

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



# مطالعات طب ورزشی

سال دوازدهم، شماره بیست و هشتم

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.

پاییز و زمستان 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
  
- هیات تحریریه (به ترتیب حروف الفبا)
  - دکتر منصور اسلامی (دانشیار بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران)
  - دکتر رشید حیدری مقدم (استاد دانشگاه علوم پزشکی همدان)
  - دکتر حسن دانشمندی (استاد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه گیلان)
  - دکتر رضا رجبی (استاد طب ورزشی دانشگاه تهران)
  - دکتر صدرالدین شجاع الدین (دانشیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه خوارزمی)
  - دکتر منصور صاحب الزمانی (استاد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه شهید باهنر کرمان)
  - دکتر محمدحسین علیزاده (استاد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران)
  - دکتر حیدر صادقی (استاد بیومکانیک ورزشی دانشگاه خوارزمی)
  - دکتر مهرداد عنبریان (استاد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان)
  - دکتر نادر فرهپور (استاد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان)
  - دکتر عباس معمارباشی (استاد بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی)
  
- شماره استاندارد بین المللی: ۱۶۵۸-۲۳۲۲
- انتشارات: پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی
- شماره پیاپی: ۲۸- پاییز و زمستان 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](mailto:smj@ssrc.ac.ir)
- نشانی سامانه نشریات پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی: [journals.ssrc.ac.ir](http://journals.ssrc.ac.ir)



## اسامی مشاوران علمی این شماره (به ترتیب حروف الفبا)

- دکتر حامد اسماعیلی (استادیار دانشگاه اصفهان)  
دکتر محمد تقی اقدسی (استاد دانشگاه تبریز)  
دکتر سعید ایل بیگی (دانشیار دانشگاه بیرجند)  
دکتر امیرعلی جعفر نژاد گرو (دانشیار دانشگاه محقق اردبیلی)  
دکتر یاسین حسینی (استادیار دانشگاه ملایر)  
دکتر سید حسین حسینی مهر (استادیار دانشگاه کردستان)  
دکتر داود خضری (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)  
دکتر محمد ربیعی (استادیار دانشگاه شهر کرد)  
دکتر مصطفی زارعی (استادیار دانشگاه شهید بهشتی)  
دکتر فاطمه سالار اسکویی (استادیار دانشگاه مازندران)  
دکتر محمد رضا سیدی (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)  
دکتر شهناز شهربانیان (استادیار دانشگاه تهران)  
دکتر حیدر صادقی (استاد دانشگاه خوارزمی)  
دکتر حامد عباسی (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)  
دکتر مجتبی عشراستاقی (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)  
دکتر مهرداد عنبریان (استاد بوعلی سینا همدان)  
دکتر محمد کریمی زاده (استادیار دانشگاه تهران)  
دکتر فرزانه گندمی (استادیار دانشگاه رازی کرمانشاه)  
دکتر فریبا محمدی (استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی)  
دکتر هیمن محمدی (استادیار دانشگاه کردستان)  
دکتر اسماعیل مظفری پور (دکترای آسیب شناسی و حرکات اصلاحی)

## 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 بین المللی علیه سوء استفاده علمی شامل داده سازی، تحریف، سرقت ادبی، و غیره می باشد. هرگونه سوء رفتار مشکوک در طی مرور و پروسه داوری، مطابق با دستوالعمل 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 می باشد.

\* 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 ارگونومیکی و اصلاح ناهنجاری‌های وضعیتی
- \* ورزش و ناتوانی‌های جسمی، حسی و ذهنی
- \* ارگونومی و بیومکانیک کار
- \* همه گیر شناسی 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 آسیب شناسی 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 موردنظر 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](http://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

نحوه تنظیم مقالات

۲-۱ صفحات اول باید شامل چکیده کوتاه انگلیسی، چکیده بلند انگلیسی و چکیده کوتاه فارسی به شرح زیر باشد:  
۱-۲ چکیده کوتاه انگلیسی در بالای صفحه و شامل عنوان، نام و نام خانوادگی و متن چکیده انگلیسی به‌همراه کلید واژه‌های مرتبط باشد.

۲-۲ چکیده بلند انگلیسی شامل عنوان مقاله، نام نویسندگان، وابستگی سازمانی نویسندگان اهداف (۱۵۰ کلمه)، مواد و روش‌ها (۳۰۰ کلمه)، یافته‌ها (۴۰۰ کلمه)، نتیجه‌گیری (۱۵۰ کلمه)، کلیدواژه‌ها (سه تا ده کلید واژه)، منابع می باشد

ضمناً حداکثر یک جدول یا نمودار می‌تواند در چکیده بلند انگلیسی نمایش داده شود. کلید واژه‌ها، منابع و نمودار یا جدول شامل هزار کلمه محسوب نمی‌شود. منابع مرتبط با بخش‌های «اهداف» و «مواد و روش‌ها»، با اعداد مورد اشاره و استناد قرار گیرند و در انتهای چکیده بلند بر اساس شیوه‌ونکور لیست شوند.

۲-۳ چکیده فارسی 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).

۲-۴ تعداد کلمات هر دو 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.

۲-۵ اندازه و نوع قلم متن مقاله B nazanin 12، چکیده B nazanin 10 بولد، تیترا جداول و تصاویر B nazanin 10، تیترهای دیگر مانند مقدمه، روش و غیزه B nazanin 12 بولد باشد و تعداد صفحات مقاله از ۱۵ صفحه تجاوز نکند.

۲-۶ قلم تمام نوشته‌های انگلیسی مقاله، Times New Roman و اندازه‌های چکیده لاتین (۱۰ بولد)، پانویس‌ها (۸) و منابع لاتین (۱۰) باشد.

۲-۵. 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 پیشنهادهای 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

۳-۱. 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.

۳-۲. 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.

۳-۴. 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.

۳-۵. 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 اسکرپت را کلیک کنید، هر دو در یک امتداد قرار خواهند گرفت.

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

۳-۷. 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 (۱۹،۱۲،۷-۲).

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 ونکور 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 می‌توان 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 می‌توان شماره صفحات بخش‌های مختلف را به شکل زیر وارد نمود:

ص ۲۳۱، ۲۰، ۲۰۹-۱۵

در این‌گونه موارد در متن مقاله نیز می‌توان 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) می‌باشد.

## ۳- مقاله از شبکه اینترنت یا اطلاعات موجود در لوح‌های فشرده

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

## ۴- پایان‌نامه، رساله و طرح‌های پژوهشی

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

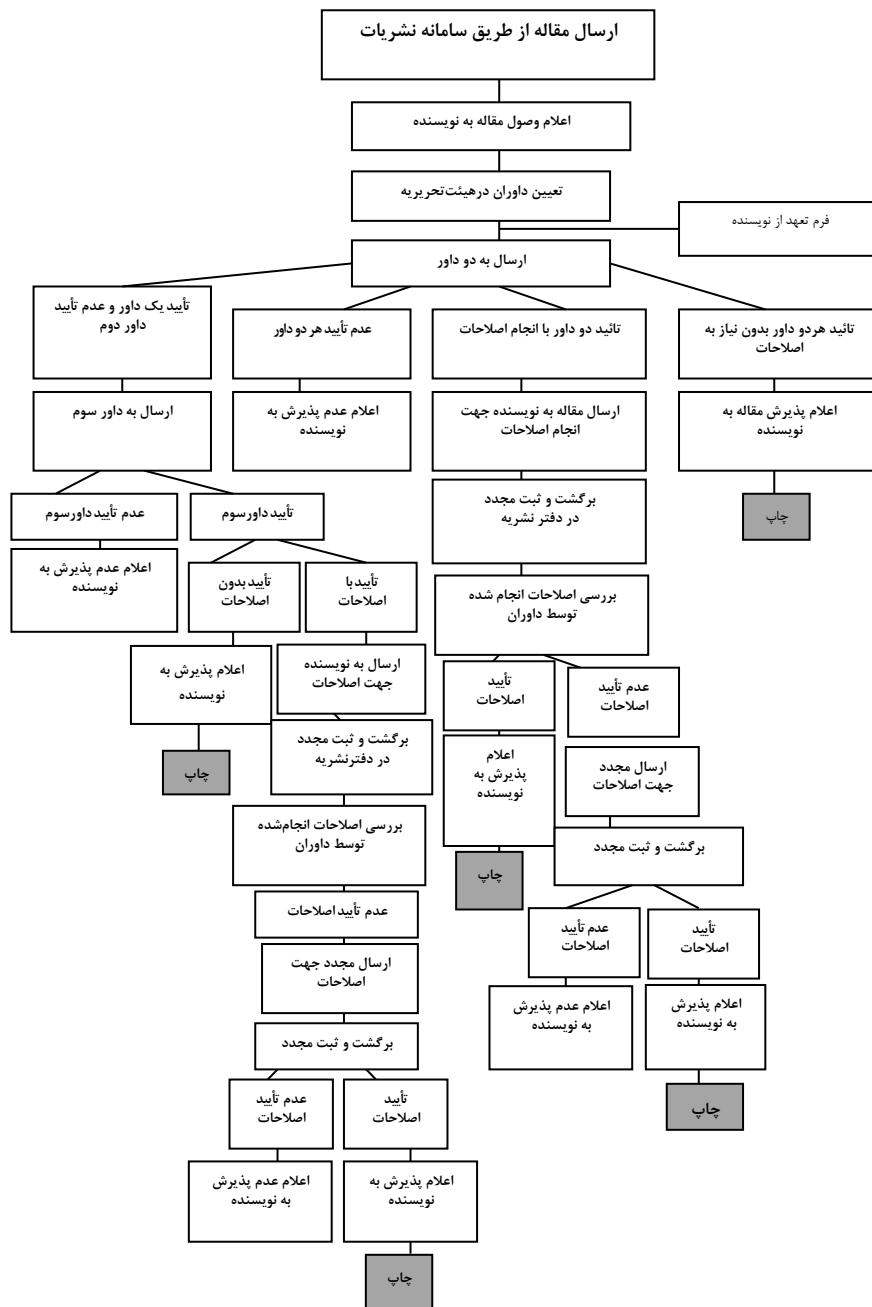
## ۵- مجموعه مقالات کنفرانس‌ها یا همایش‌های علمی

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](mailto:smj@ssrc.ac.ir)

## فرایند چاپ مقاله در نشریه، مطالعات طب ورزشی



## فهرست مطالب

- عنوان  
صفحه
- **آیا نوع کفش بر الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین پایین رفتن از پله اثرگذار است؟**..... ۱۷  
سید عبدالعلی حسینی، محبوبه عالم زاده، مهرداد عنبریان، صفورا قاسمی
  - **مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوقلوی داخلی و خارجی در ورزشکاران با و بدون سابقه پارگی رباط صلیبی قدامی**..... ۳۷  
کمیل دشتی رستمی، محمدحسین علیزاده، هومن مینونژاد، حمیدرضا یزدی
  - **اثر پروتکل خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی افراد دارای زانوی پراتنزی طی دویدن با کفش چابکی**..... ۵۵  
امیرعلی جعفرنژادگرو، میترا زیوری
  - **تعیین معادلات مقیاس گذاری آلومتریک برای رفتار الاستیک بدن انسان در اجرای حرکت کانگورویی هاپینگ با شیوه‌ها و راهبردهای مختلف**..... ۷۱  
مجتبی عشرستاقی، حیدر صادقی، الهام شیرزاد
  - **فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و تنه هنگام راه رفتن با و بدون تکلیف دوگانه شناختی در بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم**..... ۸۹  
شیرین یزدانی، مبارکه الهامی
  - **تأثیر هشت هفته تمرینات ثبات عصبی-عضلانی پویا بر تعادل، پیشگیری از سقوط و قدرت اندام تحتانی زنان سالمند سالم**..... ۱۰۷  
محمد رحیمی، زهرا حسن پور، رضیه شریفی، مینا حقیقی
  - **بررسی عملکرد حرکتی و حسی در دوندگان استقامت دختر با و بدون سندروم استرس داخلی درشت‌نی**..... ۱۲۷  
مریم محمدی، محمد کریمی زاده اردکانی
  - **مقایسه پوسچر بالاتنه و دامنه حرکتی شانه در زنان مبتلا به شانه منجمد و سالم**..... ۱۴۹  
فرزانه سالی، نرمین غنی زاده حصار، مهری محمدی دانقارالو، سجاد روشنی
  - **تأثیر یک دوره برنامه تمرینی یوگا بر شاخص‌های خستگی عضلانی و تعادل در مبتلایان به مولتیپل اسکلروزیس**..... ۱۶۵  
سعید ایل بیگی، مصطفی حقیقی، اصغر نیک سرشت، مهدی مهجور
  - **اثر خستگی عضلات تنه روی مسیر مرکز فشار حین راه رفتن**..... ۱۸۳  
حامد اسماعیلی، زهرا عسکری
  - **تقارن توزیع فشار کف پای، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچر در ورزشکاران حرفه‌ای با کنترل کمتری-لگنی مطلوب و ضعیف**..... ۲۰۳  
پریا فدایی ده چشمه، فرزانه گندمی
  - **تدوین نیمرخ بیومکانیکی فنون کشتی بر اساس الگوریتم منطق فازی در کشتی‌گیران آزادکار نخبه شهرستان جویبار در شی گروه وزنی**..... ۲۳۳  
مرتضی امانی، منصور اسلامی، افشین فیاض موقر، روح‌الله یوسف پور





Research Paper

## Does the Type of Shoes Affect the Electromyography of the Lower Limb Muscles While Descending the Stairs?

S. Abdolali Hoseini<sup>1</sup>, M. Alemzadeh<sup>2</sup>, M. Anbarian<sup>3</sup>,  
S. Ghasemi<sup>4</sup>

1. Master of Science in Sport Biomechanics, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
2. Assistant Professor of Sport Biomechanic, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran (Corresponding Author)
3. Professor of Sports Biomechanics, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
4. Assistant Professor of Sport Biomechanic, Arak University, Hamedan, Iran

Received Date: 2021/03/01

Accepted Date: 2021/05/15

---

### Abstract

The purpose of this study was to investigate the effect of shoe type on muscles electromyography while descending stairs. The population of this study was 15 students aged 20 to 30 years. Co-contraction and peak muscle activity were recorded. The repeated measure ANOVA test was used. The results showed that in both pre-activity and eccentric phases, the peak activity of tibialis anterior, internal and external gastrocnemius and soleus muscles significantly increased in the barefoot position compared to normal shoes. The co-contraction of the peroneus brevis and gastrocnemius medialis muscles in the pre-activity phase had a significant difference between normal and minimalist shoes. In the eccentric phase, there was a significant difference between the co-contraction of the tibialis anterior and peroneus longus muscles in barefoot and normal shoe states. It seems that the increased co-contraction of agonists and antagonists in barefoot and minimalist shoes compared to normal shoes may be an effective factor in maintaining joint stability.

**Keywords:** Shoes, Electromyography, Descending the Stairs, Co-Contraction

---

- 
1. Email: [abdolalihoseini@yahoo.com](mailto:abdolalihoseini@yahoo.com)
  2. Email: [alemzadeh@basu.ac.ir](mailto:alemzadeh@basu.ac.ir)
  3. Email: [mehrdadanbarian36@gmail.com](mailto:mehrdadanbarian36@gmail.com)
  4. Email: [safouraghasemi@gmail.com](mailto:safouraghasemi@gmail.com)

## Extended Abstract

### Objectives

Descending stairs, which usually involves stepping down one foot per step, is a common locomotor exercise in most sports and is usually designed in exercise protocols to increase neuromuscular skills (1,2). Innovative footwear can increase comfort and improve performance in professional and non-professional athletes (3). Minimalist footwear has been shown to help activate leg muscles and accelerate their loading during running as in barefoot exercise (4). Studies have been carried out on walking, walking up and down stairs and even comparing these tasks in terms of kinetics and kinematics. However, there is a lack of research on muscle activity and muscle contraction in the task of descending stairs in two different phases in various shoe types. The purpose of this study was to investigate the effects of different shoes, especially minimalist shoes, on the activity of the lower limb muscles while descending the stairs.

**Materials and Methods:** In this applied quasi-experimental study, fifteen subjects with an age range of 20 to 30 years were selected via voluntary response sampling. None of the subjects had a history of abnormalities in the structure of their feet, surgery affecting the function of the neuromuscular system, and leg length discrepancy of more than 5 mm. First, the subjects' heights and weights were measured and recorded. An Electromyography device (ME600-T16) made in Finland was used to record the electrical activity of the limbs. A footswitch was used to detect the exact foot-ground contact time and to separate the pre-activity and eccentric phases. In order to reduce the electrical resistance of the skin and easy transfer electrical impulses of the lower limbs muscles (tibialis anterior muscle, fibularis longus muscle, fibularis brevis muscle, gastrocnemius muscle (inner and outer), and soleus muscle), electrodes were installed according to the European protocol, SENIAM (5). Step height in the current study was 30 cm. The task of descending the stairs in 3 positions barefoot, normal shoes, and minimalist shoes was performed by the subjects. At the end of the task, the maximum voluntary isometric contraction (MVIC) test was used to normalize the data. In the analysis of various movement stages, the duration between 100 milliseconds before foot-ground contact and the contact was considered as a pre-activity stage, and the duration between the foot-ground contact and 100 milliseconds after the contact was considered as the eccentric stage (6). Maximum voluntary isometric contraction (MVIC) and Root Mean Score (RMS) were used to normalize the data. The following equation was used to determine the values of directional co-contraction in the entire movement (7):

$$CI = \frac{\int_{t_0}^{t_f} EMG_{ant} \times dt}{\int_{t_0}^{t_f} [EMG_{ago} + EMG_{ant}] \times dt} \times 100$$

Shapiro-Wilk test was applied to check the normality of data distribution, and repeated measures ANOVA was used to compare the three states of barefoot, normal shoes and minimalist shoes.

## Results

In the pre-activity phase, the results showed that the peak of tibialis anterior muscle activity in the barefoot state was about 70% higher than the peak activity of the muscle in the minimalist shoe state ( $P = 0.013$ ) and 99% higher than the normal shoes ( $P = 0.001$ ). The peak activity of the tibialis anterior muscle in the minimalist shoe state was about 45% higher than the normal shoe state ( $P = 0.001$ ). The peak activity of fibularis longus muscle in the barefoot state increased by about 30% compared to normal shoes ( $P = 0.023$ ). The peak activity of the fibularis brevis muscle in the barefoot state was about 45% higher than in normal shoes ( $P = 0.002$ ) and 30% higher than in minimalist shoes ( $P = 0.011$ ). The peak activity of inner and outer gastrocnemius muscle in the barefoot position increased by about 36% ( $P = 0.011$ ) and 16% ( $P = 0.017$ ) compared to normal shoes ( $P = 0.011$ ), respectively. The peak activity of soleus muscle in the barefoot state increased by about 30% compared to normal shoes ( $P = 0.020$ ). In the eccentric phase of descending the stairs, the results showed that the peak activity of the tibialis anterior muscle in the barefoot state increased by about 26 compared to the normal shoe state ( $P = 0.019$ ). The peak activity of the outer gastrocnemius muscle in the barefoot state showed about 51% increase compared to normal shoes ( $P = 0.002$ ) and 29% increase compared to minimalist shoes ( $p = 0.021$ ). The peak activity of the inner gastrocnemius muscle and soleus muscle in the barefoot position had 16% ( $P = 0.022$ ) and 24% ( $P = 0.037$ ) increase compared to the position of the normal shoe, respectively. There was a significant difference between muscle co-contraction in fibularis brevis muscle and inner gastrocnemius muscle in the pre-activity phase in the normal shoes and minimalist shoes states ( $P = 0.046$ ). The results also showed that there was a significant difference between co-contraction of the tibialis anterior muscle and fibularis longus muscle in barefoot and normal shoe states ( $P = 0.040$ ).

## Conclusion

Minimalist shoes were ranked between barefoot walking and normal shoes in terms of muscle activity. It appears that increased activity of the musculi fibularis and the internal and external gastrocnemius muscles is related to plantar flexion of the foot, which is mechanically less stable. The rate of co-contraction increased in the fibularis brevis and internal gastrocnemius muscles in the pre-activity phase and the tibialis anterior and fibularis longus muscles in the eccentric phase during the barefoot running compared to minimalist and normal

footwear. It seems that the increased mobility of the foot when running barefoot compared to minimalist, and regular shoes reduces foot stability. In addition, the increased co-contraction of agonists and antagonists in barefoot and minimalist shoes compared to normal shoes may be an effective factor in maintaining joint stability. Therefore, physicians or coaches should prescribe the most appropriate trainers for each athlete depending on their needs.

**Keywords:** Shoes, Electromyography, Descending stairs, Co-Contraction

### **References**

1. Mahaki, M R, S S Shojaedin, R Mimar, and M Khaleghi. 2012. "The Comparison of the Electromyography of Leg Muscles and Peak Vertical Ground Reaction Forces during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee." *Journal of Sports Medicine* 4(3): 87–106.
2. Peng, H.T., Kernozek, T.W., Song, C.Y. (2011). Quadriceps and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. *Physical Therapy in Sport*. 12(3):127-32.
3. Prado, M. P., & Saito, G. H. (2019). Sports Footwear: Problems and Advances. In *The Sports Medicine Physician* (pp. 571-578). Springer, Cham. Yeow, C.H., Lee, P.V.S., Goh, J.C.H.
4. Hosseinijad, E., Eslami, M. (2019). Mechanical energy analysis of barefoot and minimalist running. *Applied Exercise Physiology*. 14(28):265-72. (Persian).
5. Hermens, Hermie J, Bart Freriks, Catherine Disselhorst-Klug, and Günter Rau. 2000. "Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10(5): 361–74.
6. Viitasalo, J. T., Salo, A., & Lahtinen, J. (1998). Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 78(5), 432-440.
7. Heiden, T. L., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2009). Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical biomechanics*, 24(10), 833-841.

## آیا نوع کفش بر الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین پایین رفتن از پله اثرگذار است؟

سید عبدالعلی حسینی<sup>۱</sup>، محبوبه عالم زاده<sup>۲</sup>، مهرداد عنبریان<sup>۳</sup>، صفورا قاسمی<sup>۴</sup>

۱. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران  
۲. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران (نویسنده  
مسئول)

۳. استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اراک، اراک، ایران

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۲/۲۵

تاریخ ارسال ۱۳۹۸/۱۲/۱۱

### چکیده

هدف از این پژوهش بررسی اثر نوع کفش بر الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین پایین رفتن از پله بود. ۱۵ دانشجوی پسر با دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال در این پژوهش شرکت کردند. اوج فعالیت عضلات و هم‌انقباضی عضلات منتخب اندازه‌گیری و برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری استفاده شد. نتایج نشان داد در هر دو فاز پیش‌فعالیت و اکستنتریک، عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی و خارجی و عضله نعلی در اوج فعالیت عضلانی در وضعیت پابرنه در مقایسه با کفش معمولی افزایش معناداری داشتند. در فاز پیش‌فعالیت، در هم‌انقباضی عضلات نازک‌نی کوتاه/دوقلوی داخلی بین کفش معمولی و کفش مینیمالیست تفاوت معناداری وجود دارد. در فاز اکستنتریک در هم‌انقباضی عضلات درشت‌نی قدامی/نازک‌نی طویل بین کفش معمولی و وضعیت پابرنه تفاوت معناداری وجود دارد. به نظر می‌رسد نوع کفش بر اوج فعالیت عضلات و هم‌انقباضی عضلات آگونیسست و آنتاگونیسست مفصل مچ پا اثرگذار است.

**واژگان کلیدی:** کفش، الکترومیوگرافی، پایین رفتن از پله، هم‌انقباضی

1. Email: abdolalihoseini@yahoo.com

2. Email: alemzadeh@basu.ac.ir

3. Email: mehrdadanbarian36@gmail.com

4. Email: safouraghasemi@gmail.com

### مقدمه

پایین آمدن از پله از فعالیت‌های پرکاربرد روزمره است که از دیدگاه بیومکانیکی بحث‌های بسیاری در مورد آن وجود دارد (۱-۳). زمان ایستادن روی یک پا حین بالا رفتن و پایین آمدن از پله بیشتر از راه رفتن عادی است که به ایجاد بار اضافی بر پای تکیه‌گاه منجر می‌شود و خود عاملی برای بی‌ثباتی محسوب می‌شود؛ در نتیجه تغییراتی در عضلات، گشتاورها و زوایای مفصلی به وجود می‌آید که به نیروی عضلانی بیشتری نیاز است (۷-۴). میزان گشتاور فلکسوری و دامنه فلکشن زانو هنگام پایین و بالا رفتن از پله در مقایسه با راه رفتن عادی بیشتر می‌شود (۹، ۸). به طوری که حداکثر گشتاور فلکسوری زانو و ران حین بالا و پایین رفتن از پله به ترتیب سه و پنج برابر بیشتر از راه رفتن عادی است (۵). همچنین شدت فعالیت عضلات اکستنسور زانو، الگوی فراخوانی و زمان شروع فعالیت نیز هنگام پایین رفتن از پله بیشتر از راه رفتن عادی نشان داده شده است (۱۰).

پایین آمدن از پله، که عموماً به صورت فرود تک‌پاست، یکی از تکالیف حرکتی رایج در بیشتر رشته‌های ورزشی است. پایین آمدن از پله با پای برتر با عنوان فرود (۱۱) در پروتکل‌های تمرینات پلايومتریک برای رشته‌های مختلف ورزشی طراحی می‌شود و به منظور افزایش توانایی عصبی-عضلانی اندام تحتانی نیز استفاده می‌شود (۱۲). در ورزش‌هایی که با تغییرات ناگهانی در جابه‌جایی بدن و پرش و فرود همراه‌اند، آسیب‌های مرتبط با فرود تک‌پا رایج است (۱۳). حین اجرای این حرکت نیروی عکس‌العمل زمین افزایش بسیار زیادی دارد که شوک مکانیکی حاصل از آن به وسیله هماهنگی عضلانی جذب می‌شود تا میزان آن در مفاصل کاهش یابد. در صورت نبود هماهنگی عضلانی لازم در جذب این شوک این نیروها بر مفاصل اعمال می‌شوند (۱۳).

در دهه‌های گذشته، کفش‌های ورزشی به میزانی چشم‌گیر تکامل یافته‌اند. نوآوری‌های کفش باعث راحتی بیشتر و بهبود عملکرد ورزشکاران حرفه‌ای و غیرحرفه‌ای می‌شود. ورزشکاران همواره خواستار رسیدن به عملکرد مطلوب‌تر هستند. بدین منظور، فناوری‌های جدید هر سال پیشرفت می‌کنند و دانش تخصصی در مورد کفش ورزشی تکامل می‌یابد؛ بنابراین ضروری است پزشکان، مربیان و متخصصان ورزشی بتوانند متناسب با نیاز و انتظارات ویژه ورزشکار مناسب‌ترین کفش ورزشی را برای او تجویز کنند (۱۴). همچنین نوع کفش عاملی مهم برای جلوگیری از ضربه‌های وارد بر پا و پیشگیری از آسیب محسوب می‌شود، به طوری که بیان شده است کفش‌هایی که سفتی جانبی خفیف تا متوسط دارند، می‌توانند در کاهش خطر آسیب اندام تحتانی مناسب باشند (۱۵). نشان داده شده است کفش‌هایی که به حالت پابره‌نه شبیه‌ترند مانند کفش‌های پنج‌انگشتی که نوعی از کفش‌های مینی‌مال‌اند، هنگام دویدن عضلات پا را بهتر فعال می‌کنند و سرعت بارگذاری در آن‌ها مشابه حالت پابره‌نه است (۱۶).

برای مثال، گویری<sup>۱</sup> در سال ۲۰۱۴ به بررسی اثر استفاده از کفش مینی‌مال، کفش معمولی و وضعیت پابرنه بر تمرینات اسکات تک‌پا و اسکات بالای سر پرداخت و نشان داد دامنه حرکتی مفصل مچ پا و هزینه انرژی مکانیکی در بین این وضعیت‌ها تفاوت معناداری ندارد؛ اما در حرکات مفصل زانو و ران هنگام استفاده از کفش مینی‌مال تفاوت معناداری مشاهده شد (۱۷). همچنین روکا-دالس<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۸) به مقایسه الگوی فعالیت عضلات نازک‌نی طویل و کوتاه در چند نوع کفش پرداختند. آن‌ها نشان دادند الگوی فعالیت این عضلات حین راه رفتن و دویدن در انواع مختلف کفش تغییرات معناداری نشان می‌دهد (۱۸).

تحقیقات نشان داده‌اند درصد فعالیت عضله راست رانی حین بالا و پایین رفتن از پله در مراحل اولیه و انتهای فاز نوسان در مقایسه با راه رفتن بیشتر است (۱۹). عضله دوقلو حین راه رفتن عادی در مراحل اولیه فاز سکون فعال می‌شود و فعالیتش در انتهای فاز خاتمه می‌یابد، اما حین بالا و پایین رفتن از پله در دامنه بیشتری از فاز سکون فعال است و زمان شروع فعالیت عضله نیز زودتر اتفاق می‌افتد. همچنین در مورد فعالیت عضله درشت‌نی قدامی بیان شده است که هنگام بالا و پایین رفتن از پله برای دورنگه‌داشتن پا در مرحله نوسان دامنه فعالیت بیشتری دارد (۱۹).

هم‌انقباضی عضلات آگونیسست و آنتاگونیست اطراف مفصل به حمایت مفصل در مقابل گشتاورهای خارجی منجر می‌شود تا بار اضافی وارد شده را کاهش دهد و به افزایش ثبات و پایداری مفصل منجر شود (۲۰). بندیتی<sup>۳</sup> و همکاران در بررسی هم‌انقباضی عضلات دوقلو و درشت‌نی قدامی هنگام بالا رفتن و پایین آمدن از پله نشان دادند عضله دوقلو زودتر فعال می‌شود، اما عضله درشت‌نی قدامی مدت‌زمان بیشتری فعال است (۱۹).

در زمینه راه رفتن، بالا و پایین آمدن از پله و حتی مقایسه بین این تکالیف در زمینه‌های کینتیکی و کینماتیک تحقیقات مختلفی انجام شده است. در عین حال پژوهشی انجام نشده است که فعالیت عضلات و هم‌انقباضی آن‌ها را در تکلیف پایین آمدن از پله در دو فاز متفاوت در کفش‌های مختلف بررسی کند؛ بنابراین هدف از این پژوهش بررسی تأثیر کفش‌های مختلف، به‌ویژه کفش مینی‌مال در فعالیت عضلات اندام تحتانی حین پایین آمدن از پله است. در این پژوهش بر آن شدیم تا به این پرسش پاسخ دهیم: «آیا نوع کفش بر الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین پایین رفتن از پله اثرگذار است؟»

- 
1. Guiry
  2. Roca-Dols
  3. Benedetti

### روش پژوهش

روش پژوهش حاضر نیمه تجربی و نوع آن کاربردی بود. با استفاده از نرم افزار جی پاور<sup>۱</sup> مشخص شد برای دستیابی به اندازه اثر برابر با ۰/۵ در سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۹۵ به حجم نمونه‌ای دست کم به تعداد ۱۲ نفر نیاز است (۲۱)؛ بنابراین، از بین دانشجویان پسر سالم دانشگاه بوعلی سینای همدان تعداد ۱۵ آزمودنی با دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال به شکل تصادفی انتخاب شدند و به صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. هیچ یک از آزمودنی‌ها سابقه ناهنجاری مختلف در پا، جراحی تأثیرگذار بر عملکرد سیستم عصبی-عضلانی، اختلاف طول دو پا به میزان بیشتر از پنج میلی‌متر، استفاده از اندام مصنوعی در ران، زانو و مچ پا، سابقه استفاده از هر نوع کفی یا کفش طبی، دیابت و بیماری‌های مربوط به اعصاب محیطی نداشتند. پروتکل پژوهش با کد IR.BASU.REC.1398.061 در کمیته اخلاق پژوهش دانشگاه بوعلی سینا تصویب شد و رضایت‌نامه آگاهانه از افراد دریافت شد. نحوه آماده کردن آزمودنی‌ها برای انجام آزمون‌ها بدین صورت بود که ابتدا قد (با استفاده از قدسنج دیواری با دقت ۱ میلی‌متر) و وزن (با استفاده از ترازو سکا<sup>۲</sup> آلمان با دقت ۰/۱ کیلوگرم) آن‌ها ثبت و سپس، پای برتر آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون ضربه به توپ مشخص می‌شد (۲۲). برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی مدل ME600-T16 16 کانال ساخت کشور فنلاند استفاده شد. الکترودهای سطحی یک‌بار مصرف Ag-AgCl که حاوی ژل رسانایی بودند، به منظور کاهش مقاومت الکتریکی پوست و انتقال آسان‌تر ایمپالس‌های الکتریکی عضلات اندام تحتانی (درشت‌نی<sup>۳</sup>، نازک‌نی<sup>۴</sup>، نازک‌نی کوتاه<sup>۵</sup>، دوقلوی خارجی<sup>۶</sup>، دوقلوی داخلی<sup>۷</sup> و نعلی<sup>۸</sup>) بر اساس پروتکل اروپایی سنایم<sup>۹</sup> (شکل ۱) نصب شدند (۲۴).

- 
1. Power\*G
  2. Seca
  3. Tibialis anterior (TA)
  4. Peroneus Longus (PL)
  5. Peroneus bervis (PB)
  6. Medial Gastrocnemius (GM)
  7. Lateral Gastrocnemius (GL)
  8. Soleus (SO)
  9. Senaim





شکل ۱- موقعیت قرار دادن الکترودها مطابق با پروتکل اروپایی سنیام روی بدن آزمودنی‌ها

همچنین، فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر انتخاب شد. برای تشخیص لحظه دقیق برخورد پا با زمین و جدا کردن فاز پیش‌فعالیت و اکسنتریک، از حسگر الکترونیکی حساس به نیرو (فوت سوئیچ) استفاده شد. در تحلیل مراحل مختلف حرکت از ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از لحظه تماس پا با زمین تا لحظه تماس، مرحله پیش‌فعالیت و از لحظه تماس پا با زمین تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه پس از تماس پا با زمین، مرحله اکسنتریک در نظر گرفته شد (۲۵). فوت سوئیچ در ناحیه بند دیستال استخوان متاتارسال اول قرار داده شد. ارتفاع پله استفاده‌شده در این پژوهش ۳۰ سانتی‌متر بود. (۲۶). لبه جلویی جعبه چوبی از محلی که برای فرود علامت‌گذاری شده بود، ۱۵ سانتی‌متر فاصله داشت.

از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با انجام حرکات کششی و نرمشی بدن خود را به مدت پنج دقیقه گرم کنند. سپس، با تراشیدن موهای زائد و ضدعفونی با الکل برای نصب الکترودها آماده می‌شدند. پس از نصب الکترودها، برای جلوگیری از جابه‌جایی الکترودها در حین انجام حرکت، یک باند کشی دورتادور الکترودها پیچیده می‌شد. الکترودها زمین نیز روی استخوان درشت‌نی نصب شد (۲۴). سپس، سیگنال‌های الکترومیوگرافی سطحی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. پس از آنکه آزمودنی در وضعیت شروع قرار می‌گرفت، از او خواسته می‌شد تا تکلیف پایین رفتن از پله را به صورت تصادفی در سه وضعیت پابره‌نه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال اجرا کند. نحوه انجام آزمون فرود در وضعیت‌های مختلف به صورت تصادفی بود تا اثر یادگیری و ترتیب اجرای آزمون روی داده‌های ثبت‌شده خنثی شود. بعد از تماس پای برتر با زمین، آزمودنی باید حالت تعادل خود را حفظ می‌کرد. فرود قابل‌قبول شامل حفظ تعادل و توانایی پایین آمدن بدون جهش بود (۲۶). هرکدام از سه وضعیت (پابره‌نه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال) هفت مرتبه انجام شد که سه تکرار صحیح و قابل‌قبول برای تجزیه و تحلیل انتخاب شدند. در انتهای کار، برای نرمال کردن

داده‌ها آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک اجرا شد (۲۷). داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار مگاوین نسخه رایانه تجزیه و تحلیل شدند. جدا کردن مراحل مختلف حرکت با توجه به هم‌زمان کردن داده‌های الکترومیوگرافی و فوت سوئیچ انجام شد. فاز پیش‌فعالیت از ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از تماس پا با زمین تا لحظه تماس پا با زمین و فاز اکسنتریک (ترمزی) از لحظه تماس پا با زمین تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از تماس پا با زمین تعیین شد (۲۵). برای پردازش سیگنال‌ها در مراحل مختلف حرکت، ابتدا سیگنال‌های خام از فیلتر میان‌گذر ۴۵۰-۱۰ هرتزی عبور داده شدند (۲۷). در نهایت داده‌های الکترومیوگرافی و فوت سوئیچ از طریق نرم‌افزار مربوط به دستگاه محاسبه شدند. برای نرمال کردن داده‌ها از روش  $MVIC^1$  (یکی از روش‌های پردازش دامنه در حوزه زمان) و تکنیک  $RMS^2$  استفاده شد. در این مرحله حداکثر فعالیت الکتریکی برای هر عضله ثبت خط پایه مقایسه‌ها در نظر گرفته شد. فعالیت عضله در هر فاز حرکت به صورت درصدی از خط پایه بیان می‌شود (۲۷). برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار در کل حرکت از رابطه زیر استفاده شد (۲۸):

$$CI = \frac{\int_{t_0}^{t_f} EMG_{ant} \times dt}{\int_{t_0}^{t_f} [EMG_{ago} + EMG_{ant}] \times dt} \times 100$$

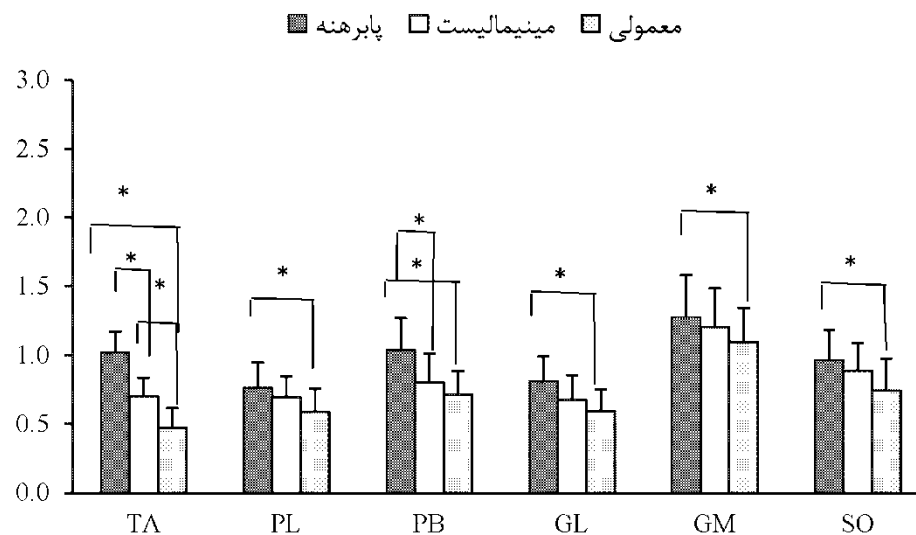
از آزمون آماری شاپیرو-ویلک<sup>۳</sup> برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها و از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری<sup>۴</sup> برای مقایسه وضعیت‌های پابرنه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال استفاده شد. همچنین، از آزمون تعقیبی حداقل تفاوت معنادار (LSD)<sup>۵</sup> برای شناسایی تفاوت‌های معنادار در میان وضعیت‌های مختلف کفش استفاده شد. آزمون‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار اس پی اس<sup>۶</sup> نسخه ۲۴ تحلیل شدند.

## نتایج

آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد در هر دو فاز حرکتی پیش‌فعالیت و اکسنتریک، هنگام پایین رفتن از پله، اوج فعالیت تمام عضلات مورد بررسی دارای توزیع طبیعی بودند ( $P > 0/05$ ). نتایج نشان داد در فاز پیش‌فعالیت پایین رفتن از پله (شکل ۲) اوج فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در وضعیت پابرنه حدود ۷۰ درصد بیشتر از اوج فعالیت این عضله در وضعیت کفش مینی‌مال ( $P = 0/013$ ) و ۹۹ درصد بیشتر از کفش معمولی است ( $P = 0/001$ ) همچنین، اوج فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در

1. Maximum Voluntary Isometric Contraction
2. Root Mean Score
3. Shapiro-Wilk Test
4. Repeated Measures ANOVA
5. Least Significant Difference
6. SPSS

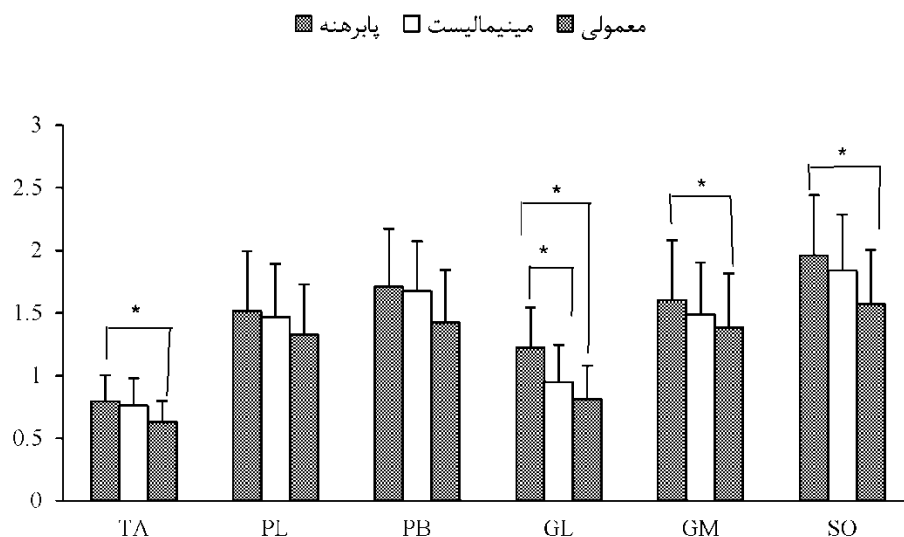
وضعیت کفش مینی مال حدود ۴۵ درصد بیشتر از وضعیت کفش معمولی است ( $P=0/001$ ). اوج فعالیت عضله نازک نی طویل در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی حدود ۳۰ درصد افزایش داشته است ( $P=0/023$ ). اوج فعالیت عضله نازک نی کوتاه در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی ( $P=0/002$ ) حدود ۴۵ درصد و در مقایسه با کفش مینی مال ( $P=0/011$ ) ۳۰ درصد افزایش داشته است. اوج فعالیت عضله دوقلوی خارجی و داخلی در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی به ترتیب حدود ۳۶ درصد ( $P=0/011$ ) و ۱۶ درصد ( $P=0/017$ ) افزایش داشته است ( $P=0/011$ ). اوج فعالیت عضله نعلی در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی حدود ۳۰ درصد افزایش داشته است ( $P=0/020$ ).



شکل ۲- نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای اوج فعالیت عضلانی (فاز پیش فعالیت) در سه وضعیت مختلف

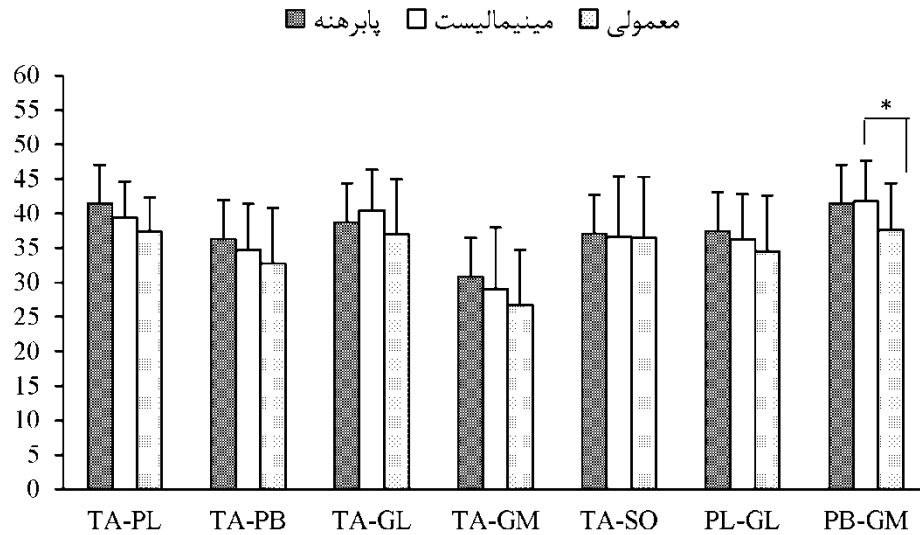
در فاز اکسنتریک پایین رفتن از پله نتایج نشان داد اوج فعالیت عضله درشت نی قدامی در وضعیت‌های پابرهنه، در مقایسه با وضعیت کفش معمولی، حدود ۲۶ درصد افزایش داشته است ( $P=0/019$ ) (شکل شماره ۳). اوج فعالیت عضله دوقلوی خارجی در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش معمولی ( $P=0/002$ ) حدود ۵۱ درصد و در مقایسه با کفش مینی مال ( $P=0/021$ ) ۲۹ درصد افزایش داشته است. اوج فعالیت عضله دوقلوی داخلی و نعلی در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با

وضعیت کفش معمولی به ترتیب ۱۶ درصد ( $P=0/022$ ) و ۲۴ درصد ( $P=0/037$ ) افزایش داشته است.



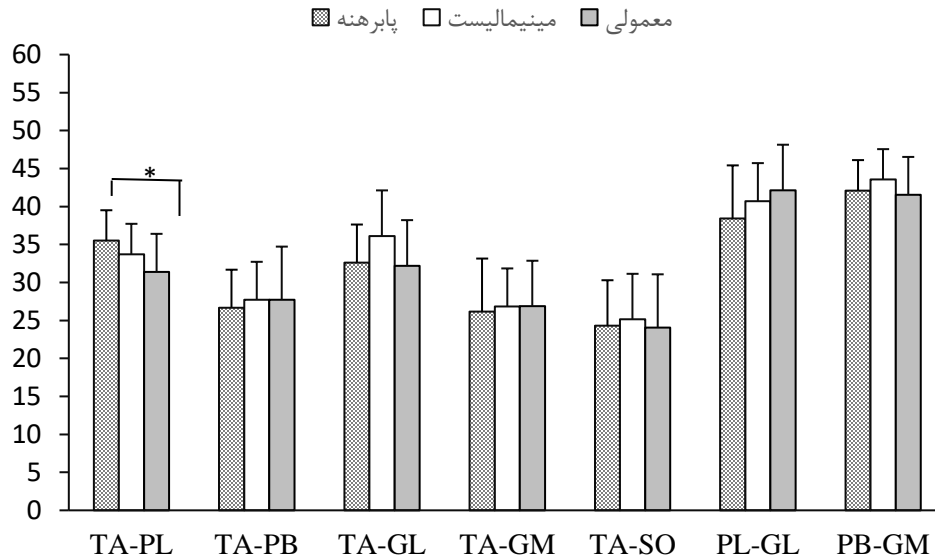
شکل ۳ - نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای اوج فعالیت عضلانی (فاز اکسنتریک) در سه وضعیت مختلف

میزان هم‌انقباضی عضلات هنگام پایین رفتن از پله در دو فاز پیش‌فعالیت و اکسنتریک بررسی شد. نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد میزان هم‌انقباضی عضلات منتخب ناحیه ساق پا در هر دو فاز توزیع طبیعی دارند ( $P>0/05$ ). نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد در میزان هم‌انقباضی عضله‌های نازک‌نی کوتاه/دوقلوی داخلی در مرحله پیش‌فعالیت، تفاوت معناداری بین وضعیت‌های کفش معمولی و کفش مینیمالیست وجود دارد ( $P=0/046$ ) (شکل شماره ۴).



شکل ۴- نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای هم‌انقباضی عضلات (فاز پیش‌فعالیت) در سه وضعیت مختلف

نتایج هم‌انقباضی در فاز اکسنتریک حرکت پایین رفتن از پله در شکل شماره ۵ نشان داده شده است. نتایج نشان دادند در هم‌انقباضی عضله‌های درشت‌نی قدامی/نازک‌نی طویل، بین وضعیت‌های پابره‌نه و کفش معمولی تفاوت معناداری وجود دارد ( $P=0/040$ ).



شکل ۵- نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای هم‌انقباضی عضلات (فاز اکسنتریک) در سه وضعیت مختلف

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این پژوهش بررسی اثر انواع کفش بر میزان هم‌انقباضی عضلات و اوج فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، نازک‌نی طویل، نازک‌نی کوتاه، دوقلوی خارجی، دوقلوی داخلی و نعلی حین پایین رفتن از پله در دو فاز پیش‌فعالیت و اکسنتریک بود. نتایج نشان داد در فاز پیش‌فعالیت بین اوج فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، نازک‌نی طویل، نازک‌نی کوتاه، دوقلوی خارجی، دوقلوی داخلی و نعلی در وضعیت‌های پابرهنه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال تفاوت معناداری وجود دارد. در مرحله اکسنتریک نیز بین اوج فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی خارجی، دوقلوی داخلی و نعلی در وضعیت‌های پابرهنه، کفش معمولی و کفش مینی‌مال تفاوت معناداری وجود داشت. همچنین نتایج پژوهش نشان داد در مرحله پیش‌فعالیت بین میزان هم‌انقباضی در عضله‌های نازک‌نی کوتاه/ دوقلوی داخلی در وضعیت‌های کفش معمولی و کفش مینی‌مال تفاوت معناداری وجود دارد. در مرحله اکسنتریک نیز، بین میزان هم‌انقباضی عضله‌های درشت‌نی قدامی/ نازک‌نی طویل در وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی تفاوت معناداری مشاهده شد.

وضعیت کفش مینی‌مال از نظر میزان فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی حد واسط وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی بود که با نتایج مطالعات جانسون<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۶)، فولر<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۷)، روکا-دالس و همکاران (۲۰۱۸)، سان<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۹)، همسو است (۳۱، ۳۰، ۲۹، ۱۸). ریچ<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۱۸) در پژوهش خود نشان دادند کفش مینی‌مال به دلیل کاهش لایه میانی و حمایتی موجب بی‌ثباتی در پا می‌شود و سبب می‌شود فعالیت عضلات پا برای حمایت و ثبات پا افزایش یابد (۳۲) که همسو با نتایج ماست.

سین کلیر<sup>۵</sup> و همکاران (۲۰۱۸) در پژوهش خود نشان دادند در هنگام راه رفتن، مچ پا در کفش مینی‌مال در مقایسه با کفش معمولی در وضعیت پلانترفلکشن بیشتری قرار می‌گیرد (۳۳) که از لحاظ مکانیکی ثبات کمتری دارد؛ بنابراین فعالیت عضلات پا افزایش می‌یابد تا میزان بی‌ثباتی پا را کاهش دهد به طوری که می‌توان افزایش فعالیت عضله تیبیالیس قدامی را به نقش ثبات‌دهنده عضله تیبیالیس قدامی در کاهش میزان بی‌ثباتی حاصل از پلانتر فلکشن مچ پا نسبت داد (۳۴). یکی دیگر از دلایل احتمالی را می‌توان اختلال در گیرنده‌های حس عمقی کفپایی در نتیجه پوشیدن کفش دانست و می‌توان گفت نوع کفش عاملی اثرگذار در فعالیت عضلات محسوب می‌شود (۳۵، ۳۶).

جانسون و همکاران (۲۰۱۶) و فرانکلین<sup>۶</sup> و همکاران (۲۰۱۵) با بررسی تأثیر استفاده از کفش مینی‌مال بر ساختار و قدرت عضلات ریز ناحیه پا نشان دادند حجم و سطح مقطع آناتومیکی عضله خم‌کننده کوتاه انگشت شست پا در نتیجه استفاده از این‌گونه کفش‌ها افزایش معناداری می‌یابد (۳۷، ۲۹). در مقابل فرانکلین و همکاران (۲۰۱۸) بیان کردند که در وضعیت پابرهنه یا استفاده از کفش‌های مینی‌مال سطح فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی و نازک‌نی بلند کاهش می‌یابد؛ هرچند که این مسئله در بین افراد جوان و میان‌سال مشاهده شد و برای افراد کهن‌سال تفاوتی وجود نداشت (۳۸).

با مرور مطالعات گذشته در این زمینه، به نظر می‌رسد از دلایل ایجاد این تناقض در نتایج می‌توان به ویژگی‌های مختلف آزمودنی‌ها (جنسیت، سن، سطح فعالیت، تجربه، ساختار پای افراد و غیره)، روش‌های مختلف اجرای حرکت فرود تک‌پا، تغییر در عضلات مورد بررسی و همچنین استفاده از

- 
1. Johnson
  2. Fuller
  3. Sun
  4. Ridge
  5. Sinclair
  6. Franklin

روش‌های مختلف برای تجزیه و تحلیل سیگنال الکترومیوگرافی عضلات اشاره کرد (۳۹،۴۰). روکا-دالس و همکاران (۲۰۱۸) نیز نشان دادند الگوی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات نازک‌نی بلند و کوتاه حین راه رفتن و دویدن به عوامل مختلفی همچون استفاده از انواع مختلف کفش‌های ورزشی (مانند وضعیت پابرهنه، کفش معمولی، مینی‌مال، ناپایدار و غیره)، میزان کنترل پرونیشن پا، میزان سفتی پاپوش، بستگی دارد (۱۸). هال<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۳) نیز بیان کردند که روش‌های دویدن و مزیت‌های استفاده از هر نوع پاپوش از فردی به فرد دیگر متفاوت است؛ بنابراین، نتیجه‌گیری کلی بر اساس آماری خاص نباید به همه افراد تعمیم داده شود (۴۱).

نتایج پژوهش نشان داد بین میزان هم‌انقباضی عضلات نازک‌نی کوتاه/دوقلوی داخلی در فاز پیش‌فعالیت حرکت فرود تک‌پا در وضعیت‌های کفش معمولی و کفش مینی‌مال تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین، در فاز اکسنتریک حرکت فرود تک‌پا بین میزان هم‌انقباضی عضلات درشت نئی قدامی/نازک نئی طویل در وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی تفاوت معناداری مشاهده شد. در همین زمینه، هورساک<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۵) گزارش کردند هنگام راه رفتن با کفش ناپایدار میزان هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل زانو افزایش می‌یابد که علت آن کاهش وضعیت پایداری بدن است (۴۲). به نظر می‌رسد حرکت پذیری بیشتر پا در وضعیت پابرهنه، در مقایسه با کفش مینی‌مال و کفش معمولی، موجب کاهش ثبات و پایداری در پا می‌شود و از آنجا که فعالیت هم‌زمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست اطراف مفصل عاملی برای حفظ ثبات و پایداری مفصل به‌شمار می‌رود (۴۳)، می‌توان آن را یکی از دلایل احتمالی هم‌انقباضی بیشتر در وضعیت پابرهنه و کفش مینی‌مال در مقایسه با کفش معمولی دانست. همچنین بین هم‌انقباضی سایر عضلات در وضعیت‌های مختلف کفش تفاوت معناداری مشاهده نشد که با نتیجه پژوهش چن<sup>۳</sup> (۲۰۱۸) هم‌سوست (۴۴). احتمال دارد این تفاوت ناچیز در هم‌انقباضی به این دلیل باشد که بی‌ثباتی ایجادشده برای تحریک پاسخ عصبی-عضلانی و انقباض هم‌زمان عضلات نسبتاً کم باشد و همچنین دلیل احتمالی دیگر را می‌توان این‌گونه ذکر کرد که هنگام فرود، عضلات به‌جای استفاده از هم‌انقباضی از کاهش سرعت استفاده کرده‌اند که روشی طبیعی برای کاهش آسیب حاصل از بی‌ثباتی است (۴۴)، با این حال برای تفسیر دقیق‌تر نتایج، لازم است پارامترهای حرکتی هم‌زمان با داده‌های الکترومیوگرافی جهت جمع‌آوری شوند.

---

1. Hall  
2. Horskak  
3. Chen



کفش‌های ورزشی در دهه‌های گذشته به میزانی چشم‌گیر تکامل یافته‌اند؛ به همین ترتیب دانش ما نیز در مورد کفش ورزشی در حال تکامل است. از طرفی، ورزشکاران نیز خواستار رسیدن به عملکرد مطلوب‌ترند؛ در نتیجه، ضروری است پزشک یا مربی متناسب با نیاز و انتظارات ویژه هر ورزشکار مناسب‌ترین کفش ورزشی را برایش تجویز کند. به‌هرحال، برای شناسایی اثرات مثبت یا منفی کاهش یا افزایش مقدار هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی حین استفاده از کفش مینی‌مال به پژوهش‌های بیشتری نیاز است.

#### آنچه تاکنون در مورد موضوع پژوهش می‌دانستیم

در مورد اثر ارتفاع پاشنه کفش‌های مختلف بر فعالیت عضلات در حین راه رفتن پژوهش‌هایی انجام شده بود و همچنین تفاوت فعالیت عضلات در بالا رفتن و پایین آمدن از پله در پژوهش‌های قبلی وجود دارد.

#### مقاله حاضر چه اطلاعات جدیدی به حیطة و موضوع این مطالعه اضافه کرده است؟

سه نوع پوشش پا (نوع کفش) با توجه به سفتی، ضخامت لایه‌های تحتانی و وزنش و نیز تغییراتی که بر کینتیک و کینماتیک مفاصل و الگوی فراخوانی عضلات می‌گذارد، می‌تواند بر میزان هم‌انقباضی عضلات آگونیست و آنتاگونیست و همچنین اوج فعالیت عضلات اطراف مفصل مچ پا اثرگذار باشد.

#### پیام مقاله

حرکت فرود یا پایین آمدن از پله از حرکات رایج و پرتکرار فعالیت‌های روزمره است و همچنین حرکتی است که در کلینیک‌های توان‌بخشی و باشگاه‌های ورزشی برای تقویت عضلات استفاده می‌شود؛ بنابراین، ورزشکاران، مربیان و درمانگران باید اختلاف فعالیت عضلات را با پوشیدن کفش‌های مختلف هنگام پایین آمدن از پله مدنظر قرار دهند و در برنامه‌های ورزشی و کلینیک‌های توان‌بخشی برای تقویت عضلات از نتیجه این پژوهش استفاده کنند.

#### منابع

1. Joeseeph J, Watson, R. (1967). Telemetering electromyography of muscles used in walking up and down stairs. *Journal of Bone Joint Surgery*, 49, 774-780.
2. Farahpour N, Majlesi M, Hoseinpouri M. [The Effect of Shoe Type and Load Carrying on Electromyographic Activity of Lower Extremity Muscles during Stair Ascent and Descent (Persian)]. *Journal of Sport Biomechanics*. 2019; 5(2):92-101.
3. Farahpour, N., Shayeste, M., Jafarnezhadgero, A. A comparison of squat and leg press training protocols on center of pressure alterations and ground reaction force during step descent. *Journal of Applied Exercise Physiology*, 2018; 13(26): 213-224. doi: 10.22080/jaep.2017.11152.1552.

4. Jevsevar DS, Riley PO, Hodge WA, Krebs DE. (1993). Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects. *Phys Ther*, 73(4),229–238.
5. Andriacchi TP, Andersson GBJ, Fermier RW, Stern D, Galante JO. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg*, 62(5), 749–757.
6. Demura T, Demura S, Shin S. (2010). Comparison of gait properties during level walking and stair ascent and descent with varying loads. *Health*, 2, 1372-1376.
7. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FG, Scott, OM. (2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, 22, 203-210.
8. Hsue BJ, Su FC. (2009). Kinematics and kinetics of the lower extremities of young and elder womenduring stairs ascent while wearing low and high-heeled shoes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 1071-1078.
9. Yoon JY, An DH, Yoo WG, Kwon YR. (2009). Differences in activities of the lower extremity muscles with and without heel contact during stair ascent by young women wearing high-heeled shoes. *J Orthopedic Science*, 14, 418-422.
10. Sheehy P, Burdett RG, Irrgang JJ, VanSwearingen J. (1998). An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27, 423–429.
11. Mahaki, M R, S S Shojaedin, R Mimar, and M Khaleghi. 2012. “The Comparison of the Electromyography of Leg Muscles and Peak Vertical Ground Reaction Forces during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee.” *Journal of Sports Medicine* 4(3): 87–106.
12. Peng, H.T., Kernozek, T.W., Song, C.Y. (2011). Quadricep and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. *Physical Therapy in Sport*. 12(3):127-32.
13. Yeow, C.H., Lee, P.V.S., Goh, J.C.H. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science*. 30(3):624-35.
14. Prado, M. P., & Saito, G. H. (2019). Sports Footwear: Problems and Advances. In *The Sports Medicine Physician* (pp. 571-578). Springer, Cham. Yeow, C.H., Lee, P.V.S., Goh, J.C.H.
15. Helton, Gary L et al. 2019. “Association Between Running Shoe Characteristics and Lower Extremity Injuries in United States Military Academy Cadets.” *The American journal of sports medicine* 47(12): 2853–62.
16. Hosseininejad, E., Eslami,M. (2019). Mechanical energy analysis of barefoot and minimalist running. *Applied Exercise Physiology*.14(28):265-72. (Persian).
17. Guiry, J.M. (2014). Comparison of an overhead and single leg squat in barefoot, minimalist, and shod conditions (Doctoral dissertation, California State University, Northridge).
18. Roca-Dols, A., Losa-Iglesias, M.E., Sánchez-Gómez, R., López-López, D., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Calvo-Lobo, C. (2018). Electromyography comparison of the effects of various footwear in the activity patterns of the peroneus longus and brevis muscles. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 82:126-32.
19. Benedetti MG, Agostini V, Knaflitz M, Bonato P. (2012). Muscle Activation Patterns During Level Walking and Stair Ambulation. *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine*, 117-130.

20. Anbarian M, Esmailie H, HosseiniNejad SE, Rabiei M, Binabaji H. 2012. Comparison of knee joint muscle`s activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*; 8,298-309. [In Persian].
21. 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.
22. Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of athletic training*. 1998;33(4):319.
23. Soren So, Henning L.(2010). "The navicular position test a reliable measure of the navicular bone position during rest and loading". *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(3): pp:191-199.
24. Hermens, Hermie J, Bart Freriks, Catherine Disselhorst-Klug, and Günter Rau. 2000. "Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10(5): 361–74.
25. Viitasalo, J. T., Salo, A., & Lahtinen, J. (1998). Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 78(5), 432-440.
26. Hargrave, Melissa D, Christopher R Carcia, Bruce M Gansneder, and Sandra J Shultz. 2003. "Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading during a Single-Leg Landing." *Journal of athletic training* 38(1): 18–23.
27. Murley, George S, and Adam R Bird. 2006. "The Effect of Three Levels of Foot Orthotic Wedging on the Surface Electromyographic Activity of Selected Lower Limb during Gait." *Clinical Biomechanics* 21(10): 1074–80.
28. Heiden, T. L., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2009). Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical biomechanics*, 24(10), 833-841.
29. Johnson, A.W., Myrer, J.W., Mitchell, U.H., Hunter, I., Ridge, S.T. (2016). The effects of a transition to minimalist shoe running on intrinsic foot muscle size. *International Journal of Sports Medicine*. 37(02):154-8.
30. Fuller, J.T., Thewlis, D., Tsiros, M.D., Brown, N.A., Hamill, J., Buckley, J.D. (2019). Longer-term effects of minimalist shoes on running performance, strength and bone density: a 20-week follow-up study. *European Journal of Sport Science*. 19(3):402-12.
31. Sun, X., Lam, W.K., Zhang, X., Wang, J., Fu, W. (2020). Systematic review of the role Footwear constructions in running biomechanics: Implications for running-related injury and performance. *Journal of Sports Science & Medicine*, 19(1):20-37.
32. Ridge, S. T., Olsen, M. T., Bruening, D. A., Jurgensmeier, K., Griffin, D., Davis, I. S., & Johnson, A. W. (2018). Walking in minimalist shoes is effective for strengthening foot muscles.
33. Sinclair, J., Brooks, D., & Stainton, P. (2019). Biomechanical effects of a lightweight, sock-style minimalist footwear design during running: a musculoskeletal simulation and statistical parametric mapping approach. *Footwear Science*, 11(2), 71-83.
34. Demura T, Demura S, Shin S. (2010). Comparison of gait properties during level walking and stair ascent and descent with varying loads. *Health*, 2, 1372-1376

35. Rothschild, C., 2012. Running barefoot or in minimalist shoes: evidence or conjecture? *Strength & Conditioning Journal*, 34(2), pp.8-17.
36. Nigg, B., Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts. *Footwear Science*, 2009. 1(2): p. 73-79.
37. Franklin, S., Grey, M.J., Heneghan, N., Bowen, L., Li, F.X. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait & Posture*. 42(3):230-9.
38. Franklin, S., Li, F.X., Grey, M.J. (2018). Modifications in lower leg muscle activation when walking barefoot or in minimalist shoes across different age-groups. *Gait & Posture*. 60:1-5.
39. Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 21(1):1-12.
40. Hein, T., Grau, S. (2014). Can minimal running shoes imitate barefoot heel-toe running patterns? A comparison of lower leg kinematics. *Journal of Sport and Health Science*. 3(2):67-73.
41. Hall, J.P., Barton, C., Jones, P.R., Morrissey, D. (2013). The biomechanical differences between barefoot and shod distance running: a systematic review and preliminary meta-analysis. *Sports Medicine*, 43(12):1335-53.
42. Hubley-Kozey C, Deluzio KJ, Dunbar M. 2008. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*; 23,71-80.
43. Horsak, B., Heller, M., & Baca, A. (2015). Muscle co-contraction around the knee when walking with unstable shoes. *Journal of electromyography and kinesiology*, 25(1), 175-181.
44. Chen, T. L. W., Wong, D. W. C., Xu, Z., Tan, Q., Wang, Y., Luximon, A., & Zhang, M. (2018). Lower limb muscle co-contraction and joint loading of flip-flops walking in male wearers. *PLoS One*, 13(3), e0193653.

