ها از روش‌های مختلفی چون انقباضات ایزوکنیتیک، حرکات تکراری و فعالیت‌های عملکردی استفاده شده است (۲۴-۱۴،۲۱). به‌هرحال، اثر استفاده از پروتکل‌های مشابه با فعالیت حین مسابقه در ورزش‌های حرفه‌ای مانند قایق‌رانی چندان بررسی نشده است. در همین زمینه، مارکولین^۵ و همکاران (۲۰۱۵) به بررسی

-
1. Fuller
 2. Cowley
 3. Hufenus
 4. Yang
 5. Marcolin

اثرات چهار دقیقه قایقرانی با افزایش شدت روی آب و دستگاه ارگومتر پرداختند و نشان دادند در پی ایجاد این نوع خستگی تغییرات کینماتیکی مانند افزایش حداکثر فلکشن مفصل آرنج و کاهش حداکثر فلکشن مفصل زانو رخ می‌دهد (۲۶). پولاک^۱ و همکاران (۲۰۱۲) نیز نشان دادند الگوی هماهنگی بین نواحی بازوها، تنه و پاها در طول آزمون پارونزی ۲۰۰۰ متر در زنان قایقران نخبه تغییر می‌کند (۲). به هر حال، این دسته از مطالعات نیز میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل مختلف بدن و همچنین تأثیر خستگی حاصل از پارونزی را بررسی نکرده‌اند. با توجه به موارد ذکر شده و اهمیت شناسایی تأثیر خستگی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل بالاتنه، هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک وهله خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی (شانه-تنه، آرنج-شانه و آرنج-تنه) در قایقرانان نخبه بود.

روش پژوهش

آزمودنی‌ها: حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور در توان آماری ۰/۸ و اندازه اثر ۰/۸ و همچنین سطح معناداری ۰/۰۵ برابر با ۱۲ نفر محاسبه شد (۲۶). به منظور جلوگیری از اثر منفی ریزش آزمودنی‌ها و افزایش توان آماری، ۱۴ نفر از مردان بزرگسال حاضر در اردوی تیم ملی قایقرانی (با میانگین و انحراف استاندارد سن: ۲۰/۵±۱/۸ سال، قد: ۱/۸۵±۰/۰۷ متر، جرم: ۸۵/۷۰±۶/۵ کیلوگرم) در این پژوهش شرکت کردند. معیارهای ورود شامل ورزشکارانی بود که بر اساس رکوردگیری مربیان تیم‌های ملی بهترین رکورد را در سال ۱۳۹۸ کسب کرده بودند و اسامی‌شان توسط فدراسیون قایق-رانی اعلام شده بود و نیز در اردوی آمادگی تیم‌های ملی به سر می‌بردند. این افراد به‌طور متوسط ۱۰ جلسه در هفته (در دو نوبت صبح و بعدازظهر) و هر جلسه دست‌کم ۹۰ دقیقه به‌طور منظم زیر نظر مربیان تیم ملی تمرین می‌کردند. به منظور رعایت اصول اخلاقی در آزمون‌ها، طرح پژوهش حاضر در دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران بررسی و با شناسه اخلاق IR.IAU.TMU.REC.1399.230 مصوب شد.

نحوه اجرای آزمون: پیش از شروع آزمون، فرآیند پژوهش برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد. همچنین از تمامی ورزشکاران فرم رضایت آگاهانه دریافت شد و آزمودنی‌ها پرسش‌نامه‌ای شامل مشخصات فردی (جنسیت، سن، قد و وزن) را تکمیل کردند. برای ثبت داده‌های کینماتیکی (در سه صفحه ساجیتال،

فرونتال و هوریزنتال) از سیستم ۳ سه بعدی آنالیز مایوموشن^۱ ساخت شرکت نورآکسون^۲ آمریکا استفاده شد. حسگرها طبق دستورالعمل روی سمت راست و چپ تنه و دست راست آزمودنی‌ها (زائده خاری مهره هفتم گردنی، خار خاصره‌ای قدامی فوقانی سمت راست و چپ، ساکروم، زائده آخرمی سمت راست، برجستگی بزرگ استخوان بازو، برجستگی فوقانی استخوان بازو، زائده آرنجی و مرکز مچ دست واقع در نقطه میانی زوائد نیزه‌ای دو استخوان زندزیرین و زیرین) قرار گرفت (۲۷،۲۸). نرخ نمونه برداری سیستم مایوموشن نیز روی ۲۰۰ هرتز تنظیم شد (۲۹).

برای اجرای پروتکل خستگی از میانگین توان^۳ استفاده شد؛ به این ترتیب که برای اندازه‌گیری میانگین توان، آزمودنی‌ها روی ارگومتر کانسپت^۴ تو^۴ آزمون ۲۰۰۰ متر را انجام دادند و مانیتور ارگومتر زمان، کالری مصرف شده، مسافت، الگوی تمرین در حال اجرا و ضربان قلب ورزشکار، میانگین توان ورزشکار و تعداد ضربه پارو زنی در هر دقیقه را نمایش داد (۳۰). بعد از یک هفته، هر آزمودنی پس از مراجعه، ابتدا به مدت پنج دقیقه و با سرعت دلخواه گرم کردن عمومی روی ارگومتر روئینگ را انجام می‌داد. سپس، پروتکل خستگی انجام می‌شد که شامل سه آزمون دو دقیقه‌ای با بار ثابت در ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درصد از میانگین توان به صورت پیوسته و بدون استراحت بود. سپس، ورزشکاران آزمون را با ریتیم ثابت بین ۲۸-۳۲ ضربه پارو در دقیقه با بار ثابت از میانگین توان خود تا حد واماندگی انجام می‌دادند (۳۱). فرکانس‌های توان خروجی و ضربه روی مانیتوری در مقابل آن‌ها به نمایش گذاشته می‌شد. آزمون تا حد واماندگی یا تا زمانی ادامه می‌یافت که کاهش ۱۰ درصد از توان خروجی در پارو زدن به مدت بیش از ۱۰ ثانیه مشاهده می‌شد. داده‌های کینماتیکی در ۱۵ حرکت پارو زنی متوالی ابتدا و انتهای پروتکل خستگی (برای شروع ۷±۳ درصد زمان کل و برای پایان ۹۳±۲ درصد زمان کل) ثبت می‌شد (۳۰). تصویر شماره ۱ نحوه اجرای پروتکل پارو زدن توسط آزمودنی را روی ارگومتر قایقرانی نشان می‌دهد.

-
1. Myomotion 3D Analysis System
 2. Noraxon
 3. Mean Power (MP)
 4. Consept II



شکل ۱- نحوه نصب نشانگرها و اجرای پروتکل پاروژنی توسط آزمودنی

پردازش داده‌ها: به‌منظور تحلیل هماهنگی و تغییرپذیری تنه، با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث درجه دو با فرکانس برش پنج هرتز (۳۲) روی داده‌های کینماتیکی ۱۵ حرکت پاروژنی متوالی ابتدا و انتهای پروتکل خستگی که توسط دستگاه مایوموشن ثبت شده بود، کاهش نویز اجرا شد (۵). هر حرکت پاروژنی از لحظه شروع کشیدن پارو تا ضربه زدن و اجرای مرحله بازگشت به حالت اولیه و درنهایت رسیدن دست‌ها به نقطه شروع حرکت تعریف شد. تمامی فرآیندهای پردازش داده‌ها در محیط نرم‌افزار متلب انجام شد. خروجی داده‌های دستگاه به‌صورت موقعیت زاویه‌ای مفاصل بود و پس از استخراج از نرم‌افزار دستگاه، میزان جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای در نرم‌افزار متلب محاسبه شد. سپس، با توجه به اهداف پژوهش حاضر، این مقادیر برای محاسبه هماهنگی و تغییرپذیری به‌منظور شناسایی اثر خستگی در کل بازه ۱۵ پاروژنی متوالی انتخاب و از نظر آماری تجزیه و تحلیل شدند. به‌منظور ساختن سری زمانی برای محاسبات مذکور داده‌های ۱۵ حرکت پاروژنی ابتدایی و انتهایی از بین حرکات پاروژنی هر آزمون انتخاب شد. سپس جابه‌جایی زاویه‌ای نواحی ستون فقرات (شانه-تنه، آرنج-شانه، آرنج-تنه)، حین حرکت در سه صفحه جداسازی شد (۳۳). در ادامه، سرعت زاویه‌ای هر مفصل با استفاده از رابطه زیر محاسبه شد (۳۴):

$$\omega_i = \frac{\theta(i) - \theta(i-1)}{t(i) - t(i-1)}$$

همچنین، برای محاسبه نسبت فازی هر مفصل در هر فریم، ابتدا، با استفاده از معادلات زیر، جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای در بازه ۱ تا ۱- نرمال شدند (۳۴):

$$\theta_{inorm} = \left(\frac{2 * [\theta_i - \min(\theta_i)]}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)} \right)$$

$$\omega_{inorm} = \left(\frac{\omega_i}{\max\{\omega_i\}} \right)$$

با رسم سرعت زاویه‌ای در تابع جابه‌جایی، منحنی زاویه‌ای فازی مفصل به‌دست آمد. همچنین با رسم زاویه فازی و محاسبه شیب هر نقطه از منحنی، سرعت زاویه‌ای-جابه‌جایی زاویه‌ای و مقدار زاویه فازی به‌دست آمد (۳۴):

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{\omega_i}{\theta_i} \right) \quad i=1, 2, \dots, n$$

برای به‌دست آوردن فاز نسبی پیوسته (CPR) از رابطه زیر استفاده شد (۳۴):

$$CRP(i) = \phi_A(i) - \phi_B(i)$$

با توجه به معادلات فوق، کدهای لازم در نرم‌افزار متلب نوشته و اجرا شد. همچنین متغیر هماهنگی به‌طور مستقیم از CPR و تغییرپذیری هماهنگی نیز از طریق انحراف استاندارد CPR برای جفت مفاصل تنه-شانه، تنه-آرنج و شانه-آرنج در صفحات حرکتی مختلف (ساجیتال، فرونتال و هوریزانتال) محاسبه شد. این مقادیر برای هر متغیر برابر با تفاضل زاویه مفصل دیستال از مفصل پروگزیمال بود. تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها: برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون آماری شاپیرو-ویلک استفاده شد. همچنین، از آزمون آماری ویلکاکسون و تی وابسته برای مقایسه اثرات خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی استفاده شد. سطح معناداری در تمامی آزمون‌های آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است. برای بررسی اندازه اثر خستگی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری از روش دی کوهن استفاده شد (۳۵).

یافته‌ها

نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد توزیع متغیر میزان هماهنگی بین مفاصل اندام فوقانی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون طبیعی است ($P > 0/05$). همچنین، توزیع تمامی متغیرهای میزان

تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی طبیعی بود ($P > 0/05$)، اما مشاهده شد میزان تغییرپذیری بین مفاصل آرنج-شانه در صفحه ساجیتال در پس‌آزمون غیرطبیعی است ($P = 0/012$). نتایج آزمون تی وابسته نشان داد بین میزان هماهنگی مفاصل شانه-تنه در صفحه ساجیتال، مفاصل شانه-تنه در صفحه فرونتال و مفاصل آرنج-تنه در صفحه ساجیتال در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود ندارد ($P > 0/05$). در مقابل، نتایج آزمون تی وابسته نشان داد بین میزان هماهنگی مفاصل شانه-تنه در صفحه هوریزنتال ($P = 0/002$) و مفاصل آرنج-شانه در صفحه ساجیتال در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین اثر خستگی عمومی با توجه به میزان اندازه اثر به ترتیب بر میزان هماهنگی مفاصل شانه-تنه در صفحه هوریزنتال ($0/711$) و مفاصل آرنج-شانه در صفحه ساجیتال ($0/623$) بیشتر بود. همچنین نتایج آزمون تی وابسته نشان داد در میزان تغییرپذیری مفاصل شانه-تنه در صفحه ساجیتال و مفاصل شانه-تنه در صفحه فرونتال بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود ندارد ($P > 0/05$). در مقابل، نتایج آزمون تی وابسته نشان داد بین میزان تغییرپذیری مفاصل شانه-تنه در صفحه هوریزنتال ($P = 0/044$) و مفاصل آرنج-تنه در صفحه ساجیتال ($P = 0/030$) در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین نتایج آزمون ویلکاکسون نشان داد بین میزان تغییرپذیری مفاصل آرنج-شانه در صفحه ساجیتال ($P = 0/035$) در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود دارد. به علاوه، اثر خستگی عمومی، با توجه به میزان اندازه اثر، به ترتیب بر میزان تغییرپذیری مفاصل شانه-تنه در صفحه هوریزنتال ($0/997$)، مفاصل آرنج-تنه در صفحه ساجیتال ($0/920$) و مفاصل آرنج-شانه در صفحه ساجیتال ($0/786$) بیشتر بود (جدول ۱).

جدول ۱- نتایج آزمون تی وابسته و ویلکاکسون برای مقایسه میانگین (انحراف استاندارد) میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی عمومی.

نام متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار t	مقدار P	اندازه اثر
هماهنگی شانه-تنه در صفحه ساجیتال	$\pm 20/81$	$\pm 16/78$	۱/۴۵۹	۰/۱۶۸	۰/۳۳۳
تغییرپذیری شانه-تنه در صفحه ساجیتال	$\pm 13/26$	$\pm 11/94$	-۰/۹۹۱	۰/۳۴۰	۰/۳۷۸
	۳۹/۱۴	۴۳/۹۰			

ادامه جدول ۱- نتایج آزمون تی وابسته و ویلکاکسون برای مقایسه میانگین (انحراف استاندارد) میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی عمومی.

نام متغیر	پیش آزمون	پس آزمون	مقدار t	مقدار P	اندازه اثر
هماهنگی شانه-تنه در صفحه فرونتال	± ۱۷/۴۱ ۱۲/۰۸	۸/۷۸ ± ۱۸/۲۸	۱/۳۱۳	۰/۲۱۲	۰/۱۸۵
تغییرپذیری شانه- تنه در صفحه فرونتال	± ۱۱/۸۴ ۳۸/۲۴	± ۱۴/۰۶ ۴۵/۰۹	- ۱/۴۸۸	۰/۱۶۱	۰/۵۲۹
هماهنگی شانه-تنه در صفحه هوریزنتال	۳/۴۸ ± ۷/۷۵	۸/۸۳ ± ۷/۲۹	- ۳/۷۸۰	۰/۰۰۲*	۰/۷۱۱
تغییرپذیری شانه- تنه در صفحه هوریزنتال	۱۹/۶۶ ± ۶/۵۹	۲۶/۵۸ ± ۷/۲۹	- ۲/۲۲۷	۰/۰۴۴*	۰/۹۹۷
هماهنگی آرنج- شانه در صفحه ساجیتال	± ۱۳/۹۲ -۳/۷۷	± ۱۳/۶۱ -۱۲/۳۵	۲/۶۳۲	۰/۰۲۱*	۰/۶۲۳
تغییرپذیری آرنج- شانه در صفحه ساجیتال	± ۱۳/۳۰ ۴۵/۷۶	± ۱۵/۱۰ ۵۶/۹۲	- ۲/۱۰۳	۰/۰۳۵*	۰/۷۸۶
هماهنگی آرنج-تنه در صفحه ساجیتال	± ۱۲/۹۴ -۷/۶۳	± ۱۴/۵۶ -۱۲/۲۷	۱/۶۳۲	۰/۱۲۷	۰/۳۳۷
تغییرپذیری آرنج- تنه در صفحه ساجیتال	± ۱۲/۳۳ ۳۴/۵۱	± ۱۱/۲۹ ۴۵/۳۸	- ۲/۴۳۴	۰/۰۳۰*	۰/۹۲۰

واحد مقادیر میزان هماهنگی بین مفاصل اندام فوقانی بر حسب درجه است.
علامت * نشان دهنده تفاوت معنادار بین پیش آزمون و پس آزمون در سطح معناداری ۰/۰۵ است.

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک وهله خستگی عمومی در میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی (شانه-تنه، آرنج-شانه و آرنج-تنه) قایقرانان نخبه بود. نتایج این پژوهش نشان می‌دهد یک وهله پروتکل خستگی عمومی تغییر معناداری در میزان هماهنگی بین مفاصل

شانه-تنه در صفحات ساجیتال و فرونتال و بین مفاصل آرنج-تنه در صفحه ساجیتال قایقرانان نخبه ایجاد نمی‌کند، اما اجرای یک وهله خستگی عمومی در میزان هماهنگی بین مفاصل شانه-تنه در صفحه هوریزنتال و مفاصل آرنج-شانه در صفحه ساجیتال اثرگذار است. به علاوه، این نتایج نشان می‌دهد یک وهله پروتکل خستگی عمومی تغییر معناداری در میزان تغییرپذیری بین مفاصل شانه-تنه در صفحات ساجیتال و فرونتال و بین مفاصل آرنج-تنه در صفحه ساجیتال قایقرانان نخبه ایجاد نمی‌کند، اما اجرای یک وهله خستگی عمومی در میزان تغییرپذیری بین مفاصل شانه-تنه در صفحه هوریزنتال، مفاصل آرنج-شانه در صفحه ساجیتال و مفاصل آرنج-تنه در صفحه ساجیتال اثرگذار است. کوپ^۱ و همکاران (۲۰۱۰) نیز هم‌راستا با نتایج پژوهش حاضر نشان دادند پس از خستگی عضلانی، به ویژه عضلات چرخاننده کتف، ویژگی‌های کینماتیکی ناحیه شانه تغییر می‌کند (۳۷). همچنین، سنجرى و همکاران (۲۰۱۴) مشاهده کردند که خستگی عضلانی باعث افزایش تغییرپذیری دامنه حرکتی مفصل آرنج می‌شود (۲۲). در حالت خستگی نقش سیستم عصبی مرکزی در کنترل حرکت کاهش می‌یابد و این کنترل به تعامل سیستم و محیط واگذار می‌شود؛ بنابراین، ممکن است این مسئله در وضعیت پیش‌بینی‌ناپذیر محیطی به آسیب منجر شود. به علاوه، علی‌بازی و همکاران (۲۰۱۵) در مطالعه‌ای مروری نشان دادند خستگی ویژگی‌های کینماتیکی ناحیه کمر بند شانه‌ای را تغییر می‌دهد و به کاهش حس عمقی در طول حرکات مختلف مفاصل ناحیه شانه منجر می‌شود؛ بنابراین شواهد کافی مبنی بر تأثیر منفی خستگی بر ویژگی‌های کینماتیکی کمر بند شانه‌ای وجود دارد (۲۵). چهارم‌حالی و همکاران (۲۰۲۰) نیز تأثیر خستگی عضلات کمر بند شانه‌ای را بر حرکات ظریف (رسم شکل با مداد) و درشت (پاس پنجه) بررسی کردند و نشان دادند خستگی عضلات کمر بند شانه‌ای موجب کاهش عملکرد در مهارت‌های ظریف انگشتان در دختران می‌شود، اما در مهارت‌های درشت دستی دختران و پسران تأثیری ندارد (۱۵). در مقابل، تالتی^۲ و آندرسون^۳ (۲۰۰۹) به بررسی اثر خستگی حاصل از پارو زنی با دستگاه ارگومتر بر هماهنگی تغییرپذیری بین مفاصل ران-آرنج در قایقرانان در سطح ملی پرداختند و نشان دادند این نوع خستگی بر هماهنگی تغییرپذیری بین مفاصل ران-آرنج این افراد اثری ندارد (۳۸). باید توجه داشت حجم نمونه مورد مطالعه آن‌ها تنها شامل سه نفر قایقران (دو مرد و یک زن) بود که این تعداد حجم نمونه نمی‌تواند برای ارائه نتایج دقیق، مناسب باشد؛ در نتیجه، احتمالاً تفاوت در حجم نمونه یکی از دلایل مهم ایجاد تناقض در نتایج پژوهش مذکور

-
1. Chopp
 2. Talty
 3. Anderson

در مقایسه با نتایج پژوهش حاضر باشد. همچنین، مطالعات پیشین نشان داده‌اند نوع پروتکل خستگی (مانند خستگی موضعی و عمومی) (۲۳)، نوع وظیفه حرکتی (۳۴)، سطح مهارتی افراد (۲۲)، جنسیت (۱۴) و بسیاری از عوامل دیگر نیز در نحوه اثرگذاری خستگی دخالت می‌کنند؛ برای مثال، احمدی و همکاران (۲۳) نشان دادند به دلیل دریافت بهتر اطلاعات حس عمقی و بهبود قدرت و کیفیت کنترل عصبی-عضلانی در افراد ورزشکار خستگی تأثیر کمتری روی آن‌ها دارد (۲۲)؛ بنابراین، هنگام مقایسه نتایج مطالعات در این زمینه باید به این موارد توجه کرد و احتیاط لازم را در نظر داشت.

تجزیه و تحلیل متغیرهای هماهنگی و تغییرپذیری اطلاعات مهمی در مورد تغییرات در حوزه راهبردهای حرکتی ارائه می‌دهد (۳۴). خستگی با تغییر در ویژگی‌های بیومکانیکی حرکت باعث ایجاد استراتژی‌های جبرانی جدیدی در سطح سیستم عصبی می‌شود که می‌تواند الگوهای هماهنگی جدیدی ایجاد کند (۱۵،۲۴). باید توجه داشت حین پاروژنی، بیشتر حرکات مفاصل درگیر تنه و بالاتنه در سطح ساجیتال انجام می‌شود و دامنه حرکتی مفاصل در سطح فرونتال در محدوده‌ای کمتر قرار دارد (۳۸). ممکن است همین مسئله دلیل بی‌اثر بودن خستگی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل در سطح فرونتال باشد. از طرف دیگر، میزان چرخش ناحیه تنه نقشی مهم در حرکت پاروژنی دارد (۳۹). هنگام خستگی کنترل حرکات ناحیه تنه دشوار می‌شود و دامنه حرکتی این ناحیه افزایش می‌یابد؛ در نتیجه، خطر بروز آسیب‌های مختلف در اثر حرکات خطرناک خارج از محدوده طبیعی در مفاصل افزایش می‌یابد (۴۰). بنابراین، افزایش تغییرپذیری بین مفاصل شانه-تنه در صفحه هوریزانتال ممکن است نشان‌دهنده اثرات منفی خستگی باشد و خطر بروز آسیب را افزایش بدهد. به‌طور کلی، خستگی می‌تواند اطلاعات دریافت‌شده از منابع حسی به مغز را مختل کند و به کاهش سرعت انتقال پیام‌های آوران و وایران به سیستم اسکلتی-عضلانی منجر شود و بر توانایی حرکات مؤثر جبرانی و تعادل اثر بگذارد (۱۴). مجموعه این عوامل باعث می‌شوند نقش سیستم عصبی مرکزی در کنترل و هماهنگی حرکتی تحت تأثیر قرار بگیرد (۲۱).

از طرف دیگر، به دلیل اینکه بخش وسیعی از مناطق قشر حرکتی و پیش حرکتی مغز به حرکات ظریف اختصاص دارد و نیز از آنجا که این حرکات از گروه‌های عضلانی ظریف‌تری استفاده می‌کنند، در مقایسه با مهارت‌های حرکتی درشت، آسیب‌پذیرترند و پس از بیماری یا خستگی بیشتر از سایر مهارت‌ها دچار اختلالات عملکردی می‌شوند (۳۸). باید توجه داشت، حین پاروژنی مفاصل پروگزیمال‌تر بیشتر دارای مهارت‌های حرکتی درشت با نقش پایدارکنندگی‌اند و مفاصل دیستال‌تر بیشتر مهارت‌های حرکتی ظریف و نقش حرکتی دارند (۳۹). به‌هرحال، در پژوهش حاضر از پروتکل خستگی عمومی مشابه با تمرین پاروژنی استفاده شد که تمامی بخش‌های بدن را درگیر می‌کرد و

روی تمامی مفاصل مورد بررسی اثر می‌گذاشت؛ در نتیجه، تقریباً تمامی نواحی بررسی شده از این نوع خستگی متأثر شدند، اما احتمالاً به دلیل اینکه عمده حرکات این نواحی حین پاروژنی در سطح ساجیتال (و تا حدودی هوریزانتال) انجام می‌شود، میزان اثرگذاری خستگی روی متغیرهای مربوط به این سطوح بیشتر بود. بنابراین، لازم است حین بررسی اثرات خستگی بر بخش‌های مختلف بدن به این مسئله توجه خاصی شود.

با توجه به اینکه در مطالعه حاضر، نقش خستگی در متغیرهای دیگری چون نمودار و الگوی میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل بررسی نشد، بررسی این موضوع می‌تواند در مطالعات آتی مد نظر قرار گیرد.

نتایج این مطالعه مؤید نقش خستگی در هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی بود؛ از این رو به نظر می‌رسد توجه به پدیده هماهنگی در برنامه‌های تمرینی با رویکرد نقش افزایش هماهنگی در کاهش هزینه انرژی و کاهش آسیب در ورزشکاران تیم‌های قایقرانی روئینگ ضرورت دارد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمام اعضای تیم ملی روئینگ و فدراسیون قایقرانی جمهوری اسلامی که در انجام این پژوهش ما را یاری کردند، تشکر و قدردانی می‌شود.

منابع

1. Rakovac M. Smoljanović T. Bojanić I. Hannafin JA. Hren D. Thomas P. Body size changes in elite junior rowers: 1997 to 2007. *Coll Antropol.* 2011; 35(1):127–31.
2. Pollock C. Jones I. Jenkyn T. Ivanova T. Garland S. Changes in kinematics and trunk electromyography during a 2000 m race simulation in elite female rowers. *Scand J Med Sci Sports.* 2012; 22(4):478–87.
3. Hosea TM. Hannafin JA. Rowing injuries. *Sports Health.* 2012; 4(3): 236–45.
4. Cramer JT. Housh TJ. Weir JP. Johnson GO. Coburn JW. Beck TW. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *Eur J Appl Physiol.* 2005; 93(5–6): 530–9.
5. Reid DA. Mcnair PJ. Factors contributing to low back pain in rowers. *Br J Sports Med.* 2000; 34(5): 321–2.
6. Bigland-Ritchie B. Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve Off J Am Assoc Electrodiagn Med.* 1984; 7(9): 691–9.
7. Hewett TE. Myer GD. Ford KR. Heidt Jr RS. Colosimo AJ. McLean SG. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study.

- Am J Sports Med. 2005; 33(4): 492–501.
8. Chiu S-L, Chou L-S. Variability in inter-joint coordination during walking of elderly adults and its association with clinical balance measures. *Clin Biomech.* 2013; 28(4): 454–8.
 9. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 3rd ed. Wolters Kluwer, 2009.
 10. Miller RH, Chang R, Baird JL, Van Emmerik REA, Hamill J. Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. *J Biomech.* 2010; 43(13):2554–60.
 11. Drewes LK, McKeon PO, Paolini G, Riley P, Kerrigan DC, Ingersoll CD, et al. Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil.* 2009;18(3):375–88.
 12. Cazzola D, Pavei G, Preatoni E. Can coordination variability identify performance factors and skill level in competitive sport? The case of race walking. *J Sport Heal Sci.* 2016;5(1):35–43.
 13. Hunter AM, Gibson ASC, Lambert M, Noakes TD. Electromyographic (EMG) normalization method for cycle fatigue protocols. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(5):857–61.
 14. Chaharmahali L, Rafei M, Azadian E. Effects of shoulder complex muscles fatigue in hand's fine and gross skills in volleyball players. *J Rehabil Med.* 2020;8(4):39-46 [in Persian].
 15. Côté JN, Mathieu PA, Levin MF, Feldman AG. Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. *Exp brain Res.* 2002;146(3):394–8.
 16. Côté JN, Raymond D, Mathieu PA, Feldman AG, Levin MF. Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals. *Clin Biomech.* 2005;20(6):581–90.
 17. Fuller JR, Lomond KV, Fung J, Côté JN. Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(6):1043–52.
 18. Cowley JC, Gates DH. Proximal and distal muscle fatigue differentially affect movement coordination. *PLoS One.* 2017;12(2):e0172835.
 19. Hufnuss A-F, Amarantini D, Forestier N. Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. *Exp brain Res.* 2006;170(4):438–47.
 20. Yang C, Leitkam S, Côté JN. Effects of different fatigue locations on upper body kinematics and inter-joint coordination in a repetitive pointing task. *PLoS One.* 2019;14(12):e0227247.
 21. Sanjari M, Mohseni S, Kamali M, Nikmaram M. Quantitative analysis of elbow range of motion variability due to muscular fatigue. *Rehabilitation.* 2014;14(4):99-105 [in Persian].
 22. Ahmadi M, Akbari M, Dadgoo M, Talebian S, Pahnabi G. The effect of lumbar muscle fatigue on postural control in Athlete and non-Athlete Subjects. *J Mod Rehabil.* 2015;9(2):8-15 [in Persian].
 23. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neurosci*

- Biobehav Rev. 2012;36(1):162-76.
24. Joghatin Alibazi R. Nodehi Moghadam A. Zarrabi V. Bakhshi E. Nakhaei N. The effect of muscle fatigue on normal biomechanics of shoulder Girdle: a systematic review of the literature. *Rehabilitation*. 2015;16(3):242-250 [in Persian].
 25. Marcolin G. Lentola A. Paoli A. Petrone N. Rowing on a boat versus rowing on an ergo-meter: a biomechanical and electromyographycal preliminary study. *Procedia Eng*. 2015;112:461-6.
 26. Erdfelder E. Faul F. Buchner A. GPOWER: A general power analysis program. *Behav Res methods, instruments, Comput*. 1996;28(1):1-11.
 27. Damavandi M. Bakhshandeh-zahmati N. Fathi M. Upper Limbs Kinematics of Liberation Moment in the Elite Archers. *J Sport Biomech*. 2015;1(2):33-39 [in Persian].
 28. Rajabi R. Mohammadpour S. Kinematics of trunk and knee in sagittal plane with anterior tibia shear force during single leg landing. *Sci J Kurdistan Univ Med Sci*. 2014;19(2):47-56 [in Persian].
 29. Mansouri M. Jamshidi AA. Khalegh Tazji M. Eftekhari F. Effect of fatigue in different periods of simulated match protocol on selected kinematic variables and electromyography of futsal players' lower limb. *J Rehab Med*. 2019;8(2):67-79 [in Persian].
 30. Turpin NA. Guével A. Durand S, Hug F. Effect of power output on muscle coordination during rowing. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111(12):3017-29.
 31. Wilson F. Gormley J. Gissane C. Simms C. The effect of rowing to exhaustion on frontal plane angular changes in the lumbar spine of elite rowers. *J Sports Sci*. 2012;30(14):1481-9.
 32. Greene AJ. Sinclair PJ. Dickson MH. Colloud F. Smith RM. The effect of ergometer design on rowing stroke mechanics. *Scand J Med Sci Sports*. 2013;23(4):468-77.
 33. Soper C. Hume PA. Towards an ideal rowing technique for performance. *Sport Med*. 2004;34(12):825-48.
 34. Jafarnezhadgero A. Sadri A. The effects of foot orthoses on lower limb intra-joint coordination variability during walking in children with flexible flat foot. *J Appl Exerc Physiol*. 2019;14(28):89-100 [in Persian].
 35. Kotrlik J. Williams H. The incorporation of effect size in information technology, learning, information technology, learning, and performance research and performance research. *Inf Technol Learn Perform J*. 2003;21(1):1.
 36. Chopp J. O'Neill J. Hurley K. Dickerson C. Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff: a radiographic analysis. *J shoulder Elb Surg*. 2010;19(8):1137-44.
 37. Talty P, Anderson R. Effect of fatigue on the coordination variability in rowers. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 2009.
 38. Miarka B. Dal Bello F. Brito CJ. Vaz M. Del Vecchio FB. Biomechanics of rowing: kinematic, kinetic and electromyographic aspects. *J Phys Educ Sport*. 2018;18(1):193-202.

39. Holt P. Bull A. Cashman P. McGregor A. Kinematics of spinal motion during prolonged rowing. *Int J Sports Med.* 2003;24(08):597-602.
40. Missenard O. Mottet D. Perrey S. The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. *Exp Brain Res.* 2008;185:151-6.

ارجاع دهی

دانشور اعظم، صادقی حیدر، یوسفی محمد، برهانی کاخکی زهره. تأثیر یک وهله خستگی عمومی در میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قایقرانان نخبه (از منظر احتمال بروز آسیب). *مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۵۲-۱۳۷.* شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9792.1457

Daneshvar A, Sadeghi H, Yousefi M, Borhani Kakhki Z. The Effects of One Global Fatigue Stage on Coordination and Variability of Between Upper Extremity Joints in Elite Rowers (Perspective to Risk of Injury). *Sport Medicine Studies.* Spring & Summer 2020; 12 (27): 137-52. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9792.1457

مقایسه اثر کفی کفش با شیب خارجی بر گشتاور اداکشن خارجی زانو در افراد مبتلا به زانوی پرانتری با ساختار پای مشابه طی فاز استقرار دویدن

مهدی قیطاسی^۱، بهروز ایمری^۲، فرشته حبیبی^۳، غلامرضا رئیسی^۴، بیژن فروغ^۵

۱. استادیار، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تندرستی و بازتوانی در ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی.

۲. استادیار، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و ورزشی، دانشگاه گنبدکاووس (نویسنده مسئول).

۳. دانشجوی دکتری، بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران.

۴. استاد، طب فیزیکی و توان‌بخشی، گروه طب فیزیکی و توان‌بخشی، دانشکده طب فیزیکی و توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران.

۵. استاد، طب فیزیکی و توان‌بخشی، گروه طب فیزیکی و توان‌بخشی، دانشکده طب فیزیکی و توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران.

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۱/۲۱

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۱۰/۱۸

چکیده

پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر کفی کفش با شیب خارجی متفاوت بر ایمپالس و گشتاور اداکشن خارجی زانو در افراد دارای زانوی پرانتری انجام شد. شاخص‌های کینتیکی و کینماتیکی مفصل زانو حین دویدن با پای برهنه، کفش بدون کفی، کفش همراه کفی با شیب خارجی صفر، ۵ و ۱۰ درجه با روش دینامیک معکوس محاسبه شد. بر اساس نتایج، بین کفی‌های کفش در میزان اوج گشتاور و ایمپالس گشتاور اداکشنی زانو اختلاف معناداری مشاهده شد، به طوری که کفی‌هایی با شیب خارجی ۵ و ۱۰ درجه، در مقایسه با شرایط پای برهنه، کفش بدون کفی و کفش همراه کفی با شیب صفر درجه باعث کاهش معنادار اوج گشتاور و ایمپالس گشتاور اداکشنی زانو شدند. بر این اساس، می‌توان کفی‌های دارای شیب خارجی را به‌عنوان راه‌کاری مؤثر و غیرتهاجمی با هدف پیشگیری از اختلالات اسکلتی عضلانی از جمله استئوآرتریت مرتبط با ناهم‌راستایی زانوی پرانتری در افراد مبتلا پیشنهاد نمود.

واژگان کلیدی: گشتاور اداکشن زانو، ایمپالس گشتاور اداکشن، کفی خارجی، زانوی پرانتری.

1. Email: m_gheitasi@sbu.ac.ir

2. Email: behrooz.imeri@gmail.com

3. Email: fr.habibi@yahoo.com

4. Email: raissi.gh@iums.ac.ir

5. Email: bijanfr@gmail.com

6. Email: m_gheitasi@sbu.ac.ir

مقدمه

زانوی پرانتری یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که فرد را مستعد بروز استئوآرتروز زانو، استئوآرتروز مفاصل مچی-کف پای و سندرم درد کشککی-رانی می‌کند (۱،۲). این ناهنجاری با تغییر مسیر نیروی عکس‌العمل زمین در صفحه فرونتال از مرکز به سمت داخل زانو باعث افزایش گشتاور اداکتوری و نیروهای مفصلی در کمپارتمان داخلی زانو شده و عاملی برای ایجاد استئوآرتروز در این کمپارتمان زانو به شمار می‌رود (۳). بنا بر پژوهش‌ها، در افراد مبتلا به زانوی پرانتری، نیروهای وارد بر مفصل زانو یکی از دلایل اصلی مرتبط با گسترش استئوآرتروز زانو است (۴). هنگام راه رفتن، نیروها به‌طور برابر در سراسر مفصل زانو توزیع نمی‌شوند و تقریباً ۷۰ درصد از کل بار واردشده به بخش داخلی مفصل زانو اعمال می‌شود (۵) در افراد مبتلا به زانوی پرانتری، فشاری که به قسمت داخلی مفصل وارد می‌شود از ۷۰ درصد هم بیشتر می‌شود که عاملی شتاب‌دهنده برای تخریب سطوح مفصلی و ابتلا به استئوآرتروز است (۶،۱). از طرفی، در دودین متعاقب افزایش نیروهای ضربه‌ای میزان بار وارد شده بر مفصل زانو افزایش می‌یابد که می‌تواند دلیلی برای شیوع بیشتر استئوآرتروز زانو در این افراد طی دودین در مقایسه با راه رفتن باشد (۷).

گشتاور اداکشنی خارجی زانو^۱ (EKAM) که حاصل میزان نیروی خارجی (نیروی عکس‌العمل زمین) اعمال‌شده به قسمت داخلی زانو در صفحه فرونتال و فاصله عمودی خط اعمال این نیرو تا مرکز مفصل زانوست، عامل پیشگو برای توزیع بار بین کمپارتمان داخلی و خارجی در فعالیت‌های پویا شناخته می‌شود (۸) به‌طوری که افزایش گشتاور اداکشن خارجی زانو نشان‌دهنده افزایش نیروهای مفصلی در کمپارتمان داخلی است (۹). علاوه بر میزان بارگیری، مدت‌زمان بارگیری نیز متغیر مهمی است که بر سطح مفصلی زانو تأثیر می‌گذارد. ضربه EKAM هم مقدار نیرو و هم مدت‌زمان جذب نیرو توسط زانو را نشان می‌دهد. اعتقاد بر این است که آسیب‌های زانو با افزایش بار سریع‌تر پیشرفت می‌کند (۱۰). با این حال مطالعات تحمل بار نشان داده‌اند اثر انتگرال زمانی بار بر سطح مفصل به‌اندازه اثر خود بار مهم است (۱۱). مطالعات متعدد نشان داده‌اند بین شدت آسیب‌هایی همچون استئوآرتروز زانو و هر دو متغیر اوج و ضربه گشتاور اداکشنی خارجی زانو رابطه مستقیم وجود دارد (۱۲،۱۳). میازاکی^۲ و همکاران (۲۰۰۲) پیشرفت استئوآرتروز زانو را طی یک دوره پیگیری شش‌ساله تحلیل و گزارش کردند با توجه به عکس رادیوگرافی در بیمارانی که پیشرفت استئوآرتروز داشتند، در مقایسه با افرادی که بیماری‌شان پیشرفتی نداشته است، درد شدیدتر در زانو و افزایش میزان گشتاور اداکشنی خارجی

1. External Knee Adduction Moment

2. Miyazaki

زانو مشاهده شد (۱۴)؛ در نتیجه کاهش اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو می‌تواند هدفی مهم در کاهش بروز این قبیل آسیب‌ها محسوب شود.

شاید بتوان از جمله ساده‌ترین، در دسترس و ارزان‌ترین روش‌های پیشگیرانه و درمانی با هدف کاهش میزان اوج EKAM را استفاده از کفی‌هایی با شیب خارجی بیان نمود (۱۵). پیش‌فرض به‌کارگیری این ارتوزها بدین گونه است که در واقع این کفی‌ها با جابه‌جا کردن مرکز فشار به سمت خارج ناحیه کف پا که در تماس با زمین و حمایت‌کننده و تحمل‌کننده وزن فرد است، باعث کاهش قابل توجه گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین در صفحه فرونتال و در نتیجه کاهش EKAM می‌شوند (۱۶). با این حال نتایج متناقض مطالعات گذشته در زمینه اثرگذاری کفی با شیب خارجی بر میزان EKAM نشان می‌دهد که همه افراد با شرایط یکسان به این کفی‌ها پاسخ مشابهی نمی‌دهند (۱۶-۲۰). به‌طور مثال در مطالعه‌ای گزارش شد کفی‌های شیب‌دار به خارج در بیشتر افراد سالم و استئوآرتریتی باعث کاهش گشتاور اداکشن زانو شده است، در حالی که در حدود ۳۰ درصد از این افراد به افزایش گشتاور اداکشنی و افزایش درد زانو در بیماران استئوآرتریتی منجر شد (۱۶،۲۰). با وجود پژوهش‌های متعدد در این زمینه و بررسی عوامل مختلف هنوز علت پاسخ متفاوت افراد به کفی با شیب خارجی مشخص نشده است. برخی از محققان معتقدند که ساختار دیگر بخش‌های اندام تحتانی و همچنین تغییر عملکرد این اندام‌ها در اثر استفاده از کفی با شیب خارجی می‌تواند بر پاسخ و سازوکار این کفی‌ها مؤثر باشد (۲۰). طبق پژوهش‌های گذشته کفی‌های شیب‌دار در مقایسه با زانو و ران اثر بیشتری روی حرکت پا دارند؛ زیرا میزان تغییر در کینماتیک بخش‌های پا مثل بخش عقبی پا بیشتر از قسمت‌های دیگر اندام تحتانی از قبیل زانو و ران است که نشان‌دهنده اهمیت پا در سازوکار اثر این کفی‌ها است (۲۰). بولتر و همکاران (۲۰۰۹) بیان کردند که کینماتیک زانو و ران در افرادی که کفی‌های شیب‌دار را استفاده می‌کنند هیچ تغییری نمی‌کند، اما کینماتیک بخش عقبی پا و میزان اورشن پا به‌طور قابل توجهی تغییر می‌کند (۲۱). از طرفی، وضعیت ناهنجار ساختار و عملکرد پا بر اثر کاهش یا افزایش ارتفاع قوس طولی داخلی در میزان حرکت‌پذیری بخش‌های مختلف پا طی دویدن اثرگذار است (۲۲). پژوهش‌های گذشته بیان کرده‌اند که تغییر در ساختار کف پا با بیومکانیک (کینماتیک، کینتیک و الکترومایوگرافی) غیرطبیعی اندام تحتانی طی گام برداری مرتبط است (۲۳،۲۴)؛ برای مثال گزارش شده است تغییرات کینماتیکی در افراد دارای کف پای صاف شامل اورژن طولانی‌مدت پاشنه، افزایش دامنه‌ی پرونیشن پا، افزایش چرخش داخلی درشت‌نی و افزایش آداکشن جلوی پا است (۲۵،۲۶). همچنین کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی پا به افزایش نیروی عکس‌العمل داخلی-خارجی زمین، ضربه و زمان رسیدن به اوج نیروها طی گام‌بردای منجر می‌شود (۲۳). بنابراین تغییر ساختار پا می‌تواند در هم‌ترازی اندام

تحتانی و در پی آن، عملکرد مفاصل زانو و ران مؤثر باشد، به گونه‌ای که ساختار ناهنجار پا باعث افزایش بار اعمال شده به زانو و توزیع نامناسب این نیروها در زانو می‌شود (۲۷، ۲۸)؛ در نتیجه ممکن است میزان اثرگذاری کفی با شیب خارجی بر EKAM در افرادی که دارای ساختار کف پای ناهنجارند متفاوت باشد.

به‌طور کلی با توجه به اهمیت تغییرات کینماتیک پا، در مقایسه با ران و زانو، حین استفاده از کفی خارجی و از سوی دیگر وجود رابطه بین نوع ساختار پا و تغییرات کینماتیک پا می‌توان گفت ممکن است ساختار متفاوت پا بر پاسخ افراد به کفی‌های مورد نظر اثر داشته باشد. به همین منظور با توجه به این فرضیه، در مطالعه حاضر نوع کف پای بیماران ارزیابی شد تا از طریق کنترل آن بتوان اثرگذاری کفی کفش با شیب‌های خارجی را بر میزان تغییرات گشتاور اداکشن خارجی زانو دقیق‌تر بررسی کرد. بر این اساس هدف پژوهش حاضر بررسی اثر فوری کفی کفش با شیب خارجی متفاوت بر میزان اوج و ضربه EKAM در افراد با زانوی پرانتری با ساختار پای مشابه (نرمال) طی فاز استقرار دویدن بود.

روش پژوهش

برای تعیین حجم نمونه آماری از نرم‌افزار جی پاور^۱ استفاده شد. مشخص شد که برای دستیابی به اندازه اثری برابر ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ با میزان توان آماری برابر ۰/۸ به دست کم ۲۰ آزمودنی نیاز است (۲۹). با وجود این، ۴۰ مرد جوان مبتلا به عارضه زانوی پرانتری و دارای راستای کف پای نرمال توسط متخصص ارزیابی و معاینه شدند و پس از احراز معیارهای ورود به مطالعه و در صورت تمایل به شرکت داوطلبانه در پژوهش وارد مطالعه شدند. شاخص‌های مرتبط با سلامت جسمانی تمام آزمودنی‌ها پیش از اجرای پروتکل پژوهش ارزیابی شد و آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه شرکت داوطلبانه در پژوهش را مطالعه، تکمیل و امضا کردند. تمام آزمودنی‌ها دارای شاخص افت ناوی نرمال بودند. میزان افت ناوی با استفاده از روش برودی^۲ ارزیابی و اندازه‌گیری شد (۳۰). در این روش ارتفاع برجستگی استخوان ناوی آزمودنی تا سطح زمین در دو حالت ایستاده همراه با تحمل وزن و نشسته بدون تحمل وزن اندازه‌گیری و میزان پنج تا نه میلی‌متر به‌عنوان محدوده شاخص قوس کف پای طبیعی در نظر گرفته شد. همچنین کف پای آزمودنی‌ها از نظر عملکردی نیز بررسی شد. برای تعیین عملکرد پا در آزمودنی‌ها از شاخص مسیر حرکت مرکز فشار کف پا (نقطه اثر نیروی اعمال شده از طرف زمین به کف پا) استفاده شد (۳۱). این شاخص با استفاده از فوت اسکن دینامیک (مدل RSscan به ابعاد ۴/۰ × ۱ متر ساخت بلژیک) محاسبه شد. با توجه به اینکه حرکت نرمال مرکز فشار از

1. G*power

۲. Brody

وسط استخوان پاشنه یا عقب پا شروع می‌شود و در نهایت از بین انگشت دوم و سوم عبور می‌کند، هرگونه انحراف از این مسیر می‌تواند نشان‌دهنده‌ی اختلال باشد. اگر این شاخص بین (۵/۴-۱۹/۴۰) باشد پای سوپینیت، بین (۱/۵-۶/۱۹) پای نرمال و اگر بین (۶-۲۰/۶-) باشد نشان‌دهنده‌ی پای پرونیت است (۳۱). تمامی آزمودنی‌ها از نظر عملکرد پا نرمال بودند. هرگونه مشکلات پاسچرال نظیر پیچش درشت نئی و اختلالات اسکلتی عضلانی آسپرین مزمن مچ پا، شکستگی، در رفتگی، شکستگی فشاری، استئوآرتریت، شین اسپلینت در محدوده شش ماه قبل از زمان آزمون‌گیری، متغیر خروج آزمودنی از مطالعه تعیین شد. احراز این متغیرها از طریق ارزیابی بالینی توسط متخصص و همچنین اطلاعات حاصل از پرسش‌نامه‌ی اطلاعات فردی مسجل شد. گفتنی است، مقاله حاضر مستخرج از طرح پژوهشی به سفارش مرکز تحقیقات بیماری‌های عصبی-عضلانی-اسکلتی دانشگاه علوم پزشکی ایران و دارای کد اخلاق به شماره ۱۳۹۷.۱۳۴۸ IR.IUMS.REC. است. همچنین این طرح در مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران به شماره IRCTID: IRCT20190414043273N1 ثبت شده است.

شش دوربین (Basler; 200 Hz) در سمت راست دستگاه صفحه نیرو (شرکت سازنده Kistler مدل Winterthur ساخت سوئیس با سرعت نمونه‌برداری ۱۰۰۰ فریم در ثانیه) قرار داده شد که در بخش میانی یک مسیر ۱۵ متری نصب بود. داده‌های کینماتیکی و کینتیکی توسط نرم‌افزار Motion SIMI جمع‌آوری شد. سرعت دویدن به وسیله‌ی کرومومتر کنترل شد که برابر با 3 ± 0.31 متر بر ثانیه بود. کفش استفاده‌شده در پژوهش حاضر، کفش ورزشی مناسب و ویژه‌ی دویدن مدل Nike Free 5 بود. در این مطالعه از سه نوع کفی غیرسفارشی و پیش‌ساخته با جنس اتیل‌ونیل‌استات با درجه‌ی سفتی نیمه‌سخت و چگالی نسبتاً زیاد و در سه زاویه‌ی شیب خارجی صفر درجه، پنج درجه و ۱۰ درجه استفاده شد که توسط کارشناس ارتوپدی فنی طراحی و ساخته شده بود. بر اساس ادبیات پژوهشی بهترین درجه‌ی شیب خارجی برای راحتی استفاده در کفش، شیب بین پنج تا ۱۰ درجه است (۳۲). به همین منظور در پژوهش حاضر نیز از دو شیب پنج و ۱۰ درجه برای ارزیابی اثرگذاری بر متغیرهای وابسته استفاده شد. میزان شیب کفی‌ها در کل طول لبه‌ی خارجی از ناحیه‌ی پاشنه تا پنجه‌ی پا و به صورت سرتاسری و متناسب با اندازه‌ی پای هر آزمودنی طراحی و ساخته شد (شکل شماره ۱).



شکل ۱- شماره ۱: کفی صفر درجه، شماره ۲: کفی پنج درجه، شماره ۳: کفی ۱۰ درجه.

برای ثبت داده‌های کینماتیک، نشانگرهای منعکس‌کننده نور در وضعیت ایستا روی ناحیه‌های زیر قرار گرفتند: خار خاصه قدامی فوقانی راست و چپ، مهره اول خاجی، کندیل داخلی و خارجی زانو، قوزک داخلی و خارجی، مرکز پاشنه و نوک انگشت دوم پا. نشانگرها ردیابی روی مرکز پاشنه، انتهای دیستال استخوان‌های کف پایي دوم و پنجم، دو کلاستر روی ساق و ران که روی هر یک چهار نشانگر قرار داشت و همچنین خار خاصه قدامی فوقانی راست و چپ و مهره اول خاجی قرار گرفتند (۳۳) (شکل شماره ۲). ابتدا، کوشش ایستا، در حالی که فرد برای یک ثانیه در وضعیت آناتومیک قرار داشت، ثبت شد. سپس نشانگرهای ایستا برداشته شد و کوشش‌های دویدن در پنج حالت پابرنه، کفش بدون کفی، کفش همراه با کفی صفر درجه، کفش همراه با کفی پنج درجه و کفش همراه با کفی ۱۰ درجه ثبت شد. در هر وضعیت، پنج کوشش صحیح ثبت شد. بین دو هر دو وضعیت، سه دقیقه استراحت به آزمودنی‌ها داده شد. همچنین ترتیب اجرای حرکات در هر آزمودنی به‌طور تصادفی انتخاب می‌شد.



شکل ۲- تصویری از مدل مارکرست مورد استفاده در پژوهش

ماتریس‌های چرخش مفاصل طبق توالی کاردن^۱ محاسبه شد (۳۴)، از جدول آنترپومتریکی برای محاسبه مقادیر گشتاور اینرسی (۳۵) و از معادلات دینامیک معکوس نیوتن-اولر^۲ برای محاسبه گشتاور اداکشن خارجی استفاده شد (۳۶). برای محاسبه ضربه گشتاور اداکشن زانو (EKAM impulse) از سطح زیر منحنی گشتاور اداکشن زانو استفاده شد (۳۶). داده‌های کینماتیکی و کینتیکی با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث درجه چهار و به ترتیب با فرکانس برشی ۱۵ و ۵۰ هرتز هموار شد. مقادیر گشتاور بر اساس نسبتی از جرم و قد بدن همسان‌سازی شد. برای تعیین فاز استقرار دویدن از داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین استفاده شد، بدین‌صورت که مقدار نیروی ۲۰ نیوتن ابتدا و انتهای فاز استقرار در نظر گرفته شد. سپس، اطلاعات مربوط به گشتاور در ۱۰۰ فریم حرکتی هنجارسازی‌شده^۳ مربوط به فاز استقرار دویدن برای محاسبات بعدی به کار گرفته شد. تمام محاسبات در محیط نرم‌افزار متلب^۳ انجام شد. از آزمون شایپرو-ویلک برای بررسی توزیع نرمال داده‌ها و از آزمون تحلیل واریانس برای سنجش مکرر در سطح معناداری ۰/۰۵ برای مقایسه شاخص‌های کینماتیکی در وضعیت‌های مختلف کفی در آزمودنی‌ها استفاده شد، در صورت وجود اختلاف معنادار

-
1. Carden
 2. Newton-euler
 3. MATLAB

از آزمون تعقیبی بنفرونی استفاده شد. تحلیل‌های آماری در محیط نرم‌افزار اس پی اس نسخه ۲۲ انجام شد.

نتایج

مشخصات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ آورده شده است. میانگین و انحراف استاندارد اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو در جدول شماره ۲ ذکر شده و در نمودار شماره ۱ نمایش داده شده است. نتایج آزمون آماری آنالیز واریانس یک‌طرفه نشان داد در میزان اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو بین وضعیت‌های مختلف کفی کفش با شیب خارجی اختلاف معناداری وجود دارد (به ترتیب $P=0/001$ و $P<0/001$) (جدول شماره ۳).

جدول ۱- مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها (تعداد ۴۰ نفر)

متغیر	میانگین \pm انحراف استاندارد
سن (سال)	۲۳/۱۵ \pm ۲/۶۲
وزن (کیلوگرم)	۶۹/۳۱ \pm ۷/۰۴
قد (متر)	۱/۷۳ \pm ۰/۰۴
شاخص توده بدن (کیلوگرم/مترمربع)	۲۳/۰۵ \pm ۱/۵۴

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو

ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو (N.m/ %BW \times ht \times s)	اوج گشتاور اداکشن خارجی زانو (N.m/ %BW \times ht)	
میانگین \pm انحراف استاندارد	میانگین \pm انحراف استاندارد	
۷/۲۷ \pm ۲/۰۹	۱۲/۰۷ \pm ۲/۰۷	پای برهنه
۷/۱۸ \pm ۲/۰۵	۱۱/۹۶ \pm ۲/۰۶	کفش بدون کفی
۷/۰۸ \pm ۲/۰۶	۱۱/۹۱ \pm ۲/۰۳	کفش+کفی صفر درجه
۶/۵۹ \pm ۲/۰۱	۱۱/۲۷ \pm ۲/۰۹	کفش+کفی پنج درجه
۶/۲۰ \pm ۲/۰۲	۱۰/۸۵ \pm ۲/۰۲	کفش+کفی ۱۰ درجه

جدول ۳- آزمون آماری آنالیز واریانس یک‌طرفه برای میزان اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی در کفی با شیب‌های خارجی متفاوت

متغیر	مقدار P
اوج گشتاور اداکشن خارجی زانو	*.۰/۰۰۱
ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو	*<۰/۰۰۱

* مقدار معناداری آماری در سطح ۰/۰۵

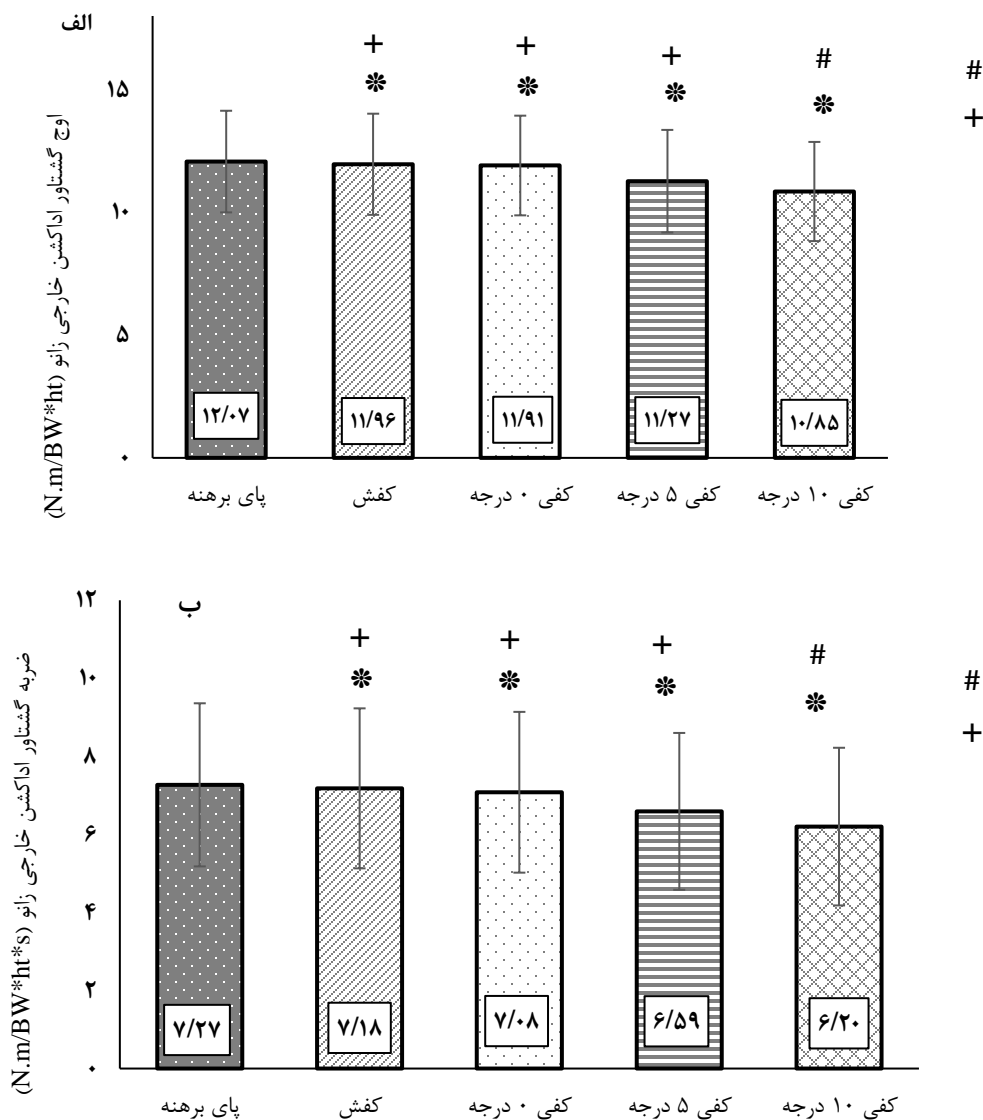
طبق نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی، در میزان اوج و ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو (EKAM) بین شرایط پابره‌نه، کفش و کفی صفر درجه تفاوت معناداری وجود ندارد ($P > ۰/۰۵$). با این حال، نتایج نشان داد بین اوج EKAM در وضعیت‌های کفی کفش با شیب‌های خارجی پنج و ۱۰ درجه، در مقایسه با وضعیت پابره‌نه، با کفش و کفی با شیب صفر درجه تفاوت معناداری دارد ($P < ۰/۰۰۱$). از طرف دیگر، بین میزان اوج EKAM در وضعیت کفی کفش با شیب خارجی پنج درجه در مقایسه با شیب خارجی ۱۰ درجه تفاوت معناداری وجود دارد ($P < ۰/۰۰۱$) (جدول شماره ۴). میانگین میزان اوج EKAM در وضعیت کفی کفش با شیب خارجی ۱۰ درجه (۱۰/۱۰ درصد) و در وضعیت شیب خارجی پنج درجه (۶/۶۲ درصد) از اوج EKAM در وضعیت پابره‌نه به‌طور معناداری کمتر بود. همچنین در میانگین اوج EKAM کفی کفش با شیب خارجی ۱۰ درجه، در مقایسه با شیب خارجی پنج درجه کاهش معنادار به میزان ۳/۷۲ درصد نشان داد.

همچنین، نتایج ارائه شده در جدول شماره ۴ نشان می‌دهد ضربه EKAM نیز در وضعیت کفی کفش با شیب‌های خارجی پنج و ۱۰ درجه، در مقایسه با وضعیت پابره‌نه، با کفش و کفی با شیب صفر درجه تفاوت معناداری دارد ($P < ۰/۰۰۱$); به عبارت دیگر، میانگین ضربه EKAM در وضعیت کفی کفش با شیب خارجی ۱۰ درجه (۱۴/۷۱ درصد) و در وضعیت شیب خارجی پنج درجه (۹/۳۵ درصد) از ضربه EKAM در وضعیت پابره‌نه به‌طور معناداری کمتر بود. همچنین کفی با شیب ۱۰ درجه در مقایسه با کفی با شیب پنج درجه ضربه EKAM را به میزان ۵/۹۱ درصد و به‌طور معناداری کاهش داد. بنابراین، به‌طور کلی طبق نتایج تحلیل آماری می‌توان گفت تغییر میزان شیب در کفی خارجی می‌تواند بر اوج و ضربه EKAM تأثیرگذار باشد.

جدول ۴- آزمون آماری بنفرونی در کفی با شیب‌های خارجی متفاوت

متغیر	وضعیت کفی ها	P value	درصد تغییرات
اوج گشتاور اداکشن خارجی زانو (EKAM)	پابرهنه	۰/۹۵	۰/۹٪
	بدون کفی	۰/۹۱	۱/۳۲٪
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۶/۶۳٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۱۰/۱۰٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه		
	کفش بدون کفی	۰/۱۸	۰/۴۱٪
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۵/۷۶٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۹/۲۸٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه		
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۵/۳۷٪
شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۸/۹۰٪	
شیب خارجی ۱۰ درجه			
شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۳/۷۳٪	
شیب خارجی ۱۰ درجه			
ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو (EKAMI)	پابرهنه	۰/۸۹	۱/۲۳٪
	کفش بدون کفی	۰/۶۷	۲/۶۱٪
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۹/۳۵٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۱۴/۷۱٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه		
	کفش بدون کفی	۰/۰۶	۱/۳۹٪
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۸/۲۱٪
	شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۱۳/۶۴٪
	شیب خارجی ۱۰ درجه		
	شیب خارجی صفر درجه	< ۰/۰۰۱*	۶/۹۲٪
شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۱۲/۴۳٪	
شیب خارجی ۱۰ درجه			
شیب خارجی پنج درجه	< ۰/۰۰۱*	۵/۹۱٪	
شیب خارجی ۱۰ درجه			

* سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است.



شکل ۳- الف. میانگین اوج گشتاور اداکشن خارجی زانو و ب. میانگین ضربه گشتاور اداکشن خارجی زانو (* معناداری کفی با شیب خارجی پنج درجه در مقایسه با وضعیت پای برهنه، کفش، کفی صفر درجه / + معناداری کفی با شیب خارجی ۱۰ درجه در مقایسه با وضعیت پای برهنه، کفش، کفی صفر درجه / # معناداری کفی با شیب خارجی ۱۰ درجه در مقایسه با وضعیت کفی با شیب خارجی پنج درجه)

بحث و نتیجه گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر کفی کفش با شیب‌های خارجی متفاوت بر میزان اوج و ضربه EKAM در افراد با زانوی پرنانتری طی مرحله استقرار دویدن بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد میانگین میزان اوج و ضربه EKAM در وضعیت کفی کفش با شیب خارجی پنج و ۱۰ درجه به‌طور معناداری کمتر از وضعیت پابرهنه و با کفش بود. همچنین مشاهده شد هر چه شیب خارجی کفی بیشتر شود، میزان این دو متغیر کاهش می‌یابد به‌طوری که کفی با شیب خارجی ۱۰ درجه در مقایسه با کفی با شیب خارجی پنج درجه میانگین اوج و ضربه EKAM را به‌طور معناداری بیشتر کاهش داد. تاکنون پژوهشی اثر شیب‌های متفاوت کفی خارجی را در افراد مبتلا به زانوی پرنانتری بررسی نکرده است، تنها لوینسون^۱ و همکاران (۲۰۱۳) نشان دادند کفی با شیب‌های خارجی ۳، ۶ و ۹ میلی‌متری باعث کاهش معنادار اوج گشتاور اداکشن زانو در افراد سالم طی دویدن شده است (۳۷). نتایج پژوهش‌های سینکلر^۲ (۲۰۱۸) روی کفی با شیب خارجی پنج درجه در مردان جوان سالم و نیگ^۳ و همکاران (۲۰۰۳) با بررسی کفی با شیب خارجی ۴/۵ میلی‌متر نیز کاهش معنادار میزان اوج EKAM را طی فاز اتکای دویدن نشان داد (۳۸،۳۹) که با نتایج مطالعه‌ی حاضر هم‌سو است. همچنین هایم^۴ و همکاران (۲۰۰۸) گزارش کردند کفی‌هایی با شیب خارجی به جابه‌جایی مرکز فشار به سمت خارج و کاهش معنادار ضربه EKAM طی راه رفتن منجر شدند. کفی جانبی با گوه هشت درجه در کاهش ضربه EKAM در هر دو گروه مؤثر بود (۴۰). نتیجه مطالعه‌ای از هینمن^۵ و همکاران (۲۰۱۲) نیز نشان داد کفی با شیب خارجی پنج درجه باعث کاهش معنادار میزان ضربه EKAM طی راه رفتن می‌شود (۱۶) که با نتیجه مطالعه حاضر هم‌خوانی دارد.