## ارجاع دهی

حسینی سیدعبدالعلی، عالمزاده محبوبه، عنبریان مهرداد، قاسمی صفورا. آیا نوع کفش بر الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین پایین رفتن از پله اثرگذار است؟. *مطالعات طب ورزشی*. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۳۶-۱۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10209.1472

Hoseini S. A, Alemzadeh M, Anbarian M, Ghasemi S. Does the Type of Shoe Affect the Electromyography of the Lower Limb Muscles While Descending the Stairs? *Sport Medicine Studies*. Fall & Winter 2021; 12 (28): 17-36. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10209.1472

Research Paper

**Comparison of Electromyography Activity of the Medial and Lateral Gastrocnemius Muscles in Athletes with and without a History of Anterior Cruciate Ligament Rupture**

**K. Dashti Rostami<sup>1</sup>, M. H. Alizadeh<sup>2</sup>, H. Minoonejad<sup>3</sup>,  
H. R. Yazdi<sup>4</sup>**

1. Assistant Professor, Faculty of Sports Sciences, Department of Motor Behavior and Biomechanics. (Corresponding Author)
2. Professor, University of Tehran, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Department of Sports medicine and health
3. Associate Professor, University of Tehran, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Department of Sports medicine and health
4. Associate Professor, Neuromusculoskeletal Research Center, Iran University of Medical Sciences.

**Received Date: 2020/09/22**

**Accepted Date: 2021/03/07**

---

---

**Abstract**

The gastrocnemius muscle is one of the main muscles of the knee joint but its neuromuscular adaptations after anterior cruciate ligament (ACL) injury are poorly understood. The purpose of this study was to compare medial and lateral gastrocnemius preparatory and reactive activity patterns in athletes with and without a history of ACL rupture. Totally, 15 ACL deficient, 15 ACL reconstructed and 15 control subjects participated in this cross-sectional study. The ACL injured groups (ACLD and ACLR) had significantly lower lateral gastrocnemius muscle activity in the reactive phase compared to the control group. The gastrocnemius muscle is an antagonist of ACL, and it seems that lower lateral gastrocnemius activity in ACL injured groups is a compensatory mechanism to decrease strain on ACL.

**Keywords:** Anterior Cruciate Ligament, Knee Joint, Gastrocnemius Muscle, Reactive Activity

---

---

- 
1. Email: kdr\_140@yahoo.com
  2. Email: mhalizadeh47@yahoo.com
  3. Email: h.minoonejad@gmail.com
  4. Email: dryazdi88@yahoo.com

## **Extended Abstract**

### **Objectives**

The medial and lateral gastrocnemius muscles are the main muscles of the lower extremities (1). Neuromuscular adaptations following anterior cruciate ligament (ACL) injury including the atrophy of quadriceps (2), reduction in voluntary activation (3) and change in the muscle tightening time of the quadriceps and hamstrings (4, 5) have been documented in previous studies. However, there is limited information on the effects of ACL injury on gastrocnemius muscle activity patterns. It has been demonstrated that the gastrocnemius muscle is an ACL antagonist and its contraction could strain the ACL (6). However, it has been stated that gastrocnemius muscle could increase knee joint stiffness and help to joint stability(7). Klyne et al. have shown that patients with knee instability rely more on active control of the gastrocnemius muscle(8). The gastrocnemius muscle strategies, whether being compensatory or not, during challenging tasks such as drop-landing, remain unknown. The aim of this study was to compare medial and lateral gastrocnemius muscle activity between ACL injured and healthy individuals.

### **Methods**

Forty-five males participated in this study. Fifteen were 18 to 36 months post-ACLR, 15 were 18 to 36 months after ACL rupture (ACL deficient, ACLD), and 15 were healthy, matched control subjects. A surface EMG system (ME6000, Megawin; MEGA Electronics Ltd, Finland) with a 20-mm interelectrode distance was used to measure the activation levels of the medial and lateral gastrocnemius muscles during landing. Maximal voluntary isometric contractions (MVICs) were recorded prior to landing. The landing task required subjects to perform a single-leg vertical drop landing from a 30-cm box and land on a single leg on a force plate (AMTI, Watertown, MA). Only the injured limb of ACLR and ACLD individuals and the dominant limb of controls were tested. The dominant limb was defined as the limb with which the participant would kick a ball. Three good trials, defined as the proper limb landing completely on the force platform, were analyzed. Dynamic EMG data recorded during the landing task were normalized to the peak muscle activity recorded during the MVIC. Preparatory muscle activity was extracted as the mean values in a 100-millisecond window prior to initial ground contact (defined as the instant when vertical ground reaction force exceeded 10 N). Reactive muscle activity was extracted from a 250-millisecond window following initial ground contact. In order to compare the activity levels between the groups (ACLR, ACLD, and controls), a 1-way analysis of variance with Tukey post hoc test was used. Standard Cohen's d effect sizes were calculated to assess group differences in

significant dependent variables. The strength of the effect sizes was interpreted using the guidelines described by Cohen with values less than 0.5 interpreted as weak, values ranging from 0.5 to 0.79 interpreted as moderate, and values greater than 0.8 interpreted as strong. The statistical analyses were performed using SPSS.

## Results

There were no significant differences ( $P > .05$ ) in the preparatory activity of the medial and lateral gastrocnemius activity between groups. During the reactive activity, ACL-injured (ACLR and ACLD) participants demonstrated significantly lower lateral gastrocnemius activity compared with controls ( $P = .001$ ) (Table 1). There was no significant difference in reactive activity of medial gastrocnemius muscle between groups ( $P < 0.05$ ). Effect sizes for ACLR compared with control as well as ACLD compared with control were strong with 95% confidence intervals (Table 1).

**Table 1- Average EMG Values in Preparatory and Reactive Phases**

Muscle	Phase of activity	ACLD	ACLR	Controls	P-value	Effect size
MG	preparatory	31.76±18.03	38.38±9.25	31.20±14.01	0.27	
	reactive	28.59±11.82	25.45±9.9.49	29.90±3.83	0.37	
LG	preparatory	28.83±14.62	24.00±10.34	28.92±15.81	0.48	
	reactive	23.95±13.25	26.49±8.60	37.06±7.96	0.001*	1.28 1.29

Abbreviations: ACLD, anterior cruciate ligament deficient; ACLR, anterior cruciate ligament reconstructed. MG, medial gastrocnemius; LG, lateral gastrocnemius.

\*Analysis of variance significant difference. \*\*Between-group significant difference for ACLD versus controls and \*\*\*ACLR versus controls. Data are expressed as percent maximum voluntary isometric contraction.

## Conclusion

The purpose of this study was to compare medial and lateral gastrocnemius activity patterns between ACL injured (ACLR and ACLD) and healthy control group during the single-leg landing. There was no significant difference between groups in the preparatory phase; however, in the reactive phase, the results of the ongoing study demonstrate that the ACL-injured (ACLR and ACLD) individuals had significantly less lateral gastrocnemius activity compared with controls following contact with the floor. It seems that lower reactive activity of the lateral gastrocnemius in patients with ACL injuries is a protective strategy to reduce ACL strain during landing (9). According to the present results, the activity patterns of the gastrocnemius muscle should be considered in ACL rehabilitation programs. Future studies can investigate the relationship between

gastrocnemius muscle activity and kinematic data of patients with ACL injuries during more demanding landing tasks (cutting and jump landings).

### **References**

1. Fleming BC, Oksendahl H, Beynnon BD. Open-or closed-kinetic chain exercises after anterior cruciate ligament reconstruction? *Exercise and sport sciences reviews*. 2005;33(3):134-40.
2. Ward SH, Perraton L, Bennell K, Pietrosimone B, Bryant AL. Deficits in quadriceps force control after anterior cruciate ligament injury: potential central mechanisms. *Journal of athletic training*. 2019;54(5):505-12.
3. He X, Leong HT, Lau OY, Ong MT-Y, Yung PS-H. Altered neuromuscular activity of the lower-extremities during landing tasks in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of electromyographic studies. *Journal of sport rehabilitation*. 2020;29(8):1194-203.
4. Rush JL, Norte GE, Lepley AS. Limb differences in hamstring muscle function and morphology after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy in Sport*. 2020;45:168-75.
5. Swanik CB, Lephart SM, Swanik KA, Stone DA, Fu FH. Neuromuscular dynamic restraint in women with anterior cruciate ligament injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004;425:189-99.
6. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynnon BD, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *Journal of orthopaedic research*. 2001;19(6):1178-84.
7. Chmielewski TL, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2002;12(4):267-74.
8. Klyne DM, Keays SL, Bullock-Saxton JE, Newcombe PA. The effect of anterior cruciate ligament rupture on the timing and amplitude of gastrocnemius muscle activation: a study of alterations in EMG measures and their relationship to knee joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012;22(3):446-55.
9. Limbird TJ, Shiavi R, Frazer M, Borra H. EMG profiles of knee joint musculature during walking: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of orthopaedic research*. 1988;6(5):630-8.



## مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوقلوی داخلی و خارجی در ورزشکاران با و بدون سابقه پارگی رباط صلیبی قدامی

کمیل دشتی رستمی<sup>۱</sup>، محمدحسین علیزاده<sup>۲</sup>، هومن مینونژاد<sup>۳</sup>، حمیدرضا یزدی<sup>۴</sup>

۱. استادیار دانشگاه مازندران - دانشکده علوم ورزشی - گروه رفتار حرکتی و بیومکانیک (نویسنده مسئول)

۲. استاد دانشگاه تهران - دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی - گروه بهداشت و طب ورزشی

۳. دانشیار دانشگاه تهران - دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی - گروه بهداشت و طب ورزشی

۴. دانشیار دانشگاه علوم پزشکی ایران - مرکز پژوهشی عصبی-عضلانی-اسکلتی

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۷/۰۱

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۲/۱۷

### چکیده

عضله دوقلو یکی از عضلات اصلی مفصل زانوست، اما به تغییرات آن بعد از آسیب ACL توجه چندانی نشده است. هدف از پژوهش حاضر مقایسه فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی در ورزشکاران با و بدون سابقه پارگی رباط صلیبی قدامی حین حرکت افت-فرود بوده است. نمونه پژوهش شامل ۱۵ نفر با عمل بازسازی ACL، ۱۵ نفر با پارگی ACL بدون عمل بازسازی و ۱۵ نفر به عنوان گروه کنترل بود. فعالیت واکنشی عضله دوقلو خارجی در آزمودنی‌های گروه آسیب‌دیده به طور معناداری کمتر از گروه کنترل بود. با توجه به اینکه عضله دوقلو آنتاگونیست ACL است و فعالیت آن می‌تواند باعث افزایش استرین به ACL شود، به نظر می‌رسد کمتر بودن فعالیت عضله دوقلوی خارجی در افراد آسیب‌دیده در مقایسه با افراد سالم، سازوکاری جبرانی است تا از طریق آن استرین وارد بر ACL را کاهش دهند.

**واژگان کلیدی:** رباط صلیبی قدامی، مفصل زانو، عضله دوقلو، فعالیت واکنشی

1. Email: kdr\_140@yahoo.com

2. Email: mhalizadeh47@yahoo.com

3. Email: h.minoonejad@gmail.com

4. Email: dryazdi88@yahoo.com

## مقدمه

عضلات دوقلوی داخلی<sup>۱</sup> و خارجی<sup>۲</sup> جزو عضلات اصلی پا محسوب می‌شوند که نقشی مهم در مفاصل مچ پا و زانو ایفا می‌کنند. این عضلات به همراه عضلات چهارسر ران و همسترینگ در برابر گشتاورهای خارجی مقاومت و حرکات را کنترل می‌کنند و باعث ایجاد ثبات در مفصل زانو می‌شوند (۱، ۲).

آسیب هر مفصلی به تغییراتی در عملکرد عضلات اطراف آن مفصل منجر می‌شود. در مورد پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL)، عضلات چهارسر ران، همسترینگ و دوقلو که ارتباطی نزدیک با مفصل زانو دارند، تحت تأثیر قرار می‌گیرند. برخی از این تغییرات عضلانی در واکنش مستقیم به آسیب رخ می‌دهد، با این حال، برخی دیگر از تغییرات ممکن است استراتژی‌های جبرانی حاصل از بی‌ثباتی مفصل باشد. اثر آسیب ACL بر عملکرد عضلات چهارسر ران و همسترینگ شامل آتروفی و ضعف عضلات چهارسر ران (۳-۵)، کاهش فعال‌سازی ارادی عضله (۵، ۶)، افزایش فعالیت عضلات همسترینگ (۷، ۸) و تغییر در زمان آغاز انقباض عضلات چهارسر و همسترینگ (۹-۱۱) به‌خوبی مطالعه شده است. با وجود این، در مورد اثر آسیب ACL روی فعالیت عضله دوقلو اطلاعات اندکی وجود دارد.

با توجه به اینکه ACL یکی از محدودکننده‌های اصلی جابه‌جایی قدامی درشت نئی است (۱۲)، افرادی که سابقه پارگی ACL دارند، باید برای ایجاد ثبات در مفصل بیشتر به عملکرد عضلات تکیه کنند. پیشنهاد شده است تغییرات در زمان و میزان فعالیت عضلات، در واقع سازوکارهای جبرانی در افراد مبتلا به آسیب ACL است (۱۳، ۱۴). اگرچه پژوهش‌های زیادی نشان داده‌اند عضله همسترینگ به‌صورت عضله موافق<sup>۳</sup> ACL در فراهم کردن ثبات قدامی مفصل زانو عمل می‌کند (۱۵، ۱۶)، در مورد الگوهای به‌کارگیری مطلوب عضلات برای بازگرداندن ثبات در افراد با آسیب ACL توافقی وجود ندارد (۱۷، ۱۸). به‌علاوه نشان داده شده است عضلات چهارسر ران، که زمانی تصور می‌شد کاملاً مخالف<sup>۴</sup> ACL اند، با هم‌انقباضی با عضلات همسترینگ باعث «سفت»<sup>۵</sup> شدن یا «ثبات» زانوی افراد آسیب‌دیده می‌شوند (۱۹، ۲۰).

عضله دوقلو یکی از سه عضله اصلی اطراف زانوست، با این حال فعالیت و نقش این عضله در افرادی که سابقه پارگی ACL دارند کمتر بررسی شده است. پژوهش‌های اولیه در افراد دچار پارگی ACL

- 
1. Medial Gastrocnemius
  2. Lateral Gastrocnemius
  3. Agonist
  4. Antagonist
  5. Stiffen

حین راه رفتن، نشان می‌دهد فعالیت عضله دوقلو در آن‌ها در مقایسه با گروه کنترل کاهش یافته است (۲۱،۲۲). چون نشان داده شده است انقباض مجزای عضله دوقلو ACL را دچار استرین می‌کند (۲۳)، بعضی از محققان این تغییرات را سازوکاری جبرانی در برابر جابه‌جایی قدامی درشت نمی‌دانند (۲۴). با وجود این، بسیاری از محققان اعتقاد دارند عضله دوقلو می‌تواند با افزایش سفتی مفصل به ثبات زانو کمک کند (۲۵،۲۶). در حمایت از این موضوع، رید و والیس (۲۷) مشاهده کردند در افرادی با سابقه پارگی ACL فعالیت عضله دوقلو در حین راه رفتن در سرازیری افزایش می‌یابد که آن را به تلاشی برای جبران افزایش شلی مفصلی و بهبود ثبات زانو نسبت دادند. همچنین در پژوهش کلین و همکاران ارتباطی قوی بین فعالیت طولانی عضله دوقلوی داخلی و شلی زانو در اندام آسیب‌دیده‌ی افراد با پارگی ACL حین حرکت لی به جلو<sup>۱</sup> وجود داشت که نشان می‌دهد افرادی دچار بی‌ثباتی زانو بیشتر به کنترل فعال عضله دوقلو متکی‌اند (۲۸). افزایش سطوح فعالیت مقدماتی<sup>۲</sup> عضله دوقلو داخلی در آزمودنی‌های سالم با متوسط شلی لیگامانی بیش از ۷ میلی‌متر ثبت شده است (۲۹). به نظر می‌رسد افرادی که سابقه پارگی ACL دارند، بیشتر به کنترل فعال عضلانی متکی‌اند و یافته‌های موجود نقش عضله دوقلو را در ایجاد ثبات زانو برجسته می‌کند. اگرچه مستندات اثر آسیب ACL را بر عملکرد عضله دوقلو نشان می‌دهد، اما استراتژی‌های عضلانی و جبرانی بودن یا نبودن این استراتژی‌ها حین فعالیت‌های چالشی نظیر پرش-فرود ناشناخته باقی مانده است.

با توجه به مطالب بیان‌شده هدف از پژوهش حاضر، مقایسه فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی در ورزشکاران با و بدون سابقه پارگی ACL حین حرکت افت فرود تک‌پاست.

### روش پژوهش

طرح پژوهش حاضر از نوع مقطعی<sup>۳</sup> است. جامعه آماری پژوهش حاضر مردان ورزشکار در دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بودند که طی ۳ سال گذشته دچار پارگی ACL شده و از روش جراحی و غیرجراحی برای درمان استفاده کرده‌اند. از جامعه آماری فوق ۴۵ ورزشکار، ۱۵ ورزشکار با عمل بازسازی رباط صلیبی قدامی<sup>۴</sup> (ACL R)، ۱۵ ورزشکار با پارگی رباط صلیبی قدامی بدون عمل بازسازی<sup>۵</sup> (ACL D) و ۱۵ ورزشکار سالم به‌عنوان نمونه پژوهش حاضر انتخاب شدند. اندازه حجم

- 
1. Forward Hop
  2. Preparatory
  3. Cross-Sectional
  4. Anterior Cruciate Ligament Reconstructed
  5. Anterior Cruciate Ligament Deficient

نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور<sup>۱</sup> با توان آماری ۰/۸۰، آلفای ۰/۰۵ و با در نظر گرفتن میانگین و انحراف استاندارد جامعه و نمونه در متغیرهای اصلی پژوهش (فعالیت عضله دوقلوی داخلی) به دست آمد (۲۵، ۲۸). معیارهای ورود به پژوهش برای دو گروه آسیب ACL (با و بدون عمل بازسازی) شامل سپری شدن ۱۸ تا ۳۶ ماه از عمل بازسازی ACL یا درمان محافظه‌کارانه<sup>۲</sup>، دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال، ورزشکاران تفریحی با هفته‌ای ۳ جلسه فعالیت ورزشی منظم، پایان دوره توان‌بخشی و بازگشت به فعالیت ورزشی سطح یک و دو (جدول شماره ۱) (۳۰) بود (۱۴). همچنین تمام آزمودنی‌های گروه ACLD جزو افراد کوپر<sup>۳</sup> (بازگشت به ورزش بدون احساس بی‌ثباتی یا خالی کردن زانو) بودند. معیارهای خروج از پژوهش برای دو گروه آسیب ACL (با و بدون عمل بازسازی) شامل سابقه عمل جراحی اندام تحتانی به‌غیر از بازسازی ACL، آسیب اندام تحتانی بعد از عمل بازسازی ACL، وجود آسیب دوطرفه، آسیب رباط‌های دیگر زانو شامل رباط جانبی داخلی، خارجی و صلیبی خلفی و وجود آسیب‌های دیگر در اندام تحتانی (سندرم درد کشککی-رانی، اسپرین مچ پا و....) بود. آزمودنی‌های گروه کنترل نیز سابقه آسیب در مفصل زانو نداشتند و از لحاظ دامنه سنی و سطح فعالیت بدنی با آزمودنی‌های دو گروه آسیب‌دیده همگن بودند (۱۴، ۲۸) تمام آزمودنی‌ها قبل از انجام آزمون‌ها فرم رضایت آگاهانه شرکت در پژوهش را تکمیل کردند.

جدول ۱- طبقه‌بندی سطح فعالیت بدنی بعد از آسیب ACL (هفتی و همکاران، ۱۹۹۳)

سطح	فعالیت بدنی
سطح یک	رشته‌های همراه با حرکات پرش، برش، چرخش (فوتبال، هندبال، بسکتبال)
سطح دو	رشته‌های همراه با حرکات جانبی با چرخش کمتر نسبت به سطح یک (رشته‌های راکتی، رزمی، کشتی، ژیمناستیک)
سطح سه	فعالیت‌های همراه با حرکات مستقیم رو به جلو بدون پرش و چرخش (دویدن، کوهنوردی)
سطح چهار	بدون تحرک

1. G-Power
2. Conservative
3. Copers

### ثبت داده‌های الکترومایوگرافی

فعالیت الکتریکی عضلات دوقلوی داخلی و خارجی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی مگاوین<sup>۱</sup> ساخت کشور فنلاند ثبت شد. داده‌های الکترومایوگرافی به‌وسیله سیستم تحلیل حرکت (نرم‌افزار کرتکس)<sup>۲</sup> استخراج شده و از نرم‌افزار اکسل<sup>۳</sup> (نسخه ۲۰۱۳) برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. سیگنال‌های الکترومایوگرافی ابتدا به میزان ۱۰ برابر پیش‌تقویت شدند و در محدوده گذردهی بین ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند (بر اساس پروتکل سنیم<sup>۴</sup>). برای بررسی فعالیت الکتریکی عضله دوقلو الکترودها روی برجسته‌ترین قسمت بطن عضله دوقلوی داخلی و خارجی (در یک‌سوم فوقانی فاصله بین سر نازک نئی و پاشنه) قرار گرفتند. الکترودها مطابق پروتکل اروپایی سنیم نصب شدند. قبل از محاسبه میزان فعالیت، حداکثر انقباض ایزومتریک عضله دوقلو ثبت شد. برای ثبت حداکثر انقباض ارادی عضله دوقلو آزمودنی حرکت پلانترفلکشن میچ پا را با اعمال مقاومت توسط آزمونگر انجام می‌داد. آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضله در هر آزمودنی سه بار و هر بار به مدت ۵ ثانیه با فاصله‌ی یک دقیقه استراحت بین هر تکرار انجام شد. در پژوهش حاضر میزان فعالیت مقدماتی عضلات در بازه زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد و فعالیت واکنشی<sup>۵</sup> عضلات در فاصله زمانی ۲۵۰ میلی‌ثانیه بعد از برخورد پا با زمین محاسبه شد (۲۱). هرگاه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به بیش از ۱۰ نیوتن می‌رسید، آن نقطه، نقطه تماس اولیه پا با زمین در نظر گرفته می‌شد. برای امکان مقایسه بین آزمودنی‌ها و نرمال کردن داده‌ها، مقادیر به‌دست‌آمده از محاسبه ریشه دوم میانگین<sup>۶</sup>، به مقادیر به‌دست‌آمده از حداکثر انقباض ارادی هر عضله تقسیم شد و میزان فعالیت عضلات به‌صورت درصدی از حداکثر انقباض ارادی در نظر گرفته شد. داده‌های EMG عضلات دوقلوی داخلی و دوقلوی خارجی پای آسیب‌دیده‌ی آزمودنی‌های گروه با و بدون عمل بازسازی ACL و پای برتر آزمودنی‌های گروه کنترل حین حرکت افت-فرود ثبت شد.

### تکلیف افت-فرود

از پروتکل افت-فرود<sup>۷</sup> استفاده شد که در پژوهش‌های قبلی به‌کار گرفته شده بود (۳۱،۳۲). از آزمودنی خواسته شد تا بالای جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر قرار گیرد و به‌صورت تک‌پا حرکت افت-فرود عمودی را روی دستگاه صفحه نیرو<sup>۱</sup> (AMTA) انجام دهد.

1. Megawin
2. Motion Analysis (Cortex version 2.1)
3. Excel
4. Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles
5. Reactive Activity
6. Root Mean Square
7. Drop Landing

### تجزیه و تحلیل آماری

برای تجزیه و تحلیل اطلاعات جمع‌آوری شده از روش‌های آماری توصیفی و استنباطی و برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیروویلیک استفاده شد. به منظور مقایسه فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی بین گروه‌ها (ACLR، ACLD و کنترل) از آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه همراه با آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. شاخص اندازه اثر کوهن  $d$  نیز برای ارزیابی تفاوت‌های بین گروهی در متغیرهای وابسته معنادار محاسبه شد. تمام تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار اسپس<sup>۲</sup> نسخه ۲۰ انجام شد.

### یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد مشخصات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول شماره ۲ ارائه شده است.

جدول ۲ - میانگین و انحراف استاندارد مشخصات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

معناداری	گروه کنترل (۱۵ نفر)	گروه ACLR (۱۵ نفر)	گروه ACLD (۱۵ نفر)	گروه‌ها متغیر
۰/۷۸	۲۵/۲±۷۵/۹۶	۲۴/۵±۷۴/۴۹	۲۶/۲±۵۵/۳۱	سن (سال)
۰/۷۷	۱۷۳/۵±۴۵/۱۲	۱۷۵/۴±۳۸/۸۴	۱۷۶/۴±۲۵/۵۴	قد (سانتی‌متر)
۰/۶۵	۷۴/۷±۸۱/۱۵	۷۵/۵±۷۴/۹۳	۷۶/۷±۳۳/۱۳	وزن (کیلوگرم)
	-	۲۵/۶±۴۵/۰۰	۲۴/۶±۲۸/۹۵	زمان سپری شده از جراحی یا آسیب اولیه (ماه)

1. Force Plate
2. SPSS

جدول ۳- میانگین فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی در فاز مقدماتی و واکنشی (بر اساس درصدی از حداکثر انقباض ارادی)

گروه عضلات	گروه ACLD	گروه ACLR	گروه کنترل	P
دوقلو داخلی				
فاز مقدماتی	۳۱/۱۸±۷۶/۰۳	۳۸/۹±۳۸/۲۵	۳۱/۱۴±۲۰/۰۱	۰/۲۷
فاز واکنشی	۲۸/۱۱±۵۹/۸۲	۲۵/۹±۴۸/۴۹	۲۹/۳±۹۰/۸۳	۰/۳۷
دوقلوی خارجی				
فاز مقدماتی	۲۸/۱۴±۸۳/۶۲	۲۴/۱۰±۰۰/۳۴	۲۸/۱۵±۹۲/۸۱	۰/۴۸
فاز واکنشی	۲۳/۱۳±۹۵/۲۵	۲۶/۸±۴۹/۶۰	۳۷/۷±۰۶/۹۶	۰/۰۰۳*

\* تفاوت معنادار بین گروه‌های آسیب‌دیده (ACLD و ACLR) و کنترل ( $P < ۰/۰۰۱$ )

<sup>a</sup> شاخص اندازه اثر

همان‌طور که در جدول شماره ۳ مشاهده می‌شود، در فاز مقدماتی فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی تفاوت معناداری ( $P > ۰/۰۵$ ) بین گروه‌ها وجود نداشت. در طول فاز واکنشی، آزمودنی‌های گروه‌های آسیب‌دیده (ACLD و ACLR)، در مقایسه با گروه کنترل، به‌طور معناداری ( $P < ۰/۰۰۱$ ) فعالیت کمتری در عضله دوقلوی خارجی داشتند. شاخص‌های اندازه اثر برای تفاوت بین گروه‌های آسیب‌دیده و کنترل (۱/۲۹ و ۱/۲۸) نیز طبق مقیاس کوهن، اثر بزرگی بود.

## بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر مقایسه فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی بین ورزشکاران دارای سابقه پارگی ACL (با و بدون عمل بازسازی) و آزمودنی‌های سالم بود. در فاز مقدماتی بین فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی تفاوت معناداری بین گروه‌های آسیب‌دیده و کنترل وجود نداشت، اما در فاز واکنشی فعالیت آزمودنی‌های گروه ACLR و ACLD به‌طور معناداری کمتر از گروه کنترل بود.

در مورد عضله دوقلوی داخلی، چه در فاز مقدماتی و چه در فاز واکنشی، تفاوت معناداری بین گروه‌های آسیب‌دیده و کنترل وجود نداشت. اگرچه پژوهش‌های اندکی به بررسی تخصصی فعالیت عضله دوقلو در افراد دارای سابقه آسیب ACL پرداخته‌اند، پژوهش کلین و همکاران (۲۰۱۲) نشان داد حین انجام آزمون لی به جلو مدت‌زمان فعالیت در مرحله قبل از برخورد پا با زمین و همچنین

زمان کل فعالیت عضله دوقلوی داخلی در مرحله بعد از برخورد در افراد ACLD، در مقایسه با گروه کنترل افزایش یافته است. در پژوهش آنها در میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی بین گروه ACLD و کنترل تفاوت معناداری وجود نداشت. در واقع نتیجه پژوهش آنها نشان داد در افراد ACLD سازگاری در زمان بندی فعالیت عضله برای ایجاد ثبات در فعالیت های دینامیک مهم تر از میزان یا بزرگی فعالیت عضله است (۲۸). نتایج پژوهش حاضر نیز تفاوتی در میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی (هم در فاز مقدماتی و هم در فاز واکنشی) بین گروه های آسیب دیده و سالم نشان نداد و از این نظر با پژوهش کلین و همکاران همخوانی دارد. در پژوهش رادولف و همکاران (۲۰۰۱) زمان آغاز فعالیت عضله دوقلوی داخلی تا رسیدن به نقطه اوج فعالیت حین راه رفتن در افراد ACLD به طور معناداری طولانی تر از گروه کنترل بود، ولی در میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی بین گروه آسیب دیده و سالم تفاوت معناداری وجود نداشت (۱۴). از طرف دیگر، نتایج پژوهش وایرو و همکاران (۲۰۰۸) نشان داد فعالیت عضله دوقلوی داخلی افراد ACLR در طول انجام فعالیت افت-فرو، هم در مرحله مقدماتی و هم در مرحله واکنشی، به طور معناداری کمتر از گروه کنترل است. نتایج پژوهش حاضر با نتایج پژوهش وایرو و همکاران همخوانی ندارد. این ناهمخوانی می تواند به دلیل جنسیت آزمودنی ها باشد. در پژوهش وایرو و همکاران آزمودنی های زن و مرد حضور داشتند، در حالی که در پژوهش حاضر فقط آزمودنی های مرد حضور داشتند. نتایج پژوهش شولتز و همکاران (۲۰۰۴) افزایش فعالیت مقدماتی و واکنشی را در عضلات دوقلوی داخلی و خارجی در آزمودنی های سالم با شلی لیگامانی بیش از ۷ میلی متر نشان داد. تفاوت در آزمودنی ها (سالم در برابر آسیب دیده) و نوع تکلیف انجام شده (اغتشاش بیرونی در برابر افت-فرو) می تواند از دلایل احتمالی ناهمخوانی نتایج پژوهش حاضر با پژوهش شولتز و همکاران باشد.

یکی دیگر از یافته های پژوهش حاضر تفاوت معنادار در فعالیت واکنشی عضله دوقلوی خارجی بین گروه های آسیب دیده (ACLD و ACLR) و کنترل بود. در واقع فعالیت عضله دوقلوی خارجی در گروه کنترل به طور معناداری بیشتر از گروه های آسیب دیده بود. نتیجه این بخش از پژوهش با نتایج پژوهش شیایوی و همکاران (۱۹۹۱) و دمونت و همکاران (۱۹۹۹) همخوان است، ولی با نتایج پژوهش لاس و همکاران (۱۹۹۱) و لیندسترم و همکاران (۲۰۱۰) همخوانی ندارد. نتیجه پژوهش شیایوی و همکاران نشان داد در فعالیت های چرخیدن، فعالیت عضله دوقلوی خارجی در گروه ACLD به طور معناداری کمتر از گروه سالم است (۳۳). عضله دوقلوی آنتاگونیست ACL است و فعالیت آن می تواند باعث افزایش استرین به ACL شود (۲۳). بنابراین به نظر می رسد کمتر بودن فعالیت عضله دوقلوی خارجی در افراد آسیب دیده (ACLD و ACLR) در مقایسه با افراد سالم،

## 1. Pivoting



نوعی سازوکار جبرانی است تا از طریق آن استرین وارد بر ACL کاهش یابد (۲۲). در پژوهش دمونت و همکاران (۱۹۹۹)، افراد ACLD در حرکات راه رفتن در سرازیری و فرود و افراد ACLR در حرکت لی به‌طور معناداری فعالیت کمتری در عضله دوقلوی خارجی داشتند. این محققان اعتقاد دارند این استراتژی حرکتی می‌تواند با فعالیت‌های مختلف تغییر کند. در واقع تفاوت‌ها در فعالیت عضله دوقلوی خارجی به نوع فعالیت (راه رفتن سرازیری، فرود و لی که در عضله دوقلوی داخلی تشخیص داده نشد) بستگی دارد. همان‌طور که الگوهای حرکتی تغییر می‌کند، نیروهای عضلانی نیز تغییر می‌کنند (۲۱)؛ بنابراین به نظر می‌رسد تغییرات عضله دوقلوی خارجی نسبت به دوقلوی داخلی در پژوهش حاضر نیز به‌دلیل نوع فعالیت انجام‌شده (افت فرود) باشد و اگر فعالیت‌های دیگری مانند راه رفتن، دویدن یا لی لی را بررسی کنیم، شاهد تغییرات دیگری باشیم. در حمایت از این موضوع، نتایج پژوهش‌های لاس و لیندسرم نشان داد در فعالیتی مانند راه رفتن، فعال شدن عضله دوقلوی خارجی نیروی برشی خلفی را در مفصل زانو به‌وجود می‌آورد؛ بنابراین عضله دوقلو با مقاومت در برابر گشتاور ابداکشن می‌تواند در ایجاد ثبات عملکردی مفصل زانو در افراد دارای سابقه آسیب ACL نقشی مهم ایفا کند (۱۱،۳۴،۳۵). علت ناهمخوانی نتیجه پژوهش حاضر با نتایج پژوهش‌های لاس و لیندسرم می‌تواند تفاوت در نوع فعالیت انجام‌شده (راه رفتن در برابر افت-فرود) باشد.

پژوهش حاضر محدودیت‌هایی نیز دارد. با توجه به اینکه آزمودنی‌های پژوهش از رشته‌های ورزشی مختلف بودند، استعداد و مهارت آزمودنی‌ها در اجرای حرکت افت-فرود می‌تواند نتایج را تحت تأثیر قرار دهد. در پژوهش حاضر متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی که می‌توانند فعالیت عضله دوقلو را تحت تأثیر قرار دهند، بررسی نشده‌اند. علیرغم تلاش آزمونگر برای انجام درست آزمون حداکثر انقباض ارادی عضله دوقلو، ممکن است آزمودنی‌های پژوهش حداکثر نیروی خود را در برابر انقباض مقاومتی عضله دوقلو به‌کار نبرده باشند. نحوه قرارگیری پا حین تماس با زمین می‌تواند نتایج را تحت تأثیر قرار داده باشد؛ زیرا مایکل و همکاران (۲۰۱۷) نشان دادند وضعیت قرارگیری پا روی زمین (به داخل یا خارج) می‌تواند بر میزان افزایش یا کاهش فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و خارجی اثرگذار باشد (۳۶). تمام آزمودنی‌های پژوهش حاضر مرد بودند؛ بنابراین نمی‌توان نتایج پژوهش حاضر را به زنان تعمیم داد.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد فعالیت در عضله دوقلوی خارجی در افراد دارای سابقه آسیب ACL در مقایسه با گروه کنترل کمتر است. با توجه به اینکه عضله دوقلو آنتاگونیست ACL است و فعالیت آن می‌تواند باعث افزایش استرین به ACL شود، به نظر می‌رسد کمتر بودن فعالیت عضله

دوقلوی خارجی در افراد آسیب‌دیده (ACLD و ACLR) در مقایسه با افراد سالم، سازوکاری جبرانی است تا از طریق آن استرین وارد بر ACL کاهش یابد. در پژوهش‌های آینده باید پتانسیل عضله دوقلو برای ایجاد ثبات در زانو و کمک به پیشگیری از آسیب‌های ACL بررسی شود. پژوهش‌های آینده باید مشخص کنند که آیا استراتژی‌های فعال‌سازی عضله دوقلو شاخصی مهم در بازگشت موفقیت‌آمیز افراد دارای سابقه آسیب ACL به سطح قبلی فعالیت است یا خیر.

آنچه تاکنون درباره موضوع پژوهش می‌دانستیم: عضله دوقلوی داخلی در فعالیت‌هایی مانند راه رفتن و لی در افراد ACLD با سازگاری‌هایی چون کاهش فعالیت و افزایش مدت‌زمان فعالیت همراه می‌شود.

مقاله حاضر چه اطلاعات جدیدی به حیطة و موضوع مورد مطالعه اضافه کرده است: فعالیت واکنشی عضله دوقلوی خارجی حین حرکت افت فرود تک‌پا در ورزشکاران دارای سابقه پارگی ACL که از روش جراحی و غیرجراحی برای درمان استفاده کرده‌اند به‌طور معناداری کمتر از گروه کنترل بود. این کاهش فعالیت می‌تواند نوعی استراتژی جبرانی به‌منظور کاهش استرین وارد بر ACL باشد.

### تشریح و قدردانی

مقاله حاضر در راستای ارائه‌ی رساله دکتري در گرایش آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی است که داده‌های آن در آزمایشگاه پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی جمع‌آوری شده است. نویسندگان مقاله مراتب قدردانی خود را از مسئولان محترم پژوهشگاه اعلام می‌دارند.

### منابع

1. Markolf KL, O'Neill G, Jackson SR, McAllister DR. Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *The American journal of sports medicine*. 2004;32(5):1144-9.
2. Fleming BC, Oksendahl H, Beynon BD. Open-or closed-kinetic chain exercises after anterior cruciate ligament reconstruction? *Exercise and sport sciences reviews*. 2005;33(3):134-40.
3. Keays SL, Bullock-Saxton J, Newcombe P, Keays A. The relationship between knee strength and functional stability before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research*. 2003;21(2):231-7.
4. Tsepis E, Vagenas G, Ristanis S, Georgoulis AD. Thigh muscle weakness in ACL-deficient knees persists without structured rehabilitation. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 2006;450:211-8.
5. He X, Leong HT, Lau OY, Ong MT-Y, Yung PS-H. Altered neuromuscular activity of the lower-extremities during landing tasks in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of electromyographic studies. *Journal of sport rehabilitation*. 2020;29(8):1194-203.

6. Ward SH, Perraton L, Bennell K, Pietrosimone B, Bryant AL. Deficits in quadriceps force control after anterior cruciate ligament injury: potential central mechanisms. *Journal of athletic training*. 2019;54(5):505-12.
7. Swanik CB, Lephart SM, Giraldo JL, DeMont RG, Fu FH. Reactive muscle firing of anterior cruciate ligament-injured females during functional activities. *Journal of athletic training*. 1999;34(2):121.
8. Rush JL, Norte GE, Lepley AS. Limb differences in hamstring muscle function and morphology after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy in Sport*. 2020;45:168-75.
9. Kaneko F, Onari K, Kawaguchi K, Tsukisaka K, Roy SH. Electromechanical delay after ACL reconstruction: an innovative method for investigating central and peripheral contributions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2002;32(4):158-65.
10. Swanik CB, Lephart SM, Swanik KA, Stone DA, Fu FH. Neuromuscular dynamic restraint in women with anterior cruciate ligament injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*. 2004;425:189-99.
11. Lass P, Kaalund S, Iefevre S, Arendt-Nielsen L, Sinkjæ T, Simonsen O. Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament: electromyographic studies of 14 patients. *Acta orthopaedica scandinavica*. 1991;62(1):9-14.
12. Butler D, Noyes F, Grood E. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62(2):259-70.
13. Chmielewski TL, Hurd WJ, Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. *Physical therapy*. 2005;85(8):740-9.
14. Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2000;8(5):262-9.
15. Yanagawa T, Shelburne K, Serpas F, Pandy M. Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. *Clinical biomechanics*. 2002;17(9-10):705-12.
16. Palmieri-Smith RM, Strickland M, Lepley LK. Hamstring muscle activity after primary anterior cruciate ligament reconstruction—a protective mechanism in those who do not sustain a secondary injury? A preliminary study. *Sports health*. 2019;11(4):316-23.
17. Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder-Mackler L. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*. 2001;9(2):62-71.
18. Shiavi R, Zhang LQ, Limbird T, Edmondstone MA. Pattern analysis of electromyographic linear envelopes exhibited by subjects with uninjured and injured knees during free and fast speed walking. *Journal of orthopaedic research*. 1992;10(2):226-36.
19. Hurd WJ, Snyder-Mackler L. Knee instability after acute ACL rupture affects movement patterns during the mid-stance phase of gait. *Journal of Orthopaedic Research*. 2007;25(10):1۳۶۹-۷۷

20. Pamukoff DN, Pietrosimone BG, Ryan ED, Lee DR, Blackburn JT. Quadriceps function and hamstrings co-activation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of athletic training*. 2017;52(5):422-8.
21. DeMont RG, Lephart SM, Giraldo JL, Swanik CB, Fu FH. Muscle preactivity of anterior cruciate ligament-deficient and-reconstructed females during functional activities. *Journal of athletic training*. 1999;34(2):115.
22. Limbird TJ, Shiavi R, Frazer M, Borra H. EMG profiles of knee joint musculature during walking: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of orthopaedic research*. 1988;6(5):630-8.
23. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynnon BD, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *Journal of orthopaedic research*. 2001;19(6):1178-84.
24. Papadonikolakis A, Cooper L, Stergiou N, Georgoulis AD, Soucacos PN. Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2003;11(4):235-43.
25. Chmielewski TL, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2002;12(4):267-74.
26. Kvist J, Gillquist J. Anterior positioning of tibia during motion after anterior cruciate ligament injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2001;33(7):1063-72.
27. Reed-Jones RJ, Vallis LA. Kinematics and muscular responses to a ramp descent in the ACL deficient knee. *The Knee*. 200۱;۷(۲):۱۵۰-۱۵۷.
28. Klyne DM, Keays SL, Bullock-Saxton JE, Newcombe PA. The effect of anterior cruciate ligament rupture on the timing and amplitude of gastrocnemius muscle activation: a study of alterations in EMG measures and their relationship to knee joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012;22(3):446-55.
29. Shultz SJ, Carcia CR, Perrin DH. Knee joint laxity affects muscle activation patterns in the healthy knee. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004;14(4):475-83.
30. Hefti E, Müller W, Jakob R, Stäubli H-U. Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1993;1(3-4):226-34.
31. Vairo GL, Myers JB, Sell TC, Fu FH, Harner CD, Lephart SM. Neuromuscular and biomechanical landing performance subsequent to ipsilateral semitendinosus and gracilis autograft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2008;16(1):2-14.
32. Webster K, Santamaria L, MCCLELLAND J, Feller J. Effect of fatigue on landing biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2012;44(5):910-6.
33. Shiavi R, Limbird T, Borra H, Edmondstone MA. Electromyography profiles of knee joint musculature during pivoting: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1991;1(1):49-57.

34. Lindström M, Felländer-Tsai L, Wredmark T, Henriksson M. Adaptations of gait and muscle activation in chronic ACL deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010;18(1):106-14.
35. Flaxman TE, Alkjær T, Smale KB, Simonsen EB, Krogsgaard MR, Benoit DL. Differences in EMG–moment relationships between ACL-injured and uninjured adults during a weight-bearing multidirectional force control task. *Journal of Orthopaedic Research*. 2019;37(1):113-23.
36. Cibulka M, Wenthe A, Boyle Z, Callier D, Schwerdt A, Jarman D, et al. Variation in medial and lateral gastrocnemius muscle activity with foot position. *International journal of sports physical therapy*. 2017;12(2):233.

### ارجاع‌دهی

دشتی‌رستمی کمیل، علیزاده محمدحسین، مینونژاد هومن، یزدی حمیدرضا. مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوقلوی داخلی و خارجی در ورزشکاران با و بدون سابقه پارگی رباط صلیبی قدامی. *مطالعات طب ورزشی*. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۵۴-۳۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9456.1441

Dashti Rostami K, Alizadeh M. H, Minoonejad H. Yazdi H. R. The Effect of Three Different Ankle Braces on Local Dynamical Stability of Individuals with Chronic Ankle Instability During Running. *Sport Medicine Studies*. Fall & Winter 2021; 12 (28): 37-54. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9456.1441



Research Paper

**Effect of Fatigue Protocol on Lower Limb Muscle Activities  
in Individuals with Genu Varus During Running with  
Agility Shoes**

**AA. Jafarnezhadgero<sup>1</sup>, M. Zivari<sup>2</sup>**

1. Associate Prof. of Sport Biomechanics, Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)

2. M.Sc of Sport Biomechanics, Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

**Received Date: 2021/02/24**

**Accepted Date: 2021/04/21**

---

---

**Abstract**

Most sports injuries occur during fatigue. The aim of the present study was to evaluate the effect of fatigue protocol on lower limb muscular activities in individuals with genu varus during running with agility shoes. In this study, 14 individuals with genu varus and 15 healthy control ones aged 20-30 years volunteered to participate. Muscle activities were recorded using a Biometric system. Findings demonstrated greater gluteus medius activity in the healthy group compared to the genu varus group. The main effect of fatigue on tibialis anterior activity during the loading phase and mid-stance phase was significant. Overall, because of different tibialis anterior and semitendinosus performance in the genu varus group compared with the healthy group during running before and after fatigue protocol, rehabilitation of these muscles is essential in genu varus individuals.

**Keywords:** Agility Shoes, Electromyography, Running

---

---

---

1. Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

2. Email: zmitra1991@gmail.com

## Extended Abstract

### Objectives

The term fatigue though can refer to both physical and mental exhaustion due to prolonged stimulation or exertion. As such, it is a phenomenon of interest to many scientific disciplines, including the science of coaches and players, as it is used in a variety of contexts. Most sports injuries occur during fatigue. Fatigue can induce postural instability and even lead to falls. However, most current methods and treatments to delay or reduce the fatigue process require long preparatory time or large and expensive equipment. The aim of the present study was to evaluate the effect of fatigue protocol on lower limb muscular activities in individuals with genu varus during running with agility shoes.

### Methods

In this study, 14 individuals with genu varus and 15 healthy control ones aged 20-30 years volunteered to participate. The research protocol was approved by the Ethics Committee of the Medical Sciences University of Ardabil, Iran. All participants provided their written informed consent to participate in this study. All participants were right-footed. Both before and after the test, a wireless electromyography system (Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est, Newport, UK) with eight pairs of bipolar Ag/AgCl surface electrodes (20 mm center-to-center distance; input impedance of 100 M $\Omega$ ; and common-mode rejection ratio of >110 dB) was used to record the activity of the tibialis anterior, gastrocnemius medialis, biceps femoris, semitendinosus, vastus lateralis, vastus medialis, and rectus femoris as well as gluteus medius muscles of the right leg. For the running trials, participants were familiarized with the laboratory situation by walking three times across the walkway. A force plate (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA) was used to collect ground reaction force data of the right foot at 1000 Hz. ground reaction force data were low-pass filtered using a 20 Hz. Specific gait characteristics (heel strike and toe off) were extracted from the walking trials using the force plate. For this purpose, a 10 N threshold was used to detect the stance phase of the gait cycle. A trial was considered successful if the right foot landed in the middle of the force plate and if electromyography signals were artefact-free upon visual examination of the online screen. Three successful running trials were assessed for each condition and used for further data analyses. Muscle activities were recorded before and after the fatigue protocol. A separate 2 (groups: genu varus group vs healthy group)  $\times$  2 (time: pre vs. post-test) ANOVA with repeated measures on time was computed. Post-hoc analyses were calculated using Bonferroni tests.

Results: Statistical analysis indicated a significant main effect of group for medial gastrocnemius activity during loading phase ( $p = 0.042$ ). The paired-wise comparison showed greater medial gastrocnemius activity during the loading



phase in the healthy group than that genu varus group. Statistical analysis demonstrated significant main effect of group for gluteus medius during loading ( $p = 0.003$ ) and swing ( $p = 0.012$ ) phases. Findings suggested greater gluteus medius activity in the healthy group compared to the genu varus group. Main effect of fatigue on tibialis anterior activity during loading ( $p = 0.022$ ) and mid-stance phase ( $p = 0.031$ ) were significant. The paired-wise comparison displayed greater tibialis anterior activity during loading and mid-stance phases after fatigue protocol compared with before fatigue protocol. Statistical analysis demonstrated significant interaction effects of group and fatigue for tibialis anterior activity during mid-stance phase ( $p = 0.039$ ). Statistical analysis represented significant interaction effects of group and fatigue medial gastrocnemius activity during the loading phase ( $p = 0.018$ ) and swing phase ( $p = 0.014$ ). Statistical analysis indicated significant interaction effects of group and fatigue rectus femoris activity during loading phase ( $p = 0.014$ ). Statistical analysis exhibited significant interaction effects of group and fatigue semitendinosus activity during swing phase ( $p = 0.016$ ).

### **Conclusion**

The aim of the present study was to evaluate the effect of fatigue protocol on lower limb muscular activities in individuals with genu varus during running with agility shoes. Overall, because of different tibialis anterior and semitendinosus performance in the genu varus group compared with the healthy group during running before and after fatigue protocol, rehabilitation of these muscles is essential in genu varus individuals. However further study is needed to better establish this issue.

**Keywords:** Agility shoes, Electromyography, Running

## اثر پروتکل خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی افراد دارای زانوی پرانتری طی دویدن با کفش چابکی

امیرعلی جعفر نژادگرو<sup>۱</sup>، میترا زیوری<sup>۲</sup>

۱. دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۲/۰۱

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۱۲/۰۶

### چکیده

اغلب آسیب‌های ورزشی در زمان خستگی رخ می‌دهند. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلا به زانوی پرانتری طی دویدن با کفش چابکی است. در این مطالعه نیمه‌تجربی ۱۴ نفر مرد مبتلا به زانوی پرانتری و ۱۵ فرد سالم در دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال شرکت کردند. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از سیستم الکترومایوگرافی بایومتریک استفاده شد. نتایج نشان داد فعالیت عضله سرینی میانی در گروه سالم از با گروه پای پرانتری بزرگ‌تر است. اثر عامل خستگی بر فعالیت عضله درشت‌نی قدامی طی فاز پاسخ بارگذاری از لحاظ آماری معنادار بود. به‌طور کلی، با توجه به عملکرد متفاوت دو عضله درشت‌نی قدامی و نیم‌وتری طی دویدن قبل و بعد از خستگی، در افراد مبتلا به زانوی پرانتری، در مقایسه با افراد سالم، توان‌بخشی این دو عضله در افراد مبتلا به زانوی پرانتری ضروری است.

**واژگان کلیدی:** کفش چابکی، الکترومایوگرافی، دویدن

1. Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

2. Email: zmitra1991@gmail.com

## مقدمه

دویدن طی سال‌های اخیر، مقبولیت زیادی در سراسر دنیا پیدا کرده و متقابلاً مطالعات مربوط به مکانیک دویدن نیز افزایش یافته است (۱،۲). دویدن مزیت‌های زیادی برای افراد دارد که عبارت‌اند از: تقویت سیستم قلبی-عروقی، افزایش جریان خون و کمک به کاهش وزن (۳). آسیب در ورزش اجتناب‌ناپذیر است و آسیب‌های مربوط به هر رشته ورزشی نیز در ناحیه‌ای ویژه از بدن رخ می‌دهد. در جهان، هر ساله افراد زیادی آسیب‌های مربوط به دویدن را تجربه می‌کنند (۴،۵). در هر سال تقریباً ۳۵ تا ۶۰ درصد دوندگان دچار آسیب می‌شوند (۱). درصد آسیب در دوندگان رقابتی و تفریحی از ۳/۲ تا ۸۴/۹ درصد گزارش شده است (۴). با توجه به افزایش تصاعدی آسیب‌های ناشی از دویدن، یعنی در هر ۱۰۰۰ ساعت دویدن حدوداً ۲/۵ تا ۳/۸ آسیب (۶)، پیدا کردن شیوه‌های علمی برای کاهش آسیب‌های ناشی از دویدن اهمیت زیادی دارد. باوجود فوایدی که دویدن برای سلامتی افراد دارد، هنگام خستگی میزان نیروی برشی وارد بر اندام تحتانی افزایش می‌یابد و سبب بروز آسیب در قسمت پایین‌تنه، به‌ویژه در زانو و مچ پا می‌شود. زانوی پرانتری یکی از متداول‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که از طریق ایجاد گشتاور داخلی روی مچ پا و مفصل پا، بر کنترل وضعیت اثر می‌گذارد (۷). عارضه زانوی پرانتری با تغییر بیومکانیک اندام تحتانی طی راه رفتن و دویدن همراه است. طی دویدن، میزان بار منتقل‌شده روی طبق داخلی حدود ۲/۵ برابر بیشتر از میزان بار واردشده روی طبق خارجی است و مقدار این بار در افراد مبتلا به زانوی پرانتری با شدت متوسط تقریباً ۳/۳ بیشتر است (۸). وجود نیروهای عکس‌العمل زمین به سمت بالا در سه بعد قدامی-خلفی، داخلی-خارجی و قدامی-خلفی، موقعیت تشریحی، آسیب‌های قبلی، مکانیک راه - رفتن ضعیف، سعی و خطاهای آموزشی همگی با آسیب‌های شدید ارتباط دارند (۴،۹،۱۰). به همین دلیل پیدا کردن مداخلات درمانی برای کاهش نرخ آسیب اهمیت زیادی دارد.

سعی بر این است تا برای کاهش آسیب‌های مربوط به دویدن، کفش‌های دویدن طوری طراحی شوند که قابلیت افزایش انعطاف‌پذیری و بهبود جذب شوک در مواجهه با مقادیر نیروی واکنش زمین را داشته باشند و همچنین ثبات حرکت را بهبود بخشند تا از آسیب‌های احتمالی جلوگیری کنند. نشان داده شده است که کفش دارای پستینگ<sup>۱</sup> در بخش داخلی سبب کاهش سرعت چرخش درشت‌نی می‌شود، همچنین مشخص شده است این کفش‌ها باعث کاهش سرعت چرخش اورژن می‌شود (۱۱،۱۲). با این حال، پژوهش‌های دیگر نشان داده‌اند ساختار کفش تأثیر چشم‌گیری در سینماتیک اندام تحتانی در حین دویدن ندارد (۱۳،۱۴). استفاده از کفش‌های طبی مختلف که بر اساس اصول بیومکانیکی طراحی شده‌اند، می‌توانند الگوی حرکتی اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار

دهند (۱۵)؛ برای مثال، کفش‌های ناپایدار که با ایجاد حرکات اضافی در بدن، تعادل بدن را بر هم می‌زنند و موجب افزایش نیازهای تعادلی بدن می‌شوند. این مسئله احتمالاً بتواند به گسترش برنامه‌های تمرینی و توان‌بخشی کمک کند (۱۵). تعدادی از مطالعات نشان داده‌اند استفاده از کفش‌های طبی حین فعالیت می‌تواند از میزان پرونیشن بیش از حد پا و گشتاور اداکتوری مفصل زانو بکاهد (۱۶). زیفچک<sup>۱</sup> و دیویس<sup>۲</sup> گزارش کردند کفش طبی پرونیشن اضافی پا را محدود می‌کند و به دنبال آن از حرکات چرخشی اضافی اندام تحتانی که باعث افزایش فشارهای مکانیکی بر بدن می‌شود، جلوگیری می‌کنند (۱۷). اغلب مطالعات گذشته به بررسی اثر کفش‌های تولید خارج از کشور بر مکانیک راه رفتن و دویدن پرداخته‌اند، با وجود این تا کنون بررسی علمی تأثیر کفش‌های ساخت داخل کشور بر مکانیک دویدن ارزیابی نشده است. کفش مدل چابک کفشی چندمنظوره و از جدیدترین سری کفش‌های ورزشی است. کفی این کفش از جنس پلی اورتان است که احتمالاً می‌تواند در جذب شوک و کاهش فعالیت عضلانی موثر باشد. رویه این کفش از جنس بافت با تراکم بالاست. این کفش وزن کمی دارد؛ بنابراین، احتمالاً انرژی کمتری از فرد می‌گیرد. عضلات درشت-نهی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن خارجی، راست رانی، پهن داخلی، دوسر رانی، و سیرینی میانی از جمله عضلات سطحی حرکت‌دهنده بدن طی دویدن به شمار می‌روند (۱۵)؛ بنابراین، بررسی فعالیت این عضلات طی فعالیت‌هایی نظیر دویدن اهمیت فراوانی دارد. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر پروتکل خستگی بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلا به زانوی پرانتری طی دویدن با کفش چابکی است.

## روش پژوهش

نوع این پژوهش نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی است. جامعه آماری پژوهش، کلیه دانشجویان مرد دانشگاه محقق اردبیلی بود که در سال تحصیلی ۹۷-۹۸ در این دانشگاه مشغول به تحصیل بودند. نمونه آماری به صورت در دسترس انتخاب شد. ۱۴ نفر مرد فعال در گروه زانوی پرانتری (با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر  $21/57 \pm 2/34$  سال،  $176/78 \pm 5/38$  سانتی‌متر و  $67/35 \pm 4/25$  کیلوگرم) و ۱۵ نفر مرد فعال در گروه سالم (با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر  $23/20 \pm 1/78$  سال،  $177/40 \pm 5/93$  سانتی‌متر و  $69/06 \pm 8/84$  کیلوگرم) انتخاب شدند.

تشخیص پرانتری بودن با استفاده از کولیس صنعتی تغییرشکل‌یافته با دقت  $0/1$  میلی‌متر ارزیابی اولیه از زانو به عمل آمد. ورزشکار حرفه‌ای بودن، سابقه آسیب‌دیدگی و شکستگی در یک سال

- 
1. Zifchock
  2. Davis

گذشته و جراحی در اندام تحتانی که به ناتوانی در دویدن منجر شود از معیارهای خروج از پژوهش بودند. پیش از اندازه‌گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در پژوهش و اطلاعات شخصی آن‌ها شامل وزن، سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته و ... جمع‌آوری شد. به‌منظور انجام طرح پژوهش، نامه تأییدیه از کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی اردبیل با کد IR.ARUMS.REC.1397.135 دریافت شد.

چنانچه فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی زانو در حالت ایستاده، در حالی که فرد بدون هیچ‌گونه فشاری دو قوزک داخلی پا را به هم چسبانده، بیش از  $4/5$  سانتی‌متر بود به‌منزله ناهنجاری زانوی پرانتری در نظر گرفته شد (۱۸). درجه زانوی پرانتری برای همه افراد بین  $4/5$  تا  $8$  سانتی‌متر بود. پیش از الکتروگذاری ابتدا پای برتر آزمودنی با استفاده از شوت توپ فوتبال مشخص شد تا الکتروگذاری روی پای برتر انجام شود. برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، ابتدا محل عضلات مورد نظر به‌منظور کاهش مقاومت موزادایی و با الکل طبی و پنبه تمیز شد. الکترودها دوقطبی بودند و فاصله مرکز تا مرکز هر الکتروود  $20$  میلی‌متر بود. برای تشخیص محل دقیق الکترودها از لمس برجستگی‌های استخوانی و انقباض ایزومتریک عضلات استفاده شد. بعد از تشخیص برجستگی‌های الکترودها در راستای تارهای عضلانی متصل شدند (۱۹). سپس، الکتروود-های سطحی روی عضلات درشت‌نی قدامی، عضله دوقلوی داخلی، عضله راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، عضله دوسر رانی، نیم‌وتری و سرینی‌میانی طبق پروتکل اروپایی سنیم قرار گرفت (۲۰) (تصویر ۱).



شکل ۱- محل نصب الکترودها

شرکت‌کنندگان یک جلسه در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه محقق اردبیلی حضور یافتند. طی آزمون، آزمودنی‌ها، قبل و بعد از خستگی، کوشش‌های دویدن خود را با کفش چابکی اجرا کردند. کفش مدل چابک کفشی چندمنظوره و از جدیدترین سری کفش‌های ورزشی است. کفی این کفش از جنس پلی‌اورتان است که احتمالاً بتواند در جذب شوک و کاهش فعالیت عضلانی مؤثر باشد. ارتفاع لژ یا همان کفی کفش ۳/۵ سانتی‌متر است. رویه این کفش از جنس بافت با تراکم بالاست. این کفش وزن کمی دارد؛ بنابراین، احتمالاً انرژی کمتری را از فرد می‌گیرد (تصویر شماره ۲). ترتیب کوشش‌های دویدن با هر کفش تصادفی بود. طی کوشش‌های دویدن، مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات و نیروی عکس‌العمل زمین ثبت شد. از دستگاه تخته‌نیروی برتک ساخت آمریکا برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین و دستگاه الکترومایوگرافی<sup>۱</sup> برای محاسبه میزان فعالیت عضلات استفاده شد.

نرخ نمونه‌برداری تخته‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. ابتدا آزمودنی‌ها برای آشنایی با محیط آزمایشگاه و اجرای حرکت صحیح دویدن پاشنه-پنجه، پنج دقیقه تمرینات گرم کردن را اجرا کردند. سه کوشش دویدن پاشنه-پنجه برای آشنایی آزمودنی با حرکت اجرا شد و در ادامه از آزمودنی خواسته شد تا سه مرتبه تکلیف دویدن را با کفش چابکی (تصویر شماره ۲) و با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه انجام دهد. بین هر کوشش یک دقیقه استراحت به افراد داده می‌شد.

نحوه اجرای پروتکل خستگی به این صورت بود که فرد روی تردمیل بدون شیب شروع به دویدن می‌کرد و هم‌زمان ضربان قلبش به صورت مداوم با دستگاه پولار ثبت می‌شد. آزمودنی‌ها این آزمون را با سرعت ۳/۲ متر بر ثانیه شروع می‌کردند و سرعت تردمیل بعد از هر دو دقیقه به اندازه یک کیلومتر بر ساعت افزایش پیدا می‌کرد. شدت خستگی با استفاده از مقیاس بورگ ۱۵ امتیازی ثبت می‌شد. بیشترین ضربان قلب با استفاده از معادله سن-۲۲۰ محاسبه می‌شد. پروتکل خستگی دو دقیقه بعد از زمانی در نظر گرفته می‌شد که فرد امتیاز ۱۷ را در مقیاس بورگ کسب می‌کرد یا به ۸۰ درصد ضربان قلب بیشینه خود می‌رسید (تصویر شماره ۳). در این پژوهش برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی از روش باترورث میان‌گذر با فرکانس برش ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و برای داده‌های کینتیکی از باترورث پایین‌گذر با فرکانس برش ۲۰ هرتز استفاده شد. در این پژوهش، مقادیر ریشه میانگین مجذور<sup>۲</sup> سیگنال الکترومایوگرافی طی فازهای مختلف دویدن استخراج شد. فازهای مختلف دویدن با استفاده از داده‌های حاصل از دستگاه تخته‌نیرو مشخص شد. برای مشخص کردن لحظه تماس پاشنه و بلند شدن پنجه از زمین از میزان نیروی عمودی برابر ۲۰ نیوتن استفاده شد.

1. EMG Pre-Amplifier, Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est., Newport, United Kingdom

2. Root Mean Square (RMS)

فازهای دویدن شامل پاسخ بارگذاری، میانه اتکا، هل دادن و نوسان بود. برای نرمال کردن داده‌های الکترومایوگرافی از آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) استفاده شد.



شکل ۲- کفش چابکی

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک و همسان بودن دو گروه با استفاده از آزمون لون تأیید شد. برای مقایسه داده‌ها طی دو وضعیت دویدن با کفش چابکی قبل و بعد از خستگی از آزمون واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری (گروه=۲\*شرایط=۲) استفاده شد (۲۱). تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار اسپاس پی‌اس نسخه ۲۵ انجام شد.



شکل ۳- پروتکل خستگی روی تردمیل

## نتایج

اثر عامل گروه بر فعالیت عضله دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری به لحاظ آماری معنادار بود ( $p=0/042$ ) (جدول شماره ۱). مقایسه جفتی نشان داد فعالیت عضله دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری در گروه سالم از گروه پای پرنانتری بزرگتر است. همچنین اثر عامل گروه بر فعالیت الکتریکی عضله سیرینی میانی طی فاز پاسخ بارگذاری ( $p=0/003$ ) و همچنین اثر عامل نوسان ( $p=0/012$ ) از لحاظ آماری معنادار بود. مقایسه جفتی نشان داد فعالیت عضله سیرینی میانی طی دو فاز پاسخ بارگذاری و نوسان در گروه سالم از گروه پرنانتری بزرگتر است. اثر عامل خستگی بر فعالیت عضله درشتنی قدامی طی فاز پاسخ بارگذاری ( $p=0/022$ ) و همچنین اثر عامل خستگی بر فعالیت عضله درشتنی قدامی طی فاز پاسخ بارگذاری ( $p=0/031$ ) از لحاظ آماری معنادار بود. مقایسه جفتی نشان داد میزان فعالیت درشتنی قدامی طی پس‌آزمون از پیش‌آزمون بزرگتر است. اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی در عضله درشتنی قدامی طی فاز میانه اتکا ( $p=0/039$ ) و همچنین اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری ( $p=0/018$ ) و همچنین در فاز نوسان ( $p=0/014$ ) از لحاظ آماری معنادار است. اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی عضله راست رانی طی فاز پاسخ بارگذاری ( $p=0/014$ ) و همچنین بر فعالیت الکتریکی عضله نیم‌وتری طی فاز نوسان ( $p=0/016$ ) از لحاظ آماری معنادار بود (جدول شماره ۱).