بر اساس ادبیات پژوهش، تغییر در حرکت مفاصل دیگر اندام تحتانی در اثر استفاده از کفی‌هایی با شیب خارجی ممکن است بر سازوکار کاهش میزان اوج EKAM به‌وسیله این کفی‌ها اثرگذار باشد. طبق پژوهش‌های گذشته بیان شده است میزان حرکت‌پذیری مفصل پا، به‌ویژه کینماتیک بخش عقبی پا و میزان اورشن پا در مقایسه با زانو و ران در پاسخ به استفاده از کفی‌های شیب‌دار بیشتر بوده است که این مسئله اهمیت پا را در سازوکار اثر کفی با شیب خارجی نشان می‌دهد (۲۰،۲۱). تغییر زاویه زیرقاپی در اثر استفاده از کفی با شیب خارجی در مطالعه دیگری نیز مشاهده شده که از طریق رادیوگرافی طی گام‌برداری انجام شده است (۴۱). بر این اساس، کاهش میزان اوج EKAM در

-
1. Lewinson
 2. Sinclair
 3. Nigg
 4. Hume
 5. Hinman

مطالعه حاضر در اثر استفاده از کفی با شیب خارجی ۵ و ۱۰ درجه ممکن است به دلیل افزایش اورشن مجموعه میچ پا و مفصل زیرقاپی باشد که باعث انتقال مرکز فشار به سمت خارج کف پا و متعاقب آن جابه‌جایی نیروی عکس‌العمل زمین به خارج مفصل زانو در صفحه فرونتال شده است. این امر به کاهش بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین منجر شده و در نهایت میزان اوج EKAM کاهش یافته است. در پژوهشی گزارش شد جابه‌جایی یک میلی‌متری مرکز فشار در زیر پا به اندازه ۲ درصد از گشتاور اداکشن زانو می‌کاهد و باعث ۱ درصد کاهش در اعمال نیرو به قسمت داخلی زانو می‌شود (۴۲) که علت احتمالی کاهش میزان اوج EKAM را توجیه می‌کند. علاوه بر این ضربه، حاصل ضرب نیرو در مدت زمان اعمال نیروست؛ در نتیجه ضربه EKAM برابر است با سطح زیر نمودار EKAM در بازه زمان که چگونگی بارگیری بخش داخلی زانو را در کل مرحله اتکا نشان می‌دهد (۳۳). در مطالعه حاضر، کاهش معنادار ضربه EKAM در اثر استفاده فوری از کفی با شیب خارجی پنج و ۱۰ درجه احتمالاً پس از کاهش میزان اوج EKAM طی دویدن رخ داده است؛ زیرا سطح زیر نمودار نیرو-زمان (ضربه) با تغییر در سرعت گام‌برداری ارتباط دارد (۴۳). با توجه به اینکه در این مطالعه سرعت گام‌برداری آزمودنی‌ها طی دویدن کنترل شد، دلیل اصلی احتمالی کاهش ضربه EKAM را می‌توان کاهش در میزان اوج EKAM دانست.

با این حال مالی^۱ و همکاران (۴۱) و اشمالز^۲ و همکاران (۴۴) نشان دادند کفی با شیب خارجی اثر معناداری روی EKAM ندارد. کاکیهانا^۳ و همکاران (۴۵) و هینمن و همکاران (۱۶) نیز مشاهده کردند کفی با شیب خارجی در برخی از آزمودنی‌ها باعث کاهش EKAM و در برخی دیگر باعث افزایش آن شده است که با نتایج پژوهش حاضر متناقض است. از دلایل متناقض بودن نتایج می‌توان به این موضوع اشاره کرد که این مطالعات روی افراد سالم یا افراد مبتلا به استئوآرتریت داخلی زانو انجام شده است و این احتمال وجود دارد که پاسخ زانوهای مبتلا به آرتریت به کفی‌هایی با شیب خارجی به دلیل کاهش قابلیت رباط‌ها و ساختارهای عضلانی زانوی آرتریتی متفاوت باشد (۱۵). همچنین میزان شیب خارجی کفی مورد بررسی نیز می‌تواند در نتایج تأثیرگذار باشد. معمولاً مطالعات گذشته اثر کفی با میزان شیب خارجی صفر تا ۱۲ درجه را بررسی کرده‌اند. عوامل متعدد دیگری نیز در پاسخ‌گویی به مداخلات وجود دارند که از جمله می‌توان به ویژگی‌های فردی مثل راستای اندام تحتانی، هم‌انقباضی، محل قرارگیری پا و قدرت عضلانی اشاره کرد که این تفاوت‌ها ممکن است روی میزان اثر بخشی مداخله بر حرکات صفحه فرونتال مفصل زانو تأثیر بگذارد (۲۸). بنابراین با توجه به اینکه

1. Maly
2. Schmalz
3. Kakihana

آزمودنی‌های این مطالعه افرادی با زانوی پرانتری بودند، متفاوت بودن راستای اندام تحتانی آزمودنی‌ها می‌تواند یکی دیگر از دلایل نتایج متناقض پژوهش حاضر با مطالعات گذشته باشد. همچنین جنس کفی مورد استفاده، سرتاسری بودن کفی یا اینکه صرفاً در زیر پاشنه استفاده شده باشد، مجموعه نشانگرها، سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها و مهارت اجرا شده در پژوهش نیز ممکن است از دیگر دلایل وجود تناقض در نتایج باشد.

از سوی دیگر، اندام‌های تحتانی در یک الگوی حرکتی بسته، به هم مرتبطند به گونه‌ای که وقتی پا در ارتباط با زمین است، تغییر در هر یک از مفاصل به تغییر در مفاصل بالاتر یا پایین‌تر منجر می‌شود (۴۶). بنابراین تغییر ساختار پا از حالت نرمال در میزان حرکت‌پذیری پا و همچنین مسیر مرکز فشار و توزیع جذب نیرو در اندام تحتانی طی گام‌برداری اثرگذار است (۲۷)؛ برای مثال لی و همکاران (۲۰۲۰) گزارش کردند طی گام‌برداری مسیر مرکز فشار در افرادی که کف پای گود دارند، در مقایسه با افرادی با کف پای نرمال، به سمت داخل کف پا منتقل می‌شود (۴۷)؛ بنابراین از آنجا که حرکت پا و مسیر مرکز فشار با توجه به نوع ساختار پا متفاوت است، اعمال مداخله‌ای همچون کفی با شیب خارجی به پا ممکن است نه تنها روی پا بلکه روی کل اندام تحتانی تأثیری متفاوت داشته باشد. در ادبیات پژوهشی بیان شده است هنگام استفاده از کفی با شیب خارجی احتمالاً انتقال مرکز فشار به سمت خارج کف پا طی گام‌برداری سازوکار غالب کاهش میزان اوج EKAM است (۶). علاوه بر این پژوهش‌های گذشته گزارش کردند افرادی EKAM آن‌ها با استفاده از کفی‌هایی با شیب خارجی افزایش می‌یابد، در مفصل زیر قاپی‌شان حرکت اینورشن مشاهده شده که باعث انتقال مرکز فشار به سمت داخل پا و افزایش بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین شده است (۱۷). بر این اساس، از دیگر دلایلی که به نتایج متناقض در پژوهش‌های گذشته و مطالعه حاضر منجر شده است می‌توان به این امر اشاره کرد که در این پژوهش همه آزمودنی‌ها از نظر نوع کف پا بررسی شدند و افرادی که کف پای نرمال داشتند وارد مطالعه شدند، در حالی که در مطالعات گذشته اهمیت اثرگذاری نوع کف پا در نتایج در نظر گرفته نشده بود. از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به جنسیت و سن افراد اشاره کرد که همه آن‌ها مرد جوان بودند، در حالی که زنان یا کودکان مبتلا به زانوی پرانتری ممکن است واکنشی متفاوت به مداخله کفی کفش نشان دهند. همچنین، این مطالعه فقط روی مهارت دویدن انجام شده است و در مورد حرکاتی مانند راه رفتن یا پریدن به پژوهش‌های بیشتری نیاز است. علاوه بر این، شرکت‌کنندگان در مطالعه زانوی پرانتری با درجه متوسط داشتند و هنوز مشخص نیست که آیا کفی‌هایی با شیب خارجی برای افراد زانوی پرانتری با درجه شدید نیز مؤثر است یا خیر. همچنین توصیه می‌شود اثر طولانی‌مدت و میزان راحتی استفاده از هر یک از این دو شیب کفی نیز برای دستیابی به اثر سازگاری در نوع‌های متفاوت کف پا (نرمال، صاف و طاق‌دییسی) بررسی شود.

نتیجه گیری

بر اساس نتایج پژوهش حاضر کفی با شیب خارجی پنج و ۱۰ درجه باعث کاهش معنادار میزان اوج و ضربه EKAM در افراد مبتلا به زانوی پرانتری طی فاز اتکای دویدن شدند به طوری که کفی با شیب خارجی ۱۰ درجه اثر بهتری در کاهش این متغیرها نشان داد. با توجه به اینکه مهم ترین هدف استفاده از کفی ها، بازگرداندن وضعیت نرمال و به عبارت دیگر درمان یا پیشگیری از آسیب از طریق سازوکار بیومکانیکال است، طبق نتایج استفاده از کفی با شیب خارجی پنج و ۱۰ درجه ممکن است بتواند در پیشگیری از آسیب های حاصل از زانوی پرانتری طی دویدن مؤثر باشد، اگرچه برای اثبات بالینی به تحلیل های طولی^۱ بیشتری نیاز است.

تشکر و قدردانی

مؤلفان مقاله بر خود می دانند تا از کلیه آزمودنی هایی که به صورت داوطلبانه در پژوهش حاضر شرکت کردند و همچنین از مرکز تحقیقات بیماری های عصبی، عضلانی، اسکلتی دانشگاه علوم پزشکی ایران و حمایت مالی این پژوهش تشکر و قدردانی کنند.

منابع

1. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2007; 56(4): 1204-11.
2. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med.* 2004; 38:576-80.
3. Ramsey DK, Synder-Mackler L, Lewek M, Newcomb W, Rudolph KS. Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism.* 2007; 57(3): 389-397.
4. Stief F, Bo`hm H, Dussa CU, Multerer C, Schwirtz A, Imhoff AB, et al. Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. *Knee.* 2014; 21(3): 688-93.
5. Andriacchi, T.P. Dynamics of knee malalignment. *Orthopedic Clinics of North America.* 1994; 25(3): 395-403.
6. Barrios, J.A., Higginson, J.S., Royer, T.D., Davis, I.S. Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. *Clinical Biomechanics.* 2009; 24(10): 850-4.
7. Miller RH, Edwards WB, Deluzio KJ. Energy expended and knee joint load accumulated when walking, running, or standing for the same amount of time. *Gait Posture.* 2015; 41(1): 326-8.

1. longitudinal

8. Radzimski AO, Mündermann A, Sole G. Effect of footwear on the external knee adduction moment — A systematic review. *The Knee*. 2012; 19 (3): 163–175.
9. Crenshaw, S.J., Pollo, F.E., Calton, E.F. Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2000; 375: 185–192.
10. Andriacchi, T.P., Mündermann, A., Smith, R.L., Alexander, E.J., Dyrby, C.O., Koo, S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann. Biomed. Eng.* 2004; 32 (3): 447–457.
11. Nuki, G., Salter, D. The impact of mechanical stress on the pathophysiology of osteoarthritis. In: Sharma, L., Berenbaum, F. (Eds.), *Osteoarthritis*, Mosby, Philadelphia. 2007; pp. 33–52.
12. Thorp, L.E., Sumner, D.R., Block, J.A., Moisio, K.C., Shott, S., Wimmer, M.A. Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2006; 54: 3842–3849.
13. Mündermann, A., Dyrby, C.O., Hurwitz, D.E., Sharma, L., Andriacchi, T.P., 2004. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum.* 2004; 50: 1172–1178.
14. Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., Shimada, S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann. Rheum. Dis.* 2002; 61: 617–622.
15. Krohn K. Footwear alterations and bracing as treatments for knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol.* 2005; 17(5):653–656.
16. Hinman RS, Bowles KA, Metcalf BB, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedge insoles for medial knee osteoarthritis: effects on lower limb frontal plane biomechanics. *Clin Biomech* 2012; 27(1): 27-33.
17. Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Naito K, Torii S: Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86:1465-71.
18. Butler RJ, Marchesi S, Royer T, Davis IS: The effect of a subject specific amount of lateral wedge on knee mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2007; 25:1121-7.
19. Hinman RS, Payne C, Metcalf BR, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedges in knee osteoarthritis: what are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome? *Arthritis Rheum (Arthritis Care Res).* 2008; 59:408-15.
20. Chapman G.J., Parkes M.J., Forsythe L., Felson D.T., Jones R.K. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles? An ancillary analysis from the SILK trial. *Osteoarthritis and Cartilage.* 2015; 23(8):1316-22.
21. Butler RJ, Barrios JA, Royer T, et al. Effect of laterally wedged foot orthoses on rearfoot and hip mechanics in patients with medial knee osteoarthritis. *Prosthetics and Orthotics International.* 2009; 33(2): 107-116.
22. Dorsey S, Williams III, Irene McClay Davis, John P. Scholz, Joseph Hamill, Arch structure and injures pattern in runners. *Clinical Biomechanics.* 2001; 16: 341-347.

23. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 2016; 49(9):1705-10.
24. 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.
25. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & posture*. 2013; 38(3):363-72.
26. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2008; 98(6):436-44.
27. Andrew K. Buldt, Pazit Levinger, George S. Murley, Hylton B. Menz, Christopher J. Nester, Karl. Landorf Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*. 2015; 42(1):42-8.
28. Levinger, P., Menz, H.B., Fotoohabadi, M.R., Feller, J.A., Bartlett, J.R., Bergman, N.R. Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis. *J Foot Ankle Res*. 2019; 3: 29.
29. 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.
30. Brody, D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The Orthopedic Clinics of North America*. 1982; 13(3): 541-58.
31. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Association of Planus Foot Posture and Pronated Foot Function with Foot Pain: The Framingham Foot Study. *Arthritis Care & Research*. 2013; 65(12): 1991–1999.
32. Ferreira V, Simões R, Gonçalves RS, Machado L & Roriz P. The optimal degree of lateral wedge insoles for reducing knee joint load: a systematic review and meta-analysis. *Archives of Physiotherapy*. 2019; 18(9).
33. Douglas Gordon Robertson DG, Caldwell GE, Hamil J, Kamen J, Whittlesey SN. *Research Methods in Biomechanics: Second edition*. Human Kinetics. 2013.
34. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons. 2009.
35. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*. 1996; 29(9):1223-30.
36. Sawada T, Tokuda K, Tanimoto K, Iwamoto Y, Ogata Y, Anan M, Takahashi M, Kito N, Shinkoda K. Foot Alignments Influence the Effect of Knee Adduction Moment with Lateral Wedge Insoles During Gait. *Gait & Posture*. 2016; 49:451-56.
37. Lewinson, R.T., Fukuchi, C.A., Worobets, J.T., & Stefanyshyn, D.J. The effects of wedged footwear on lower limb frontal plane biomechanics during running. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2013; 23(3): 208-215.
38. Sinclair, J & Stainton, P. Effects of medial and lateral wedged orthoses on knee and ankle joint loading in female runners. *Kinesiology*. 2019; 51(2):189-197.

38. Sinclair, J & Stainton, P. Effects of medial and lateral wedged orthoses on knee and ankle joint loading in female runners. *Kinesiology*. 2019; 51(2):189-197.
39. Nigg, B.M., Stergiou, P., Cole, G., Stefanyshyn, D., Munderman, A., & Humble, N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Med.Sci.Sports Exerc*. 2003; 35(2), 314 –319.
40. Hume, P., Hopkins, W., Rome, K., Maulder, P., Coyle, G., & Nigg, B. Effectiveness of foot orthoses for treatment and prevention of lower limb injuries: a review. *Sports Med*. 2008; 38(9): 759-779.
41. Hanington IJ. Static and dynamic loading patterns in knee jointa with deformities. *J Bone Joint Surg*. 1983; 65(2): 247-59.
42. Maly MR, Culham EG, Costigan PA. Static and dynamic biomechanics of foot orthoses in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2002; 17(8): 603-10.
43. Richards J. *Biomechanics in Clinic and Research*. Edition: 1. Publisher: Churchill Livingstone, London. 2008.
44. Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-footorthoses. *Clin Biomech*. 2006; 21(6): 631-9.
45. Kakihana W, Akai M, Yamasaki N, et al. Changes of joint moments in the gait of normal subjects wearing laterally wedged insoles. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 83(4): 273-278, 2004.
46. Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function: A comprehensive analysis*. 4th edition. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2005.
47. Li B, Xiang O & Zhang X. The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking. *Journal of Leather Science and Engineering*. 2020; 2(1).

ارجاع دهی

قیطاسی مهدی، ایمری بهروز، حبیبی فرشته، رئیسی غلامرضا، فروغ بیژن. مقایسه اثر کفی کفش با شیب خارجی بر گشتاور اداکشن خارجی زانو در افراد مبتلا به زانوی پرانتزی با ساختار پای مشابه طی فاز استقرار دویدن. *مطالعات طب ورزشی*. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۷۰-۱۵۳. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9946.1462

Gheitasi M, Imeri B, Habibi F, Raissi Gh, Forough B. Comparing the Effect of Shoes Insole with External Inclination on External Knee Adduction Moment in Individuals Suffering Genu Varum with Similar Foot Structure during Phase of Running. *Sport Medicine Studies*. Spring & Summer 2020; 12 (27): 153-70. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9946.1462

تأثیر یک دوره تمرین ترکیبی بر متغیرهای منتخب بیومکانیکی تعادل، کنترل حرکتی، وضعیتی و عملکرد راه رفتن سالمندان مرد فعال

ابراهیم صفری^۱، یحیی سخنگویی^۲، علی فتاحی^۳

۱. دانشجوی دکترای بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران مرکزی، تهران، ایران
۲. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران مرکزی، تهران، ایران
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۱/۲۴

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۸/۲۵

چکیده

هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک دوره تمرین ترکیبی بر متغیرهای منتخب بیومکانیکی سالمندان مرد فعال ورزشکار بود. ۴۰ مرد سالمند فعال به صورت داوطلبانه و در دو گروه تجربی و کنترل در این پژوهش شرکت کردند. از آزمودنی‌های هر دو گروه، قبل و بعد از هشت هفته تمرین، آزمون‌های تعادل، کنترل حرکتی، کنترل وضعیتی و راه رفتن گرفته شد. گروه تجربی در یک برنامه تمرینی ترکیبی شرکت کردند و گروه کنترل در این مدت به انجام فعالیت‌های روزمره خود ادامه دادند. برای مقایسه نتایج قبل و بعد از تمرینات در هر گروه، در صورت نرمال بودن متغیرها از آزمون تی همبسته و در غیراین صورت از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون استفاده شد، نتایج نشان می‌دهد یک دوره تمرین ترکیبی در کنترل وضعیتی و عملکرد راه رفتن معنادار نیست، ولی می‌تواند در بهبود کنترل حرکتی، تعادل در مردان سالمند فعال مؤثر باشد و احتمال زمین خوردن افراد را کاهش دهد.

واژگان کلیدی: سالمندان فعال، تمرینات ترکیبی و متغیرهای منتخب بیومکانیکی

1. Email: e.safari4246@gmail.com

2. Email: yahya0120@yahoo.com

3. Email: fattahiali81@gmail.com

مقدمه

افزایش سالانه جمعیت سالمندان، تحت تأثیر عواملی مانند بهبود وضعیت بهداشت، افزایش امید به زندگی و کاهش مرگومیر جمعیت جهان را به سوی سالمندی سوق می‌دهد. بر اساس آمار سازمان جهانی بهداشت، جمعیت سالمندان از ۵۹۰ میلیون سالمنده ۶۰ سال و بالاتر در سال ۲۰۰۰، به ۱/۵ میلیارد نفر در سال ۲۰۲۵ می‌رسد که ۷۰ درصد این افراد در کشورهای در حال توسعه زندگی می‌کنند (۱). در ایران نیز بر اساس سرشماری سال ۱۳۸۵، ۷/۲۷ درصد از جمعیت کشور را سالمندان بیش از ۶۵ سال تشکیل می‌دهند که این میزان تا ۲۰ سال آینده به ۱۴/۷۰ درصد خواهد رسید (۲). این ارقام نشان می‌دهند اگر برنامه‌ریزان و سیاست‌گذاران کشور از هم‌اکنون برنامه‌ای مدون و خاص برای این قشر نداشته باشند، در ۲۰ سال آینده کشور برای رفع این مشکل و مسائل مربوط به آن از قبیل مسائل بهداشتی، اقتصادی، اجتماعی و... دچار بحران و معضلی اساسی خواهد شد (۳). سالمندی مرحله‌ای است گریزناپذیر از سیر طبیعی زندگی انسان که تحلیل قوا و کاهش میزان فعالیت‌های جسمانی و حرکتی را به همراه دارد. همچنین، تغییرات چشم‌گیری در سلول‌ها و بافت‌ها رخ می‌دهد و کارآمدی و فعالیت اندام‌ها و فرآیندهای فیزیولوژیکی کاهش پیدا می‌کند. فرایند سالمندی باعث بروز مشکلاتی مانند افت ثبات وضعیتی و عملکرد راه رفتن (۴)، اختلالات تعادلی، افتادن و ترس از افتادن می‌شود که مشارکت در فعالیت‌های روزمره زندگی و توانایی برای جابه‌جایی در خانه و اجتماع را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۵).

علاوه بر این، پژوهش‌های مروری بیانگر این مطلبند که از دست دادن تعادل و زمین خوردن، ششمین علت مرگومیر در جمعیت سالمندان است (۵). یکی از عوامل سقوط و ایجاد ناتوانی‌های متعدد و وابستگی در سالمندان، نداشتن تعادل است. تعادل جزء نیازهای اساسی برای انجام فعالیت‌های روزمره است (۶). توانایی حفظ تعادل یکی از مهم‌ترین فعالیت‌های جسمانی است که برای زندگی روزمره، تحرک مستقل، کاهش خطر زمین خوردن و بهبود کیفیت زندگی سالمندان ضروری است (۷، ۸). فعالیت‌های جسمانی موجب کاهش خطر سقوط و کاهش محدودیت‌های حرکتی و عملکردی و همچنین پیشگیری یا به تأخیر انداختن اختلالات تعادلی در سالمندان می‌شود (۹). با توجه به اینکه کاهش تعادل از تبعات دوره سالمندی محسوب می‌شود، مداخلات تمرینی طراحی شده برای بهبود یا پیشگیری از وخیم‌تر شدن ضعف تعادل، باید تکالیفی را شامل شود که بر نیازهای تعادلی سالمندان تمرکز داشته باشد (۱۰، ۱۱).

پژوهش‌ها نشان داده‌اند علل به زمین افتادن سالمندان در دو دسته (عوامل داخلی) ضعف عضلات اندام تحتانی، کاهش تعادل، کاهش توانایی ذهنی، کاهش اطلاعات حسی و کند شدن پاسخ‌های حرکتی (و عوامل خارجی) شرایط محیطی همچون مصرف داروهای روان‌درمانی و خواب‌آور، روشنایی

کم محل تردد، ناهمواری سطوح قرار می‌گیرند. با توجه به اینکه کنترل وضعیتی نیازمند تعامل بین سیستم‌های حسی، حرکتی و شناختی است؛ اختلال در هر کدام از این سیستم‌ها می‌تواند به کاهش عملکرد کنترل وضعیتی منجر شود (۶). به دلیل کاهش سطح فعالیت‌های روزانه سالمندان، آمادگی بدنی مانند قدرت، استقامت، چابکی و انعطاف‌پذیری نیز کم شده و سبب بروز مشکلاتی در فعالیت‌های زندگی و عملکرد طبیعی سالمندان می‌شود (۸). بدین سبب انجام فعالیت‌های منظم ورزشی را عامل پیشگیری و تأخیر یا حتی درمان مشکلات مربوط به فرآیند پیری معرفی می‌کنند (۹).

تبادل ایستا عاملی مهم در طراحی تمرینات تعادلی است که بهبود آن ملاکی بسیار مهم در سنجش کارایی برنامه‌های تمرینی است (۷) برنامه‌های تمرینی در سالمندان مبتلا به اختلال تعادل، که به مقاومت کافی برای افزایش قدرت نیاز دارند، به بهبود توانایی تعادل کمک می‌کند. این برنامه‌های تمرینی باید روی عضلات قامتی کلیدی در اندام تحتانی، به‌ویژه عضلات مؤثر در دورسی فلکشن و پلانتر فلکشن مچ پا تمرکز کنند (۶). مطالعات روی افرادی که سابقه افتادن دارند، نشان داده که نیروی عضله و توان ایزوکینتیک به‌طور معناداری در فلکسورها و اکستنسورهای زانو و دورسی فلکسورها و پلانتر فلکسورهای مچ پا کاهش می‌یابد. نشان داده شده که این عضلات نقشی حیاتی در کنترل تعادل دارند. با اینکه پاسخ‌های این عضلات در کنترل تعادل حیاتی است، تمرینات قدرتی مطالعات قبلی به‌طور ویژه روی این عضلات تمرکز نکرده است (۶). برخی از مطالعات نشان داده است برنامه‌های تمرین گروهی که ترکیبی از تعادل، قدرت و مؤلفه‌های عملکردی است، می‌تواند از افتادن جلوگیری کند. آمرانی و همکاران پی بردند که ترکیب تمرینات تعادلی و قدرت به‌طور معناداری افتادن را در افراد سالمند کاهش می‌دهد (۷) صادقی و همکاران (۱۳۸۸) درباره عملکرد جسمانی سالمندان بیان می‌کنند که شش هفته تمرین عملکردی، بهبود تعادل ایستا و پویای این افراد را به همراه داشته است؛ در واقع انجام تمرینات تعادلی در وضعیت نشسته توسط سالمندان، عملکرد تعادلی آن‌ها را ارتقا می‌دهد (۱۱). سه روز در هفته تمرینات قدرتی و استقامتی به بهبود و حفظ انعطاف‌پذیری در سالمندان منجر شده است (۱۲). یافته‌های مطالعه‌ای نشان داد به‌کارگیری تمرینات ترکیبی هوازی و تعادلی می‌تواند عاملی تأثیرگذار در بهبود تعادل سالمندان باشد (۱۳). میلینگ^۱ و همکاران (۲۰۲۰) در پژوهشی روی تمرینات مقاومتی همراه با تحمل وزن نشان داد این تمرینات در تعادل ایستا و کاهش زمین خوردن در سالمندان مؤثرند (۱۴). بررسی اثر تمرینات تعادلی، قدرتی و ترکیبی (تعادلی و قدرتی) بر شاخص‌های کنترل قامت سالمندان نشان داد برنامه‌های تمرینی تعادلی، در مقایسه با تمرینات قدرتی باعث اختلال تعادل فرد در حین تمرین و تمرینات ترکیبی باعث کاهش در نوسانات

قامتی می‌شود و خطر افتادن را در افراد سالمند کاهش می‌دهد (۱۵). همچنین سوسا^۱ و همکاران (۲۰۱۷) در یک کارآزمایی روی افراد مسن، نشان دادند تمرین ترکیبی، در مقایسه با تمرین هوازی در کاهش زمین خوردن و بهبود کنترل وضعیتی، کنترل حرکتی و قدرت اندام تحتانی سالمندان مؤثرتر است (۱۶). از آنجا که سالمندی دورانی حساس از زندگی بشر است، اهمیت دادن به رفتارهای ارتقادهنده سلامت و کیفیت زندگی در سالمندان ضروری است (۱۷). کنترل قامت نیازمند تعامل بین سیستم‌های حسی، حرکتی و شناختی است (۹). افراد با هماهنگی و ارتباط این سیستم‌ها به سرعت با وضعیت ناپایدار خارجی منطبق می‌شوند (۱۸، ۱۹). اختلال در هرکدام از این سیستم‌ها می‌تواند تعادل را تحت تأثیر قرار دهد (۹) و در وضعیت فرد ناپایداری ایجاد کند. سالملا و همکاران^۲ (۲۰۰۱) (۲۰) در پژوهشی تأثیر تمرینات هوازی و قدرتی در پایین‌تنه را بر متغیرهای کینماتیکی و کنتیکی راه رفتن بررسی کردند. داده‌های پژوهش با استفاده از دستگاه سینماتوگرافی و فورس پلیت جمع‌آوری شد. در نهایت، افزایش در عمل دورسی فلکسور و پلانتر فلکسورهای مچ پا و اکستنشن ران و بهبود قدرت و توان عضلانی در تولید انرژی هنگام راه رفتن مشاهده شد. علاوه بر موارد عنوان شده، آندره^۳ و همکارانش (۲۰۰۹) (۲۱) در پژوهشی روی الگو راه رفتن زنان سالمند به این نتیجه رسیدند که انجام تمرینات کششی منجر به افزایش طول گام و سرعت راه رفتن بود.

با وجود اینکه تمرینات استقامتی از ضروریات تمرینی سالمندان بشمرده شده‌اند، پژوهش‌های اندکی اثر تمرینات استقامت عضلانی را بر پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن سالمندان بررسی کرده‌اند. بر اساس پژوهش صادقی و همکاران (۲۰۰۹) شرکت در برنامه تمرینی استقامتی سبب افزایش دامنه حرکتی مفصل ران در لحظه جدا شدن پنجه پا از زمین در فاز استانس و کاهش درصد استقرار در فاز استانس بود. از آنجا که در یک تواتر یکسان گام‌برداری، سالمندان نسبت به بزرگ‌سالان، مسافت کمتری را می‌پیمایند، این الگو باعث می‌شود سالمندان زمان بیشتری را در فاز حمایت دوگانه داشته باشند و در نتیجه الگوی راه رفتن با ثبات‌تری را ایجاد می‌کنند (۳). در پژوهش‌های اخیر به فواید ورزش در بهبود توانایی عملکرد افراد مسن توجه شده است. برنامه‌های ورزشی متناسب با این جمعیت اثبات کرده‌اند که این مداخلات؛ مانند تمرینات مقاومتی، تعادل، استقامتی و در کل تمرینات ترکیبی (برای مثال مقاومت، استقامت و تعادل هم‌زمان) تأثیر مفیدی بر برخی پارامترهای عملکردی در افراد سالمند داشته است. با این حال، به نظر می‌رسد برنامه‌های تمرینات ترکیبی که شامل تمرینات مقاومتی‌اند، پیشرفت‌های کلی بیشتری ایجاد می‌کنند؛ زیرا این نوع مداخلات باعث تحریک اجزای سلامت جسمی مانند مقاومت، آمادگی قلبی تنفسی و تعادل می‌شوند (۲۲، ۲۳).

-
1. Sousa
 2. Teixeira-Salmela
 3. Andre

تمرینات ورزشی با توجه به شدت و مدت اجرای آن‌ها می‌تواند آثار متفاوتی داشته باشد. در بیشتر برنامه‌های تمرینی استفاده شده در پژوهش‌های قبلی تأثیر برنامه‌های تمرینات تعادلی و قدرتی بر تعادل بررسی شده است (۲۴). در سالمندان کاهش تعادل و کنترل حرکتی، افت عملکرد قدم زدن مشاهده می‌شود و می‌تواند به دلیل ترس از افتادن موجب کم‌حرکی شود. همچنین، ممکن است اختلالات بالینی و بیماری‌های متابولیسمی را به همراه داشته باشد. با توجه به اینکه نوع و شدت تمرین می‌تواند اثری متفاوت بر ساختار، ترکیب و عملکرد بدن سالمندان فعال داشته باشد، پژوهش حاضر با هدف بررسی اثر یک دوره تمرین ترکیبی بر تعادل، کنترل حرکتی و عملکرد قدم زدن سالمندان فعال انجام شد. بنابراین با توجه به مطالعات فوق بررسی می‌کنیم، آیا یک دوره تمرین ترکیبی می‌تواند بر متغیرهای منتخب بیومکانیکی سالمندان ورزشکار کارساز باشد یا خیر.

روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون با گروه کنترل است. جامعه پژوهش شامل مردان فعال سالمند بین ۶۰-۷۵ سال لاهیجان بودند. این پژوهش پس از کسب تأیید کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی به شماره IR.SSRC.REC.1399.105 و هماهنگی با هیئت ورزش‌های همگانی لاهیجان انجام شد. برگه‌های شرکت در پژوهش بین سالمندان توزیع شد، حدود ۱۰۰ سالمند مرد شرکت کردند و برای بررسی سلامت عمومی به پزشک متخصص ارجاع داده شدند. همچنین از تمامی شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه آگاهانه گرفته شد. در نهایت ۴۰ نفر به صورت در دسترس به عنوان نمونه انتخاب و به‌طور تصادفی به دو گروه تمرین ترکیبی و کنترل تقسیم شدند. معیارهای ورود به این مطالعه به این شرح بودند: سن بین ۶۰ تا ۷۵ سال، تأیید سلامتی توسط پزشک و طبق پرسش‌نامه تندرستی، جنسیت مرد، داشتن سابقه ورزش منظم، شاخص توده بدن نظر بین ۲۰ تا ۲۹ و نداشتن اعتیاد به دخانیات و الکل. معیارهای خروج از مطالعه عبارت بودند از: غیبت بیش از دو جلسه در برنامه‌های ورزشی تنظیم‌شده، داشتن بیماری‌های مزمن، خاص و بیماری‌های روانی، تشدید علائم آسیب‌رسان ناشی از مداخله در آزمودنی و ایجاد مشکلات یا ضرر به فرد، ایجاد آسیب‌های جسمی به شرکت‌کنندگان در مداخله یا بیرون از مداخله که باعث به‌وجود آمدن مشکلات حرکتی در افراد شود. ضمناً افراد رضایت‌نامه و اطلاعات فردی را تکمیل کردند. ابتدا با استفاده از پرسش‌نامه ویژه تندرستی^۱ اطلاعات مربوط به سلامت آزمودنی‌ها به دست آمد و سپس اندازه‌گیری‌های آنروپومتریک ۴۸ ساعت قبل و آزمون‌های آزمایشگاهی قبل از اولین جلسه تمرین انجام شد. پیش از شروع دوره تمرینی، برای اطلاع از وضعیت سلامتی و سطح آمادگی افراد، به ترتیب از پرسش‌نامه

تاریخچه پزشکی و پرسش‌نامه آمادگی برای فعالیت جسمانی PARQ و پرسش‌نامه سابقه پزشکی استفاده شد. تمرین‌ها در هر جلسه شامل گرم کردن، انجام تمرینات عملکردی و سرد کردن بود. متغیرهای تعادل ایستا، کنترل حرکتی و کنترل وضعیتی و عملکرد راه رفتن در پیش‌آزمون و پس‌آزمون اندازه‌گیری شدند.

برای ارزیابی تعادل ایستا، کنترل حرکتی و کنترل وضعیتی از دستگاه تعادل‌سنج ایستا (ساخت شرکت دانش‌سالار ایرانیان، تهران) استفاده شد. این دستگاه پایداری نوسانات بدنی یا همان تعادل ایستا را به‌طور غیرمستقیم بر پایه واکنش سطح ایستا در برابر نیروهای حاصل از تغییرات مرکز ثقل فرد اندازه‌گیری و تحلیل می‌کند (۲۵) اطلاعات مربوط به حرکت بدن به‌صورت لحظه‌ای و تجسمی برای پارامترهای مختلف به‌صورت دوبعدی و در هنگام ایستادن با چشم باز و بسته جمع‌آوری می‌شود. دستگاه تعادل‌سنج ایستا میزان نوسانات به جلو، عقب، چپ، راست را به درصد و سانتی‌متر نشان می‌دهد. همچنین این دستگاه در قسمت اول میزان پایداری گرانیگاه آزمودنی در محدوده دواپر ۵ تا ۱۰۰ را به‌صورت درصد نشان می‌دهد و در سایر مقادیر درصد انحراف معیار از نقطه تعادل، میزان انحراف معیار از نقطه تعادل، طول نقطه تعادل برحسب درصد، عرض نقطه تعادل برحسب درصد، طول نقطه تعادل برحسب سانتی‌متر، عرض نقطه تعادل برحسب سانتی‌متر، درصد حضور گرانیگاه در بالای سمت چپ، درصد حضور گرانیگاه در پایین سمت راست، درصد حضور گرانیگاه در بالای سمت راست، درصد حضور گرانیگاه در پایین سمت راست، میزان انحراف معیار به نسبت به نقطه تعادل، حداکثر انحراف به سمت چپ، حداکثر انحراف به سمت راست، میزان انحراف معیار به جلو و عقب نسبت به نقطه تعادل، حداکثر انحراف به سمت جلو، حداکثر انحراف به سمت عقب و مساحت کل محدوده جابه‌جایی را نشان می‌دهد.

برای ارزیابی عملکرد راه رفتن از آزمون ۱۰ مرحله‌ای عملکرد راه رفتن استفاده شد. این آزمون شامل ۱۰ قسمت است: سطح راه رفتن، تغییر در سرعت راه رفتن، راه رفتن با چرخش افقی سر، راه رفتن با چرخش عمودی سر، راه رفتن و چرخش لگن، راه رفتن به‌طوری که در وسط راه مانع باشد، راه رفتن با سطح اتکای کم، راه رفتن با چشمان بسته، حرکت به عقب و بالا رفتن از پله‌ها. نمره‌دهی آن به این صورت است: ۳=نرمال، ۲=اختلال خفیف، ۱=اختلال متوسط و ۰=اختلال شدید. آزمودنی‌ها باید کل ۱۰ آیتم را در مسافتی به طول شش متر و عرض ۳۰ سانتی‌متر بنا بر دستورالعمل اجرا می‌کردند (۲۶). گروه تجربی (تمرین ترکیبی) سه روز در هفته به مدت ۶۰ دقیقه در هر جلسه تمرینی به انجام تمرین پرداختند و گروه کنترل به مدت دو ماه فعالیت‌های روزمره را انجام دادند. برنامه تمرینی گروه کنترل شامل تمرینات و انجام فعالیت‌های روزمره شامل ۱۵ دقیقه پیاده‌روی سریع و

۱۰ حرکت زنجیره‌ای ساده ایروبیک (شامل مارچ، گام آسان، استپ تاچ، مامبو، حرکت V و معکوس آن، دور نزدیک پا، جاگینگ، پاشنه پنجه، زیگ‌زاگ پریدن) با ۵۰ تا ۶۰ درصد حداکثر ضربان قلب بیشینه بود. در گروه تجربی، برنامه تمرین ترکیبی شامل تمرینات هوازی، مقاومتی و تعادلی بود که به صورت هم‌زمان و فزاینده در پنج مرحله انجام شد.

در مرحله اول تمرینات هوازی از ۱۵ دقیقه شروع شد و در دو هفته پایانی به ۳۰ دقیقه رسید (شامل تمرین دو و پیاده‌روی در فضای باز که در هفته اول با شدت ۴۰ درصد حداکثر ضربان قلب به مدت ۱۵ دقیقه شروع شد و سپس به صورت فزاینده تا ۳۰ دقیقه با ۷۰ درصد حداکثر ضربان قلب در پایان هشت هفته افزایش یافت) (۲۸،۲۷). مرحله دوم تمرینات کششی در تمامی مفاصل گروه‌های عمده عضلانی به مدت ۱۰ تا ۱۵ دقیقه انجام شد (۲۹). در مرحله سوم، ۱۰ تا ۱۵ دقیقه تمرینات مقاومتی با تحمل وزن برای تقویت عضلات اندام تحتانی انجام شد. این تمرینات شامل حرکاتی مثل اسکات، لانچ، درازنشست و پلانک بود. مرحله چهارم شامل تمرینات تعادلی به مدت ۵ تا ۱۰ دقیقه بود که شامل ایستادن تک‌پا، ایستادن تک‌پا همراه پرتاب توپ، پرتاب پا به جلو و عقب، راه رفتن به جلو، عقب، دو طرف، روی پاشنه و پنجه هرکدام ۱۰ گام بود (۲۹). در نهایت، مرحله پنجم سرد کردن به مدت پنج دقیقه بود. در جدول شماره ۱ شرح کامل تمرینات ترکیبی آورده شده است.

تجزیه و تحلیل داده‌ها توسط نرم‌افزار اسپ‌اس‌اس نسخه ۲۲ در سطح معناداری $p \leq 0/05$ و ترسیم نمودارها نیز توسط نرم‌افزار اکسل نسخه ۲۰۱۶ انجام شد. از آمار توصیفی برای محاسبه شاخص‌های مرکزی، پراکندگی و ترسیم جداول استفاده شد. در بخش آمار استنباطی از آزمون شاپیرو-ویلک برای تعیین توزیع طبیعی داده‌ها استفاده شد. در تجزیه و تحلیل استنباطی، برای مقایسه نتایج قبل و بعد از تمرینات در هر گروه و بررسی تغییرات درون‌گروهی، در صورت نرمال بودن متغیرها از آزمون تی همبسته و در صورت غیرنرمال بودن آن‌ها از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون استفاده شد، همچنین برای تغییرات بین‌گروهی متغیرها از آزمون پارامتریک آنالیز واریانس یک‌طرفه استفاده شد.

جدول ۱- برنامه تمرینات ورزشی

هفته	هوازی	مقاومتی	تعادلی
اول	۴۰٪ حداکثر ضربان قلب [۲۷،۲۸]	اسکات، لانچ، دراز و نشست و پلانک	ایستادن روی یک پا (۲۰ ثانیه)، ایستادن روی یک پا همراه پرتاب توپ (۱۰ ثانیه)، پرتاب پا به جلو و عقب (۱۰ تکرار)، راه رفتن به جلو و عقب و دو طرف (هرکدام ۱۰ گام) [۲۹]
دوم	۴۰٪ حداکثر ضربان قلب	اسکات، لانچ، دراز و نشست و پلانک	ایستادن روی یک پا (۲۰ ثانیه)، ایستادن روی یک پا همراه پرتاب توپ (۱۰ ثانیه)، پرتاب پا به جلو و عقب (۱۰ تکرار)، راه رفتن به جلو و عقب و دو طرف (هرکدام ۱۰ گام)

ادامه جدول ۱- برنامه تمرینات ورزشی

هفته	هوازی	مقاومتی	تعدالی
سوم	۵۰٪ حداکثر ضربان قلب	اسکات، لانچ، دراز و نشست و پلانک ۲ ست ۱۵ تکرار	ایستادن روی یک پا (۲۵ ثانیه)، ایستادن روی یک پا همراه پرتاب توپ (۱۵ ثانیه)، پرتاب پا به جلو و عقب (۱۵ تکرار)، راه رفتن به جلو و عقب و دو طرف (هر کدام ۱۰ گام)
چهارم	۵۰٪ حداکثر ضربان قلب	اسکات، لانچ، دراز و نشست و پلانک ۲ ست ۱۵ تکرار	ایستادن روی یک پا (۲۵ ثانیه)، ایستادن روی یک پا همراه پرتاب توپ (۱۵ ثانیه)، پرتاب پا به جلو و عقب (۱۵ تکرار)، راه رفتن به جلو و عقب و دو طرف (هر کدام ۱۰ گام)
پنجم	۶۰٪ حداکثر ضربان قلب	اسکات، لانچ، دراز و نشست و پلانک ۳ ست ۱۰ تکرار	ایستادن روی یک پا (۳۰ ثانیه)، ایستادن روی یک پا همراه پرتاب توپ (۲۰ ثانیه)، پرتاب پا به جلو و عقب (۲۰ تکرار)، راه رفتن به جلو و عقب و دو طرف (هر کدام ۱۰ گام)
ششم	۶۰٪ حداکثر ضربان قلب	اسکات، لانچ، دراز و نشست و پلانک ۳ ست ۱۰ تکرار	ایستادن روی یک پا (۳۰ ثانیه)، ایستادن روی یک پا همراه پرتاب توپ (۲۰ ثانیه)، پرتاب پا به جلو و عقب (۲۰ تکرار)، راه رفتن به جلو و عقب و دو طرف (هر کدام ۱۰ گام)
هفتم	۷۰٪ حداکثر ضربان قلب	اسکات، لانچ، دراز و نشست و پلانک ست ۱۵ تکرار	ایستادن روی یک پا (۳۵ ثانیه)، ایستادن روی یک پا همراه پرتاب توپ (۲۵ ثانیه)، پرتاب پا به جلو و عقب (۲۵ تکرار)، راه رفتن به جلو و عقب و دو طرف (هر کدام ۱۰ گام)
هشتم	۷۰٪ حداکثر ضربان قلب	اسکات، لانچ، دراز و نشست و پلانک ۳ ست ۱۵ تکرار	ایستادن روی یک پا (۳۵ ثانیه)، ایستادن روی یک پا همراه پرتاب توپ (۲۵ ثانیه)، پرتاب پا به جلو و عقب (۲۵ تکرار)، راه رفتن به جلو و عقب و دو طرف (هر کدام ۱۰ گام)

نتایج

به منظور توصیف ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها از آمار توصیفی شامل میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد که نتایج آن در جدول شماره ۲ ارائه شده است. برای ارزیابی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد که نتایج آن در جدول شماره ۳ مشاهده می‌شود. بر این اساس داده‌های متغیرهای تعادل ایستا و کنترل حرکتی توزیع نرمال داشتند و از آزمون آماری تی همبسته و تی مستقل استفاده شد، اما در متغیرهای راه رفتن، توزیع داده‌ها نرمال نبود؛ بنابراین از آزمون آماری ویلکاکسون و آنالیز واریانس یک‌طرفه استفاده شد.

در جدول شماره ۳ نتایج آزمون تی وابسته برای متغیر تعادل ایستا ارائه شده است. نتایج آزمون تی زوجی نشان داد پس از تمرین ترکیبی، در تعادل ایستا ($t=0/63, p=0/003$) بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود دارد و این عامل بهبود یافته است. همچنین آنالیز واریانس یک‌طرفه بین گروه تمرین ترکیبی و کنترل نشان داد تعادل ایستا در پس‌آزمون ($F=3/40, p=0/002$) تفاوتی

معنادار یافته است. در جدول شماره ۴ نتایج آزمون تی وابسته و مستقل مربوط به مقادیر کنترل حرکتی ارائه شد. بر اساس مقایسه درون گروهی متغیرها، پس از یک دوره مداخله ورزشی بین گروه تجربی ($t = -3/56, p = 0/02$) و گروه کنترل تفاوت معناداری وجود داشت. با مقایسه این متغیر بین دو گروه، تفاوت معناداری در پس آزمون ($F = 2/71, p = 0/01$) دیده شد. با توجه به نرمال نبودن داده‌های عملکرد قدم زدن و کنترل وضعیتی از آزمون‌های ناپارامتریک ویلکاکسون و آنالیز واریانس یک طرفه استفاده شد که نتایج در جدول شماره ۵ ارائه شده است. یافته‌های درون گروهی نشان داد بین پس آزمون و پیش آزمون تفاوت معناداری ($p = 0/02, F = 3/44$) وجود دارد، اما در مقایسه بین گروهی تفاوتی معناداری دیده نشد.

جدول ۲ - ویژگی‌های توصیفی آزمودنی‌های گروه کنترل و تجربی (n=20)

شاخص	کنترل		تجربی	
	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون
سن (سال)	62 ± 12/74	-	65 ± 16/01	-
قد (سانتی متر)	170/5 ± 8/24	-	169/5 ± 5/44	-
وزن (کیلوگرم)	77 ± 10/55	75 ± 10/11	75 ± 10/63	± 10/56 74/5
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	26/42 ± 2/30	26/42 ± 2/05	27 ± 3/17	± 2/97 26/03

جدول ۳ - نتایج آزمون تی همبسته و آنالیز واریانس یک طرفه تعادل ایستا بر حسب (درصد) (n=20)

آزمون تی وابسته	کنترل		تجربی	
	انحراف معیار ± میانگین	انحراف معیار ± میانگین	آماره	معناداری
پیش آزمون	6/63 ± 2/32	(7/70 ± 2/24)	2/19	0/14
پس آزمون	(8/28 ± 2/60)	6/04 ± 1/36	11/59	*0/02
میانگین اختلاف	1/65 ± 0/65	-1/65 ± 0/48		
آماره	2/52	-0/63		
معناداری	0/02	*0/03		

* p < 0/05

جدول ۴ - نتایج آزمون تی همبسته و آنالیز واریانس یک طرفه کنترل حرکتی (درصد) (n=۲۰)

	کنترل		تجربی		آنالیز واریانس یک طرفه	
	انحراف معیار ± میانگین	Z	انحراف معیار ± میانگین	تجربی	آماره	معناداری
پیش آزمون	۵۲/۳۴ ± ۴/۳۴		۴۷/۰۸ ± ۳/۹۴		۰/۸۰	۰/۳۷
پس آزمون	۴۵/۷۸ ± ۴/۹۲		۵۸/۲۸ ± ۳/۰۵		۴/۶۴	* ۰/۰۳
آزمون تی وابسته						
میانگین اختلاف	-۶/۵۰ ± ۵/۷۴		۱۱/۱۹ ± ۳/۱۴			
آماره	-۱/۱۴		۱۷/۷۶			
معناداری	۰/۲۶		* ۰/۰۰۲			

* p < ۰/۰۵

جدول ۵ - نتایج آزمون ویلکاکسون کروسکال-والیس عملکرد راه رفتن (امتیاز) و کنترل وضعیتی (سانتی-متر) (n = ۲۰)

درجه آزادی	ویلکاکسون		انحراف معیار ± میانگین		کروسکال-والیس	
	جمع رتبه‌ها	معناداری	Z	کنترل	تجربی	خی دو معناداری
۱	۱۷۱	* ۰/۰۱	-۲/۴۶	۰ ± ۴۶	± ۰/۴۰	۲/۰۷
۱	۱۵۳	* ۰/۰۰۱	-۳/۴۴	۲۵/۷۵	۲۶/۴۵	۴/۶۲
۱	۱۹۰	۰/۶۵	-۰/۴۴	۲۷/۰ ± ۵/۳۶	۲۸/۰ ± ۱۰/۲۶	۱/۰۸
۱	۲۱۱	۰/۷۶	-۰/۲۹	۱/۰ ± ۱۷/۷۷	۱/۰ ± ۲۹/۶۴	۱/۷۹

* p < ۰/۰۵

بحث

هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر یک دوره تمرین ترکیبی بر متغیرهای منتخب بیومکانیکی (تعادل، عملکرد راه رفتن، کنترل حرکتی و وضعیتی) سالمندان فعال بود. بر اساس نتایج، تمرین ترکیبی بر بهبود تعادل ایستا و کنترل حرکتی تأثیری معنادار دارد، اما بر عملکرد راه رفتن و کنترل وضعیتی تأثیر معناداری ندارد.

سالمندان در معرض اختلالاتی در حفظ تعادل (۳۰)، کنترل حرکتی (۳۱)، کنترل وضعیتی (۳۲) و تغییرات راه رفتن قرار دارند. ورودی‌های حسی از نیازهای اساسی برای کنترل پاسچر در سیستم‌های حرکتی، است؛ از این رو کاهش بازخورد آوران‌های عصبی می‌تواند تعادل را مختل کند. اختلال در تعادل می‌تواند به افزایش خطر بروز آسیب‌دیدگی در حین فعالیت ورزشی منجر شود. عوامل گوناگون نوروفیزیولوژیک و مکانیکی می‌توانند تعادل را تحت تأثیر قرار دهند (۳۳). ویژگی‌هایی مانند قد، وزن، ترکیب بدنی، سطح اتکا، فاصله مرکز ثقل تا زمین، طول و وزن هر یک از اندام‌ها، طول بازوی گشتاور عضلات و توزیع جرم در نقاط مختلف بدن می‌توانند از نظر مکانیکی بر بدن اثر بگذارند (۳۴). پژوهش

حاضر با هدف ذکرشده در بهبود تعادل ایستا با رفعتی و همکاران، (۲۰۱۸) (۳۵)، مسیبی سامانی و همکاران، (۲۰۱۵) (۱۳)، فارسی و همکاران، (۱۳۹۴) (۱۵)، زارعی و همکاران، (۲۰۱۸) (۳۶) همسوست، اما با پژوهش فرجی آزاد و شجاع‌الدین (۲۰۱۵) (۳۷) ناهم‌سو است. شاید دلیل این ناهم‌سویی را بتوان در شیوه تمرینات گزارش کرد.

تمرینات ترکیبی با ایجاد سازگاری‌های بیومکانیکی مناسب، می‌توانند نقشی مؤثر در یادگیری مهارت، فراخوانی واحد حرکتی (۳۸)، افزایش شکل‌پذیری قشر حرکتی و بهبود به‌کارگیری عضلات داشته باشند (۳۹). اثر این نوع تمرینات در بهبود تعادل را می‌توان بر اساس نظریه سیستم‌ها کرد. طبق نظریه سیستم‌ها توانایی کنترل در فضا نتیجه اثر متقابل هم‌زمان و پیچیده سیستم عصبی-عضلانی-اسکلتی است که درواقع همان سیستم کنترل قامت است. این سیستم، برای حفظ تعادل و ایجاد حرکت به تلفیق داده‌های حسی نیاز دارد تا موقعیت بدن را در فضا تشخیص دهد و نیز برای اعمال نیروی مناسب به توانایی سیستم عضلانی-اسکلتی نیاز دارد. در این مدل سیستم عصبی مرکزی با استفاده از اطلاعات سیستم‌های بینایی دهلیزی و حسی-عمقی (که شامل حس وضعیت مفاصل و حس محیطی است) از وضعیت مرکز ثقل بدن نسبت به جاذبه و از شرایط سطح اتکا مطلع می‌شود تا پاسخ حرکتی مناسب را به‌صورت الگوهای حرکتی از پیش برنامه‌ریزی شده فراهم کند. بنابراین با استناد به نظریه سیستم‌ها به نظر می‌رسد تمرینات ترکیبی می‌تواند باعث بهبود تعادل در سالمندان شود (۱۴). هدف دیگر این پژوهش بررسی اثر یک دوره تمرین ترکیبی بر کنترل حرکتی مردان سالمند فعال است که با پژوهش‌های حیرانی و همکاران، (۱۳۹۲) (۱۳) میلینگ^۱ و همکاران (۱۴) و سوسا و همکاران (۱۶) همسوست، اما با پژوهش فرجی آزاد و شجاع‌الدین (۳۷) ناهم‌سوست که دلیل این ناهم‌سویی را نیز، مانند تعادل، می‌توان متفاوت بودن شیوه تمرینات بیان کرد.

در پژوهش حاضر نیز مشخص شد آیت‌های ۸ و ۱۰ در عامل جداگانه‌ای قرار گرفتند. این موضوع می‌تواند به علت دشواری ایجادشده در تکالیف باشد. همچنین با توجه به اینکه آیت ۸ (حرکت کردن با چشم‌های بسته) به‌طور معمول در زندگی روزمره انجام نمی‌شود و شرکت‌کنندگان با چنین شرایطی آشنایی چندانی ندارند، می‌توان این موارد را از دلایل مجزا شدن بار عاملی آیت ۸ دانست. راه رفتن و حفظ تعادل پویا، به‌شدت به حس بینایی وابسته است؛ از این رو هنگامی که این حس در دسترس نباشد، مشخصاً دشواری بیشتری برای کنترل راه رفتن به‌وجود خواهد آمد. همچنین آیت ۱۰ برخلاف آیت‌های دیگر، نوع خاصی از راه رفتن را شامل می‌شود؛ به این ترتیب که همه آیت‌ها به‌جز آیت ۱۰ راه رفتن در سطح صاف را همراه با عوامل مختلف بررسی می‌کنند، آیت ۱۰ به‌تنهایی بالا رفتن از

1. Meiling
2. Wrisley

پله‌ها را ارزیابی می‌کند که نوع خاصی از راه رفتن است و نیازمند راه رفتن در هر دو سطح افقی و عمودی است. طبق بیان ریزلی^۲ و همکاران (۲۰۰۴) (۴۰) پروتکل تمرینی پژوهش حاضر موجب انقباض هم‌زمان عضلات اطراف مفاصل شده که خود در بهبود کنترل ثبات مفاصل و حفظ وضعیت بدن اهمیت زیادی دارد. برای کنترل عصبی-عضلانی بخش‌های مختلف بدن در داخل زنجیره حرکتی، وجود حس عمقی ضرورت دارد؛ از این رو در حین انجام فعالیتی که در آن تحمل وزن توسط اندام تحتانی مورد نیاز است، عضلات و مفاصل باید بتوانند به‌طور هم‌زمان و سینرژیک با یکدیگر کار کنند (۴۱) پژوهش مبتنی به افزایش نمره عملکرد راه رفتن منجر شده است که با پژوهش حسین پور و همکاران (۴۲) همسوست. صحاف و همکاران (۴۳) و اصلانخانی و همکاران (۴۴) نیز در مطالعات خود بیان کردند که پس از برنامه تمرین تعادلی، توانایی راه رفتن و قدرت عضلانی در سالمندان بهبود یافته است. با این حال، پژوهش حاضر با مطالعات بورین^۱ و همکاران (۴۵)، مانینی^۲ و همکاران (۴۶)، جاج^۳ و همکاران (۴۷) همسو نبود که علت آن می‌تواند نوع تمرین یا مدت زمان انجام برنامه تمرینی باشد. این نوع تمرینات ترکیبی باعث بهبود توانایی راه رفتن در سالمندان می‌شود که این بهبود می‌تواند در اثر تقسیم بهتر توجه بین تکالیف حرکتی مورد نظر باشد. در واقع، تمرین بر پایه تکالیف ویژه می‌تواند باعث تمرکز بیشتر روی تمرین حرکتی شود. از طرفی افزایش دامنه حرکتی و قدرت عضلانی از عوامل مهم در تقویت تعادل اند و مداخله در این عوامل فیزیولوژیکی می‌تواند خطر افتادن افراد را کاهش دهد (۴۸). از محدودیت‌های مطالعه، می‌توان به دسترسی نداشتن به مطالعات مشابه که روی مردان سالمند فعال انجام باشد، کنترل نکردن رژیم غذایی جامعه آماری و ادامه این نوع تمرینات در مدت طولانی اشاره کرد. پیشنهاد می‌شود این پژوهش روی زنان سالمند فعال نیز انجام شود و میزان تغییرات حاصل از مداخله تمرین بر مردان سالمند فعال همراه با جامعه‌ای بزرگ‌تر و در مدت‌زمانی طولانی‌تر بررسی شود.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان می‌دهد یک دوره تمرین ترکیبی می‌تواند بر بهبود کنترل حرکتی، تعادل و عملکرد راه رفتن در مردان سالمند فعال مؤثر باشد و احتمال زمین خوردن افراد را کاهش دهد. پیشنهاد می‌شود سالمندان از برنامه تمرین ترکیبی شامل تمرینات هوازی، مقاومتی و تعادلی برای پیشگیری از افتادن استفاده کنند.

-
1. Bruin
 2. Manini
 3. Judge

تعارض منافع

در این مقاله هیچ گونه تعارض منافی وجود ندارد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر حاصل بخشی از رساله دکتری تخصصی در رشته بیومکانیک ورزشی است. بدین وسیله از تمام افراد مورد مطالعه که در انجام این پژوهش کمال همکاری را با ما داشتند، صمیمانه تقدیر و تشکر می‌کنیم.

منابع

1. Organization WH. Social development and ageing: crisis or opportunity. Geneva: World Health Organization. 2000.
2. Hasanvand H, Bagheri Sabzevar A, Moradi H, Norasteh A. Comparing the Musculoskeletal Profile of the Elderly with and Without History of Falling. *Salmand: Iranian Journal of Ageing*. 2015; 10 (3) :72-81. (In Persian)
3. Potter PA, Perry AGE, Hall AE, Stockert PA. *Fundamentals of nursing: Elsevier mosby*; 2009.
4. Young WR, Ellmers TJ, Kinrade NP, Cossar J, Cocks AJ. Re-evaluating the measurement and influence of conscious movement processing on gait performance in older adults: Development of the Gait-Specific Attentional Profile. *Gait & Posture*. 2020;81:73-7
5. Hosseini F S, Hatamnezhad O. Relationship Between Self-Regulation and Balance-Confidence in Active and Inactive Elderly Men . *Salmand: Iranian Journal of Ageing*. 2018; 12 (4) :470-481. (In Persian).
6. Goharpi, Shahin, Ahvaz G, Mehravar, Mohammad, Roozbehfar, et al. Comparison of the effect of cognitive task on dynamic posture control in patients with functional ankle instability. *Adapted and healthy. Jundishapur Medical Scientific Journal*. 2019; 17 (6): 597-606. (In Persian).
7. Amrani A, Foroghan M, Seiadat S, Ladi A. Characteristics of Falls in Nursing Home Residents. *Elderly*. 2006 (2):101-5. (Persian)
8. Tuna HD, Edeer AO, Malkoc M, Aksakoglu G. Effect of age and physical activity level on functional fitness in older adults. *European review of aging and physical activity*. 2009;6(2):99.
9. Stewart KJ. Physical activity and aging. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 2005;1055(1):193-206.
10. Hosseini SS, Allahyari MA, Rostamkhani H, Jalili M. Comparison the effect of attention source on balance test performance in elderly subjects. *Journal of Applied Sciences Research* 2011; 7(7): 942-945.
11. Sadeghi H, Montazer M, Norozi H, Karimiasl A. Functional Training Program Effect on Static and Dynamic Balance in Male Ablebodied Elderly. *Salmand* 2008, 3(2): 565-571.
12. Asadi Shavaki M, Salehi L. The Study of Physical Activity Among Elderly of Karaj City and its Relationship with Some the Demographic Factors. *Alborz University Medical Journal*. 2016;5. (In Persian)

13. Mosayebi Samani Kh, Davari F, Faramarzi M. The Effects of Combined Aerobic and Balance Training on Balance in Elderly Women. (Persian). Iranian Journal of Ageing. 2015; 10(1):26-35.
14. Qi M, Moyle W, Jones C, Weeks B. Tai Chi combined with resistance training for adults aged 50 years and older: a systematic review. J Geriatr Phys Ther. 2020;43(1):32-41.
15. Farsi A, Abdoli B, Baraz P. Effect of Balance, Strength, and Combined Training on the Balance of the Elderly Women. Salmand: Iranian Journal of Ageing. 2015; 10 (3) :54-61. (In Persian)
16. Sousa N, Mendes R, Silva A, Oliveira J. Combined exercise is more effective than aerobic exercise in the improvement of fall risk factors: a randomized controlled trial in community-dwelling older men. Clinical rehabilitation. 2017;31(4):478-86.
17. Ahmadi M, Noudehi M, Esmaeili M, Sadrollahi A. Comparing the Quality of Life Between Active and Non-Active Elderly Women With an Emphasis on Physical Activity. Salmand: Iranian Journal of Ageing. 2017; 12 (3) :262-275. (In Persian).
18. Rugelj D, Vauhnik R. Is the use of pedometers feasible for identifying the volume and intensity of a balance specific exercise programme for older adults? Baltic Journal of Health and Physical Activity. 2018;10(4):81-8.
19. Turner N, Jones D, Dawson P, Tait B. The perceptions and rehabilitation experience of older people after falling in the hospital. Rehabilitation Nursing Journal. 2019;44(3):141-50.
20. Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, Mcbride I, Olney SJ. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. Universidade Federal de Minas Gerais, Brazil; 2001. 33(2): 53-60.
21. Andre LF, Ricardo MS, Carlos U, Fabiano C, Neil EF. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. J Manual Ther; 2009.14(2): 167-172.
22. Villareal DT, Smith GI, Sinacore DR, Shah K, Mittendorfer B. Regular multicomponent exercise increases physical fitness and muscle protein anabolism in frail, obese, older adults. Obesity. 2011; 19:312-318. [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar].
23. Izquierdo M, Casas A, Zambóm F, Millor N, Martínez-Ramirez A, Marcellán T, Gordoá AR, Cía F, Lecumberri P, Gómez M. Resistance training induces positive effects on risk of falls, muscle strength, and dual task performance in oldest old institutionalized frail patients. Med Sci Sports Exerc. 2012;44:669.
24. Aslan UB, Cavlak U, Yagci N, Akdag B. Balance performance, aging and falling: a comparative study based on a Turkish sample. Archives of gerontology and geriatrics. 2008;46(3):283-92.
25. Mosadegh. Y. The Effect of Cognitive Task on Postural Sway in Multiple Sclerosis Patients. Motor Behavior. Fall 2017; 9 (29): 17-32. (In Persian).
26. Akbari Kamrani AA, Zamani Sani H, Fathi Rezaie Z, Farsi A, Aghdasi M. Investigation of Factor Structure of Persian Version of Functional Gait Assessment in Iranian Elderly. Salmand: Iranian Journal of Ageing. 2010;5(3):0-. eng. (In Persian).