جدول ۱- مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات (درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) هنگام استفاده

کفش چابکی در دو گروه

عضله	فاز	گروه سالم		گروه پرنانتری		اثر عامل گروه	اثر عامل خستگی و گروه
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		
پاسخ بارگذاری	$40/16 \pm 23/40$	$48/19 \pm 83/33$	$43/42 \pm 99/76$	$43/23 \pm 10/23$	$0/878$	$0/022$	$0/134$
درشت‌نی میانه اتکا	$48/33 \pm 89/46$	$55/16 \pm 99/65$	$42/28 \pm 77/21$	$53/24 \pm 02/12$	$0/963$	$0/031$	$0/039$
قدامی هل دادن	$34/20 \pm 35/06$	$39/20 \pm 15/55$	$43/23 \pm 36/15$	$53/20 \pm 87/10$	$0/075$	$0/622$	$0/822$
نوسان	$33/8 \pm 58/96$	$38/15 \pm 79/18$	$40/25 \pm 46/58$	$42/22 \pm 49/26$	$0/589$	$0/820$	$0/244$



ادامه جدول ۱- مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات (درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) هنگام استفاده کفش چابکی در دو گروه

عضله	فاز	گروه سالم		گروه پراتنزی		اثر عامل گروه	اثر عامل خستگی	اثر تعاملی خستگی و گروه
		پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون			
دوقلوی داخلی	پاسخ بارگذاری	۱۶/۱۲±۹۹/۶۷	۱۵/۶±۳۰/۹۰	۱۲/۶±۱۶/۲۳	۱۲/۳±۵۲/۲۷	۰/۰۴۲	۰/۲۷۷	۰/۰۱۸
	میانه اتکا	۷۹/۹۹±۱۵/۳۲	۷۳/۷۴±۷۶/۷۳	۴۹/۲۱±۱۳/۶۴	۵۰/۱۸±۸۹/۳۵	۰/۲۶۱	۰/۰۹۴	۰/۷۷۵
	هل دادن	۱۴۵/۱۰۰±۴۵/۹۷	۱۴۲/۱۰۳±۰۸/۶۵	۱۰۹/۳۶±۱۵/۸۴	۱۱۶/۵۴±۸۹/۸۲	۰/۱۶۶	۰/۷۱۶	۰/۲۰۲
	نوسان	۲۳/۱۷±۵۲/۵۲	۲۱/۹±۳۴/۶۱	۲۰/۱۵±۱۵/۴۹	۲۵/۲۲±۹۳/۷۲	۰/۶۵۹	۰/۸۱۱	۰/۰۱۴
پهن داخلی	پاسخ بارگذاری	۲۱/۱۵±۲۲/۹۰	۲۴/۱۹±۸۷/۹۵	۲۳/۱۶±۷۷/۸۶	۱۸/۱۱±۶۹/۲۰	۰/۷۷۲	۰/۱۱۸	۰/۷۸۴
	میانه اتکا	۴۵/۲۵±۳۲/۳۷	۶۵/۴۵±۳۶/۲۷	۵۵/۲۸±۱۱/۸۳	۵۸/۳۶±۳۶/۳۸	۰/۶۰۶	۰/۰۵۳	۰/۵۳۸
	هل دادن	۷۵/۹۶±۳۶/۰۰	۷۹/۶۷±۷۹/۸۴	۹۳/۶۱±۹۳/۵۴	۸۰/۳۴±۸۸/۵۳	۰/۴۹۳	۰/۶۹۰	۰/۷۸۶
	نوسان	۲۹/۲۷±۶۴/۳۷	۲۶/۳۳±۰۰/۴۱	۳۷/۳۵±۵۸/۳۴	۳۶/۲۸±۵۹/۱۲	۰/۱۷۴	۰/۲۸۷	۰/۹۶۹
پهن خارجی	پاسخ بارگذاری	۳۹/۲۶±۸۶/۹۲	۳۵/۱۷±۸۰/۴۶	۲۶/۲۱±۶۲/۰۵	۳۸/۲۴±۷۳/۳۸	۰/۵۷۵	۰/۱۹۹	۰/۶۲۶
	میانه اتکا	۱۰۸/۷۹±۶۰/۷۸	۱۰۰/۵۵±۶۶/۹۱	۸۲/۵۴±۱۳/۲۱	۱۰۱/۶۰±۴۵/۰۵	۰/۶۶۶	۰/۲۰۰	۰/۵۷۳
	هل دادن	۷۶/۵۶±۰۴/۱۳	۱۰۶/۵۴±۸۴/۶۶	۷۳/۴۳±۱۸/۶۴	۱۰۶/۸۵±۱۹/۴۷	۰/۶۲۴	۰/۸۴۹	۰/۳۱۱
	نوسان	۲۲/۲۷±۷۳/۱۷	۲۲/۴۲±۴۷/۷۸	۲۳/۲۶±۵۶/۶۷	۲۹/۳۸±۹۹/۹۲	۰/۵۱۵	۰/۱۲۵	۰/۸۲۰
راست رانی	پاسخ بارگذاری	۱۲/۴±۰۴/۹۹	۱۵/۶±۳۶/۱۵	۱۸/۱۲±۷۳/۰۲	۱۸/۶±۳۹/۹۸	۰/۱۰۸	۰/۲۱۴	۰/۰۱۴
	میانه اتکا	۱۵/۸±۵۴/۸۶	۲۳/۱۰±۰۸/۵۶	۲۰/۱۰±۵۷/۱۵	۲۶/۱۱±۵۷/۱۱	۰/۵۷۰	۰/۶۵۲	۰/۰۶۵
	هل دادن	۱۶/۷±۳۳/۲۸	۲۸/۱۷±۸۶/۰۳	۲۱/۱۱±۷۳/۲۲	۳۱/۲۰±۲۲/۰۴	۰/۴۳۳	۰/۶۴۲	۰/۴۹۱
	نوسان	۱۳/۶۱±۱۳/۳۵	۱۷/۸±۳/۲۸	۱۹/۹±۳۵/۶۵	۲۲/۹±۰۱/۴۵	۰/۱۰۴	۰/۷۴۱	۰/۱۳۷

ادامه جدول ۱- مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات (درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) هنگام استفاده کفش چابکی در دو گروه

عضله	فاز	گروه سالم		گروه پراتنزی		اثر عامل گروه	اثر عامل خستگی	اثر تعاملی خستگی و گروه
		پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون			
دوسر رانی	پاسخ بارگذاری	۲۱/۱۱±۶۰/۳۶	۲۴/۱۰±۷۶/۶۷	۱۵/۴±۵۸/۶۸	۲۷/۱۸±۰۶/۵۰	۰/۱۲۲	۰/۳۲۸	۰/۱۱۴
	میانه اتکا	۲۹/۱۹±۲۳/۱۵۵	۲۷/۹±۹۷/۲۴	۲۱/۱۱±۱۱/۹۰	۲۵/۱۲±۱۴/۰۸	۰/۰۵۹	۰/۴۶۵	۰/۵۱۹
	هل دادن	۲۵/۱۱±۴۶/۵۵	۳۲/۱۳±۰۲/۵۴	۱۹/۱۶±۱۹/۲۴	۲۶/۱۳±۳۲/۳۸	۰/۰۸۳	۰/۹۰۲	۰/۹۷۶
	نوسان	۱۶/۸±۷۰/۱۹	۱۶/۶۶±۰۸/۷۵	۱۲/۶±۳۷/۲۱	۱۶/۱۱±۷۴/۰۱	۰/۱۸۸	۰/۶۰۶	۰/۳۷۸
نیم-وتری	پاسخ بارگذاری	۱۹/۱۹±۵۳/۷۴	۲۰/۲۰±۹۵/۰۱	۱۷/۹±۴۶/۰۴	۲۵/۱۷±۵۳/۳۲	۰/۸۶۵	۰/۲۳۶	۰/۶۷۳
	میانه اتکا	۲۰/۱۷±۳۱/۵۷	۲۲/۲۱±۲۵/۵۱	۱۴/۷±۸۹/۷۰	۱۹/۷±۵۷/۰۰	۰/۶۱۴	۰/۷۷۲	۰/۲۰۹
	هل دادن	۲۴/۳۹±۴۷/۳۸	۱۷/۲۰±۹۰/۶۱	۱۳/۷±۶۵/۹۲	۱۷/۸±۵۰/۸۴	۰/۴۵۵	۰/۱۵۵	۰/۳۰۱
	نوسان	۱۱/۶±۴۴/۷۰	۱۱/۱۰±۵۴/۷۱	۱۵/۸±۳۹/۰۰	۱۴/۹±۵۶/۶۶	۰/۸۱۱	۰/۵۹۹	۰/۰۱۶
سری میانی	پاسخ بارگذاری	۴۵/۳۸±۱۷/۵۹	۶۲/۳۶±۲۲/۵۶	۲۸/۱۶±۲۶/۹۲	۳۰/۲۲±۵۷/۵۸	۰/۰۰۳	۰/۰۵۶	۰/۶۳۴
	میانه اتکا	۷۰/۶۰±۴۷/۷۰	۱۰۰/۶۷±۵۹/۰۸	۵۷/۵۴±۵۷/۳۶	۵۷/۳۴±۸۸/۳۰	۰/۰۵۰	۰/۶۰۶	۰/۴۶۷
	هل دادن	۶۴/۵۲±۰۲/۷۳	۹۲/۵۸±۹۰/۸۵	۷۰/۷۴±۷۲/۷۲	۴۸/۲۳±۰۸/۰۲	۰/۵۰۲	۰/۸۰۸	۰/۳۲۸
	نوسان	۳۶/۲۵±۱۴/۶۶	۵۵/۴۸±۹۰/۵۹	۲۶/۱۶±۸/۸۰	۲۴/۱۴±۲۷/۶۶	۰/۰۱۲	۰/۸۲۳	۰/۷۹۵

\* سطح معناداری  $P < 0/05$

### بحث و نتیجه گیری

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر کفش چابکی بر فعالیت اندام تحتانی در افراد مبتلا به زانوی پراتنزی، قبل و بعد از پروتکل خستگی، طی دویدن بود. نتایج نشان داد فعالیت عضله سری میانی در گروه سالم از گروه پراتنزی بزرگ تر است. همچنین، اثر عامل خستگی بر فعالیت عضله درشتنی قدامی طی فاز پاسخ بارگذاری از لحاظ آماری معنادار بود.

طی فاز پاسخ بارگذاری عضله درشتنی قدامی به صورت برون گرا درگیر است تا کف پا به آرامی با

زمین برخورد کند؛ انقباض برون‌گرای عضله درشت‌نی قدامی از ورود آسیب به کف پا جلوگیری می‌کند (۲۲). با وجود این، نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلافی در فعالیت عضله درشت‌نی قدامی دو گروه نشان نداد. یافته‌ها نشان داد فعالیت عضله دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری در گروه سالم از گروه پای پرانتری بزرگ‌تر است. عضله دوقلوی داخلی ضدجاذبه است و نقشی مهم در دویدن دارد (۲۳-۲۵). این عضله در زیرفاز میانه اتکا در زمان خم شدن مفصل زانو فعال می‌شود و فعالیت آن به‌طور ناگهانی در زیرفاز هل دادن افزایش می‌یابد. همچنین در بخش اولیه فاز نوسان نیز در خم کردن مفصل زانو برای جلوگیری از برخورد پا به زمین ایفای نقش می‌کند (۲۴،۲۵). نتایج نشان داد فعالیت عضله سرینی میانی طی دو فاز پاسخ بارگذاری و نوسان در گروه سالم از گروه پرانتری بزرگ‌تر است. قابل ذکر است که عضله سرینی میانی در فاز پاسخ بارگذاری طی راه رفتن و دویدن فعالیت می‌کند و فعالیتش طی این فاز به جذب شوک‌های وارد بر اندام تحتانی کمک می‌کند (۲۵). به همین دلیل فعالیت بیشتر این عضله در گروه سالم نشان‌دهنده احتمال آسیب کمتر در افراد سالم، در مقایسه با افراد مبتلا به پای پرانتری است. مقایسه جفتی نشان داد میزان فعالیت درشت‌نی قدامی طی پس‌آزمون از پیش‌آزمون بزرگ‌تر است. همان‌طور که قبلاً ذکر شد، فعالیت عضله درشت‌نی قدامی در فاز پاسخ بارگذاری به‌صورت برون‌گراست که به جذب شوک‌های وارنده کمک می‌کند (۲۶،۲۲). نتایج پژوهش حاضر نشان داد بعد از خستگی، فعالیت عضله درشت‌نی قدامی، در مقایسه با وضعیت قبل از خستگی افزایش پیدا می‌کند. این موضوع نشان می‌دهد بعد از خستگی عضله درشت‌نی قدامی با سازوکاری جبرانی فعالیت خود را افزایش می‌دهد تا از وارد شدن نیروهای بزرگ‌تر به کف پا بعد از خستگی جلوگیری کند. اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی در درشت‌نی قدامی طی فاز میانه اتکا و همچنین اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگذاری و فاز نوسان از لحاظ آماری معنادار است. عضله درشت‌نی قدامی بزرگ‌ترین عضله دورسی‌فلکسور در ناحیهٔ مچ پاست. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد فعالیت عضله درشت‌نی قدامی، قبل و بعد از خستگی، در گروه افراد سالم با افراد مبتلا به زانوی پرانتری متفاوت است. از جمله علل تغییر در فعالیت عضله درشت‌نی قدامی می‌توان به تغییر راستای ساق پا در افراد مبتلا به زانوی پرانتری و در نتیجه تغییر رابطه طول-تنش در این عضله اشاره کرد. باوجود این، اثبات دقیق‌تر این موضوع به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه نیاز دارد. اثر تعاملی خستگی و گروه بر فعالیت الکتریکی عضله نیم‌وتری طی فاز نوسان از لحاظ آماری معنادار بود. از آنجا که گروه عضلات همسترینگ آنتاگونیست لیگامنت صلیبی-قدامی‌اند، ضعف در فعالیت این عضلات زمینه‌ساز بروز آسیب لیگامنت صلیبی-قدامی خواهد بود (۲۷). به دلیل اینکه خستگی موجب کاهش دامنهٔ عضله نیم‌وتری می‌شود، ممکن است آسیب‌های لیگامنت صلیبی-

قدامی را نیز در پی داشته باشد. عضله نیم‌وتری علاوه بر اینکه در عمل خم کردن زانو و تسهیل چرخش درشت‌نی روی ران نقش دارد، تأمین ثبات داخلی زانو را هم بر عهده دارد و ضعف آن موجب کاهش ثبات سمت داخلی زانو می‌شود. با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر، عملکرد عضله نیم‌وتری، قبل و بعد از خستگی، در افراد مبتلا به زانوی پرانتری با افراد سالم متفاوت است. در مطالعات گذشته تأثیر خستگی در مکانیک دویدن هنگام استفاده از کفش‌های چابکی ارزیابی نشده است. به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش حاضر با مطالعات گذشته میسر نیست. نتایج پژوهش حاضر نشان داد به‌طور کلی عملکرد دو عضله درشت‌نی قدامی و نیم‌وتری در گروه افراد سالم، در مقایسه با افراد مبتلا به زانوی پرانتری، طی دویدن قبل و بعد از خستگی متفاوت است.

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به استفاده صرف نمونه مرد در پژوهش و همچنین ثبت نشدن کینماتیک دویدن اشاره کرد.

با توجه به عملکرد متفاوت دو عضله درشت‌نی قدامی و نیم‌وتری در افراد مبتلا به زانوی پرانتری، در مقایسه با گروه افراد سالم، طی دویدن قبل و بعد از خستگی، توان بخشی این دو عضله در افراد مبتلا به زانوی پرانتری ضروری است.

### پیام مقاله

عملکرد دو عضله درشت‌نی قدامی و نیم‌وتری در گروه افراد سالم، در مقایسه با افراد مبتلا به زانوی پرانتری طی دویدن با کفش چابکی قبل و بعد از خستگی متفاوت است. با توجه به این موضوع اصلاح ساختار کفش‌های چابکی برای استفاده توسط افراد مبتلا به زانوی پرانتری به‌منظور دستیابی به عملکردی مشابه با افراد سالم در این دو عضله در مطالعات آینده ضروری است.

### سپاسگزاری

از تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش و تمامی کسانی که ما را در اجرای این پژوهش یاری کردند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

### تعارض منافع

قابل ذکر است که نویسندگان این مقاله هیچ‌گونه ارتباط مادی یا معنوی با شرکت سازنده کفش استفاده‌شده در پژوهش حاضر نداشته‌اند.

### منابع

1. Begizew DM, Grace JM, van Heerden HJ. Lower-extremity running-related injuries among 10,000-meter long distance runners in Ethiopia. *Journal of Human Sport and Exercise*. 2019, 14(2): 358-373.

2. Besomi M, Leppe J, Mauri-Stecca MV, Hooper TL, Sizer PS. Training volume and previous injury as associated factors for running-related injuries by race distance: a cross-sectional study. *Journal of Human Sport and Exercise*. 2019, 14(3): 549-559.
3. Scherbenske AL. *Multiplicity and Belonging among New York City Improviser-Composers, 2000-2011*: Wesleyan University; 2014.
4. Messier SP, Martin DF, Mihalko SL, Ip E, DeVita P, Cannon DW, et al. A 2-year prospective cohort study of overuse running injuries: the runners and injury longitudinal study (TRAILS). *The American journal of sports medicine*. 2018;46(9):2211-21.
5. Van Gent R, Siem D, van Middelkoop M, Van Os A, Bierma-Zeinstra S, Koes B. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British journal of sports medicine*. 2007;41(8):469-80.
6. Hulme A, Salmon PM, Nielsen R, Read GJ, Finch C. Closing Pandora's Box: adapting a systems ergonomics methodology for better understanding the ecological complexity underpinning the development and prevention of running-related injury. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*. 2017;18(4):338-59.
7. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2005;95(6):531-41.
8. Jafarnehadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. *PloS one*. 2017;12(9):e0185057.
9. Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *Journal of biomechanics*. 1980;13(5):397-406.
10. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dynamic medicine*. 2008;7(1):1-14.
11. Butler RJ, Davis IS, Hamill J. Interaction of arch type and footwear on running mechanics. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006;34(12):1998-2005.
12. TenBroek TM, Rodrigues PA, Frederick EC, Hamill J. Midsole thickness affects running patterns in habitual rearfoot strikers during a sustained run. *Journal of applied biomechanics*. 2014 ;30(4)521-528. (In Persian)
13. Hardin EC, Van Den Bogert AJ, Hamill J. Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004;36(5):838-44.
14. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg B, van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*. 2000;15(1):54-64.
15. Gu Y, Lu Y, Mei Q, Li J, Ren J. Effects of different unstable sole construction on kinematics and muscle activity of lower limb. *Human movement science*. 2014;36:46-57.
16. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2009;12(6):679-84.
17. Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. *Clinical biomechanics*. 2008;23(10):1287-93.

18. Destieux C, Gaudreault N, Isner-Horobeti M, Vautravers P. Use of Postural Reconstruction® physiotherapy to treat an adolescent with asymmetric bilateral genu varum and idiopathic scoliosis. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2013;56(4):312-26.
19. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*. 2000;10(5):361-74.
20. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). 2007.
21. Chin WW. Commentary: Issues and opinion on structural equation modeling. *JSTOR*; 1998.
22. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons ;2009.
23. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabzadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. *Modern Rehabilitation*. 2014;8(3): 24-29. (In persian)
24. Mahaki M, Shojaedin S, Memar R, Khaleghinazeji M. Comparison of electromyography activity of leg muscles and maximum vertical ground reaction forces in the single leg landing between patients with genu varum and normal men. *Sport Med*. 2013;4(9):87-106. (In persian)
25. Keskula DR. *Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*. *Physical Therapy*. 2004;84(3):291.
26. Oatis CA. Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. *Physical therapy*. 1988;68(12):1815-21.
27. Hemsley K, Sitler M, Moyer R, Oatis C. Neuromuscular and psychological influences on range of motion recovery in anterior cruciate ligament reconstruction patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(4):684-92.

## ارجاع دهی

جعفرنژادگرو امیرعلی، زیوری میترا. اثر پروتکل خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی افراد دارای زانوی پرانتری طی دویدن با کفش چابکی. *مطالعات طب ورزشی*. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۷۰-۵۵. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10190.1469

Jafarnezhadgero A. A, Zivari M. Effect of Fatigue Protocol on Lower Limb Muscle Activities in Individuals with Genu Varus During Running with Agility Shoes. *Sport Medicine Studies*. Fall & Winter 2021; 12 (28): 55-70. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10190.1469

## Research Paper

**Determination of Allometric Scaling Equations for Elastic Behavior of Human Body during Kangaroo-like Hopping in Different Styles and Strategies****M. Ashroostaghi<sup>1</sup>, H. Sadeghi<sup>2</sup>, E. Shirzad<sup>3</sup>**

1. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Sport Science Research Institute of Iran, Tehran (Corresponding Author)
2. Professor of Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor of Medical Engineering, University of Tehran, Iran

**Received Date: 2021/02/27****Accepted Date: 2021/04/27**

---

**Abstract**

The purpose of the current study was to determine allometric equations for leg stiffness, the main parameter of elastic behavior of the human body. Totally, 30 young healthy men participated voluntarily in this study and performed a vertical hopping test on a force plate and in front of a high-speed camera. Leg stiffness was calculated, and its relationship with individual characteristics such as body mass, height, body mass index and age was determined by Pearson correlation test, and the allometric equations were formed by regression analysis. Positive significant correlations were observed between leg stiffness of the controlled hopping test and body mass. Allometric scaling equations were  $K_{\text{bilateral}}=190M^{1.1}$  for bilateral leg stiffness,  $K_{\text{dominant}}=501M^{0.84}$  for dominant leg stiffness and  $K_{\text{nondominant}}=549M^{0.82}$  for non-dominant leg stiffness. These equations can help in the correct normalization of the elastic behavior of the human body and allow the estimation of leg stiffness based on body mass.

**Keywords:** Elastic Behavior, Leg Stiffness, Allometry, Body Size, Normalizing

---

---

1. Email: mojtabaashr@yahoo.com

2. Email: sadeghih@yahoo.com

3. Email: eshirzad@ut.ac.ir

## Extended Abstract

### Objectives

Elastic behavior of the human body, an important factor for stretch-shortening cycle efficiency, perturbation control and force transmission in the musculoskeletal system, is measured by hopping test (1). Leg stiffness is the most important parameter of this test, as it indicates the resistance of the leg spring to compression. Various methods have been utilized by researchers to normalize this variable to body size.. However, allometry could be a more effective scaling method that has been usually neglected in human movement studies (2). Furthermore, the formation of the allometric equations can be helpful in the estimation of the leg stiffness from body size parameters. The aim of the current study was to determine allometric equations for leg stiffness during hopping in different styles and strategies.

### Materials and Methods

Totally, 30 young healthy men participated voluntarily in this study and performed vertical hopping test in three styles (bilateral, on dominant leg and non-dominant leg) and three-movement strategy (preferred, controlled and maximal) on a force plate and in front of a high-speed camera. The sampling frequency was 300 Hz for video recording and 500 Hz for force acquisition.

The study was reviewed in the Research Ethics Committee of Sport Sciences Research Institute of Iran and was approved in accordance with the ethical principles as well as national norms and standards for conducting Medical Research in Iran, with the code IR.SSRC.REC.1399.112. All procedures were explained to each subject thoroughly before signing the informed consent. After that, they were allowed to do a 5-minute warm-up and train adequately to adapt to the test conditions.

As the leg behavior in the contact time of the hopping task is similar to a linear spring, the leg stiffness ( $K$ ) can be defined as the ratio of maximum ground reaction force ( $F_{max}$ ) to maximum compression of the leg during the eccentric phase of the contact time ( $\Delta L$ ). A self-written MATLAB code helped us to calculate the leg stiffness in 9 (3 styles  $\times$  3 strategies) conditions.

Body mass ( $M$ ), height ( $L$ ), the ratio of height to mass ( $L/M$ ), body mass index (BMI) and age were considered as the predictive variables and leg stiffness was the criterion variables. Pearson correlation test and regression analysis were applied to determine the relationship between predictive and criterion variables. Regression analysis was also done between  $\log(\text{predictive})$  and  $\log(\text{criterion})$  to establish the allometric equations. If  $R^2$  of the regression line were statistically significant ( $p < 0.05$ ), an allometric equation would be formed. The regression line slope was considered as the allometric power.



### Findings

Based on the results of descriptive statistics, mean and standard deviation were  $67.67 \pm 8.20$  kg for body mass,  $1.77 \pm 0.06$  m for height,  $0.026 \pm 0.003$  m/kg for height to body mass ratio,  $21.69 \pm 2.63$  for body mass index and  $22.28 \pm 2.88$  yrs for age. The leg stiffness in all conditions was  $17004 \pm 4608$  N/m.

When applying the preferred or maximal strategy for the hopping test, there were no statistically significant correlations between the leg stiffness and none of the individual characteristics ( $p > 0.01$ ). However, significant relationships were observed between leg stiffness during the controlled hopping test and some predictive variables ( $p < 0.01$ ). In this case, correlation coefficients of  $K_{\text{bilateral}}$  to M, L/m and BMI were relatively 0.53, -0.49 and 0.44, correlation coefficients of  $K_{\text{dominant}}$  to M, L/m and BMI were relatively 0.59, -0.56 and 0.49, and correlation coefficients of  $K_{\text{nondominant}}$  to M, L/m and BMI were relatively 0.61, -0.60 and 0.51. Obviously, body mass was the most correlated variable to leg stiffness; The negative and positive correlations of two other parameters are because of the appearance of M in their calculation formulas. It wasn't found any significant relationships between leg stiffness and height or age.

In accordance with the Pearson correlation test, regression analysis parameters were statistically significant just for the leg stiffness measured by the controlled hopping test. Body mass was the only predictive variable entered into the regression line equation.  $R^2$ , B and C have been reported in table 1. The slope of the M-K regression line was 323, 203 and 196 for bilateral, dominant and non-dominant hopping relatively.

The most important findings of this study were the allometric equations presented in Table 1. Regression analysis of  $\log(\text{predictive variables})$  and  $\log(\text{criterion variable})$  was also successful just for controlled hopping and  $\log(M)$  was the only variable entered to it. B is the allometric power of M and  $10^C$  is the constant coefficient of M in the allometric equation. The equation established for bilateral leg stiffness is clearly different from the two others. The allometric power was more than 1 and less than 1 relatively for bilateral and unilateral conditions. Allometric equations for dominant and non-dominant leg stiffness were approximately identical, showing the lateral asymmetry between two legs in a controlled hopping task.

**Table 1- the Results of Regression Analysis of Leg Stiffness Variables in Controlled Hopping and the Allometric Scaling Equations**

variables	regression analysis of K and individual characteristics			regression analysis to the formation of allometric equations			allometric equations
	R <sup>2</sup>	B	C	R <sup>2</sup>	B	C	
Kbilateral	0.28	323 (0.00)*	-1961 (0.77)	0.29	1.10 (0.00)*	2.28 (0.00)	Kbilateral=190M <sup>1.1</sup>
Kdominant	0.35	203 (0.00)*	3750 (0.30)	0.36	0.84 (0.00)*	2.70 (0.00)	Kdominant=501M <sup>0.84</sup>
Knondominant	0.37	196 (0.00)*	4160 (0.22)	0.40	0.82 (0.00)*	2.74 (0.00)	Knondominant=549M <sup>0.82</sup>

\* p ≤ 0.05

### Conclusion

The results of this study indicated that the scaling method for leg stiffness normalizing was dependent on the task conditions. It seems when hopping is performed maximal or preferred by subjects, leg stiffness is independent of individual characteristics and do not need to normalize. However, the leg stiffness measured during 2.2 Hz controlled hopping should be normalized to body mass. Previous studies have typically utilized the absolute or dimensionless values of leg stiffness or have normalized it to body mass. The base of this normalizing is the research conducted by Farely et al. (1993) on several species of mammals (3). They reported allometric equation of  $K \propto m^{0.67}$  for horizontal movement of mammals. Although our study can approve the dependence of leg stiffness on body mass under certain conditions, the allometric scaling parameter differs from the previous study and may be variable depending on the assumed exercise styles. This study can be useful for normalizing leg stiffness and estimating it from body mass. More extensive allometric studies are required to make final decisions on the normalization of the elastic behavior of the human body during different movements with body size.

**Keywords:** Elastic behavior, Leg stiffness, Allometry, Body size, Normalizing

### References

1. Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad E. Review of the Concept of Stiffness in the Research on Mechanical Properties and Behavior of Human Body and Its Measurement Methods in Lower Extremity. *J Rehabil Med.* 2017;6(2):258-70. (Persian)
2. Jaric S, Mirkov D, Markovic G. Normalizing physical performance tests for body size: a proposal for standardization. *J Strength Cond Res.* 2005;19(2):467-74.
3. Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol.* 1993;185(1):71-86.

## تعیین معادلات مقیاس گذاری آلومتریک برای رفتار الاستیک بدن انسان در اجرای حرکت کانگوروی هاپینگ با شیوه‌ها و راهبردهای مختلف

مجتبی عشرستاقی<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، الهام شیرزاد<sup>۳</sup>

۱. دکترای بیومکانیک ورزشی، استادیار پژوهشگاه علوم ورزشی ایران، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

۲. دکترای بیومکانیک ورزشی، استاد دانشگاه خوارزمی تهران، ایران.

۳. دکترای مهندسی پزشکی، استادیار دانشگاه تهران، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۲/۰۷

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۱۲/۰۹

### چکیده

مطالعه حاضر با هدف تعیین معادلات آلومتریک سفتی پا انجام شد که مهم‌ترین پارامتر تعیین‌کننده رفتار الاستیک بدن است. ۳۰ مرد جوان سالم به‌طور داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند و آزمون هاپینگ عمودی را روی صفحه نیرو و در برابر دوربین سرعت بالا انجام دادند. پس از محاسبه سفتی پا، ارتباط آن با ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها نظیر جرم، قد، شاخص توده بدن و سن، از طریق آزمون همبستگی پیرسون تعیین شد. برای تشکیل معادلات آلومتریک، از تحلیل رگرسیونی استفاده شد. بین سفتی پای تعیین‌شده در هاپینگ کنترلی با جرم آزمودنی‌ها روابط معنادار و مثبت مشاهده شد. معادله مقیاس‌گذاری آلومتریک برای سفتی پای دوطرفه به صورت  $K_{bilateral}=190M^{1/1}$ ، برای سفتی پای برتر به صورت  $K_{dominant}=501M^{0/84}$  و برای سفتی پای غیربرتر به صورت  $K_{nondominant}=190M^{0/82}$  به دست آمد. این معادلات، مبنایی برای نرمال‌سازی صحیح رفتار الاستیک بدن به‌وجود می‌آورند و برآورد سفتی پارا بر اساس جرم افراد امکان‌پذیر می‌کنند.

**واژگان کلیدی:** رفتار الاستیک، سفتی پا، آلومتري، ابعاد بدن، نرمال‌سازی

1. Email: mojtabaashr@yahoo.com

2. Email: sadeghih@yahoo.com

3. Email: eshrizad@ut.ac.ir

## مقدمه

آلومتری علمی است که به مطالعه نحوه تغییر یک ویژگی معین (Y) با تغییر ابعاد بدن (X) می‌پردازد (۱-۳). الگوهای مقیاس‌گذاری آلومتریک معمولاً بر اساس تحلیل‌های رگرسیونی به‌دست می‌آیند و در نهایت به‌صورت تناسبی با معادله کلی  $Y \propto X^b$  بیان می‌شوند؛ پارامتر b، توان آلومتری خوانده می‌شود. کاربرد نخست این معادله در نرمال‌سازی ویژگی مورد نظر است (۲). اگر متغیر ابعادی X، مزاحم خط اصلی پژوهش باشد، باید اثر آن را حذف کرد. متأسفانه بسیاری از پژوهشگران، به این نکته توجه کافی نمی‌کنند و از مقادیر مطلق یا نرمال‌سازی از طریق تقسیم ویژگی بر X (به توان یک) استفاده می‌کنند. این کم‌توجهی می‌تواند خطایی قابل‌ملاحظه به‌همراه داشته باشد (۱). راه درست، تقسیم ویژگی بر  $X^b$  است. کاربرد دیگر معادله آلومتری، برآورد ویژگی Y برای افراد بر اساس X است که می‌تواند صرفه‌جویی زیادی در زمان و هزینه‌های آزمایشگاهی در پی داشته باشد (۳). آلومتری با مبحث آنالیز ابعادی و تشابه رابطه‌ای تنگاتنگ دارد که در فیزیک و مکانیک به‌منظور تبیین روابط کمیت‌های ترکیبی مانند سرعت (V)، توان (P)، سفتی (K) با کمیت‌های ساده یعنی جرم (M)، طول (L) و زمان (T) مطرح شده است و چگونگی تعمیم اصول مکانیکی حاکم بر مدل‌ها و ماکت‌های کوچک آزمایشگاهی به نمونه‌های عظیم واقعی را تشریح می‌کند (۴). در جانورشناسی نیز از مطالعات آلومتری برای تبیین قوانین کلی حاکم بر زیست و حرکت جانوران با ابعاد مختلف از چند گرم تا چندصد کیلوگرم (۵) و حتی شبیه‌سازی ویژگی‌های دایناسورها استفاده می‌شود (۶). معادلاتی نظیر  $t = 11.6 M^{0.2}$  و  $P_{met} = 70 M^{0.75}$ ، طول عمر و نرخ سوخت‌وساز استراحتی جانوران را برآورد می‌کنند (۱).

از لحاظ نظری اگر معادلات آلومتریک ارائه‌شده در جانورشناسی دقیق و بدون خطا باشند، باید در جوامع انسانی نیز صادق باشند؛ اما از آنجا که این معادلات، بر اساس تخمین‌های رگرسیونی تشکیل می‌شوند، ممکن است هنگام استفاده برای انسان‌ها (که بخشی کوچک از دامنه ابعادی جانوران را شامل می‌شوند)، به روایی‌سنجی و بازتعریف نیاز داشته باشند (۱،۷). در حیطه انسان‌ها از آلومتری برای مطالعه تغییرات حاصل از دوران رشد و تفاوت‌های حاصل از ابعاد بدن استفاده می‌شود؛ برای مثال، چندین معادله آلومتریک برای حداکثر اکسیژن مصرفی انسان ارائه شده و در ایران روایی‌سنجی شده است (۸،۹). گروه دیگری از پژوهشگران نیز روش‌هایی برای نرمال‌سازی قدرت عضلانی و عملکردهای حرکتی انسان بر اساس معادلات آلومتریک ارائه کرده‌اند (۱۰،۱۱)

یکی از نظریه‌های مطرح در مطالعات آلومتری، تشابه هندسی است که بر اساس آن، شیء (یا جانور) بزرگ‌تر، نسخه‌ای دقیق و مقیاس‌شده از شیء کوچک‌تر است (۷). در صورت برقراری این تشابه، رابطه ایزومتری بین اشیاء موردنظر برقرار خواهد بود: مساحت (A) با توان دوم طول ( $L^2$ ) و حجم

(V) با توان سوم طول ( $L^3$ ) متناسب خواهد بود و اگر چگالي يکسان باشد ( $V \propto M$ )، آن‌گاه رابطه طول و مساحت با جرم نيز به صورت  $L \propto M^{1/3}$  و  $A \propto M^{2/3}$  خواهد شد (۱۱). انحراف از اين توان‌ها اگر با شيب خط تندتر همراه شود، آلومتری مثبت و اگر با شيب خط کمتر همراه شود، آلومتری منفي خوانده می‌شود (۳). نظریه تشابه هندسی براي اجسام ساکن ارائه شده است، اما می‌توان آن را به اجسام متحرک نيز تعمیم داد. بر اساس نظریه تشابه دینامیک، که توسط الکساندر<sup>۱</sup> و جیس<sup>۲</sup> (۱۲) ارائه شده است، جانورانی که از نظر هندسی مشابه‌اند، می‌توانند از نظر خواص الاستیک نيز مشابه باشند؛ یعنی تغییر شکل آن‌ها حين حرکت (با در نظر گرفتن سرعت حرکت و وزن بدن)، مشابه است. بر مبنای اصول تشابه دینامیک، نیروی عکس‌العمل زمین با  $M^1$  و تغییر شکل پا حين حرکت با  $M^{1/3}$  متناسب است؛ بنابراین سفتی پا (K)، که نسبت بين این دو متغیر است، باید با  $M^{2/3}$  متناسب باشد. فارلی<sup>۳</sup> و همکاران (۱۳) در مطالعه‌ای روی هشت گونه جانوری با جرم‌هایی از حدود ۰/۱ تا ۱۴۰ کیلوگرم، به رابطه تجربی  $K \propto M^{0.67}$  رسیدند که هم‌خوانی بسیار خوبی با رابطه نظری داشت.

سفتی مهم‌ترین متغیر براي توصیف رفتار الاستیک اجسام است که در بدن انسان، با تأثیرگذاري در سازوکارهای انتقال نیرو، ذخیره انرژی و غلبه بر اغتشاشات، کارکردهای فراوانی در عملکرد حرکتی و پیشگیری از بروز آسیب دارد (۱۴-۱۶). آزمون‌های مختلفی براي تعیین سفتی در بدن انسان طراحی شده‌اند (۱۷). هاپینگ عمودی، بهترین نمود از حرکت فرمانمند انسان است (۱۸) که از آن براي ارزیابی رفتار الاستیک بدن استفاده می‌شود و در مراحل تکمیل مبانی نظری و پذیرش به‌عنوان آزمون استاندارد تعیین متغیر سفتی پا قرار دارد. از آنجا که مطالعه آلومتری مستقلی براي این آزمون انجام نشده است، روند نرمال‌سازی سفتی پا در مطالعات مختلف يکسان نیست و به روش‌های مختلف انجام می‌شود. صرف‌نظر از برخی مطالعات که مقادیر مطلق را ارائه می‌دهند (۱۹) و مطالعاتی که با ضرب کردن در قد و تقسیم کردن بر وزن فرد، این متغیر را بی‌بعد می‌کنند (۲۰، ۲۱)، برخی مطالعات نيز براي نرمال‌سازی به مطالعه فارلی و همکاران (۱۳) استناد می‌کنند که اولاً به‌طور اختصاصی روی انسان‌ها انجام نشده و ثانیاً در مورد حرکات افقی جانوران است. ناهماهنگی بين پژوهشگران در نرمال‌سازی سفتی پا، امکان تجميع یافته‌ها و ارائه تفسیر کلی از مطالعات این حوزه را با مشکل مواجه کرده است. به‌منظور رفع این خلأ پژوهشی و در راستای استانداردسازی شرایط آزمون هاپینگ براي سنجش سفتی پا، پژوهش حاضر با هدف تعیین

---

1. Alexander  
2. Jayes  
3. Farley

معادلات مقیاس‌گذاری آلومتری سفتی پا به‌عنوان معیاری از رفتار الاستیک بدن حین هاپینگ عمودی انجام شد.

### روش پژوهش

۳۰ مرد جوان سالم از دانشجویان دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه خوارزمی به‌طور داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها ابتدا فرم رضایت‌نامه و مشخصات فردی را تکمیل کردند و در صورت نداشتن آسیب، وارد پژوهش شدند. پای برتر، پای تعیین شد که با آن به توپ ضربه می‌زنند و سپس، مراحل اجرای آزمون‌ها برایشان شرح داده شد. رعایت اصول اخلاقی در این پژوهش، تأیید و با کد IR.SSRC.REC.1399.112 در سامانه ملی اخلاق در پژوهش‌های زیست پزشکی ثبت شد. مدل مطالعه حاضر، ارتباط‌سنجی از طریق تعیین همبستگی و تحلیلی از طریق تعیین معادلات رگرسیونی است. متغیرهای پیش‌بین این مدل عبارت‌اند از: جرم (M) با واحد کیلوگرم، قد (L) با واحد متر، نسبت قد به جرم (L/M) با واحد متر بر کیلوگرم، شاخص توده بدن (BMI) با واحد کیلوگرم بر متر به توان دو و سن (age) با واحد سال. چهار متغیر اول از طریق ترازو، قدسنج و فرمول‌های مربوطه محاسبه شدند و متغیر پنجم یعنی سن، از طریق خوداظهاری آزمودنی‌ها به‌دست آمد.

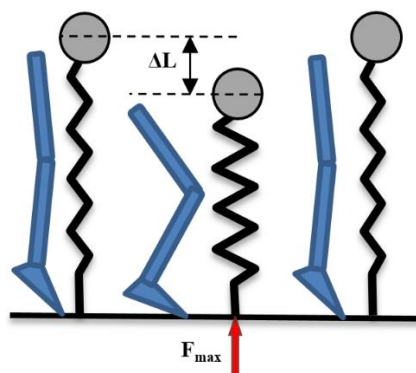
متغیر ملاک، سفتی پا، (K) با واحد نیوتن بر متر، با استفاده از آزمون‌های هاپینگ تعیین شد که در ادامه تشریح می‌شود. پس از پنج دقیقه گرم کردن، شامل دویدن، حرکات کششی و حرکات جهشی، پنج نشانگر در سمت راست و پنج نشانگر در سمت چپ آزمودنی، روی مفصل متاتارسوفالانژیال پنجم، قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی استخوان ران، تروکانتر بزرگ استخوان ران و زائده آکرومیون قرار گرفت (۲۲). هر کوشش آزمون هاپینگ، شامل ۱۵ جهش متوالی عمودی روی قسمت جلویی پا بود که آزمودنی باید به‌صورت پابرهنه و دست به کمر انجام می‌داد. آزمون‌ها به سه شیوه دوطرفه، روی پای برتر و روی پای غیربرتر<sup>۱</sup> با سه راهبرد حرکتی ترجیحی، کنترلی و بیشینه<sup>۲</sup> به هر آزمودنی آموزش داده و اجرا شد.

در راهبرد ترجیحی، فقط شکل اجرای هاپینگ به آزمودنی نشان داده شد و تنظیم فرکانس و ارتفاع جهش‌ها به عهده خود آزمودنی بود. در راهبرد کنترلی، آزمودنی همان حرکت قبلی را به‌صورت هاپینگ کنترلی و با فرکانس ۲/۲ جهش در ثانیه (۲/۲ هرتز) انجام داد. برای تنظیم فرکانس، از یک مترونوم استفاده شد و از آزمودنی خواسته شد جهش‌هایش را با صدای ضربان تولیدشده توسط

1. Bilateral, Dominant and Non-Dominant
2. Preferred, Controlled and Maximal

مترونوم تطبيق دهد. در راهبرد بيشينه از آزمودنی خواسته شد عمل هاپينگ را با هدف رسيدن به بيشترين ارتفاع ممکن و با کمترین زمان تماس با زمین انجام دهد (۲۳). آزمودنی بايد هر یک از اين سه راهبرد را با هر یک از سه شیوه، دو بار اجرا می‌کرد؛ درنتيجه هر آزمودنی مجموعاً  $18 = 3 \times 3 \times 2$  آزمون هاپينگ عمودی را انجام داد. آزمودنی مجاز بود برای يادگیری حرکات، به میزان کافی تمرين کند. فاصله بين آزمون‌ها به اندازه‌ای بود که اثر خستگی به حداقل برسد (با توجه به شدت آزمون، بين یک تا سه دقیقه). همه آزمون‌ها روی صفحه نیروی با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰۰ هرتز و در برابر دوربين فیلم‌برداری سرعت‌بالایی با فرکانس ۳۰۰ هرتز که عمود بر سطح سجیتال حرکت قرار داشت، اجرا و ثبت شد. از بين کل داده‌های ثبت‌شده توسط صفحه نیرو و دوربين (برای ۱۵ جهش متوالی)، داده‌های مربوط به پنج جهش میانی (از جهش ششم تا جهش دهم) جدا شدند تا در ادامه، تجزيه و تحليل شوند (۲۴).

با توجه به مدل جرم-فنر هاپينگ (شکل ۱)، سفتی پا از تقسيم مقدار بيشينه نیروی وارد بر فنر ( $F_{max}$ ) بر میزان فشردگی فنر ( $\Delta L$ ) به دست می‌آید (۲۵). پارامتر  $F_{max}$  در واقع مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین است که توسط صفحه نیرو ثبت شد و پارامتر  $\Delta L$  میزان جابه‌جایی عمودی مرکز جرم آزمودنی در فاز تماس با زمین است که از طريق تصاویر دوربين سرعت‌بالا، ردگیری حرکت نشانگرها، برنامه‌نویسی کامپیوتری در نرم‌افزار متلب و تعيين مختصات مرکز جرم طی حرکت، محاسبه شد. به اين ترتيب سفتی پا برای هریک از جهش‌ها به‌طور جداگانه تعيين شد و میانگين مقادير حاصل برای پنج جهش، متغیر مربوط به آزمون هاپينگ در نظر گرفته شد. با توجه به اینکه هریک از آزمون‌ها دو بار تکرار شد متغیر نهایی سفتی پا برای هر راهبرد و هر شیوه، با استفاده از میانگين اين دو تکرار به دست آمد. با اجرای اين مراحل، نه متغیر سفتی پا (سه شیوه  $\times$  سه راهبرد) برای ۳۰ شرکت‌کننده به دست آمد؛ اين نه متغیر سفتی پا به‌طور جداگانه متغیر ملاک در نظر گرفته شدند.



شکل ۱- مدل جرم-فنر برای هایپینگ‌های عمودی و پارامترهای اصلی تعیین سفتی پا بر اساس این مدل

در بخش تحلیل آماری، ابتدا ارتباط متغیر ملاک (سفتی پا) با متغیرهای پیش‌بین، به‌طور جداگانه از طریق آزمون همبستگی پیرسون ارزیابی شد. با توجه به تعدد متغیرهای پیش‌بین، از تحلیل رگرسیون نیز برای برقراری ارتباط بین متغیرهای ملاک و پیش‌بین استفاده شد. در صورت معناداری ضریب  $R^2$ ، پارامترهای معادله رگرسیون گزارش شدند. برای تشکیل معادلات آلومتری، لگاریتم پنج ویژگی فردی آزمودنی‌ها به‌منزله پیش‌بین و لگاریتم سفتی پا به‌منزله ملاک، با روش گام‌به‌گام وارد مدل رگرسیونی شدند. در صورت معنادار بودن  $R^2$ ، پارامترهای معادله رگرسیون لگاریتم متغیرها گزارش شد و با اعمال تبدیل مناسب، معادله آلومتری به‌دست آمد. در تمام تحلیل‌های آماری، سطح معناداری برابر با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

## یافته‌ها

بر اساس نتایج آزمایش‌های این پژوهش، مقدار میانگین و انحراف استاندارد برای جرم  $8/20 \pm$  کیلوگرم، قد  $1/77 \pm 0/06$  متر، نسبت قد به جرم  $0/026 \pm 0/003$  متر بر کیلوگرم، شاخص توده بدن  $21/69 \pm 2/63$  کیلوگرم بر مترمربع، سن  $22/28 \pm 2/88$  سال و سفتی پا در مجموع شیوه‌ها و راهبردهای اجرای آزمون هایپینگ برابر با  $4608 \pm 17004$  نیوتن بر متر به‌دست آمد. در جدول شماره ۱، نتایج ارتباط‌سنجی بین سفتی پا و ویژگی‌های فردی نشان داده شده است. چنان‌که ملاحظه می‌شود، هیچ‌یک از ضرایب همبستگی مربوط به آزمون‌های هایپینگ با راهبردهای ترجیحی و بیشینه، از نظر آماری معنادار نیستند. تمام ضرایب معنادار، در بخش متغیرهای سفتی پای حاصل از آزمون هایپینگ کنترلی ظاهر شده‌اند. نکته دیگر این است که بالاترین مقادیر همبستگی به ارتباط سفتی پا با جرم بدن مربوط است و در میان سایر ویژگی‌های فردی نیز تنها



شاخص‌هایی ارتباط معنادار نشان داده‌اند که جرم بدن جزئی از فرمول محاسبه آن‌هاست. هیچ‌یک از متغیرهای سفتی پا، ارتباط معناداری با قد و سن آزمودنی‌های این پژوهش نداشتند.

جدول ۱- نتایج آزمون‌های همبستگی بین سفتی پا و ویژگی‌های فردی

سن (age)	شاخص توده بدن (BMI)	نسبت قد به جرم (L/M)	قد (L)	جرم (M)	متغیر	راهبرد
۰/۲۷ (۰/۱۵)	۰/۱۸ (۰/۳۴)	-۰/۲۲ (۰/۲۳)	۰/۰۳ (۰/۸۹)	۰/۲۰ (۰/۲۸)	سفتی پای دوطرفه	
-۰/۲۷ (۰/۱۳)	۰/۲۰ (۰/۳۰)	-۰/۲۶ (۰/۱۷)	۰/۱۶ (۰/۴۰)	۰/۳۰ (۰/۱۱)	سفتی پای برتر	ترجیحی
-۰/۰۶ (۰/۷۵)	۰/۰۵ (۰/۸۱)	-۰/۱۲ (۰/۵۲)	۰/۱۲ (۰/۵۲)	۰/۱۱ (۰/۵۵)	سفتی پای غیربرتر	
۰/۱۷ (۰/۳۶)	۰/۴۴ (۰/۰۲)*	-۰/۴۹ (۰/۰۱)*	۰/۱۵ ۰/۴۵	۰/۵۳ (۰/۰۰)*	سفتی پای دوطرفه	
۰/۱۹ (۰/۳۱)	۰/۴۹ (۰/۰۱)*	-۰/۵۶ (۰/۰۰)*	۰/۱۹ (۰/۳۲)	۰/۵۹ (۰/۰۰)*	سفتی پای برتر	کنترلی
۰/۲۸ (۰/۱۴)	۰/۵۱ (۰/۰۰)*	-۰/۶۰ (۰/۰۰)*	۰/۱۷ (۰/۳۶)	۰/۶۱ (۰/۰۰)*	سفتی پای غیربرتر	
-۰/۰۳ (۰/۸۹)	-۰/۰۹ (۰/۶۲)	۰/۰۶ (۰/۷۶)	-۰/۰۳ (۰/۹۰)	-۰/۱۰ (۰/۵۹)	سفتی پای دوطرفه	
۰/۰۳ (۰/۸۷)	-۰/۰۰ (۱/۰۰)	۰/۰۲ (۰/۹۴)	-۰/۱۶ (۰/۴۱)	-۰/۰۸ (۰/۶۹)	سفتی پای برتر	بیشینه
-۰/۰۸ (۰/۷۰)	۰/۰۲ (۰/۹۲)	-۰/۱۱ (۰/۵۸)	۰/۱۷ (۰/۳۹)	۰/۱۴ (۰/۴۷)	سفتی پای غیربرتر	

مقدار P در پرانتز آورده شده است و همبستگی‌های معنادار با علامت \* مشخص شده‌اند.

با توجه به معنادار نبودن ضرایب همبستگی مربوط به راهبردهای ترجیحی و بیشینه، معادله خط رگرسیون نیز در هیچ‌یک از این موارد، معنادار نبود؛ بنابراین جدول شماره ۲، تنها به تحلیل‌های رگرسیونی راهبرد کنترلی اختصاص یافت. این جدول از دو بخش مجزا تشکیل شده است. بخش نخست، ضرایب معادله رگرسیون بین متغیرهای ملاک و پیش‌بین را نشان می‌دهد. جرم بدن، تنها شاخصی بود که در معادلات رگرسیون سفتی پا وارد شد. مقدار  $R^2$  به همراه ضریب جرم در معادله

خط رگرسیون (B) و مقدار ثابت (C) در جدول آورده شده است. علی‌رغم معناداری  $R^2$  و B، مقدار ثابت C به لحاظ آماری معنادار نیست.

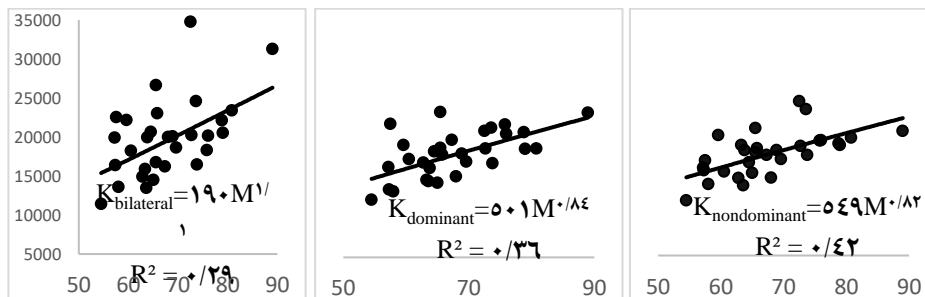
بخش دوم جدول شماره ۲ به تحلیل رگرسیونی لگاریتم متغیر ملاک و لگاریتم متغیرهای پیش‌بین اختصاص یافته که پیش‌نیاز تشکیل معادله آلومتریک است. در تحلیل رگرسیونی لگاریتم‌ها نیز تنها لگاریتم جرم از بین متغیرهای پیش‌بین وارد معادله رگرسیون شد. مقدار  $R^2$  ضریب B و ثابت C در جدول گزارش شدند و همگی به لحاظ آماری معنادار بودند. ستون آخر جدول، معادله آلومتریک را نشان می‌دهد که در آن، توان آلومتری همان ضریب B معادله رگرسیون لگاریتم‌هاست و ضریب جرم، به صورت  $10^C$  محاسبه می‌شود.

جدول ۲- نتایج تحلیل رگرسیون متغیرهای سفتی پا در هایپینگ با راهبرد کنترلی و معادله مقیاس‌گذاری آلومتریک

متغیرها	تحلیل رگرسیون سفتی پا و ویژگی‌های فردی			تحلیل رگرسیون لگاریتم سفتی پا و لگاریتم ویژگی‌های فردی		
	C	B	$R^2$	C	B	$R^2$
سفتی پای دوطرفه	۰/۲۸	۳۲۳	-۱۹۶۱	۰/۲۸	۲/۲۸	۰/۲۸
	(۰/۰۰)*	(۰/۰۰)*	(۰/۷۷)	(۰/۰۰)*	(۰/۰۰)*	(۰/۰۰)*
سفتی پای برتر	۰/۳۵	۲۰۳	۳۷۵۰	۰/۳۵	۲/۷۰	۰/۳۶
	(۰/۰۰)*	(۰/۰۰)*	(۰/۳۰)	(۰/۰۰)*	(۰/۰۰)*	(۰/۰۰)*
سفتی پای غیربرتر	۰/۳۷	۱۹۶	۴۱۶۰	۰/۳۷	۲/۷۴	۰/۴۰
	(۰/۰۰)*	(۰/۰۰)*	(۰/۲۲)	(۰/۰۰)*	(۰/۰۰)*	(۰/۰۰)*

\*  $p \leq 0.05$

شکل شماره ۱، ارتباط سفتی پا و جرم بدن را در هایپینگ کنترلی با سه شیوه اجرا نشان می‌دهد. معادلات مربوط به سفتی پای برتر و غیربرتر، شباهت زیادی به هم دارند که نشان‌دهنده تقارن جانبی بین دو اندام است. معادله مربوط به سفتی پای دوطرفه، تفاوت مشهودی با دو مورد دیگر دارد که قابل پیش‌بینی بود. باید توجه داشت، اگرچه منحنی‌های ارائه‌شده در شکل شماره ۱ خط راست به نظر می‌رسند، در واقع منحنی‌هایی با توان بیشتر از ۱ (برای سفتی دوطرفه) و کمتر از ۱ (برای سفتی‌های یک‌طرفه) به‌شمار می‌روند. با امتداد دادن منحنی به سمت چپ و راست، انحنا آن بیشتر مشهود خواهد بود.



شکل ۱- نمودار سفتی پا (محور عمودی) در برابر جرم (محور افقی) در هاپینگ با راهبرد کنترلی و منحنی‌های آلومتریکی مرتبط

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعه حاضر، تعیین معادلات مقیاس‌گذاری آلومتریکی برای مهم‌ترین پارامتر رفتار الاستیک بدن یعنی سفتی پا بود. یافته‌های این پژوهش، شواهدی مبنی بر وجود ارتباط میان جرم بدن و سفتی پای حاصل از آزمون هاپینگ کنترلی نشان می‌دهد و توان‌های آلومتریکی حدود ۱/۱ و ۰/۸ را به ترتیب برای سفتی پای دوطرفه و یک‌طرفه پیشنهاد می‌کند.

مقادیر مطلق به‌دست‌آمده برای سفتی پا ( $17004 \pm 4608$ ) با مقادیر گزارش‌شده در مطالعات پیشین، که از روشی مشابه پژوهش حاضر بهره برده‌اند، مطابقت دارد (۲۳،۲۵). جدول شماره ۱ که ضرایب همبستگی میان متغیرهای پیش‌بین و ملاک را نشان داده، حاوی چند نکته مهم است. تفاوت فاحش ضرایب همبستگی در بخش هاپینگ‌های کنترلی، در مقایسه با هاپینگ‌های ترجیحی و بیشینه، نخستین نتیجه این جدول است. معمولاً، در آزمون‌های حرکتی به‌منظور حذف اثرات نامطلوب دستورالعمل‌ها و بازخوردهای آزمونگر بر اجرای آزمودنی‌ها از راهبرد ترجیحی و به‌منظور ارزیابی پاسخ‌های حرکتی آزمودنی‌ها در وضعیت آسیب‌زای اوج عملکرد ورزشی از راهبرد بیشینه استفاده می‌شود. راهبرد کنترلی (برخلاف دو راهبرد قبلی که حرکتی طبیعی محسوب می‌شوند)، در واقع حرکتی آزمایشگاهی است که با هدف کاهش تغییرپذیری حرکت و قابل مقایسه کردن پاسخ آزمودنی‌های مختلف اجرا می‌شود. فرکانس ۲/۲ هرگز در هاپینگ کنترلی، میانگین فرکانس هاپینگ ترجیحی گزارش‌شده برای انسان است (۲۶). احتمالاً، کم بودن و معنادار نبودن ضرایب همبستگی مربوط به این بخش‌ها به دلیل تغییرپذیری زیاد آزمون‌های ترجیحی (۲۶) و بیشینه است و اینکه افراد با ابعاد بدنی مختلف محدودیتی برای استفاده از سازوکارهای جبرانی مستقل از سفتی پا ندارند. از سوی دیگر، مقید بودن آزمودنی‌ها در آزمون کنترلی به بهره‌گیری از ویژگی‌های فرمانند بدن، می‌تواند علت احتمالی روابط معنادار این بخش باشد. به‌طور بالقوه و با توجه به فرمول محاسبه سفتی پا، دو متغیر جرم و قد می‌توانستند عوامل تعیین‌کننده در این متغیر باشند، اما از

بین این دو متغیر، فقط جرم بدن ارتباطی معنادار با سفتی پا (در هاپینگ کنترلی) داشت. دو متغیر BMI و L/M نیز به ترتیب همبستگی‌های منفی و مثبت معنادار با سفتی پا داشتند. علامت این ضرایب همبستگی و کمتر بودن اندازه این ضرایب در مقایسه با همبستگی بین جرم و سفتی پا نشان‌دهنده اثر خنثی‌کننده قد بر این روابط است. میزان  $\Delta L$  آزمودنی‌ها در آزمون‌های هاپینگ حدوداً ۰/۱ قد آن‌هاست در حالی که  $F_{max}$  مقادیری در حدود سه برابر وزن بدن آزمودنی‌ها دارد. به نظر می‌رسد تفاوت‌های بین فردی این  $\Delta L$  کوچک در دامنه نسبتاً کوچک قدی ( $1/77 \pm 0/06$ ) آزمودنی‌های این پژوهش، در برابر اثر چند برابری  $F_{max}$  در دامنه جرمی نسبتاً بزرگ‌تر ( $8/20 \pm 67/67$ )، ناچیز بوده است. معنادار نبودن ارتباط بین سن و سفتی پا را نیز می‌توان به تکامل‌یافتگی مراحل رشد حرکتی آزمودنی‌های این پژوهش نسبت داد. علی‌رغم تفاوت مشهود بین نتایج راهبردهای مختلف هاپینگ، همبستگی‌های مشاهده‌شده در سه شیوه اجرای هاپینگ بسیار به هم نزدیک بودند؛ یعنی کمترین همبستگی‌ها در سفتی پای دوطرفه و بیشترین همبستگی‌ها در سفتی پای غیربرتر مشاهده شد.

با در نظر گرفتن نتایج آزمون همبستگی، ورود متغیر جرم به‌منزله تنها عامل در معادله خط رگرسیون سفتی پا در هاپینگ کنترلی منطقی به نظر می‌رسد. مقادیر  $R^2$  برای هر سه متغیر سفتی پا کمتر از ۰/۴ است (جدول شماره ۲) که نشان می‌دهد بخش اعظم واریانس سفتی پا به دلیل عواملی به‌جز پنج ویژگی فردی این بخش است. تفاوت تکنیک افراد در اجرای هاپینگ و تنظیم فرکانس تحمیلی جهش‌ها و نیز عواملی همچون قدرت عضلانی و انعطاف‌پذیری آزمودنی‌ها می‌توانند از عوامل تعیین‌کننده واریانس سفتی پا باشند که موضوع پژوهش حاضر نبودند. ضریب B در سفتی پای یک‌طرفه ۳۲۳ و در سفتی پای برتر و غیربرتر به ترتیب ۲۰۳ و ۱۹۶ به‌دست آمد که از لحاظ آماری معنادار بود، اما ضرایب C معادلات رگرسیون از نظر آماری معنادار نبود. به این ترتیب می‌توان به شیب خط رگرسیون به‌دست‌آمده برای تعیین سفتی پا برحسب جرم (که بیانگر مقدار تغییرات سفتی پا در ازای تغییرات مشخصی از جرم است) استناد کرد، اما با توجه به معنادار نبودن عرض از مبدأ خط رگرسیون، تخمین مقداری مشخص برای سفتی پا برحسب جرم، دقت قابل قبولی نخواهد داشت. پیش از این، گراناتا<sup>۱</sup> و همکاران (۲۷) در پژوهشی روی سفتی پا حین هاپینگ دوطرفه با راهبردهای مختلف، چند ویژگی از جمله جنسیت، جرم، قد و سن را به‌عنوان پیش‌بین و سفتی پا را به‌عنوان ملاک وارد مدل رگرسیونی کردند. از بین این متغیرها، جرم با مقدار p معنادار وارد معادله رگرسیون شد و ضریب B برای آن (در هاپینگ کنترلی با فرکانس ۲/۵ هرتز) برابر با ۳۶۲ به‌دست آمد که هم‌خوانی خوبی با پژوهش حاضر دارد. البته در پژوهش مذکور، برخلاف

مطالعه حاضر، متغیر جرم در معادله رگرسیونی سفتی پا حین هاپینگ ترجیحی نیز وارد شد. گستره جرمی وسیع‌تر آزمودنی‌ها، استفاده از آزمودنی‌های زن و مرد، تفاوت در جزئیات دستورالعمل‌های اجرای آزمون و روش محاسبه سفتی، می‌تواند از علل احتمالی معناداری خط رگرسیون باشد.

بخش دوم جدول شماره ۲ نشان می‌دهد خط رگرسیون، ضریب B و ثابت C در تحلیل رگرسیونی لگاریتم متغیرهای پیش‌بین در برابر لگاریتم متغیر ملاک از نظر آماری معنادار است. به این ترتیب می‌توان معادلات آلومتریکی حاصل را برای تخمین یا نرمال‌سازی سفتی پا بر حسب جرم قابل قبول دانست. از لحاظ نظری، بسیاری از پژوهشگران فرض کرده‌اند سفتی پا در واقع برآیندی از سفتی‌های ساختارهای تاندونی، عضلانی و مفصلی اندام تحتانی است؛ در نتیجه قواعد و معادلات حاکم بر این سطوح مختلف ساختاری را می‌توان به سفتی پا تعمیم داد. بوچسن-مولر<sup>۱</sup> و همکاران (۲۸)، در مطالعه‌ای روی سفتی تاندون که از تقسیم نیروی تاندون بر تغییر طول آن در هر آزمونی تعیین می‌شود (۱۷)، با استناد به ارتباط نیرو با مساحت سطح مقطع عضله و در نتیجه  $M^{2/3}$  و ارتباط تغییر طول تاندون با  $M^{1/3}$ ، توان آلومتریکی یک‌سوم یا  $0.33$  را برای سفتی تاندون تعیین کردند. این توان در برخی مطالعات بعدی برای نرمال‌سازی سفتی پا نیز استفاده شد (۲۹). از آنجا که ارتباط بین سفتی پا با سفتی ساختارهای تاندونی در بیشتر مطالعات به اثبات نرسیده است (۲۹)، تعمیم توان آلومتریکی خالی از اشکال نیست. مطالعه مرجع دیگر، که در بخش مقدمه به آن اشاره شد، روی سفتی پا حین حرکت افقی گونه‌های مختلف جانوری انجام شد و توان آلومتریکی  $0.67$  را پیشنهاد کرد. کاروترز<sup>۲</sup> و فارلی (۳۰) پژوهش را روی ۲۱ نمونه انسانی تکرار کردند و علی‌رغم تفاوت در توان آلومتریکی پیش‌سازهای سفتی پا، یعنی  $F_{max}$  و  $\Delta L$  که به ترتیب  $0.87$  و  $0.21$  محاسبه شدند، توان آلومتریکی سفتی پا برابر با  $0.66$  به دست آمد که با نتیجه مطالعه روی گونه‌های جانوری مختلف موافق بود. مطالعه‌ای دیگر نیز در سال ۲۰۲۰ با هدف تعیین توان آلومتریکی جرم برای تعیین سفتی پا حین دویدن انسان انجام شد و برای سرعت دویدن کم و زیاد، به ترتیب اعداد  $0.52$  و  $0.55$  را گزارش کرد (۳). اگر این پژوهش‌ها مبنای مقایسه قرار داده شوند، یافته‌های مطالعه حاضر هم‌خوانی مناسبی با یافته‌های پیشین ندارند؛ با این حال تفاوت‌های ماهوی بین هاپینگ عمودی و حرکت افقی انسان، به‌ویژه از نظر  $F_{max}$  و  $\Delta L$  نکته‌ای است که نمی‌توان از آن چشم‌پوشی کرد. تنها پژوهش موجود درباره مطالعه نحوه مقیاس‌گذاری سفتی پا حین هاپینگ دوطرفه کنترل‌ی  $2/2$  هرتز به‌وسیله فارلی و کورف<sup>۳</sup> (۳۱) انجام شده که رابطه  $K \propto M^{1.00 \pm 0.23}$  را ارائه داده است و می‌توان آن را با پژوهش حاضر هم‌خوان دانست. اگرچه این پژوهش تاکنون کمتر مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته

1. Bojsen-Møller
2. Carruthers
3. Korff

است، به نظر می‌رسد برای تخمین و نرمال‌سازی سفتی پا حین هاپینگ عمودی باید به مطالعاتی استناد کرد که به‌طور اختصاصی روی همین حرکت کار کرده‌اند. به نظر می‌رسد مقیاس‌گذاری هاپینگ عمودی کاملاً تحت تأثیر نیروی عکس‌العمل زمین ( $F_{max}$ ) قرار می‌گیرد که بر اساس اصل تشابه دینامیک با  $M^1$  متناسب است و  $\Delta L$  نقشی حداقلی در آن ایفا می‌کند. توان آلومتریکی سفتی پای برتر و غیربرتر، کمتر از توان آلومتریکی سفتی پای دوطرفه به‌دست آمد. ممکن است یک‌طرفه بودن آزمون‌های هاپینگ مربوط و شباهت نسبی آن‌ها از این نظر با دویدن، توجیهی برای نزدیک‌تر شدن توان آلومتریکی در سفتی‌های پای برتر و غیربرتر به سفتی پای محاسبه‌شده حین دویدن باشد.