27. Dobrosielski DA, Gibbs BB, Ouyang P, Bonekamp S, Clark JM, Wang N-Y, et al. Effect of exercise on blood pressure in type 2 diabetes: a randomized controlled trial. *Journal of general internal medicine*. 2012;27(11):1453-9.
28. Damirchi A, Chiti H, Faghihzadeh S, Hakmai Zanjani M. The effect of eight weeks of combined aerobic and resistance exercise on impaired fasting glucose (IFG), impaired glucose tolerance (IGT) and HbA1c in pre-diabetic patients. *J Adv Med Biomed Res*. 2017;25(113):13-23. (In Persian).
29. Khajavi D, Khanmohamadi R. The effect of "green exercise" on improving the sleep quality of female elderly without regular physical activity in Arak city. *Journal of women and family studies*. Fall-Winter2015, Volume 3, number2. Pages7 to 32. (In Persian).
30. Ghasempour L, Hoseini F S, Soleymani M, Ahmadi M. Effects of Physical Fitness Exercise, Mental Exercise and Mindfulness Exercise on Static and Dynamic Balance in Elderly Women. *Salmand: Iranian Journal of Ageing*. 2017; 12 (2) :180-191. (In Persian)
31. Seghatoleslami A, Hemmati Afif A, Irandoust K, Taheri M. Effect of pilates exercises on motor performance and low back pain in elderly women with abdominal obesity. *Iranian Journal of Ageing*. 2018;13(3):396-404. (In Persian).
32. Rodrigues GD, Gurgel JL, dos Santos Galdino I, da Nóbrega ACL, da Silva Soares PP. Respiratory Pump Contributions in Cerebrovascular and Postural Control Responses during Orthostatic Stress in Older Women. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2020:103384.
33. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *Journal of Athletic Training*. 2004;39(3):247.
34. Wayne PM, Krebs DE, Wolf SL, Gill-Body KM, Scarborough DM, McGibbon CA, et al. Can Tai Chi improve vestibulopathic postural control? *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004;85(1):142-52.
35. Rafati A G, Eslami M, Mirdar S. The Effect of a Nine-Weeks Training Program on The Center of Pressure Indicators With Open and Closed Eyes Condition in the Elderly Male. *jrehab*. 2018; 19 (1). (In Persian).
36. Zareiy H, Norasteh A, Koohboomi M. Effect of Combined Training Strength and Stretching) on Balance, Risk of Falling, and Quality of Life in the Elderly. *J Rehab Med*. 2018; 7(2): 201-208. doi. 10.22037/jrm.2017.110651.1433. (In Persian).
37. Faraji A M, Shojauddin S S. 2016. The effect of 8 weeks of stabilization exercises on the static and dynamic balance of healthy old men. The first national conference on developments in sports science in the field of health, prevention and championship, Qazvin, Imam Khomeini International University. (In Persian)
38. Rodacki AL, Souza RM, Ugrinowitsch C, Cristopoliski F, Fowler NE. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. *Manual therapy*. 2009;14(2):167-72.
39. Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(1):26-30.
40. Wrisley DM, Marchett GF, Kuharsky DK, Whitney SL .Reliability, internal consistency, & validity of data obtained with the functional gait assessment. *Physical Therapy* 2004; 84(10): 906-916.

41. Farhan V, Abbasi A, Tabatabaei Ghomshe F, Khaleghi Tazaji M, Jafarnrzhad Gero A. Effect of Combined Trainings (Rom improvement, Muscle strengthening, Balance training and Gait training) on Balance and Risk for Falling in Older Women with Diabetic Peripheral Neuropathy. *J Rehab Med*. 2019; 8(2): 97-105. (In Persian)
42. Hosseinpour S, Behpour N, Tadibi V, Ramezankhani A. Effect of Cognitive-motor Exercises on Physical Health and Cognitive Status in Elderly. *Iran J Health Educ Health Promot*. 2017; 5 (4) :336- 344. (In Persian)
43. Rasafiani M, Shamsi Pour D P, Ghorat F, Sahhaf R. The effect of pedometer using on increasing physical activity in workplace. *Journal of Sabzevar University of Medical Sciences*. 23, Volume 22, Number 5, December and January 2015, Pages 909-918. (In Persian)
44. Fathi Rezaie Z, Aslankhani M A, Abdoli B, Farsi A, Aghdasi M T, Zamani sani H. The Comparison of Falling Risk of Elderly by Speed Gait Test Under Dual Tasks Conditions. *Salmand: Iranian Journal of Ageing*. 2010; 5 (2). (In Persian)
45. Rehabil. De Bruin ED, Murer K. Effect of additional functional exercises on balance in elderly people. *Clin*. 2007;21(2):112–21
46. Manini T, Marko M, Varnam T, Cook S, Fernhall B, Burke J, Ploutz SL. Efficacy of resistance and task-specific exercise in older adults who modify tasks of everyday life. *J Gerontol* 2007;62:616-23.
47. Judge JO, Whipple RH, Wolfson LI. Effects of resistive and balance exercises on isokinetic strength in older persons. *J Am Geriatr Soc*1994;42(9):937–46.
48. Lindenberg U, Marsiske M, Baltes B. Memorizing while walking: increase in dual-task costs from young adulthood to old age. *Psychol Aging*2000;15: 417-36.

ارجاع دهی

صفری ابراهیم، یحیی سخنگویی، علی فتاحی. تأثیر یک دوره تمرین ترکیبی بر متغیرهای منتخب بیومکانیکی تعادل، کنترل حرکتی، وضعیتی و عملکرد راه رفتن سالمندان مرد فعال. *مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)*، ۸۷-۱۷۱. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9658.1451

Safari E., Sokhangee Y., Fatahi A. The Effect of a Combined Training Course on Selected Biomechanical Variables of Balance, Motor Control, Postural Control and Gait of the Active Elderly Men. *Sport Medicine Studies*. Spring & Summer 2020; 12 (27): 171-87. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9658.1451

مقایسه کینماتیک مجموعه پا و مچ پا و زانو در زنان مبتلا به کف پای صاف منعطف و ثابت حین راه رفتن

لیلا غزاله^۱، یاسین حسینی^۲، کیوان شریف مرادی^۳

۱. استادیار، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه الزهرا، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

۲. استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه ملایر، ملایر، ایران

۳. استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۱۲/۱۸

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۲/۰۷

چکیده

هدف تحقیق مقایسه کینماتیک مجموعه پا و مچ پا و زانو در زنان مبتلا به کف پای صاف منعطف و ثابت حین راه رفتن بود. ۲۹ زن جوان (۱۰ نفر سالم، ۱۰ نفر کف پای صاف منعطف و ۹ نفر کف پای صاف ثابت) در پژوهش حاضر شرکت داشتند. برای جمع آوری داده‌ها از دوربین‌های تحلیل حرکت و فورس پلیت استفاده شد. نتایج نشان دادند دورسی فلکشن مچ پا در گروه کف پای صاف ثابت از دو گروه دیگر کمتر بود. میزان اورژن مچ پا نیز در گروه کف پای صاف ثابت از گروه سالم بیشتر بود. گروه کف پای صاف منعطف، در مقایسه با دو گروه دیگر، میزان والگوس زانوی بیشتری داشت. بر اساس یافته‌های تحقیق حاضر می‌توان گفت، افراد دارای کف پای صاف منعطف همانند افراد دارای کف پای صاف ثابت در معرض ابتلا به آسیب‌های زانو قرار دارند؛ بنابراین، انجام اقدامات درمانی در افراد دارای کف پای صاف منعطف ضروری به نظر می‌رسد.

واژگان کلیدی: کف پای صاف، منعطف، ثابت، راه رفتن، مفصل

1. Email: L.ghazaleh@Alzahra.ac.ir

2. Email: yasin.hoseiny@gmail.com

3. Email: ksharifmoradi@gmail.com

مقدمه

در ناهنجاری کف پای صاف، ارتفاع قوس طولی کف پا کاهش می‌یابد یا به‌طور کامل از بین می‌رود. پزشکان و پژوهشگران معتقدند ناهنجاری کف پای صاف را می‌توان به دو دسته اصلی؛ یعنی منعطف و ثابت تقسیم کرد. اگر کاهش یا ناپدید شدن قوس طولی کف پا هم در زنجیره کینتیکی بسته (حین تحمل وزن روی پاها) و هم در زنجیره کینتیکی باز (زمانی که وزن روی پاها تحمل نمی‌شود) رخ دهد، فرد مبتلا به کف پای صاف ثابت است و اگر فقط در زنجیره کینتیکی بسته رخ دهد، فرد مبتلا به کف پای صاف منعطف است (۱).

پژوهش‌ها نشان می‌دهند شیوع کف پای صاف در بزرگسالان حدود ۲۵ درصد است و میزان ابتلا به این ناهنجاری در زنان بیشتر از مردان است (۲). همچنین از بین افراد مبتلا به کف پای صاف، حدود ۷۳ درصد مبتلا به صافی کف پا از نوع منعطف‌اند و درصد کمی کف پای صاف از نوع ثابت دارند (۳-۵). متخصصان معتقدند ناهنجاری کف پای صاف از نوع ثابت به درمان نیاز دارد (۶) و در مورد روش‌های درمانی آن اتفاق نظر دارند. اما در مورد درمان کف پای صاف منعطف نظرات متفاوت است (۷). بر اساس اظهارنظر برخی از پژوهشگران ناهنجاری کف پای صاف منعطف، بدون نشانه^۱ است و نیازی به درمان ندارد (۶). البته گروهی از پزشکان و پژوهشگران نیز عقیده دارند درمان کف پای صاف منعطف باید مبتنی بر مشاهده باشد تا روند تغییرات و پیشرفت آن بررسی شود (۸).

صرف‌نظر از نوع ناهنجاری (منعطف یا ثابت بودن)، کف پای صاف ترکیبی پیچیده از تغییرات آناتومیکی است (۹). متداول‌ترین تغییرات آناتومیکی و ساختاری در ناهنجاری کف پای صاف، واریوس بخش خلفی و پرونیشن بیش‌ازحد پا، افت استخوان ناویکولار و پهن شدن سطح مفصلی استخوان تالوس است. این تغییرات ساختاری در نهایت به از بین رفتن و کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی کف پا منجر می‌شود (۲). مستندات نشان می‌دهند پرونیشن و هایپرپرونیشن پا موجب نامتناسب شدن راستا، نقص ساختاری و عملکردی در اندام تحتانی حین ایستادن و راه رفتن می‌شود (۱۰). بنابراین اگرچه متخصصان معتقدند بیشتر افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف مانند افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت به درمان نیاز ندارند، ممکن است در افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف، کینماتیک و کینتیک طبیعی مفاصل اندام تحتانی حین انجام فعالیت‌هایی که با تحمل وزن همراه‌اند تحت تأثیر قرار گیرد، طوری که به تدریج و با افزایش سن این مفاصل دچار درد و نقص عملکردی شوند. نتایج بررسی جرمی^۲ و همکاران (۲۰۱۵) نیز حاکی از آن بود که افراد بزرگسال مبتلا به کف پای صاف منعطف در بیشتر موارد به درد مچ پا دچارند (۱۱). مطالعات دیگر هم نشان می‌دهند راه رفتن سریع،

1. Asymptomatic

2. Jeremy

راه رفتن روی سطوح ناصاف، دویدن و نگهداری تعادل برای این افراد بسیار سخت است و در اغلب موارد از درد پا شکایت می‌کنند (۱۲). از این رو تصمیم‌گیری در مورد اصلاح ساختار کف پا و به‌کارگیری روش‌های درمانی مناسب در افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف نیازمند بررسی حرکات غیرطبیعی مفاصل اندام تحتانی و متعاقب آن نحوه تعامل گشتاورها و نیروهای وارد بر این مفاصل حین راه رفتن است.

در باره بیومکانیک راه رفتن در بزرگسالان مبتلا به کف پای صاف منعطف پژوهش‌های اندکی انجام شده است. پرگوسین^۱ و همکاران (۲۰۱۵) با بررسی کینماتیک پا^۲ و نیروهای عکس‌العمل زمین نشان دادند در بزرگسالان مبتلا به کف پای صاف منعطف، علاوه بر اینکه اوج پلانترفلکشن و چرخش داخلی بخش خلفی و اوج آبداکشن بخش قدامی پا در بخش‌های مختلف فاز استقرار راه رفتن افزایش می‌یابد، نیروهای عکس‌العمل زمین نیز غیرطبیعی می‌شوند (۱۳). نتیجه مطالعه یاووزر^۳ و همکاران (۲۰۱۱) نیز نشان داد متغیرهای کینتیکی مفاصل اندام تحتانی و نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در بزرگسالانی که از کودکی مبتلا به کف پای صاف بوده‌اند و هرگز اقدام به درمان نکرده‌اند با افراد سالم متفاوت است (۱۴، ۱۵). در مطالعه لوینجر^۴ و همکاران (۲۰۱۰) روی بزرگسالان مبتلا به کف پای صاف نشان داده شد، اوج پلانترفلکشن و آبداکشن بخش قدامی و چرخش داخلی بخش خلفی پا در فاز استقرار راه رفتن، در مقایسه با افراد سالم، افزایش می‌یابد (۱۶).

از آنجا که پژوهش‌های اندکی در حیطه تحلیل کینماتیکی راه رفتن در بزرگسالان مبتلا به کف پای صاف منعطف انجام شده است، به نظر می‌رسد انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه ضروری است. بالت^۵ و همکاران (۲۰۱۳) نیز در پژوهشی مروری اظهار داشتند شواهدی مبنی بر وجود رابطه بین ناهنجاری کف پای صاف و افزایش حرکت در اندام تحتانی حین راه رفتن وجود دارد، اما به دلیل وجود ناهماهنگی در پژوهش‌های موجود در این خصوص نمی‌توان به‌طور قطعی اظهار نظر کرد (۱۷). در پژوهش حاضر، عملکرد کینماتیکی مجموعه پا و مچ پا و زانو در افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف بررسی و سپس با افراد دارای کف پای صاف ثابت و افراد سالم مقایسه خواهد شد. علت شرکت دادن افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت در پژوهش حاضر، بررسی این موضوع بود که آیا بین عملکرد کینماتیکی مجموعه پا و مچ پا و زانو در دو گروه مبتلا به کف پای صاف منعطف و ثابت حین راه رفتن تفاوت وجود دارد یا خیر. ممکن است استخراج و مشخص کردن این تفاوت‌ها بتواند اطلاعات

-
1. Prachgosin
 2. Foot kinematics
 3. Yavuzer
 4. Levinger
 5. Buldt

مفیدی درباره مدیریت این ناهنجاری پیچیده در اختیار پزشکان و درمانگران قرار دهد. آشکار کردن تفاوت عملکرد کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی در دو گروه مذکور در حالی امکان پذیر است که این دو گروه هم‌زمان با هم در یک پژوهش بررسی شوند که این موضوع در هیچ‌یک از پژوهش‌های پیشین مد نظر قرار نگرفته است.

روش پژوهش

پژوهش حاضر مطالعه‌ای نیمه‌تجربی و جامعه آماری آن شامل زنان دانشجوی ۱۸ تا ۲۵ سال است. این پژوهش با کد IR-NAHGH.REC.1398.004 در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه نهاوند تأیید شد. به منظور انتخاب نمونه‌های پژوهش، افرادی که داوطلب شرکت در پژوهش بودند در دو مرحله از لحاظ کف پای صاف غربالگری شدند. در اولین مرحله که مبتنی بر روش کلینیکی بود (۱۸)، کف پای فرد در وضعیت ایستاده ارزیابی می‌شد. چنانچه یکی از نشانه‌های کاهش یا ناپیدا بودن قوس طولی داخلی، محدب شدن لبه داخلی پا یا والگوس پاشنه در پا مشاهده می‌شد، فرد وارد مرحله دوم غربالگری می‌شد. در مرحله دوم، از روش ثبت اثر کف پا^۱ و شاخص استاهلی^۲ استفاده شد (۱۹،۲۰). در این روش، فرد ابتدا روی سطح سفت آغشته به جوهر و بلافاصله بر روی کاغذ سفید می‌ایستاد تا اثر کف پا روی کاغذ ثبت شود (۲۱). پس از ثبت اثر کف پای راست و چپ به‌طور جداگانه، کیفیت اثر ثبت شده بررسی می‌شد. چنانچه اثر لبه‌های خارجی پا روی کاغذ کیفیت مناسبی نداشت آزمون دوباره تکرار می‌شد. بر اساس شاخص استاهلی چنانچه اندازه نسبت دو خط مستخرج از ثبت اثر کف پا، از ۰/۸ بیشتر باشد، فرد مبتلا به ناهنجاری کف پای صاف است. دو خط مورد نظر در شاخص استاهلی عبارت‌اند از: کم‌عرض‌ترین بخش میانی پا^۳ و عریض‌ترین بخش عقبی پا^۴ (۱۹). به منظور مشخص کردن نوع ناهنجاری کف پای صاف (ثابت و منعطف) از آزمون افت استخوان ناوی استفاده شد. بر اساس این آزمون چنانچه اختلاف ارتفاع ناوی در وضعیت ایستاده (در حال تحمل وزن) نسبت به وضعیت نشسته (عدم تحمل وزن) بیشتر از ۱۰ میلی‌متر باشد فرد مبتلا به کف پای صاف از نوع منعطف است (۲۲).

معیارهای ورود به پژوهش عبارت بودند از: دامنه سنی ۱۸-۲۵ سال (۲۳)، شاخص توده بدنی نرمال (۲۴) و مبتلا نبودن به هرگونه بیماری عصبی-عضلانی (۲۵). ابتدای آزمودنی‌ها به کف پای صاف باید در هر دو مرحله غربالگری صاف تأیید می‌شد. نرمال بودن کف پای آزمودنی‌های گروه سالم نیز باید

1. Footprint method
2. Staheli Index
3. Midfoot
4. Hindfoot

در هر دو مرحله غربالگری تأیید می‌شد. داشتن سابقه جراحی در پا و مچ پا (۲۶) و اختلاف طول اندام تحتانی بیشتر از دو سانتی‌متر (۲۷) نیز از معیارهای خروج از پژوهش بودند. پس از غربالگری و اجرای آزمون‌های تشخیص کف پای صاف، ۱۰ نفر که فاقد ناهنجاری کف پای صاف بودند، در گروه سالم و ۱۹ نفر مبتلا به ناهنجاری کف پای صاف در دو گروه کف پای صاف منعطف (۱۰ نفر) و کف پای صاف ثابت (۹ نفر) قرار گرفتند. نرم‌افزار جی پاور نشان داد برای دستیابی به اندازه اثر برابر با ۰/۶ در سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸ برای سه گروه، به حجم نمونه ۳۰ نفری نیاز است. گفتنی است، به دلیل اینکه داده‌های یکی از آزمودنی‌های گروه کف پای صاف ثابت صحت کافی نداشت و حرکت برخی نشانگرها به شکل صحیح ثبت نشده بود، این آزمودنی از گروه مذکور حذف شد و گروه کف پای صاف ثابت با حجم نمونه نه نفر وارد تجزیه و تحلیل آماری شد. ویژگی عمومی و تعداد آزمودنی‌های هر گروه در جدول شماره ۱ ارائه شده است.

به منظور رعایت جنبه‌های اخلاقی، آزمودنی‌ها از طریق اطلاعات مندرج در فرم رضایت‌نامه از نحوه معاینه کف پا، اجرای آزمون‌ها در آزمایشگاه و همچنین نحوه انتشار نتایج آگاه شدند و قبل از شرکت در آزمون‌های غربالگری کف پای صاف و حضور در آزمایشگاه، فرم رضایت‌نامه را امضا کردند. پس از حضور آزمودنی‌ها در آزمایشگاه و آشنا شدن آن‌ها با مسیر در نظر گرفته شده برای راه رفتن، اجرای آزمون آغاز می‌شد. هر آزمودنی باید با سرعت دلخواه، معمولی و بدون کفش در طول آزمایشگاه راه می‌رفت. استفاده از سرعت دلخواه و معمولی برای پیشگیری از بروز اختلال در کنترل حرکتی هنگام مواجهه با الگوی راه رفتن جدید بود. در این مسیر آزمودنی بین ۹ تا ۱۱ گام برمی‌داشت. برای تحلیل از گام ششم به بعد استفاده می‌شد تا راه رفتن فرد کاملاً تثبیت شده باشد.

متغیرهای وابسته پژوهش شامل دامنه حرکتی مفصل مچ پا در سطوح ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال و دامنه حرکتی مفصل زانو در سطح فرونتال بود که در فاز استقرار چرخه^۱ راه رفتن اندازه‌گیری شدند. برای ثبت داده‌ها از هشت دوربین تحلیل حرکت مدل کوالیسیس^۲ و فورس پلیت مدل کیستلر^۳ استفاده شد. از فورس پلیت به منظور مشخص کردن فاز استقرار راه رفتن استفاده شد. پس از تنظیم دوربین‌ها و صفحه نیرو، تعداد ۲۲ نشانگر منعکس‌کننده نور به روش پلاگین گیت^۴ روی خاصه قدامی فوقانی، خار خاصه خلفی فوقانی، ران، کندیل‌های داخلی و خارجی ران، ساق، قوزک داخلی و خارجی، انتهای استخوان‌های کف پای اول و پنجم و پاشنه پا در دو سمت راست و چپ نصب شد. هر آزمودنی چهار تکرار راه رفتن را با یک دقیقه استراحت بین تکرارها انجام می‌داد. سه تکرار آزمون که در آن‌ها نشانگرها به شکل صحیح توسط دوربین‌ها

-
1. Cycle
 2. Qualysis
 3. Kistler
 4. Plug-in gait

شناسایی شده بودند، انتخاب و داده‌های آن‌ها پردازش شد. فرکانس جمع‌آوری داده‌های کینماتیکی و کینماتیکی به ترتیب ۱۰۰۰ و ۲۵۰ هرتز بود. به منظور حذف اثر سیگنال‌های ناخواسته، داده‌های مذکور با استفاده از فیلتر باتروث (مرتبه ۴ و نقطه برش ۱۰) فیلتر شدند (۲۸، ۲۹). برای تبدیل داده‌ها به فرمت سی‌تری‌دی از نرم‌افزار کیو تی ام^۱ استفاده شد. سپس داده‌ها به نرم‌افزار ویژوال تری‌دی^۲ منتقل و دامنه حرکتی مفاصل مچ پا و زانو در فاز استقرار از یک چرخه راه رفتن استخراج شدند. از آنجا که در فاز استقرار چرخه راه رفتن، به ترتیب حرکات پلاننار فلکشن، دورسی فلکشن و مجدداً پلاننار فلکشن در مفصل مچ پا انجام می‌شود، به منظور بررسی دامنه حرکتی دورسی و پلاننار فلکشن مچ پا در سطح ساجیتال، فاز استقرار چرخه راه رفتن به سه قسمت ابتدایی، میانی و پایانی تقسیم شد. بخش ابتدایی فاز استقرار، از لحظه برخورد پاشنه پا با زمین تا لحظه هموار شدن کف پا روی زمین، بخش میانی از لحظه هموار شدن کف پا روی زمین تا جدا شدن پاشنه پا و بخش پایانی از لحظه جدا شدن پاشنه پا از زمین تا لحظه جدا شدن انگشتان پا از زمین در نظر گرفته شدند.

تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار اسپ‌اس‌اس^۳ نسخه ۲۵ انجام شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد. به منظور مقایسه میانگین دامنه حرکتی مفاصل بین سه گروه در دست بررسی در تحقیق حاضر از آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه استفاده و سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد:

$$\text{اندازه اثر} = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

نتایج

میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های عمومی آزمودنی‌های سه گروه شامل قد، وزن و شاخص توده بدنی، میزان افت ناوی و همچنین تعداد آن‌ها در هر گروه در جدول شماره ۱ نشان داده شده است. اختلاف شاخص توده بدنی بین دو گروه سالم و کف پای صاف منعطف به لحاظ آماری معنادار بود (P=۰/۰۱).

1 QTM (Qualysis Track Manager)

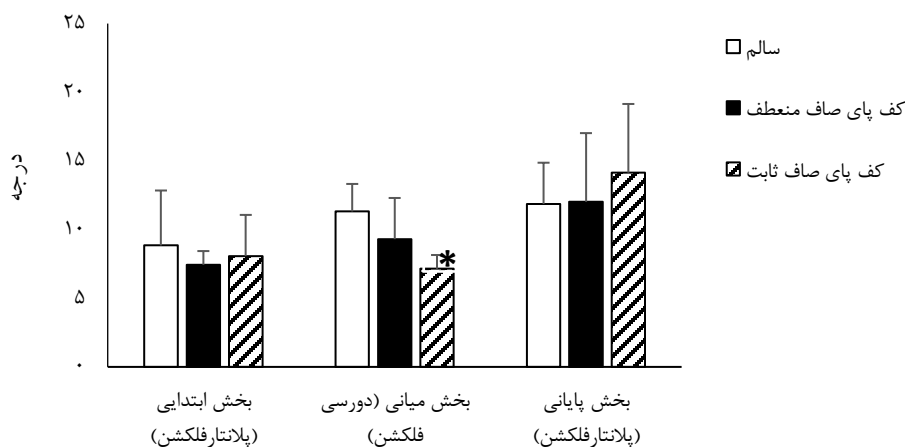
2. Visual 3D

3. SPSS (Statistical Package for the Social Science)

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های عمومی و تعداد آزمودنی‌ها در هر گروه

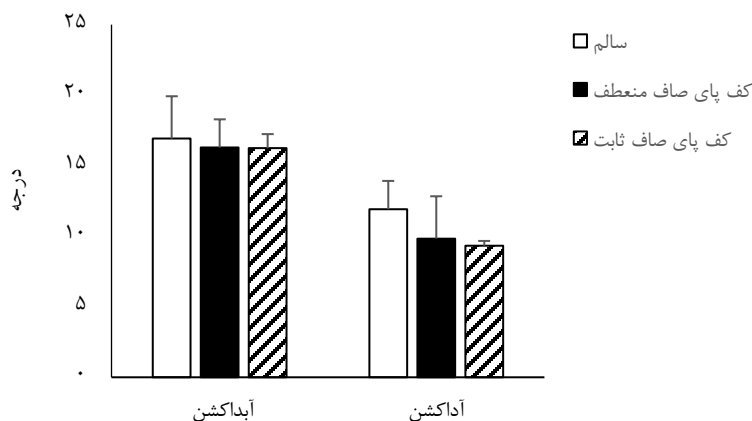
گروه‌ها	کف پای صاف منعطف	کف پای صاف ثابت	سالم	p-value
تعداد	۱۰	۹	۱۰	
قد (متر)	۱/۶۴ ± ۰/۰۴	۱/۶۴ ± ۰/۰۴	± ۰/۰۳ ۱/۶۶	۰/۴۳
وزن (کیلوگرم)	۵۹/۹۰ ± ۶/۵۹	۵۸/۷۰ ± ۶/۰۹	± ۴/۲۹ ۵۴/۷۰	۰/۰۹
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۲/۰۵ ± ۱/۹۳	۲۱/۶۹ ± ۱/۸۷	± ۱/۴۴ ۱۹/۶۸	۰/۰۱
میزان افت استخوان ناوی (میلی‌متر)	۱/۴ ± ۰/۲۷	۰/۶۷ ± ۰/۱۳		۰/۰۰

نتایج مربوط به دامنه حرکتی مفصل مچ پا در سطح ساجیتال در سه بخش ابتدایی، میانی و پایانی فاز استقرار در نمودار شماره ۱ آورده شده است. همان‌طور که قابل ملاحظه است، گروه کف پای صاف ثابت در میانه فاز استقرار، در مقایسه با گروه کف پای صاف منعطف و گروه سالم دورسی فلکشن کمتری داشت که این مقدار به لحاظ آماری معنادار بود ($d=1/07$ و $P=0/006$).



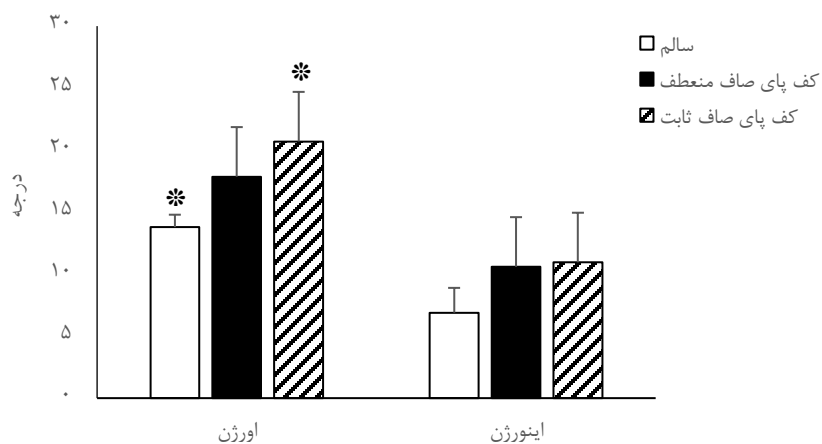
شکل ۱- دامنه حرکتی مفصل مچ پا در سطح ساجیتال در سه بخش ابتدایی، میانی و پایانی فاز استقرار

نتایج مربوط به دامنه حرکتی مفصل مچ پا در سطح هوریزونتال در نمودار شماره ۲ ارائه شده است. نتایج نشان دادند در حرکت آداکشن و آبداکشن مچ پا به لحاظ آماری اختلاف معناداری بین گروه‌ها وجود ندارد ($P > 0/05$).



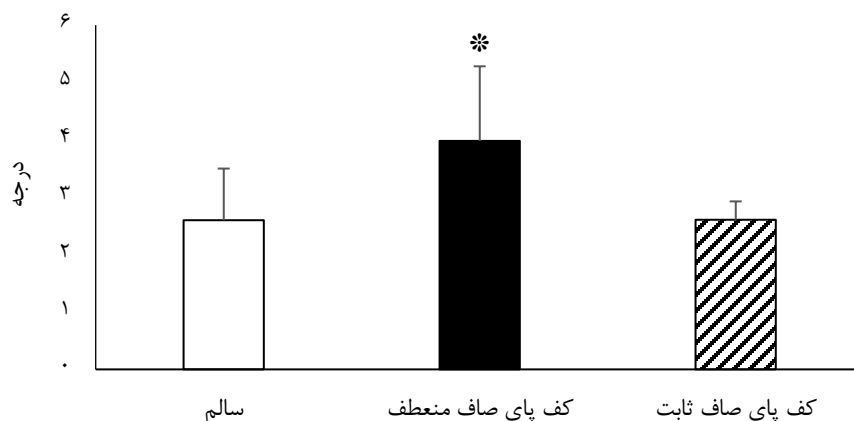
شکل ۲- دامنه حرکتی مفصل مچ پا در سطح هوریزونتال در فاز استقرار

نتایج مربوط به دامنه حرکتی مفصل سابتالاردر سطح فرونتال در نمودار شماره ۳ ارائه شده است. نتایج نشان دادند در میزان اورژن مچ پا به لحاظ آماری اختلاف معناداری بین افراد سالم و کف پای صاف ثابت وجود دارد ($P = 0/025$ و $d = 1/57$).



شکل ۳- دامنه حرکتی مفصل مچ پا در سطح فرونتال در فاز استقرار

در نمودار شماره ۴ نتایج مربوط به دامنه حرکتی مفصل زانو در سطح فرونتال نشان داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، میزان والگوس زانو در گروه کف پای صاف منعطف در مقایسه با گروه کف پای صاف ثابت ($d=1/25$ و $P=0/012$) و افراد سالم ($d=1/7$ و $P=0/012$) بیشتر است که این اختلاف به لحاظ آماری معنادار بود.