تحلیل کلی مطالعه مقیاس‌گذاری آلومتریکی حاضر روی سفتی پا حین هاپینگ با راهبردهای مختلف، نشان می‌دهد سفتی پا به جرم در راهبردهای ترجیحی و بیشینه وابسته نیست. در راهبرد کنترلی که ارتباطی مشخص بین جرم و سفتی پا مشاهده شد، مطابق نمودارهای شکل شماره ۲، سفتی‌های یک‌طرفه در مقایسه با دوطرفه توان آلومتریکی کمتر و دقت برآورد بیشتری برحسب جرم دارند.

### پیام مقاله

مطالعه حاضر بر ضرورت توجه به مقیاس‌گذاری آلومتریکی در ارزیابی رفتار الاستیک بدن انسان تأکید می‌کند و نیاز به اجرای مطالعات جداگانه برای حرکات مختلفی را نمایان می‌کند که به صورت آزمون سفتی پا به کار می‌روند. از میان راهبردهای مختلف اجرای هاپینگ عمودی، شواهدی دال بر ارتباط سفتی پا حین هاپینگ‌های ترجیحی و بیشینه با ویژگی‌های فردی یافت نشد، اما به نظر می‌رسد سفتی پا حین هاپینگ کنترلی با جرم بدن ارتباط دارد و برای نرمال‌سازی یا برآورد آن می‌توان از نتایج مطالعات آلومتری نظیر این پژوهش استفاده کرد.

### منابع

1. Rowland TW. Children's exercise physiology. Gaeini AA, Khaledi N, translators. Tehran: Samt; 2017. (Persian)
2. Norton K, Eston R. Kinanthropometry and Exercise Physiology: Volume One: Anthropometry: Routledge; 2018.
3. Fox MC. The biomechanical consequences of body size differences in humans: University of Illinois at Urbana-Champaign; 2020.
4. Chemloul N-ES. Dimensional Analysis and Similarity in Fluid Mechanics: John Wiley & Sons; 2020.
5. Biewener A, Patek S. Animal locomotion: Oxford University Press; 2018.
6. Alexander RM. Dinosaur biomechanics. Proc R Soc Lond B Biol Sci. 2006;273(1596):1849-55.

7. Stergiou N. Biomechanics and Gait Analysis: Academic Press; 2020.
8. Shakerin A, Ostovan Z. Title; Determining the correlation of vital capacity of 11 to 17 years old girl students measured by spirometry and Allometry equation in Tehran. *Sport Physiol*. 2016;8(29):119-30. (Persian)
9. Shahriari M, Nazem F, Sharif MAS. Validation of Allometric Equations of VO<sub>2</sub>peak with Anthropometric Intervention and Biological Maturation in 12-17-Year-Old Girls in Hamedan City. *Sport Biosci*. 2016;8(28):51-63. (Persian)
10. Markovic G, Jaric S. Movement performance and body size: the relationship for different groups of tests. *Eur J Appl Physiol*. 2004;92(1):139-49.
11. Jaric S, Mirkov D, Markovic G. Normalizing physical performance tests for body size: a proposal for standardization. *J Strength Cond Res*. 2005;19(2):467-74.
12. Alexander RM, Jayes A. A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *J Zool*. 1983;201(1):135-52.
13. Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol*. 1993;185(1):71-86.
14. Pruyt EC, Watsford M, Murphy A. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2014;39(10):1144-50.
15. Sporri D, Pine MJ, Cameron ML, Spurrs RW, Sheehan WB, Bower RG, et al. Relationship between vertical stiffness and soft-tissue injuries in professional Australian football. *J Sports Sci*. 2019;37(21):2425-32.
16. Rogers SA, Whatman CS, Pearson SN, Kilding AE. Assessments of mechanical stiffness and relationships to performance determinants in middle-distance runners. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017;12(10):1329-34.
17. Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad E. Review of the Concept of Stiffness in the Research on Mechanical Properties and Behavior of Human Body and Its Measurement Methods in Lower Extremity. *J Rehabil Med*. 2017;6(2):258-70. (Persian)
18. Lamontagne M, Kennedy MJ. The biomechanics of vertical hopping: a review. *Res Sports Med*. 2013;21(4):380-94.
19. Allen SP, Grabowski AM. Hopping with degressive spring stiffness in a full-leg exoskeleton lowers metabolic cost compared with progressive spring stiffness and hopping without assistance. *J Appl Physiol*. 2019;127(2):520-30.
20. Rumpf MC, Cronin JB, Oliver JL, Hughes MG. Vertical and leg stiffness and stretch-shortening cycle changes across maturation during maximal sprint running. *Hum Mov Sci*. 2013;32(4):668-76.
21. Croix MBDS, Hughes JD, Lloyd RS, Oliver JL, Read PJ. Leg stiffness in female soccer players: Intersession reliability and the fatiguing effects of soccer-specific exercise. *J Strength Cond Res*. 2017;31(11):3052-8.
22. Diggin D, Anderson R, Harrison AJ. Limits in reliability of leg-spring and joint stiffness measures during single-leg hopping within a sled-based system. *PloS One*. 2019;14(12): e0225664.
23. Hobara H, Inoue K, Kanosue K. Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. *J Appl Biomech*. 2013;29(1):55-60.

24. Hobara H, Kobayashi Y, Yoshida E, Mochimaru M. Leg stiffness of older and younger individuals over a range of hopping frequencies. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(2):305-9.
25. Morin J-B, Samozino P. *Biomechanics of Training and Testing*: Springer; 2018.
26. Joseph CW, Bradshaw EJ, Kemp J, Clark RA. The interday reliability of ankle, knee, leg, and vertical musculoskeletal stiffness during hopping and overground running. *J Appl Biomech.* 2013;29(4):386-94.
27. Granata K, Padua D, Wilson S. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(2):127-35.
28. Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol.* 2005;99(3):986-94.
29. Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. *Eur J Appl Physiol.* 2008;103(2):163-71.
30. Carruthers A, Farley C, editors. *Leg stiffness in running humans: effects of body size.* Presented at The Third North American Congress on Biomechanics; 1998; Waterloo, Ontario, Canada.
31. Farley CT, Korff WL, editors. *Musculoskeletal basis for the scaling of leg stiffness with body mass in humans.* Proceedings of the 23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics; 1999; Pittsburgh.

## ارجاع دهی

عشرستاقی مجتبی، صادقی حیدر، شیرزاد الهام. تعیین معادلات مقیاس گذاری آلومتریک برای رفتار الاستیک بدن انسان در اجرای حرکت کانگورویی هاپینگ با شیوه‌ها و راهبردهای مختلف. *مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛* ۱۲(۲۸)، ۷۱-۸۸. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10198.1470

Ashrostaghi M, Sadeghi H, Shirzad E. Determination of Allometric Scaling Equations for Elastic Behavior of Human Body During Kangaroo-Like Hopping in Different Styles and Strategies. *Sport Medicine Studies.* Fall & Winter 2020; 12 (28): 71-88. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10198.1470



## Research Paper

**Electromyography Activity of Lower Limb and Erector Spinae Muscles During Walking with and Without Cognitive Dual Task in Patients with Cerebral Palsy and Healthy Controls**Sh. Yazdani<sup>1</sup>, M. Elhami<sup>2</sup>

1. Sports Biomechanics (Ph.D.), Assistant professor, Department of motor behavior, Faculty of physical education and sport science, University of Tabriz, Tabriz, Iran (Corresponding Author)

2. Master of Science (M.Sc), Department of motor behavior, Faculty of physical education and sport science, University of Tabriz, Tabriz, Iran

Received Date: 2021/03/15

Accepted Date: 2021/05/29

---

**Abstract**

Performing dual task may impair balance and gait in cerebral palsy (CP). But the effect of dual task on the electromyographic activity of CP patients has not been well studied yet. The aim of this study was to investigate the electromyography (EMG) activity of the lower limbs and erector spinae muscles in CP patients and healthy controls during walking with and without a cognitive dual task. To do so, the EMG activity of biceps femoris (BF), rectus femoris (RF) and erector spinae at L3 level (L3) muscles of 10 CP patients and 10 healthy controls were recorded using an EMG USB2+ system and bipolar electrodes during walking with and without the cognitive task. Data were statistically analyzed using SPSS 22 and ANOVA for repeated measures with a significance level of 0.05. Results showed that during walking with the cognitive dual task, the EMG activity of the left L3, BF and RF muscles and right L3 and BF muscles was significantly higher than that of the normal subjects. The pattern of normalized EMG activity of L3, BF and RF muscles of CP patients and healthy control subjects differed during gait with and without the cognitive dual task, and there was a significant interaction between the group, muscle and task factors. Based on our results, cognitive dual task increases EMG activity of CP patients more than healthy subjects. This increase can be attributed to the effort of CP patients to maintain posture and dynamic balance. Thus, it is recommended to pay attention to the cognitive dual task when evaluating and designing exercise programs for CP people with cerebral palsy.

---

**Keywords:** Cerebral Palsy, Cognitive Dual Task, Gait, Electromyography

---

---

1. Email: mojtabaashr@yahoo.com

2. Email: sadeghih@yahoo.com

3. Email: eshirzad@ut.ac.ir

**Extended Abstract****Objectives**

Cerebral palsy (CP) is a distinct disorder of the nervous system that permanently affects the movements and coordination of the muscles. People with spastic CP can experience movement and balance problems, recurrent falls, and gait disorders (4). Performing dual task can affect balance and gait in CP. However, the effect of dual task on electromyographic (EMG) activity in CP patients has not been well studied. The aim of this study was to investigate the EMG activity of the lower limbs and erector spinae muscles in CP patients and healthy controls during walking with and without a cognitive dual task.

**Methods**

The statistical population of this study was all women with hemiplegic CP in Tabriz city, from which 10 people were selected. The EMG activity of biceps femoris (BF), rectus femoris (RF) and erector spinae at L3 level (L3) muscles of 10 CP patients and 10 healthy controls were recorded using an EMG USB2+ system and bipolar electrodes during walking with and without the cognitive task. Data were analyzed using SPSS 22 and ANOVA for repeated measures with a significance level of 0.05.

**Results**

The results showed that during walking with a cognitive dual task, the EMG activity of the left L3, BF and RF muscles and right L3 and BF muscles was significantly higher than that of the normal subjects. The pattern of normalized EMG activity of L3, BF and RF muscles of CP patients and healthy control subjects differed during gait with and without cognitive dual task and there was a significant interaction between the group, muscle and task factors.

**Conclusion**

Based on our results, cognitive dual task increases EMG activity of CP patients more than healthy subjects. This increase can be attributed to the effort of CP patients to maintain posture and dynamic balance. Thus, it is recommended to pay attention to the cognitive dual task when evaluating and designing exercise programs for CP people.

**Keywords:** Cerebral Palsy, Cognitive Dual Task, Gait, Electromyography

## فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و تنه هنگام راه رفتن با و بدون تکلیف دوگانه شناختی در بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم

شیرین یزدانی<sup>۱</sup>، مبارکه الهامی<sup>۲</sup>

۱. دکتری بیومکانیک ورزشی، استادیار، دانشگاه تبریز (نویسنده مسئول)

۲. کارشناسی ارشد کنترل حرکتی، دانشگاه تبریز

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۳/۰۸

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۱۲/۲۵

### چکیده

اجرای تکلیف دوگانه باعث کاهش تعادل و اختلال در گام برداری فرد می‌شود. اما اثر این نوع تکلیف بر فعالیت الکتریکی عضلات افراد مبتلا به فلج مغزی ناشناخته است. از این رو هدف از مطالعه حاضر بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و تنه بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم هنگام راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه شناختی بود. به این منظور با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی EMG USB2+ و الکترودهای سطحی دوقطبی، شدت فعالیت عضلات راست‌کننده ستون مهره‌ای کمری (ES)، راست‌رانی (RF) و دوسر رانی (BF) ۱۰ بیمار مبتلا به فلج مغزی و ۱۰ نفر آزمودنی سالم همگن هنگام راه رفتن با و بدون تکلیف دوگانه شناختی ثبت شد. داده‌های به دست آمده با نرم‌افزار SPSS۲۲ و روش‌های آماری ANOVA ویژه داده‌های تکراری در سطح معناداری ۰/۰۵ تجزیه و تحلیل شدند. نتایج نشان داد هنگام راه رفتن با وظیفه شناختی دوگانه، شدت فعالیت عضلات L3، BF و RF سمت چپ و عضله L3 و BF سمت راست بیماران فلج مغزی به طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود. الگوی تغییر شدت فعالیت الکتریکی همسان‌سازی شده عضلات L3، BF و RF در هنگام راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه شناختی در دو گروه سالم و CP متفاوت بود و بین سه عامل گروه، عضله و وظیفه حرکتی تأثیر متقابل معناداری مشاهده شد. بر اساس نتایج، وظیفه دوگانه شناختی فعالیت عضلات L3 و BF افراد فلج مغزی را بیشتر از افراد سالم افزایش می‌دهد که این افزایش می‌تواند به تلاش فرد برای حفظ وضعیت بدن و تعادل پویا در آن‌ها نسبت داده شود. بنابراین توجه به تکلیف دوگانه در ارزیابی و طراحی برنامه‌های تمرینی ویژه افراد فلج مغزی توصیه می‌شود.

**واژگان کلیدی:** فلج مغزی، تکلیف دوگانه شناختی، راه رفتن، فعالیت الکترومیوگرافی

1. Email: mojtabaashr@yahoo.com

2. Email: sadeghih@yahoo.com

3. Email: eshrizad@ut.ac.ir

## مقدمه

فلج مغزی<sup>۱</sup> اختلال بارز سیستم عصبی است که تأثیری مداوم و همیشگی بر حرکات و هماهنگی عضلات بدن می‌گذارد. از هر ۱۰۰۰ تولد زنده، ۲/۱۱ مورد با فلج مغزی همراه است (۱) که باعث محدودیت در فعالیت‌ها می‌شود (۲). ناهنجاری‌های سیستم عصبی مرکزی، اختلالات ژنتیکی، عفونت‌های دوره نوزادی به دلیل مراقبت‌های اولیه نوزادان در بیمارستان باعث به وجود آمدن این اختلال می‌شوند (۳). از جمله مشکلاتی که افراد مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک با آن مواجه‌اند می‌توان به مشکلات حرکتی و تعادلی، افتادن‌های پی‌درپی، نقص و اختلال در گام‌برداری (۴) اشاره کرد. اختلال عملکرد حرکتی بیماران فلج مغزی با مشکلات سینرژی‌های عصبی-عضلانی غیرعادی (۵)، حمله ناگهانی، کنترل حرکتی ضعیف (۶)، مشکلات تعادلی (۷)، خستگی عضلانی (۸) و درد (۹) همراه است. اختلالات حرکتی در فلج مغزی باعث محدودیت جابه‌جایی در فرد معلول می‌شود، و بر سیر رشد طبیعی کودک تأثیر می‌گذارد و باعث اختلال در حس، درک، شناخت، ارتباط و تشنج در فرد می‌شود (۱۰). در بیماران فلج مغزی مشکلات تقارن، نظم، ثبات و هماهنگی راه رفتن دیده می‌شود (۱۱). دیگر ناهنجاری‌های گام‌برداری عمومی در کودکان مبتلا به فلج مغزی یک‌طرفه شامل سرعت کمتر، طول گام کمتر، افزایش پهنای گام (۱۲)، تغییر تولید توان از مچ پا به ران (۱۳) و ثبات کم در گام برداشتن (۱۴) است. در کودکان مبتلا به فلج مغزی به علت تعادل کم و تغییر در خط ثقل بدن معمولاً مرحله نوسان از حالت عادی کوتاه‌تر است و به‌طور کلی این افراد در هنگام راه رفتن فاز استقرار بیشتری را تجربه می‌کنند (۱۲) که این مسئله خود می‌تواند دلیلی بر کاهش سرعت، کاهش طول گام و کاهش میزان جابه‌جایی افراد مبتلا به فلج مغزی باشد (۱۲، ۱۵). علاوه بر این، در مطالعات متعددی نشان داده شده است که ویژگی‌های عضلانی غیرعادی مثل اسپاستیسی (تشنج)، ضعف، کانتراکچرها (۱۶)، هم‌انقباضی زیاد و تأخیر در فعالیت عضلات (۱۷) در تعادل و راه رفتن غیرعادی افراد مبتلا به فلج مغزی دخالت دارند.

در مطالعات قبلی مشخص شده است که اجرای تکلیف دوگانه شناختی و حرکتی مثل شمردن اعداد، حمل اجسام، نگه‌داشتن شیء و فعالیت‌های مشابه هنگام راه رفتن با تغییرات زیاد نیروی عکس‌العمل زمین، متغیرهای فضایی-زمانی و کنترل پوسچری ارتباط دارند (۲۲-۱۸) و یکی از عوامل خطرزای مشکلات تعادلی و افتادن در افراد مبتلا به اختلالات عصب‌شناختی است (۲۳). در افراد فلج مغزی نیز به علت اختلال کنترل پوسچری و تعادلی، مشکل افتادن یکی از مهم‌ترین مشکلات این افراد است (۲۴). با توجه به اینکه بیش از ۶۵ درصد افراد مبتلا به فلج مغزی مشکلات عملکردی، دیداری-فضایی، نقص توجه و اختلالات یادگیری دارند (۱۲)، این اختلالات به همراه محدودیت‌های حرکتی

### 1. Cerebral Palsy

باعث مشکلات و خطاهای بیشتر این افراد در محیط‌هایی می‌شوند که تکالیف حرکتی و شناختی به‌طور هم‌زمان انجام می‌شوند؛ زیرا هر دو وظیفه برای منابع ذهنی رقابت می‌کنند (۱۹,۲۵,۲۶). بنابراین بررسی نقش تکلیف دوگانه در کنترل پوسچر و راه رفتن افراد مبتلا به فلج مغزی اهمیت ویژه‌ای دارد. مطالعات قبلی در زمینه اثر تکلیف دوگانه بر مکانیک راه رفتن افراد مبتلا به فلج مغزی نشان داده‌اند که اجرای تکلیف دوگانه باعث کاهش تعادل و اختلال در گام‌برداری فرد می‌شود (۱۹,۲۵). هاکان<sup>۱</sup> و همکاران نیز نشان دادند که اثر تکلیف دوگانه شناختی بر متغیرهای فضایی-زمانی راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی دای‌پلژی بیشتر از گروه کنترل بود (۱۵). پژوهش‌های اندکی روی اثر تکلیف دوگانه بر راه رفتن افراد فلج مغزی انجام شده و فقط متغیرهای کینماتیکی راه رفتن بررسی شده‌اند. با توجه به اینکه حالت اسپاسم در بیماران فلج مغزی بیشتر در گروه عضلات فلکسور اثر می‌گذارد و عضلات چهارسر و همسترینگ، که فلکسورهای زانو و ران‌اند، نقشی مهم در مراحل مختلف راه رفتن دارند؛ بررسی فعالیت الکتریکی عضلات و نحوه درگیری آن‌ها هنگام راه رفتن روشی ارزشمند برای مطالعه حرکات، ارزیابی سازوکارهای فیزیولوژی عصبی-عضلانی و تشخیص اختلالات عصبی-عضلانی در اجرای فعالیت‌های عادی روزمره و هنگام اجرای تکلیف دوگانه در این افراد است و می‌تواند در ارزیابی و طراحی برنامه تمرینی مناسب برای افراد مبتلا به بیماری فلج مغزی راهنمای مناسبی برای درمانگران و متخصصان باشد. هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر تکلیف دوگانه شناختی بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و تنه بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم هنگام راه رفتن بود.

## روش پژوهش

جامعه آماری این پژوهش همه زنان مبتلا به فلج مغزی همی‌پلژی شهر تبریز بودند که از بین این افراد ۱۰ نفر با میانگین سن  $۶/۲۴ \pm ۲۲/۴۴$  سال، قد  $۵/۲۴ \pm ۱۶۲/۳۹$  سانتی‌متر، وزن  $۱۰/۱۹ \pm ۶۲/۸۹$  کیلوگرم و  $۳/۴۹ \pm ۲۳/۸۱$  کیلوگرم بر مترمربع به‌عنوان نمونه آماری (گروه تجربی) به‌طور داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. در گروه کنترل نیز ۱۰ نفر آزمودنی سالم همگن با میانگین سن، قد، وزن و BMI به ترتیب برابر  $۳/۵۶ \pm ۲۲/۴۰$  سال،  $۶/۴۵ \pm ۱۶۵/۲۲$  سانتی‌متر،  $۱۳/۱۴ \pm ۶۱/۵۰$  کیلوگرم و  $۴/۶۹ \pm ۲۲/۷۲$  کیلوگرم بر مترمربع انتخاب شدند. آزمودنی‌های گروه تجربی به‌وسیله پزشک متخصص ارجاع داده می‌شدند و آزمودنی‌های گروه کنترل به‌صورت در دسترس انتخاب شدند. بر اساس نرم‌افزار G\*power، با اندازه اثر  $۰/۵۵$ ، توان  $۰/۹۵$  و آلفای برابر  $۰/۰۵$  تعداد ۱۴ نفر برای دو گروه کافی بود که در این مطالعه ۲۰ نفر بررسی شدند. ابتدا، پروتکل پژوهش

به آزمودنی‌ها و والدینشان توضیح داده شد و از آن‌ها رضایت آگاهانه کتبی برای شرکت داوطلبانه در پژوهش دریافت شد. معیارهای ورود شامل فلج مغزی همی-پلژی سمت چپ، توانایی درک دستورالعمل‌های کلامی و پیروی از آن، توانایی راه رفتن مستقل، توانایی حفظ تعادل، توانایی حمل جعبه و نداشتن اختلالات شناختی چشم‌گیر بودند. معیارهای خروج از پژوهش نیز شامل نداشتن کنترل بر تعادل، ناتوانایی در راه رفتن مستقل، همکاری نکردن والدین و کودک، اختلال شناختی، عقب‌ماندگی ذهنی، مشکلات بینایی و شنوایی بود. معیارهای ورود آزمودنی‌های گروه کنترل نیز شامل نداشتن سابقه جراحی، مشکلات عصبی-عضلانی، حرکتی، بینایی و شنوایی بود. پس از آشنایی آزمودنی‌ها با هدف و پروتکل پژوهش، فعالیت الکتریکی عضلات راست‌کننده ستون مهره‌ای، همسترینگ و چهارسر هر دو سمت راست و چپ با استفاده از دستگاه EMG USB2+ ساخت ایتالیا (فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز) و الکترودهای سطحی ژله‌ای دوقطبی با فاصله بین الکترودی ۱/۷ سانتی‌متر ثبت شد. به این منظور ابتدا محل دقیق الکترودها مشخص و موهای زائد پوست آزمودنی‌ها با استفاده از ژیلت زدوده شد. سپس، با استفاده از پنبه و الکل سطح پوستشان کاملاً تمیز شد تا سلول‌های مرده و سایر عوامل مقاومتی تأثیرگذار روی سطح پوست کنترل شود. سپس، الکترودهای سطحی به موازات تارهای عضلانی روی عضلات راست‌کننده ستون مهره‌ای در سطح کمری، راست‌رانی و دوسر رانی در دو سمت راست و چپ قرار داده شدند (شکل شماره ۱). برای عضله راست‌کننده ستون مهره‌ای در سطح کمری (L3)<sup>۱</sup> الکترودها در فاصله سه سانتی‌متری از زائده شوکی مهره سوم کمری (۲۷) قرار داده شد. الکترودهای راست‌رانی (RF)<sup>۲</sup> در وسط خار خار تا کشکک (۲۸) و الکترودهای دوسر رانی (BF)<sup>۳</sup> در میانه مسیر خطی قرار گرفت که برجستگی نشیمنگاهی را به کنديل خارجی زانو متصل می‌کند (۲۹). سپس، برای جلوگیری از حرکت الکترودها روی پوست و بروز نویز حائل از آن، الکترودها با استفاده از چسب ضدحساسیت و باند ثابت شدند. همچنین سیم‌ها جمع و با استفاده از باند به بدن فرد بسته شدند تا از ایجاد نویز جلوگیری شود. الکترودها مرجع نیز روی مچ دست فرد نصب شد. برای ثبت EMG، تمام اصول پروتکل انجمن اروپایی SENIAM رعایت شد (۳۰).

فعالیت الکتریکی عضلات در دو وضعیت راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه شناختی ثبت شد. برای تکلیف شناختی از آزمودنی خواسته شد تا حین راه رفتن شروع به شمارش اعداد کند به این صورت که از صفر تا ۲۰، اعداد زوج را از بزرگ به کوچک بلند بلند می‌خواندند (مثلاً ۲۰، ۱۸، ۱۶ و...) (۱۵، ۱۹). هر حرکت راه رفتن شش بار تکرار می‌شد. برای تعیین چرخه راه رفتن از فوت سوئیچ

1. Erector Spinae
2. Rectus Femoris
3. Biceps Femoris

استفاده شد و شدت فعالیت عضلات در هر چرخه راه رفتن بررسی شد. بعد از پایان یافتن آزمون‌های راه رفتن، به منظور نرمال‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی، برای هر یک از عضلات BF, RF, L3 از روش فعالیت بیشینه ایزومتریک (MVCI) استفاده شد (۳۱). آزمون MVCI عضلات راست‌رانی به این صورت اجرا شد که فرد روی تخت می‌نشست و در حالی که ساق پایش به تخت بسته شده بود، تلاش می‌کرد تا در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه، با وجود مقاومت پایش را باز کند (۲۹). آزمون MVCI عضلات دوسر رانی به این صورت بود که فرد به حالت دمر روی تخت دراز می‌کشید، کمر و رانش به وسیله باند به تخت بسته می‌شد و با وجود مقاومت سعی می‌کرد ران را خم کند (۳۲). آزمون MVIC عضلات راست‌کننده ستون مهره‌ای نیز در وضعیت سورنسن اجرا شد؛ در این آزمون فرد دمر روی تخت دراز می‌کشید طوری که تنه‌اش بیرون از تخت قرار می‌گرفت، لگن و پاهایش به تخت بسته می‌شد و بدن به حالت صاف قرار می‌گرفت. در این وضعیت فرد تلاش می‌کرد حداکثر نیروی ایزومتریک خود را در مقابل مقاومت اعمال کند (۲۷،۳۳). سیگنال‌های الکترومیوگرافی ثبت‌شده با استفاده از نرم‌افزار OT BioLab با فیلتر میان‌گذر ۳۵۰-۱۰ هرتز و فیلتر ناچ ۵۰ هرتز پردازش شدند و سپس RMS آن‌ها استخراج شد. برای نرمال‌سازی داده‌ها سیگنال به‌دست‌آمده از هر عضله در هر فعالیت راه رفتن به سیگنال به‌دست‌آمده از فعالیت MVCI همان عضله تقسیم و به‌صورت درصد محاسبه شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌های از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ استفاده شد. با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک طبیعی بودن توزیع داده‌ها بررسی شد. برای مقایسه تفاوت‌های بین گروهی و درون‌گروهی (عامل بین گروهی فلج مغزی و عامل‌های درون‌گروهی نوع تکلیف، عضله و سمت بدن) نیز از روش‌های آماری ANOVA و ANOVA ویژه داده‌های تکراری استفاده شد. سطح معناداری آزمون  $\alpha \leq 0.05$  در نظر گرفته شد.



شکل ۱- آزمودنی حین انجام تکلیف

### یافته‌ها

جدول شماره ۱ نتایج مربوط به شدت فعالیت همسان‌سازی شده عضلات L3, BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل را هنگام راه رفتن با و بدون تکلیف دوگانه شناختی نشان می‌دهد. نتایج نشان دادند شدت فعالیت الکتریکی همسان‌سازی شده عضله L3 سمت راست ( $p=0/003$ ) و عضلات L3, BF و RF سمت چپ (به ترتیب  $p=0/001$ ,  $p=0/041$  و  $p=0/019$ ) بیماران فلج مغزی هنگام راه رفتن عادی به‌طور معناداری (به ترتیب در حدود ۳۹/۸۹، ۵۷/۹۳، ۴۵/۵۷ و ۴۶/۹۱ درصد) بیشتر از افراد سالم بود.

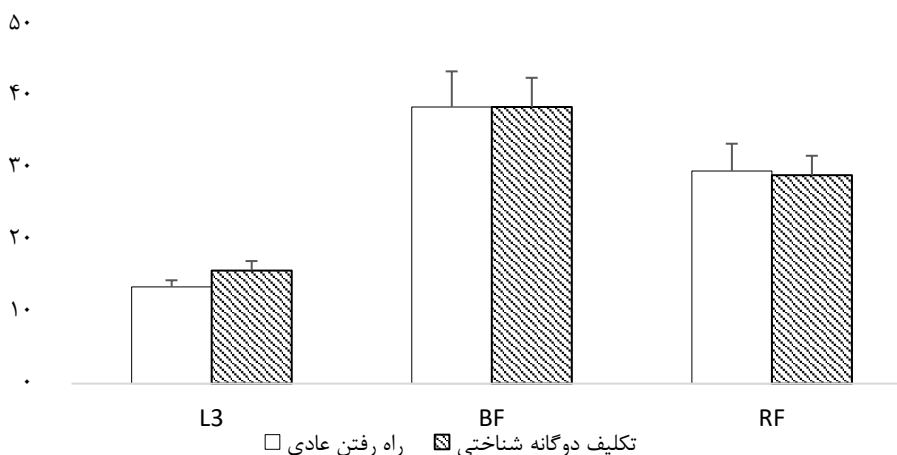
هنگام راه رفتن با وظیفه دوگانه شناختی نیز در سمت راست بدن شدت فعالیت عضله L3 بیماران فلج مغزی در حدود ۲/۲۳ برابر ( $p=0/001$ ) و عضله BF در حدود ۱/۶۰ برابر بیشتر از افراد سالم بود ( $p=0/045$ ). همچنین در سمت چپ شدت فعالیت نرمال‌سازی شده عضلات L3, BF و RF بیماران فلج مغزی به ترتیب در حدود ۲/۷۱، ۱/۹۷ و ۱/۶۱ برابر افراد سالم بود ( $p=0/015$  و  $p=0/026$ ).



جدول ۱- شدت فعالیت همسان سازی عضلات L3، BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن با و بدون تکلیف شناختی (%MVIC)

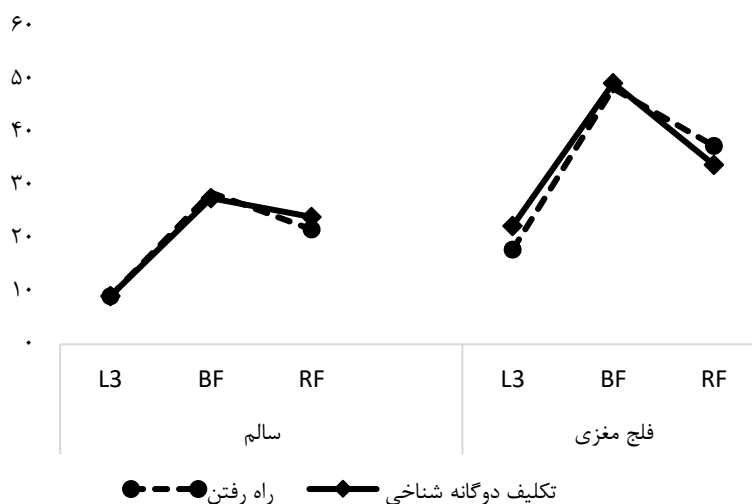
درصد اختلاف	مقدار P	CP	سالم	عضله	وظیفه حرکتی	
۳۹/۸۹	*.۰/۰۰۳	۱۷/۲۷ ± ۱/۴۴	± ۱/۳۷ ۱۰/۳۸	عضله L3	راه رفتن عادی	پای راست
۳۴/۶۵	.۰/۱۹۷	۴۳/۲۳ ± ۸/۰۹	± ۷/۶۷ ۲۸/۲۵	عضله BF		
۳۶/۱۱	.۰/۱۷۶	۳۲/۷۶ ± ۶/۰۹	± ۵/۷۸ ۲۰/۹۱	عضله RF		
۵۵/۳۳	*.۰/۰۰۱	۲۲/۵ ± ۲/۰۲	± ۱/۹۱ ۱۰/۰۵	عضله L3	راه رفتن با وظیفه شناختی	
۳۷/۶۳	*.۰/۰۴۵	۴۵/۱۵ ± ۵/۷	± ۵/۴۱ ۲۸/۱۶	عضله BF		
۱۷/۱۰	.۰/۴۱۶	۲۸/۷۷ ± ۴/۲۷	± ۴/۰۵ ۲۳/۸۵	عضله RF		
۵۷/۹۳	*.۰/۰۰۱	۱۸/۴۰ ± ۱/۵۹	± ۱/۵۱ ۷/۷۴	عضله L3	راه رفتن عادی	پای چپ
۴۵/۵۷	*.۰/۰۴۱	۵۳/۳۰ ± ۷/۹۵	± ۷/۵۴ ۲۹/۰۱	عضله BF		
۴۶/۹۱	*.۰/۰۱۹	۴۲/۱۴ ± ۵/۵۳	± ۵/۲۴ ۲۲/۳۷	عضله RF		
۶۳/۲۱	*.۰/۰۰۱	۲۲/۱۸ ± ۲	۸/۱۶ ± ۱/۹	عضله L3	راه رفتن با وظیفه شناختی	
۴۹/۴۷	*.۰/۰۱۵	۵۳/۳۸ ± ۷/۰۵	± ۶/۶۹ ۲۶/۹۷	عضله BF		
۳۷/۹۴	.۰/۰۲۶	۳۸/۹۸ ± ۴/۴	± ۴/۱۷ ۲۴/۱۹	عضله RF		

بر اساس نتایج تحلیل عاملی مشخص شد، بدون در نظر گرفتن اثر سایر عوامل، به طور کلی اثر تکلیف شناختی بر شدت فعالیت الکتریکی معنادار نبود ( $F=۰/۷۱$  و  $p=۰/۱۵$ ) و در مجموع، فعالیت الکتریکی همسان سازی شده عضلات در وضعیت راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف شناختی مشابه بود. همچنین نتایج نشان داد اثر تکلیف شناختی بر فعالیت الکتریکی همسان سازی شده عضلات L3، BF و RF مشابه است ( $F=۱/۰۴$  و  $p=۰/۳۴$ ) و تکلیف ثانوی شناختی نیز اثری یکسان بر فعالیت عضلات مختلف دارد. شکل شماره ۱ این نتیجه را نشان می دهد.



شکل ۱- الگوی شدت فعالیت عضلات در تکلیف راه رفتن عادی و تکالیف دوگانه شناختی

همان‌طور که در شکل شماره ۲ مشخص شده است، الگوی تغییر شدت فعالیت الکتریکی همسان‌سازی شده عضلات L3، BF و RF در هنگام راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه شناختی در دو گروه سالم و CP متفاوت بود و بین سه عامل گروه، عضله و وظیفه حرکتی تأثیر متقابل معناداری مشاهده شد ( $F=۳/۳۵$  و  $p=۰/۰۴۷$ )



شکل ۳- الگوی فعالیت همسان‌سازی شده عضلات L3، BF و RF در حین راه رفتن عادی و راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی در دو گروه سالم و فلج مغزی

## بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام این پژوهش، مقایسه فعالیت عضلات راست‌کننده ستون مهره‌ای، دوسر رانی و راست‌رانی بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم حین انجام تکلیف راه رفتن و راه رفتن به همراه تکلیف دوگانه شناختی بود. نتایج نشان داد هنگام راه رفتن عادی شدت فعالیت عضلات L3 راست و چپ و عضلات BF و RF سمت چپ بیماران CP به‌طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود. در وظیفه دوگانه شناختی نیز بیماران CP شدت فعالیت همسان‌سازی‌شده بیشتری در عضلات L3 راست و چپ، BF راست و چپ و RF سمت چپ نسبت به افراد سالم نشان دادند. هم‌سو با یافته‌های مطالعه حاضر، در مطالعات قبلی نیز فعالیت EMG بیشتری هنگام راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی گزارش شده است (۳۶-۳۴). همچنین در حالت استراحت نیز فعالیت الکتریکی بیشتری در عضلات مایل داخلی و خارجی این افراد نشان داده شده است (۳۴). یزدانی و همکاران (۱۳۹۹) نیز در مطالعه خود روی افراد مبتلا به فلج مغزی، فعالیت الکترومیوگرافی بیشتری هنگام وظیفه دوگانه حرکتی در این افراد گزارش کردند (۳۵). اما یافته‌های مطالعه حاضر با نتایج دی‌ناردو<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۹) ناهم‌سو بود و این پژوهشگران فعالیت عضلانی کمتری در سمت درگیر افراد همی‌پلژی نسبت به سمت سالم آن‌ها هنگام راه رفتن گزارش کردند (۳۶). دلیل ناهمخوانی نتایج مطالعه یادشده با مطالعه حاضر را می‌توان به عضله مورد مطالعه، متغیر EMG استخراج‌شده، سن و روش نرمال‌سازی داده‌ها نسبت داد. در مطالعه آن‌ها فرکانس فعالیت عضله ساقی قدامی نسبت به زمان چرخه راه رفتن نرمال‌سازی و در دو سمت درگیر و سالم افراد فلج مغزی مقایسه شده بود (۳۷). ممکن است افزایش فعالیت الکتریکی عضلات هنگام راه رفتن عادی در افراد مبتلا به فلج مغزی به دلیل تلاش زیاد آن‌ها برای جبران ضعف عضلانی و همچنین حفظ تعادل ایستا و پویا در آن‌ها باشد (۳۴). مطالعات نشان داده‌اند که بیماران فلج مغزی با ضعف عضلانی مواجه‌اند (۱۳). این افراد برای جبران ضعف عضلانی مجبورند هنگام اجرای فعالیت‌های روزمره تارهای عضلانی بیشتری را فراخوانی کنند که این افزایش فراخوانی می‌تواند با افزایش فعالیت EMG در آن‌ها مشخص شود (۳۵). همچنین در مطالعات قبلی اختلالات گام‌برداری، کاهش سرعت، طول گام و دامنه حرکتی ران و افزایش پهنای گام و زمان حمایت دوگانه (۱۲) در بیماران فلج مغزی مشاهده شده است و این افراد هنگام راه رفتن ثبات و پایداری خوبی نداشته‌اند (۱۴). اختلالات تعادلی، افزایش نوسانات پوسچری و کنترل پوسچری ضعیف‌تر نیز در بیماران فلج مغزی گزارش شده است و استراتژی‌های کنترل حرکتی در این بیماران با افراد سالم متفاوت است (۶). با توجه به اختلالات حرکتی گزارش‌شده در بیماران فلج مغزی، حالت اسپاسم که بر اثر ضایعه‌ای در قشر حرکتی به وجود می‌آید، در گروه عضلات فلکسور اثر می‌گذارد؛ از این‌رو نگهداری وضع بدن

به صورت درست خیلی مشکل خواهد بود و این افراد برای حفظ پوسچر خود در شرایط پویا و ایستا باید بیشتر از افراد سالم تلاش کنند (۳,۶,۲۰)؛ بنابراین ممکن است هنگام راه رفتن به فعالیت عضلانی بیشتری هم نیاز داشته باشند تا بتوانند تعادل خود را هنگام راه رفتن حفظ کنند. به علاوه، افراد مبتلا به فلج مغزی به مشکل تا شدن مفاصل زانو و ران هنگام راه رفتن دچارند که افزایش فعالیت عضلات RF و BF در این بیماران را می‌توان به نقش این عضلات در کنترل حرکات این مفاصل و جلوگیری از کولاپس شدن مفاصل زانو و ران نسبت داد (۳۸). علاوه بر این به علت وجود تشنج در اندام درگیر، تنش عضلانی در آن‌ها افزایش می‌یابد. همچنین، زمانی که در بیماران فلج مغزی، کنترل طبیعی اعصاب در عضله‌ای کاهش می‌یابد، واکنش کششی از نظر زمان و قدرت صدمه می‌بیند و هر کشش ناگهانی موجب انقباض شدید خواهد شد (۳). هر دو عامل ذکر شده می‌توانند باعث افزایش فعالیت EMG شوند. علاوه بر این مطالعات نشان داده‌اند بیماران فلج مغزی هنگام راه رفتن چرخش لگن بیشتری دارند. این افزایش چرخش لگن می‌تواند کینماتیک ستون فقرات را تحت تأثیر قرار دهد و باعث افزایش فعالیت عضلات راست‌کننده ستون مهره‌ای کمری شود که در این مطالعه مشاهده شد (۳۸).

بر اساس نتایج مطالعه حاضر، مشخص شد که به‌طور کلی، بدون در نظر گرفتن اثر سایر عوامل، اثر تکلیف شناختی بر فعالیت عضلانی معنادار نبود و شدت فعالیت الکتریکی عضلانی هنگام راه رفتن با و بدون وظیفه دوگانه شناختی تقریباً مشابه بود. هم‌سو با این یافته، فارسی و همکاران (۱۳۸۸) نیز در مطالعه خود در بررسی میزان تداخل تکلیف ثانویه مداوم حرکتی و تکلیف ثانویه مداوم شناختی بر تعادل و فعالیت الکتریکی عضلات دانشجویان پسر ۱۸ تا ۳۰ سال دریافتند که تکلیف حرکتی اثر بیشتری در تعادل و فعالیت الکتریکی عضلات دارد، اما اثر تکلیف شناختی معنادار نیست (۳۹). اما نتایج مطالعه حاضر نشان داد اثر وظیفه دوگانه شناختی بر شدت فعالیت عضلات مطالعه‌شده در دو گروه سالم و فلج مغزی متفاوت بود و در گروه افراد مبتلا به فلج مغزی، اجرای تکلیف دوگانه شناختی، فعالیت عضلات مختلف مورد مطالعه را در مقایسه با افراد سالم به شکلی متفاوت تغییر داد، به این صورت که در بیماران فلج مغزی تکلیف شناختی باعث افزایش فعالیت عضله راست‌کننده ستون مهره‌ای و کاهش فعالیت عضله RF شد. افزایش فعالیت عضله راست‌کننده ستون مهره‌ای در بیماران فلج مغزی احتمالاً به نقش این عضله در حفظ تعادل ستون فقرات و کنترل وضعیت بدن هنگام راه رفتن و همچنین به تلاش بیماران فلج مغزی برای جبران ضعف عضلات مربوط است؛ زیرا مطالعات نشان داده‌اند در بیماران فلج مغزی، نوسانات قامتی هنگام اجرای تکلیف شناختی افزایش می‌یابد (۲۰,۲۵).

بر اساس مرور ادبیات پژوهش مشخص شد فعالیت الکتریکی عضلات افراد مبتلا به فلج مغزی هنگام اجرای تکلیف دوگانه شناختی برای اولین بار در این مطالعه گزارش می‌شود؛ بنابراین مطالعه‌ای یافت نشد که بتوان نتایج مطالعه حاضر را به‌طور مستقیم با آن مقایسه کرد، اما همسو با یافته‌های مطالعه حاضر در خصوص کاهش فعالیت عضله راست رانی هنگام تکلیف دوگانه شناختی، شریف مرادی و همکاران (۱۳۹۳) نیز نشان دادند که به‌طور کلی تکلیف شناختی باعث کاهش شدت فعالیت الکتریکی عضلات سالمندان سالم و مبتلا به پارکینسون می‌شود. آن‌ها علت این امر را کاهش ریتم و سرعت راه رفتن هنگام تکلیف ثانوی شناختی دانستند (۴۰). گزارش شده است که در افراد مبتلا به فلج مغزی نیز هنگام تکلیف دوگانه شناختی طول گام (۷,۲۷)، سرعت راه رفتن (۴۱ و ۱۹) و زمان اتکا افزایش می‌یابد و این کاهش با افزایش بار شناختی بیشتر می‌شود (۱۲). با انجام تکلیف ثانوی شناختی، توجه از حرکت خودکار راه رفتن، به سمت تکلیف شناختی هدایت می‌شود؛ در نتیجه برای جبران توجه از دست‌رفته به سمت تکلیف شناختی، سرعت و شدت فعالیت عضلات کاهش داده می‌شود تا هنگام راه رفتن دست‌یابی به تعادل راحت‌تر باشد.

به‌طور کلی نتایج نشان دادند اثر وظیفه دوگانه شناختی بر شدت فعالیت عضلات مختلف در دو گروه سالم و فلج مغزی متفاوت بود و در گروه افراد مبتلا به فلج مغزی، اجرای تکلیف دوگانه شناختی، فعالیت عضلات مختلف مطالعه‌شده را به شکلی متفاوت با افراد سالم تغییر داد. افزایش فعالیت عضلات در این بیماران را می‌توان به تلاش آن‌ها برای حفظ تعادل و کنترل وضعیت بدن و همچنین جبران ضعف عضلات نسبت داد (۳۴,۳۶). طراحی تمرینات مبتنی بر روش تکلیف دوگانه می‌تواند شدت فعالیت عضلانی را در بیماران فلج مغزی تغییردهد و توانایی شناختی و تقسیم توجه را در آن‌ها بهبود بخشد؛ بنابراین برای ارزیابی و طراحی برنامه‌های تمرینی ویژه برای بیماران فلج مغزی، توجه به تکلیف دوگانه پیشنهاد می‌شود.

در مطالعات قبلی فعالیت الکتریکی عضلات بیماران فلج مغزی همی‌پلژی هنگام راه رفتن بررسی شده است، اما اثر تکلیف دوگانه شناختی که معمولاً در بیشتر فعالیت‌های روزمره کاربرد دارد بر فعالیت عضلات این افراد نامشخص است. در این مقاله بررسی اثر این نوع تکلیف نشان داد تکلیف شناختی در بیماران فلج مغزی فعالیت عضلات این افراد را به شکلی متفاوت با افراد سالم تغییر می‌دهد. این نکته از نظر بالینی اهمیت دارد. در این مطالعه اثر تکلیف دوگانه در افراد فلج مغزی همی‌پلژی سمت چپ بررسی شد؛ بنابراین نمی‌توان نتایج آن را به همه افراد فلج مغزی تعمیم داد. همچنین در مطالعه حاضر به علت وضعیت آزمودنی‌های گروه تجربی، تکلیف ثانوی انتخاب‌شده، تکلیفی نسبتاً آسان بود که می‌تواند بر یافته‌های پژوهش اثرگذار باشد، پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی اثر تکلیف دوگانه

شناختی نسبتاً مشکل بر فعالیت عضلات، کینتیک و کینماتیک راه رفتن انواع مختلف فلج مغزی بررسی شود.

### تشکر و قدردانی

بنویسندگان از آزمایشگاه تربیت‌بدنی دانشگاه تبریز بابت همکاری صمیمانه‌شان و تمام شرکت‌کنندگان و بیماران فلج مغزی عزیز که با صبر و حوصله در تمامی مراحل پژوهش همکاری صمیمانه داشتند، تقدیر و تشکر می‌کنند

### منابع

- Oskoui M, Coutinho F, Dykeman J, Jetté N, Pringsheim T. An update on the prevalence of cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2013 Jun;55(6):509-19.
- Krigger WK. Cerebral palsy: An over view. *American family physican journal* volume. 2006. 73. Number 1. January 1.
- Hughes JE. *Special Physical Education, Adapted, Corrective, Developmental* 3rd ed. 1972
- Dobson F, Morris ME, Baker R, Graham HK. Unilateral cerebral palsy: a population-based study of gait and motor function. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2011 May;53(5):429-35.
- Yu Y, Chen X, Cao S, Wu D, Zhang X, Chen X. Gait synergetic neuromuscular control in children with cerebral palsy at different gross motor function classification system levels. *Journal of neurophysiology*. 2019 May 1;121(5):1680-91.
- Noble JJ, Gough M, Shortland AP. Selective motor control and gross motor function in bilateral spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2019 Jan;61(1):57-61.
- Villarrasa-Sapiña I, Estevan I, Gonzalez LM, Marco-Ahulló A, García-Massó X. Dual task cost in balance control and stability in children from 4–7 years old. *Early Child Development and Care*. 2019 Mar 11. 190(16): 2533-2542
- Parent A, Pouliot-Laforte A, Dal Maso F, Cherni Y, Marois P, Ballaz L. Muscle fatigue during a short walking exercise in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Gait & posture*. 2019 Jul 1; 72:22-7.
- Tedroff K, Gyllensvärd M, Löwing K. Prevalence, identification, and interference of pain in young children with cerebral palsy: a population-based study. *Disability and rehabilitation*. 2019 Sep 16:1-7.
- Noori, J., Seif Naraghi A., and Ashayeri H. The effect of sensory integration intervention on the fine finger skills improvement in 8 to 12 years old children with cerebral palsy. 2019. 105. 21-31. (In Persian)
- Böhm H, Döderlein L. Gait asymmetries in children with cerebral palsy: do they deteriorate with running? *Gait & posture*. 2012 Feb 1;35(2):322-7.

12. Carcreff L, Bonnefoy-Mazure A, Valenza N, Allali G, Fluss J, Armand S. Influence of cognitive-motor interference on gait spatiotemporal parameters in children and adolescents with cerebral palsy: A preliminary study. *Gait & Posture*. 2016;49, 17.
13. Riad J, Haglund-Akerlind Y, Miller F. Classification of spastic hemiplegic cerebral palsy in children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2007 Oct 1;27(7):758-64.
14. Bruijn SM, Millard M, Van Gestel L, Meyns P, Jonkers I, Desloovere K. Gait stability in children with Cerebral Palsy. *Research in developmental disabilities*. 2013 May 1;34(5):1689-99.
15. Haakana P, Nurminen J, Kulmala JP, Niemelä T, Martinen Rossi E, Mäenpää H, Piitulainen H. Effects of cognitive and motor dual-task on spatiotemporal gait parameters in children and adolescents with Cerebral Palsy. *Gait and Posture*. 2020;81(Suppl 1). 130-131.
16. Papageorgiou E, Simon-Martinez C, Molenaers G, Ortibus E, Van Campenhout A, Desloovere K. Are spasticity, weakness, selectivity, and passive range of motion related to gait deviations in children with spastic cerebral palsy? A statistical parametric mapping study. *PloS one*. 2019 Oct 11;14(10): e0223363.
17. Nashner LM, Shumway-Cook A, Marin O. Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental brain research*. 1983 Mar 1;49(3):393-409.
18. Ya-Ching H. Influence of accuracy constraints on bimanual coordination and gait performance in children with unilateral spastic cerebral palsy. *Gait & posture*. 2019 Feb 1; 68:106-10.
19. Katz-Leurer M, Rotem H, Meyer S. Effect of concurrent cognitive tasks on temporo-spatial parameters of gait among children with cerebral palsy and typically developed controls. *Developmental neurorehabilitation*. 2014 Dec 1;17(6):363-7.
20. Lima CR, Pavão SL, de Campos AC, Rocha NA. Impact of dual task on postural sway during sit-to-stand movement in children with unilateral cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*. 2020 Aug 1; 78:105072.
21. Kahya M, Moon S, Ranchet M, Vukas RR, Lyons KE, Pahwa R, Akinwuntan A, Devos H. Brain activity during dual task gait and balance in aging and age-related neurodegenerative conditions: a systematic review. *Experimental gerontology*. 2019 Dec 1; 128:110756.
22. Fino PC, Parrington L, Pitt W, Martini DN, Chesnutt JC, Chou LS, King LA. Detecting gait abnormalities after concussion or mild traumatic brain injury: a systematic review of single-task, dual-task, and complex gait. *Gait & posture*. 2018 May 1; 62:157-66.
23. Tomas-Carus P, Biehl-Printes C, Pereira C, Veiga G, Costa A, Collado-Mateo D. Dual task performance and history of falls in community-dwelling older adults. *Experimental gerontology*. 2019 Jun 1; 120:35-9.
24. Morgan PE, McGinley JL. Falls, fear of falling and falls risk in adults with cerebral palsy: A pilot observational study. *The European Journal of Physiotherapy*. 2013 Jun 1;15(2):93-100.
25. Reilly DS, Woollacott MH, van Donkelaar P, Saavedra S. The interaction between executive attention and postural control in dual-task conditions: children with cerebral palsy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008 May 1;89(5):834-42.

26. Kahneman D. Attention and effort. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall; 1973 Mar.
27. De Sèze MP, Cazalets JR. Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2008 Mar 1;30(2):137-43.
28. Maffiuletti NA, Lepers R. Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003 Sep 1;35(9):1511-6.
29. Shayesteh M, Farahpour N, Jafarnejadgero A. Comparisons of The Effects of Squat and Leg Press Exercises on The EMG Activity of Quadriceps Femoris Muscles During Step Descending Activity. *Journal of Applied Exercise Physiology*. 2019 Jun 22;15(29):143-54. (In Persian)
30. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*. 2000 Oct 1;10(5):361-74.
31. Stackhouse SK, Binder-Macleod SA, Lee SC. Voluntary muscle activation, contractile properties, and fatigability in children with and without cerebral palsy. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 2005 May;31(5):594-601.
32. Konrad P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005 Apr;1(2005):30-5.
33. Schmid AB, Dyer L, Böni T, Held U, Brunner F. Paraspinal muscle activity during symmetrical and asymmetrical weight training in idiopathic scoliosis. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2010 Aug 1;19(3):315-27.
34. Adjenti SK, Louw G, Jelsma J, Unger M. An electromyographic study of abdominal muscle activity in children with spastic cerebral palsy. *The South African journal of physiotherapy*. 2017;73(1): 1-7.
35. Yazdani sh, Elhami M. Effect of motor dual task on the electromyography of lower limb and trunk muscles during gait in cerebral palsy and healthy subjects. *Studies in Medical Sciences*. 2021 Jan 10;31(11):836-46. (In Persian)
36. Di Nardo F, Spinsante S, Pagliuca C, Poli A, Strazza A, Agostini V, Knaflitz M, Fioretti S. Variability of Muscular Recruitment in Hemiplegic Walking Assessed by EMG Analysis. *Electronics*. 2020 Oct;9(10):1572.
37. Gharib NM, Abd-El Maksoud GM, Eldin S, Elsayed B. Efficacy of concurrent cognitive-motor training on gait in hemiparetic cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Int J Physiother Res*. 2017;5(1):1852-62. (In Persian)
38. Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am*. 1987 Mar 1;69(3):437-41.
39. Farsi A, Bagherzade F, Sheykh M, Tejari F. The effect of dual task on balance and electrical activity of selected muscles of male students 18 to 30 years of University of Tehran. *Movement journal*. 2010 May;12, 39; 49-64. (In persian)
40. Sharifmoradi K., Farahpour N. kinematic, kinetic and electromyographic analysis of gait in Parkinson disease with emphasis on cognitive task and visual attention. 2015. Phd thesis. (In Persian)



41. Roostaei M, Raji P, Morone G, Razi B, Khademi-Kalantari K. The effect of dual task conditions on gait and balance performance in children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis of observational studies. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2021 April. 26: 448-462.

## ارجاع دهی

یزدانی شیرین، الهامی مبارکه. فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و تنه هنگام راه رفتن با و بدون تکلیف دوگانه شناختی در بیماران مبتلا به فلج مغزی و افراد سالم. *مطالعات طب ورزشی*. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۸۹-۱۰۶. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10262.1476

Yazdani Sh, Elhami M.. EMG Activity of Lower Limb and Erector Spinae Muscles During Walking With and Without Cognitive Dual Task in Patients with Cerebral Palsy and Healthy Controls. *Sport Medicine Studies*. Fall & Winter 2020; 12 (28): 89-106. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10262.1476



Research Paper

**Effect of Eight-Week Dynamic Neuromuscular Stabilization Training on Balance, Fall Risk and Lower Extremity Strength in Healthy Elderly Women**

**M. Rahimi<sup>1</sup>, Z. Hasanpori<sup>2</sup>, R. Sharifi<sup>3</sup>, M. Haghighi<sup>4</sup>**

1. Assistant Professor of Corrective Exercises and Sports Injuries, Faculty of Sport Sciences, Shahid Rajaei Teacher Training University, Tehran, Iran (Corresponding Author)

2. MSc student of sports injuries and corrective exercises, Hakim Nezami Institute of Higher Education, Quchan, Iran

3. MSc student of sports injuries and corrective exercises, Department of Physical Education, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

4. Assistant Professor of Corrective Exercises and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

Received Date: 2021/03/02

Accepted Date: 2021/06/08

---

---

**Abstract**

The aim of this study was to investigate the effect of eight-week dynamic neuromuscular stabilization (DNS) training on dynamic and static balance, fall prevention and lower limb strength in healthy elderly women. This quasi-experimental study was conducted using pre- and post-tests. Thirty healthy elderly women (60-79 years old) were purposefully selected and randomly divided into two groups of exercise (DNS training) and control. Static balance, dynamic balance, fall risk and lower extremity strength were measured by the Berg and Sharpened Romberg balance tests, Timed Up and Go test, Shumway-Cook model and the Chair Stand test, respectively. Paired t-test and independent t-test were used to analyze the data. The training group indicated a significant difference between pre- and post-test and compared to the control group in all factors. According to the present findings, the effect of DNS training in improving research variables is confirmed, and its use in elderly care programs is recommended.

**Keywords:** Dynamic Neuromuscular Stabilization Training, Balance, Fall Risk, Lower

---

---

---

1. Email: m.rahimi6465@gmail.com

2. Email: zahrahasanpor7@gmail.com

3. Email: razieh\_sharifi61@yahoo.com

4. Email: mina7679@yahoo.com

## Extended Abstract

### Objectives

Aging is associated with decreased physiological and functional capacities, which can lead to disability, decreased balance, and increased risk of falls. One of the latest sports rehabilitation techniques is the dynamic neuromuscular stabilization (DNS) technique, which not only involves the muscular system but also engages the nervous system (1). Balance has been used as a factor to determine the degree of independence of the elderly. Despite the good theoretical support about the effects of DNS exercises on the neuromuscular system, the scarcity of research about the effectiveness of these exercises on important factors such as balance in elderly people is surprising. Therefore, due to the high prevalence of balance problems, risk of falling and decreased muscle strength in the elderly, the aim of this study was to investigate the effect of eight-week DNS training on dynamic and static balance, fall risk and lower limb strength in healthy elderly women.

### Methods

This quasi-experimental study was conducted using pre- and post-tests. The population of the present study was all healthy elderly women (60-79 years old) (2, 3) in Mashhad, who were purposefully selected according to the inclusion and exclusion criteria. Thirty healthy elderly women (60-79 years old) were randomly divided into two exercise (DNS training) and control groups. Static balance, dynamic balance, fall risk and lower extremity strength were measured by the Berg and Sharpened Romberg balance tests (4), Timed Up and Go test (5), Shumway-Cook model (6-8), and the Chair Stand test (6, 9, 10) respectively. The control group performed their daily activities and the experimental group performed the DNS training protocol for 8 weeks, 3 sessions per week, 50 minutes each session. The training protocol of the experimental group included warm-up exercises (5 minutes), DNS exercises with respiratory correction (40 minutes) and cool-down exercises (5 minutes). According to the DNS approach, the exercise movements included diaphragmatic breathing, Baby Rock (Supine 90-90), Prone, Rolling, Side Lying, Obliques Sit, Tripod, Kneeling, Squat, Czech Get Up (1).

The experimental group did DNS training protocol in two nursing homes for 8 weeks, 3 sessions per week, 50 minutes each session. Paired t-test was used to compare the mean of research variables before and after the training protocol in each group, and an independent t-test was used to compare the variables between groups at a significance level of  $P < 0.05$ .

## Results

The aim of this study was to investigate the effect of eight weeks of DNS training on balance, fall risk and lower limb strength in healthy elderly women. The results of the independent t-test showed that there is no significant difference in demographic characteristics between the research groups ( $P < 0.05$ ). The normality of the data was determined using the Shapiro-Wilk test ( $P < 0.05$ ) as well as independent t-test and paired t-test were used for between-group comparisons ( static balance, dynamic balance, fall risk and lower limb strength). Table 1 presents the results of paired t-test and independent t-test.

The results of paired t-test showed that there was a significant difference between pre-test and post-test of the training group in static balance, dynamic balance, fall risk and lower limb strength ( $P \leq 0.01$ ). But in the control group, no significant differences were observed between pre- and post-test values in static balance, dynamic balance, fall risk and lower limb strength ( $P > 0.05$ ). In addition, based on the results of the independent t-test, no significant difference was observed in the pre-test of training and control groups in static balance, dynamic balance, fall risk and lower limb strength ( $P > 0.05$ ), while in the post-test, the difference was significant in static balance ( $P = 0.018$ ), dynamic balance ( $P = 0.032$ ), fall risk ( $P = 0.001$ ) and lower limb strength ( $P = 0.001$ ).

**Table 1- Results of paired t-Test and Independent T-Test for Comparison within and Between Groups in Intervention and Control Groups in Pre- and Post-Tests**

Variable	Group	Pre-Test	Post-Test	t	P value
static balance	Intervention	36.78±3.64	3.24±2.71	2.94	0.001
	Control	7.61±4.39	39.37±2.58	0.28	0.692
	t	0.51	2.37		
	P value	0.869	0/018		
dynamic balance	Intervention	13.05±1.17	10.86±1.41	3.67	0.001
	Control	12.63±2.04	12.03±1.79	-1.58	0.379
	t	0/094	-1.15		
	P value	0.726	0.032		
fall risk prediction	Intervention	87.91±2.68	59.41±2.37	5.12	0.001
	Control	86.73±1.62	84.23±2.05	1.85	0.583
	t	0.24	2.51		
	P value	0.984	0.001		
lower limb strength	Intervention	8.46±2.18	12.4±1.62	-7.156	0.001
	Control	9.1±1.7	9.72±1.68	-0.802	0.469
	t	0.54	3.46		
	P value	0.726	0.001		

### Discussion

The training group indicated significant improvement in static balance, dynamic balance and lower limb strength, as well as a significant reduction in fall risk. DNS training is one of the rehabilitation techniques that have recently been used in the literature to promote the neuromuscular system. According to the results of the present study, DNS training seems to reduce the risk of falls and improve static balance, dynamic balance, and lower limb strength enhancement, so trainers and therapists could use DNS exercises according to the special needs of the elderly.

**Keywords:** Dynamic Neuromuscular Stabilization Training, Balance, Fall Risk, Lower Extremity Strength, Elderly

### References:

1. Kobesova A, Davidek P, Morris CE, Andel R, Maxwell M, Oplatkova L, et al. Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach: Proposal of novel examination protocol. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2020;24(3):84-95.
2. Ghasempour L, Hoseini FS, Soleymani M, Ahmadi M. Effects of physical fitness exercise, mental exercise and mindfulness exercise on static and dynamic balance in elderly women. *Iranian Journal of Ageing*. 2017;12(2):180-91.
3. Valipour Dehnou V, Motamedi R. assessing and comparing of balance and flexibility among elderly men and women in the age group of 60-79 years. *Iranian Journal of Ageing*. 2018;13(2):210-21.
4. Khasnis A, Gokula R. Romberg's test. *Journal of postgraduate medicine*. 2003;49(2):169.
5. Taheri M, Mirmoezzi M, Sabaghi M. Effects of aquatic on balance and preventing of fall among healthy elderly men. *J Saf Promot Inj Prev*. 2018;6:144-51.
6. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical therapy*. 2000;80(9):896-903.
7. Resende SM, Rassi CM. Effects of hydrotherapy in balance and prevention of falls among elderly women. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2008;12(1):57-63.
8. Alikhajeh Y, Hosseini SRA, Moghaddam A. Effects of hydrotherapy in static and dynamic balance among elderly men. *Procedia-Social and Behavioral Sciences*. 2012;46:2220-4.
9. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL, Gruber W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Physical therapy*. 1997;77(8):812-9.
10. Irandoust K, Taheri M. The impact of yoga and pilates exercises on older adults. *Iranian Journal of Ageing*. 2016;11(1):152-61.

## تأثیر هشت هفته تمرینات ثبات عصبی-عضلانی پویا بر تعادل، پیشگیری از سقوط و قدرت اندام تحتانی زنان سالمند سالم

محمد رحیمی<sup>۱</sup>، زهرا حسن پور<sup>۲</sup>، رضیه شریفی<sup>۳</sup>، مینا حقیقی<sup>۴</sup>

۱. استادیار حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، موسسه آموزش عالی حکیم نظامی قوچان، خراسان رضوی، ایران.
۳. دانشجوی کارشناسی ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، گروه تربیت بدنی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
۴. استادیار حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران.

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۱۲/۱۲

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۳/۱۸

### چکیده

مطالعه حاضر با هدف بررسی اثر هشت هفته تمرینات ثبات عصبی-عضلانی پویا (DNS) بر تعادل، پیشگیری از سقوط و قدرت اندام تحتانی زنان سالمند سالم انجام شد. در این مطالعه نیمه تجربی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون، از بین زنان سالمند سالم (۶۰-۷۹ سال) مشهد، ۳۰ آزمودنی به صورت هدفمند انتخاب و به صورت تصادفی به دو گروه تمرین (تمرینات DNS) و کنترل تقسیم شدند. فاکتورهای تعادل ایستا با آزمون تعادلی برگ و شارپندروم برگ، تعادل پویا با آزمون برخاستن و برگشتن، پیش‌بینی خطر سقوط با مدل شوموی و قدرت عضلات پایین‌تنه با آزمون صندلی ایستاده ارزیابی شدند. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون تی همبسته و تی مستقل استفاده شد. گروه تمرینی در پس‌آزمون، در مقایسه با پیش‌آزمون و گروه کنترل، در همه فاکتورها بهبود معناداری نشان داد. نظر به یافته‌های حاضر، اثر برنامه تمرینی DNS در بهبود متغیرهای پژوهش تأیید و استفاده از آن در برنامه‌های مراقبتی سالمندان توصیه می‌شود.

**واژگان کلیدی:** تمرینات ثبات پویای عصبی-عضلانی، تعادل، خطر سقوط، قدرت اندام تحتانی، سالمند

1. Email: m.rahimi6465@gmail.com
2. Email: zahrahasanpor7@gmail.com
3. Email: razieh\_sharifi61@yahoo.com
4. Email: mina7679@yahoo.com

## مقدمه

یکی از مسائل و مشکلات بهداشتی در بیشتر جوامع، سلامت سالمندان است و مقابله با این مشکلات نیازمند سیاست‌گذاری و برنامه‌ریزی‌های دقیق و درست است (۱،۲). پیشگیری از بروز مشکلات سالمندان اهمیت ویژه‌ای دارد. خطر سقوط یکی از مشکلات عمده سالمندی است (۳)، به نحوی که شیوع آن را حدود ۳۰ درصد از جمعیت بالای ۶۵ سال گزارش کرده‌اند (۳). کاهش تعادل و توانایی حفظ پوسچر، افزایش نوسانات و اختلالات قامتی و نیز افزایش احتمال زمین خوردن از اختلالات شایع جسمانی در میان سالمندان است که به دنبال برخی بیماری‌ها یا در اثر سالمندی ایجاد می‌شود (۴). سقوط، شایع‌ترین مشکلی است که سالمندان، به‌ویژه زنان، با آن دست‌وپنجه نرم می‌کنند. هزینه‌های کلان درمانی و توان‌بخشی، ناتوانی‌های طولانی‌مدت یا مادام‌العمر و ترس از سقوط مجدد از عوارض زمین خوردن سالمندان است (۵). با رسیدن به سالمندی اختلالاتی در حس عمقی، تعادل، گوش داخلی و بینایی ایجاد می‌شود که می‌تواند شرایط سقوط افراد سالمند را فراهم کند (۳). تعادل یکی از مهارت‌هایی است که دارای پیچیدگی خاصی است و در پیشگیری از افتادن مؤثر است (۶). مطالعات نشان داده است که ضعف عضلات دورکننده ران، بازکننده‌ها و خم‌کننده‌های زانو و عضلات دورسی فلکسور مچ پا با خطر افتادن مرتبط است (۳). در همین راستا پژوهشگران بر کاربرد تمرین در قدرت عضلات ران و بهبود تعادل تأکید کرده‌اند (۷). همچنین، نشان داده شده است که حس عمقی مفاصل با تعادل بدن مرتبط است و تأثیری مستقیم در آن دارد (۸). همچنین، در افراد سالمند حس بینایی، در مقایسه با حس پیکری، اثر بیشتری در تعادل دارد (۹).

افتادن یا سقوط به دلیل مسائل مختلفی چون کاهش دید، خطا در تشخیص مانع و اختلالات تعادل در طول راه رفتن اتفاق می‌افتد (۱۰). هنگام ایستادن و راه رفتن، پای انسان اولین نقطه از بدن است که در تماس با محیط بیرونی قرار دارد؛ در نتیجه، در انتقال اطلاعات حس عمقی به سیستم اعصاب مرکزی نقشی مهم و اساسی دارد (۸). کاهش حس لمس در کف پا ممکن است به بروز مشکلات تعادلی شد منجر شود و خطر زمین خوردن را افزایش دهد (۱۱). بازخوردهای مکانیکی کف پا همراه با تغییرات سطوح، تغییر خواهد کرد (۱۱). به همین دلیل کاربرد سطوح بافت‌دار یا برجسته از مداخلاتی است که برای افزایش اطلاعات حسی کف پا مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است (۱۱،۱۲).

یکی از جدیدترین تکنیک‌های توان‌بخشی ورزشی تکنیک ثبات پویای عصبی-عضلانی (DNS<sup>1</sup>) است که علاوه بر تقویت سیستم عضلانی، سیستم عصبی را هم درگیر می‌کند (۱۳). تمرینات ثبات

### 1. Dynamic Neuromuscular Stabilization



پویای عصبی-عضلانی به تمریناتی گفته می‌شود که با تحریک سیگنال‌های آوران و واکنش‌های سازوکارهای مرکزی، پاسخ حرکتی ناخودآگاه را برای کنترل مفصل پویا افزایش می‌دهد (۱۴). تمرینات ثبات پویای عصبی-عضلانی برنامه‌ریزی شده و مناسب در بهبود هماهنگی عصبی-عضلانی براساس طیف وسیعی از قدرت، دامنه حرکتی و عملکرد حسی عمقی دارای اهمیت است (۱۵). تمرینات عصبی-عضلانی شامل ترکیبی از تمرینات انعطاف‌پذیری، ثبات مرکزی، تعادلی، قدرتی، چابکی و پلیومتریک است (۱۴). تکنیک‌های درمانی ثبات پویای عصبی-عضلانی عبارت‌اند از: آموزش عمومی ثبات مرکزی، آموزش الگوی موافق و مخالف حرکت اندام‌ها برای گام‌برداری به جلو و حمایت، آموزش مدل‌های حرکتی پوسچرال تکاملی برای تثبیت وضعیت، توجه به ثبات هر بخش از زنجیره‌های عضلانی درگیر در منطقه‌ای دورتر، مطابقت عملکرد پوسچرال با نیروی مرحله حرکت، آموزش ثبات‌دهندگی و الگوی تنفسی برای تحرک بافت نرم، صاف نگه‌داشتن ستون فقرات، پیشرفت حرکات از آسان به پیشرفته، استفاده نکردن از الگوهای حرکتی آسیب‌زا و آغاز فعالیت ورزشی پس از آگاه کردن کامل بیمار توسط پزشک (۱۶).

تأثیر تمرینات DNS برای بهبود عملکرد تعادلی، عملکرد حرکتی، ثبات وضعیتی پویا، عملکرد اندام تحتانی و سطح کیفیت زندگی افراد مختلف بررسی شده است. در این راستا کلاسن<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۷) تأثیر تمرینات عصبی-عضلانی را بر بیماران مبتلا به استئوآرتریت مفصل زانو و ران مطالعه کردند. نتایج نشان داد فعالیت روزمره بیمار، درد و عملکرد مربوط به راه رفتن، نشستن و بالا رفتن در مقایسه با گروه کنترل بهبود معناداری داشته است (۱۷). همچنین قاسمی (۲۰۱۱) به تأثیر تمرینات عصبی-عضلانی (توپ سوئیسی و تخته تعادل) در تعادل و راه رفتن بیماران مبتلا به ام اس پرداخت که در تعادل راه رفتن بیماران بهبود معناداری مشاهده شد (۱۸). بنفیری<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۸) پژوهشی تحت عنوان بررسی هشت هفته تمرینات DNS بر عملکرد و کیفیت زندگی مردان و زنان با سابقه سکته مغزی انجام دادند. عملکرد افراد با مقیاس برگ و کیفیت زندگی با پرسش‌نامه کیفیت زندگی بررسی شد. نتایج پژوهش تفاوت معناداری در گروه تجربی در مقیاس برگ نشان داد. همچنین، در برخی از سطوح پرسشنامه، تفاوت معناداری در سطح کیفیت زندگی مردان و زنان مشاهده شد (۱۹). یی لین لیم<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۸) پژوهشی با هدف بررسی تأثیر تمرینات DNS در کنترل وضعیت بدن و میزان کینماتیک خم شدن کمر در زنان و مردان ۲۰ تا ۴۸ ساله مبتلا به

---

1. Clausen

2. Benfiry

3. YI Lin Lim

کمردرد مزمن غیراختصاصی انجام دادند. گروه کنترل تمرینات استاندارد فیزیوتراپی و گروه تجربی تمرینات فیزیوتراپی به همراه تمرینات DNS را دریافت کردند. یافته‌ها نشان داد تمرینات DNS موجب بهبود وضعیت تعادل بیماران شده و پژوهشگران بر ضرورت انجام پژوهش‌های بیشتر در مورد این تمرینات در مراکز فیزیوتراپی تأکید داشتند (۲۰).

با آنکه اثر تمرینات DNS روی سیستم عصبی-عضلانی از پشتوانه نظری خوبی برخوردار است، ولی در مورد اثربخشی این تمرینات در فاکتورهای موردنیاز سالمندان پژوهشی یافت نشد. بنابراین، با توجه به شیوع فراوان مشکلات تعادلی، خطر افتادن و کاهش قدرت عضلانی در سالمندان، هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر هشت هفته تمرینات DNS بر تعادل، پیشگیری از سقوط و قدرت اندام تحتانی زنان سالمند سالم است.

### روش پژوهش

پژوهش حاضر کاربردی از نوع نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون است. جامعه آماری پژوهش شامل کلیه زنان سالمند سالم (۶۰-۷۹ سال) (۲۱،۲۲) شهر مشهد بود. پس از ارزیابی‌های اولیه، ۳۰ زن سالمند به صورت هدفمند انتخاب شدند و بر اساس نمره تعادل ایستا، به صورت تصادفی جفت‌شده به دو گروه تمرین (۱۵ نفر) و گروه کنترل (۱۵ نفر) تقسیم شدند (۲۳،۲۴).

معیار ورود نمونه‌ها دامنه سنی بین ۶۰-۷۹ سال، نداشتن سابقه آسیب حاد، نداشتن سابقه آسیب در اندام تحتانی، نداشتن مشکلات بینایی، شنوایی و عملکرد وستیبولار، نداشتن سابقه سکته مغزی و اختلال‌های گوش داخلی، به دست آوردن نمره ۲۴ یا بیشتر در آزمون وضعیت ذهنی (MMSE)، توانایی راه رفتن به صورت مستقل و پاسخ منفی به تمام سؤالات پرسش‌نامه آمادگی برای فعالیت جسمانی (PARQ) بود (۲۵،۲۶). معیار خروج آزمودنی‌ها از مطالعه سه جلسه غیبت در برنامه تمرینی، حاضر نبودن در زمان پیش‌آزمون و پس‌آزمون، مصرف داروهای مؤثر بر تعادل، فشار خون بیش از ۱۴۰ میلی‌متر جیوه و کمتر از ۹۰ میلی‌متر جیوه و گزارش سابقه‌ای از بی‌تعادلی و گیجی بود (۲۵).

آزمون‌ها: از آزمون تعادلی برگ<sup>۱</sup> و نسخه فارسی آزمون شارپندروم برگ<sup>۲</sup> (پایایی ۰/۹۱ با چشم باز و ۰/۷۷ با چشم بسته) (۲۷) برای تعادل ایستا استفاده شد. این آزمون شامل ۱۴ فعالیت مختلف از زندگی روزمره فرد است که بر اساس نحوه و کیفیت اجرای آزمون می‌تواند نمره صفر تا ۴ را به خود اختصاص دهد. این موارد شامل ایستادن، نشستن، جابه‌جایی، دسترسی، چرخش و بالا رفتن است.

1. Berg Balance Scale (BBS)
2. Sharpened Romberg

میزان نمراتی که هر فرد بعد از دستور حرکتی خاص باید انجام دهد، اندازه‌گیری و ثبت می‌شود. در این مقیاس ۵۶ معادل بهترین وضعیت و صفر معادل بدترین وضعیت است. نمره کمتر از ۴۵ نیز نشان‌دهنده وجود خطر افتادن (ترس از افتادن) است. پایایی به دست آمده برای سالمندان ۰/۸۱ است (۲۸،۲۹).

از آزمون برخاستن و برگشتن<sup>۱</sup> برای ارزیابی تعادل پویا استفاده شد (۳۰). در این آزمون فرد با کفش‌های معمولی، که هنگام راه رفتن می‌پوشد، روی صندلی دسته‌دار استاندارد می‌نشیند، در حالی که به پشتی صندلی تکیه داده و ساعدهایش روی دسته صندلی قرار دارد و با شنیدن کلمه «برو» که توسط آزمونگر اعلام می‌شود از روی صندلی بلند می‌شود، مسیری سه متری را مستقیم روی کف اتاق راه می‌رود، سپس بدون مکث می‌چرخد، به سمت صندلی بازمی‌گردد و دوباره روی صندلی می‌نشیند. مدت زمان (بر حسب ثانیه) با کرونومتر اندازه‌گیری و ثبت می‌شود. پایایی به دست آمده برای سالمندان ۰/۹۹ است (۲۶،۲۹،۳۱،۳۲).

برای پیش‌بینی خطر سقوط در ارتباط با امتیاز آزمون تعادلی برگ از مدل شوموی کوک<sup>۲</sup> و همکاران استفاده شد. مدل کمی پیش‌بینی خطر سقوط در سالمندان، که ارتباط بین مقیاس تعادلی برگ و خطر سقوط (۱۰ تا ۱۰۰ درصد) را بیان می‌کند، توسط شوموی کوک و همکاران ارائه شد. حساسیت این مدل ۹۱ درصد و دقت آن ۸۲ درصد گزارش شده است. احتمال افتادن با کاهش امتیاز در مقیاس برگ با رابطه‌ای غیرخطی افزایش می‌یابد. برای دامنه‌های ۵۶ تا ۵۴، هر نقطه از دست‌رفته با افزایش ۳ تا ۴ درصدی خطر سقوط همراه است. از ۵۴ تا ۴۶، هر یک نقطه کاهش با افزایش ۶ تا ۸ درصدی همراه است. در امتیاز کمتر از ۳۶ خطر سقوط تقریباً ۱۰۰ درصد است (۳۱، ۲۸، ۲۶).

در مدل کمی شوموی کوک و همکاران برای پیش‌بینی خطر سقوط در سالمندان  $\exp^3(x)$  تابع نمایی است که به صورت  $e^x$  نیز نوشته می‌شود. با سابقه زمین‌خوردن عدد صفر و بدون سابقه زمین‌خوردن عدد یک در رابطه جای‌گذاری می‌شود (۲۶).

### 1. Timed Up and Go (TUG)

### 2. Shumway-Cook

۳. تابع EXP مخفف Exponential یا تابع نمایی است و به منظور انجام محاسبات نمایی استفاده می‌شود.

$$\text{احتمال} = 100\% \times \frac{\exp(10.46 - 0.25 \times \text{برگ} + 2.32 \times \text{سابقه زمین خوردن})}{1 + \exp(10.46 - 0.25 \times \text{برگ} + 2.32 \times \text{سابقه زمین خوردن})}$$

از آزمون صندلی ایستاده<sup>۱</sup> برای سنجش قدرت عضلانی پایین تنه و پاها استفاده شد. آزمودنی در حالی که روی لبه صندلی نشسته است، طی ۳۰ ثانیه باید تا حد توان خود بایستد و دوباره به وضعیت نشسته برگردد. میانگین تعداد دفعات انجام این حرکت در بازه زمانی ۳۰ ثانیه، رکورد نهایی فرد محسوب می‌شود. پایایی به دست آمده برای زنان ۰/۹۲ و برای مردان ۰/۸۴ است (۲۶،۳۲،۳۳).

مداخلات: گروه کنترل فعالیت‌های روزانه و عادی خود را انجام دادند. پروتکل تمرینی گروه تجربی شامل تمرینات گرم کردن (۵ دقیقه)، تمرینات DNS توأم با اصلاح تنفس (۴۰ دقیقه) و سرد کردن (۵ دقیقه) بود. براساس رویکرد DNS (۱۱)، حرکات تمرینی شامل تنفس دیافراگمی، خوابیده به پشت ۹۰-۹۰، خوابیده به شکم، اقدام به غلت زدن، نشستن از پهلو، نشستن مایل، سه پایه، زانو زدن، اسکات و برخاستن بود<sup>۲</sup> (۱۳). هفته اول تمرینات به آموزش و تمرین حرکات بنیادین DNS اختصاص داده شد. در هر هفته، در مقایسه با هفته قبل، کمی به پیچیدگی حرکت اضافه شد. شایان ذکر است، در تمرینات عصبی-عضلانی زمانی می‌توان سطح پیچیده‌تری از حرکت را آموزش داد که سطح موجود، کاملاً خودکار شده باشد؛ به عبارت دیگر، در آموزش عصبی-عضلانی حرکات (مهارت)، اضافه‌بار از طریق پیچیده کردن اجرای حرکات اعمال می‌شود.

### 1. Chair Stand Test (CST)

۲. نام‌ها به ترتیب برای معادل‌های انگلیسی زیر انتخاب شده‌اند:

Baby Rock (Supine 90-90), Prone, Rolling, Side Lying, Obliques Sit, Tripod, Kneeling, Squat, Czech Get Up

جدول ۱- تصاویری از پروتکل تمرینی ثبات پویا عصبی-عضلانی

شکل حرکت	تمرین	شکل حرکت	تمرین
	خوابیده به پشت		۹۰-۹۰
	برخاستن		اسکات
	زانو زدن		نشستن از پهلو

به منظور اجرای این پژوهش، ابتدا به خانه‌های سالمندان شهر مشهد مراجعه شد و پس از انجام تشریفات اداری، با استفاده از غربالگری و با کمک معیارهای ورود و خروج، آزمودنی‌های موردنظر انتخاب شدند. پس از ارزیابی سن، قد و وزن آزمودنی‌ها، پرسش‌نامه‌های آمادگی برای فعالیت جسمانی و آزمون کوتاه وضعیت ذهنی تکمیل شدند. پس از آن، به ترتیب تعادل، پیشگیری از سقوط و قدرت اندام تحتانی ارزیابی شد و آزمودنی‌ها بر اساس رکورد تعادل ایستا به صورت تصادفی

جفت‌شده در دو گروه تمرینی و کنترل قرار گرفتند. سپس، گروه کنترل فعالیت‌های رایج خود را انجام داد و گروه تجربی در دو خانه سالمندان پروتکل تمرینی ثبات‌بخشی پویای عصبی-عضلانی را به مدت هشت هفته، هر هفته سه جلسه و هر جلسه ۵۰ دقیقه اجرا کردند. برنامه تمرینی از سه بخش گرم کردن، برنامه اصلی و سرد کردن تشکیل می‌شد. پس‌آزمون بعد از اتمام هشت هفته مانند پیش‌آزمون اجرا شد.

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آمار توصیفی و استنباطی و برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. به منظور مقایسه میانگین متغیرهای پژوهش، قبل و بعد از پروتکل تمرینی، در هر گروه از آزمون تی همبسته و برای مقایسه بین گروهی متغیرها از آزمون تی مستقل در سطح معناداری  $P < 0.05$  استفاده شد.

### یافته‌های پژوهش

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر هشت هفته تمرینات DNS بر تعادل، پیشگیری از سقوط و قدرت اندام تحتانی زنان سالمند سالم بود. شاخص‌های توصیفی شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (BMI) آزمودنی‌ها و نتایج پیش‌آزمون به تفکیک گروه‌های پژوهش در جدول شماره ۲ ارائه شده است. نتایج آزمون تی مستقل نشان داد از نظر ویژگی‌های فردی بین گروه‌های پژوهش اختلاف معناداری در پیش‌آزمون وجود ندارد ( $P > 0.05$ ).

جدول ۲- ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

شاخص	گروه	تعداد	انحراف استاندارد $\pm$ میانگین	p
سن (سال)	تمرینی	۱۵	$63/08 \pm 2/66$	۰/۰۹
	کنترل	۱۵	$64/92 \pm 2/72$	
قد (متر)	تمرینی	۱۵	$1/68 \pm 0/03$	۰/۳۷
	کنترل	۱۵	$1/66 \pm 0/05$	
وزن (کیلوگرم)	تمرینی	۱۵	$67/92 \pm 4/95$	۰/۴۳
	کنترل	۱۵	$69/23 \pm 3/37$	
شاخص توده بدن (کیلوگرم/مترمربع)	تمرینی	۱۵	$23/97 \pm 1/44$	۰/۰۸
	کنترل	۱۵	$24/97 \pm 1/39$	
آزمون وضعیت ذهنی	تمرینی	۱۵	$27/08 \pm 1/80$	۰/۶۳
	کنترل	۱۵	$27/38 \pm 1/44$	

با توجه به طبیعی بودن داده‌ها که با آزمون شاپیرو-ویلک مشخص شد ( $P > 0.05$ )، از آزمون تی مستقل و تی همبسته برای مقایسه بین گروهی و درون گروهی متغیرهای مطالعه شامل تعادل ایستا، تعادل پویا، خطر سقوط و قدرت اندام تحتانی استفاده شد. در جدول شماره ۳ نتایج آزمون تی همبسته و تی مستقل ارائه شده است.

جدول ۳- نتایج آزمون تی همبسته و تی مستقل برای مقایسه درون گروهی و بین گروهی در گروه‌های تجربی و کنترل در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون

متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار t	سطح معناداری
تعادل ایستا	تجربی	$36/78 \pm 3/64$	$43/24 \pm 2/71$	۲/۹۴	* / ۰/۰۱
	کنترل	$37/61 \pm 4/39$	$39/37 \pm 2/58$	۰/۲۸	۰/۶۹۲
	مقدار t	۰/۵۱	۲/۳۷		
	سطح معناداری	۰/۸۶۹	** / ۰/۰۱۸		
تعادل پویا	تجربی	$13/05 \pm 1/17$	$10/86 \pm 1/41$	۳/۶۷	* / ۰/۰۱
	کنترل	$12/63 \pm 2/04$	$12/03 \pm 1/79$	-۱/۵۸	۰/۳۷۹
	مقدار t	۰/۰۹۴	-۱/۱۵		
	سطح معناداری	۰/۷۲۶	** / ۰/۰۳۲		
پیش‌بینی خطر سقوط	تجربی	$87/91 \pm 2/68$	$59/41 \pm 2/37$	۵/۱۲	* / ۰/۰۱
	کنترل	$86/73 \pm 1/62$	$84/23 \pm 2/05$	۱/۸۵	۰/۵۸۳
	مقدار t	۰/۲۴	۲/۵۱		
	سطح معناداری	۰/۹۸۴	* / ۰/۰۰۱		
قدرت اندام تحتانی	تجربی	$8/46 \pm 2/18$	$12/4 \pm 1/62$	-۷/۱۵۶	* / ۰/۰۰۱
	کنترل	$9/1 \pm 1/7$	$9/72 \pm 1/68$	-۰/۸۰۲	۰/۴۶۹
	مقدار t	۰/۵۴	۳/۴۶		
	سطح معناداری	۰/۷۲۶	* / ۰/۰۰۱		

\* معناداری در سطح ۰/۰۱ \*\* معناداری در سطح ۰/۰۵

نتایج آزمون تی مستقل در پیش‌آزمون گروه‌های پژوهش در تعادل ایستا، تعادل پویا، پیش‌بینی خطر سقوط و قدرت اندام تحتانی تفاوت معناداری را نشان نداد ( $P > 0.05$ )، اما در پس‌آزمون این تفاوت در تعادل ایستا ( $P = 0.018$ )، تعادل پویا ( $P = 0.032$ )، پیش‌بینی خطر سقوط ( $P = 0.001$ ) و قدرت اندام تحتانی ( $P = 0.001$ ) بین گروه تجربی و کنترل معنادار بود و آزمودنی‌های گروه تجربی، در مقایسه با گروه کنترل، عملکرد بهتری را نشان دادند. نتایج آزمون تی همبسته نشان داد بین

پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه تجربی در تعادل ایستا، تعادل پویا، پیش‌بینی خطر سقوط و قدرت اندام تحتانی تفاوت معناداری وجود دارد ( $P \leq 0/01$ )، اما در گروه کنترل هیچ تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در این متغیرها مشاهده نشد ( $P > 0/05$ ).

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف اصلی پژوهش، بررسی تأثیر هشت هفته تمرینات ثبات‌بخشی پویای عصبی-عضلانی بر تعادل ایستا، تعادل پویا، پیشگیری از سقوط و قدرت اندام تحتانی زنان سالمند بود. نتایج پژوهش نشان داد تمرین‌های ثبات‌بخشی پویای عصبی-عضلانی بر تعادل ایستا، تعادل پویا، پیش‌بینی خطر سقوط و قدرت اندام تحتانی زنان سالمند در پس‌آزمون تأثیر معناداری دارد.

تمرینات ثبات‌بخشی پویای عصبی-عضلانی بر مبنای حرکت‌شناسی تکاملی<sup>۱</sup> شکل گرفته است. در حرکت‌شناسی تکاملی مراحل تکامل دستگاه حرکتی نوزاد از تولد تا زمان شروع به راه رفتن مطالعه می‌شود. در رویکرد DNS، اعتقاد بر این است که اختلال عصبی-عضلانی در دوران نوزادی به دلیل عدم تکامل حرکتی ایجاد می‌شود و در سنین بالاتر خود را به صورت اشتباه بیومکانیکی بروز می‌دهد و این ممکن است به نقص آناتومیک منجر شود؛ برای مثال، فرانک<sup>۲</sup> و همکاران معتقدند اولین قدم در اصلاح حرکتی، ارزیابی تنفس و در صورت نیاز اصلاح آن است. به نظر آن‌ها عضلات تنفسی نقشی بسیار مهم در ثبات‌بخشی پوسچرال ایستا و پویا دارند. نوزاد در خلال رشد، حرکت بنیادین<sup>۳</sup> را در وضعیت‌های متفاوت تجربه می‌کند. در این فرایند، نوزاد برای غلبه بر نیروی جاذبه، حفظ پوسچر و بهبود حرکت به همکاری نزدیک سیستم‌های عصبی و عضلانی نیاز دارد. بر مبنای رویکرد DNS، الگوهای حرکتی بر اساس مرحله‌بندی ژنتیک از سیستم اعصاب مرکزی فراخوانی می‌شود (۱۶). در این رویکرد، این اعتقاد وجود دارد که حتی نقص‌های آناتومیک و اشتباهات بیومکانیک نیز اغلب ریشه در اختلال‌های عصبی-عضلانی دارند و با اصلاح اختلال عصبی-عضلانی می‌توان از بروز بسیاری از نقایص آناتومیک و اشتباهات بیومکانیک پیشگیری یا در صورت وقوع، آن‌ها را اصلاح کرد.

منابع پژوهشی در خصوص این شیوه تمرینی چندان زیاد نیست؛ بنابراین پژوهش‌هایی یافت نشد که بتوان نتایجشان را به صورت مستقیم و اثربخش با نتایج پژوهش حاضر بررسی و مقایسه کرد. با توجه به این نکته، می‌توان نتایج پژوهش‌هایی را که در زمینه بررسی اثر تمرینات DNS بر سایر متغیرها انجام شده‌اند، به صورت غیرمستقیم با نتایج پژوهش حاضر و مقایسه کرد. اثربخشی

- 
1. Developmental Kinesiology
  2. Frank
  3. Fundamental



تمرینات DNS بر میگرن، PCA<sup>۱</sup>، دردهای مزمن اسکلتی-عضلانی، حرکات عملکردی و قدرت عضلات دست نشان داده شده است (۲۴،۳۴-۳۸) که با نتایج پژوهش حاضر همسوست. پژوهشگران معتقدند رشد حرکتی انسان سیر تکاملی دارد و باید این مراحل به ترتیب یکی پس از دیگری طی شود تا فرد در آینده با نقص حرکتی و درد مواجه نشود. در رویکرد DNS با تمرین الگوهای حرکتی بنیادین، سازوکارهای ضروری حسی و حرکتی از سیستم عصبی مرکزی فراخوانی می‌شوند و این موجب اصلاح برنامه حرکتی و عملکرد می‌شود (۱۶).

نتایج مطالعه حاضر از نظر بررسی تأثیر تمرین‌های ثبات‌بخشی پویای عصبی-عضلانی بر تعادل ایستا و پویا و پیش‌بینی خطر سقوط زنان سالمند با نتایج مطالعات زارعی و همکاران (۱۳۹۷)، فارسی و همکاران (۱۳۹۴)، زمانی و همکاران (۲۰۱۶) و مکلود و همکاران (۲۰۰۹) همسوست. زارعی و همکاران (۱۳۹۷) در مطالعه خود تمرینات قدرتی-کششی را بر تعادل سالمندان اثربخش گزارش کردند (۳۹) و فارسی و همکاران (۱۳۹۴) در پژوهش خود انجام تمرینات قدرتی-تعادلی را بر بهبود تعادل سالمندان مؤثر دانستند (۴۰). زمانی و همکاران (۲۰۱۶) نیز در مطالعه‌ای اثر هشت هفته تمرینات DNS را بر تعادل زنان مبتلا به مالتیپل اسکلروزیس تأیید کردند (۴۱). مکلود<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۰۹) نشان دادند تعادل و توانایی‌های بالینی و حس عمقی زنان بسکتبالیست دبیرستانی بعد از شش هفته تمرین عصبی-عضلانی بهبود و افزایش یافته است (۴۲).

مسئله مهم در طراحی تمرینات ثبات‌بخشی پویای عصبی-عضلانی، توجه به اصل ویژگی تمرین است که احتمالاً از دلایل موفقیت این نوع تمرینات در بهبود تعادل افراد سالمند است. در مجموع، به دلیل چندحلقه بودن ساختار بدن انسان، هر حرکت ارادی انسان موجب آشفتگی تعادل در فرد می‌شود (۴۳). برای جبران آشفتگی درونی، حرکات ارادی به همراه تعدیلات قامتی انجام می‌شود. این حرکات خودکار غیرارادی منبعی برای اطمینان از دقت و هماهنگی در حرکت است. به بیان دیگر، فعال‌سازی عضلات کنترل‌کننده این پاسخ‌های تعدیلی در پوسچر، پیش از فعال‌سازی فعالیت ارادی عضلات رخ می‌دهد (۳۲). با توجه به اصل ویژگی در تمرینات، احتمالاً این تمرینات روی فعال‌سازی عضلات مسئول تعدیلات قامتی پیشگو و حرکات ارادی برای کنترل تعادل مؤثرند. علاوه بر این، تمرینات ثبات پویای عصبی-عضلانی، یکی از جدیدترین تکنیک‌های توان‌بخشی ورزشی است که علاوه بر تقویت سیستم عضلانی، سیستم عصبی را هم درگیر می‌کند. روش تمرینی DNS به ارزیابی دقیق کیفیت ثبات یا حرکت می‌پردازد و با هدف بازگرداندن سیستم یکپارچه‌سازی

- 
1. Posterior Cortical Atrophy
  2. McLeod

ستون فقرات از طریق تمرینات کاربردی خاص و بر اساس وضعیت‌های تکامل‌یافته حرکت‌شناسی به نمایش گذاشته می‌شود که بر اساس الگوهای حرکتی نوزاد سالم پایه‌ریزی شده است. تکنیک‌های پایه‌ای اصول تمرینی DNS شامل آموزش عمومی ثبات مرکزی، آموزش الگوی اندام موافق و مخالف حرکت اندام‌ها به‌منظور گام‌برداری به جلو و حمایت، آموزش مدل‌های حرکتی پوسچرال تکاملی به-منظور تثبیت وضعیت، توجه به ثبات هر بخش از زنجیره‌های درگیر عضلات، مطابقت عملکرد پوسچرال با نیروی مرحله حرکت، آموزش ثبات‌دهندگی و الگوی تنفسی، ثابت نگه‌داشتن ستون فقرات، پیشرفت حرکات از آسان به پیشرفته، استفاده نکردن از الگوهای حرکتی آسیب‌زا و آغاز فعالیت ورزشی پس از آگاه کردن کامل بیمار توسط پزشک است (۱۳). تمرینات ثبات پویای عصبی-عضلانی برنامه‌ریزی‌شده و مناسب در بهبود هماهنگی عصبی-عضلانی براساس طیف وسیعی از قدرت، دامنه حرکتی و عملکرد حسی عمقی اهمیت دارد (۱۵). بنابراین از دلایل احتمالی بهبود تعادل و پیشگیری از سقوط می‌توان به افزایش سازگاری‌های عصبی حاصل از تمرین مانند به-کارگیری واحدهای عصبی کارآمدتر، سازمان‌دهی مجدد در قشر حسی-پیکری، افزایش کارایی و قدرت ارتباطات سیناپسی، افزایش فعال‌سازی دستگاه عصبی، کاهش واکنش‌های بازدارنده عصبی، کاهش مقاومت مسیرهای عصبی به انتقال تکانه و بهبود تسهیل در انتقال دروندادهای هر یک از حواس اشاره کرد (۱۶،۳۳).

نتایج نشان‌دهنده اثر برنامه تمرینی ثبات‌بخشی پویای عصبی-عضلانی بر قدرت اندام تحتانی زنان سالمند بود. نتایج آزمون تی همبسته نشان داد بین قدرت اندام تحتانی گروه تمرینی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود دارد، اما در گروه کنترل هیچ تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نشد. از سازوکارهای احتمالی تأثیرگذاری پروتکل تمرینات ثبات پویای عصبی-عضلانی بر قدرت اندام تحتانی زنان سالمند در پژوهش حاضر می‌توان به تقویت عضلات ضعیف شده‌ای مانند عضلات شکمی و عضلات سرینی بزرگ و میانی در بخش خلفی اشاره کرد. یکی از ویژگی‌های تمرینات DNS ایجاد ارتباط و هماهنگی بین تمامی عضلات تنه و ران برای کنترل و موقعیت طبیعی ستون فقرات است. عضلات ثبات‌دهنده ناحیه لگن و ران مسئول حفظ راستای صحیح اندام تحتانی در حین انجام حرکات پویا هستند (۴۴). بنابراین ضعف و کاهش استقامت عضلات ثبات‌دهنده خلفی، قدامی و جانبی تنه باعث کاهش قدرت و کارایی عضلات اطراف ران می‌شود. عضلات ران در انتقال نیرو از اندام تحتانی به سمت بالا، ستون فقرات و در حین اجرای فعالیت‌هایی که به‌صورت عمودی یا ایستاده انجام می‌شوند، نقشی مهم ایفا می‌کنند و در نتیجه، ضعف عضلات ثبات‌دهنده مرکزی می‌تواند راستای صحیح اندام تحتانی را حین انجام حرکات پویا برهم زند و الگوی حرکتی را در اندام تحتانی دچار اختلال کند (۴۴،۴۵). از طرفی تمرینات DNS با

تأکید بر اهمیت زمان بندی دقیق عضلات و هماهنگی کارآمد و همچنین مقاومت در برابر نیروهای فشاری در حالت ایستا عمل می کند (۱۳،۱۶). با توجه به نتایج پژوهش حاضر، به نظر می رسد به-کارگیری برنامه تمرینی DNS در بهبود تعادل ایستا، پویا، خطر سقوط و قدرت اندام تحتانی مؤثر بوده است؛ بنابراین به مربیان و درمانگران توصیه می شود با توجه به نیازهای ویژه سالمندان و نیز با در نظر گرفتن پتانسیل های موجود در جامعه، از فواید این تمرینات استفاده کنند و آن ها را در برنامه های مراقبت از سالمندان بگنجانند.

از محدودیت های قابل کنترل پژوهش حاضر می توان به سن، مکان تمرین، حذف سالمند بیمار و مبتلا به محدودیت های حرکتی اشاره کرد و از محدودیت های غیرقابل کنترل پژوهش تک جنسیتی بودن نمونه های آماری، تفاوت های فردی جسمی و روانی آزمودنی ها، اثرات روانی شرایط کرونا، تنوع در میزان علاقه مندی و تفاوت های سطح انگیزش آزمودنی ها اشاره کرد. از آنجا که عوامل روانی مانند استرس، افسردگی، اضطراب و کاهش عزت نفس به دنبال افزایش سن، فعالیت سالمندان را تحت تأثیر قرار می دهد، پیشنهاد می شود نقش عوامل مذکور در کنار تمرینات در پژوهش های آتی در نظر گرفته شود. همچنین با توجه به نقش تفاوت های جنسیتی و سابقه فعال بودن سالمندان، پیشنهاد می شود اثر تمرینات DNS بین سالمندان مرد و زن، فعال و غیرفعال با هم مقایسه شود.

## منابع

1. Farsi A, Ashayeri H, Mohammadzadeh S. The effect of six weeks balance training program on kinematic of walking in women elderly people. Iranian Journal of Ageing. 2015;9(4):278-87. (In Persian)
2. Asadi Samani Z, Rahnama N, Reisi J, Lenjan Nejadian S. Effect of 3 months square stepping exercise and resistance training on postural balance and fear of falling in elderly woman. Studies in Sport Medicine. 2019;11(25):59-80. (In Persian)
3. Soares WJ, Lopes AD, Nogueira E, Candido V, de Moraes SA, Perracini MR. Physical activity level and risk of falling in community-dwelling older adults: systematic review and meta-analysis. Journal of aging and physical activity. 2018;27(1):34-43.
4. Bergquist R, Weber M, Schwenk M, Ulseth S, Helbostad JL, Vereijken B, et al. Performance-based clinical tests of balance and muscle strength used in young seniors: a systematic literature review. BMC geriatrics. 2019;19(1):1-14.
5. Jiakponnah NN, Unson C, Chukwurah QC. Correlates of Strength and Balance Training Exercises in Older African American Adults. The Gerontologist. 2021.
6. Dashti P, Shabanim M, Moazami M. Comparison of the effects of two selected exercises of Theraband and Pilates on the balance and strength of lower limb in elderly women. IJOGI, 2015. Vol. 18, No. 153, pp. 1-9. (In Persian)

7. Norozi E, Mahdavi nejad R, Norozi K. The effect of eight weeks of selected exercises on the strength of hip abductors and balance of healthy elderly women. *Journal of Sport Medicine*. 2016. Mar 23;16(8):23-33. (In Persian).
8. Ma CZ-H, Lam W-K, Chang B-C, Lee WC-C. Can Insoles Be Used to Improve Static and Dynamic Balance of Community-Dwelling Older Adults? A Systematic Review on Recent Advances and Future Perspectives. *Journal of aging and physical activity*. 2020;28(6):971-86.
9. Narr R, Daly K, O'Neill A, Linkchorst K, Sanders J, Paulson S, editors. The Effects of Vision Impairment on Balance in Athletes and Non-Athletes. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings*; 2018.
10. Vaugoyeau M, Viel S, Amblard B, Azulay J, Assaiante C. Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait & posture*. 2008;27(2):294-302.
11. Henry M, Baudry S. Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of neurophysiology*. 2019;122(2):525-38.
12. Kiaghadi A, Bahramizadeh M, Hadadi M. Effect of Textured and Prefabricated Insole Use With Medical or Sports Shoes on Dynamic Postural Control in Elderly People. *Topics in Geriatric Rehabilitation*. 2020;36(1):55-9.
13. Kobesova A, Davidek P, Morris CE, Andel R, Maxwell M, Oplatkova L, et al. Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach: Proposal of novel examination protocol. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2020;24(3):84-95.
14. Sokhangu MK, Rahnama N, Etemadifar M, Rafeii M, Saberi A. Effect of Neuromuscular Exercises on Strength, Proprioceptive Receptors, and Balance in Females with Multiple Sclerosis. *International Journal of Preventive Medicine*. 2021;12(1):5.
15. Hopper AJ, Haff EE, Joyce C, Lloyd RS, Haff GG. Neuromuscular training improves lower extremity biomechanics associated with knee injury during landing in 11–13 year old female netball athletes: a randomized control study. *Frontiers in physiology*. 2017;8:883.
16. Frank C, Kobesova A, Kolar P. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*. 2013;8(1):62.
17. Clausen B, Holsgaard-Larsen A, Roos EM. An 8-week neuromuscular exercise program for patients with mild to moderate knee osteoarthritis: a case series drawn from a registered clinical trial. *Journal of athletic training*. 2017;52(6):592-605.
18. GHASEMI E, SHAYEGANNEJAD V, ASHTARI F, MORADI B, REZAEI E, KEIVANFAR N. An investigation on the effects of neuromuscular exercise on balance, gait and the depression of patient with MS. 2011.
19. Benfiry N, Ganji B, Beigi SS. The Effect of 8 Weeks of Dynamic Neuromuscular Stability (DNS) Exercises on the Performance and Quality of Men and Women's Life with Apoplexy (Stroke). *Egyptian Academic Journal of Biological Sciences, E Medical Entomology & Parasitology*. 2018;10(1):83-93.

20. Lim YL, Lepsikova M, Singh DKA, editors. Effects of dynamic neuromuscular stabilization on lumbar flexion kinematics and posture among adults with chronic non-specific low back pain: a study protocol. Regional Conference on Science, Technology and Social Sciences (RCSTSS 2016); 2018: Springer.
21. Ghasempour L, Hoseini FS, Soleymani M, Ahmadi M. Effects of physical fitness exercise, mental exercise and mindfulness exercise on static and dynamic balance in elderly women. Iranian Journal of Ageing. 2017;12(2):180-91. (In Persian).
22. Valipour Dehnou V, Motamedi R. assessing and comparing of balance and flexibility among elderly men and women in the age group of 60-79 years. Iranian Journal of Ageing. 2018;13(2):210-21.
23. Thomas JR, Salazar W, Landers DM. What is missing in  $p < .05$ ? Effect size. Research quarterly for exercise and sport. 1991;62(3):344-8.
24. Mahdih L, Zolaktaf V, Karimi MT. The Effect of Fundamental Training on General and Specific Functional Movements in Female Students. Journal of Exercise Science and Medicine. 2018;10(1):131-45.
25. Naemi Kia M, Gholami A. Effect of Walking Training on Artificial Cobblestone Mats on Gait Spatio-Temporal Parameters for the Elderly Women. Motor Behavior. 2018;9(30):71-86. (In Persian).
26. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. Physical therapy. 2000;80(9):896-903.
27. Khasnis A, Gokula R. Romberg's test. Journal of postgraduate medicine. 2003;49(2):169.
28. Resende SM, Rassi CM. Effects of hydrotherapy in balance and prevention of falls among elderly women. Brazilian Journal of Physical Therapy. 2008;12(1):57-63.
29. Gibson AL, Wagner D, Heyward V. Advanced Fitness Assessment and Exercise Prescription, 8E: Human kinetics; 2018.
30. Taheri M, Mirmoezzi M, Sabaghi M. Effects of aquatic on balance and preventing of fall among healthy elderly men. J Saf Promot Inj Prev. 2018;6:144-51.
31. Alikhajeh Y, Hosseini SRA, Moghaddam A. Effects of hydrotherapy in static and dynamic balance among elderly men. Procedia-Social and Behavioral Sciences. 2012;46:2220-4.
32. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL, Gruber W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. Physical therapy. 1997;77(8):812-9.
33. Irandoust K, Taheri M. The impact of yoga and pilates exercises on older adults. Iranian Journal of Ageing. 2016;11(1):152-61. (In Persian).
34. Yoon HS, You JSH. Reflex-mediated dynamic neuromuscular stabilization in stroke patients: EMG processing and ultrasound imaging. Technology and health care. 2017;25(S1):99-106.
35. Oppelt M, Juehring D, Sorgenfrey G, Harvey PJ, Larkin-Thier SM. A case study utilizing spinal manipulation and dynamic neuromuscular stabilization care to enhance function of a post cerebrovascular accident patient. Journal of bodywork and movement therapies. 2014;18(1):17-22.

36. Juehring DD, Barber MR. A case study utilizing Vojta/Dynamic Neuromuscular Stabilization therapy to control symptoms of a chronic migraine sufferer. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2011;15(4):538-41.
37. Bokarius V. Long-term efficacy of dynamic neuromuscular stabilization in treatment of chronic musculoskeletal pain. *Age*. 2008;18(25):3.
38. Kobesova A, Dzvonic J, Kolar P, Sardina A, Anel R. Effects of shoulder girdle dynamic stabilization exercise on hand muscle strength. *Isokinetics and Exercise Science*. 2015;23(1):21-32.
39. Zareiy H, Norasteh A, Koohboomi M, Rasht I. 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):201-8. (In Persian)
40. Farsi A, Abdoli B, Baraz P. Effect of balance, strength, and combined training on the balance of the elderly women. *Iranian Journal of Ageing*. 2015;10(3):54-61. (In Persian).
41. Zamani S, Ganji B, Shahabeigi S. The effect of eight weeks of DNS training on the balance of women with multiple sclerosis, . the first national conference on the development of sports science in the field of health, prevention and championship, Qazvin, Imam Khomeini International University. 2016.
42. McLeod TCV, Armstrong T, Miller M, Sauers JL. Balance improvements in female high school basketball players after a 6-week neuromuscular-training program. *Journal of sport rehabilitation*. 2009;18(4):465-81.
43. Arruda E, Amaral AP, Politti F, Hage Y, Gomes C, Cesar G, et al. Immediate effects of mandibular mobilization on static balance in individuals with temporomandibular disorder pilot study. *Clin Exp Med Lett*. 2012;53(4):165-9.
44. Miyake Y, Kobayashi R, Kelepecz D, Nakajima M. Core exercises elevate trunk stability to facilitate skilled motor behavior of the upper extremities. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2013;17(2):259-65.
45. Gomes-Neto M, Lopes JM, Conceição CS, Araujo A, Brasileiro A, Sousa C, et al. Stabilization exercise compared to general exercises or manual therapy for the management of low back pain: A systematic review and meta-analysis. *Physical therapy in Sport*. 2017;23:136-42.

## ارجاع دهی

رحیمی محمد، حسن پور زهرا، شریفی راضیه، حقیقی مینا. تأثیر هشت هفته تمرینات ثبات عصبی-عضلانی پویا بر تعادل، پیشگیری از سقوط و قدرت اندام تحتانی زنان سالمند سالم. *مطالعات طب ورزشی*. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۲۶-۱۰۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10208.1471

Rahimi M, Hasanpori Z, Sharifi R, Haghghi M. The Effects of Eight Weeks of Dynamic Neuromuscular Stabilization Training on Balance, Preventing of Fall and Lower Extremity Strength of Healthy Elderly Women. *Sport Medicine Studies*. Fall & Winter 2020; 12 (28): 107-26. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2021.10208.1471

Research Paper

**Evaluation of Motor and Sensory Function in Female Endurance Runners with and without Medial Tibial Stress Syndrome**

**M. Mohammadi<sup>1</sup>, M. Karimizadeh Ardakani<sup>2</sup>**

1. Master of Sports Injuries and Corrective Exercises, Department of Physical Education, Hakim Nezami Higher Education Institute, Quchan, Iran
2. Assistant Professor, Department of Health and Sports Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran (Corresponding Author)

Received Date: 2021/04/06

Accepted Date: 2021/06/15

---

---

**Abstract**

The aim of the present study was to compare sensory and motor performance in female runners with and without medial tibial stress syndrome (MTSS). According to the objectives and content, the present study was descriptive and comparative. Fifty female endurance runners with the age of 20 to 30 years were divided into two groups of 25 people with MTSS (mean age 23.04 years, weight 60.40 kg and height 164.56 cm) and without injuries (Mean age 23.36 years, weight 61 kg and height 162.52 cm). Yates criterion was used to diagnose the injured group and to assess sensory function and motor function, measurement of sense of knee and ankle joint position, and the functional movement screening (FMS) test was applied, respectively. The results of the analysis of variance showed that there was a significant difference between the two groups in the subscales. Moreover, the overall score of the FMS test in the sense of joint position ( $P < 0.05$ ) and individuals in the group with MTSS had more deviation in the reconstruction of the target angle. Therefore, it is recommended that endurance runners with MTSS should pay attention to their weaknesses in their exercise program.

**KeyWords:** Medial Tibial Stress Syndrome, Female Endurance Runners, Sensory function, Motor Function, Shin Splint.

---

---

---

1. Email: maryammohammadi905@gmail.com

2. Email: M.karimizadeh@ut.ac.ir

## **Extended Abstract**

### **Objectives**

Running is an effective exercise for training large muscle groups and has been shown to improve health and prevent cardiovascular problems, but it can have a potential risk of injury (1). Medial tibial stress syndrome (MTSS) (shin splint) is a common injury caused by overuse of the lower leg, known as exercise leg pain. This injury was first defined as a set of symptoms observed in athletes who complained of severe training pain in the posterior-medial margin of the tibia (2). This injury is very common in runners and the military, and the prevalence of this injury in runners is reported to be between 13.2% and 17.3% (3). With these interpretations, no study has been conducted to specifically examine and compare sensory function and motor function in female endurance runners with and without MTSS. Considering the sports goals and the need for physical health among athletes, the small number of studies performed on female endurance runners, consequences and costs of injury, recognizing the factors associated with this injury and preventing injury, the aim of the present study was to investigate the sensory and motor function in female endurance runners with and without MTSS.

### **Materials and Methods**

According to the objectives and content, the present study was descriptive and comparative. The statistical population of the present study was 20-30 years old female runners who had at least three years of regular exercise experience. The subjects were endurance runners from Khorasan Razavi province who engaged in regular physical activity for three sessions per week for two hours each session. Among these athletes, based on the inclusion and exclusion criteria of the study, the examiner selected 50 subjects in two groups of 25 runners with MTSS and 25 runners without MTSS to participate in the study and purposefully divided into two groups. Inclusion criteria include: Females aged 20-30 years, no fracture or surgery on the lower limb, no obvious injuries or deformities of the lower limb, such as ankle sprains that affect a person's performance, volunteered to participate in the research and had MTSS injury which diagnosis by the Yates criterion (injured group). A gyroscope was used to measure the joint position sense of the ankle and knee. Each movement was repeated three times and finally, the average of the three joint reproduction angle errors obtained was considered as the main record for each movement (4). In addition, the functional movement screening (FMS) test was used to evaluate performance (5). The obtained information was collected and entered into SPSS software for analysis. we used Shapiro-Wilk, independent t-test and ANOVA for analyzing data at the alpha level of 0.05.



## Results

Descriptive information was reported in the group with injury (mean age 23.04 years, weight 60.40 kg and height 164.56 cm) and without injury (mean age 23.36 years, weight 61 kg and height 162.52 cm). The results of the independent t-test showed that there was no significant difference between the two groups in terms of descriptive information and the two groups were identical in all cases ( $P > 0.05$ ). Runners in both groups had well scores in the Cooper test, which was a confirmation of endurance (score above 2350 at the age of 20-29).

The results of analysis of variance indicated that there was a significant difference between the subscales of FMS test including the deep squat, hurdle step, in-line lunge, active straight leg raise, rotary stability and overall score between the two groups ( $P < 0.05$ ), which the athlete with MTSS had a lower score. However, this difference was not significant in the trunk stability push-up and shoulder mobility ( $P > 0.05$ ). The results of analysis of variance represented that the joint reproduction of plantarflexion of dominant and non-dominant foot was significantly different between two groups as well as dorsiflexion. Besides, the result suggested that there was a significant difference between the two groups in knee joint position sense ( $P < 0.05$ ), indicating that the athlete MTSS had a higher error rate in the reproduction of the target angle.

## Conclusion

Most researchers in their studies evaluated the usefulness of FMS tests to identify damage and reported a combined cut-off score of 14 or 17 (25, 27). Furthermore, the results of this study demonstrated that people with MTSS scored less than 14 (13.04) and healthy people more than 14 (15.44) in the FMS test, which was consistent with the previous research. Moreover, endurance runners with MTSS had lower joint position sense in the ankle and knee. Researchers believe that the pain caused by shin splints in the posterior and inner regions of the leg, in addition to reducing function, reduces the proprioception; As stimulation of pain, receptors cause disturbing reports from the sensory receptors to the central nervous system and erroneous analysis of sensory information. Due to the possibility of injuries such as MTSS in endurance runners and the negative impact of this injury on motor and sensory function of lower limb joints, it is recommended that this defect be identified frequently in these athletes and if there is a defect in the lower limb joint, these athletes can be referred to rehabilitation centers.

**Keywords:** Medial Tibial Stress Syndrome, Female Endurance Runners, Sensory Function, Motor Function, Shin Splint

**References**

1. Khoshraftar Yazdi N. Comparison of the effect of eight weeks of running on asphalt and tartan surfaces on plantar pressure and pain in girls with shin splints. Master Thesis in Physical Education, majoring in corrective movements, Ferdowsi University of Mashhad. 2016.
2. Fredericson M, Bergman AG, Hoffman KL, Dillingham MS. Tibial stress reaction in runners: correlation of clinical symptoms and scintigraphy with a new magnetic resonance imaging grading system. *The American journal of sports medicine*. 1995;23(4):472-81.
3. Almeida SA, Trone DW, Leone DM, Shaffer RA, Patheal SL, Long K. Gender differences in musculoskeletal injury rates: a function of symptom reporting? *Medicine and science in sports and exercise*. 1999;31(12):1807-12.
4. Nobakht S, Seidi F, Rajabi R. A comparison of ankle joint position sense in female students with and without pronated and supinated foot. *Journal of Exercise Science and Medicine*. 2016;8(1):99-113. (in Persian).
5. Cook G, Burton L, Hoogenboom B. Pre-participation screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 1. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*. 2006;1(2):62-72.

## بررسی عملکرد حرکتی و حسی در دوندگان استقامت دختر با و بدون سندروم استرس داخلی درشتنی

مریم محمدی<sup>۱</sup>، محمد کریمی زاده اردکانی<sup>۲</sup>

۱. کارشناس ارشد گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، مؤسسه غیرانتفاعی حکیم نظامی، قوچان، ایران
۲. استادیار گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران  
(نویسنده مسئول)

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۳/۲۵

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۱/۱۷

### چکیده

هدف پژوهش حاضر مقایسه عملکرد حسی و حرکتی دوندگان دختر با و بدون سندروم استرس داخلی درشتنی بود. با توجه به اهداف و محتوا، پژوهش حاضر توصیفی و از نوع مقایسه‌ای بود. ۵۰ نفر دختر دوندۀ استقامتی با دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال در دو گروه ۲۵ نفری دارای آسیب (با میانگین سن ۲۳/۰۴ سال، وزن ۶۰/۴۰ کیلوگرم و قد ۱۶۴/۵۶ سانتی‌متر) و بدون آسیب (میانگین سن ۲۳/۳۶ سال، وزن ۶۱ کیلوگرم و قد ۱۶۲/۵۲ سانتی‌متر) قرار گرفتند. برای تشخیص گروه دارای آسیب از معیار یاتس و برای بررسی عملکرد حسی و عملکرد حرکتی، به ترتیب، از اندازه‌گیری حس وضعیت مفصل زانو و مچ پا و آزمون غربالگری عملکردی استفاده شد. نتایج آزمون تحلیل واریانس نشان داد در زیرمقیاس‌ها و نمره کلی آزمون FMS و حس وضعیت مفصل بین دو گروه تفاوت معناداری وجود دارد ( $P < 0.05$ ) و افراد گروه مبتلا به سندروم استرس داخلی درشتنی خطای بیشتری در بازسازی زاویه هدف دارند؛ بنابراین توصیه می‌شود دوندگان استقامت مبتلا به سندروم استرس داخلی درشتنی به برنامه‌های تمرینی مرتبط با ضعف‌هایشان توجه داشته باشند.

**واژگان کلیدی:** سندروم استرس داخلی درشتنی، دوندگان استقامت، عملکرد حسی، عملکرد حرکتی، شین اسپلینت

1. Email: maryammohammadi905@gmail.com

2. Email: M.karimizadeh@ut.ac.ir

## مقدمه

امروزه، از ورزش نه تنها برای سلامت عمومی افراد استفاده می‌شود، بلکه در درمان بسیاری از بیماری‌ها و اصلاح ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی نیز از آن بهره می‌برند (۱). در این میان، دویدن ورزشی مؤثر برای تمرین دادن به گروه‌های عضلات بزرگ است و در پیشبرد سطح سلامت و جلوگیری از مشکلات قلبی-عروقی اثری اثبات شده دارد، اما در عین حال می‌تواند فعالیتی بالقوه خطرآفرین هم باشد (۱). در دوهایی با مسافت زیاد، تقریباً ۲۵ درصد آسیب‌ها در زانو، یک درصد در اطراف تاندون آشیل و هفت درصد در نیام کف پا به وجود می‌آیند و حدود ده درصد از آسیب‌های حاصل از پرکاری در ناحیه ساق پا ایجاد می‌شود (۲). سندروم استرس داخلی درشت‌نی<sup>۱</sup> (شین اسپلینت)، آسیب شایع حاصل از پرکاری بخش زیرین پاست که به درد تمرینی یا معروف است و اولین بار به‌عنوان مجموعه‌ای از علائم مشاهده شده در ورزشکارانی که از درد تمرینی در لبه پشتی-داخلی درشت‌نی شکایت داشتند، تعریف شده است (۳). این آسیب در دوندگان و نظامیان بسیار شایع است و بنا بر گزارش‌ها میزان شیوع این آسیب در دوندگان بین ۱۳/۲ درصد تا ۱۷/۳ درصد است (۴،۵). رینکینگ<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۰۷) در پژوهشی نشان دادند که بیشتر دوندگان استقامتی در طول یک فصل به این آسیب دچار می‌شوند (۶) و به نظر می‌رسد زنان بیشتر از مردان تحت تأثیر قرار می‌گیرند (۷،۸)، به طوری که در پژوهشی میزان آسیب سندروم استرس داخلی درشت‌نی در زنان ۵۳ درصد و در مردان ۲۸ درصد تخمین زده شد (۹). یاگی<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۳) در مطالعات تصویربرداری خود نشان دادند در سندروم استرس داخلی درشت‌نی، مغز استخوان، پریوست استخوان و عضلات مجاور دچار ضایعه می‌شوند (۱۰).

بنل و همکاران (۲۰۰۵) معتقد بودند درد ایجاد شده در اندام تحتانی، به خصوص در ناحیه قدامی زانو می‌تواند سبب کاهش حس عمقی افراد شود، به این ترتیب که تحریک گیرنده‌های درد سبب می‌شود گزارش‌های مختل از گیرنده‌های حس عمقی به سیستم عصبی مرکزی ارسال شود که به تجزیه و تحلیل اشتباه از اطلاعات حس عمقی منجر می‌شود (۱۱). این حس باعث می‌شود فرد از وضعیت حرکت مفصل اطلاع یابد و در نهایت، موجب نظم بخشیدن به انقباض عضلانی، حرکت مفصل و استحکام آن می‌شود (۱۲). اختلال در عملکرد حس عمقی می‌تواند پیامدهای مختلفی به همراه داشته باشد؛ از جمله اختلال در کنترل عصبی-عضلانی (۱۳) که موجب اختلال در کنترل حرکتی و تغییر در ثبات مکانیکی مفصل می‌شود و آن را مستعد ضربات خفیف و بروز آسیب‌های بیشتر می‌کند

- 
1. Medial Tibial Stress Syndrome
  2. Rinking
  3. Yagi

(۱۴). همچنین شواهد علمی نشان می‌دهد آسیب‌ها، بیماری‌ها، درد و ضعف عضلانی سبب تغییر در سیستم حس عمقی آوران یا تغییر در اطلاعات حس عمقی می‌شوند که بر کنترل پوسچر اثر می‌گذارند (۱۵). یکی از آثار منفی تداخل در کنترل پوسچر افزایش نوسانات پوسچر حاصل از درد است که فرد را مستعد آسیب بیشتر و ناتوانی در عملکرد می‌کند (۱۵). آسیب‌های شدید نیز می‌تواند سیستم‌های کنترل حسی-حرکتی و سازوکارهای محدودکننده فعال اندام تحتانی را در الگوهای ماهر حرکتی تغییر دهد که در این صورت سازوکارهای محدودکننده فعال در اطراف مفصل با به حداقل رساندن بارگذاری باعث محافظت در برابر آسیب‌ها می‌شوند (۱۶). همچنین از آنجا که بدن زنجیره‌ای به هم پیوسته است (زنجیره حرکتی)، نقص‌های حرکتی یا نقص در عملکرد هر ناحیه مانند پا و مچ، می‌تواند به نقص‌های حرکتی در سایر قسمت‌های بدن منجر شود (۱۷). از طرفی، پژوهش‌های زیادی گزارش کرده‌اند که پیچ‌خوردگی مچ پا در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا با تغییرات بیومکانیکی و نقص‌های حسی-حرکتی همچون کاهش دامنه حرکتی مچ پا، قدرت عضلانی، تعادل و حس عمقی همراه است (۱۷، ۱۸) که نشان می‌دهد احتمالاً این آسیب تأثیر منفی در عملکرد افراد ورزشکار دارد. باید یادآور شد اخیراً مطالعات روی آسیب شین اسپلینت در حال گسترش است و بررسی‌هایی در خصوص کینماتیک اندام تحتانی، راستای اندام تحتانی، زوایای مفاصل اندام تحتانی، قدرت عضلانی و علل و سازوکارهای احتمالی آن انجام شده است که اطلاعات مفیدی درباره سازوکار و تأثیرگذاری این آسیب در راستای اندام تحتانی ارائه داده‌اند، اما در خصوص بررسی عملکرد حرکتی یا حسی در اثر این آسیب در ورزشکاران پژوهشی انجام نشده است. از طرفی، توجه به عملکرد ورزشکار باید برای مربیان و ورزشکاران بررسی شود. آزمون‌های عملکردی در ورزشکاران به‌منظور تعیین توانایی ورزشکار برای شرکت در سطح مورد نظر در هر ورزش، حرفه، فعالیت ورزشی یا تفریحی یا بازگشت به فعالیت در حالتی امن و در زمان مناسب بدون محدودیت عملکردی به کار گرفته می‌شوند. کوک<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۶) در تلاش برای تدوین برنامه ارزیابی عملکردی پیش از شرکت در فعالیت‌های ورزشی آزمون غربالگری حرکت عملکردی را معرفی کردند که می‌تواند عملکرد بدن را با استفاده از حرکات بنیادی ورزشی در کمترین زمان و ساده‌ترین روش ارزیابی کند. در مطالعاتی که توسط کوک و همکاران انجام شد، نمره ترکیبی این آزمون به‌مثابه‌ی معیاری برای پیش‌بینی خطر آسیب در ورزش‌های مختلف بررسی شد.

با این تفاسیر تاکنون مطالعه‌ای انجام نشده است که به‌طور اختصاصی به بررسی و مقایسه عملکرد حسی و عملکرد حرکتی در دوندگان استقامت دختر با و بدون سندروم استرس داخلی درشت‌نی پرداخته باشد با توجه به اهداف ورزشی و نیاز به سلامت جسمی در میان ورزشکاران و نیز تعداد کم

مطالعات روی دوندگان دختر استقامت، عواقب و هزینه‌های آسیب‌دیدگی، شناخت عوامل مرتبط با این آسیب به‌منظور پیشگیری از آسیب، مطالعه حاضر قصد دارد با بررسی عملکرد حسی و عملکرد حرکتی در دوندگان دختر استقامت با و بدون سندروم استرس داخلی درشت‌نی، اطلاعاتی را در مورد عوامل خطر ساز در این آسیب و همچنین تفاوت بین افراد سالم و آسیب‌دیده در اختیار دهد.