شکل ۴- دامنه حرکتی مفصل زانو در سطح فرونتال در فاز استقرار

بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه متغیرهای دامنه حرکتی مفصل مچ پا و زانو در افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف و ثابت در مقایسه با افراد سالم بررسی شد. نتایج تحلیل دامنه حرکتی مچ پا در سطح ساجیتال نشان داد، میزان دورسی فلکشن مچ پا در میانه فاز استقرار راه رفتن در افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت از افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف و افراد سالم کمتر بود. نتایج مربوط به تحلیل دامنه حرکتی مچ پا در سطح فرونتال نیز نشان داد میزان اورژن مچ پا در فاز استقرار راه رفتن، در افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت بیشتر از دو گروه دیگر بود. سومین یافته پژوهش حاضر نیز حاکی از آن بود که افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف، در مقایسه با افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت و افراد سالم والگوس زانوی بیشتری داشتند.

سازوکاری که باعث کاهش دورسی فلکشن مچ پا می‌شود به خوبی مشخص نیست. اما پژوهشگران از تغییر ساختار استخوانی پا، کوتاهی بافت‌های نرم، عدم تعادل عضلانی حول مفصل مچ پا و کوتاهی عضلات پلانتر فلکسور به عنوان علت‌های اصلی کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا یاد کرده‌اند (۳۰، ۳۱). مطالعات نیز نشان می‌دهند در افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت، به علت ناهنجاری‌های

استخوانی کف پا، دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا محدود می‌شود (۳۲،۳۳). از سوی دیگر در افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت، کوتاهی عضلات نگه‌دارنده قوس طولی کف پا و همچنین عضلات دوقلو و نعلی بسیار مشهود است (۳۴). در میانه فاز استقرار راه رفتن، استخوان ساق به سمت جلو حرکت می‌کند و حرکت دورسی فلکشن غیرفعالی در مچ پا شکل می‌گیرد. این حرکت دورسی فلکشن توسط انقباض اکسنتریک عضله نعلی کنترل می‌شود. به عبارت دیگر عضله نعلی از حرکت قدامی استخوان درشتنی روی مچ پا جلوگیری می‌کند (۳۵). بنابراین به نظر می‌رسد در افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت، کوتاهی عضله نعلی باعث کاهش دورسی فلکشن مفصل مچ پا می‌شود. پژوهش‌ها نیز نشان داده‌اند بیشترین میزان دورسی فلکشن مچ پا در فاز استقرار راه رفتن، درست قبل از بلند شدن پاشنه (در میانه فاز استقرار) اتفاق می‌افتد. چنانچه میزان دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در میانه فاز استقرار طبیعی باشد، استخوان درشتنی می‌تواند بدون جدا شدن پاشنه از زمین به جلو حرکت کند. هنگامی که دامنه حرکتی دورسی فلکشن کاهش پیدا می‌کند، حرکت جبرانی سایر مفاصل باعث پیشروی درشتنی روی پا می‌شود؛ برای مثال، بخش میانی پا^۱ که در حالت طبیعی در میانه فاز استقرار ثابت است، در وضعیتی که دامنه حرکتی دورسی فلکشن کاهش می‌یابد، متحرک می‌شود (۳۰)؛ به عبارت دیگر کاهش دورسی فلکشن در میانه فاز استقرار راه رفتن که وزن بدن روی پا قرار می‌گیرد، با افزایش پرونیشن و اورژن مچ پا جبران می‌شود (۳۶). همان‌طور که نتایج پژوهش حاضر نیز نشان دادند، در گروه کف پای صاف ثابت که دورسی فلکشن کمتری داشتند میزان اورژن مچ پا از دو گروه دیگر بیشتر بود. لوینجر و همکاران نیز نشان دادند در افراد مبتلا به کف پای صاف زاویه تالو-ناویکولار افزایش می‌یابد و باعث چرخش داخلی تالوس و کالکئوس می‌شود، به طوری که افزایش اورژن باعث افزایش تلاش در فاز پیشروی می‌شود (۱۶). پژوهش‌های مختلف نشان داده‌اند کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن عاملی خطرزا برای آسیب‌هایی مانند تاندنیوپاتی^۲ کشکک (۳۷) تاندنیوپاتی آشیل (۳۸)، ناپایداری مچ پا (۳۹)، شکستگی حاصل از فشار استخوان متاتارسال (۴۰) و درد قدامی زانو می‌شود (۴۱). بنابراین به نظر می‌رسد کاهش دامنه حرکتی دورسی فلکشن در افرادی با عارضه کف پای صاف ثابت باعث افزایش آسیب‌های مربوط به پرکاری می‌شود.

یکی دیگر از یافته‌های پژوهش حاضر این بود که افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف، در مقایسه با افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت و افراد سالم، در فاز استقرار راه رفتن والگوس زانوی بیشتری داشتند. پژوهش‌های مختلف نشان داده‌اند افزایش والگوس زانو با آسیب‌های اندام تحتانی به ویژه آسیب رباط متقاطع قدامی ارتباطی مستقیم دارد (۳۶). تغییر در ساختار مچ پا باعث ایجاد حرکات جبرانی در

1. Midfoot

2. Tendinopathy

مفاصل اندام تحتانی همچنین افزایش فشار وارد بر مچ پا، زانو، ران و کمر می‌شود. پژوهش‌های مختلف نشان داده‌اند پرونیشن بیش از حد مچ پا یکی از عوامل تأثیرگذار در پارگی رباط متقاطع قدامی است. همچنین باعث تأخیر ۲۰ میلی‌ثانیه‌ای در الگوی حرکتی فعالیت عضله دوسر رانی می‌شود و در نتیجه، احتمال آسیب لیگامنت متقاطع قدامی را افزایش می‌دهد. به‌طور کلی پرونیشن بیش از حد در مفصل سابتالار باعث چرخش داخلی درشت‌نی و در نتیجه، افزایش والگوس زانو می‌شود؛ بنابراین افزایش والگوس زانو در گروه کف پای صاف منعطف را می‌توان با این استراتژی مرتبط دانست. در نتیجه می‌توان گفت افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف حین انجام فعالیت‌هایی که وزن بدن روی پاها قرار می‌گیرد در معرض ابتلا به آسیب‌های زانو، به‌ویژه آسیب لیگامنت متقاطع قدامی قرار دارند.

از آنجا که افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف در میزان والگوس زانو و افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت در میزان دورسی‌فلکشن و اورژن مچ پا با افراد سالم تفاوت داشتند، می‌توان گفت هر دو گروه در معرض ابتلا به آسیب‌های زانو قرار دارند. البته گفتنی است، سازوکارهای ابتلا به آسیب زانو در دو گروه متفاوت بود. پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده علاوه بر متغیرهای کینماتیکی، متغیرهای کینتیکی مفاصل اندام تحتانی و همچنین عملکرد عضلانی حین راه رفتن، در افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف و ثابت بررسی و با یکدیگر مقایسه شود، تا سازوکارهای نهفته و احتمالی تأثیرگذاری ناهنجاری کف پای صاف منعطف بر مفاصل اندام فوقانی دقیق‌تر مشخص شوند.

مبانی علمی کافی دربارهٔ ضرورت اصلاح ناهنجاری کف پای صاف ثابت در اختیار پژوهشگران و پزشکان قرار دارد، اما در مورد اینکه آیا ناهنجاری کف پای صاف منعطف نیز نیازمند اقدامات اصلاحی و مداخلات پزشکی است، اتفاق نظر وجود ندارد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد افراد مبتلا به ناهنجاری کف پای صاف منعطف همانند افراد مبتلا به کف پای صاف ثابت در معرض ابتلا به آسیب‌های زانو قرار دارند؛ بنابراین انجام اقدامات درمانی در افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف نیز ضروری به نظر می‌رسد.

تشکر و قدردانی: از تمام دانشجویانی که به‌عنوان آزمودنی متعهدانه در پژوهش حاضر شرکت داشتند صمیمانه قدردانی می‌کنیم.

منابع

1. Napolitano C, Walsh S, Mahoney L, McCrea J. Risk factors that may adversely modify the natural history of the pediatric pronated foot. *Clinics in podiatric medicine and surgery*. 2000;17(3):397-417.
2. Arachchige SNK, Chander H, Knight A. Flatfoot: Biomechanical implications, assessment and management. *The Foot*. 2019;38:81-5.

3. Dars S, Uden H, Banwell HA, Kumar S. The effectiveness of non-surgical intervention (Foot Orthoses) for paediatric flexible pes planus: A systematic review: Update. *PloS one*. 2018;13(2):1-17.
4. Abaraogu UO, Onyeka C, Ucheagwu C, Ozioko M. Association between flatfoot and age is mediated by sex: A cross-sectional study. *Polish Annals of Medicine*. 2016;23(2):141-6.
5. Carr JB, Yang S, Lather LA. Pediatric pes planus: a state-of-the-art review. *Pediatrics*. 2016;137(3).
6. Harris EJ. The natural history and pathophysiology of flexible flatfoot. *Clinics in podiatric medicine and surgery*. 2010;27(1):1-23.
7. Hösl M, Böhm H, Multerer C, Döderlein L. Does excessive flatfoot deformity affect function? A comparison between symptomatic and asymptomatic flatfeet using the Oxford Foot Model. *Gait & posture*. 2014;39(1):23-8.
8. Haendlmayer KT, Harris NJ. (ii) Flatfoot deformity: an overview. *Orthopaedics and Trauma*. 2009;23(6):395-403.
9. Rose G, Welton E, Marshall T. The diagnosis of flat foot in the child. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1985;67(1):71-8.
10. Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & posture*. 2007;25(1):127-34.
11. Walters JL, Mendicino SS. The flexible adult flatfoot: anatomy and pathomechanics. *Clinics in podiatric medicine and surgery*. 2014;31(3):329-36.
12. Dabholkar T, Agarwal A. Quality of Life in Adult Population with Flat Feet. *International Journal of Health Sciences and Research*. 2020; 10(2).
13. Prachgosin T, Chong DY, Leelasamran W, Smithmaitrie P, Chatpun S. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. *Acta of bioengineering and biomechanics*. 2015;17(4).
14. Yavuzer G, Sarmer S, Ergin S. Gait deviation of subjects with flexible flatfeet. Ankara University Medical School, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Turkey. 2001:4-6.
15. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical biomechanics*. 2004;19(4):391-7.
16. Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal-and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & posture*. 2010;32(4):519-23.
17. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & posture*. 2013;38(3):363-72.
18. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*. 2006;118(2):634-9.
19. Maestre-Rendon J, Rivera-Roman T, Sierra-Hernandez J, Cruz-Aceves I, Contreras-Medina L, Duarte-Galvan C, et al. Low computational-cost footprint deformities diagnosis sensor through angles, dimensions analysis and image processing techniques. *Sensors*. 2017;17(11):2700.
20. Soper C, Hume P, Cheung K, Benschop A, editors. Foot morphology of junior football players: Implications for football shoe design. *A sports medicine odyssey-*

- challenges, controversies and change Australian Conference of Science and Medicine in Sport; 2001. Wellington, New Zealand.
21. Onodera AN, Sacco ICN, Morioka EH, Souza PS, de Sá MR, Amadio AC. What is the best method for child longitudinal plantar arch assessment and when does arch maturation occur? *The Foot*. 2008;18(3):142-9.
 22. Aenumulapalli A, Kulkarni MM, Gandotra AR. Prevalence of flexible flat foot in adults: A cross-sectional study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*. 2017;11(6):AC17.
 23. Lee Y-C, Lin G, Wang M-JJ. Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. *Journal of foot and ankle research*. 2014;7(1):44.
 24. Shariff SM, Manaharan T, Shariff AA, Merican AF. Evaluation of Foot Arch in Adult Women: Comparison between Five Different Footprint Parameters. *Sains Malaysiana*. 2017;46(10):1839-48.
 25. Pezzan PA, Sacco IC, João S. Foot posture and classification of the plantar arch among adolescent wearers and non-wearers of high-heeled shoes. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2009;13(5):398-404.
 26. Queen RM, Mall NA, Hardaker WM, Nunley JA. Describing the medial longitudinal arch using footprint indices and a clinical grading system. *Foot & ankle international*. 2007;28(4):456-62.
 27. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait & posture*. 2002;15(1):1-9.
 28. Sanchis-Sales E, Sancho-Bru JL, Roda-Sales A, Pascual-Huerta J. Kinematics and kinetics analysis of midfoot joints of 30 normal subjects during walking. *Revista Española de Podología*. 2016;27(2):e6-e12.
 29. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
 30. Kim HY, Shin HS, Ko JH, Cha YH, Ahn JH, Hwang JY. Gait analysis of symptomatic flatfoot in children: an observational study. *Clinics in orthopedic surgery*. 2017;9(3):363.
 31. Gatt A, De Giorgio S, Chockalingam N, Formosa C. A pilot investigation into the relationship between static diagnosis of ankle equinus and dynamic ankle and foot dorsiflexion during stance phase of gait: time to revisit theory? *The Foot*. 2017;30:47-52.
 32. Halabchi F, Mazaheri R, Mirshahi M, Abbasian L. Pediatric flexible flatfoot; clinical aspects and algorithmic approach. *Iranian journal of pediatrics*. 2013;23(3):247.
 33. Flores DV, Mejía Gómez C, Fernández Hernando M, Davis MA, Pathria MN. Adult acquired flatfoot deformity: anatomy, biomechanics, staging, and imaging findings. *Radiographics*. 2019;39(5):1437-60.
 34. Oatis C. *Biomechanics of Joints. Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*. 2004:97-8.
 35. Błażkiewicz M, Wit A. Compensatory strategy for ankle dorsiflexion muscle weakness during gait in patients with drop-foot. *Gait & posture*. 2019;68:88-94.
 36. Nakagawa TH, Petersen RS. Relationship of hip and ankle range of motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males. *Physical Therapy in Sport*. 2018;34:174-9.

37. Backman LJ, Danielson P. Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: a 1-year prospective study. *The American journal of sports medicine*. 2011;39(12):2626-33.
38. Rabin A, Kozol Z, Finestone AS. Limited ankle dorsiflexion increases the risk for mid-portion Achilles tendinopathy in infantry recruits: a prospective cohort study. *Journal of foot and ankle research*. 2014;7(1):1-7.
39. Hoch MC, Andreatta RD, Mullineaux DR, English RA, Medina McKeon JM, Mattacola CG, et al. Two-week joint mobilization intervention improves self-reported function, range of motion, and dynamic balance in those with chronic ankle instability. *Journal of orthopaedic research*. 2012;30(11):1798-804.
40. Chuckpaiwong B, Cook C, Pietrobon R, Nunley JA. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. *British journal of sports medicine*. 2007;41(8):510-4.
41. Taunton JE, Wilkinson M. *Rheumatology*: 14. Diagnosis and management of anterior knee pain. *Cmaj*. 2001;164(11):1595-601.

ارجاع دهی

غزاله لیلا، حسینی یاسین، شریفمرادی کیوان. مقایسه کینماتیک مجموعه پا و مچ پا و زانو در زنان مبتلا به کف پای صاف منعطف و ثابت حین راه رفتن. *مطالعات طب ورزشی*. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۱۸۷-۲۰۰. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10212.1473

Ghazaleh L, Hoseiny Y, Sharifmoradi K. Comparison of Foot-Ankle Complex and Knee Joint Kinematics in Women with Flexible and Rigid FlatFeet During Walking. *Sport Medicine Studies*. Spring & Summer 2020; 12 (27): 187-200. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10212.1473

تأثیر تمرینات اسپرت‌متریک فوتبال بر عملکرد فوتبالیست‌های جوان

فرزانه ساکی^۱، هیمن محمدی^۲، و عرفان شکیبا^۳

۱. استادیار گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان ایران (نویسنده مسئول)

۲. استادیار حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، گروه علوم ورزشی و تربیت‌بدنی، دانشگاه کردستان، سنندج، ایران

۳. کارشناس ارشد حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۵/۱۱

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۲/۱۹

چکیده

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر تمرینات اسپرت‌متریک ویژه فوتبال بر عملکرد پسران جوان فوتبالیست بود. ۲۹ فوتبالیست با دست‌کم ۱۸ سال سن و داشتن سه سال سابقه ورزش منظم در رشته فوتبال و بدون سابقه آسیب‌دیدگی در مدت یک سال گذشته در پژوهش حاضر شرکت کردند و به صورت تصادفی به دو گروه آزمایش و کنترل تقسیم شدند. عملکرد آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون‌های عملکردی ۵۰ یارد سرعت، چابکی ایلینویز و پرش سارجنت ارزیابی شد. گروه تجربی تمرینات اسپورت‌متریک ویژه فوتبال را به مدت شش هفته (۱۸ جلسه) انجام دادند و گروه کنترل در این مدت به تمرینات عادی خود پرداختند. برای تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل کوواریانس استفاده شد. نتایج تحلیل کوواریانس نشان داد پس از شش هفته تمرین، بین رکورد آزمون‌های سرعت، چابکی و توان انفجاری در گروه تجربی و کنترل تفاوت معناداری وجود دارد ($P < 0.05$). با توجه به نتایج پژوهش حاضر به مربیان فوتبال پیشنهاد می‌شود برای ارتقای عملکرد حرکتی بازیکنان از تمرینات اسپرت‌متریک ویژه فوتبال استفاده کنند.

واژگان کلیدی: تمرینات اسپورت‌متریک، عملکرد، فوتبال

1. Email: F_saki@basu.ac.ir
2. Email: shakibamasseur@gmail.com
3. Email: hemn.m.64@gmail.com

مقدمه

فوتبال یکی از جذابترین و پرطرفدارترین رشته‌های ورزشی در دنیاست. فوتبال نه تنها بیشترین تعداد شرکت‌کنندگان را در سراسر جهان دارد، بلکه بیشترین بحث‌ها و خلأهای علمی و عملی را نیز به خود اختصاص داده است. این رشته در میان دیگر رشته‌های تیمی و توپی بیشترین تعداد شرکت‌کننده، طرفدار و تماشاگر را دارد (۱). به دلیل تحرک و شدت زیاد فعالیت‌ها در فوتبال، آسیب‌دیدگی در این رشته مهیج شایع است. مطالعات همه‌گیرشناسی در فوتبال، شیوع آسیب‌های اندام تحتانی را ۷۲ درصد گزارش کرده است که حدود ۴۰ تا ۴۳ درصد این آسیب‌ها، آسیب‌های بافت نرم (استرین‌های حاد و مزمن) را شامل می‌شود (۲،۳). اکستراند^۱ و همکاران محل بیشترین آسیب‌های مشاهده‌شده در مسابقات و تمرینات فوتبال را به ترتیب: ران ۲۲ درصد، مچ پا ۱۷ درصد، ساق پا ۱۴ درصد، لگن و کشاله ران ۱۴ درصد گزارش کردند (۴). پارگی رباط متقاطع قدامی (ACL) یکی از شایع‌ترین آسیب‌های فوتبال است که در صورت وقوع، ورزشکار مدت زیادی از فعالیت ورزشی دور خواهد بود (۵). آسیب‌دیدگی ورزشی، امری تهدیدکننده است و اختلالی اساسی در روند پیشرفت فردی و تیمی ایجاد می‌کند و در اثر وقوع آن ورزشکار به دلیل درمان و توان‌بخشی برای مدتی از فعالیت دور خواهد بود. فوتبال فعالیتی متناوب با شدت زیاد است (۶). مسابقات فوتبال با دویدن‌های سرعتی، دریبل زدن با تغییر مسیرهای سریع، شوت و پرتاب همراه است و بازیکنان باید حرکات را سریع و دقیق اجرا کنند؛ بنابراین اقدامات لازم از سوی مربیان و بازیکنان برای اجرای مطلوب حرکات، افزایش و کاهش سرعت حرکتی، مستلزم این است که بازیکنان آمادگی جسمانی و عملکردی مطلوب داشته باشند (۷). با توجه به نتایج مطالعات قبلی و تجزیه و تحلیل بازی‌های حرفه‌ای، حیاتی‌ترین فاکتورهای عملکردی آمادگی جسمانی در فوتبال سرعت، چابکی و توان انفجاری است (۸،۹). برنده شدن در بازی فوتبال به عملکرد و آمادگی جسمانی مطلوب بازیکنان وابسته است (۱۰). به همین دلیل بیشتر دغدغه و برنامه‌های تمرینی مربیان و ورزشکاران در زمان پیش‌فصل و فصل مسابقات بر ارتقای عملکردهای آمادگی جسمانی از قبیل سرعت، چابکی، توان هوازی و بی‌هوازی، قدرت، توان انفجاری متمرکز است و از اقدامات پیشگیری از آسیب غفلت می‌کنند.

پیشگیری از آسیب یکی از موضوع‌های اصلی در فوتبال حرفه‌ای است. پژوهش‌های زیادی روی فوتبالیست‌های غیرحرفه‌ای انجام شده است که نشان‌دهنده اهمیت پیشگیری از آسیب در جمعیت‌های مختلفی (اعم از افراد حرفه‌ای و غیرحرفه‌ای، داوران، کودکان، بزرگسالان) است که در فوتبال فعالیت می‌کنند. بر اساس ماهیت و محل شایع‌ترین آسیب‌ها در هر ورزش می‌توان اقدامات پیشگیری

1. Ekstrand et al, 2011
2. Anterior Cruciate Ligament (ACL)

از آسیب را انجام داد. رایج‌ترین اقدامات شامل استفاده از اقدامات مداخله‌ای مختلف بر اساس عوامل خطر ساز کلیدی از قبیل استفاده از کفش، بریس، اصلاح مکان تمرینی از نظر چمن و سطح مناسب تمرین و تمرینات عصبی-عضلانی تخصصی پیشگیری از آسیب است (۱۱). تمرینات عصبی-عضلانی بهترین و مؤثرترین راه پیشگیری از آسیب و بهترین شیوه اصلاح تکنیک‌های عملکردی است و متخصصان حوزه پیشگیری از آسیب، برای در امان ماندن از آسیب‌ها و افزایش سن فعالیت ورزشی اجرای این برنامه‌ها را به مربیان و ورزشکاران توصیه می‌کنند (۱۲، ۱۳). متخصصان پیشگیری از آسیب تمرینات عصبی-عضلانی متعددی ارائه کرده‌اند که عبارت‌اند از: فیفا ۱۱، فیفا ۱۱+، پیشگیری از آسیب و ارتقای عملکرد^۱، برنامه پیشگیری از آسیب زانو^۲. با توجه به سابقه و نتایج پژوهش‌های قبلی بیشتر این برنامه‌ها با هدف پیشگیری از آسیب ارائه شده‌اند. پژوهش‌های زیادی اثر مثبت و معنی‌دار برنامه‌های پیشگیری از آسیب را بر عملکرد ورزشی فوتبالیست‌ها، به‌ویژه با استفاده از تمرینات فیفا ۱۱+ گزارش کرده‌اند (۱۴، ۱۵). در حالی که برخی از پژوهشگران نیز گزارش کرده‌اند پروتکل فیفا ۱۱+ بر عملکرد فوتبالیست‌ها تأثیر کمی دارد (۱۶). تمرینات اسپرت‌متریک پروتکل عصبی-عضلانی جدیدی است که متخصصان پیشگیری از آسیب برای پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی در فوتبال و ارتقای عملکرد جسمانی به‌صورت تخصصی و ویژه برای بازیکنان فوتبال طراحی کرده‌اند (۱۷). این پروتکل نوعی پروتکل عصبی-عضلانی گرم کردن است که شامل فاکتورهای چابکی، عکس‌العمل، سرعت، مقاومت، پلايومتریک، هماهنگی و قدرت است (۱۷). اسپرت‌متریک تمرینات مختلف و متنوعی دارد که با اهداف پیشگیرانه و ارتقای عملکرد ورزشکاران در پژوهش‌های قبلی استفاده شده است. به‌طور مثال نویز^۳ و همکاران (۲۰۱۵) با ترکیب برنامه گرم کردن عمومی و تمرینات تخصصی اسپرت‌متریک افزایش قابل‌توجهی در عملکرد دختران ورزشکار مشاهده کردند. در این پژوهش نویز و همکاران با اجرای تمرینات ترکیبی گرم کردن و اسپرت‌متریک ویژه فوتبال گزارش کردند که این تمرینات بر عملکرد و پیشگیری از آسیب فوتبالیست‌ها تأثیرگذار است (۱۸).

از یک طرف بیشتر مربیان به دلیل انتظارات خاص خود برای رسیدن به اهداف تیمی تمایلی به اجرای برنامه‌هایی با عنوان پیشگیری از آسیب ندارند و از طرف دیگر اثرگذاری این برنامه‌ها را بر ارتقای عملکرد جسمانی ورزشکاران ضعیف می‌دانند؛ از این رو وجود پروتکلی جامع و کاربردی که هم‌زمان در پیشگیری از آسیب تأثیر داشته باشد و موجب ارتقای عملکرد جسمانی در تیم‌های ورزشی شود، لازم و ضروری به نظر می‌رسد. پژوهش‌های زیادی تأثیر تمرینات پیشگیری از آسیب فیفا ۱۱+ را بر میزان آسیب و عملکرد فوتبالیست‌ها بررسی کرده‌اند و اغلب تأثیر مثبت آن را در هر دو زمینه

1. Prevent Injury and Enhance Performance Program.
2. Knee Injury Prevention Program.
3. Noyes

پیشگیری از آسیب و افزایش عملکرد تأیید کرده‌اند. همچنین در زمینه تأثیر تمرینات اسپرت‌متریک ویژه فوتبال نتایج پژوهش‌ها بیانگر تأثیر مثبت آن بر کاهش آسیب‌های اندام تحتانی است، اما به نظر می‌رسد تأثیر این برنامه تمرینی بر عملکرد ورزشی فوتبالیست‌های مرد بررسی نشده است. بنابراین، هدف از مطالعه حاضر بررسی تأثیر تمرینات پیشگیری از آسیب اسپرت‌متریک ویژه فوتبال بر عملکرد پسران جوان فوتبالیست است.

روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون است. نمونه آماری پژوهش حاضر فوتبالیست‌های جوان بالای ۱۸ سال آکادمی فوتبال ذوالفقارنسب شهرستان سنجند بودند. تعداد کل نمونه‌ها با استفاده از نرم‌افزار تعیین حجم نمونه «جی‌پاور» (توان آزمودنی ۰/۸۰، اندازه اثر ۰/۹۷ و سطح معناداری ۰/۰۵) ۲۲ نفر (۱۱ نفر در هر گروه) به دست آمد (۱۴). به دلیل ریزش احتمالی آزمودنی‌ها در طول اجرای تمرینات، برای هر گروه ۱۵ نفر آزمودنی در نظر گرفته شد. در فرایند انجام پژوهش، یک نفر از گروه تجربی به دلیل غیبت بیش‌ازحد در تمرینات از پژوهش حذف شد. بعد از انجام پیش‌آزمون، آزمودنی‌ها با استفاده از نرم‌افزار Random Number Generator به دو گروه تقسیم شدند. معیارهای ورود به پژوهش شامل سن ۱۸ تا ۲۵ سال، داشتن دست‌کم سه سال سابقه ورزشی در فوتبال و بازی در تیم باشگاهی، نداشتن آسیب جدی در طول یک سال گذشته، حضور منظم در جلسات تمرینی و رضایت شخصی ورزشکار برای شرکت در برنامه تمرینی پژوهش بود. معیارهای خروج شامل غیبت بیش از دو جلسه در تمرینات، شرکت در برنامه‌های بدن‌سازی تخصصی در طول دوره اجرای برنامه تمرینی استفاده‌شده در پژوهش بود (۱۸). پژوهش حاضر از سوی کمیته اخلاق دانشگاه بوعلی‌سینا و مرکز ثبت کارآزمایی بالینی به ترتیب با کدهای IR.BASU.REC.1398.018 و IRCT20200307046716N1 تأیید شد.

ارزیابی عملکرد آزمودنی‌ها

۵۰ یارد سرعت

برای ارزیابی سرعت حرکت آزمودنی‌ها از آزمون ۵۰ یارد سرعت استفاده شد. یک مسیر ۵۰ یاردی (معادل ۴۵/۷۲ متر) در زمین فوتبال با مخروط مشخص شد. این مسیر در عرض جهت باد قرار گرفت تا اثر باد موافق و مخالف بر آزمودنی خنثی شود. این آزمون به وسیله دو نفر آزمونگر تحت کنترل بود. یک نفر کنار خط استارت و نفر دیگر کنار خط پایان، مدت‌زمانی را که طی آن آزمودنی مسافت را به پایان می‌رساند، ثبت می‌کردند. آزمودنی اجازه داشت این آزمون را سه بار با فاصله استراحتی سه دقیقه انجام دهد و بهترین زمان برایش ثبت می‌شد (۱۹).

چابكي ايلينويز

در پژوهش حاضر براي ارزيابي چابكي از آزمون ايلينويز استفاده شد. پايابي آزمون ايلينويز در مطالعات گذشته ۰/۹۸ گزارش شده است (۲۰). ايستگاه اين آزمون با استفاده از هشت عدد مخروط آماده شد كه با فاصله‌هاي استاندارد مشخص شده بودند. آزمودني در كنار اولين مخروط در سمت چپ به حالت استارت مي‌ايستاد و با فرمان «رو» آزمون را شروع مي‌كرد. سپس به سرعت به سمت مخروط روبرو مي‌دويد كه در فاصله ۱۰ متری قرار داشت، آن را دور مي‌زد، مسير را به سمت اولين مخروط در مركز ايستگاه ادامه مي‌داد و مسير حركتي را كه شامل چهار مخروط بود كه در يك خط با فاصله ۳/۰۵ متری از يكدیگر قرار داشتند با حركت مارپيچ يا زيگزاگ رفت و برگشت طی می‌کرد. سپس، مسافت ۱۰ متری كناري را مي‌دويد و بار ديگر پس از دور زدن مخروط مسافت را به صورت مستقيم برمي‌گشت و از خط پايان عبور مي‌كرد. زمان (ثانيه و صدم ثانيه) طی کردن مسافت به عنوان ركورد آزمودني ثبت مي‌شد. هر آزمودني سه بار آزمون را تكرر مي‌كرد و بهترين ركوردش، ركورد نهايي در نظر گرفته مي‌شد.

پرش سارجنت

ارزيابي توان انفجاري اندام تحتاني با استفاده از آزمون پرش درجا سارجنت انجام شد. پايابي آزمون سارجنت در مطالعات بين ۰/۹۰-۰/۹۹ و روايي آن ۰/۷۸ گزارش شده است (۲۱). اجرائي آزمون پرش سارجنت به اين صورت بود كه آزمودني در حالت نيم‌رخ در سمت ديوار مدرج (برحسب سانتی‌متر) كنار ديوار مي‌ايستاد، سپس دست برتر خود را بالا مي‌برد و انگشت مياني را روي ديوار مدرج قرار مي‌داد تا طول قدش در حالت ايستاده، با دست كشيده بدون ايجاد پلانتر فلکشن در مچ پا مشخص و ثبت شود. سپس با خم كردن زانوها و حركت اسكات تا حد ۹۰ درجه به صورت عمودي به طرف بالا مي‌پرید و در اوج پرش، با دستش ديوار را لمس مي‌كرد. در نهايت، تفاضل طول قد ايستاده آزمودني‌ها با حداكثر ارتفاع پرشي كه انجام مي‌دادند، به عنوان ركوردشان ثبت مي‌شد. هر آزمودني سه بار آزمون را تكرر مي‌كرد و بهترين ركوردش، ركورد در نظر گرفته مي‌شد.

تمرينات اسپرتمتريك ويژه فوتبال

پروتكل اسپرتمتريك ويژه فوتبال چند بخش اساسي از فاكورهاي عملكردي مورد نياز فوتباليستها را در بر مي‌گيرد و شامل چهار بخش تمريني است كه عبارت‌اند از: چابكي و عكس‌العمل، سرعت و استقامت، پلايومتريك و قدرت (۱۸). ابزار لازم براي اجرائي تمرينات شامل مخروط، تراپاند مقاومتی، نردبان و كيش پيلاتس است. برنامه تمريني متغير بود و براي هر هفته برنامه‌اي جداگانه در نظر گرفته شده بود. به گروه تمرين در ابتدای هر هفته كل برنامه هفتگی به صورت تئوري آموزش داده می‌شد. مدت‌زمان اجرائي پروتكل در هر جلسه ۳۵ تا ۴۵ دقيقه بود. شرايط فعاليت گروه كنترل مشابه شرايط

همیشگی بود؛ یعنی انجام تمرینات گرم کردن و آمادگی تخصصی توسط مربی تیم. مدت زمان تمرین در هر جلسه و تعداد جلسات مشابه گروه تمرین بود. همچنین در هر دو گروه کنترل و تمرین آزمودنی‌ها از پست‌های مختلف انتخاب شده بودند (به جز دروازه‌بان) و تمرینات در فصل بدن‌سازی و پیش از رقابت‌ها انجام شد.