### روش پژوهش

با توجه به اهداف و محتوا، پژوهش حاضر توصیفی و از نوع علی-مقایسه‌ای پس از وقوع بود. جامعه آماری پژوهش حاضر دوندگان بیست تا سی سال بودند که دست‌کم سه سال سابقه ورزش منظم داشتند. آزمودنی‌ها شامل دوندگان استقامتی دختر در استان خراسان رضوی بودند که هفته‌ای سه جلسه و هر جلسه به مدت دو ساعت به فعالیت بدنی منظم می‌پرداختند. آزمونگر از میان این ورزشکاران، بر اساس معیارهای ورود و خروج پژوهش، ۵۰ آزمودنی را انتخاب کرد که به‌صورت هدفمند در دو گروه ۲۵ نفری دوندگان با سندروم استرس داخلی درشت‌نی و دوندگان بدون سندروم استرس داخلی درشت‌نی تقسیم شدند. معیار ورود به پژوهش شامل این موارد بود: جنسیت، دامنه سنی بیست تا سی سال، داشتن دست‌کم سه سال سابقه در رشته دو استقامت و دست‌کم دو جلسه در هفته فعالیت ورزشی، ورزشکار حرفه‌ای بودن در رشته دوومیدانی استقامتی، کسب نمره مدنظر در آزمون کوپر، نداشتن شکستگی یا جراحی در اندام تحتانی، نداشتن هرگونه آسیب و ناهنجاری واضح در اندام تحتانی مانند پیچ‌خوردگی مچ پا که بر عملکرد فرد تأثیرگذار باشد، رعایت پروتکل‌های بهداشتی حین روند پژوهش، شرکت داوطلبانه در پژوهش (در دو گروه) و (گروه دارای آسیب) داشتن آسیب سندروم استرس داخلی درشت‌نی که با استفاده از معیار یاتس تشخیص داده می‌شد. همچنین، معیارهای احساس درد شدید و ناتوانی در اجرای آزمون‌های پژوهش، بیماری یا آسیب دیدن ورزشکار حین ارزیابی، تکمیل نکردن پژوهش، غیبت در جلسات مقرر شده، تمایل نداشتن به ادامه پژوهش و انصراف از پژوهش معیارهای خروج در نظر گرفته شدند.

برای جمع‌آوری داده‌ها از ابزارهای زیر استفاده شد:

**آزمون کوپر:** این آزمون از آزمون‌های معتبر تربیت‌بدنی به شمار می‌رود که برای سنجش آمادگی جسمانی، تعیین توان هوازی و میزان آمادگی قلبی-عروقی ورزشکاران استفاده می‌شود. در این پژوهش از آزمون کوپر برای ورود آزمودنی‌ها به پژوهش و با هدف تأیید ورزشکار استقامتی بودن استفاده شد. آزمون به این شکل بود که ورزشکار باید در مدت ۱۲ دقیقه مسافتی را می‌دوید تا وضعیتش از نظر آمادگی جسمانی بررسی شود. دوندگان منتخب این پژوهش توانستند مسافتی بین ۱۷۸۲ متر تا ۳۲۰۰ را بدون و امتیازی معادل متوسط تا عالی را کسب کنند.

ژیروسکوپ: به منظور اندازه‌گیری حس وضعیت مفصل مچ پا و زانو در این پژوهش از ژیروسکوپ استفاده شد که توسط شرکت ورزش‌پژوهان امروز ساخته شده است. روایی دستگاه ژیروسکوپ در اندازه‌گیری دامنه حرکتی مفاصل ۰/۹۹ گزارش شده است (۲۰). آزمودنی روی صندلی‌ای با قابلیت تنظیم ارتفاع قرار می‌گرفت به طوری که پاهایش از زمین فاصله داشته و آویزان باشند. پس از تنظیم وضعیت صحیح فرد روی صندلی، دستگاه ژیروسکوپ برای حس وضعیت زانو روی یک‌سوم فوقانی ساق پای برتر و برای حس وضعیت مچ پا روی سطح فوقانی پای آزمودنی با استفاده از بند بسته و سپس، کالیبره شد. برای حس وضعیت زانو از آزمودنی خواسته شد با چشمان باز، به صورت فعال، سه مرتبه ساق پای خود را تا زاویه ۴۵ درجه (زاویه هدف) حرکت دهد. همچنین حس وضعیت مچ پا در دو حالت دورسی فلکشن و پلانتر فلکشن هر دو پا اندازه‌گیری شد. زاویه هدف برای دورسی فلکشن ۱۰ درجه و برای پلانتر فلکشن ۲۰ درجه در نظر گرفته شد. ابتدا، از آزمودنی خواسته شد با چشمان باز پای خود را تا زاویه هدف حرکت دهد. زمانی که به آن زاویه می‌رسید، آزمونگر به او اعلام می‌کرد و از او می‌خواست پا را به مدت سه ثانیه در همان وضعیت نگه دارد و آن را در حافظه کوتاه‌مدت خود حفظ کند. سپس برای حذف مداخله بینایی در حین اندازه‌گیری، چشم‌های آزمودنی با استفاده از چشم‌بند بسته و از وی خواسته شد که زانو و مچ پای خود را به صورت فعال حرکت دهد و زاویه هدف را بازسازی کند. میزان اختلاف موجود بین زاویه ایجادشده توسط آزمودنی (زاویه تخمین‌زده‌شده یا بازسازی‌شده) با زاویه هدف نواحی زانو و مچ پا (بدون در نظر گرفتن مثبت یا منفی بودن جهت حرکت) زاویه خطای مطلق در نظر گرفته می‌شد. هر حرکت سه بار تکرار می‌شد و در نهایت، میانگین سه خطای به دست آمده، به عنوان رکورد اصلی هر حرکت برای آزمودنی ثبت می‌شد (۲۱) (تصویر شماره ۱).



شکل ۱- نحوه اندازه حس وضعیت مفصل مچ پا و زانو

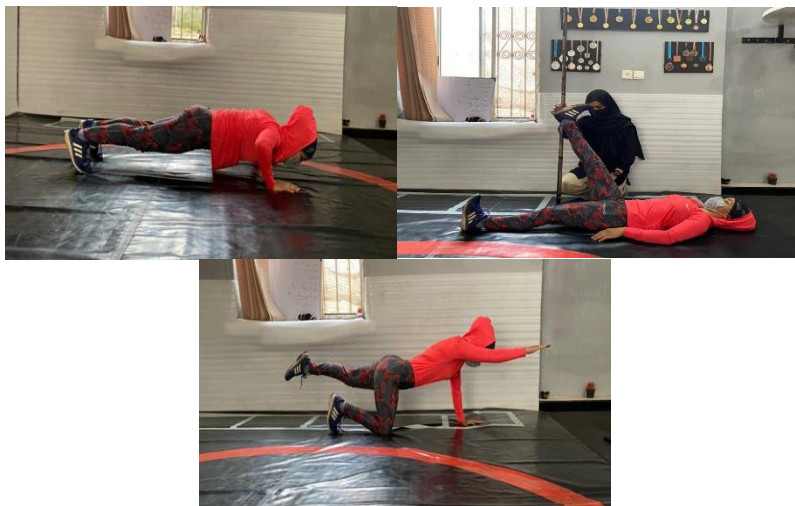
آزمون غربالگری عملکردی<sup>۱</sup>: این آزمون آزمونی عملکردی و ابزاری مشاهده‌ای برای گزارش احتمال آسیب در آینده به ورزشکار است و توسط کوک معرفی شده است (۲۲) (تصویر شماره ۲). تی هن<sup>۲</sup> و همکاران پایایی درون آزمونگر این ابزار را ۰/۶۳ تا ۰/۸۵ و بین آزمونگر را ۰/۶۰ تا ۰/۸۳ گزارش کرده‌اند که نشان‌دهنده پایایی خوب (۲۳) آن است. چوربا<sup>۳</sup> و همکاران روایی این آزمون را (۰/۵۸-۰/۷۴) گزارش کرده‌اند (۲۴). پژوهشگرانی که از امتیاز مرکب این آزمون برای پیش‌بینی آسیب استفاده کرده‌اند، ویژگی بالا و حساسیت ضعیفی (ویژگی ۰/۷۱-۰/۹۴ و حساسیت ۰/۶۷-۰/۱۲)، برای آن گزارش کرده‌اند (۲۵). این مجموعه آزمون در پنج تا ده دقیقه قابل اجراست و به همین دلیل مربیان به‌سادگی می‌توانند از آن برای ارزیابی‌های پیش از فصل استفاده کنند. این مجموعه آزمون شامل آزمون‌های اسکوات، گام برداشتن از روی مانع، لانچ، تحرک پذیری شانه، بالا آوردن فعال پا، شنای پایداری تنه و پایداری چرخشی است (۲۶).



شکل ۲- نحوه اجرای آزمون غربالگری حرکتی عملکردی (FMS)

1. Functional Movement Screening
2. Teyhen
3. Chorba





ادامه شکل ۲- نحوه اجرای آزمون غربالگری حرکتی عملکردی (FMS)

ابتدا برای شناسایی آزمودنی‌ها به مربیان دوومیدانی کار استان خراسان رضوی مراجعه و فرایند پژوهش به آن‌ها توضیح داده شد. پس از صحبت با آزمودنی‌ها و توضیح فرایند کلی پژوهش، ۸۶ ورزشکار که درد ساق پا داشتند، برای شرکت در پژوهش اعلام رضایت کردند. ابتدا، با در نظر گرفتن معیارهای اصلی ورود به پژوهش، به کمک مربی و پژوهشگر ارزیابی و غربالگری اولیه از افراد در چند معیار (آزمون کوپر، سابقه تمرین بالای سه سال، آسیب و ناهنجاری اندام تحتانی، آزمون تشخیص معیار یاتس) انجام شد. با توجه به شیوع بیماری کرونا سعی شد در هر روز ده نفر از ورزشکاران، در دو نوبت صبح (ساعت ۱۰-۱۲) و عصر (ساعت ۱۶-۱۸) ارزیابی شوند. از این میان، افرادی که آسیب مشهود در اندام تحتانی یا ناهنجاری شدید داشتند یا نمره مناسبی در آزمون کوپر کسب نکرده بودند، از پژوهش کنار گذاشته شدند (۲۷ نفر). از بین افراد باقی‌مانده، با تشخیص مربی، به وسیله معیار یاتس و همچنین اظهارات خود فرد مبنی بر احساس درد افراد با و بدون سندروم استرس داخلی درشتنی مشخص شدند. همچنین ۹ نفر از ورزشکاران به دلیل آسیب و همچنین دلایل مختلف از پژوهش کنار گذاشته شدند. در نهایت ۲۵ نفر آسیب‌دیده و ۲۵ نفر سالم در دو گروه به صورت هدفمند در دو گروه تقسیم شدند. در اهداف این مطالعه، سندروم استرس داخلی درشتنی درد در امتداد لبه خلفی داخلی استخوان درشتنی تعریف می‌شود که به دلیل فعالیت‌های ورزشی بروز می‌یابد و با درد حاصل از علائم مربوط به استرس فراکچر و سندروم کمپارتمان متفاوت است. آسیب بر اساس معیار یاتس<sup>۱</sup> یا با تشخیص همکاران مشخص شد (۸). ورزشکاران باید دست‌کم یک هفته به این درد مبتلا بودند و

1. Yates

نحوه شناسایی افراد مبتلا بر اساس این معیار با توجه به سابقه درد (باقی ماندن درد حاصل از ورزش چند ساعت تا چند روز پس از فعالیت)، محل (درد در لبه خلفی داخلی استخوان درشت‌نی به اندازه پنج سانتی‌متر) و لمس محل (انتشار درد با لمس ناحیه و ناهموار بودن محل سطح استخوان) بود. بعد از آنکه آزمودنی‌ها طبق زمان مقرر و با رعایت کامل پروتکل‌های بهداشتی در محل اندازه‌گیری (سالن تخصصی دوومیدانی استاد علی باغبان‌باشی) حاضر شدند، فرم‌های رضایت آگاهانه و جمع‌آوری اطلاعات فردی به آن‌ها داده شد. همچنین اطلاعات لازم در مورد هدف پژوهش و نکاتی که باید هنگام اندازه‌گیری‌ها رعایت کنند، به‌طور شفاهی به آن‌ها توضیح داده شد. پس از تکمیل فرم رضایت آگاهانه، قد و وزن آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد و بعد از آن، در صورت نداشتن معیارهای خروج از پژوهش (احساس درد شدید و ناتوانی در اجرای آزمون‌های پژوهش، بیماری و یا آسیب دیدگی حین ارزیابی)، به ترتیب اندازه‌گیری‌های مربوط به عملکرد حسی (ارزیابی حس وضعیت مفصل) و عملکرد حرکتی (آزمون FMS) هر آزمودنی در هر دو گروه انجام شد. آزمودنی‌ها در حین ارزیابی کمترین لباس ممکن را بر تن داشتند. اندازه‌گیری دو بار تکرار شد و میانگین اعداد به‌دست‌آمده برای هر متغیر ثبت شد. داده‌های جمع‌آوری شده وارد نرم‌افزار اس پی اس اس شد.

در بخش آمار توصیفی به‌منظور توصیف و تشریح اطلاعات از جداول، میانگین و انحراف معیار استفاده شد. در آمار استنباطی نیز به‌منظور طبیعی بودن توزیع داده‌ها در دو گروه از آزمون شاپیرو-ویلک و برای مقایسه بین آن‌ها از آزمون تحلیل واریانس استفاده شد. برای انجام تمام محاسبات آماری این پژوهش از نرم‌افزار اس پی اس اس نسخه ۱۸ استفاده شد. معناداری در سراسر این پژوهش در سطح ۰/۰۵٪ با آلفای کوچک‌تر یا مساوی ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

## یافته‌ها

در این قسمت به توصیف ویژگی‌های آزمودنی‌های پژوهش شامل قد، وزن، سن، شاخص توده بدنی، طول اندام تحتانی و سابقه فعالیت آن‌ها پرداخته می‌شود. مشخصات آزمودنی‌ها و نتایج بررسی همگنی گروه‌ها در جدول شماره ۱ نشان داده شده است. همان‌طور که در این جدول مشاهده می‌شود، نتایج آزمون تی مستقل نشان داد تفاوت از نظر اطلاعات توصیفی معناداری میان آزمودنی‌های دو گروه وجود ندارد و در تمامی موارد هم‌سان بودند ( $P > 0/05$ ). همچنین دوندگی‌های هر دو گروه امتیاز مورد نظر را در آزمون کوپر به‌دست آوردند که تأییدی بر استقامتی بودن فرد بود (امتیاز بیش از ۲۳۵۰ در سن ۲۰-۲۹ سال).

جدول ۱- مشخصات توصیفی آزمودنی‌ها

متغیر	با سندروم میانگین $\pm$ انحراف معیار	بدون سندروم میانگین $\pm$ انحراف معیار	T	معناداری
سن (سال)	۲۳/۰۴ $\pm$ ۲/۱۳	۲۳/۳۶ $\pm$ ۲/۰۹	-۰/۵۳۵	۰/۵۹۵
وزن (کیلوگرم)	۶۰/۴۰ $\pm$ ۶/۶۰	۶۱ $\pm$ ۶/۰۳	-۰/۳۳۵	۰/۷۳۹
قد (سانتی‌متر)	۱۶۴/۵۶ $\pm$ ۴/۶۴	۱۶۳/۵۲ $\pm$ ۶/۲۲	۰/۶۶۹	۰/۵۰۶
شاخص توده بدنی	۱۸/۳۶ $\pm$ ۲/۰۳	۱۸/۶۷ $\pm$ ۱/۸۸	-۰/۵۴۲	۰/۵۹۰
طول اندام تحتانی (سانتی‌متر)	۸۵/۸۰ $\pm$ ۵/۲۲	۸۷/۶۴ $\pm$ ۴/۷۵	-۱/۳۰۲	۰/۱۹۹
سابقه فعالیت (سال)	۴/۱۰ $\pm$ ۰/۸۰	۳/۷۳ $\pm$ ۱/۳۳	۱/۴۱۰	۰/۱۶۵
آزمون کوپر (متر)	۲۷۷۸ $\pm$ ۲۹۸/۶۳	۲۸۵۲ $\pm$ ۲۳۱/۱۵	-۰/۹۸۰	۰/۳۳۲

در جدول شماره ۲ میزان نمرات کسب شده در آزمون غربالگری عملکردی و نتایج آزمون تحلیل واریانس برای مقایسه این متغیرها بین دو گروه مورد مطالعه آورده شده است. همان‌طور که نتایج نشان می‌دهد بین زیرمقیاس‌های آزمون غربالگری عملکردی شامل دیپ اسکات، گام از روی مانع، لانج، بالا بردن مستقیم پا، پایداری چرخشی تنه و نمره کلی آزمون غربالگری عملکردی تفاوت معناداری بین دو گروه وجود داشت ( $P < ۰/۰۵$ )؛ به این صورت که افراد گروه مبتلا به سندروم استرس داخلی درشت‌نی میانگین کمتری در نمرات آزمون داشتند، اما این اختلاف در شاخص دامنه حرکتی شانه و شنای سوئدی با حفظ ثبات تنه معنادار نبود ( $P > ۰/۰۵$ ).

جدول ۲- نتایج آزمون تحلیل واریانس برای مقایسه تفاوت بین گروه‌ها در عملکرد حرکتی

متغیر	با سندروم میانگین $\pm$ انحراف معیار	بدون سندروم میانگین $\pm$ انحراف معیار	F	درجه آزادی	معناداری
دیپ اسکات	۱/۸۰ $\pm$ ۰/۶۴	۲/۱۲ $\pm$ ۰/۳۳	۴/۸۶۱	۱	۰/۰۳۲*
گام از روی مانع	۱/۸۴ $\pm$ ۰/۶۸	۲/۳۶ $\pm$ ۰/۴۸	۹/۴۷۷	۱	۰/۰۰۳*
لانج	۱/۷۶ $\pm$ ۰/۴۳	۲/۴۸ $\pm$ ۰/۵۰	۲۸/۸۰	۱	۰/۰۰۱*
دامنه حرکتی شانه	۲/۱۲ $\pm$ ۰/۷۲	۲/۰۴ $\pm$ ۰/۶۱	۰/۱۷	۱	۰/۶۷۵
بالا بردن مستقیم پا	۱/۸۴ $\pm$ ۰/۵۵	۲/۲۸ $\pm$ ۰/۴۵	۹/۳۶۸	۱	۰/۰۰۴*
شنای سوئدی با حفظ ثبات تنه	۱/۷۶ $\pm$ ۰/۵۹	۱/۹۲ $\pm$ ۰/۷۰	۰/۷۵۳	۱	۰/۳۹۰
پایداری چرخشی تنه	۱/۹۲ $\pm$ ۰/۴۹	۲/۲۴ $\pm$ ۰/۴۳	۵/۹۰۸	۱	۰/۰۱۹*
نمره کلی FMS	۱۳/۰۴ $\pm$ ۲/۰۹	۱۵/۴۴ $\pm$ ۱/۳۸	۲۲/۸۶۹	۱	۰/۰۰۱*

\*سطح معناداری  $P < ۰/۰۵$

در جدول شماره ۳ میزان متغیرهای اندازه‌گیری شده حس عمقی و نتایج آزمون تحلیل واریانس برای مقایسه حس وضعیت مچ پا و زانو بین دو گروه مورد مطالعه آورده شده است. همان‌طور که نتایج نشان می‌دهد، بین متغیرهای پلانترفلکشن ۲۰ درجه پای غالب، پلانترفلکشن ۲۰ درجه پای غیرغالب، دورسی فلکشن ۱۰ درجه پای غالب، دورسی فلکشن ۱۰ درجه پای غیرغالب، حس وضعیت مفصل زانوی پای غالب و غیرغالب در زاویه ۴۵ درجه تفاوت معناداری بین دو گروه وجود داشت ( $P < 0.05$ )، به طوری که افراد گروه مبتلا به سندروم استرس داخلی درشت‌نی میزان خطای بیشتری در بازسازی زاویه هدف داشتند.

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس برای مقایسه تفاوت بین گروه‌ها در عملکرد حسی

متغیر	با سندروم میانگین $\pm$ انحراف معیار	بدون سندروم میانگین $\pm$ انحراف معیار	F	درجه آزادی	معناداری
پلانترفلکشن ۲۰ درجه پای غالب	۱/۹۵ $\pm$ ۰/۶۴	۱/۳۸ $\pm$ ۰/۶۳	۱۰/۱۸۹	۱	۰/۰۰۲*
پلانترفلکشن ۲۰ درجه پای غیرغالب	۲/۵۶ $\pm$ ۰/۱۸۵	۲/۱۴ $\pm$ ۰/۴۷	۴/۴۹۵	۱	۰/۰۳۹*
دورسی فلکشن ۱۰ درجه پای غالب	۲/۲۲ $\pm$ ۰/۷۷	۱/۴۶ $\pm$ ۰/۳۸	۱۹/۳۲۲	۱	۰/۰۰۱*
دورسی فلکشن ۱۰ درجه پای غیرغالب	۲/۴۲ $\pm$ ۰/۹۱	۱/۹۰ $\pm$ ۰/۵۵	۵/۹۱۵	۱	۰/۰۱۹*
حس وضعیت مفصل زانو پای غالب	۳/۵۱ $\pm$ ۱/۳۶	۲/۵۹ $\pm$ ۰/۵۴	۹/۷۳۶	۱	۰/۰۰۳*
حس وضعیت مفصل زانو پای غیرغالب	۵/۴۷ $\pm$ ۰/۹۷	۲/۹۳ $\pm$ ۰/۶۳	۱۱۸/۵۳۴	۱	۰/۰۰۱*

\* سطح معناداری  $P < 0.05$

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی عملکرد حسی و عملکرد حرکتی دوندگان دختر با و بدون سندروم استرس داخلی درشت‌نی بود. بیشتر پژوهشگران در مطالعاتشان سودمندی آزمون غربالگری عملکردی را برای شناسایی آسیب ارزیابی و امتیاز مرکب نقطه برش ۱۴ و یا ۱۷ را گزارش کرده‌اند (۲۷، ۲۵). در این پژوهش هم افراد مبتلا به سندروم استرس داخلی درشت‌نی نمره کمتر از ۱۴ (۱۳/۰۴) و افراد سالم نمره بیشتر از ۱۴ (۱۵/۴۴) را در آزمون غربالگری عملکردی کسب کردند که با نتایج فوق

همسوست. نتایج پژوهش حاضر در خصوص احتمال وجود تفاوت در آزمون غربالگری حرکت عملکردی در افراد سالم و آسیب‌دیده و همچنین احتمال پیش‌بینی افراد آسیب‌دیده با استفاده از این آزمون با پژوهش‌های لطافت‌کار و همکاران (۲۰۱۹)، لاندن و همکاران (۲۰۱۴) و حدادنژاد و شجاع‌الدین (۲۰۱۳) هم‌خوانی دارد (۲۸-۳۰). لطافت‌کار و همکاران (۲۰۱۹) پیش‌بینی آسیب‌های اسکلتی-عضلانی ورزشکاران باشگاهی را با استفاده از امتیازات انفرادی و مرکب آزمون غربالگری حرکت عملکردی بررسی کردند. پژوهشگران برای بررسی پیش‌بینی آسیب اسکلتی-عضلانی ۵۰ ورزشکار باشگاهی مرد و زن از آزمون غربالگری عملکردی استفاده کردند. یافته‌ها نشان داد میانگین امتیاز مرکب غربالگری حرکت عملکردی در گروه آسیب‌دیده کمتر از گروه سالم است. ورزشکاران با امتیاز ۱۴ و کمتر، در مقایسه با ورزشکارانی با امتیاز ۱۴ و بیشتر، آسیب‌های اسکلتی-عضلانی بیشتری را متحمل شده بودند (۲۸). لاندن<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۴) این آزمون عملکردی را در گروهی از دوندگان استقامت انجام دادند و امتیازات به‌دست‌آمده را در دامنه‌های سنی مختلف و جنسیت‌های متفاوت ارزیابی کردند. آن‌ها میانگین نمره آزمون غربالگری عملکردی را (۱۵/۸) به دست آوردند که از نظر میانگین به پژوهش حاضر نزدیک است (۲۹). نتایج پژوهش حدادنژاد و شجاع‌الدین (۲۰۱۳) با عنوان «بررسی ارتباط بین امتیازات آزمون‌های غربالگری با سابقه آسیب‌دیدگی و تعیین نمره پیش‌بین غربالگری برای آسیب‌دیدگی روی ۱۰۰ دانشجوی دختر» نشان داد نمرات غربالگری عملکردی افراد بدون آسیب بهتر از افراد آسیب‌دیده بوده است که این تفاوت از لحاظ آماری معنادار گزارش شد (۳۰). همچنین نتایج پژوهش حاضر در متغیرهای شاخص دامنه حرکتی شانه و شنای سوئدی با حفظ ثبات تنه معنادار نبود ( $P > 0/05$ ). این نتیجه با پژوهش‌های قاسم‌پور (۳۱) و شیخ‌آبادی (۳۲) همسوست. از دلایل احتمالی این نتیجه می‌توان به ارتباط این شاخص‌ها با اندام فوقانی اشاره کرد. هم دامنه حرکتی شانه و هم شنای سوئدی با حفظ ثبات تنه به اندام فوقانی مربوط است. از طرفی، آسیب سندروم استرس داخلی درشت‌نی با اندام تحتانی مرتبط است؛ بنابراین احتمالاً به دلیل ارتباط نداشتن آن‌ها تفاوت معناداری در دو گروه مشاهده نشده است.

آزمون‌های عملکردی در ورزشکاران به منظور تعیین توانایی ورزشکار برای شرکت در سطح مورد نظر در هر ورزش، حرفه، فعالیت ورزشی تفریحی یا بازگشت به فعالیت در حالتی امن و زمان مناسب بدون محدودیت عملکردی به کار می‌رود. کوک و همکاران (۲۰۰۶) در تلاش برای تدوین برنامه ارزیابی عملکردی، پیش از شرکت در فعالیت‌های ورزشی، آزمون غربالگری حرکت عملکردی را معرفی کردند؛ زیرا تیم پزشکی و متخصصان ورزشی می‌توانند با استفاده از این آزمون عملکرد بدن را با استفاده از حرکات بنیادی ورزشی، در کمترین زمان و ساده‌ترین روش پیش از فصل مسابقه و حین تمرینات در

طول فصل ارزیابی کنند (۳۳،۲۲). امتیاز ترکیبی کم در این آزمون تا حدی نشان‌دهنده نقص در عملکرد حرکتی (۳۴،۳۳) و ارتباط با آسیب‌هاست (۳۵). با توجه به ادبیات پژوهش و نتایج پژوهش حاضر می‌توان گفت که وجود آسیب‌های مختلف در زانو و یا مچ پای ورزشکاران مانند آسیب سندروم استرس داخلی درشتنی می‌تواند بر نمرات آزمون غربالگری حرکت عملکردی تأثیر منفی بگذارد. احتمالاً دلایل این آسیب از جمله پرونیشن پا، اختلاف طول پا، تفاوت در ارتفاع ناوی، نداشتن تعادل عضلانی یا انعطاف‌پذیری، فشارهای تنشی استخوان، نیروهای مکرری که روی پا اعمال می‌شود، هم‌راستا نبودن اندام تحتانی در عملکرد ورزشکار در آزمون عملکردی تأثیر منفی می‌گذارد. کاهش قدرت، توان و کنترل عصبی-عضلانی در اندام تحتانی ورزشکار آسیبدیده دلیلی برای امتیاز کمتر این گروه، در مقایسه با افراد سالم بود. این کاهش قدرت به افزایش فشار بر درشتنی حین دویدن منجر می‌شود که فعالیت عضلاتی مثل نعلی و درشتنی قدامی را کاهش می‌دهد. همچنین، در برخی آزمون‌های عملکردی نتایج منفی می‌گذارد که سازوکاری حفاظتی در برابر درد حین فعالیت محسوب می‌شود. صداقتی و همکاران (۱۳۹۷) در پژوهشی با عنوان «نقش تغییرات حسی عمقی، وستیبولار و بینایی در کنترل پاسچر ورزشکاران با و بدون سندروم استرس داخلی تیبیا» نشان داد بین دو گروه ورزشکاران در میزان کنترل پاسچر پنج وضعیت حسی مختلف تفاوت معناداری وجود دارد. این پژوهش هم تأکیدی بر وجود تفاوت در عملکرد تعادلی بین دو گروه با و بدون سندروم استرس داخلی درشتنی بود (۳۶). در نهایت، باید گفت با افزایش مشارکت در فعالیت‌های ورزشی، تعداد ورزشکاران در معرض خطر آسیب افزایش یافته است و آسیب‌های اندام تحتانی در ناحیه زانو و مچ پا بیشترین شیوع را دارند (۳۷). آسیب سندروم استرس داخلی درشتنی در ورزشکاران دوندۀ استقامتی بسیار شایع است و باعث احساس درد همیشگی در این ورزشکاران می‌شود که به صورت مداوم در عملکرد حرکتی فرد تأثیر منفی خواهد گذاشت. آسیب‌ها باید به‌طور مؤثر درمان شوند تا در اولین فرصت ممکن امکان انجام دادن فعالیت‌های ورزشی فراهم آید. ورزشکارانی که در سطح قهرمانی فعالیت دارند، نه تنها به تشخیص صحیح آسیب نیاز دارند، بلکه باید کاملاً درمان شوند تا بتوانند با کمترین زمان غیبت مهارت‌های ورزشی را به شکلی مناسب اجرا کنند. مربیان و ورزشکاران با مطالعه و کسب اطلاعات می‌توانند برنامه‌ریزی‌های لازم را برای پیشگیری از آسیب‌ها یا درمان آن‌ها داشته باشند (۳۸). نتایج پژوهش در خصوص متغیر عملکرد حسی نشان داد در این شاخص تفاوت معناداری بین دو گروه وجود دارد، به‌طوری که افراد گروه مبتلا به سندروم استرس داخلی درشتنی خطای بیشتری در بازسازی زاویه هدف داشتند. این بدان معناست که ورزشکاران دوندۀ استقامت مبتلا به سندروم استرس داخلی درشتنی، در مقایسه با گروه بدون سندروم، در آزمون حس وضعیت مفاصل زانو و مچ پا میانگین بیشتری داشتند که نشان‌دهنده حس وضعیت ضعیف‌تر آن‌هاست. نتایج پژوهش حاضر با

پژوهش‌های جویسا<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۸)، سویتلیک<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۵) (۳۹)، مارچینی<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۴) با موضوع وجود تفاوت در حس وضعیت بین افراد آسیب‌دیده و سالم هم‌سو و با پژوهش نوبخت و همکاران (۲۰۱۶) ناهم‌سو بود.

جویسا و همکاران (۲۰۱۸) در مطالعه‌ای مروری به بررسی ارتباط بین حس عمقی، اختلالات عضلانی، شلی مفصلی و ناراستایی اندام تحتانی با استواریت زانو پرداختند. نتایج مطالعات نشان می‌داد افراد آسیب‌دیده در متغیرهای اشاره‌شده دچار نقص بوده‌اند. احتمالاً بیماران مبتلا به آرتروز زانو، در مقایسه با گروه کنترل سالم، بیشتر با قدرت عضلانی کمتر و نقص در حس عمقی مواجه‌اند (۴۰). مارچینی و همکاران (۲۰۱۴)، به بررسی تفاوت حس عمقی، قدرت عضله و تعادل ایستا بین افراد مبتلا به آرتروز مچ پا و زانو و افراد سالم پرداختند. نتایج نشان داد بین گروه سالم آسیب‌دیده در حس وضعیت مچ پا و زانو تفاوت معناداری وجود دارد و افراد آسیب‌دیده خطای بازسازی بیشتری داشتند (۴۱). پس نتایج پژوهش حاضر، مانند ادبیات پژوهش، نشان داد در افراد مبتلا به سندروم استرس داخلی درشت‌نی میانگین بازسازی زاویه هدف در مفاصل مچ پا و زانو از افراد سالم کمتر است که در ادامه به دلایل احتمالی و اهمیت حس وضعیت طبیعی برای ورزشکاران اشاره خواهد شد.

یکی از عوامل پیشگیری‌کننده و هشداردهنده آسیب مفصلی آگاهی فرد از بدنشان و ارتباطش با محیط اطراف است که با کمک حس عمقی قابل تأمین است. وجود حس وضعیت طبیعی مفصل، برای حفظ ثبات مفصل و نیز هماهنگی و زمان‌بندی مناسب فعالیت‌های عضله ضروری است (۴۲). گیرنده‌های مفصلی در سازوکار کنترل عصبی-عضلانی نقشی مهم دارند. به دنبال آسیب‌های مفصلی، قطع گیرنده‌های مکانیکی مفصلی به مهار رفلکس عصبی نرمال منجر می‌شود؛ در نتیجه، ثبات مفصل دچار اشکال می‌شود و مفصل در معرض آسیب مجدد قرار می‌گیرد. این امر در برنامه‌های توان‌بخشی بسیار حائز اهمیت است (۴۳). در خصوص تفاوت میانگین حس وضعیت مفاصل مچ پا و زانو در میان دو گروه شرکت‌کننده در این پژوهش می‌توان گفت عوامل مختلفی ممکن است عملکرد حس عمقی را دچار اختلال کند؛ از جمله آسیب‌های لیگامنتی در مفصل که خطر بروز ضایعات بعدی را افزایش می‌دهد، افزایش سن، جراحات و تورم مفصلی، اختلال در عملکرد حس، استئوآرتریت، سرمادرمانی و بروز ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی و آسیب‌های ورزشی (۴۴). شین اسپیلنت در اثر استفاده بیش‌ازحد از ساق پا به علت افزایش سرعت دویدن یا دویدن و راه رفتند مسافت‌های طولانی در افرادی رخ می‌دهد که فعالیت‌های فیزیکی متوسط تا سنگین انجام می‌دهند؛ مانند بسکتبال، تنیس، فوتبال، دوندگان استقامت، ورزشکاران باله و نظامیان. در پی این آسیب، حرکات مداوم و زیاد کف و

- 
1. Juica
  2. Switlick
  3. Marchini

مچ پا موجب آسیب رسیدن به فیبرهای عضلات تیبیالیس خلفی در محل اتصال به استخوان می‌شود. این حرکات مکرر و مداوم موجب اعمال کشش زیاد و بیش از حد روی محل اتصال عضله به استخوان می‌شود که نتیجه آن پارگی‌های میکروسکوپی در آن ناحیه و در پریوست (پریوست پرده بافتی است که روی استخوان کشیده شده است) و به دنبال آن ایجاد التهاب است که از عوامل تأثیرگذار در کاهش حس عمقی محسوب می‌شود (۴۵، ۱۰). از مطالعات نزدیک در خصوص این فرضیه می‌توان به پژوهش صدافتی و همکاران (۱۳۹۷) اشاره کرد که تأییدی بر تفاوت عملکرد دو گروه با و بدون سندروم استرس داخلی درشت‌نی است (۳۶). آن‌ها بیان کردند که به نظر می‌رسد کنترل پوسچر ورزشکاران دارای سندروم استرس داخلی تیبیا در صورت عملکرد مطلوب و هم‌زمان سه سیستم حسی (از جمله حس عمقی) مشابه افراد سالم است و در صورت حذف هر یک از آن‌ها کنترل پوسچر این افراد دچار اختلال خواهد شد. پژوهشگران معتقدند درد ایجا شده تحت تأثیر شین اسپلینت در نواحی خلفی و داخلی ساق پا علاوه بر کاهش عملکرد، سبب کاهش حس عمقی افراد می‌شود؛ به این صورت که تحریک گیرنده‌های درد موجب می‌شود گزارش‌های مختل از گیرنده‌های حس عمقی به سیستم عصبی مرکزی ارسال شود و به تجزیه و تحلیل اشتباه اطلاعات حس عمقی منجر می‌شود (۱۱). با توجه به این که احتمال دارد آسیبی چون سندروم استرس داخلی درشت‌نی در حس وضعیت مفاصل اندام تحتانی دوندگان استقامتی تأثیر بگذارد، پیشنهاد می‌شود این نقص به صورت مکرر در این افراد شناسایی شود تا در صورت وجود، افراد به مراکز توان‌بخشی ارجاع داده شوند یا از تمریناتی استفاده کنند که اثرگذاری شان بر بهبود حس وضعیت مفصل اندام تحتانی در پژوهش‌های نشان داده شده است. از این آزمون‌ها می‌توان هم برای شناسایی عملکرد حسی و حرکتی دوندگان و هم به‌مثابه آزمون پیش‌بین برای مقایسه این دو گروه استفاده کرد؛ بنابراین توصیه می‌شود افراد دارای سندروم استرس داخلی درشت‌نی در برنامه تمرینی‌شان به تمرینات مرتبط با ضعف‌هایشان توجه داشته باشند. به دلیل نبود مطالعه‌ای دقیق که به‌طور اختصاصی به بررسی عملکرد حسی- حرکتی در دوندگان استقامت دختر با و بدون سندروم استرس داخلی درشت‌نی پرداخته باشد، همچنین به دلیل اهمیت پیشگیری از وقوع آسیب، سلامت ورزشکاران و شناخت عوامل خطرزای سندروم استرس داخلی درشت‌نی، پژوهش حاضر قصد داشت با بررسی عملکرد حسی- حرکتی در دوندگان استقامت دختر با و بدون سندروم استرس داخلی درشت‌نی، زمینه‌ای را برای پیشگیری از وقوع این آسیب شایع در ورزشکاران فراهم سازد.

### تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از همکاری آزمودنی‌های پژوهش و همکاری عوامل مختلف در انجام پژوهش حاضر، تشکر و قدردانی می‌کنیم و آرزوی سلامتی و شادکامی برای این عزیزان داریم.



## منابع

1. Khoshraftar Yazdi N. Comparison of the effect of eight weeks of running on asphalt and tartan surfaces on plantar pressure and pain in girls with shin splints. Master Thesis in Physical Education, majoring in corrective movements, Ferdowsi University of Mashhad. 2016.
2. Mackinders. LC. Soft tissue injuries in sports medicine. Rauof H, First edition Tehran: publications of Razavi; 2003; 399. (in Persian).
3. Fredericson M, Bergman AG, Hoffman KL, Dillingham MS. Tibial stress reaction in runners: correlation of clinical symptoms and scintigraphy with a new magnetic resonance imaging grading system. The American journal of sports medicine. 1995;23(4):472-81.
4. Almeida SA, Trone DW, Leone DM, Shaffer RA, Patheal SL, Long K. Gender differences in musculoskeletal injury rates: a function of symptom reporting? Medicine and science in sports and exercise. 1999;31(12):1807-12.
5. Sommer HM, Vallentyne SW. Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. Medicine and science in sports and exercise. 1995;27(6):800-4.
6. Reinking MF, Austin TM, Hayes AM. Exercise-related leg pain in collegiate cross-country athletes: extrinsic and intrinsic risk factors. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2007;37(11):670-8.
7. Raissi GRD, Cherati ADS, Mansoori KD, Razi MD. The relationship between lower extremity alignment and Medial Tibial Stress Syndrome among non-professional athletes. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2009;1(1):1-8.
8. Yates B WS. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. The American journal of sports medicine 2004;32(3):772-80.
9. Messier SP, Pittala KA. Etiologic factors associated with selected running injuries. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1988;20(5):501-5.
10. Yagi S, Muneta T, Sekiya I. Incidence and risk factors for medial tibial stress syndrome and tibial stress fracture in high school runners. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2013;21(3):556-63.
11. Bennell K, Wee E, Crossley K, Stillman B, Hodges P. Effects of experimentally-induced anterior knee pain on knee joint position sense in healthy individuals. Journal of orthopaedic research. 2005;23(1):46-53.
12. Richie Jr DH. Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review. The journal of foot and ankle surgery. 2001;40(4):240-51.
13. Liu Y, Jeng S, Lee AJ. The influence of ankle sprains on proprioception. Journal of Exercise Science & Fitness. 2005;3(1):33-8.
14. Stauffer RN, Chao E, Györy AN. Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. Clinical orthopaedics and related research. 1977(126):246-55.
15. Hodges PW, Ervilha UF, Graven-Nielsen T. Changes in motor unit firing rate in synergist muscles cannot explain the maintenance of force during constant force painful contractions. The journal of pain. 2008;9(12):1169-74.

16. Fousekis K, Tsepis E, Vagenas G. Intrinsic risk factors of noncontact ankle sprains in soccer: a prospective study on 100 professional players. *The American journal of sports medicine*. 2012;40(8):1842-50.
17. van Rijn RM, Van Os AG, Bernsen RM, Luijsterburg PA, Koes BW, Bierma-Zeinstra SM. What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *The American journal of medicine*. 2008;121(4):324-31. e7.
18. Hanci E, Sekir U, Gur H, Akova B. Eccentric training improves ankle evtor and dorsiflexor strength and proprioception in functionally unstable ankles. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2016 Jun 1;95(6):448-58.
19. Mikkola I, Keinänen-Kiukaanniemi S, Jokelainen J, Peitso A, Härkönen P, Timonen M, et al. Aerobic performance and body composition changes during military service. *Scandinavian journal of primary health care*. 2012;30(2):95-100.
20. Nobakht S, Seidi F, Rajabi R. A comparison of ankle joint position sense in female students with and without pronated and supinated foot. *Journal of Exercise Science and Medicine*. 2016;8(1):99-113. (in Persian).
21. Saeideh N. Comparison of ankle position sense in people with pronated, supinated and nutual arch: thesis of Master of Science. Tehran university; 2015. (in Persian).
22. Cook G, Burton L, Hoogenboom B. Pre-participation screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 1. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*. 2006;1(2):62-72.
23. Teyhen DS, Shaffer SW, Lorenson CL, Halfpap JP, Donofry DF, Walker MJ, et al. The functional movement screen: a reliability study. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2012;42(6):530-40.
24. Chorba RS, Chorba DJ, Bouillon LE, Overmyer CA, Landis JA. Use of a functional movement screening tool to determine injury risk in female collegiate athletes. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*. 2010;5(2):47.
25. O'connor FG, Deuster PA, Davis J, Pappas CG, Knapik JJ. Functional movement screening: predicting injuries in officer candidates. *Medicine and science in sports and exercise*. 2011;43(12):2224-30.
26. Sorenson EA. Functional movement screen as a predictor of injury in high school basketball athletes: Doctoral dissertation. University of Oregon; 2009.
27. Mokha M, Sprague PA, Gatens DR. Predicting musculoskeletal injury in national collegiate athletic association division II athletes from asymmetries and individual-test versus composite functional movement screen scores. *Journal of athletic training*. 2016;51(4):276-82.
28. Letafatkar A, Sarbizhan MS. Prediction of Musculoskeletal Injuries in Athletes Using Individual and Composite Scores on Functional Movement Screening Test. *J Rehab Med*. 2019;7(4):51-64. (in Persian).
29. Loudon JK, Parkerson-Mitchell AJ, Hildebrand LD, Teague C. Functional movement screen scores in a group of running athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2014;28(4):909-13.
30. Shojaedin SS, Letafatkar A, Hadadnezhad M, Dekhoda MR. Relationship between functional movement screening score and history of injury and identifying the predictive value of the FMS for injury. *International journal of injury control and safety promotion*. 2014 Oct 2;21(4):355-60.

31. Qasempour K. The effect of 8 weeks of central stability exercises on the scores of motor performance screening tests in adolescents, azad university, khorasgan; 2015. (in Persian).
32. Kiani Shikhabadi A, Mahdavinejad R, Rahnma N. Effect of 8 Weeks 11+ Training on Functional Movement Screening (FMS) Tests in Fotsal's Players Women. *Journal of Sport Biomechanics*. 2020;6(1). (in Persian).
33. Cook G, Burton L, Hoogenboom B. Pre-participation screening: the use of fundamental movements as an assessment of function-part 2. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*. 2006 Aug 1;1(3):132-9.
34. Brown P. Movement: Functional Movement Systems–Screening, Assessing, Corrective Strategies On Target Publications. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 2012;56(4):316.
35. Minick KI, Kiesel KB, Burton L, Taylor A, Plisky P, Butler RJ. Interrater reliability of the functional movement screen. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2010;24(2):479-86.
36. Sedaghati P, Zolghare H, Shahbazi M. The effect of proprioceptive, vestibular and visual changes on posture control among the athletes with and without medial tibial stress syndrome. *KAUMS Journal (FEYZ)*. 2019;23(1):68-74. (in Persian).
37. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training*. 2007;42(2):311.
38. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. New method to identify athletes at high risk of ACL injury using clinic-based measurements and freeware computer analysis. *British Journal of Sports Medicine*. 2011;45(4):238-44.
39. Switlick T, Kernozek TW, Meardon S. Differences in joint-position sense and vibratory threshold in runners with and without a history of overuse injury. *Journal of sport rehabilitation*. 2015;24(1):6-12.
40. Van Tunen JA, Dell'Isola A, Juhl C, Dekker J, Steultjens M, Thorlund JB, Lund H. Association of malalignment, muscular dysfunction, proprioception, laxity and abnormal joint loading with tibiofemoral knee osteoarthritis-a systematic review and meta-analysis. *BMC musculoskeletal disorders*. 2018 Dec;19(1):1-5.
41. Marchini A, Lauermann S, Minetto MA, Massazza G, Maffioletti N. Differences in proprioception, muscle force control and comfort between conventional and new-generation knee and ankle orthoses. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014;24(3):437-44.
42. SR S, BAGUL N. ANKLE PROPRIOCEPTION IN INDIVIDUALS WITH KNEE OSTEOARTHRITIS AND NORMALS. *Knee*. 2012; 24:25.
43. Hall JE, Hall ME. *Guyton and Hall textbook of medical physiology e-Book*: Elsevier Health Sciences; 2020.
44. Röijezon U, Clark NC, Treleaven J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual therapy*. 2015;20(3):368-77.
45. Winkelmann ZK, Anderson D, Games KE, Eberman LE. Risk factors for medial tibial stress syndrome in active individuals: an evidence-based review. *Journal of athletic training*. 2016;51(12):1049-52.

**ارجاع دهی**

محمدی مریم، کریمی‌زاده اردکانی محمد. بررسی عملکرد حرکتی و حسی در دوندگان استقامت دختر با و بدون سندروم استرس داخلی درشت نی. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۴۸-۱۲۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10298.1482

Mohammadi M, Karimizadeh Ardakani M. Evaluation of Sensory Motor Function in Female Endurance Runners with and Without Medial Tibial Stress Syndrome. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2020; 12 (28): 127-48. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10298.1482

## Research Paper

**Comparison of the Posture of the Upper Body and the Range of Motion of the Shoulder in Women with and without Frozen Shoulder****F. Sali<sup>1</sup>, N. Ghani Zadeh Hesar<sup>2</sup>, M. Mohammadi<sup>3</sup>, S. Roshani<sup>4</sup>**

1. Master Student of Science (MSc) of Exercise Physiology and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Urmia University, Urmia, West Azarbaijan, Iran.
2. Assistant Professor of Corrective Exercise and Sport Pathology and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Urmia University, Urmia, Iran (Corresponding Author)
3. Assistant Professor of Exercise Physiology and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Urmia University, Urmia, West Azarbaijan, Iran.
4. Assistant Professor of Exercise Physiology and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Urmia University, Urmia, West Azarbaijan, Iran

**Received Date: 2021/05/24****Accepted Date: 2021/06/22**

---

**Abstract**

Frozen shoulder syndrome is one of the most common causes of shoulder pain and disability, which can be associated with poor posture and limited mobility of the shoulder girdle. The study compared upper body posture and shoulder range of motion in women with frozen and healthy shoulders. This study was conducted on 30 women with frozen shoulders and 30 healthy women in Ilam. In the present study, the head and shoulder angle was measured using imaging, the range of motion flexion, abduction and external rotation of the shoulder was measured through the goniometer and curvature of the thoracic kyphosis and a flexible ruler was used to evaluate the results of independent t-test at a significant level 0.05. The results showed a significant difference between head and shoulder angle in front, kyphosis, range of motion flexion, abduction and external rotation in patients with frozen and healthy shoulders. Findings indicated that people with frozen shoulders were more likely than healthy individuals to have anterior shoulder angle ( $P = 0.001$ ), anterior head ( $P = 0.044$ ) and kyphosis ( $P = 0.016$ ). External Rotation Range of motion, flexion, abduction had less shoulder ( $P = 0.001$ ). Therefore, it is suggested that in order to improve the range of motion of the shoulder in people with frozen shoulder, the posture of the upper body should be examined and a correction program should be considered to correct the anomaly of these people.

**Keywords:** Upper Body Posture, Frozen Shoulder, Range of Motion, Shoulder Joint

---

1. Email: salirozita98@gmail.com:
2. Email: n\_hesar@yahoo.com
3. Email: pm.mohammadi@urmia.ac.ir
4. Email: s.roshani@urmia.ac.ir

## Extended Abstract

### Objectives

Stiff shoulder disease is a progressive loss of shoulder motion due to fibrotic inflammation of the shoulder joint capsule. This disease is characterized by limited shoulder motion and pain. This injury negatively affects the shoulder joint and is one of the most common causes of shoulder pain and disability, which can be associated with poor posture, muscular imbalance and limited shoulder girdle mobility. Repetitive movements or continuous postures can lead to modulations in length, strength and muscle stiffness. Therefore, these adaptations may be triggered by movement disorders. Hence, the aim of this study was to compare upper body posture and shoulder range of motion in women with stiff and healthy shoulders. This comparative causal study was performed on 30 women with stiff shoulders, referred to medical clinics in Ilam and 30 healthy women aged 40 to 60 years. The patients were referred to Red Crescent Clinics, Imam Khomeini Hospital, Taybi and Shafa Ilam, of which 30 subjects were selected as a statistical sample. The inclusion criteria for the study were female gender, idiopathic stiff shoulder at the discretion of the physician, significant loss of mobility of the shoulder joint during active movements and pain. Exclusion criteria included a secondary disorder of stiff shoulder, a history of disease and underlying injuries affecting stiff shoulders such as diabetes, hyperthyroidism, arthritis, fractures, dislocations, joint instabilities, muscle tears, previous surgeries, neurological problems and a history of using any type of medication or pain medication and treatment interventions to resolve stiff shoulder problems (1). In this study, the angle of the head and shoulders forward was measured by imaging, the range of motion flexion, abduction and external rotation of the shoulder was measured by a goniometer, and the curvature of the thoracic kyphosis by a flexible ruler, and the pain was used by using the scale VAS and evaluating the results of the independent t-test at a significant level 0/05. The evaluation of each study sample was performed in one session by one subject at a specific time of day in a situation where only the upper limbs and shoulder girdle of the samples were uncovered and in a similar position according to the standard protocol. The subjects participated in the assessments by completing the consent form and participating with full satisfaction. The results demonstrated that people with stiff shoulders were more likely than healthy individuals to have anterior shoulder angle ( $P = 0.001$ ), anterior head ( $P = 0.044$ ) and kyphosis ( $P = 0.016$ ). External Rotation Range of motion, flexion, abduction had less shoulder ( $P = 0.001$ ). The results suggested that there was a significant difference between head and anterior shoulder angle, kyphosis, range of motion flexion, abduction and external rotation in patients with healthy and stiff shoulders. Shoulder range of motion was not established in women with stiff shoulders compared with healthy individuals, and most previous research on stiff shoulders was focused on treatment and rehabilitation. Therefore, the

background for the present study was very small. In addition, changes in upper body posture associated with stiff shoulders in women are very unknown. On the other hand, recent research on movement chains has shown that changes in the posture of one chain can also affect adjacent chains. Ghamari et al. (2011) in a study comparing the thoracic kyphosis and scapulae position of wrestlers and non-athletes, found an increase in thoracic kyphosis followed by an increase in scapulae distance and a decrease in retractor muscle strength(2). The kyphotic position causes the scapula to rotate downward and compressing the humerus. This causes the tissues that provide static stability to become inefficient and the dynamically stabilizing tissues such as the rotator cuff and trapezius muscles, to fail. Take measures to compensate for this. This causes the muscles to enter the operation at the wrong time, and the normal function of the capsule cannot be performed, so that the capsule gradually becomes glued (3). Therefore, if muscular imbalance is cited as the main reason for the onset of symptoms of early frozen shoulder, the kinesio pathological approach of Sarman (2017) suggests that the cause of the pathology should be sought in locations further away from the site of injury (4). Kotis Verne et al (2012) pointed out the effect of increasing shoulder protection on reducing the range of motion of shoulder external rotation. They showed that stretching the extensor muscles and strengthening the muscles of the scapula and external rotators of the shoulder were effective in reducing shoulder protrusion (5). On the other hand, the glenohumeral joint is the junction of the humerus with the distal cavity of the scapula. Moreover, in the anterior shoulder position, due to the altered position of the shoulder and that the distal cavity is tilted forward, the range of motion of the glenohumeral joint, especially the range of motion of external rotation, is limited. This problem can be cited as one of the reasons for the significant difference in the position of the shoulder to the forearm and the range of motion of shoulder external rotation in people with stiff and healthy shoulders. This problem can be mentioned as one of the reasons for the significant difference in the position of the shoulder to the forearm and the range of motion of external shoulder rotation in people with stiff and healthy shoulders. In summary, the alignment of the upper spine affects the normal position of the scapula and both factors influence shoulder function. In general, it can be concluded from the results of the present study that in people with abnormal posture, the normal position of the scapulae changes and moves away from the spine, which is likely to limit the range of motion of the shoulder. Accordingly, it is recommended to consider the posture of the upper body and the position of the scapulae as significant and interrelated variables when dealing with symptoms of a stiff shoulder, and to examine the status of kyphosis, head forward and shoulder forward in these people and apply the necessary combination of corrective exercises.

**Keywords:** Upper Body Posture, Stiff Shoulder, Range of Motion, Shoulder Joint

**References**

1. Rowshani S, Moghaddasi A, Abbasi M, Abdol-Mohammadi A, Ahanjan S. The Effect of 4-weeks Rehabilitation Program on Range of Motion and. *Iranian Journal of Ageing*. 2010 Oct 10;5(3):0-.
2. Ghamari M, Rajabi R, Akbarnejad A, Minoonejad H. The Comparison of Thoracic Kyphosis and Position of Scapula between National Freestyle and Greco-Roman Wrestlers and Non-Athletes. *Journal of Exercise Science and Medicine*. 2011 Mar 21;3(1):91-107 [in Prsian].
3. Hertling D, Kessler RM. Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods: Lippincott Williams & Wilkins; 2006, 315-317
4. Sahrman S, Azevedo DC, Van Dillen L. Diagnosis and treatment of movement system impairment syndromes. *Braz J Phys Ther*. 2017; 21(6):391-9.
5. Kotteeswaran K, Rekha K, Anandh V. Effect of stretching and strengthening shoulder muscles in protracted shoulder in healthy individuals. *International journal of computer application*. 2012;2(2):111-8.



**مقایسه پوسچر بالاتنه و دامنه حرکتی شانه در زنان مبتلا به شانه منجمد و سالم****فرزانه سالی<sup>۱</sup>، نرمین غنی زاده حصار<sup>۲</sup>، مهري محمدی دانقارالو<sup>۳</sup>، سجاد روشنی<sup>۴</sup>**

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیولوژی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه ارومیه، ارومیه، آذربایجان غربی، ایران.

۲. استادیار، گروه فیزیولوژی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه ارومیه، ارومیه، آذربایجان غربی، ایران (نویسنده مسئول)

۳. استادیار، گروه فیزیولوژی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه ارومیه، ارومیه، آذربایجان غربی، ایران.

۴. استادیار، گروه فیزیولوژی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه ارومیه، ارومیه، آذربایجان غربی، ایران.

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۴/۰۱

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۳/۰۳

**چکیده**

شانه منجمد از شایع ترین دلایل درد و ناتوانی شانه است که می تواند با پوسچر ضعیف و محدودیت حرکتی کمربند شانه در ارتباط باشد. پژوهش حاضر به مقایسه پوسچر بالاتنه و دامنه حرکتی شانه در زنان مبتلا به شانه منجمد و سالم پرداخت. این پژوهش روی ۳۰ زن مبتلا به شانه منجمد و ۳۰ زن سالم شهرستان ایلام انجام شد. در این پژوهش زاویه سر و شانه به جلو، با استفاده از تصویربرداری؛ دامنه حرکتی فلکشن، ابداکشن و چرخش خارجی شانه به وسیله گونیامتر و انحنای کایفوز سینه ای توسط خط کش منعطف اندازه گیری شد. برای بررسی نتایج از تی مستقل در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. نتایج نشان داد بین زاویه سر و شانه به جلو، کایفوز، دامنه حرکتی فلکشن، ابداکشن و چرخش خارجی در افراد مبتلا به شانه منجمد و سالم تفاوت معناداری وجود دارد. یافته ها نشان می دهد افراد با شانه منجمد، در مقایسه با افراد سالم، زاویه شانه به جلو ( $P=0/001$ )، سر به جلو ( $P=0/044$ ) و کایفوز ( $P=0/016$ ) بیشتر و میزان دامنه حرکتی چرخش خارجی، فلکشن، ابداکشن شانه کمتری دارند ( $P=0/001$ ). بنابراین پیشنهاد می شود برای بهبود دامنه حرکتی شانه در افراد شانه منجمد، پوسچر بالاتنه بررسی شود و برنامه اصلاحی برای اصلاح ناهنجاری این افراد مد نظر قرار بگیرد.

**واژگان کلیدی:** پوسچر بالاتنه، شانه منجمد، دامنه حرکتی، مفصل شانه

1. Email: salirozita98@gmail.com:

2. Email: n\_hesar@yahoo.com

3. Email: pm.mohammadi@urmia.ac.ir

4. Email: s.roshani@urmia.ac.ir

## مقدمه

عارضه شانه منجمد یا چسبندگی کپسول مفصلی یکی از شایع‌ترین علتهای درد و ناتوانی شانه است که به‌وسیله انجمن جراحان شانه و آرنج آمریکا به‌عنوان ایدیوپاتیک تعریف شده و علتش ناشناخته است. این آسیب، بر مفصل شانه اثر منفی به‌جای می‌گذارد و به دنبال آن، مفصل شانه سفت و بی‌تحرك شده، در حرکت‌های فعال و غیرفعال با محدودیت مواجه می‌شود (۱). از ویژگی‌های این بیماری می‌توان به محدودیت حرکت در شانه و درد اشاره کرد. این عارضه، در گروه سنی ۴۰ تا ۶۰ سال اتفاق می‌افتد و شیوع آن در بین افراد جامعه ۲ تا ۵ درصد گزارش شده است (۲). همچنین نسبت آن در زنان بیشتر از مردان است و شیوع بیشتر در زنان بیش از ۴۰ سال مشاهده می‌شود (۲). یکی از علائم این بیماری، محدودیت در فلکشن و چرخش خارجی بازوست (۳). هرتلینگ و کسلر (۲۰۰۶)، مهم‌ترین علت این عارضه را پوسچر بد بیان می‌کنند، به‌خصوص در افرادی که به کایفوز بیش‌ازحد مبتلایند (۴). یکی از شایع‌ترین پوسچرهای معیوب ستون فقرات گردنی، عارضه سر به جلوس است (۵). وضعیت سر به جلو دامنه حرکتی فلکشن شانه را کاهش می‌دهد (۶). کوتاهی عضله بالابرنده کتف که در اثر سر به جلو ایجاد می‌شود، می‌تواند با تغییر وضعیت کتف و کاهش توانایی آن برای روتیشن بالایی، سازوکار مجموعه شانه را تغییر دهد (۵). بین مجموعه شانه‌ای ارتباطی قوی وجود دارد (۷). در شانه منجمد بیشترین درگیری در عضلات چرخاننده بازو و نیز افزایش ضخامت و کاهش قدرت در این عضلات گزارش شده است (۸). نقص فعالیت این عضلات می‌تواند به اختلال عملکرد شانه و افزایش شدت درد منجر شود (۹). یکی از دلایل تاندونیت روتاتور کاف وضعیت نامناسب مانند پوسچر کایفوتیک یا پوسچر شانه به جلو است (۴). برخی مطالعات درگیری عضله تراپزیوس فوقانی را به شکل افزایش فعالیت در سندروم شانه منجمد گزارش کرده‌اند (۱۰). علت درگیری این عضله مشارکت در جایگزینی حرکت اسکاپولا برای جبران اختلالات عملکرد و حرکات مفصل گلوئوهومرال عنوان شده است (۱۱). آتروفی عضله سوپراسپیناتوس و آتروفی ناشی از استفاده نکردن از عضله دلتوئید در شانه منجمد دیده می‌شود (۹). مطالعات الکترومیوگرافی، ضعف و کاهش قدرت عضلات دلتوئید و تراپزیوس فوقانی را در افراد شانه منجمد نشان داده‌اند (۱۲). عادات و وضعیت‌های بدنی که به‌طور مداوم تکرار می‌شوند؛ مانند فعالیت‌های بدنی خاص که به‌طور مستمر انجام می‌شوند، باعث استفاده مکرر از برخی عضلات بدن و بی‌توجهی به عضلات مخالف می‌شود که موجب از بین رفتن تعادل در قدرت، انعطاف پذیری و طول عضلات و بافت‌های نرم خواهد شد که در طولانی‌مدت می‌تواند به ناهنجاری منجر شود (۱۳). همچنین پوسچر ضعیف و عدم تعادل عضلانی، به‌خصوص در افراد مبتلا به کایفوز، می‌تواند خطر ابتلا به شانه منجمد را افزایش دهد. سازوکار این آسیب به این صورت است که کایفوز می‌تواند باعث

چرخش پایینی اسکاپولا و دپرشن<sup>۱</sup> هومروس شود. به دنبال آن بافت‌هایی که ثبات ایستا را ایجاد می‌کنند دچار ناکارآمدی می‌شوند که سبب می‌شود بافت‌های ایجادکننده ثبات دینامیک مانند عضلات روتیتور کاف و تراپزیوس برای جبران، وارد عمل شوند. در نتیجه عضلات در زمان ناخواسته وارد عمل می‌شوند و عملکرد طبیعی کپسول نیز انجام نخواهد شد. به این ترتیب کپسول به صورت تدریجی دچار چسبندگی می‌شود (۴). در ناهنجاری سر به جلو نیز به دلیل آنکه سر جلوتر از مرکز ثقل قرار دارد، فشار زیادی روی مفاصل فکی گیجگاهی و مفاصل گردن و عضلات پشت گردن وارد می‌شود که خود می‌تواند به تغییر کینماتیک اسکاپولا در حرکات مختلف منجر شود (۱۴). شانه به جلو یکی دیگر از ناهنجاری‌های وضعیتی شایع است که ۶۰ درصد از ناهنجاری‌های شانه را به خود اختصاص می‌دهد (۱۵) و به صورت افزایش فاصله بین زاویه تحتانی کتف و زائده خاری مهره‌ها تعریف شده است. تغییرات ناهنجر در تعادل و قدرت عضله (رابطه طول و تنش)، پیامدهای زمانی به کارگیری عضله (رابطه جفت نیرو) و اختلال حرکتی مفصل که در شانه گرد اتفاق می‌افتد، ممکن است موجب افزایش چرخش داخلی کتف و کاهش تیلت خلفی و چرخش بالایی کتف شود و در نهایت، خطر ایجاد سندروم گیرافتادگی تحت آخرومی و دیگر آسیب‌های شانه مانند شانه منجمد را افزایش دهد (۱۶). اعتقاد بر این است که این وضعیت به کوتاهی عضله سینه‌ای کوچک منجر می‌شود (۱۷). این ناهنجاری می‌تواند در نتیجه کشش شانه جلوتر از حالت آناتومیکی در اثر ورزش زیاد، کوتاهی و سفتی عضلات قدامی کمر بند شانه مثل عضلات دندان‌های قدامی، سینه‌ای کوچک و دوزنقه فوقانی باشد. همچنین ممکن است به دلیل ضعف و طول شدن عضلات اطراف کتف مثل دوزنقه میانی و تحتانی ایجاد شود (۱۸). به نظر می‌رسد وضعیت شانه به جلو به چرخش قدامی و چرخش به بالای ناقص کتف در طی بالا رفتن شانه و همچنین درد در ناحیه شانه منجر می‌شود (۱۹). این ناهنجاری‌ها موجب از بین رفتن تعادل عضلانی و اختلال در عملکرد کتف و شانه می‌شوند، جاندا، این عدم تعادل عضلانی در ناحیه یک‌چهارم فوقانی تنه را «سندرم متقاطع فوقانی» معرفی می‌کند. تغییرات وضعیتی خاصی در سندرم متقاطع فوقانی دیده شده که شامل وضعیت سر به جلو، افزایش لوردوز گردنی و کایفوز پشتی، شانه‌های بالآمده و به یکدیگر نزدیک شده (پروتراکشن<sup>۲</sup> کتف‌ها) و چرخش یا دور شدن و بال‌دار شدن کتف‌هاست. این تغییرات وضعیتی ثبات مفصل گلهومورال را کاهش می‌دهد؛ زیرا حفره گلهونید به دلیل ضعف عضله دندان‌های قدامی که به دور شدن، چرخیدن و بلند شدن لبه داخلی کتف (کتف بال دار) منجر می‌شود، در وضعیت

---

1. Depression  
2. Protraction

عمودی تری قرار می‌گیرد و سبب می‌شود تا عضلات بالابرنده کتف و بخش فوقانی دوزنقه‌ای، برای حفظ مرکزیت گلوئوهورمال، وادار به افزایش فعال‌سازی شوند (۲۰).  
وجود درد و کاهش دامنه حرکتی شانه در افراد مبتلا به شانه منجمد از یک سو و ارتباط بین وضعیت پوسچر بالاتنه، به خصوص پوسچر ستون فقرات گردنی و سینه‌ای و همچنین وضعیت کمر بند شانه و به دنبال آن عدم تعادل عضلانی در ایجاد سندروم‌های نقص حرکتی (۲۰)، از سوی دیگر، اهمیت مقایسه دامنه حرکتی و وضعیت پوسچر بالاتنه افراد مبتلا به شانه منجمد و سالم را آشکار می‌کند. دامنه حرکتی مثل ابداکشن و چرخش خارجی با موقعیت و حرکت کتف مرتبط است و ریتم اسکاپولاهومرال نیز از موقعیت و حرکت کتف تأثیر می‌پذیرد، از طرف دیگر موقعیت و حرکت کتف در ناهنجاری‌هایی مثل شانه‌به‌جلو و کایفوزیس تغییر می‌کند و دامنه حرکتی گلوئوهورمال را تحت تأثیر قرار می‌دهد؛ بنابراین، هدف از پژوهش حاضر پاسخ‌گویی به این سؤال است که پوسچر بالاتنه و دامنه حرکتی در زنان مبتلا به شانه منجمد در مقایسه با زنان سالم چگونه است؟

### روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع پژوهش‌های علی-مقایسه‌ای است. این پژوهش روی ۳۰ زن مبتلا به شانه منجمد که به کلینیک‌های درمانی شهرستان ایلام مراجعه کرده بودند و ۳۰ زن سالم با دامنه سنی ۴۰ تا ۶۰ سال انجام شد. برای تعیین حجم نمونه از نرم‌افزار جی‌پاور استفاده و مشخص شد اگر حجم تأثیری برابر با ۰/۸۰ و سطح آلفا برابر با ۰/۰۵ و مقدار بتا برابر ۰/۲۰ در نظر گرفته شود، با انتخاب روش آماری تی مستقل حجم نمونه ۵۲ نفری کفایت می‌کند (۲۱). با توجه به در دسترس بودن داوطلبانی که شرایط ورود به مطالعه را داشتند و همچنین احتمال ریزش آماری، حجم نمونه ۶۰ نفر در نظر گرفته شد.

معیارهای ورود به مطالعه شامل: جنسیت زن، ابتلا به بیماری ایدیوپاتیک شانه منجمد بنا به تشخیص متخصص، ازدست‌رفتن قابل توجه تحرک مفصل شانه در حرکات فعال (فلکشن کمتر از ۱۲۰ درجه، ابداکشن کمتر ۱۳۵ درجه، چرخش خارجی کمتر از ۴۰ درجه)، داشتن درد دست کم درجه ۳ در مقیاس VAS بود (۲۲). معیارهای خروج از مطالعه شامل: ابتلا به بیماری شانه منجمد ثانویه، داشتن سابقه بیماری و آسیب‌های زمینه‌ای مؤثر بر شانه منجمد از قبیل دیابت، پرکاری تیروئید، التهاب مفاصل، شکستگی، دررفتگی، بی‌ثباتی در مفصل، پارگی عضلات، جراحی‌های قبلی، سابقه سکت، مشکلات اعصاب و سابقه استفاده از هر نوع دارو یا مسکن و تدابیر درمانی برای رفع مشکلات شانه منجمد بود.

اندازه‌گیری دامنه حرکتی شانه با استفاده از گونیامتر به شرح زیر انجام شد. برای ارزیابی دامنه حرکت چرخش خارجی، فرد به صورت طاق‌باز روی تخت قرار می‌گرفت، در حالی که شانه در ۹۰ درجه ابداکشن در فلکشن ساعد عمود بر تخت قرار داشت. معاینه‌کننده بازوی ثابت گونیامتر را به موازات ساعد و مرکز آن را روی الکرانن آرنج قرار می‌داد. بازوی متحرک گونیامتر در امتداد زائده استلویید رادیوس قرار می‌گرفت و همراه ساعد حرکت می‌کرد. زاویه بین دو بازوی گونیامتر مبین دامنه این حرکت بود. گفتنی است دامنه طبیعی این حرکت ۹۰ درجه است (۲۳). برای اندازه‌گیری دامنه حرکتی ابداکشن، بیمار روی صندلی می‌نشست و معاینه‌کننده بازوی ثابت گونیامتر را به صورت کاملاً عمود در کنار تنه فرونتال نگه می‌داشت در حالی که مرکز گونیامتر روی زائده آکرومیون قرار داشت. بازوی متحرک گونیامتر به موازات بازو و در امتداد اپی‌کندیل لترال آرنج قرار می‌گرفت و همراه با حرکت شانه به طرف ابداکشن حرکت می‌کرد. زاویه بین دو بازوی گونیامتر مبین دامنه این حرکت بود. گفتنی است، دامنه طبیعی حرکت ابداکشن شانه ۱۸۰ درجه است (۲۳). به منظور اندازه‌گیری فلکشن شانه مرکز گونیامتر روی بخش خارجی شانه، ۲/۵ سانتی‌متر مانده به انتهای آخرومی قرار می‌گرفت. همچنین، بازوی ثابت در خط میانی تنه، بخش فوقانی سینه و بازوی متحرک در خط میانی جانبی بازو، در راستای فوق لقمه خارجی بازو قرار می‌گرفت. بازوی ارزیابی شونده در حالت چرخش خارجی، انگشت شست ارزیابی کننده روی لبه خارجی استخوان کتف قرار می‌گرفت. زمانی که حرکت بیش از حد کتف احساس یا اولین مقاومت حسی ملاحظه می‌شد، شانه به طور غیرفعال خم و اندازه ثبت می‌شد (۲۳).

اندازه‌گیری سربه‌جلو: با استفاده از نرم‌افزار کینووا، زاویه خط واصل تراگوس و  $C_7$  با خط عمود اندازه‌گیری شد (۲۴-۲۵). پایایی این آزمون ۰/۸۸ گزارش شده است (۲۴). میزان زاویه بیشتر از ۴۶ درجه، ناهنجاری در نظر گرفته شد (۲۵). برای اندازه‌گیری زاویه شانه‌به‌جلو، ابتدا برجستگی آخرومی سمت راست و همچنین زائده خاری مهره  $C_7$  با نشانگر نشانه‌گذار میشد. سپس، عکس به رایانه منتقل و با استفاده از نرم‌افزار کینووا اندازه‌گیری شد (۲۶). پایایی این آزمون برای ارزیابی شانه‌به‌جلو ۰/۹۱ گزارش شده است (۲۴). اندازه‌گیری کایفوز در حالت ایستاده به وسیله خط‌کش منعطف در نقاط  $T_2$  و  $T_{12}$  اندازه‌گیری شد. فاصله دو نقطه  $L$  و عمق انحنا  $H$  به وسیله خط‌کش رسم شد و با جاگذاری اعداد به دست آمده در فرمول زاویه کایفوز به دست آمد ( $\theta = 4 \text{Arc tan } 2H/L$ ) (۲۷).

ارزیابی مربوط به هر یک از نمونه‌های پژوهش در یک جلسه، توسط یک نفر، در زمان مشخصی از روز و در موقعیتی مشابه تحت پروتکل استاندارد انجام شد، در شرایطی که فقط اندام فوقانی و

کمر بند شانه‌ای نمونه‌ها بدون پوشش بود. سپس، به منظور بررسی نتایج از آزمون آماری تی مستقل در سطح معناداری ۰/۰۵ در نرم‌افزار SPSS<sup>25</sup> استفاده شد.

## نتایج

اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها از قبیل سن، قد، وزن و BMI در جدول شماره ۱ گزارش شده‌اند:

جدول ۱- مشخصات عمومی

گروه	مشخصات عمومی	تعداد	کمترین	بیشترین	میانگین	انحراف استاندارد	Z کولموگروف اسمیرنوف	P
شانه‌ی منجمد	سن (سال)	۴۲	۵۶	۴۸/۱	۳/۹۱	۰/۱۲۴	۰/۲۰۰*	
	قد (سانتی‌متر)	۱۵۰	۱۶۹	۱۵۶/۶۳	۵/۲۴	۰/۱۲۲	۰/۲۰۰*	
	جرم (کیلوگرم)	۵۴	۷۴	۶۴/۲۳	۵/۸۵	۰/۱۲۶	۰/۲۰۰*	
	BMI	۲۱/۹۱	۳۱/۲۰	۲۶/۱۹	۲/۱۹	۰/۱۳۵	۰/۱۷۴	
سالم	سن (سال)	۴۰	۵۸	۴۷/۷۳	۴/۷۶	۰/۱۰۹	۰/۲۰۰*	
	قد (سانتی‌متر)	۱۵۰	۱۶۸	۱۵۸/۸۷	۴/۴	۰/۱۳۵	۰/۱۷۲	
	وزن (کیلوگرم)	۵۲	۷۸	۶۶/۰۳	۶/۹۴	۰/۱۱۶	۰/۲۰۰*	
	BMI	۲۱/۳۹	۲۹/۴۳	۲۶/۱۵	۲/۳۲	۰/۱۳۸	۰/۱۵۲	

This is a lower bound of the true significance.

آمار توصیفی متغیرهای مورد استفاده در آزمون پارامتریک تی مستقل از جمله: میانگین و انحراف استاندارد در جدول ۲ آمده است:

جدول ۲- آمار توصیفی متغیرهای مورد بررسی

متغیرها	میانگین $\pm$ انحراف استاندارد در افراد دارای شانه منجمد	میانگین $\pm$ انحراف استاندارد در افراد سالم
سربه‌جلو	۴۴/۳۰ $\pm$ ۱/۵۸	۴۵/۰۷ $\pm$ ۱/۲۸
شانه‌به‌جلو	۴۴/۹۷ $\pm$ ۰/۸۵	۴۷/۷۷ $\pm$ ۱/۰۴
کایفوز	۴۲/۳۰ $\pm$ ۰/۹۲	۴۱/۶۳ $\pm$ ۱/۱۶
دامنه حرکتی ابداکشن	۱۲۲/۱۷ $\pm$ ۸/۶۵	۱۷۲/۳۰ $\pm$ ۸/۷۰
دامنه حرکتی فلکشن	۱۰۶/۳۳ $\pm$ ۶/۹	۱۵۳/۰۳ $\pm$ ۶/۳۶
دامنه حرکتی چرخش خارجی	۲۱/۹۳ $\pm$ ۶/۵۱	۷۸/۸۳ $\pm$ ۸/۲۲

نتایج آزمون تی مستقل برای بررسی تفاوت میزان سربه‌جلو، شانه‌به‌جلو، کایفوز، دامنه حرکتی فلکشن، ابداکشن و اکسترنال روتیشن در زنان مبتلا به شانه منجمد و سالم.

جدول ۳- نتایج آزمون تی مستقل

آزمون تی		آزمون لون			
خطای استاندارد	معناداری	درجه آزادی	مقدار t	معنی‌داری	مقدار F
۰/۳۷۲	۰/۰۴۴	۵۸	-۲/۰۶۳	۰/۲۴۱	۱/۴۰۵
					سربه‌جلو واریانس‌های همگن
۰/۲۴۵	۰/۰۰۱	۵۸	-۱۱/۴۱۶	۰/۲۰۶	۱/۶۳۶
					شانه‌به‌جلو واریانس‌های همگن
۰/۲۷	۰/۰۱۶	۵۸	۲/۴۷۲	۰/۲۲۶	۱/۴۹۶
					کایفوز واریانس‌های همگن
۲/۲۴	۰/۰۰۱	۵۸	-۲۲/۳۷۸	۰/۹۷۰	۰/۰۰۱
					دامنه حرکتی ابداکشن واریانس‌های همگن
۱/۷۱	۰/۰۰۱	۵۸	-۲۷/۲۴۸	۰/۶۲۴	۰/۲۴۳
					دامنه حرکتی فلکشن واریانس‌های همگن
۱/۹۱	۰/۰۰۱	۵۸	-۲۹/۷۱۵	۰/۳۳۶	۰/۹۴۲
					دامنه حرکتی چرخش خارجی واریانس‌های همگن

با توجه به مقدار P حاصل از آزمون t مستقل، تفاوت معناداری بین زاویه شانه‌به‌جلو حاصل از آزمون ( $t = -۲/۰۶۳$  و  $P = ۰/۰۴۴$ ) و زاویه سربه‌جلو ( $t = -۱۱/۴۱۶$  و  $P = ۰/۰۰۱$ )، دامنه حرکتی ابداکشن ( $t = ۲/۴۷۲$  و  $P = ۰/۰۱۶$ )، دامنه حرکتی فلکشن ( $t = -۲۷/۲۴۸$  و  $P = ۰/۰۰۱$ )، دامنه حرکتی چرخش داخلی ( $t = -۲۹/۷۱۵$  و  $P = ۰/۰۰۱$ )، در افراد مبتلا به شانه منجمد و سالم وجود دارد.

### بحث و نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش نشان داد، زاویه سربه‌جلو، شانه‌به‌جلو و کایفوز در افراد مبتلا به شانه منجمد بیشتر از افراد سالم است. همچنین، میزان دامنه حرکتی ابداکشن، فلکشن و چرخش خارجی شانه دارای محدودیت بوده‌اند که در آزمون آماری تفاوت معناداری در نتایج مشاهده شد. از آنجا که تاکنون

پژوهشی درباره بررسی پوسچر بالاتنه و دامنه حرکتی شانه در زنان مبتلا به شانه منجمد در مقایسه با افراد سالم یافت نشده و بیشتر پژوهش‌های گذشته در خصوص حوزه شانه منجمد در زمینه درمان و بازتوانی بوده است، پیشینه مرتبط با پژوهش حاضر اندک است. همچنین تغییرات پوسچر بالاتنه در ارتباط با شانه منجمد در زنان بسیار ناشناخته مانده است و از سوی دیگر پژوهش‌های اخیر در خصوص زنجیره‌های حرکتی بیان کرده‌اند که تغییرات وضعیت بدنی در هر زنجیره می‌تواند بر زنجیره‌های مجاور نیز تأثیرگذار باشد.

دواتی و کاظم نیا (۱۳۹۳)، در پژوهش خود بیان کردند که عضلات اصلی چرخش‌دهنده داخلی شانه در پی کایفوز سینه‌ای کوتاه‌شده، موجب کاهش دامنه چرخش خارجی و افزایش مقدار چرخش داخلی مفصل شانه می‌شود (۲۸). سعادتیان و همکاران (۱۳۹۲)، در پژوهشی به وجود ارتباط بین ناهنجاری کایفوز و سربه‌جلو و ارتباط مثبت بین زاویه قوس کایفوز و دامنه حرکتی چرخش داخلی دست برتر و غیربرتر و رابطه منفی کایفوز با چرخش خارجی مفصل شانه در دست برتر اشاره کردند (۲۹). فیاسنت و همکاران (۲۰۱۸)، در پژوهشی، گزارش کردند کاهش قدرت عضلات چرخش‌دهنده خارجی با ابتلا به عارضه شانه‌به‌جلو و سربه‌جلو در ارتباط است (۳۰). موریس<sup>۱</sup> و همکاران (۱۹۹۲)، در پژوهشی روی بیماران مبتلا به دردهای اسکلتی عضلانی شانه و گردن نشان دادند بین اختلالات پوسچرال با افزایش میزان درد در نواحی گردن و دامنه حرکتی شانه ارتباط وجود دارد (۳۱). دستمنش<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۳) در پژوهش‌هایشان نشان دادند کاهش قدرت عضلات اکستنسور تنه و ابداکتور کتف و همچنین کاهش انعطاف‌پذیری فلکسورهای تنه ممکن است کایفوز سینه‌ای را افزایش دهد (۳۲). کولهام<sup>۳</sup> (۱۹۹۴) در پژوهشی به بررسی موقعیت قرارگیری استخوان کتف در زنان کایفوتیک و زنان مبتلا به پوکی استخوان پرداخت و نشان داد در افراد دارای ناهنجاری کایفوتیک، میزان پروتراکشن کتف بیشتر از افراد دارای کایفوز طبیعی است (۳۳). قمری و همکاران (۱۳۹۰) در پژوهشی به مقایسه کایفوز سینه‌ای و وضعیت قرارگیری استخوان کتف کشتی‌گیران و غیرورزشکاران پرداخته و به افزایش مقدار کایفوز سینه‌ای و در پی آن افزایش فاصله استخوان‌های کتف و کاهش قدرت عضلات ریتراکتور اشاره کرده‌اند (۳۴). وضعیت کایفوتیک باعث چرخش رو به پایین کتف و فشردگی سر استخوان بازو می‌شود. به دنبال آن، بافت‌هایی که ثبات ایستا ایجاد می‌کنند کارایی‌شان را از دست می‌دهند که سبب می‌شود بافت‌های ایجادکننده ثبات پویا مانند عضلات روتیتورکاف و تراپزیوس برای جبران وارد عمل می‌شوند؛

---

1. Morris  
2. Dastmanesh S  
3. culham



در نتیجه عضلات در زمان ناخواسته وارد عمل می‌شوند و عمل طبیعی کپسول انجام نخواهد شد. به این ترتیب، کپسول به صورت تدریجی دچار چسبندگی می‌شود (۴). طبق رویکرد کینزیوپاتولوژیکال سارمن<sup>۱</sup> (۲۰۱۷)، اگر عدم تعادل عضلانی دلیل اصلی ظهور علائم اولیه شانه منجمد در نظر گرفته شود، علت آسیب شناختی را باید در نقطه‌ای دورتر از محل آسیب جستجو کرد (۱۶).

کوتیس ورن<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۲)، به تأثیر افزایش پروترکشن کتف بر کاهش دامنه حرکتی چرخش خارجی شانه و نشان دادند کشش عضلات دورکننده و تقویت عضلات نزدیک‌کننده کتف و چرخش دهنده‌های خارجی شانه در کاهش پروترکشن شانه مؤثرند (۳۵). از طرفی به دلیل آنکه مفصل گلوبوهورمال از اتصال سر استخوان بازو با حفره دوری کتف تشکیل شده است، در وضعیت شانه به جلو، به دلیل وضعیت تغییر یافته کتف، حفره دوری به جلو متمایل می‌شود و دامنه حرکتی مفصل شانه به خصوص دامنه حرکتی چرخش خارجی محدود می‌شود. این مسئله را می‌توان یکی از دلایل تفاوت معنادار بین وضعیت شانه به جلو و دامنه حرکتی چرخش خارجی شانه در افراد با شانه منجمد و سالم ذکر کرد.

از سوی دیگر رستمی ذلانی و همکاران (۲۰۱۵)، در پژوهشی به تأثیر تمرینات اصلاحی سنتی و NASM بر درد و کاهش زاویه سر به جلو اشاره کرده‌اند (۳۶). روشنی و همکاران (۱۳۹۸)، در پژوهش‌های خود تمرینات کنترل حرکات کتف را در کاهش درد و زاویه سر به جلو مؤثر دانسته‌اند (۳۷). کوهن<sup>۳</sup> (۲۰۰۹)، در پژوهش خود به تأثیر ورزش‌درمانی در گیرافتادگی روتیتورکاف اشاره کرده و معتقد است ورزش‌درمانی موجب کاهش درد و بهبود عملکرد می‌شود (۳۸).

در نتیجه‌گیری کلی باید گفت راستای ستون مهره‌ها روی وضعیت طبیعی کتف و هردو این‌ها روی عملکرد شانه تأثیر می‌گذارند. در مجموع، با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر می‌توان نتیجه گرفت در افراد مبتلا به پوسچر غیرطبیعی، موقعیت طبیعی استخوان‌های کتف تغییر می‌کند و از ستون فقرات دور می‌شوند و احتمالاً به تبع آن، دامنه حرکتی شانه محدود می‌شود. بر همین اساس پیشنهاد می‌شود در افراد مبتلا به شانه منجمد، پوسچر بالاتنه و موقعیت کتف متغیرهایی قابل توجه و مرتبط با آن در نظر گرفته و بررسی شوند. همچنین، در مدیریت و درمان علائم شانه منجمد، وضعیت کایفوز، سر به جلو و شانه به جلو در افراد مبتلا بررسی و تمرینات اصلاحی ترکیبی لازم به کار گرفته شود.

- 
1. Sahrman
  2. Kotteeswaran
  3. Kuhn

## تشکر و قدردانی

این مطالعه، زیر نظر کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی به شماره IR.SSRI.REC.1400.1038 به ثبت رسیده است. از تمام آزمودنی‌ها، متخصصان و دوستانی که در این پژوهش با ما همکاری کردند، تقدیر و تشکر به عمل می‌آید.

## منابع

1. Ng C, Amin A, Narborough S, McMullan L, Cook R, Brenkel IJSmj. Manipulation under anaesthesia and early physiotherapy facilitate recovery of patients with frozen shoulder syndrome. 2009;54(1):29-31.
2. Wolf JM, Green AJJ. Influence of comorbidity on self-assessment instrument scores of patients with idiopathic adhesive capsulitis. 2002;84(7):1167-73.
3. Flannery O, Mullett H, Colville JJAob. Adhesive shoulder capsulitis: does the timing of manipulation influence outcome? 2007;73(1):21.
4. Hertling D, Kessler RM. Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods: Lippincott Williams & Wilkins; 2006, 315-317.
5. Lynch SS, Thigpen CA, Mihalik JP, Prentice WE, Padua D. The effects of an exercise intervention on forward head and rounded shoulder postures in elite swimmers. British journal of sports medicine. 2010 Apr 1;44(5):376-81.
6. Bullock MP, Foster NE, Wright CCJMt. Shoulder impingement: the effect of sitting posture on shoulder pain and range of motion. 2005;10(1):28-37.
7. Roddey TS, Olson SL, Grant SE. The effect of pectoralis muscle stretching on the resting position of the scapula in persons with varying degrees of forward head/rounded shoulder posture. Journal of Manual & Manipulative Therapy. 2002 Jul 1;10(3):124-8.
8. Frontera WR, editor. Rehabilitation of sports injuries: scientific basis. Maiden, MA: Blackwell Science; 2003.
9. Rawat P, Eapen C, Seema KP. Effect of rotator cuff strengthening as an adjunct to standard care in subjects with adhesive capsulitis: A randomized controlled trial. Journal of Hand Therapy. 2017 Jul 1;30(3):235-41.
10. Clewley D, Flynn TW, Koppenhaver S. Trigger point dry needling as an adjunct treatment for a patient with adhesive capsulitis of the shoulder. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2014 Feb;44(2):92-101.
11. Sokk J, Gapeyeva H, Erelina J, Kolts I, Pääsuke M. Shoulder muscle strength and fatigability in patients with frozen shoulder syndrome: the effect of 4-week individualized rehabilitation. Electromyography and clinical neurophysiology. 2007 Jul 1;47(4-5):205-13.
12. DANESHMANDI H, Hematinezhad MA, Saghebjo M. Spinal abnormalities in former athletes.
13. Esmaeelnezhad M, Ahmadi A, Maroufi N, Sarrafzadeh J, Fouladi M. Comparison of Scapular Posture between Individuals with and without Forward Head Posture Using a Clinical Test.

14. Ben Kibler W. The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American journal of sports medicine*. 1998 Mar;26(2):325-37.
15. Sahrman S, Azevedo DC, Van Dillen L. Diagnosis and treatment of movement system impairment syndromes. *Braz J Phys Ther*. 2017; 21(6):391-9.
16. Ludewig P M, Reynolds J E. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies." *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39(2): 90-104.
17. Savadatti, R.Gaude, G.S. " Effect of forward shoulder posture on forced vital capacity - ACo - relational study " . *Indian J Physiother Occup Ther*2011; 5(2):119-123.
18. Wang CH, McClure P, Pratt NE, Nobilini R. " Stretching and strengthening exercises: Their effect on three-dimensional Scapular kinematics " . *J Phys Med Rehabil* 1999; 80(8):923-9.
19. Page P, Frank C, Lardner R. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011; 41(10):799-800.
20. Jerry, R, Thams, Nelson, JL. *Research Method in Physical Education*. Translation of Sediq Sarvestani, Semat Publishing 2010; 1(2): 143-181. [Persian]
21. Rowshani S, Moghaddasi A, Abbasi M, Abdol-Mohammadi A, Ahanjan S. The Effect of 4-weeks Rehabilitation Program on Range of Motion and. *Iranian Journal of Ageing*. 2010 Oct 10;5(3):0-
22. Clark M, Lucett S, editors. *NASM essentials of corrective exercise training*. Lippincott Williams & Wilkins; 2010; 415-423
23. Raine S, Twomey L. Posture of the head, shoulders and thoracic spine in comfortable erect standing. *Aust J Physiother* 1994; 40(1):25-32.
24. Thigpen CA, Padua DA, Michener LA, Guskiewicz K, et al. Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(4):701-9.
25. Silva AG, Johnson MI. Does forward head posture affect postural control in human healthy volunteers?. *Gait & posture*. 2013 Jun 1;38(2):352-3.
26. Roshani S, Yousefi M, Sokhtezari Z, Khalil Khodaparast M. The Effect of a Corrective Exercise Program on Upper Crossed Syndrome in a Blind Person. *Journal of Rehabilitation Sciences & Research*. 2019 Sep 1;6(3):148-52.
27. Davati Kazemnia Y, Pormahmoodian P. Comparison of thoracic kyphosis and glenohumeral joint range of motion between healthy and injured volleyball players. 2015; 23-31. [in Persian].
28. Saadatian A, Sahebozamani M, Imanizadeh S. Angle of Kyphosis Curve, Forward Head and Motion Rang of Shoulder Joint in Elite Handball Players. *Journal of Exercise Science and Medicine*. 2014 Feb 20;5(2):87-101 [in Persian].
29. Pheasant S, Haydt R, Gottstein T, Grasso A, Lombard N, Stone B. Shoulder external rotator strength in response to various sitting postures: a controlled laboratory study. *International journal of sports physical therapy*. 2018 Feb;13(1):50.

30. Griegel-Morris P, Larson K, Mueller-Klaus K, Oatis CA. Incidence of common postural abnormalities in the cervical, shoulder, and thoracic regions and their association with pain in two age groups of healthy subjects. *Physical therapy*. 1992 Jun 1;72(6):425-31.
31. Dastmanesh S, Eskandari E, Shafiee GH. Relationship between physical fitness abilities, trunk range of motion and kyphosis in junior high school students. *Middle-East Journal of Scientific Research*. 2013;13(1):79-84 [in Prsian].
32. Culham E, Peat M. Spinal and shoulder complex posture. II: Thoracic alignment and shoulder complex position in normal and osteoporotic women. *Clinical rehabilitation*. 1994 Feb;8(1):27-35.
33. Ghamari M, Rajabi R, Akbarnejad A, Minoonejad H. The Comparison of Thoracic Kyphosis and Position of Scapula between National Freestyle and Greco-Roman Wrestlers and Non-Athletes. *Journal of Exercise Science and Medicine*. 2011 Mar 21;3(1):91-107 [in Prsian].
34. Kotteeswaran K, Rekha K, Anandh V. Effect of stretching and strengthening shoulder muscles in protracted shoulder in healthy individuals. *International journal of computer application*. 2012;2(2):111-8.
35. Rostami Zalani f, ASHRAF MJ, GHASEMI GAJJOPS, REHABILITATION. Compare the Effect of Traditional Training and Corrective Exercises national Academy of America on the Neck and Forward Head Angle in University Male Students. 2018;6(4). [in Prsian].
36. Roshani S, Rostamizalani F, Ghanizade N, Mohammad Ali nasab Firozjah E, Sokhtezari ZJsjoiuoms. Study of the persistence effect of two exercises controlling the scapula and corrective movements on neck pain and angle of head in males with forward head. *Scientific Journal of Ilam University of Medical Sciences* 2019;27(1):148-60 [in Prsian].
37. Kuhn JE. Exercise in the treatment of rotator cuff impingement: a systematic review and a synthesized evidence-based rehabilitation protocol. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2009 Jan 1;18(1):138-60.

## ارجاع دهی

سالی فرزانه، غنی زاده حصار نرمین، محمدی دانقارالو مهری، روشنی سجاد. مقایسه پوسچر بالاتنه و دامنه حرکتی شانه در زنان مبتلا به شانه منجمد و سالم. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۶۴-۱۴۹.  
شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10567.1500

Sali F, Ghani Zadeh Hesar N, Mohammadi M, Roshani S. Comparison of Upper Body Posture and Shoulder Range of Motion in Women with and Without Frozen Shoulder. *Fall & Winter 2021; 12 (28): 149-64. (Persian).*  
Doi: 10.22089/SMJ.2021.10567.1500

**Research Paper****Effect of a Yoga Exercise Program on Muscle Fatigue and Balance Indices in Patients with Multiple Sclerosis****S. Ilbeigi<sup>1</sup>, M. Haghghi<sup>2</sup>, A. Nikseresht<sup>3</sup>, M. Mahjur<sup>4</sup>**

1. Associate Professor of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran (Corresponding Author)
2. Master of Exercise Physiology, Faculty of Sports Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran
3. Assistant Professor of Exercise Physiology, Islamic Azad University, Jahrom Branch
4. Ph.D. corrective exercise and sports injuries (adapted physical education), University of Gilan, Gilan, Iran

**Received Date: 2021/03/18****Accepted Date: 2021/06/30**

---

**Abstract**

Multiple sclerosis (MS) is a progressive disease associated with the destruction of the myelin sheath of the central nervous system. The most common problems in these patients are muscle fatigue and balance disorders. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of 12-week yoga practice on fatigue and balance in male and female patients with MS. In this study, 22 men and women with MS, members of the Fars MS Association, were randomly divided into equally experimental (yoga exercises) and control groups. Muscle fatigue was measured by electromyography and balance index was measured by leaf balance test before and after yoga exercises. Data were analyzed using independent and paired t-tests. The results showed that after 12-week yoga practice, it had a significant effect on the amount of electromyography signal from muscle fatigue. Moreover, the results related to balance indicated an improvement in balance indices after 12 weeks of balance exercises in the experimental group compared to the control group. According to the results, this exercise method can be used to improve muscle fatigue and balance in these patients.

---

**Keywords:** Multiple Sclerosis, Yoga, Balance, Muscle Fatigue

---

- 
1. Email: silbeigi@birjand.ac.ir
  2. Email: am\_27070@yahoo.com
  3. Email: A.Nikseresht@ gmail.com
  4. Email: m.mahjur@yahoo.com

**Extended Abstract****Objectives**

Multiple sclerosis (MS) is an autoimmune disease of the central nervous system characterized by loss of myelin and nerves (1). Common symptoms of this disease are balance disorders and muscle fatigue. These symptoms significantly affect the performance and quality of life of MS patients. To manage this disease and alleviate symptoms, researchers have used many training methods, one of which is yoga. Despite a growing number of clinical research studies and some systematic reviews on the therapeutic effects of yoga, there is still a lack of solid evidence of its clinical relevance for many symptoms and medical conditions. There is conflicting evidence for many specific indications and conditions. Some studies report positive effects of yoga interventions, but other studies are less conclusive. In some cases, these discrepancies may be due to the differences between study populations (e.g., age, gender, and health status), details of yoga interventions and follow-up rates.

So far, many studies have examined the effects of yoga exercise in patients with MS (2, 3, 4), but studies that have examined the effects of yoga exercise accurately and with valid laboratory tools such as electromyography on fatigue in patients with MS are very limited. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of yoga exercise on muscle fatigue and balance in patients with MS.

**Materials and Methods**

The statistical population of this quasi-experimental study was 35-45-year-old men and women with MS, referred to Shiraz MS Association. From the statistical population, 22 men and women were selected according to the inclusion and exclusion criteria and randomly divided equally into experimental (yoga exercises) and control groups. Muscle fatigue and balance were measured through quantitative electromyographic signal data through surface electromyography and Berg Balance Scale, respectively.

All instructions and protocols related to special electromyographic measurements were followed by the researcher during the research measurements. Yoga exercises were performed weekly in 3 sessions of 45 to 60 minutes for 12 weeks under the supervision of an experienced sports instructor. All practiced in Easy Level Yoga (Physical Yoga) including exercises for relaxation, breathing, strength and posture and posture improvement (5, 6). Since the yoga exercises in this study were performed in groups, all exercise instructions for MS patients were followed by the researcher and physical education instructor, and individuals who could not perform some movements were prevented from performing the exercises by the instructor. During the exercises, aids such as Swiss balls, chairs and walls were used for the exercises. The final data obtained in the current study

were analyzed using Kolmogorov-Smirnov statistical tests to check the normality of the data and to interpret the data and differences within and between groups. Paired and independent Student t-tests were applied, and the significance level was set at  $P < 0.05$ .

## Results

The demographic characteristics in the experimental and control groups in terms of age, height, body mass index and Expanded Disability Status Scale (EDSS) score were homogeneous, and there were no statistically significant differences between these variables. The results indicated that endurance training in the form of yoga was able to reduce the fatigue index in the experimental group.

Moreover, the results suggested that endurance and balance increased significantly after yoga exercises in the MS experimental group ( $p = 0.02$ ), but in the control group this variable was not statistically significant. Finally, regarding the differences between the experimental and control groups, a significant difference was found between endurance ( $p = 0.03$ ) and balance index ( $p = 0.02$ ) after the end of the yoga class.

Based on the results of this study, yoga endurance training has a great effect on improving muscle activity and reducing fatigue indices, improves the balance index in MS patients and can be considered as one of training for these patients.

## Conclusion

The general conclusion is that a 12-week yoga exercise program could have a positive effect on reducing muscle fatigue and increasing balance indices in MS patients. Therefore, it can be recommended to coaches and MS patients use the yoga training program to improve muscle fatigue indices and increase balance ability.

**Keywords:** Multiple Sclerosis, Yoga, Balance, Muscle Fatigue, Electromyography

## References

1. Buchanan RJ, Schiffer R, Stuijbergen A, Zhu L, Wang S, Chakravorty BJ, Kim M. Demographic and disease characteristics of people with multiple sclerosis living in urban and rural areas. *International Journal of MS Care*. 2006;8(3):89-97.
2. Tarakci E, Yeldan I, Huseyinsinoglu BE, Zenginler Y, Eraksoy M. Group exercise training for balance, functional status, spasticity, fatigue and quality of life in multiple sclerosis: A randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2013;27(9):813-22
3. Alphonso KB, Su Y, D'Arcy C. The effect of exercise, yoga and physiotherapy on the quality of life of people with multiple sclerosis: Systematic review and meta-analysis. *Complementary therapies in medicine*. 2019 Apr 1; 43:188-95.

4. Kahraman T, Ozdogar AT, Yigit P, Hosgel I, Mehdiyev Z, Ertekin O, Ozakbas S. Feasibility of a 6-month yoga program to improve the physical and psychosocial status of persons with multiple sclerosis and their family members. *Explore*. 2018 Jan 1;14(1):36-43.
5. Oken BS, Kishiyama S, Zajdel D, Bourdette D, Carlsen J, Haas M, et al. Randomized controlled trial of yoga and exercise in multiple sclerosis. *Neurology*. 2004 Jun;62(11):2058-64.
6. Kishiyama S, Carlsen J, Lawrence J, Small E, Zajdel D, Oken B. Yoga as an experimental intervention for cognition in multiple sclerosis. *International Journal of Yoga Therapy* 2002; 12(1): 57-62.



## تأثیر یک دوره برنامه تمرینی یوگا بر شاخص‌های خستگی عضلانی و تعادل در مبتلایان به مولتیپل اسکلروزیس

سعید ایل بیگی<sup>۱</sup>، مصطفی حقیقی<sup>۲</sup>، اصغر نیک سرشت<sup>۳</sup>، مهدی مهجور<sup>۴</sup>

۱. دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران (نویسنده مسئول)

۲. کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۳. استادیار دانشگاه آزاد اسلامی واحد جهرم

۴. دکتری حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی (تربیت‌بدنی ویژه)، دانشگاه گیلان، گیلان، ایران

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۴/۰۹

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۱۲/۲۸

### چکیده

ام اس نوعی بیماری پیش‌رونده است که با تخریب غلاف میلین سیستم عصبی مرکزی همراه است. از شایع‌ترین مشکلات این بیماران خستگی عضلانی و اختلالات تعادلی است. پژوهش حاضر با هدف مطالعه تأثیر ۱۲ هفته تمرین یوگا بر میزان خستگی و تعادل در بیماران مرد و زن مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس انجام شد. در این پژوهش ۲۲ زن و مرد مبتلا به ام اس عضو انجمن ام اس فارس، به صورت تصادفی به دو گروه مساوی تمرینات یوگا و کنترل تقسیم شدند. میزان خستگی عضلانی به وسیله دستگاه الکترومیوگرافی و شاخص تعادل به وسیله آزمون تعادلی برگ قبل و بعد از تمرینات یوگا اندازه‌گیری شد. داده‌ها با استفاده از آزمون‌های تی مستقل و همبسته تحلیل شدند. نتایج نشان داد بعد از ۱۲ هفته تمرین یوگا، میزان فعالیت الکترومیوگرافی حاصل از خستگی عضلانی تغییری معنادار داشته است. همچنین نتایج مربوط به تعادل نشان‌دهنده بهبود شاخص‌های تعادلی در گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل بود. با توجه به نتایج پژوهش می‌توان از این روش تمرینی برای بهبود خستگی عضلانی و تعادل در این بیماران استفاده کرد.

**واژگان کلیدی:** مولتیپل اسکلروزیس، یوگا، تعادل، خستگی عضلانی

1. Email: silbeigi@birjand.ac.ir

2. Email: am\_27070@yahoo.com

3. Email: A.Nikseresht@gmail.com

4. Email: m.mahjur@yahoo.com

## مقدمه

مولتیپل اسکلروزیس<sup>۱</sup> (ام اس) یا تصلب بافت چندگانه نوعی بیماری خودایمنی در سیستم اعصاب مرکزی است که با آماس مزمن، از دست دادن میلین و از دست دادن عصب شناخته می شود که می تواند باعث برگشت پذیری یا بیماری تدریجی شود (۱،۲). در این بیماری عموماً مکان های متفاوتی از سیستم اعصاب مرکزی آسیب می بینند (۳). رویه بیماری ام اس مانند از دست دادن مواد عایق پیرامون سیستم های الکتریکی است. زمانی که اعصاب مبتلا می شوند، بیمار دچار اختلالاتی در بنیایی، گفتار، راه رفتن، نوشتن، توجه و حافظه می شود (۴). تاکنون پژوهشگران دلیل اصلی بیماری ام اس را شناسایی نکرده اند ولی عواملی مانند وراثت و ژن های مستعد، کمبود ویتامین D و ویروس اپستین - بار<sup>۲</sup> (EBV) عوامل مهمی در ابتلا به ام اس به شمار می روند (۵). علائم بالینی ام اس شامل خستگی، ضعف عضلانی و انقباض، علائم حسی مانند بی حسی، ضعف دستگاه حرکتی، احساس درد سوزنی، اختلال در دید، کاهش یا تاری دید ناگهانی در یک چشم، دوبینی، حرکت غیرارادی چشم، اختلال در فهم کلمات، لرزش، اختلال در حس های عمقی و از دست دادن تعادل، فلج قسمتی از اندام تحتانی، احساس گرفتگی و گزگز یا عدم تعادل یک اندام، اختلال عملکرد مثانه به صورت فوریت یا تأخیر در شروع ادرار است (۶).

خستگی یکی از شایع ترین علائم بالینی ام اس و مهم ترین عامل ناتوان کننده بیماران است که حدود ۹۰ درصد بیماران را درگیر می کند و در ۵۰ درصد این تعداد، این خستگی متوسط یا شدید است (۷). با وجود چنین شیوعی تشخیص و درمان خستگی بسیار مشکل است که دلیلش فاکتورهای متنوع و تعاریف مختلف خستگی است. در طول برخی از مراحل بیماری ام اس، بیشتر از ۷۵ تا ۹۵ درصد بیماران احساس خستگی دارند که معمولاً در طول روز افزایش می یابد و ۵۰ تا ۶۰ درصد بیماران، خستگی را بدترین مشکل گزارش کرده اند (۸). برخی از شایع ترین مشکلاتی که به دنبال خستگی در بیماران ام اس ایجاد می شوند شامل مشکلات تنفسی، مشکلات قلبی، ضعف پاها و مشکلات حرکتی، اغتشاشات خواب و بیماری های تیروئیدی است (۹).

اندازه گیری خستگی باید بر اساس ارزیابی خستگی هر فرد و تأثیر آن باشد، برخی معیارها که برای سنجش خستگی ایجاد شده اند؛ میزان شدت خستگی<sup>۳</sup> (FSS) و شدت متوسط میزان خستگی<sup>۴</sup>

- 
1. Multiple Sclerosis
  2. Epstein- Barr Virus
  3. Fatigue Severity Scale
  4. Modified Fatigue Impact Scale

(MFIS) است (۱۰). استراتژی‌هایی که می‌توانند به بهبود مشکلات خستگی در این بیماران کمک‌کنند شامل ترکیبی از دارو و تمرین‌های ورزشی است.

از شایع‌ترین علائم بیماران مبتلا به ام اس اختلالات کنترل پوسچر و تعادلی است (۱۱). از دلایل اختلالات تعادلی در این بیماران می‌توان به تخریب میلین نوروهای حسی و حرکتی دستگاه عصبی مرکزی اشاره کرد (۱۲). به‌طور معمول، کاهش تحرک به دلیل نداشتن تعادل کافی و ضعف عضلات در افراد مبتلا به بیماری ام اس گزارش شده است. این علائم به‌طور چشم‌گیر روی عملکرد و کیفیت زندگی مبتلایان به این بیماری اثر می‌گذارد (۱۳). پژوهش‌های گذشته نشان داده‌اند در دوره‌های شش‌ماهه بیش از ۵۰ درصد افراد مبتلا به بیماری ام اس به دلیل ضعف و عدم تعادل کافی در فعالیت روزانه خود سقوط‌های مکرر را تجربه کرده‌اند (۱۲، ۱۴). بنابراین در صورت برطرف نشدن این مشکل و گسترش سقوط‌های مکرر در حین فعالیت‌های عادی یا فعالیت‌های ورزشی به دلیل نداشتن تعادل کافی و ضعف عضلانی، باعث کناره‌گیری افراد مبتلا به ام اس از فعالیت و منزوی شدن آن‌ها می‌شود. محدودیت فعالیت به‌نوبه خود ممکن است عوارض جانبی واقعی و فیزیولوژیکی در افراد مبتلا به بیماری ام اس به همراه داشته باشد (۱۵، ۱۶).

با در نظر گرفتن پیچیدگی پیشرفت این بیماری، پژوهشگران رویکردهای وسیعی برای مدیریت بیماری استفاده کرده‌اند که شامل تمرینات ورزشی و درمان‌های مکمل مانند یوگاست (۱۶). تاراکی<sup>۱</sup> و همکاران ۲۰۱۳ در پژوهشی تأثیر ۱۲ هفته تمرین زیر نظر متخصص حرکت‌درمانی را بر شاخص‌های تعادلی، خستگی، کیفیت زندگی و راه رفتن در بیماران مبتلا به ام اس بررسی کردند. نتایج پژوهش نشان‌دهنده بهبود مقیاس تعادلی برگ و ۱۰ متر راه رفتن در گروه تجربی بود (۱۶). اخیراً آلفانسوس<sup>۲</sup> و همکاران ۲۰۱۹ در پژوهشی مروری نشان دادند ورزش‌های هوازی و یوگا می‌تواند به افزایش کیفیت زندگی در بیماران مبتلا به ام اس منجر شود (۱۷). کاهرامان<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۷) نیز در مطالعه‌ای به بررسی تأثیر برنامه‌تمرینی یوگا بر شاخص‌های جسمانی در بیماران مبتلا به ام اس پرداختند. یافته‌های آن‌ها نشان داد شش ماه برنامه‌تمرینی یوگا می‌تواند به بهبود شاخص‌های بدنی مانند افزایش سرعت راه رفتن، کاهش خستگی عضلانی و بهبود کیفیت زندگی منجر شود (۱۸). در مطالعه فوق خستگی عضلانی به‌صورت میدانی اندازه‌گیری شد، در حالی که در مطالعه حاضر، خستگی عضلانی به‌وسیله الکترومیوگرافی اندازه‌گیری شده است.

- 
1. Tarakci
  2. Alphonsus
  3. Kahraman

تاکنون مطالعات زیادی تأثیر روش‌های مختلف تمرین درمانی و از جمله تمرینات یوگا را در بیماران مبتلا به ام اس بررسی کرده‌اند، اما در جستجوی ادبیات پژوهش مشخص می‌شود پژوهش‌هایی که اثر تمرینات یوگا را به صورت دقیق و با وسایل معتبر آزمایشگاهی مانند دستگاه الکترومیوگرافی بر خستگی و ضعف عضلانی بیماران مبتلا به ام اس بررسی کرده باشند، بسیار محدودند. بنابراین در این پژوهش تأثیر یک دوره تمرینات یوگا بر خستگی عضلانی و مشکلات تعادلی بیماران مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس مطالعه شد.

### روش پژوهش

پژوهش حاضر به روش نیمه تجربی انجام شده و از نوع پژوهش‌های کاربردی است. جامعه آماری پژوهش را مردان و زنان ۳۵ تا ۴۰ سال مبتلا به بیماری ام اس تشکیل می‌دادند که به انجمن ام اس شهر شیراز مراجعه کرده بودند و امتیاز وضعیت گسترش ناتوانی آن‌ها بین ۱-۴ بود. از بین جامعه آماری، با توجه به معیارهای ورود و خروج از مطالعه، ۲۲ نفر زن و مرد انتخاب شدند که شرایط ورود به مطالعه را داشتند و به صورت مساوی و تصادفی در دو گروه تجربی (تمرینات یوگا) و کنترل تقسیم شدند. تعداد نمونه با نظر گرفتن آلفای ۰/۵ درصد و بتای ۰/۸ و حجم تأثیر ۰/۳ در نرم‌افزار جی پاور تعیین شد.

معیارهای ورود به مطالعه شامل نداشتن بیماری دیگری به جزام اس مانند بیماری‌های روماتولوژی و ارتوپدی و نداشتن اختلال شدید بینایی بود. همچنین EDSS بیماران نیز باید بین ۱ تا ۴ بود. تمامی شرکت‌کنندگان فرم رضایت برای شرکت در پژوهش را تکمیل کردند و کلیه پروتکل‌های پژوهش با رعایت اصول اخلاقی بر اساس معاهده هلسینکی-توکیو در مورد مطالعات بالینی در انسان انجام شد.

### اندازه‌گیری خستگی عضلات با دستگاه الکترومیوگرافی

میزان خستگی عضلانی با استفاده از داده‌های کمی سیگنال الکترومیوگرافی، به وسیله دستگاه sEMG و میزان تعادل از طریق آزمون تعادلی برگ اندازه‌گیری شد. در این پژوهش از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی قابل حمل، با برند Datalogger هشت‌کاناله (شماره ۳×۸، Datalog، ساخت شرکت Biometric Ltd، نوع CWAFLINFAEH کشور انگلستان استفاده شد. همچنین از الکترودهای دوقطبی به شماره ۲۳۰ SM- ساخت شرکت Biometric Ltd، نوع CWAFLINFAEH انگلستان استفاده شد.

در این پژوهش سیگنال‌های الکترومیوگرافی از فعالیت عضله پهن خارجی (۵۰ درصد فاصله بین تروکانتر بزرگ ران و اپی‌کندیل خارجی ران) از گروه عضلات چهار سر ران در حالت اکستنشن زانو

اندازه‌گیری و ثبت شد (۴۲). از این دستگاه برای اندازه‌گیری سیگنال‌های عصبی و ثبت فعالیت الکتریکی عضله استفاده شد. در پروتکل خستگی، هر آزمودنی حرکت اکستنشن کامل زانو را از وضعیت فلکشن ۹۰ درجه زانو با ۵۰ درصد یک تکرار بیشینه تا حد واماندگی و خستگی انجام می‌داد به شکلی که قادر به اجرای حرکت اکستنشن کامل زانو نباشد (۴۳).

الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای تک قطبی و از جنس آلیاژ نقره بودند. برای هر عضله یک الکتروود مثبت، یک الکتروود منفی و یک الکتروود زمین استفاده شد که هر سه به یک پری آمپلی فایر متصل می‌شد. الکتروود زمین برای کاهش آرتیفکت‌ها، با فاصله حداقل ده سانتی‌متر و به نزدیک‌ترین برجستگی استخوانی (استخوان کشکک) متصل شد. در مرحله آماده‌سازی آزمودنی، ابتدا محل موردنظر برای نصب الکترودهای سطحی مربوط به عضلات مورد آزمایش را پاک و تمیز شد. سپس الکترودهای سطحی مثبت و منفی با فاصله میان الکتروود دو سانتی‌متر در محل موردنظر چسبانده شد. در پایان اجرای هر آزمون سیگنال خام الکترومایوگرافی از نظر وجود آرتیفکت‌های حرکتی در حین اجرای انقباض به‌دقت بررسی شد و داده‌ها با استفاده از فیلترهای PASS-BAND ۸ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند (۴۲). در پردازش نهایی سیگنال‌های الکترومایوگرافی، از شاخص فرکانس میانه (MF) به‌دست‌آمده از سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی برای اندازه‌گیری خستگی عضلانی و برنامه آنالیز طیف تبدیل سریع فوریر (FFT) به‌وسیله نرم‌افزار Mega Electron و Mega Win Version 2/0 استفاده شد.

### اندازه‌گیری تعادل ایستا

برای اندازه‌گیری تعادل از آزمون تعادلی برگ استفاده شد. این آزمون شامل چهارده مرحله ساده و متعادل برای بیماران است که بین ۱۵ تا ۲۰ دقیقه طول می‌کشد. آزمون از مرحله ایستادن از موقعیت نشسته شروع و به مرحله چهاردهم به ایستادن بر روی یک پا ختم می‌شود. میزان موفقیت در دستیابی به هر یک از مراحل، در بازه نمره صفر (ناتوانی کامل) تا چهار (استقلال کامل) ارزش‌گذاری می‌شود و نمره نهایی از مجموع امتیازات نمره تعادلی فرد در نظر گرفته می‌شود (۱۹). در پژوهش‌های آماری نشان داده شده است که آزمون برگ دارای قابلیت اطمینان نسبی ( $ICC=0/98$ ) و ثبات درونی (آلفا کرونباخ =  $0/96$ ) و پایایی درون آزمونگر ( $ICC=0/99$ ) است (۲۰). شواهد حاصل از پژوهش‌ها نشان می‌دهد آزمون برگ معیاری معتبر برای آزمون تعادل در بیماران پس از ابتلا به ام اس است.

### تمرینات یوگا

تمرینات یوگا به مدت ۱۲ هفته و هر هفته سه جلسه ۴۵ تا ۶۰ دقیقه‌ای زیر نظر مربی ورزشی مجرب انجام شد. تمامی افراد تمرینات یوگای سطح آسان هاتا یوگا (یوگای جسمانی) را را انجام دادند که شامل تکنیک‌های ریلکسیشن، تنفسی، قدرتی و تمرینات ویژه بهبود راستا و پوسچر می‌شد (۲۱، ۲۲). با توجه به اینکه تمرینات یوگا در این پژوهش به صورت گروهی انجام می‌شد، تمامی دستورالعمل‌های تمرینی ویژه بیماران ام اس توسط پژوهشگر و مربی رعایت شد و اگر افرادی نمی‌توانستند بعضی از حرکات را انجام دهند، مربی مانع انجام حرکت توسط آن‌ها می‌شد. در طول انجام تمرینات از وسایل کمکی مانند توپ سوئیس بال، صندلی و دیوار برای انجام تمرینات استفاده شد. بعد از تمام شدن دوره تمرینی، آزمون‌هایی که در پیش‌آزمون برای تمامی افراد گروه تجربی و کنترل اجرا شده بود دوباره تکرار و نتایج بررسی شدند.

### تحلیل آماری

نرمال بودن داده‌های به دست آمده با استفاده از آزمون آماری کولموگروف-اسمیرنوف بررسی شد. برای تفسیر داده‌ها و اختلافات درون گروهی و بین گروهی از آزمون تی همبسته و مستقل استفاده شد. همچنین سطح معناداری  $p < 0/05$  در نظر گرفته شد.

### نتایج

ویژگی‌های جمعیت‌شناختی دو گروه تجربی و کنترل در جدول شماره ۱ آورده شده است. هر دو گروه تجربی و کنترل در شاخص‌های سن، قد، و توده بدنی و نمره EDSS با یکدیگر همگن بودند و از لحاظ آماری تفاوت معناداری نداشتند.

جدول ۱- ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

شاخص	گروه	میانگین و انحراف معیار	سطح معناداری
سن (سال)	زن	۳۴/۵±۱/۳۷ کنترل ۳۷/۲±۳/۸۲ یوگا	۰/۶۷۳
	مرد	۳۶/۴±۲/۳۱ کنترل ۳۶/۲۴±۳/۴۷ یوگا	۰/۵۲۹
شاخص توده بدنی (BMI)	زن	۲۳/۶±۲/۱۷ کنترل ۲۴/۷±۳/۳۱ یوگا	۰/۷۴۱
	مرد	۲۳/۱۴±۲/۱۴ کنترل ۲۳/۴۵±۲/۱۵ یوگا	۰/۶۲۸
EDSS	زن	۴/۲۴±۰/۳۱ کنترل ۴/۱۳±۰/۸۷ یوگا	۰/۸۲۴
	مرد	۴/۲۵±۰/۴۹ کنترل	۰/۸۰

افزایش در شاخص خستگی نتیجه بهبود استقامت و کاهش خستگی عضلات در افراد مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس است. همان‌طور که در جدول شماره ۲ نشان داده شده است، نتایج درون‌گروهی آزمون تی همبسته بیانگر افزایش استقامت و بهبود تعادل پس از انجام تمرینات یوگاست ( $p=0/02$ )، ولی در گروه کنترل این متغیر از لحاظ آماری معنادار نبود. در مورد بررسی اختلافات بین دو گروه تجربی و کنترل نیز آزمون تی مستقل اختلاف معناداری در افزایش استقامت ( $p=0/03$ ) و همچنین افزایش شاخص تعادل ( $p=0/02$ ) را بعد از خاتمه دوره تمرینی یوگا نشان می‌دهد ( $p=0/02$ )

جدول ۲- نتایج آزمون‌های تی مستقل و وابسته در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو گروه تجربی و کنترل به همراه سطح معناداری نتایج

شاخص‌های	گروه‌ها	میانگین (انحراف استاندارد)			
		سانتی‌متر / سانتی‌متر بر ثانیه		درون‌گروهی	
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	sig	T
خستگی عضلانی (شاخص فرکانس میانه/هرتز)	تجربی	۶۰/۰۹±۵۸	۸۸/۳۶±۳۸	*۰/۰۲	۵/۶۲
	کنترل	۶۹/۰۸±۳۸	۶۶/۰۶±۵۶	۰/۴۲	۶/۵۳
تعادل (نمره)	تجربی	۳۶/۷۲±۶۲	۴۷/۸۶±۴۲	*۰/۰۰۲	۸/۷۲
	کنترل	۳۱/۶۱±۲۵	۳۰/۸۱±۹۷	۰/۰۳۲	۲/۶۵

## بحث و نتیجه‌گیری

هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر یک دوره برنامه تمرینی یوگا بر شاخص‌های خستگی عضلانی و تعادل در مبتلایان به مولتیپل اسکلروزیس بود. خستگی عضلانی و اختلالات تعادلی از مهم‌ترین شایع‌ترین اختلالات افراد مبتلا به ام اس است که می‌تواند به کاهش سطح کیفیت زندگی این بیماران منجر شود. نتایج این مطالعه در زمینه تأثیر تمرینات یوگا بر خستگی عضلانی بیماران ام اس نشان داد برنامه تمرینی یوگا میانگین شدت خستگی را قبل بعد از مطالعه در این بیماران به‌طور معناداری کاهش داده است. در این راستا نتایج تحقیق اوکن<sup>۱</sup> و همکاران ۲۰۰۴ نشان داد تمرینات یوگا می‌تواند تفاوت محسوسی در خستگی عضلانی بیماران مبتلا به ام اس ایجاد کند که با نتایج تحقیق حاضر همسوست (۲۳).

خستگی عبارت است از: کاهش نیروهای ارگانسیم به دنبال کار شدید، کار طولانی مدت یا شرایط عملکردی نادرست (۲۴). طیف چگالی الکترومیوگرافی سطحی خلاصه‌ای از تمام توزیعات طیفی پتانسیل عمل واحد حرکتی فعال را نشان می‌دهد که توسط الکترومیوگرافی ثبت شده‌اند (۲۵). تغییر در طیف چگالی عضله اغلب نشانه‌ای از خستگی عضلانی محسوب می‌شود. فرکانس میانه از رایج‌ترین شاخص‌های منفرد در بررسی خستگی عضلانی است. کاهش در فرکانس میانه نشانه‌ای از کاهش خستگی در عضلات است و برعکس افزایش شیب فرکانس میانه‌ای نشانه‌ای از افزایش شاخص‌های خستگی عضلانی است. کاهش فرکانس میانه همراه با کاهش خستگی در مطالعات دیگر نیز تأیید شده است (۲۶). در این مطالعه نیز بعد از انجام تمرینات یوگا کاهش خستگی و بالطبع کاهش فرکانس میانه عضلات چهارسر رانی دیده شد.

باستیانز<sup>۱</sup> و همکاران ۲۰۱۶ نشان دادند اجرای یک دوره برنامه ورزشی موجب کاهش نمرات مربوط به خستگی در بیماران مبتلا به ام اس می‌شود که هم‌راستا با نتایج پژوهش حاضر است (۲۷). تفاوت پژوهش آن‌ها با پژوهش حاضر در نوع اندازه‌گیری خستگی است. در پژوهش باستیانز و همکاران از مقیاس شدت خستگی FSS برای اندازه‌گیری خستگی عضلانی استفاده شد، در حالی که در پژوهش حاضر از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی استفاده شده که ابزار اندازه‌گیری معتبرتر و دقیق‌تری است.

تاراکسی و همکاران ۲۰۱۳ نیز در مطالعه‌ای هم‌خوان با نتایج این تحقیق نشان دادند تمرینات ورزشی می‌تواند باعث کاهش خستگی عضلانی در بیماران مبتلا به ام اس شود (۱۶). رحمانی و همکاران (۱۳۹۷) نیز در تحقیقی داخلی اثربخشی یوگای هوشیارانه را بر شدت خستگی و کیفیت زندگی بیماران مبتلا به ام اس بررسی کردند. نتایج نشان داد این روش درمانی بر کاهش خستگی و بهبود کیفیت زندگی این بیماران مؤثر است (۲۸). نتایج این مطالعه هم‌راستا با نتایج پژوهش حاضر است، ولی در پژوهش رحمانی برای اندازه‌گیری شدت خستگی از پرسشنامه استفاده شده است. نتایج پژوهش رحمانی و همکاران (۱۳۹۷) نشان داد تمامی افراد مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس دچار عارضه خستگی در شدت‌های مختلف‌اند (خفیف، متوسط و شدید) و این مسئله بیانگر اهمیت خستگی و تأثیر آن بر تمام ابعاد زندگی این بیماران است، به‌ویژه اینکه بیشتر افراد مبتلا به بیماری ام اس جوان و جزء نیروهای کارآمد جامعه‌اند (۲۹). از طرفی در بعضی از پژوهش‌ها تمرینات بدنی شدید به افزایش خستگی در بیماران مبتلا به ام اس منجر شده است (۳۰، ۳۱). با توجه به اینکه تمرینات بدنی با مدت و شدت و تکرارهای مختلف سازگاری‌های متفاوتی در افراد به وجود می‌آورد، در طراحی



تمرینات ورزشی برای این بیماران باید به نوع تمرین ارائه‌شده توجهی ویژه داشت. برخلاف نتایج پژوهش حاضر در پژوهش‌های کلیف<sup>۱</sup> و همکاران و داگلاس<sup>۲</sup> و همکاران میزان خستگی عضلانی بعد از انجام تمرینات ورزشی تغییر نکرد (۳۲،۳۳). از دلایل احتمالی همخوان نبودن نتایج این پژوهش‌ها با پژوهش حاضر می‌توان به تفاوت در نوع تمرینات اشاره کرد. در پژوهش کلیف و همکاران از تمرینات هوازی و در پژوهش داگلاس و همکاران از تمرینات تعادلی و بدنی استفاده کرده‌اند. یوگا به همراه تکنیک‌های مورد استفاده در آن می‌تواند در کاهش خستگی عضلانی افراد مبتلا به ام اس تأثیرگذار باشد (۳۴). یوگا علاوه بر افزایش سطح انرژی و توان افراد با ایجاد کشش در اندام‌های تحتانی و فوقانی می‌تواند باعث کاهش انقباض عضلات شود و انعطاف‌پذیری و میزان آمادگی جسمانی بیمار را افزایش دهد (۳۵). از دیگر دلایل اثربخشی تمرینات یوگا روی خستگی عضلانی می‌توان به افزایش سوخت‌وساز بدن اشاره کرد که به دنبال این تمرینات رخ می‌دهد. افزایش سوخت‌وساز باعث افزایش خون‌رسانی، اکسیژن و تغذیه بهتر عضلات می‌شود و درنهایت به کاهش خستگی و ضعف عضلانی و بهبود دستگاه عصبی منجر می‌شود (۳۶).

نتیجه دیگر این پژوهش نشان داد تمرینات یوگا باعث افزایش شاخص‌های تعادلی در بیماران ام اس شده است. پژوهش‌ها نشان داده‌اند بیماران ام اس به علت ضعف عضلانی شدید، خستگی، اختلال در سیستم‌های عصبی، دهلیزی و بینایی مشکلات تعادلی دارند. اختلالات تعادلی به همراه اختلالات و ناتوانی‌های دیگر اغلب سبب ممانعت از فعالیت‌های روزمره بیماران می‌شود (۳۷). نتایج به‌دست‌آمده در این فرضیه با نتایج پژوهش سالگادو<sup>۳</sup> و همکاران ۲۰۱۳ نیز همسوست. نتایج این مطالعه نشان داد تمرینات یوگا می‌تواند بر تعادل ایستا و پویای بیماران مبتلا به ام اس آثاری مثبت داشته باشد (۳۸). پژوهشگران دریافته‌اند انجام تمرینات یوگا با تحریک حواس درگیر در تعادل، سیستم‌های کنترل پوسچر را به چالش می‌کشد که می‌تواند در بهبود تعادل افراد تأثیرگذار باشد (۳۹). انجام تمرینات یوگا می‌تواند با تقویت عضلات ضد جاذبه با بی‌تناسبی پوسچرال مقابله کند و با افزایش دامنه حرکتی مفاصل به ثبات وضعیت بدنی کمک کند (۴۰) از سازوکارهای احتمالی در بهبود شاخص‌های تعادلی بعد از انجام تمرینات یوگا می‌توان به تقویت عضلات اصلی درگیر در ثبات مانند عضلات مرکزی بدن (عرضی شکمی، مولتی فیدوس و کف لگنی) اشاره کرد که به افزایش تعادل و ثبات تنه در بیماران مبتلا به ام اس منجر می‌شود (۴۱) در، از محدودیت‌های این پژوهش می‌توان به پیگیری نشدن نتایج اشاره کرد. به همین منظور به پژوهشگران پیشنهاد می‌شود در آینده آثار بلندمدت تمرینات یوگا را

- 
1. Kileff
  2. Dalgas
  3. Salgado

بر خستگی و تعادل بیماران ام اس بررسی کنند تا پایداری این تمرینات مشخص شود. با توجه به شیوع روزافزون بیماری مولتیپل اسکلروزیس در ایران و با توجه به اهمیت مسئله خستگی و اختلالات تعادلی در این بیماران و از آنجا که روش‌های دارویی بار مالی سنگینی را به جامعه و خانواده تحمیل می‌کند و عوارض زیادی به همراه دارد، چنانچه بیمار از تأثیر روش‌های غیردارویی از جمله ورزش و فعالیت‌هایی مانند یوگا اطلاع پیدا کند و آن را به کار ببرد قطعاً گام مؤثری در کاهش خستگی و بهبود کیفیت زندگی خود برداشته است.

محدودیت‌های پژوهش حاضر شامل محدود بودن جامعه آماری به شهر شیراز و تعداد نمونه کم، محدود بودن زمان انجام مطالعه، کنترل نشدن وضعیت روحی و روانی شرکت‌کنندگان، انتخاب نمونه‌ها به شکل در دسترس و همچنین کنترل نشدن ویژگی‌های فردی و وراثتی افراد اشاره کرد که همه این موارد می‌تواند بر نتایج پژوهش اثرگذار باشد؛ بنابراین با توجه به موارد ذکر شده برای دستیابی به نتایج قطعی‌تر و رسیدن به نتیجه‌گیری دقیق‌تر به پژوهش‌های بیشتری نیاز است.

در مجموع می‌توان نتیجه‌گیری کرد که ۱۲ هفته برنامه تمرینی یوگا توانسته بر کاهش خستگی عضلانی و افزایش شاخص‌های تعادلی بیماران مبتلا به ام اس تأثیری مثبت بگذارد. برخلاف پژوهش‌های گذشته که عموماً از آزمون‌های میدانی و مقیاس‌های مربوط به خستگی استفاده کرده‌اند، در پژوهش حاضر از ابزار آزمایشگاهی دقیقی مانند الکترومیوگرافی سطحی استفاده شده است. از این رو، به این مریدان ورزشی و بیماران مبتلا به ام اس پیشنهاد می‌شود برای بهبود شاخص‌های خستگی عضلانی و بهبود ظرفیت‌های تعادلی از برنامه تمرینی یوگای این پژوهش استفاده کنند.

## تشکر و قدردانی

از کلیه بیمارانی که در این پژوهش شرکت کردند و همچنین از تمام دوستان و همکاران در انجمن ام اس استان فارس که با پژوهشگر نهایت همکاری را داشتند تشکر و قدردانی می‌شود.

## منابع

1. Buchanan RJ, Schiffer R, Stuijbergen A, Zhu L, Wang S, Chakravorty BJ, Kim M. Demographic and disease characteristics of people with multiple sclerosis living in urban and rural areas. *International Journal of MS Care*. 2006;8(3):89-97.
2. Wolinsky JS, PROMiSe Study Group. The diagnosis of primary progressive multiple sclerosis. *Journal of the neurological sciences*. 2003 Feb 15;206(2):145-52.