جدول ۱- تمرینات و حرکات پروتکل اسپرت‌متریک ویژه فوتبال

تکرار	جلسه تمرین	تمرین	فاکتور
۳ تکرار	۱-۳	۱- دویدن زیگزاگ	
۲ تکرار	۱-۳	۲- دویدن بین موانع (با فرمان مربی)	
۳ تکرار	۴-۶	۳- دو شاتل بین موانع	
۲ تکرار	۴-۶	۴- دویدن سریع و ایستادن با فرمان مربی	
۲ تکرار	۷-۹	۵- دو اسکوار (مربع)	
۲ تکرار	۷-۹	۶- دویدن با گوش دادن به فرمان مربی	چابکی و
۴ تکرار	۱۰-۱۲	۷- براسکا	عکس‌العمل
۲ تکرار	۱۰-۱۲	۸- دویدن واکنشی با فرمان مربی	
۴ تکرار	۱۳-۱۵	۹- ایلینویز	
۲ تکرار	۱۳-۱۵	۱۰- دویدن با فشار آینه‌ای دو نفره	
۴ تکرار	۱۶-۱۸	۱۱- دو T	
۲ تکرار	۱۶-۱۸	۱۲- دویدن چرخشی بین موانع (با فرمان مربی)	
۵ تکرار	۱۳-۱۵/۷-۹/۱-۳	۱۳- مقاومت همراه با فشار به هم‌تیمی	
۵ تکرار	۱-۳	۱۴- دویدن به پشت: بک پدال	
۱۱۷۰ متر	۱-۳	۱۵- دویدن نرم (جاکینگ)	
۱ تکرار	۱۶-۱۸/۱۰-۱۲/۴-۶	۱۶- دویدن با مقاومت باند	
۵ تکرار	۴-۶	۱۷- دویدن سریع و لمس زمین و دویدن رو به عقب	استقامت، سرعت، مقاومت
۴ تکرار	۴-۶	۱۸- شاتل ۱۰۰ یارد	
۴ تکرار	۷-۹	۲۰- شاتل ۵۰ یارد	
۳ تکرار	۱۰-۱۲	۲۱- دویدن باکس	
۴ تکرار	۱۰-۱۲	۲۲- دو ۵۰ یارد رفت و برگشت (۱۰ یارد، ۲۰ یارد، ۳۰ یارد، ۴۰ یارد، ۵۰ یارد)	

ادامه جدول ۱- تمرینات و حرکات پروتکل اسپرت متریک ویژه فوتبال

فاکتور	تمرین	جلسه تمرین	تکرار
استقامت، سرعت، مقاومت	۲۳- دو رفت و برگشت به عقب با چرخش ۹۱۸۰	۱۳-۱۵	۷ تکرار
	۲۴- دو رفت و برگشت ۲۰ یارد (جینگل جانگل)	۱۳-۱۵	۵ تکرار
	۲۵- دو رفت و برگشت به عقب با چرخش ۹۳۶۰	۱۶-۱۸	۷ تکرار
	۲۶- دو رفت و برگشت ۱۰ یارد (جینگل جانگل)	۱-۱۸	۶ تکرار
نردبان	۲۷- نردبان: بالا بالا، عقب عقب	۱-۳	۲ تکرار
	۲۸- نردبان: لمس انگشتان	۴-۶	۲ تکرار
	۲۹- نردبان: outside foot in	۷-۹	۲ تکرار
	۳۰- نردبان: داخل داخل، بیرون بیرون	۱۰-۱۲	۲ تکرار
	۳۱- نردبان: بالا بالا، عقب عقب	۱۳-۱۵	۲ تکرار
	۳۲- نردبان: یک پا جلو، یک پا عقب	۱۶-۱۸	۲ تکرار
پلايومتریک	۳۳- پرش کوتاه: پرش جفت پا	۱-۳	۳*۵
	۳۴- پرش کوتاه: پرش جفت پا باز	۴-۶	۳*۵
	۳۵- پرش کوتاه: پرش جفت پا باز- با ۹۱۸۰ چرخش	۷-۹	۳*۵
	۳۶- پرش کوتاه: پرش تک پا	۱۰-۱۲	۳*۵
	۳۷- پرش کوتاه: تکرار کل پرش ها	۱۳-۱۸	۳*۵
قدرتی	۳۸- اسکات با نوار پیلاتس		
	۳۹- لانچ با نوار پیلاتس		
	۴۰- تقویت عضله دوقلو (تک پا)		
	۴۱- تقویت همسترینگ با ایجاد مقاومت توسط یار تمرینی (به صورت دمر یا پرون)	کل حرکات ۳۰ ثانیه یک تکرار: جلسه ۱-۶	
	۴۲- تقویت همسترینگ عمود نگاه داشتن تک پا در فضا (دراز کش سوپین)	کل حرکات ۴۵ ثانیه یک تکرار: جلسه ۷-۱۲	
	۴۳- تقویت عضلات شکم	کل حرکات ۶۰ ثانیه یک تکرار: جلسه ۱۳-۱۸	
	۴۴- تا کردن ران با نوار پیلاتس		
	۴۵- دور کردن ران با نوار پیلاتس		
	۴۶- تقویت عضلات دست با نوار پیلاتس		
	۴۷- نشستن با تکیه به دیوار		

روش آماری

به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های جمع‌آوری شده در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون از روش‌های آماری توصیفی و استنباطی استفاده شد. برای تعیین نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. سپس، در بررسی تغییرات بین گروهی از آزمون تحلیل کوواریانس استفاده شد. کلیه مراحل تجزیه و تحلیل داده‌ها با سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار اسپاس اس نسخه ۲۴ انجام شد.

یافته‌های پژوهش

مشخصات جمعیت‌شناختی فوتبالیست‌های شرکت‌کننده در پژوهش به‌طور کامل در جدول شماره ۲ ارائه شده است.

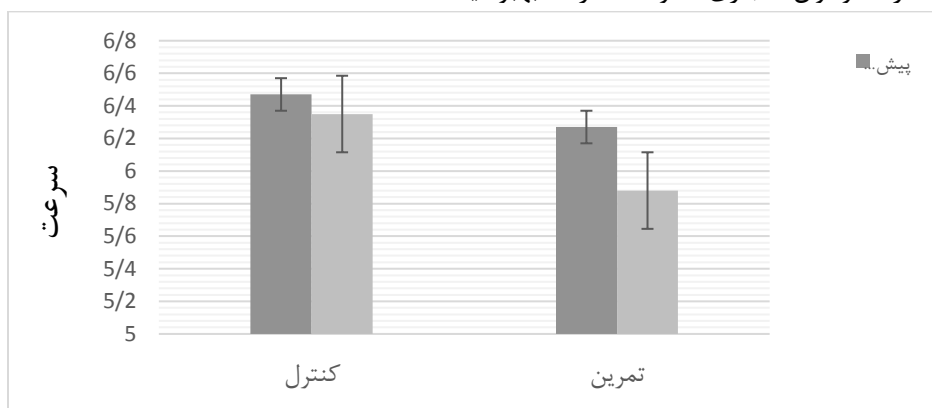
جدول ۲- مشخصات جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان در پژوهش

متغیر	گروه	میانگین \pm انحراف استاندارد	p
سن (سال)	تمرین	۱۸/۴۰ \pm ۰/۵۰۷	۰/۲۱۳
	کنترل	۱۸/۶۴ \pm ۱/۰۸۲	
وزن (کیلوگرم)	تمرین	۷۰/۴۷ \pm ۹/۶۲۸	۰/۱۵۳
	کنترل	۶۴/۶ \pm ۶۴/۶۱	
قد (سانتی‌متر)	تمرین	۱۸۰/۴۰ \pm ۶/۸۶۴	۰/۵۰۱
	کنترل	۱۷۹/۵۷ \pm ۶/۷۲۲	
BMI	تمرین	۲۱/۵۹۳ \pm ۲/۱۴۵	۰/۰۹۳
	کنترل	۲۰/۰۴۶۹ \pm ۱/۷۳۸	

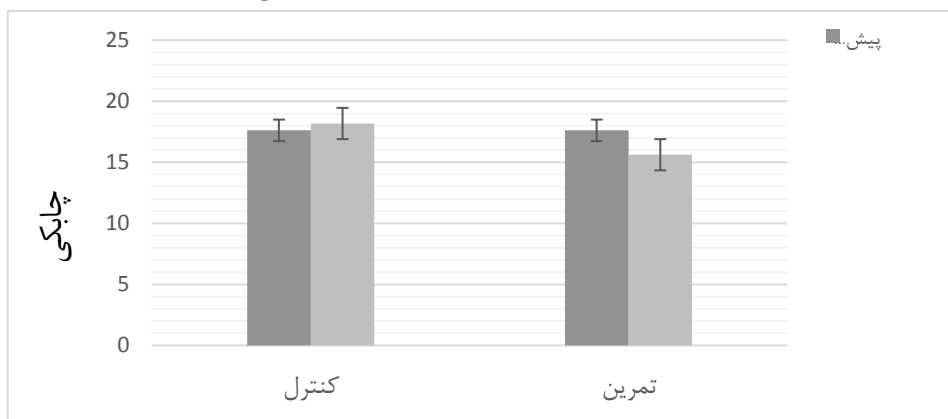
با توجه به نرمال بودن داده‌ها، همگنی شیب خط رگرسیون، همگنی واریانس‌ها (همگنی واریانس‌ها با استفاده از آزمون لون بررسی شد) برای تجزیه و تحلیل نهایی از آزمون تحلیل کوواریانس استفاده شد. نتایج تجزیه و تحلیل آماری در جدول شماره ۳ به‌طور کامل گزارش شده است. شکل‌های شماره ۱، ۲ و ۳، تغییرات و میزان بهبودی در فاکتورهای سرعت، چابکی و توان انفجاری در پیش‌آزمون و پس‌آزمون هر دو گروه تجربی و کنترل را نشان می‌دهد.

نتایج تحلیل کوواریانس با در نظر گرفتن مقادیر پیش‌آزمون به‌عنوان کنترل نشان داد بین رکورد آزمون‌های سرعت ($F=۱۳/۹۶$ ، $P=۰/۰۱$)، چابکی ($F=۳۶/۴۲$ ، $P=۰/۰۰$) و توان انفجاری ($F=۴/۲۶$)، $P=۰/۰۴$ در گروه تجربی و کنترل پس از شش هفته تمرین تفاوت معناداری وجود دارد. رکورد گروه

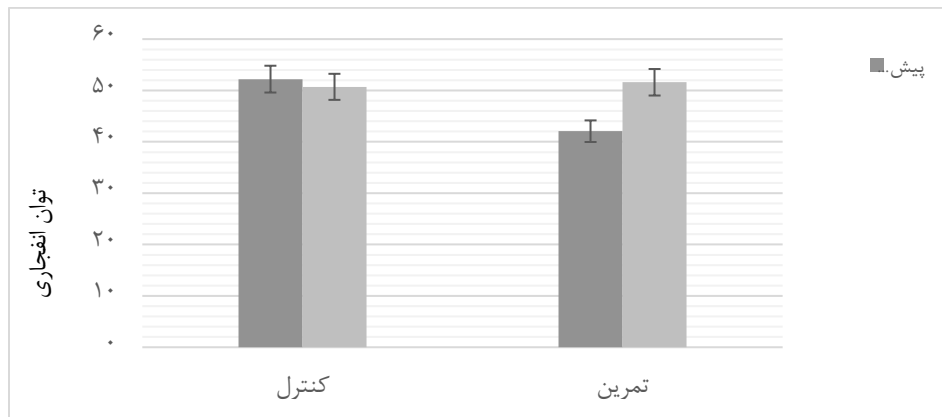
تجربی پس از اجرای تمرینات اسپرتمتریک ویژه فوتبال در سرعت حدود هفت درصد، چابکی حدود ۱۲ درصد و توان انفجاری حدود ۱۸ درصد بهبود یافت.



شکل ۱- تغییرات مشاهده شده در سرعت هر دو گروه (تجربی و کنترل)



شکل ۲- تغییرات مشاهده شده در چابکی هر دو گروه (تجربی و کنترل)



شکل ۳- تغییرات مشاهده شده در توان انفجاری هر دو گروه (تجربی و کنترل)

جدول ۳- نتایج تحلیل کوواریانس

متغیر	میانگین پس آزمون (تنظیم شده بر اساس مقدار پیش آزمون (کوریت))	مقدار F	مقدار P	مجذوراتا
سرعت	گروه تجربی	۵/۸۸	۰/۰۱	۰/۳۴۹
	گروه کنترل	۶/۳۵		
چابکی	گروه تجربی	۱۵/۶۸	۰/۰۰	۰/۵۸۴
	گروه کنترل	۱۸/۱۸		
توان انفجاری	گروه تجربی	۵۱/۶۰	۰/۰۴	۰/۱۴۱
	گروه کنترل	۵۰/۷۱		

بحث و نتیجه گیری

هدف مطالعه حاضر که بررسی تأثیر تمرینات اسپرت متریک ویژه فوتبال بر عملکرد پسران جوان فوتبالیست بود. نتایج بیان کننده اثرگذاری این پروتکل بر فاکتورهای عملکردی حرکتی سرعت ($P=0/01$)، چابکی ($P=0/00$) و توان انفجاری ($P=0/04$) است.

نتایج پژوهش حاضر در خصوص عملکرد سرعت با نتایج مطالعات کیلدینگ^۱ و همکاران (۲۲)، نویز و همکاران (۲۳)، پاناگولیس^۲ و همکاران (۲۴)، روزلر^۳ و همکاران (۲۵) هم‌سوست و در مقابل، با نتایج مطالعات زارعی و همکاران (۱۵)، مندیگوچیا^۴ و همکاران (۲۶)، پاريجابلانکو^۵ و همکاران (۲۷)، پریسک^۶ و همکاران (۲۸)، استیفن^۷ و همکاران (۲۹)، ویسکووی^۸ و ون‌هست^۹ (۲۰) هم‌سو نیست. دلیل احتمالی ناهم‌سو بودن نتایج تحقیق حاضر با مطالعات مذکور استفاده از برنامه فیفا ۱۱+ است. برنامه تمرینات پیشگیری از آسیب فیفا ۱۱+ تعداد کمی از تمرینات سرعتی را در بر می‌گیرد و تمرکز اصلی این برنامه بر اصلاح عملکرد و اجرای صحیح حرکتی و فاکتورهای قدرت، تعادل و ثبات مرکزی و پلایومتریک است (۱۲). عموماً بیان کرده‌اند که تمرینات قدرتی و پلایومتریک عملکرد سرعت ورزشکاران را افزایش نمی‌دهد (۳۰)، اما به دلیل اینکه توان عضلانی ترکیبی از دو فاکتور قدرت و سرعت است، ضروری است تمرینات قدرتی نیز در کنار تمرینات تخصصی افزایش سرعت در برنامه تمرینات گنجانده شود (۳۱). با توجه به نتایج پژوهش حاضر، تمرینات اسپرت‌متریک ویژه فوتبال بر توان تأثیر معناداری داشته است؛ بنابراین انتظار می‌رود این پروتکل بر سرعت نیز تأثیر مثبت داشته باشد؛ زیرا قطعاً با افزایش هم‌زمان قدرت و سرعت بهبود عملکرد توان نیز حاصل می‌شود. بنابراین به دلیل اینکه هدف اصلی این برنامه‌ها پیشگیری از آسیب‌های ورزشی و ارتقای عملکرد عصبی-عضلانی در ورزشکاران است، ایجاد تعادل بین رشد و تقویت فاکتورهای عملکردی نیز بسیار مهم است. فوتبال امروزی نیازی اساسی به بازیکنان سرعتی دارد؛ به دلیل اینکه در حرکت رو به جلو و مستقیم برای ورود به منطقه دروازه، رسیدن به هدف و به ثمر رساندن گل، سرعت زیاد نیاز اساسی فوتبال‌بست‌هاست (۳۲). در پژوهش حاضر تمرینات اسپرت‌متریک ویژه فوتبال تأثیری قابل‌توجه بر عملکرد سرعت فوتبال‌بست‌ها داشت. دلیل این اثرگذاری انجام تمرینات متنوع در مسافت‌های مختلف در کل زمین است از جمله روی خط عرضی، خط طولی، قطر زمین، منطقه دروازه و جریمه. حجم تمرینات قدرتی و افزایش فرکانس تمرینی در بزرگ‌سالان از موارد مؤثر و اصولی در اثرگذاری تمرینات عصبی-عضلانی بر سرعت حرکت فوتبال‌بست‌هاست. در پروتکل حاضر نیز حجم زیاد و تنوع تمرینات به‌خوبی مشاهده می‌شود. (۳۲). یکی از مواردی که بر سرعت حرکت اثرگذار است شتاب‌گیری اولیه است (۳۳). برای

1. Kilding
2. Panagoulis
3. Rossler
4. Mendiguchia
5. Pareja-Blanco
6. Prieske
7. Steffen
8. Vescovi
9. VanHeest

ارتقای شتاب ورزشکاران، معمولاً از تمرینات مقاومتی با استفاده از ابزارهای تمرینی و یارتمرینی استفاده می‌شود. در تمرینات اسپرت‌متریک ویژه فوتبال دو نمونه از تمرینات مقاومتی را به‌خوبی می‌توان مشاهده کرد که می‌تواند از دلایل اثربخیزی این پروتکل بر سرعت حرکت فوتبالیست‌ها باشد. چابکی یکی از فاکتورهای مهم عملکردی در بازی فوتبال است (۳۴). طبق گزارش‌ها حدود ۱۱ درصد از کل یک بازی فوتبال به حرکات چابکی اختصاص دارد (۳۵). نتایج پژوهش حاضر با مطالعات ویسکووی و ون‌هست (۲۰)، کیل‌دینگ و همکاران (۲۲)، لیندبوم^۱ و همکاران (۳۶)، زارعی و همکاران (۱۵) و جولین^۲ و همکاران (۳۷) هم‌خوانی ندارد. جولین و همکاران در سال ۲۰۰۸ گزارش کردند چابکی ورزشکاران با استفاده از تمرینات پلايومتریک و قدرتی تغییری نمی‌کند (۳۷). در پژوهش حاضر تمرینات اسپرت‌متریک اثری مثبت بر چابکی داشتند؛ زیرا در هر جلسه از تمرینات اسپرت‌متریک، تمرینات چابکی، پلايومتریک، قدرت و سرعت با هم در ابتدای جلسه تمرین انجام می‌شد. احتمالاً تمرینات پلايومتریک به‌صورت جداگانه در یک جلسه یا انجام تمرینات قدرتی به‌تنهایی تأثیر کمتری در بهبود چابکی دارند و در صورتی که با فاکتورهای قدرت، سرعت، چابکی و تمرینات پلايومتریک در یک جلسه تمرینی ترکیب شوند، نتایج بهتری به‌دست می‌آید که نتایج پژوهش حاضر به‌خوبی از این مورد حمایت می‌کند. زوهال^۳ و همکاران (۲۰۱۹) گزارش کردند تمرینات عصبی-عضلانی تأثیری مثبت در چابکی دارند. (۳۵). یکی از مواردی که در برنامه‌های تمرینی در عملکرد چابکی تأثیرگذار است، زاویه‌های تغییر جهت حین حرکت است. در پژوهشی که تأثیر برنامه تمرینی پیشگیری از آسیب را بر عملکرد چابکی بررسی کرده است، نتایج نشان می‌دهد به دلیل اینکه در تمرینات از تغییر جهت‌های مختلف با زاویه‌های متنوع استفاده نشده است، تأثیر آن‌چنانی در چابکی فوتبالیست‌ها نداشته است (۲۰). یکی از اصول اساسی اثرگذاری تمرینات، اصل ویژگی تمرین است که به تشابه نوع تمرین با هدف اشاره دارد. با توجه به این اصل، تمریناتی که بیشتر به آزمون‌های مورد نظر نزدیک باشد (یعنی تمرینات شبیه آزمون باشند)، می‌توانند تأثیر بیشتری در چابکی ورزشکاران داشته باشند (۳۸). در پروتکل حاضر تمرینات بخش چابکی با آزمون‌های چابکی تقریباً هم‌سانی و بسیار شبیه هم بودند؛ به‌طور مثال دو نمونه از تمرینات شامل مهارت چابکی T و مهارت ایلینویز در تمرینات وجود داشتند که هر دو تمرین به آزمون‌های سنجش چابکی ورزشکاران در

-
1. Lindblom
 2. Jullien
 3. Zouhal

تمرینات شباهت دارند و در طول شش هفته تمرین، تأثیر قابل توجهی در پیشرفت رکوردهای چابکی در گروه تمرین داشتند.

نتایج پژوهش حاضر با نتایج نوپز و همکاران (۲۰۱۳) هم‌خوانی دارد (۲۳). نوپز و همکاران گزارش کردند دلیل اثرگذاری پروتکل عصبی-عضلانی پیشگیری از آسیب بر چابکی وجود ترکیبی از تمرینات قدرتی، سرعتی و عکس‌العملی است و تأکید داشتند که این تمرینات کل عملکرد اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۲۳).

نتایج پژوهش حاضر در خصوص توان انفجاری با نتایج مطالعات زارعی و همکاران (۱۶)، دی‌استفانو^۱ و همکاران (۳۹)، کیل‌دینگ و همکاران (۲۲)، هوت^۲ و همکاران (۴۰)، نوپز و همکاران (۲۳)، کوبال^۳ و همکاران (۴۱) هم‌سوست. توان انفجاری ترکیبی از دو فاکتور قدرت و سرعت است و از مهم‌ترین فاکتورهای ضروری در عملکرد فوتبالیست‌ها به‌شمار می‌رود. به همین دلیل متخصصان روش‌های مختلف تمرینی را برای ارتقای این عملکرد ارائه می‌دهند. یکی از روش‌های مهم آموزش و بهبود توان انفجاری ترکیب تمرینات قدرتی و پلایومتریک است (۴۱). یکی از اصول اساسی برای ارتقای توان عضلانی اندام تحتانی اجرای تمرینات قدرتی با هدف ایجاد هایپرتروفی عضلانی است. تمرینات پلایومتریک به‌منظور بهبود عملکرد کوتاه شدن عضلات حین جهش‌ها و حرکات مختلف و بهبود ظرفیت قدرت عضلات انجام می‌شود. ترکیب تمرینات پلایومتریک و قدرت، در مقایسه با انجام تمرینات قدرتی و پلایومتریک به‌تنهایی، به افزایش بیشتر قدرت عضلانی منجر می‌شود و همچنان نتایج پژوهش‌های مختلف بیانگر تأثیرپذیری هر دو روش‌اند، اما در هیچ پژوهشی گفته نشده است که کدام روش بیشتر تأثیرگذار است. با توجه به چرخه کشش و کوتاه شدن سریع در تمرینات پلایومتریک گفته شده است که اجرای تمرینات پلایومتریک قبل از تمرینات قدرتی می‌تواند باعث بهبود توان انفجاری شود (۴۱). با توجه به روند اجرای تمرینات اسپرت‌متریک ویژه فوتبال، تمرینات پلایومتریک قبل از تمرینات قدرتی انجام شده است و اثرگذاری برنامه می‌تواند به این دلیل باشد؛ زیرا تمرینات پلایومتریک که قبل از تمرینات قدرتی انجام می‌شوند، خستگی کمتری به همراه دارند. گفته می‌شود تکرارهای زیاد در اجرای تمرینات باعث بهبود عملکرد می‌شود، اما با افزایش تکرارها مسلماً باید سرعت حرکت را کاهش داد و با این کاهش سرعت در تمرینات پلایومتریک می‌توان میزان خستگی را نیز کاهش داد که به عملکرد بهتر در نتیجه تمرینات پلایومتریک منجر می‌شود. با کاهش خستگی میزان نیروی تولیدشده نیز افزایش می‌یابد (۲۷)؛ بنابراین با کاهش خستگی در اثر کاهش سرعت و افزایش

1. Lindsay J. Distefano
2. Hewett
3. Kobal

تکرارها در تمرینات پلايومتریک می‌توان تولید نیروی عضلانی را در اندام تحتانی ارتقا داد (۲۷). این مورد بیشتر بر افزایش حجم تمرینی در مدت‌زمان اجرای پروتکل اشاره دارد و بیان‌کننده این است که هرچه حجم تمرینی و تعداد تکرارها و حرکات بیشتر باشد، به‌خوبی می‌توان بر عملکرد توان انفجاری نیز تأثیر گذاشت. سرعت بخش جدایی‌ناپذیر توان انفجاری است؛ بنابراین انجام تمرینات مختلف سرعتی در ارتقای توان انفجاری یکی از راه‌های لازم و ضروری است (۴۱). در تمرینات اسپرت‌متریک ویژه فوتبال، تمرینات متنوع بسیاری وجود دارد که زیرمجموعه فاکتور سرعت‌اند و دلیل ارتقا و پیشرفت رکورد فوتبالیست‌های گروه تمرین در توان انفجاری، وجود تمرینات سرعتی در پروتکل است.

با توجه به نتایج پژوهش حاضر پروتکل عصبی-عضلانی اسپرت‌متریک ویژه فوتبال بر عملکردهای حرکتی فوتبالیست‌ها تأثیر مثبت داشت. مریبان زیادی از اجرای برنامه‌های پیشگیرانه در طول پیش-فصل و همچنان فصل مسابقات استقبال خوبی نمی‌کنند و دلیل آن را مؤثر نبودن برنامه‌های پیشگیرانه بر رشد و ارتقای فاکتورهای عملکردی بیان می‌کنند و اینکه حس می‌کنند این پروتکل‌ها در برنامه‌های آمادگی جسمانی و بدن‌سازی تیمی اختلال ایجاد می‌کند، اما بر اساس نتایج مطالعه حاضر می‌توانند از پروتکل عصبی-عضلانی پیشگیری از آسیب اسپرت‌متریک ویژه فوتبال برای آماده‌سازی تیم، ارتقای عملکرد بیومکانیکی و پیشگیری از آسیب در راستای حفظ ایمنی بازیکنان و در امان ماندن بازیکنان از آسیب‌های پیش‌رو استفاده کنند و از مزایای آن بهره‌مند شوند. از آنجا که در پژوهش حاضر فقط عملکرد حرکتی بررسی شده و سایر متغیرها مانند نرخ بروز آسیب، عوامل خطرزای بیومکانیکی و عصبی-عضلانی بررسی نشده است، به محققان آینده پیشنهاد می‌شود اثر این تمرینات را بر عوامل خطرزای بیومکانیکی و نرخ بروز آسیب در مطالعات آینده‌نگر بررسی کنند.

منابع

1. Kirkendall DT. Evolution of soccer as a research topic. *Prog Cardiovasc Dis.* 2020;63(6):723-9. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2020.06.011>.
2. Shalaj I, Tishukaj F, Bachl N, Tschan H, Wessner B, Csapo R. Injuries in professional male football players in Kosovo: a descriptive epidemiological study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016;17:338. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-1202-9>.
3. Gaspar-Junior JJ, Onaka GM, Barbosa FSS, Martinez PF, Oliveira-Junior SA. Epidemiological profile of soccer-related injuries in a state Brazilian championship: An observational study of 2014-15 season. *J Clin Orthop Trauma.* 2019;10(2):374-9. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.05.006>.
4. Ekstrand J, Hagglund M, Walden M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am J Sports Med.* 2011;39(6):1226-32. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546510395879>.

5. Grassi A, Macchiarola L, Filippini M, Lucidi GA, Della Villa F, Zaffagnini S. Epidemiology of anterior cruciate ligament injury in Italian first division soccer players. *Sports Health*. 2020;12(3):279-88.6. <http://dx.doi.org/10.1177/1941738119885642>
6. Boussetta N ,Abedelmalek S, Mallek H, Aloui K, Souissi N. Effect of air pollution and time of day on performance, heart rate hematological parameters and blood gases, following the YYIRT-1 in smoker and non-smoker soccer players. *Science & Sports*. 2019;34(3): 195-208. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2018.11.001>.
7. Cavalcante Silva RL, Hall E, Maior AS. Inspiratory muscle training improves performance of a repeated sprints ability test in professional soccer players. *J Bodyw Mov Ther*. 2019;23(3):452-5. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2019.01.016>.
8. 8-Roveda E, Mule A, Galasso L, Castelli L, Scurati R, Michielon G, et al. Effect of chronotype on motor skills specific to soccer in adolescent players. *Chronobiol Int*. 2020;37(4):552-63. <https://doi.org/10.1080/07420528.2020.1729787>.
9. rago V, Brito Jo, Figueiredo P, Ermidis G, Barreira D, Rebelo An. The arrowhead agility test: reliability, minimum detectable change, and practical applications in soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2019;00:1–12. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0000000000002987>.
10. Marchiori M, de Vecchi M. Secrets of soccer: Neural network flows and game performance. *Computers & Electrical Engineering*. 2020;81 (12):106505. <http://dx.doi.org/10.1016/j.compeleceng.2019.106505>.
11. Nessler T, Denney L, Sampley J. ACL injury prevention: what does research tell us? Current reviews in musculoskeletal medicine. 2017;10(3):281-8. <https://link.springer.com/article/10.1007/s12178-017-9416-5>.
12. Alirezai F, Sa H-J, Mohammad jani M. A follow-up Study on the Effect of Neuromuscular Training on Asymmetry of Balance in Athletes with Chronic Ankle Instability. *J Saf Promot Inj Prev*. 2017;5(3):140-7[in persion]. <https://www.sid.ir/en/journal/ViewPaper.aspx?id=599679>.
13. Mohammadi H, Dr HD, Dr MHA, Dr AS. Screening tests for neuromuscular defects affecting non-contact ACL injury- A review article. *SJKU*. 2015;20 (2):85-105 [in persion]. <http://dx.doi.org/10.22102/20.2.85>.
14. Rahnama N, Moghadasi A, Daneshjoo A. Effect of Comprehensive FIFA's The 11+ Warm-up Program on Injury, Injury Prevention and Physical Performance in Soccer Player: A Narrative Review. *Sports Medicine Studies*. 2017;21(9):101-30 [in persion]. <https://dx.doi.org/10.22089/smj.2017.2534.1146>.
15. Zarei M, Alizadeh MH, Rahnama N, Seif barghi T, Samadi H. The Effects of the FIFA Comprehensive Warm Up Program "11+" on Dynamic Balance among Adolescence Male Soccer Players *Sports Medicine Studies*. 2015;15(6):29-42 [in persion]. https://smj.ssrc.ac.ir/article_36.html.
16. Zarei M, Alizadeh MH, Rahnama N, Seif T, Barghi. The Effect of FIFA Warm-Up Comprehensive Program 11+ on Performance and Physical Fitness of Iranian Adolescent Male Soccer Players. *Journal of Exercise Science and Medicine*. 2016;8(16):1-22. <https://dx.doi.org/10.22059/jsmmed.2016.58861>.

17. Noyes FR, Barber-Westin SD. Noyes knee disorders: surgery, rehabilitation, clinical outcomes. Sue D. Barber-Westin ,BS ed 2019. 393-425. <https://www.elsevier.com/books/noyes-knee-disorders-surgery-rehabilitation-clinical-outcomes/9780323329033>.
18. Noyes F, Barber-Westin S. Neuromuscular Retraining in Female Adolescent Athletes: Effect on Athletic Performance Indices and Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Rates. *Sports*. 2015;3(2):56-76. <http://dx.doi.org/10.3390/sports3020056>.
19. Tharp GD, Newhouse RK ,Uffelman L, Thorland WG, Johnson GO. Comparison of Sprint and Run Times with Performance on the Wingate Anaerobic Test. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1985;56(1):73-6. <https://doi.org/10.1080/02701367.1985.10608434>.
20. Vescovi JD, VanHeest JL. Effects of an anterior cruciate ligament injury prevention program on performance in adolescent female soccer players. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(3):394-402. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00963.x>.
21. Doroodgar a, Khayambashi k, Zolaktaf v. The effect of foot placement on vertical jump performance. *Sport medicine (harakat)*. 2009;-37-54. <https://www.sid.ir/en/Journal/ViewPaper.aspx?ID=349207>.
22. Kilding AE, Tunstall H, Kuzmic D. Suitability of FIFA's "The 11" training programme for young football players - impact on physical performance. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2008;7:320-6. <http://www.jssm.org>.
23. Noyes Fr, Barber-westin sd ,smith stT, campbell t. A training program to improve neuromuscular and performance indices in female high school soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2013;27:340-51. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825423d9>.
24. panagoulis c, chatzinikolaou a, avloniti a, leontsini d ,Deli ck, draganidis d, et al. In-season integrative neuromuscular strength training improves performance of early adolescent soccer athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2018;0:1-11. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0000000000002938>.
25. Rossler R, Donath L, Bizzini M, Faude O. A new injury prevention programme for children's football--FIFA 11+ Kids--can improve motor performance: a cluster-randomised controlled trial. *J Sports Sci*. 2016;34(6):549-56. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1099715>.
26. Mendiguchia J, Martinez-Ruiz E, Morin JB, Samozino P, Edouard P, Alcaraz PE, et al. Effects of hamstring-emphasized neuromuscular training on strength and sprinting mechanics in football players. *Scand J Med Sci Sports*. 2015;25(6):e621-9. doi: 10.1111/sms.12388.
27. Pareja-Blanco F, Sanchez-Medina L, Suarez-Arrones L, Gonzalez-Badillo JJ. Effects of Velocity Loss During Resistance Training on Performance in Professional Soccer Players. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017;12(4):512-9. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0170>.
28. Prieske O, Muehlbauer T, Borde R, Gube M, Bruhn S, Behm DG, et al. Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: Role of instability. *Scand J Med Sci Sports*. 2016;26(1):48-56. <http://dx.doi.org/10.1111/sms.12403>.

29. Steffen K, Bakka HM, Myklebust G, Bahr R. Performance aspects of an injury prevention program: a ten-week intervention in adolescent female football players. *Scand J Med Sci Sports*. 2008;18(5):596-604. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00708.x>.
30. Thomas K, French D, R.hayes P. The effect of two plyometric training techniques on muscular power and agility in youth soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2009;23:332-5. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e318183a01a>.
31. Gregson WA, Batterham A, Drust B, Cable NT. The influence of pre-warming on the physiological responses to prolonged intermittent exercise. *J Sports Sci*. 2005;23(5):455-64. <http://dx.doi.org/10.1080/02640410410001730214>.
32. Loturco I, Jeffreys I, Kobal R, Cal Abad CC, Ramirez-Campillo R, Zanetti V, et al. Acceleration and Speed Performance of Brazilian Elite Soccer Players of Different Age-Categories. *J Hum Kinet*. 2018;64:205-18. <http://dx.doi.org/10.1515/hukin-2017-0195>.
33. Ferro A, Villaciers J, Floria P, Graupera JL. Analysis of speed performance in soccer by a playing position and a sports level using a laser system. *J Hum Kinet*. 2014;44:143-53. <http://dx.doi.org/10.2478/hukin-2014-0120>.
34. Svensson M, Drust B. Testing soccer players. *J Sports Sci*. 2005;23(6):601-18. <http://dx.doi.org/10.1080/02640410400021294>.
35. Zouhal H, Abderrahman AB, Dupont G, Truptin P, Le Bris R, Le Postec E, et al. Effects of Neuromuscular Training on Agility Performance in Elite Soccer Players. *Front Physiol*. 2019;10:947. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00947>.
36. Lindblom H, Walden M, Hagglund M. No effect on performance tests from a neuromuscular warm-up programme in youth female football: a randomised controlled trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012;20(10):2116-23. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-011-1846-9>.
37. Jullen H, Bisch C, Largoue N, Manouvrier C, J.carling C, Amiard Vr. Does a Short period of lower limb strength training improve performance in field-based tests of running and agility in young professional soccer players? *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2008; 22(2):404-11. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816601e5>.
38. B.young W, H.mcdowell M, J.scarlett B. Specificity of Sprint and Agility Training Methods. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2001;3:315-9. [http://dx.doi.org/10.1519/1533-4287\(2001\)015%3C0315:SOSAAT%3E2.0.CO;2](http://dx.doi.org/10.1519/1533-4287(2001)015%3C0315:SOSAAT%3E2.0.CO;2).
39. DiStefano LJ, Padua DA, Blackburn JT, Garrett WE, Guskiewicz KM, Marshall SW. Integrated injury prevention program improves balance and vertical jump height in children. *J Strength Cond Res*. 2010;24(2):332-42. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181cc2225>.
40. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med*. 1996;24(6):765-73. <http://dx.doi.org/10.1177/036354659602400611>.
41. Kobal R, Loturco I, Barroso R, Gil S, Cuniyochi R, Ugrinowitsch C, et al. Effects of Different Combinations of Strength, Power, and Plyometric Training on the Physical Performance of Elite Young Soccer Players. *J Strength Cond Res*. 2017;31(6):1468-76. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0000000000001609>.

ارجاع دهی

ساکی فرزانه، محمدی هیمن، شکیبا عرفان. تأثیر تمرینات اسپرت متریک فوتبال بر عملکرد فوتبالیست‌های جوان. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۱۸-۲۰. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10044.1464

Saki F, Mohammadi H, Shakiba E. The Effect of SportsMetrics Soccer-Training (SMST) on the Performance of Young Soccer Players. Sport Medicine Studies. Spring & Summer 2020; 12 (27): 201-18. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10044.1464

راهنمای اشتراک نشریات علمی - پژوهشی

پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

خواهشمند است قبل از پرکردن برگ درخواست اشتراک به نکات زیر توجه فرمائید:

۱. نشانی خود را کامل و خوانا با ذکر کدپستی بنویسید.

۲. بهای اشتراک سالانه:

- مطالعات مدیریت ورزشی: ۴۵۰۰۰۰ ریال
- فیزیولوژی ورزشی: ۳۰۰۰۰۰ ریال
- مطالعات طب ورزشی: ۱۵۰۰۰۰ ریال
- رفتار حرکتی: ۳۰۰۰۰۰ ریال
- مطالعات روانشناسی ورزشی ۳۰۰۰۰۰ ریال
- پژوهش در ورزش تربیتی ۱۵۰۰۰۰ ریال

۳. وجه اشتراک را از طریق فرم ساتنا در کلیه بانکها به شماره شبا IR760100004001022603001582 نزد بانک مرکزی به نام تمرکز وجوه درآمد اختصاصی پژوهشگاه تربیت بدنی و ورزش، و فیش بانکی را به همراه فرم اشتراک به آدرس دفتر نشریه ارسال کنید.

۴. شناسه واریزی حقیقی اشتراک نشریه "۳۲۴۰۲۲۶۷۴۱۴۰۱۰۷۰۰۵۱۰۰۳۰۰۳۴۰۰۰۵" می باشد. خواهشمند است روی فیش های واریزی این شماره را اضافه نمایید.

نشانی: تهران، خیابان مطهری، خیابان میرعماد، کوچه پنجم، پلاک ۳، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی - دفتر نشریه.

کدپستی: ۱۵۸۷۹۵۸۷۱۱ تلفن: ۰۲۱-۸۸۷۴۷۷۹۶

پست الکترونیکی: journal@ssrc.ac.ir

فرم اشتراک نشریات علمی - پژوهشی

پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

نام: نام خانوادگی: تحصیلات:

تاریخ شروع اشتراک: از شماره:

شغل:

نشانی پستی:

کدپستی: صندوق پستی: نشانی

الکترونیکی: تلفن: به پیوست

رسید بانکی شماره: مورخ:

به مبلغ ریال بابت اشتراک یکساله ضمیمه است.

امضاء

تاریخ

The Effect of Sports Metrics Soccer-Training (SMST) on the Performance of Young Soccer Players

F. Saki¹, H. Mohammadi³, E. Shakiba²

1. Assistant professor, Department of Corrective Exercise and Sports Injury, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran (Corresponding Author)

2. Assistant professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Kurdistan University, Sanandaj, Iran

3. MSc of Corrective Exercise and Sports Injury, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

Received Date: 2021/01/24

Accepted Date: 2021/05/09

Abstract

The aim of the present study was to investigate the effect of sport metrics training on the performance of young soccer players. 29 soccer players with at least 18 years of age and having three years of regular sports experience in soccer and without a history of injuries in the past year participated as subjects in the present study and divided into experimental and control groups randomly. Subjects' performance was assessed using 50 yards sprint, Illinois, and sergeant tests. The experimental group performed soccer-specific Sports Metrics training for six weeks (18 sessions) and the control group continued normal exercises. Data were analyzed by the ANCOVA test. The results of ANCOVA showed there are significant differences between the record of speed, agility, and power tests in the experimental and control groups after six weeks of training ($P < 0.05$). According to the results of the present study, football coaches are suggested to use soccer-specific Sports Metrics training to improve the motor performance of players.

Keywords: Sports Metrics Training, Performance, Soccer

1. Email: F_saki@basu.ac.ir

2. Email: shakibamasseur@gmail.com

3. Email: hemn.m.64@gmail.com

Comparison of Foot-Ankle Complex and Knee Joint Kinematics in Women with Flexible and Rigid FlatFoot During Walking

L. Ghazaleh¹, Y. Hoseiny², K. Sharifmoradi³

1. Department of Sports Physiology, Faculty of Sport Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran (Corresponding Author)

2. Department of Sport Sciences, Faculty of Literature and Humanities, Malayer University, Malayer, Iran

3. Department of Sport Sciences, Faculty of Humanities, University of Kashan, Kashan, Iran

Received Date: 2021/03/08

Accepted Date: 2021/04/27

Abstract

The aim of the present study was to compare the kinematics of the foot-ankle complex and knee joints in women with flexible and rigid flatfeet during the stance phase of walking. Twenty-nine young women (10 healthy, 10 with flexible flatfeet, and 9 with rigid flatfeet) participated in this study. A Motion Analysis System and a force plate were used to collect research data. The results showed that ankle dorsiflexion was significantly lower in subjects with rigid flatfeet than the in other groups. The amount of ankle eversion was significantly higher in subjects with rigid flatfeet than in the healthy group. Subjects with flexible flatfeet had significantly more knee valgus than other groups. According to the findings, it can be said that subjects with flexible flatfeet were exposed to knee injuries as subjects with rigid flatfeet, so it seems necessary to perform treatment in subjects with flexible flatfeet.

Keywords: Flat foot, Flexible, Rigid, Gait, Joint

1. Email: L.ghazaleh@Alzahra.ac.ir

2. Email: yasin.hoseiny@gmail.com

3. Email: ksharifmoradi@gmail.com

The Effect of a Combined Training Course on Selected Biomechanical Variables of Balance, Motor Control, Postural Control and Gait of the Active Elderly Men

E. Safari¹, Y. Sokhanguiee², A. Fatahi³

1. Ph.D. candidate in sports Biomechanics, faculty of Physical Education and sports Sciences, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran
2. Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran
3. Assistant Professor in Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran (Corresponding Author)

Received Date: 2020/11/15

Accepted Date: 2021/04/13

Abstract

The aim of the present study was to investigate the effect of a combined training course on selected biomechanical variables of the elderly active male athlete. 40 active elderly men participated in this study voluntarily in two groups. The experimental group practiced in a combined training program and the control group continued to perform their daily activities during this period. To compare the results before and after exercise in each group, the Parametric Paired t-test and non-parametric Wilcoxon test were executed using SPSS ver. 21. The results show that a combined training session was not significant in posture control and gait function, but can be effective in improving motor control, balance in active older men, and reducing the risk of falls.

Keywords: Active Elderly, Combined Training and Selected Biomechanical Variables

1. Email: e.safari4246@gmail.com
2. Email: yahya0120@yahoo.com
3. Email: fattahiali81@gmail.com

Comparing the Effect of Shoes Insole with External Inclination on External Knee Adduction Moment in Individuals Suffering Genu Varum with Similar Foot Structure during Phase of Running

**M. Gheitasi¹, B. Imeri², F. Habibi³, Gh. R. Raissi⁴,
B. Forough⁵**

1. Assistant Professor, Sports Pathology and Corrective Movements, Department of Health and Rehabilitation in Sports, Faculty of Sports and Health Sciences, Shahid Beheshti University

2. Assistant Professor, Sports Pathology and Corrective Movements, Department of Sports Science, Faculty of Humanities and Sports, Gonbadekavus University (Corresponding author).

3. Ph.D. Student, Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Mazandaran University

4. Professor, Physical Medicine and Rehabilitation, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Faculty of Physical Medicine and Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences

5. Professor, Physical Medicine and Rehabilitation, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Faculty of Physical Medicine and Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences

Received Date: 2021/01/07

Accepted Date: 2021/04/10

Abstract

The present study aimed to investigate the effect of the shoe's external insole with different inclination percentages on the knee's external adduction torque and its impulse in individuals with genu varum. Kinetic and kinematic indices of the knee joint during running calculated by inverse dynamic method with barefoot, no insoles shoes, and shoes having 0, 5, and 10 degrees of external slopes insoles. The results showed a significant difference in the amount of torque peak and adduction torque impulse of the knee, between insoles; as the insoles of 5- and 10-degrees external slopes, caused a significant decrease of variables compared to bare foot, no insoles shoes, and zero-degree slope insoles shoes. Thus, external slope insoles are suggested as an effective and non-invasive approach for preventing musculoskeletal disorders such as osteoarthritis related to inconsistency of genu varum in affected people.

Keywords: Knee Adduction Torque, Adduction Torque Impulse, External Insole, Genu Varum

1. Email: m_gheitasi@sbu.ac.ir

2. Email: behrooz.imeri@gmail.com

3. Email: fr.habibi@yahoo.com

4. Email: raissi.gh@iums.ac.ir

5. Email: bijanfr@gmail.com

The Effects of One Global Fatigue Stage on Coordination and Variability of Between Upper Extremity Joints in Elite Rowers (Perspective to Risk of Injury)

A. Daneshvar¹, H. Sadeghi², M. Yousefi³, Z. Borhani Kakhki⁴

1. Ph.D. Student of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran
2. Professor of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran (Corresponding Author)
3. Assistant Professor, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran
4. Assistant Professor, Farhangian University, Tehran, Iran

Received Date: 2020/12/20

Accepted Date: 2021/04/10

Abstract

The present study aimed to investigate the effect of one global fatigue stage on coordination and variability between upper extremity joints in elite rowers. Fourteen male rowers of the national team participated in this quasi-experimental study. A rowing ergometer device was used to create general fatigue until exhaustion. An inertial measurement device of units was also used for measuring kinematic parameters in 15 consecutive rowing cycles at the beginning and end of the fatigue protocol. The results showed that a session of global fatigue changes the level of coordination between the shoulder-trunk joints on the horizontal plane and the elbow-shoulder joints on the sagittal plane, as well as the level of variability between shoulder-trunk joints in the horizontal plane, elbow-shoulder joints in the sagittal plane and elbow-trunk joints in the sagittal plane. It can have negative effects on the performance of professional rowers and increases the risk of injuries caused by overuse. Due to results, considering the effect of fatigue on the lower extremities of the elite national rower athletes during the designation of training programs is an important issue.

Keywords: Rowing, Fatigue, Coordination, Variability, Upper Extremities

-
1. Email: azam_daneshvar@yahoo.com
 2. Email: sadeghih@yahoo.com
 3. Email: mohammadyousefi2008@gmail.com
 4. Email: borhani.sport@yahoo.com

The Effect of Three Different Ankle Braces on Local Dynamical Stability of Individuals with Chronic Ankle Instability During Running

Z. Bassiri¹, M. Anbarian², A. Sharifnezhad³, B. Miripour Fard⁴

1. Ph.D. Student of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2. Professor, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University (Corresponding Author).
3. Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, Iran.
4. Assistant Professor, Faculty of Mechanical Engineering, University of Guilan, Rasht, Iran.

Received Date: 2020/12/20

Accepted Date: 2021/03/08

Abstract

The purpose of this study was to determine the effect of three different ankle braces using the Maximum Lyapunov exponent on local dynamical stability of individuals with chronic ankle instability during running. Twelve subjects with chronic ankle instability as an injured group and 12 healthy individuals participated in this study. The injured group performed 70 strides of treadmill running in the shoe and rigid, semi-rigid, and soft braces as well as no-brace conditions. The healthy group performed the test only in no-brace conditions. Kinematics data were used to calculate the short time (λ_S) and long time (λ_L) maximum Lyapunov exponent. The results showed that λ_S of running in the semi-rigid brace is significantly different from running in other braces in the chronic ankle instability group, but it was not different from the control group. It seems running in the semi-rigid brace in the chronic ankle instability group provides stability like a healthy control group.

Keywords: Ankle Sprain, External Prophylactic Ankle Support, Maximum Lyapunov exponent, Chronic Ankle Instability

-
1. Email: zahrabassiri@gmail.com
 2. Email: anbarian@basu.ac.ir
 3. Email: a.sharifnezhad@ssrc.ac.ir
 4. Email: bmf.guilan@gmail.com

The Effects of Six Weeks Strengthening Exercise on Some Biomechanical Properties of Knee Joint in Type 2 Diabetic Patients

H. R. Norouzi¹, L. Youzbashi², A. Karimi Asl³

1. Assistant Professor in Sport Biomechanics, Department of Sports Sciences, Faculty of Humanities, University of Zanjan, Zanjan, Iran (Corresponding Author)

2. Assistant Professor in Sports Injuries and Corrective Exercise, Department of Sport Sciences, Faculty of Humanities, University of Zanjan, Zanjan, Iran

3. Assistant Professor in Sport Physiology, Department of Sport Sciences, Faculty of Humanities, University of Zanjan, Zanjan, Iran

Received Date: 2020/11/28

Accepted Date: 2021/02/14

Abstract

Decreased muscle strength in the lower extremities is one of the disorders caused by type 2 diabetes. The purpose of this study was to investigate the effect of six weeks of strengthening exercise on some biomechanical parameters of the knee joint in type 2 diabetic patients. 24 patients with type 2 diabetes participated in the study and were divided into control groups (N=12) and exercise group (N=12). Before and after six weeks of the strengthening exercise program, research variables were measured by an isokinetic dynamometer. The results showed that there were significant differences in concentric peak torque of knee flexion and extension and time to concentric peak torque of knee flexion and extension between the two groups. It seems that strengthening exercise can improve the power generation capacity and neuromuscular function in patients with type 2 diabetes by increasing knee concentric peak torque and decreasing time to concentric peak torque.

Keywords: Strengthening Exercise, Peak Torque, Time to Peak Torque, Type 2 Diabetes

1. Email: norouzih@gmail.com

2. Email: l.youzbashi@znu.ac.ir

3. Email: karimiasl@znu.ac.ir

The Effect of Motor Imagery and Action Observation on Balance, Gait Length, Speed and Rhythm in Elderly Post Stroke

F. Hatami¹, H. Samadi², M. Salari Joubani³

1. Associate professor of Motor Behavior Department, Sport Sciences Faculty, Shahid Rajaei Teacher Training University, Tehran, Iran (corresponding author)
2. Assistant Professor of Sports Physiology Department, Sport Sciences Faculty, Shahid Rajaei Teacher Training University, Tehran, Iran
3. M.A of Motor Behavior Department, Sport Sciences Faculty, Shahid Rajaei Teacher Training University, Tehran, Iran

Received Date: 2020/03/27

Accepted Date: 2021/02/16

Abstract

The purpose of the present study was to determine the effects of action observation and motor imagery on balance, gait length, speed, and rhythm in the elderly post-stroke. Twenty- four elderly post-stroke participated voluntarily in the study. Stork test, Timed Up and Go test (TUG) and KINOVEA software were used in pretest and post-test. Mixed ANOVA revealed that static balance, speed, and length of step improved significantly compared to pretest. Motor imagery and action observation resulted in a significant improvement in dynamic balance compared to the control group. Speed step of motor imagery group was more than action observation and control group significant and action observation group experienced significantly improvement in step rhythm compared to pretest. The Finding suggested that motor imagery and action observation improves balance and gait parameters in the elderly post-stroke.

Keywords: Stroke, Balance, Gait, Motor Imagery, Action Observation

-
1. Email: fhatami2010@gmail.com
 2. Email: hadi.samadi@gmail.com
 3. Email: mastaneh64ss@gmail.com

The Effect of Release Massage and Stretching Exercises on Pain, Range of Motion and Functional Disability of the Neck Due to Myofascial Trigger Points of the Trapezius Muscle

H. Shahrokhi¹, H. Abbasi², K. Hajian³

1. Assistant professor, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Hakim Sabzevari University, Sabzevar ,Iran (Corresponding Author)
2. Assistant professor, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Sport Sciences Research Institute, Tehran, Iran.
3. MSc of sports injury and corrective exercise, Raja University, Qazvin, Iran.

Received Date: 2020/09/28

Accepted Date: 2021/02/14

Abstract

Introduction: The aim of this study was the effect of release massage and stretching exercises on pain, ROM, and functional disability of the Neck due to Myofascial Trigger Points of the Trapezius Muscle.

Materials and Methods: 30 patients were divided into three groups including massage group, stretching group, and control group. Patients in experimental groups received training for 8 weeks. Pain, ROM, and functional disability were measured with a visual analog scale, goniometer, and Neck Pain and Disability Scale, respectively.

Results: The results showed that stretching exercises and massage led to a significant increase in ROM and a significant decrease in pain and functional disability. Also, significant differences were observed between the two groups for all variables.

Conclusion: Based on the results, massage can have more advantages than stretching exercises, but due to the benefits of stretching movements as an exercise approach, these exercises are recommended for trigger points.

Keywords: Massage, Stretching Exercises, Functional Disability, Pain, Myofascial Trigger Points of Upper Trapezius Muscle.

1. Email: h.shahrokhi@hsu.ac.ir

2. Email: h.abbasi@ssrc.ac.ir

3. Email: kazemhajian97@gmail.com

Reliability of Kinematic Parameters of the Lower Limb Joints During Walking on the Ground and Treadmill

M. Farhadi¹, A. R. Hashemi Oskouei², S. A.H. Emamian Shirazi³, M. Taghi Karimi⁴

1. Department of Biomechanics, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

2. Department of Biomechanics, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran (Corresponding Author)

3. Department of Biomechanics, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

4. Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

Received Date: 2020/10/31

Accepted Date: 2021/01/23

Abstract

To improve motor function, movement patterns and changes in joint kinematic parameters are investigated in different conditions. Using a treadmill in human gait analysis makes it possible to record several steps of gait in a limited space and also controlled conditions. The purpose of this study was to investigate the consistency of the kinematic parameters of lower limb joints during walking on the ground and treadmill. Intraclass correlation coefficients (ICC) for kinematic parameters of lower limb joints of 15 healthy young male participants were calculated during walking on the ground and treadmill. The angles of the pelvic, hip, and ankle were often in the range of excellent reliability (ICC>0.9) when walking on the ground, while the results were in the range of average reliability (ICC<0.7) when walking on a treadmill. Therefore, in treatment activities or research studies, considering the decrease in consistency of walking trails on the treadmill is important.

Keywords: Reliability; Kinematics; Lower limbs; Gait; Treadmill.

1. Email: mo_farhadi@sut.ac.ir

2. Email: ali.hashemi@sut.ac.ir

3. Email: am_emamian@sut.ac.ir

4. Email: mt_karimi@sums.ac.ir

Comparison of Predictive and Functional Marker Sets in Motion Reconstruction of Knee Joint, During Normal Gait

M. Haj Lotfalian¹, M. Hadi Honarvar², F. Akbarifar³

1. Center of Excellence for Support Systems in Health Development, Yazd University, Yazd, Iran (Corresponding Author)
2. Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran
3. Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

Received Date: 2020/04/04

Accepted Date: 2020/10/11

Abstract

There are various methods for motion reconstruction using stereophotogrammetric cameras. The most common method is the use of predictive methods by attaching markers to anatomical landmarks. In contrast, functional methods are not depending on anatomical landmarks and use the relative motion of adjacent segments to identify the center of rotation and subsequently motion reconstruction. The goal of this study was to conduct a comparison between the predictive and functional methods to investigate the feasibility of using a circle fitting algorithm in human body motion reconstruction. Six healthy subjects have been studied (three times each) using the three marker sets: plug-in gait, cluster, and circle fitting method. However, some differences between methods were found in some signal characteristics, the results showed a high correlation Among the three methods. By expanding functional methods such as circle fitting, can be controlled many sources of errors in predictive methods and can be made a change in human movement reconstruction.

Keywords: Motion Reconstruction, Marker Set Protocol, Center of Rotation

-
1. Email: Mostafa.h.lotfalian@gmail.com
 2. Email: hadihonarvar@gmail.com
 3. Email: f.akbarifar1995@gmail.com

The Effect of Fatigue on Spatial and Temporal Parameters of Gait in People with Normal and Flexible Flat Foot

E. Dorr taj¹, M. H. Alizadeh², H. Abbasi³, E. Shirzad Iraqi⁴

1. Ph.D. student, Sports Injuries and Corrective Exercises, University of Tehran Alborz Campus, Iran

2. Professor, Sports Injuries and Corrective Exercises, Department of Sports Medicine and Health, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Iran (Corresponding Author)

3. Assistant Professor, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Sport Sciences Research Institute, Tehran, Iran

4. Assistant Professor, Sports Injuries and Corrective Exercises, Department of Sports Medicine and Health, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Iran

Received Date: 2020/01/26

Accepted Date: 2020/08/09

Abstract

Fatigue impairs the neuromuscular control of gait. A flat foot can cause early muscle fatigue and impair the weight-bearing function of the foot. The purpose of this study was to investigate the effect of fatigue on spatial and temporal parameters of gait in people with normal and flexible flat-foot. Methodology: In this Quasi-experimental study, 10 people with flexible flat foot and 10 people with normal foot arch participated were selected among 15-18 years male students in Tehran. A gait analysis treadmill was used to measure gait parameters. A running protocol on a treadmill was used to induce fatigue based on Borg's Perceived Exertion scale. The gait parameters were collected for one minute before and one minute immediately after fatigue induced. Repeated measures and paired t-tests were used to compare the within-group and between-group effects of fatigue on the spatial and temporal parameters of gait in people with normal foot and flat foot. Results: Based on the results there was a significant difference in post-test scores between groups in the single support variable. However, there were no significant differences in the variables of stride time, step time, double support, stride length, step length, and step width. However, the effect size obtained for most variables indicated a strong interactive effect of flat foot and fatigue on these parameters. Besides, fatigue had a significant effect on the variables by increasing the stride time, step time, double support, stride length, step length, and step width. Conclusion: According to the results of this study, it seems that fatigue has a significant effect on some temporal and spatial parameters of gait in people with normal and flat-foot.

Keywords: Fatigue, Gait, Flat Foot, Temporal Parameter, Spatial Parameter

1. Email: Dortaj_66@yahoo.com

2. Email: mhalizadeh47@yahoo.com

3. Email: hamedabbasi26@gmail.com

4. Email: eshirzad@ut.ac.ir

Table of Contents

- **The Effect of Fatigue on Spatial and Temporal Parameters of Gait in People with Normal and Flexible Flat Foot**7
E. Dorr taj, M. H. Alizadeh, H. Abbasi, E. Shirzad Iraqi
- **Comparison of Predictive and Functional Marker Sets in Motion Reconstruction of Knee Joint, During Normal Gait**8
M. Haj Lotfalian, M. Hadi Honarvar, F. Akbarifar
- **Reliability of Kinematic Parameters of the Lower Limb Joints During Walking on the Ground and Treadmill**9
M. Farhadi, A. R. Hashemi Oskouei, S. A.H. Emamian Shirazi, M. Taghi Karimi
- **The Effect of Release Massage and Stretching Exercises on Pain, Range of Motion and Functional Disability of the Neck Due to Myofascial Trigger Points of the Trapezius Muscle**..... 10
H. Shahrokhi, H. Abbasi, K. Hajian
- **The Effect of Motor Imagery and Action Observation on Balance, Gait Length, Speed and Rhythm in Elderly Post Stroke**.....11
F. Hatami, H. Samadi, M. Salari Joubani
- **The Effects of Six Weeks Strengthening Exercise on Some Biomechanical Properties of Knee Joint in Type 2 Diabetic Patients**.....12
H. R. Norouzi, L. Youzbashi, A. Karimi Asl
- **The Effect of Three Different Ankle Braces on Local Dynamical Stability of Individuals with Chronic Ankle Instability During Running**13
Z. Bassiri, M. Anbarian, A. Sharifnezhad, B. Miripour Fard
- **The Effects of One Global Fatigue Stage on Coordination and Variability of Between Upper Extremity Joints in Elite Rowers (Perspective to Risk of Injury)**.....14
A. Daneshvar, H. Sadeghi, M. Yousefi, Z. Borhani Kakhki
- **Comparing the Effect of Shoes Insole with External Inclination on External Knee Adduction Moment in Individuals Suffering Genu Varum with Similar Foot Structure during Phase of Running**.....15
M. Gheitasi, B. Imeri, F. Habibi, Gh. R Raissi, B. Forough
- **The Effect of a Combined Training Course on Selected Biomechanical Variables of Balance, Motor Control, Postural Control and Gait of the Active Elderly Men**.....16
Ebrahim Safari, Yahya Sokhanguuee, Ali Fatahi
- **Comparison of Foot-Ankle Complex and Knee Joint Kinematics in Women with Flexible and Rigid FlatFeet During Walking**.....17
L. Ghazaleh, Y. Hoseiny, K. Sharifmoradi
- **The Effect of SportsMetrics Soccer-Training (SMST) on the Performance of Young Soccer Players**.....18
F. Saki, H. Mohammadi, E. Shakiba

Scientific Advisors (Alphabetical Order)

Dr. M. Anbarian (Professor of Sport biomechanics, Bu Ali Sina University)

Dr. M. Ashrotaghi (Assistant Professor, Sports Sciences Research Institute)

Dr. H. Esmaeili (Assistant Professor, University of Esfahan)

Dr. E. Hosseininejad (Assistant Professor, University of Mazandaran)

DR. A. A. Jafarnezhadgero (Assistant Professor, University of Mohaghegh Ardabili)

Dr. M. Karimizadeh Ardakani (Assistant Professor, University of Tehran)

Dr. M. Khaleghi (Assistant Professor, Kharazmi University)

Dr. D. Khezri (Assistant Professor, Sports Sciences Research Institute)

Dr. H. Minoonejad (Associate Professor, University of Tehran)

Dr. Y. Moghadas Tabrizi (Assistant Professor, University of Tehran)

Dr. H. Piri (Associate Professor, Allameh Tabataba'i University)

Dr. M. Rabiei (Associate Professor, Shahrekord University)

Dr. M. Rahimi (Assistant Professor, Shahid Rajaei Teacher Training University)

Dr. H. Sadeghi (Professor, Kharazmi University)

Dr. F. Salari Esker (Assistant Professor, University of Mazandaran)

Dr. M. R. Seyedi (Assistant Professor, Sports Sciences Research Institute)

Dr. Sh. Zandi (Assistant Professor, University of Tehran)

Sport Medicine Studies (SSRI)

- **Chairman Manager:** Ali Sharifnezhad (Assistant Professor)
- **Editor in Chief:** Dr. M. Anbarian (Professor)
- **Associate Editor:** Davood Khezri (Assistant Professor)
- **Manager:** Ziba Ostovan

- **Editorial Board:**
 - **Mohamad Hossein Alizadeh** (Professor of Sport Injury & Corrective Exercise, University of Tehran)
 - **Mehrdad Anbarian** (Professor of Sport Biomechanics, Bu Ali Sina University of Hamedan)
 - **Ahmad Ebrahimi Atri** (Associate Professor of Sport Physiology, Ferdowsi University of Mashhad)
 - **Nader Rahnama** (Professor of Sport Injury & Corrective Exercise, University of Esfahan)
 - **Reza Rajabi** (Professor of Sport Medicine, University of Tehran)
 - **Heidar Sadeghi** (Professor of Sport Biomechanics, Kharazmi University)
 - **Mansoor Sahebozamani** (Professor of Sport Injury & Corrective Exercise, Shahid Bahonar University of Kerman)
 - **Sadredin Shojaedin** (Associate Professor of Sport Injury & Corrective Exercise, Kharazmi University)

- **ISSN:** 2322-1658
- **Publication:** Sports Sciences Research Institute
- **Volume 27, Spring & Summer 2020**
- **Tehran Central Office:** 5th Alley, Mir-Emad St., Shahid Motahari Ave., Tehran- I.R.Iran
- **Postal Code:** 1587958711
- **Tel:** +98-21-88750884
- **Fax:** +98-21- 88747796
- **E-mail:** smj@ssrc.ac.ir
- **Website:** Journals.ssrc.ac.ir

Sport Medicine Studies

12th Year, No 27

Spring & Summer 2020

In the Name of God