3. Behrens JR, Mertens S, Krüger T, Grobelny A, Otte K, Mansow-Model S, Gusho E, Paul F, Brandt AU, Schmitz-Hübsch T. Validity of visual perceptive computing for static posturography in patients with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*. 2016 Oct;22(12):1596-606.
4. Lavery AM, Banwell BL, Liu G, Waldman AT. Hospital admission rates for pediatric multiple sclerosis in the United States using the Pediatric Health Information System (PHIS). *Multiple sclerosis and related disorders*. 2016 Sep 1; 9:5-10.
5. Tillema JM, Leach J, Pirko I. Non-lesional white matter changes in pediatric multiple sclerosis and monophasic demyelinating disorders. *Multiple Sclerosis Journal*. 2012 Dec;18(12):1754-9.
6. McGuinness SD, Peters S. The diagnosis of multiple sclerosis: Peplau's Interpersonal Relations Model in practice. *Rehabilitation Nursing*. 1999 Jan 2;24(1):30-3.
7. Boeschoten RE, Schaakxs R, Dekker J, Uitdehaag BM, Beekman AT, Smit JH, Penninx BW, van Oppen P. Does the presence of multiple sclerosis impact on symptom profile in depressed patients?. *Journal of psychosomatic research*. 2017 Dec 1; 103:70-6.
8. Lamers F, Vogelzangs N, Merikangas KR, De Jonge P, Beekman AT, Penninx BW. Evidence for a differential role of HPA-axis function, inflammation and metabolic syndrome in melancholic versus atypical depression. *Molecular psychiatry*. 2013 Jun;18(6):692-9.
9. Galea MP, Cofré Lizama LE, Butzkueven H, Kilpatrick TJ. Gait and balance deterioration over a 12-month period in multiple sclerosis patients with EDSS scores  $\leq$  3.0. *NeuroRehabilitation*. 2017 Jan 1;40(2):277-84.
10. Feinstein, Anthony. "Is there a cognitive signature for multiple sclerosis-related fatigue?." (2015): 353-354.
11. Puz P, Steposz A, Lasek-Bal A, Bartoszek K, Radecka P, Karuga-Pierścieniecka A. Diagnostic methods used in searching for markers of atrophy in patients with multiple sclerosis. *Neurological research*. 2018 Feb 1;40(2):110-6.
12. White LJ, Dressendorfer RH. Exercise and multiple sclerosis. *Sports medicine*. 2004 Dec;34(15):1077-100.
13. McGuinness SD, Peters S. The diagnosis of multiple sclerosis: Peplau's Interpersonal Relations Model in practice. *Rehabilitation Nursing*. 1999 Jan 2;24(1):30-3.
14. Finlayson ML, Peterson EW, Cho CC. Risk factors for falling among people aged 45 to 90 years with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87(9):1274-9;quiz 1287.
15. Finlayson ML, Peterson EW. Falls, aging, and disability. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2010;31;21(2):357-73.
16. Tarakci E, Yeldan I, Huseyinsinoglu BE, Zenginler Y, Eraksoy M. Group exercise training for balance, functional status, spasticity, fatigue and quality of life in multiple sclerosis: A randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2013;27(9):813-22

17. Alphonsus KB, Su Y, D'Arcy C. The effect of exercise, yoga and physiotherapy on the quality of life of people with multiple sclerosis: Systematic review and meta-analysis. *Complementary therapies in medicine*. 2019 Apr 1;43:188-95.
18. Kahraman T, Ozdogar AT, Yigit P, Hosgel I, Mehdiyev Z, Ertekin O, Ozakbas S. Feasibility of a 6-month yoga program to improve the physical and psychosocial status of persons with multiple sclerosis and their family members. *Explore*. 2018 Jan 1;14(1):36-43.
19. Semedal T, Lygren H, Myhr KM, Moe- Nilssen R, Gjelsvik B, Gjelsvik O, et al. Balance and gait improve in patients with MS after physiotherapy based on the Bobath concept. *Physiother Res Int*. 2006;(2):104-16.
20. Berg K, Wood-Dauphine S, Williams J, Gayton D: Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Can* 1989, 41(6):304-311.
21. Oken BS, Kishiyama S, Zajdel D, Bourdette D, Carlsen J, Haas M, et al. Randomized controlled trial of yoga and exercise in multiple sclerosis. *Neurology*. 2004 Jun;62(11):2058-64.
22. Kishiyama S, Carlsen J, Lawrence J, Small E, Zajdel D, Oken B. Yoga as an experimental intervention for cognition in multiple sclerosis. *International Journal of Yoga Therapy* 2002; 12(1): 57-62.
23. Oken BS, Kishiyama S, Zajdel D, Bourdette D, Carlsen J, Haas M, Hugos C, Kraemer DF, Lawrence J, Mass M. Randomized controlled trial of yoga and exercise in multiple sclerosis. *Neurology*. 2004 Jun 8;62(11):2058-64.
24. Strang A. J, Berg W.P. Fatigue induced adaptive changes of anticipatory postural adjustment. *Exp Brain Res* 2007; 178: 49-61
25. Björn Ä. Impaired neck motor function and pronounced pain-related fear in helicopter pilots with neck pain- A clinical approach. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18: 538-549
26. Szeto P.G, Straker L.M, O\_Sullivan P.B. EMG median frequency changes in the neck- shoulder stabilizers of symptomatic office workers when challenged by different physical stressors. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2005; 15: 544-5
27. Bastiaens, H., Alders, G., Feys, P., Notelaers, S., Coninx, K., Kerkhofs, L., Goedhart, A. (2016). Facilitating robot-assisted training in Multiple sclerosis patients with arm paresis: a procedure to individually determine gravity compensation. Paper presented at the Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on.
28. Rahmani S. The effect of group mindfulness-based stress reduction program and conscious yoga on the quality of life and fatigue in patients with multiple Sclerosis. *Clinical Psychology and Personality*. 2020 Sep 26;16(2):141-50. [ in person]
29. Motl, R. W., & Gosney, J. (2008). Effect of exercise training on quality of life in multiple sclerosis: a meta-analysis. *Multiple Sclerosis Journal*, 14(1), 129-135.

31. Mostert S, Kesselring J. Effects of a short-term exercise training program on aerobic fitness, fatigue, health perception and activity level of subjects with multiple sclerosis. *Multiple sclerosis*. 2002;8(2):161-8.
32. Newman M, Dawes H, Van den Berg M, Wade D, Burridge J, Izadi H. Can aerobic treadmill training reduce the effort of walking and fatigue in people with multiple sclerosis: a pilot study. *Multiple sclerosis*. 2007;13(1):113-9.
33. Killeff J, Ashburn A. A pilot study of the effect of aerobic exercise on people with moderate disability multiple sclerosis. *Clin Rehabil*. 2005; 19(2): 165-169.
34. Dalgas U, Stenager E, Ingemann-Hansen T. Multiple sclerosis and physical exercise: recommendations for the application of resistance, endurance and combined training. *Mult Scler*. 2008; 14: 35-53.
35. Surakka, J., Romberg, A., Ruutiainen, J., Virtanen, A., Aunola, S., & Mäentaka, K. (2014). Assessment of muscle strength and motor fatigue with a knee dynamometer in subjects with multiple sclerosis: a new fatigue index. *Clinical rehabilitation*, 18(6), 652-659.
36. Young HJ, Mehta TS, Herman C, Wang F, Rimmer JH. The effects of M2M and adapted yoga on physical and psychosocial outcomes in people with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2019 Mar 1;100(3):391-400.
37. de Groot MH, Phillips SJ, Eskes GA. Fatigue associated with stroke and other neurologic conditions: implications for stroke rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2003;84(11):1714-20.
38. Beer, R. F., Ellis, M. D., Holubar, B. G., & Dewald, J. P. (2017). Impact of gravity loading on post-stroke reaching and its relationship to weakness. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 36(2), 242-250.
39. Salgado BC, Jones M, Ilgun S, McCord G, Loper-Powers M, van Houten P. Effects of a 4-month Ananda yoga program on physical and mental health outcomes for persons with multiple sclerosis. *International journal of yoga therapy*. 2013 Jan 1;23(2):27-38.
40. shahrjerdi S, golpayegani M, faraji F, masoumi M. Effect of eight weeks Yoga and core stabilization exercises on balance in women with multiple sclerosis. *RJMS*. 2016; 22 (140) :32-42
41. Jannati S, Sohrabi M, Attarzadeh Hoseini S R. The Effect of Selective Hata Yoga Training on Balance of Elderly Women. *Salmand: Iranian Journal of Ageing*. 2011; 5 (4). [ in persian]
42. Norris CM. Functional load abdominal training: part 1. *Physical Therapy in Sport*. 2001 Feb 1;2(1):29-39.
43. Hajilou B, Anbarian M, Esmaili H, Sadeghi S, The effect of quadriceps fatigue on electromyographic activity of some knee joint muscles during stance phase of walking *Journal of Exercise Science and Medicine* 2014 6 (1), 73-88

44. Gehring, D., Melnyk, M., and Gollhofer, A. (2009). " Gender and fatigue have influence on knee joint control strategics during landing". *Clinical Biomechanics*. 24(1). pp:82-87.

### ارجاع دهی

ایل بیگی سعید، حقیقی مصطفی، نیک سرشت اصغر، مهجور مهدی. تأثیر یک دوره برنامه تمرینی یوگا بر شاخص‌های خستگی عضلانی و تعادل در مبتلایان به مولتیپل اسکلروزیس. *مطالعات طب ورزشی*. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۸۲-۱۶۵. شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10266.1478

Ilbeigi S, Haghghi M, Nikseresht A, Mahjur M. The Effect of a Yoga Exercise Program on Muscle Fatigue and Balance Indices in Patients with Multiple Sclerosis. *Sport Medicine Studies*. Fall & Winter 2021; 12 (28): 165-82. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2021.10266.1478

Research Paper

## Effect of Trunk Muscles Fatigue on the Trajectory of the Center of Pressure During Walking

H. Esmaeili<sup>1</sup>, Z. Askari<sup>2</sup>

1. Assistant Professor in Sports Biomechanics, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran (Corresponding Author)
2. MSc in Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran

Received Date: 2021/04/25

Accepted Date: 2021/07/17

---

---

### Abstract

The trunk and its muscles play an important role in maintaining walking mechanics. Fatigue and weakness of these muscles could affect walking mechanics adversely. The trajectory of the center of pressure (COP) reflects whole body mechanics. The aim of this study was to investigate the effect of trunk muscles fatigue on the trajectory of the COP during walking. Totally, 20 female academic students participated in this study. Participants were asked to walk on the walkway before and after trunk muscles fatigue with self-selected speed. In the midway of the walkway, a footscan pressure mat was mounted. The COP trajectory, relative timing of stance phases and foot progression angle were recorded using footscan in pre- and post-fatigue conditions. After fatigue, the relative time of the initial contact phase increased and the relative time of forefoot contact phase decreased. Trunk muscle fatigue lateralized the COP trajectory in the Forefoot Flat Phase and Forefoot Push-off Phase and decreased foot progression angle. According to the results of the current study, it can be concluded that fatigue and weakness of trunk muscles lead to changes in walking mechanics. These changes could expose people to the risk of injury.

**Keywords:** Trunk Muscles, Walking, Center of Pressure Trajectory, Foot Progression Angle

---

---

---

1. Email: hamedesmaeili1987@yahoo.com

2. Email: zaara.asgaari@gmail.com

## Extended Abstract

### Objectives

Walking is a complex activity that requires the successful performance of different biomechanical and cognitive tasks. During walking, the foot is the sole source of contact of the body with the ground and plays an important role in shock absorption, adaptation to irregular surfaces and generation of propulsive force (1). The trajectory of the center of pressure (COP) reflects the overall foot and body dynamics. COP is the instantaneous force acting on the plantar surface of the foot and is a component of the vertical force under the foot (2). To maintain optimal function in walking, several factors are involved. The trunk muscles play a special role in this. The trunk muscles are considered the bases for balance, and the neuromuscular system is believed to provide adequate spinal stability under various conditions through the co-contraction of the trunk muscles (3). Any change in trunk position or inefficiency of the trunk muscles will negatively affect the mechanics of movement. Teng and Powers have shown that small changes in trunk position can decrease energy absorption by up to 23.3% and energy production in the knee by up to 13.3% (4). Hart et al. and Raabe et al. also showed that trunk muscle fatigue alters running mechanics (5, 6). However, because the assessment of COP trajectory reflects overall running mechanics, the effect of trunk muscles on running mechanics is less well known. The aim of this study was to investigate the effect of trunk muscle fatigue on COP trajectory and foot progression angle during walking.

### Materials and Methods

Twenty young female students (age =  $19.95 \pm 1.57$ ; weight =  $60.45 \pm 9.53$ ; height =  $163.95 \pm 8.26$ ) of Isfahan University participated in this study. The inclusion criteria were as follows: no history of surgery, fractures, neuromuscular problems, and no use of prostheses.

Participants were asked to walk barefoot at least 6 times at self-selected speed to record their plantar pressure characteristics. Then, participants performed a trunk muscle fatigue protocol. After fatigue, participants repeated the tasks performed prior to trunk muscle fatigue and the effects of trunk muscle fatigue on the measured variables were investigated. A Footscan pressure mat (RsScan International, Belgium, 578mm×418m×12mm, 4096 sensors, 253 Hz) clearly placed in the central part of a 15m long walkway was used to record plantar pressure.

The ABT's trunk muscle fatigue protocol was used for trunk muscle fatigue in all planes of motion (7). The isokinetic strength test for trunk muscles demonstrated its validity and ability to fatigue trunk muscles (7). Footscan 7 Gait 2<sup>nd</sup> generation was used to analyze plantar pressure data. The relative time (%stance) of roll-over process phases, mediolateral trajectory of COP in the four



subphases of stance and foot progression angle during walking was calculated and analyzed.

An average of six trials in the pre-test and an average of six trials in the post-test were considered for further analysis. One-way repeated measures MANOVA was used to investigate the effects of trunk muscle fatigue on the timing of roll-over subphases and COP trajectory in stance subphases. Paired samples t-test was used to investigate the effect of trunk muscle fatigue on foot progression angle. All statistical analyzes were performed using SPSS 18 at a significance level of  $p \leq 0.05$ .

### Results

The results indicated that trunk muscle fatigue increased relative time of Initial Contact Phase ( $p=0.008$ ) and decreased relative time of Forefoot Contact Phase ( $p=0.026$ ). However, trunk muscle fatigue did not affect the relative time of the other subphases. Trunk muscle fatigue lateralized the COP trajectory in the Forefoot Flat Phase ( $p=0.007$ ) and Forefoot Push-off Phase ( $p=0.007$ ). COP trajectory in the other subphases was not affected by trunk muscle fatigue. Finally, trunk muscle fatigue reduced foot progression angle during walking ( $p=0.040$ ).

### Discussion and Conclusion

The aim of the current study was to investigate the effect of trunk muscle fatigue on the trajectory of COP during walking. The results of the present study indicated that after trunk muscle fatigue, the relative time of Initial Contact Phase increased and relative time of Forefoot Contact Phase decreased. Moreover, the results of this study suggested that the foot progression angle decreased with trunk muscle fatigue and the trajectory of COP lateralized in Forefoot Flat and Forefoot Push-off Phases. These results are in line with those of Raabe et al. and Hart et al. showing altered locomotion mechanics after trunk muscle fatigue (5,6).

Changes in the timing of the subphases of stance are associated with changes in foot loading (7). The observed increase in Initial Contact Phase timing is a compensatory mechanism to better absorb shocks in the fatigued state of trunk muscles. It has been shown that during heel contact, the trunk muscles increase the spinal stiffness through their activity to better transfer the load (8). However, in the fatigue state of these muscles, the time of shock absorption increases, and finally the relative time of the Initial Contact Phase enhances.

The results of the ongoing study demonstrated that trunk muscle fatigue reduced foot progression angle. A decrease in progression angle could reflect the internal rotation of the lower limbs. Weakness in trunk position control has been shown to be involved in lower limb internal rotation and is considered to be a major

factor in internal rotation (9). In the present study, a decrease in the foot progression angle was associated with a lateral shift in the trajectory of COP. In a previous study, a decreased foot progression angle was shown to be associated with a lateral shift in foot loading (10), which is consistent with the results of the current study. This increased loading in the lateral parts of the foot can be transmitted to higher areas and can lead to injuries in higher parts than the foot, as shown by Koblauch et al. (11).

In summary trunk muscle fatigue results in changes in running mechanics. These changes include the increased lateral trajectory of COP, reduced foot progression angle and altered Roll-over subphases timing. These results suggest that fatigue or weakness of trunk muscles can affect running mechanics, and weak trunk muscles make people vulnerable to biomechanical problems and injuries.

**Keywords:** Trunk Muscles, Walking, Center of Pressure Trajectory, Foot Progression Angle

### **References**

1. Menz HB, Lord SR. Foot problems, functional impairment, and falls in older people. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1999;89(9):458-67.
2. Li B, Xiang Q, 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):1-10.
3. La Scala Teixeira CV, Evangelista AL, Novaes JS, Da Silva Grigoletto ME, Behm DG. "You're only as strong as your weakest link": a current opinion about the concepts and characteristics of functional training. *Frontiers in physiology*. 2017;8:643.
4. Teng H-L, Powers CM. Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running. *Med Sci Sports Exerc*. 2015;47(3):625-30.
5. Hart JM, Kerrigan DC, Fritz JM, Ingersoll CD. Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue. *Journal of athletic training*. 2009;44(5):475-81.
6. Raabe ME, Chaudhari AM. Biomechanical consequences of running with deep core muscle weakness. *Journal of biomechanics*. 2018;67:98-105.
7. 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.
8. Prince F, Winter D, Stergiou P, Walt S. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait & Posture*. 1994;2(1):19-25.
9. Kirby K. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2000;90(1):30-4.

10. Chang W-N, Tsirikos AI, Miller F, Schuyler J, Glutting J. Impact of changing foot progression angle on foot pressure measurement in children with neuromuscular diseases. *Gait & posture*. 2004;20(1):14-9.
11. Koblauch H, Heilskov-Hansen T, Alkjær T, Simonsen EB, Henriksen M. The effect of foot progression angle on knee joint compression force during walking. *Journal of applied biomechanics*. 2013;29(3):329-35.

## اثر خستگی عضلات تنه روی مسیر مرکز فشار حین راه رفتن

حامد اسماعیلی<sup>۱</sup>، زهرا عسکری<sup>۲</sup>

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسئول)

۲. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۴/۲۶

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۲/۰۵

### چکیده

تنه و عضلات آن در حفظ مکانیک راه رفتن نقشی مهم ایفا می‌کنند. خستگی و ضعف این عضلات می‌تواند مکانیک راه رفتن را تحت تأثیر قرار دهد. مسیر مرکز فشار حین راه رفتن منعکس‌کننده مکانیک کلی بدن است. هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی عضلات ناحیه تنه روی مسیر مرکز فشار حین راه رفتن بود. تعداد ۲۰ نفر دانشجوی زن در این مطالعه شرکت کردند. از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا با سرعت خودانتخابی مسیر راه رفتن را در شرایط قبل و پس از خستگی عضلات تنه طی کنند. در وسط مسیر راه رفتن، یک دستگاه فوت اسکن قرار داده شده بود. اطلاعات مربوط به مسیر مرکز فشار، مدت‌زمان نسبی فازهای استانس و زاویه پیش‌روی در دو حالت قبل و پس از خستگی با استفاده از دستگاه فوت اسکن اندازه‌گیری شد. پس از خستگی مدت‌زمان نسبی فاز تماس اولیه افزایش و مدت‌زمان نسبی فاز تماس جلوی پا کاهش پیدا کرد. پس از خستگی، در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش آف جلوی پا مسیر مرکز فشار خارجی‌تر شده و زاویه پیش‌روی کاهش پیدا کرد. با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر می‌توان گفت خستگی و ضعف عضلات ناحیه تنه تغییراتی در مکانیک راه رفتن می‌شود. این تغییرات می‌تواند افراد را در معرض آسیب‌هایی قرار دهد.

**واژگان کلیدی:** عضلات تنه، راه رفتن، مسیر باعث مرکز فشار، زاویه پیش‌روی

1. Email: h.esmaeili@spr.ui.ac.ir

2. Email: zaara.asgaari@gmail.com

## مقدمه

راه رفتن رایج‌ترین وسیله‌ای است که انسان از آن برای جابه‌جایی استفاده می‌کند. راه رفتن فعالیتی پیچیده است که در آن باید تعداد زیادی از تکالیف بیومکانیکی به‌طور موفقیت‌آمیز انجام شوند. این تکالیف شامل حمایت بدن، پیش‌روی به سمت جلو و نوسان ساق است (۱،۲). حین راه رفتن، پا تنها منبع تماس با زمین است و نقشی مهم در جذب شوک حین تماس پاشنه، سازگاری با سطوح ناسازگار و مشارکت در تولید اندازه حرکت در پیش‌روی به جلو ایفا می‌کند (۳). از این‌رو عملکردش به‌مثابه یکی از کلیدی‌ترین عناصر بدن حین حرکت قابل‌ملاحظه است. یکی از مواردی که نشان‌دهنده عملکرد دینامیک پا حین حرکت است، بررسی مسیر مرکز فشار است. مرکز فشار نیروی لحظه‌ای وارد بر سطح کف پا است که مؤلفه‌ای از نیروی عکس‌العمل عمودی وارد بر سطح پاست (۴). مسیر مرکز فشار، مسیری است که توسط یک‌سری از مختصات لحظه‌ای مرکز فشار تشکیل می‌شود که از سمت عقب پا به جلوی پا حرکت می‌کند. به‌طور کلی، حین راه رفتن مسیر مرکز فشار از سمت پاشنه به سمت جلوی پا در راستای قدامی-خلفی است (۵). یکی از ویژگی‌های اصلی در مطالعه مرکز فشار حین راه رفتن، انحرافات این متغیر در راستای داخلی-خارجی است؛ به‌طوری که مرکز فشار در این راستا منعکس‌کننده عملکرد دینامیکی کلی بدن حین راه رفتن است (۶،۷) و در شناسایی بسیاری از مشکلات موجود در اندام تحتانی به کار گرفته می‌شود (۸-۱۰). این شاخص در بررسی‌های مربوط به شناسایی اختلافات موجود در نحوه راه رفتن افراد دیابتی (۱۱)، یکی از عوامل خطرزای دخیل در سقوط افراد هنگام راه رفتن (۹،۱۲) محسوب می‌شود و در شناسایی بسیاری از عواملی که در بروز آسیب‌های اسکلتی-عضلانی نقش دارند یا متأثر از آسیب‌های اسکلتی-عضلانی‌اند (۱۰،۱۳،۱۴)، پذیرفته شده است. در تمامی این موارد، مسیر مرکز فشار، در مقایسه با افراد سالم، دچار انحرافات می‌شود (۱۰،۱۳،۱۴) و از این‌رو می‌توان آن را یکی از شاخص‌های نشان‌دهنده عملکرد کلی مکانیک حرکت دانست. از دیگر مواردی که روی نحوه توزیع بارگیری حین راه رفتن تأثیر می‌گذارد، زاویه پیش‌روی پاست (۱۵). زاویه پیش‌روی پا به زاویه تشکیل‌شده بین راستای حرکت و راستای قرارگیری پا حین راه رفتن گفته می‌شود. نشان داده شده است که با تغییر در زاویه پیش‌روی پا نحوه بارگیری پا نیز دچار تغییر می‌شود (۱۵، ۱۶).

برای حفظ عملکرد بهینه در راه رفتن عوامل زیادی دخیل هستند که عضلات تنه در این بین عملکرد ویژه‌ای دارند. عضلات تنه برای ایجاد تعادل کل بدن به‌عنوان یک پایه در نظر گرفته می‌شود و چنین تصور می‌شود که سیستم عصبی عضلانی از طریق هم‌انقباضی عضلات تنه فعالیت می‌کند تا پایداری مناسبی برای ستون فقرات در وضعیت‌های مختلف ایجاد کند (۱۷). همچنین، این گروه از عضلات به حرکات بازوها و پا حین حرکت و دیگر فعالیت‌های بدنی کمک می‌کنند

(۱۸) و با تغییر در بخش‌هایی از اجرای تکلیف، فعالیتشان را تعدیل می‌کنند (۱۹). عضلات تنه را از دو دیدگاه می‌توان بررسی کرد. از نظر فیزیولوژیکی، عضلات تنه با تعادل کلی بدن از این طریق همبسته‌اند: عضلات این بخش، شتاب سر را کاهش می‌دهند تا پایه ای محکم برای سیستم بینایی ایجاد شود و سبب جریان یافتن آن برای تحلیل مناسب‌تر توسط سیستم وستیبولار و در نهایت بهبود تعادل شوند (۲۰). از دیدگاه بیومکانیکی، ناحیه تنه حجم بالایی دارد و در محدوده‌ای بالاتر نسبت به مرکز ثقل بدن قرار دارد؛ پس این ناحیه مقدار زیادی انرژی پتانسیل گرانشی را ذخیره می‌کند (۲۱). در نتیجه، برای جلوگیری از تبدیل انرژی پتانسیل به انرژی جنبشی، ناحیه تنه باید به خوبی کنترل شود. علاوه بر این، حین راه رفتن، عضلات تنه باید به شکلی مناسب فعال شوند تا پایه‌ای محکم برای لگن و اندام فوقانی ایجاد کنند (۱۷). مهم‌ترین عملکرد این گروه از عضلات تولید و جذب نیرو و همچنین انتقال نیرو بین اندام‌های مختلف بدن است (۱۷). فعالیت مناسب و کارآمد این گروه از عضلات باعث یکپارچگی و مکانیک بهینه در راه رفتن می‌شود. عسکری و اسماعیلی (۲۰۲۱) طی مطالعه‌ای نشان دادند خستگی عضلات تنه باعث تغییر در الگوهای فشار کف‌پایی حین حرکت می‌شود (۲۲). همچنین بوچرا<sup>۱</sup> و همکاران نشان دادند خستگی عضلات تنه، مکانیک اندام تحتانی را حین حرکت به صورت منفی تحت تأثیر قرار می‌دهد (۲۳). هرگونه تغییر در وضعیت تنه یا ناکارآمدی این ناحیه روی مکانیک حرکت تأثیر منفی دارد. تنگ و پاورز<sup>۲</sup> نشان دادند تغییر در وضعیت تنه حین دویدن تا ۲۳/۳ درصد از جذب انرژی و ۱۳/۳ درصد تولید انرژی در زانو را کاهش می‌دهد (۲۴). هارت<sup>۳</sup> و همکاران و راب<sup>۴</sup> و همکاران نیز نشان داده‌اند خستگی عضلات تنه باعث تغییر در کینماتیک دویدن می‌شود (۲۵،۲۶).

اگرچه نحوه سیر مرکز فشار حین راه رفتن، نشان‌دهنده مکانیک کلی بدن است، نقش عضلات تنه در حفظ مکانیک راه رفتن کمتر بررسی شده است. مطالعه حاضر بر آن است تا با خسته کردن عضلات تنه، وضعیت ضعف عضلات تنه را شبیه‌سازی کند. هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی عضلات ناحیه تنه روی سیر مرکز فشار و زاویه پیش‌روی حین راه رفتن بود. نتایج این مطالعه می‌تواند در شناسایی بهتر نقش عضلات تنه در مکانیک راه رفتن مفید باشد و دیدگاهی جدید در بررسی عوامل تأثیرگذار در مکانیک بهینه راه رفتن ایجاد کند.

- 
1. Bucher
  2. Teng & Powers
  3. Hart
  4. Raabe

## مواد و روش‌ها

۲۰ نفر از دانشجویان زن دانشگاه اصفهان به صورت در دسترس انتخاب شدند و در این مطالعه شرکت کردند. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان در جدول شماره ۱ آورده شده است. معیارهای ورود به پژوهش عبارت بود از: نداشتن سابقه جراحی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی-عضلانی، آسیب یا ضربه جدی در اندام تحتانی و استفاده نکردن از اندام مصنوعی در ران، زانو و مچ پا، نداشتن سابقه استفاده از هر نوع توکفشی یا کفش طبی، نداشتن دیابت و بیماری‌های مربوط به اعصاب پیرامونی (۲۷). این اطلاعات از طریق پرسشنامه عمومی و نیز به صورت شفاهی از آزمودنی‌ها دریافت شد. طرح این پژوهش در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه اصفهان با کد IR.UI.REC.1398.098 تصویب شد.

جدول ۱- ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌های شرکت‌کننده در پژوهش حاضر ( $M \pm SD$ )

تعداد (نفر)	سن (سال)	جرم (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	BMI (کیلوگرم بر مترمربع)
۲۰	۱۹/۹۵±۱/۵۷	۶۰/۴۵±۹/۵۳	۱۶۳/۹۵±۸/۲۶	۲۲/۵۷±۳/۹۱

پس از ورود آزمودنی‌ها به آزمایشگاه و امضای رضایت‌نامه کتبی، شرایط آزمون به آن‌ها شرح داده شد. برای آشنایی با شرایط آزمون، از شرکت‌کنندگان خواسته شد مسیر ۱۵ متری راه رفتن را چندین بار طی کنند. سپس، از هر آزمودنی خواسته شد مسیر راه رفتن را دست‌کم شش بار با سرعت خودانتخابی در وضعیت پابرنه طی کنند تا الگوی فشار کف پایی استانس آن‌ها ثبت شود. سپس، آزمودنی‌ها به اجرای پروتکل خستگی عضلات تنه پرداختند. پس از وقوع خستگی، آزمون‌های مربوط به قبل از خستگی عیناً تکرار شد و اثر خستگی عضلات تنه روی متغیرهای مورد نظر سنجیده شد. برای کنترل اثر سرعت، سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها توسط دو فوتو سل مادون قرمز پایش می‌شد تا در هر دو وهله قبل و پس از خستگی، راه رفتن با سرعت خودانتخابی یکسان انجام شود.

برای ثبت داده‌های فشار کف پایی از دستگاه Footscan (RsScan International, Belgium, 578mm×418m×12mm, 4096 sensors, 253 Hz) استفاده شد که به‌طور واضح در وسط مسیر ۱۵ متری قرار داده شده بود. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود حین راه رفتن پای برتر خود را بدون هیچ‌گونه کنترل ارادی و تنظیم راه رفتن روی دستگاه قرار دهند تا اختلالی در فرایند راه رفتنشان ایجاد نشود.

از پروتکل خستگی تعدیل‌شده<sup>۱</sup> اب<sup>۱</sup> و همکاران برای خسته کردن عضلات تنه در تمامی صفحات حرکتی استفاده شد (۲۸). اعتبار و توانایی این پروتکل در خسته کردن عضلات تنه از طریق آزمون ایزوکینتیک قدرت عضلات تنه به‌وسیله اب<sup>۱</sup> و همکاران به اثبات رسیده است (۲۸). مدت انجام پروتکل مذکور ۳۲ دقیقه و شامل چهار چرخه متوالی از هفت تمرین بود، به طوری که آزمودنی هر تمرین را ۲۰ مرتبه در مدت ۴۰ ثانیه (هر تکرار را در دو ثانیه) انجام می‌داد و ۲۰ ثانیه نیز بین هر دو تمرین مختلف استراحت می‌کرد. هر ست شامل هفت تمرین به این ترتیب بود: ۱- چرخش تنه با مدیسین در حالت دراز و نشست؛ ۲- حرکت کبری (اکستنشن تنه) با مدیسین بال؛ ۳- درازونشست روی میز شیب‌دار با صفحه وزنه؛ ۴- خوابیدن به پشت با پاهای کشیده به طرف بالا و مفصل ران ۹۰ درجه چرخش اندام تحتانی با فیزیوبال؛ ۵- ایستاده خم شدن به دو طرف با دمبل؛ ۶- کبری روی میز شیب‌دار (اکستنشن و چرخش تنه) با مدیسین بال؛ ۷- چرخش تنه به صورت ایستاده با مقاومت کش (شکل شماره ۱). انتخاب وزن صفحه وزنه‌ها، دمبل‌ها و مدیسین بال‌ها بر اساس وزنه‌ای بود که آزمودنی‌ها قادر بودند با فرم صحیح حداکثر ۲۰ بار حرکت مورد نظر را به طرز صحیح در مدت زمان ۴۰ ثانیه انجام دهند. انتخاب وزنه‌ها در روزی مجزا قبل از انجام آزمون نهایی انجام شد.



شکل ۱- تمرینات انجام‌شده در پروتکل خستگی.



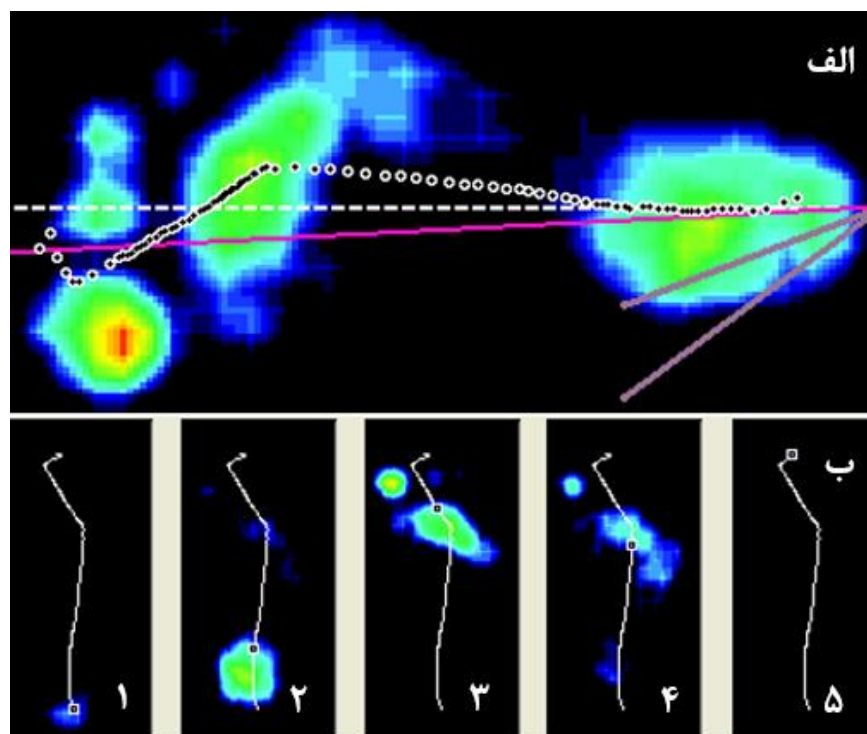
پروتکل خستگی در دو صورت خاتمه پیدا می‌کرد: ۱- زمانی که آزمودنی دیگر قادر به اجرای تمرینات با فرم صحیح در ست چهارم نبود و ۲- زمانی که آزمودنی قادر نبود در ست چهارم تمرینات را با سرعت یک تکرار در دو ثانیه انجام دهد. برای اطمینان از خستگی و واماندگی آزمودنی‌ها در پایان هر مرحله از پروتکل، شاخص مقیاس درک فشار (بورگ) (رتبه شش تا ۲۰ بورگ) استفاده شد که عدد شش نشان می‌داد آزمودنی به خستگی نرسیده و رتبه ۱۷ الی ۲۰ نشان‌دهنده واماندگی بود. در صورتی که آزمودنی‌ها در انتهای دور چهارم عدد ۱۷ و بالاتر را گزارش می‌کردند، پروتکل خستگی پایان می‌یافت و اگر اعداد کمتر را گزارش می‌کردند، دور دیگری را اجرا می‌کردند تا عدد ۱۷ را گزارش کنند.

برای تحلیل داده‌های دستگاه فوت اسکن از نرم‌افزار (Footscan 7 Gait 2nd Generation) استفاده شد. درصد زمانی نسبی فرایند roll-over، مسیر مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی در فازهای چهارگانه فرایند roll-over و زاویه پیش‌روی پا حین راه رفتن محاسبه تحلیل شد. برای به دست آوردن زاویه پیش‌روی، زاویه بین راستای حرکت فرد و محور طولی پا (خطی که از بین قسمت‌های داخلی و خارجی پاشنه تا سر متاتارسال دوم عبور می‌کند) با استفاده از نرم‌افزار فوت اسکن گیت ۷ محاسبه شد (شکل ۲ الف). نرم‌افزار به صورت خودکار پنج لحظه مشخص فرایند roll-over (۱) اولین تماس پا (لحظه‌ای که پا اولین تماس خود را با صفحه فشار برقرار می‌کند)؛ (۲) تماس اولین متاتارسال (لحظه‌ای که یکی از متاتارسال‌ها با صفحه فشار تماس پیدا می‌کند)؛ (۳) صاف شدن جلوی پا (اولین لحظه‌ای که تمام متاتارسال‌ها با صفحه فشار تماس پیدا می‌کنند)؛ (۴) جدا شدن پاشنه (لحظه‌ای که تماس پاشنه با صفحه فشار تمام می‌شود) و (۵) آخرین تماس پا با دستگاه (آخرین تماس پا با صفحه) را مشخص می‌کند (شکل شماره ۲ ب).

بین این پنج نقطه، چهار فاز کلیدی مشخص می‌شوند: (۱) تماس اولیه (بین تماس اولیه پا و تماس اولین متاتارسال)؛ (۲) فاز تماس جلوی پا (بین تماس اولین متاتارسال تا صاف شدن جلوی پا)؛ (۳) فاز صاف شدن پا (بین صاف شدن جلوی پا تا جدا شدن پاشنه) و (۴) فاز پوش‌آف جلوی پا (بین صاف شدن جلوی پا تا تماس انتهایی پا) (شکل شماره ۲ ب). برای هر کدام از این فازها، مدت‌زمان نسبی استانس برحسب درصد و میانگین وضعیت مسیر مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی نسبت به محور طولی پا محاسبه شد. در ارتباط با داده‌های مربوط به مرکز فشار، اعداد مثبت به معنای داخلی بودن مرکز فشار نسبت به محور طولی پا و اعداد منفی به معنای خارجی بودن مرکز فشار نسبت به محور طولی پا در نظر گرفته شد.

برای هر آزمودنی میانگین شش تلاش صحیح ثبت و در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در نظر گرفته شد. از این داده‌ها برای تحلیل‌های بعدی استفاده شد. برای تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون

شاپیرو-ویلک استفاده شد. از آزمون مانووا یک سویه برای سنجش مکرراً به منظور سنجیدن اثر خستگی عضلات تنه روی زمان بندی فازهای چهارگانه فرایند roll-over و نحوه سیر مسیر مرکز فشار در فازهای چهارگانه استانس استفاده شد. علاوه بر این از آزمون تی استودنت برای نمونه‌های زوجی به منظور بررسی اثر خستگی عضلات تنه روی زاویه پیش روی پا استفاده شد. تمامی تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ انجام شد. سطح معناداری در این مطالعه  $(\alpha=0/05)$  در نظر گرفته شد.



شکل ۲. الف) خط نقطه چین: مسیر مرکز فشار، خط قرمز: محور طولی پا، خط چین سفید: راستای حرکت. زاویه بین محور طولی پا و راستای حرکت به عنوان زاویه پیش روی در نظر گرفته شده است. ب) پنج لحظه مشخص فرایند roll-over: ۱. تماس اولیه پا؛ ۲. تماس اولین متاتارسال؛ ۳. تماس تمامی متاتارسال‌ها؛ ۴. جدا شدن پاشنه و ۵. آخرین تماس پا.

#### 1. One-Way Repeated Measure MANOVA

## یافته‌ها

برای آزمون اثر خستگی عضلات ناحیه تنه روی زمان بندی و نحوه سیر مسیر مرکز فشار در فازهای چهارگانه فرایند roll-over راه رفتن لازم بود ابتدا مشخص شود خستگی روی این موارد اثرگذار است. نتایج نشان داد در حالت کلی، اثر خستگی عضلات تنه بر زمان بندی و نحوه سیر مسیر مرکز فشار در فازهای چهارگانه roll-over راه رفتن معنادار است (جدول شماره ۲).

جدول ۲- نتایج آزمون مانووا برای سنجش اثر کلی خستگی عضلات تنه روی زمان بندی و نحوه سیر مرکز فشار طی فازهای چهارگانه استانس.

مؤلفه	ارزش لاندای ویلکز	درجات آزادی	آماره F	اندازه احتمال	اندازه اثر (اتای مربع)
زمان بندی نسبی	۰/۶۲۴	۳ و ۱۷	۳/۴۰۸	* ۰/۰۴۲	۰/۳۷۶
سیر مرکز فشار	۰/۵۲۶	۳ و ۱۷	۳/۶۰۵	* ۰/۰۲۸	۰/۴۷۴

\* معناداری در سطح  $\alpha=0/05$

نتایج آزمون تحلیل واریانس تک متغیره در مورد زمان بندی فازهای چهارگانه راه رفتن نشان داد خستگی عضلات تنه باعث افزایش مدت زمان نسبی فاز تماس اولیه ( $p=0/008$ ) و کاهش مدت زمان نسبی فاز تماس جلوی پا ( $p=0/026$ ) می شود. خستگی عضلات تنه روی زمان بندی نسبی دو فاز دیگر تأثیری ندارد.

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس تک متغیره در مورد درصد مدت زمان نسبی (درصد) و سیر مرکز فشار (میلی متر) در فازهای چهارگانه استانس.

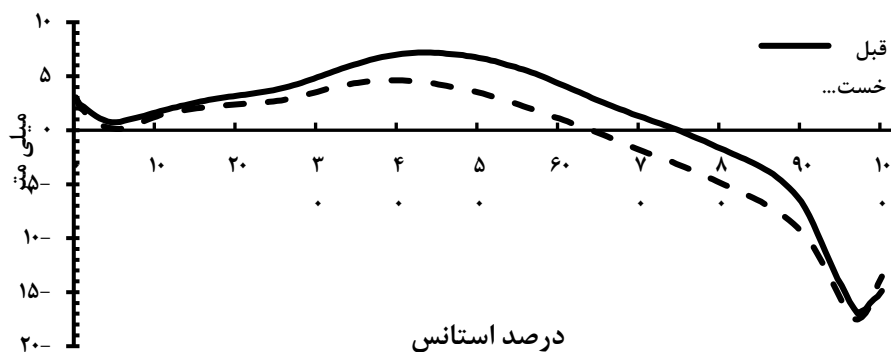
فاز	پیش آزمون	پس آزمون	درجات آزادی	اندازه F	اندازه احتمال
درصد مدت زمان نسبی فازهای چهارگانه استانس					
فاز تماس اولیه	۱۷/۲۱±۴/۰۲	۲۱/۰۳±۵/۹۳	۱ و ۱۹	۸/۷۰۷	* ۰/۰۰۸
فاز تماس جلوی پا	۲۲/۷۵±۸/۵۵	۱۹/۰۶±۷/۹۳	۱ و ۱۹	۵/۸۱۳	* ۰/۰۲۶
فاز صاف شدن جلوی پا	۱۰/۶۶±۴/۰۳	۹/۷۸±۶/۲۱	۱ و ۱۹	۰/۵۳۳	۰/۴۷۴
فاز پوش آف جلوی پا	۴۹/۳۶±۱۰/۱۳	۵۰/۱۱±۱۱/۶۰	۱ و ۱۹	۰/۱۶۸	۰/۶۸۷

ادامه جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس تک‌متغیره در مورد درصد مدت‌زمان نسبی (درصد) و سیر مرکز فشار (میلی‌متر) در فازهای چهارگانه استانس.

اندازه احتمال	F اندازه	درجات آزادی	پس آزمون	پیش آزمون	فاز
سیر مرکز فشار در فازهای چهارگانه استانس					
۰/۸۸	۰/۰۲۳	۱ و ۱۹	۱/۷۰±۳/۴۸	۱/۷۹±۲/۵۸	فاز تماس اولیه
۰/۲۴۶	۱/۴۳۳	۱ و ۱۹	۳/۸۸±۴/۴۵	۴/۶۸±۳/۴۵	فاز تماس جلوی پا
۰/۰۲۵*	۵/۹۱۸	۱ و ۱۹	۵/۰۹±۵/۳۲	۷/۱۱±۴/۳۳	فاز صاف شدن جلوی پا
۰/۰۰۷*	۹/۳۲۶	۱ و ۱۹	-۴/۶۶±۵/۶۷	-۱/۹۵±۳/۷۵	فاز پوش‌آف جلوی پا

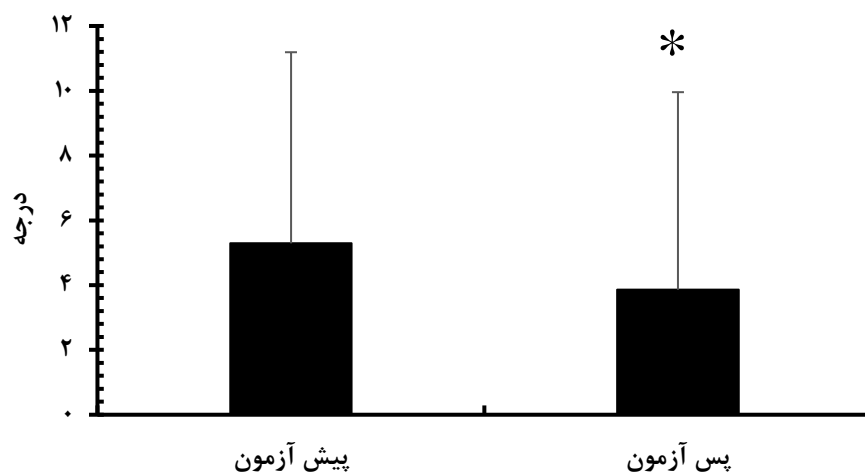
\* معناداری در سطح  $\alpha=0/05$

نتایج آزمون تحلیل واریانس تک‌متغیره در مورد سیر مرکز فشار در فازهای چهارگانه راه رفتن نشان داد خستگی عضلات تنه باعث خارجی‌تر شدن سیر مرکز فشار در فازهای صاف شدن جلوی پا ( $p=0/025$ ) و پوش‌آف جلوی پا ( $p=0/007$ ) می‌شود و روی سیر مسیر مرکز فشار در دو فاز دیگر تأثیری ندارد (جدول شماره ۳ و شکل شماره ۳).



شکل ۳- منحنی میانگین کلی مسیر مرکز فشار حین راه رفتن در دو وهله قبل و پس از خستگی عضلات تنه.

نتایج مربوط به زاویه پیش‌روی در دو وهله قبل و بعد از خستگی عضلات تنه در شکل شماره ۴ آورده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، پس از خستگی عضلات ناحیه تنه زاویه پیش‌روی حین راه رفتن کاهش پیدا کرده است ( $p=0/040$ ).



شکل ۴- زاویه پیش روی پا در دو وهله پیش و پس از خستگی عضلات تنه (\*: معناداری در سطح  $\alpha=0/05$ ).

### بحث و نتیجه گیری

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی عضلات ناحیه تنه روی نحوه سیر مسیر مرکز فشار حین راه رفتن بود. نتایج نشان داد پس از خستگی عضلات ناحیه تنه، مدت زمان نسبی فاز تماس اولیه افزایش و مدت زمان نسبی فاز تماس جلوی پا کاهش پیدا می کند. علاوه بر این، با خستگی عضلات تنه، زاویه پیش روی کاهش می یابد و سیر مرکز فشار در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش آف جلوی پا کمتر (خارجی تر) می شود. این نتایج با نتایج راب و همکاران و هارت و همکاران که نشان دهنده تغییر در مکانیک حرکت متعاقب با خستگی یا ضعف عضلات تنه است، همسوست (۲۵،۲۶).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد پس از خستگی عضلات ناحیه تنه، زمان بندی فازهای فرایند roll-over تغییر می کند، به طوری که مدت زمان نسبی فاز تماس اولیه افزایش و مدت زمان نسبی فاز تماس جلوی پا کاهش پیدا می کند. در فاز تماس اولیه، با انجام حرکت دورسی فلکشن در پا، جذب شوک انجام می شود. به نظر می رسد با افزایش مدت زمان نسبی این فاز پس از خستگی عضلات ناحیه تنه، سازوکاری جبرانی برای جذب شوک اتفاق می افتد. نشان داده شده است که حین تماس پاشنه با زمین عضلات تنه با فعالیت خود باعث افزایش سفتی ستون فقرات می شوند (۲۹) تا نیروهای عکس العمل منتقل شده از زمین به بدن بهتر تعدیل شوند (۳۰). به نظر می رسد با خستگی عضلات تنه در فاز تماس اولیه برای انتقال مناسب نیرو، سفتی مناسب در ستون فقرات ایجاد نمی شود و برای جبران آن مدت زمان نسبی این فاز افزایش پیدا می کند. این تغییر در زمان بندی

نسبی با تغییراتی در نحوه بارگیری در ارتباط است. عنبریان و اسماعیلی (۲۰۱۶) طی مطالعه‌ای نشان دادند تغییر در زمان‌بندی فازهای فرایند roll-over با تغییر در نحوه بارگیری پا حین حرکت همراه است (۳۱). در مطالعه حاضر نشان داده شد خستگی عضلات ناحیه تنه سیر مرکز فشار را در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش‌آف جلوی پا خارجی‌تر می‌کند که به‌نوعی نشان‌دهنده خارجی‌تر شدن بارگیری حین راه رفتن است. این حالت مسیری برای مرکز فشار ایجاد می‌کند که تقریباً کمتری دارد. فاز صاف شدن جلوی پا به‌عنوان فاز میداستانس، پس از فاز تماس جلوی پا شروع می‌شود و تا لحظه‌ی جدایش شدن پاشنه از زمین ادامه پیدا می‌کند. در این فاز، بارگیری از پاشنه به سمت جلوی پا منتقل می‌شود و پا به اهرمی محکم برای انتقال بهتر نیرو تبدیل می‌شود (۳۲). در این حالت، مرکز فشار به سمت خارج متمایل می‌شود و پا به حالت سوپینیشن<sup>۱</sup> می‌رود (۳۲). با خارجی‌تر شدن مرکز فشار در وضعیت پس از خستگی عضلات تنه، به نظر می‌رسد این حالت سازوکاری جبرانی برای انتقال بهتر نیرو باشد. در راه رفتن طبیعی، در ابتدای فاز پوش‌آف جلوی پا برای ایجاد نیروی پیش‌ران، منحنی مرکز فشار به سمت داخل متمایل می‌شود؛ به این صورت که انتظار می‌رود پوش‌آف مرکز فشار را به سمت نواحی متاتارسال‌های داخلی و انگشت شست هدایت کند (۶). در مطالعه حاضر، پس از خستگی عضلات ناحیه تنه در فاز پوش‌آف جلوی پا مسیر مرکز فشار خارجی‌تر شد که به نظر می‌رسد ایجاد پوش‌آف مناسب را تحت تأثیر قرار دهد. وضعیت قرارگیری تنه یکی از عوامل مهم در عملکرد کلی بدن حین راه رفتن است (۳۳). با توجه به اینکه نحوه سیر مرکز فشار در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش‌آف جلوی پا یکی از تعیین‌کننده‌های اصلی پایداری دینامیک اندام‌ها و تنه است، به نظر می‌رسد با خارجی‌تر شدن مسیر مرکز فشار در این فازها، تنه به‌خوبی توانایی کنترل اندام فوقانی را نداشته باشد و در نتیجه، بارگیری بدن و متعاقب آن مسیر مرکز فشار را به سمت خارج منتقل می‌کند. نشان داده شده است که حتی کوچک‌ترین تغییرات در مسیر مرکز فشار حین حرکت می‌تواند تعادل گشتاورهای وارد بر مفاصل را تغییر و عملکرد پا را تحت تأثیر قرار دهد و در نهایت سبب توسعه آسیب‌های بیومکانیکی شود (۳۴، ۳۵). بنابراین، مسیر مرکز فشار خارجی‌تر با ایجاد و توسعه اسپرین خارجی میچ پا در ارتباط است (۱۰).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد پس از خستگی عضلات ناحیه تنه، زاویه پیش‌روی کاهش پیدا می‌کند. این امر می‌تواند بازتاب‌دهنده چرخش داخلی در اندام تحتانی باشد. نشان داده شده است که ضعف در کنترل تنه روی افزایش میزان چرخش داخلی اندام تحتانی اثرگذار است و در چرخش داخلی اندام یکی از عوامل اصلی در نظر گرفته می‌شود (۳۴). در مطالعه حاضر، کاهش در زاویه

---

1. Supination

پیش‌روی با خارجی‌تر شدن مسیر مرکز فشار همراه بود. مطالعات پیشین نشان داده‌اند کاهش در زاویه پیش روی با انتقال بارگیری به سمت خارج همراه است (۱۵) که با نتایج مطالعه حاضر همسوست. این افزایش بارگیری در سمت خارجی پا می‌تواند به نواحی بالاتر منتقل و به آسیب در نواحی بالایی پا منجر شود. کوبلاچ<sup>۱</sup> و همکاران در مطالعه‌ای نشان دادند چرخش داخلی پا که با چرخش داخلی ساق همراه است باعث افزایش نیروهای فشاری وارد بر کمپارتمان خارجی زانو می‌شود و در کنار آن زاویه فلکشن زانو نیز افزایش پیدا می‌کند (۱۶). افزایش فلکشن زانو نیز می‌تواند باعث افزایش بارهای فشاری وارد بر مفصل زانو و مفصل کشککی رانی شود (۳۶).

به‌طور خلاصه، نتایج مطالعه حاضر نشان داد خستگی عضلات ناحیه تنه سبب تغییر در مکانیک راه رفتن می‌شود. این تغییرات شامل خارجی‌تر شدن مسیر مرکز فشار در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش‌آف جلوی پا، کاهش زاویه پیش روی پا، افزایش مدت‌زمان نسبی فاز تماس اولیه و کاهش در مدت‌زمان نسبی فاز تماس جلوی پا بود. با توجه به این نتایج می‌توان نتیجه‌گیری کرد که خستگی و ضعف در عضلات ناحیه تنه می‌تواند وضعیت راه رفتن را در افراد تحت تأثیر قرار دهد و آن‌ها را در معرض خطر ابتلا به مشکلات بیومکانیکی قرار دهد. به هم خوردن زمان‌بندی فازهای راه رفتن با تغییر در زمان بارگیری نقاط مختلف پا همراه است که ممکن است در آینده باعث بروز مشکلاتی در افراد شود.

از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به محدود بودن آن به بررسی داده‌های مربوط به فوت اسکن اشاره کرد. استفاده از ابزار کینتیک و کینماتیک می‌تواند اطلاعاتی جامع‌تر فراهم کند. با توجه به اثر خستگی عضلات غیرموضعی، تغییرات حاصل را نمی‌توان تنها به عضلات تنه نسبت داد؛ زیرا حین اجرای پروتکل خستگی، عضلاتی غیر از عضلات تنه نیز استفاده می‌شوند و احتمال دارد دیگر عضلات نیز دچار خستگی شده باشند. تک‌جنسیتی و جوان بودن شرکت‌کنندگان نیز از دیگر محدودیت‌های این مطالعه بود و در نتیجه برای تعمیم دادن نتایج باید با احتیاط عمل شود.

## پیام مقاله

نتایج مطالعه حاضر نشان داد خستگی عضلات ناحیه تنه باعث کاهش زاویه پیش‌روی پا، تغییر در زمان‌بندی فازهای چهارگانه فرایند roll-over حین راه رفتن و خارجی‌تر شدن مسیر مرکز فشار می‌شود. این امر می‌تواند نشان‌دهنده اثر منفی ضعف عضلات تنه روی مکانیک راه رفتن افراد باشد. با توجه به نتایج مطالعه حاضر، به متخصصان حرکات اصلاحی و متخصصان بالینی توصیه می‌شود که برای بهینه کردن مکانیک راه رفتن مراجعان خود تقویت عضلات تنه را در نظر بگیرند.

## منابع

1. Neptune R, Zajac F, Kautz S. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & posture*. 2004;19(2):194-205.
2. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait & posture*. 2003;17(1):1-17.
3. Menz HB, Lord SR. Foot problems, functional impairment, and falls in older people. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1999;89(9):458-67.
4. Li B, Xiang Q, 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):1-10.
5. Cornwall MW, McPoil TG. Velocity of the center of pressure during walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2000;90(7):334-8.
6. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, Witvrouw E, De Clercq D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait & posture*. 2008;27(4):669-75.
7. Zhang X, Li B, Hu K, Wan Q, Ding Y, Vanwanseele B. Adding an arch support to a heel lift improves stability and comfort during gait. *Gait & posture*. 2017;58:94-7.
8. Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1999;89(6):278-91.
9. Maki BE, McIlroy WE. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. *Age and ageing*. ۲۰۰۶;(suppl\_2):ii12-ii8.
10. Morrison KE, Hudson DJ, Davis IS, Richards JG, Royer TD, Dierks TA, et al. Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. *Foot & ankle international*. 2010;31(11):994-1000.
11. Allet L, Armand S, Golay A, Monnin D, De Bie R, de Bruin ED. Gait characteristics of diabetic patients: a systematic review. *Diabetes/metabolism research and reviews*. 2008;24(3):173-91.
12. Moghadam M, Ashayeri H, Salavati M, Sarafzadeh J, Taghipoor KD, Saeedi A, et al. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait & posture*. 2011;33(4):651-5.
13. Nawata K, Nishihara S, Hayashi I, Teshima R. Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. *Journal of orthopaedic Science*. 2005;10(3):298-301.
14. Thijs Y, Van Tiggelen D, Roosen P, De Clercq D, Witvrouw E. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. *Clinical journal of sport medicine*. 2007;17(6):437-45.
15. Chang W-N, Tsirikos AI, Miller F, Schuyler J, Glutting J. Impact of changing foot progression angle on foot pressure measurement in children with neuromuscular diseases. *Gait & posture*. 2004;20(1):14-9.
16. Koblauch H, Heilskov-Hansen T, Alkjær T, Simonsen EB, Henriksen M. The effect of foot progression angle on knee joint compression force during walking. *Journal of applied biomechanics*. 2013;29(3):329-35.



17. La Scala Teixeira CV, Evangelista AL, Novaes JS, Da Silva Grigoletto ME, Behm DG. "You're only as strong as your weakest link": a current opinion about the concepts and characteristics of functional training. *Frontiers in physiology*. 2017;8:643.
18. Granata KP, Orishimo KF. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *Journal of biomechanics*. 2001;34(9):1117-23.
19. Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle H-C. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2007;17(2):245-52.
20. Mazzà C, Iosa M, Pecoraro F, Cappozzo A. Control of the upper body accelerations in young and elderly women during level walking. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2008;5(1):1-10.
21. Toebe MJ, Hoozemans MJ, Furrer R, Dekker J, van Dieën JH. Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait & posture*. 2012;36(3):527-31.
22. Askari Z, Esmaeili H. Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. *Journal of Biomechanics*. 2021;122:110487.
23. Bucher E, Sandbakk Ø, Donath L, Roth R, Zahner L, Faude O. Exercise-induced trunk fatigue decreases double poling performance in well-trained cross-country skiers. *European journal of applied physiology*. 2018;118(10):2077-87.
24. Teng H-L, Powers CM. Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running. *Med Sci Sports Exerc*. 2015;47(3):625-30.
25. Hart JM, Kerrigan DC, Fritz JM, Ingersoll CD. Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue. *Journal of athletic training*. 2009;44(5):475-81.
26. Raabe ME, Chaudhari AM. Biomechanical consequences of running with deep core muscle weakness. *Journal of biomechanics*. 2018;67:98-105.
27. Olson MW. Trunk extensor fatigue influences trunk muscle activities during walking gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(1):17-24.
28. Abt JP, Smoliga JM, Brick MJ, Jolly JT, Lephart SM, Fu FH. Relationship between cycling mechanics and core stability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007;21(4):1300-4.
29. Prince F, Winter D, Stergiou P, Walt S. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait & Posture*. 1994;2(1):9-25.
30. Voloshin AS, Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Dynamic loading on the human musculoskeletal system—effect of fatigue. *Clinical Biomechanics*. 1998;13(7):515-20.
31. 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.
32. Chiu M-C, Wu H-C, Chang L-Y. Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. *Gait & posture*. 2013;37(1):43-8.
33. Perry J, Davids JR. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1992;12(6):815.
34. Kirby K. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2000;90(1):30-4.

35. Shelburne KB, Torry MR, Steadman JR, Pandy MG. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait. *Clinical biomechanics*. 2008;23(6):814-21.
36. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic Research*. 2004;22(2):267-74.

### ارجاع دهی

اسماعیلی حامد، عسکری زهرا. اثر خستگی عضلات تنه روی مسیر مرکز فشار حین راه رفتن. *مطالعات طب ورزشی*. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۱۸۳-۲۰۲.  
شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10394.1489

Esmaili H, Askari Z. Effect of Trunk Muscles Fatigue on the Trajectory of Center of Pressure During Walking. *Sport Medicine Studies*. Fall & Winter 2021; 12 (28): 183-202. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2021.10394.1489

Research Paper

**Foot Pressure Distribution Symmetry, Vertical Ground Reaction Force and Postural Sways in Professional Athletes with Proper or Poor Lumbopelvic Control**

**P. Fadaei Dehcheshmeh<sup>1</sup>, F. Gandomi<sup>2</sup>**

1. MSc, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Razi University, Kermanshah, Iran.

2. Assistant Professor, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Razi University, Kermanshah, Iran (Corresponding Author).

**Received Date: 2021/06/07**

**Accepted Date: 2021/08/10**

---

**Abstract**

The aim of this study was to investigate the effect of lumbopelvic control (LPC) weakness on the symmetry of foot pressure distribution, vertical ground reaction force (GRF) and postural sways of athletes with frequent landings. In this case-control study, 34 professional players participated. The LPC was assessed by Knee Lift Abdominal, Bent Knee Fall Out, Active Straight Leg Raising and PRONE tests by Pressure Biofeedback Unit. Based on the results, participants were divided into two groups: appropriate LPC (n=17) and poor LPC (n=17). Foot pressure data were collected using PT-scan. The results showed that there was a significant difference between the mean scores of the foot pressure distribution symmetry, depth force, second peak force, area of sways, anterior-posterior and medial-lateral sways. Thus, poor LPC affects the symmetry of the foot pressure, GRF and the postural sways of athletes with frequent landings; therefore, it can be a risk factor for lower limb injuries.

**Keywords:** Motor Control, Biofeedback Pressure, Lower Extremity Injuries, Kinematic

---

---

1. Email: p.fadaei2018@gmail.com

2. Email: gandomi777@gmail.com

## Extended Abstract

### Objectives

Lumbopelvic control is the ability to move or stabilize the lumbar-pelvic-thigh area in response to internal or external disturbances (1). The use of strengthening, stabilizing and controlling the lumbopelvic set is suggested in injury prevention programs (2). It has also been reported that the stability of the body in the central region affects the function of the lower extremities and the weakness of this region can predict the occurrence of lower extremity injuries (3). Hence, the lumbopelvic region has been considered to be a central area of the body with the possibility of poor production, transmission and control of force and movement throughout the motor chain (4). Therefore, the study hypothesized that poor lumbopelvic control could potentially affect lower extremity injury indicators including percent force distribution, pressure symmetry index. The vertical force of ground reaction and postural sway in athletes, especially in athletes with frequent landings.

### Materials and Methods

In this cross-sectional case-control study, 34 professional female athletes in the sports of basketball, volleyball and handball from the professional and second leagues of Kermanshah city participated in the study as a statistical sample. The statistical sample size of the current study was based on the study of Almazán et al. using G\*Power software considering a statistical power of 0.80, a significance level of 0.05, an effect size of 1.19 and as sampling loss of 20%. The total number of subjects was 34 (5). To avoid evaluator bias, subjects were purposefully, rather than randomly, divided into two case groups based on the results of four lumbopelvic control tests after the floor pressure distribution tests were performed i.e. the group with poor lumbopelvic control ( $n=17$ ) (pressure change  $> |\pm 8|$  from the prespecified baseline pressure (40 or 70 mm Hg) in lumbopelvic control tests) and the control group, i.e. the group with good lumbopelvic control ( $n = 17$ ) (pressure change  $\leq |\pm 8|$  of baseline pressure, with similar mean age, height and weight. After each subject entered the laboratory, the procedure was explained to her in detail. Next, each test was performed three times to become familiar with the study tests. Lumbopelvic control was assessed using a high-pressure biofeedback device through four tests (Knee Lift Abdominal (KLAT), Bent Knee Fall Out (BKFO), Active Straight Leg Raising (ASLR) and PRONE. To collect the data for foot pressure distribution, postural sways and vertical ground reaction force, PT scan foot pressure distribution device was used (Paya-Mashhad technologists-made in Iran). Then, a T-independent sample test was used to compare the means between the two groups in terms of homogeneity of demographic characteristics and study variables.

### Findings

The results showed that the means of four lumbopelvic control tests were compared between the two groups using an independent t-test. It was found that there was a significant difference between the two groups in terms of comparison of mean score for KLAT test ( $P = 0.05$ ,  $t(32) = 34.13$ , lower = 9.71, upper = 13.27), BKFO test ( $P = 0.05$ ,  $t(32) = 6.61$ , lower = 4.43, upper = 8.37), ASLR test ( $P = 0.05$ ,  $t(32) = 7.79$ , lower = 5.25, upper = 8.97) and PRONE test ( $P = 0.05$ ,  $t(32) = 9.28$ , lower = 8.91, upper = 13.91).

Moreover, the results of the independent sample t-test indicated that the mean percentage of force distribution and symmetry index in both legs and in the static position was significantly different between the subjects in the two groups with proper and poor lumbopelvic control ( $p=0.05$ ,  $t(32) = 13.12$  lower = 6.21, upper = 13.67); Individuals with poor lumbopelvic control had a higher percentage of pressure distribution on the superior leg. Also, the percentage of symmetry index in people with poor lumbopelvic control was less than the average of 50%, which indicates an increase in pressure distribution on the superior leg ( $P = 0.05$ ,  $t(32) = 6.51$ , lower = 8.91 upper = 294.27)

In addition, the results of the independent t-test in the study of the vertical force for the ground reaction between the two groups with proper and poor lumbopelvic control demonstrated that there was a significant difference between the two groups in the superior leg ( $P \geq 0.05$ ) as the mean peak of depth force ( $P = 0.05$ ,  $t(32) = 2.35$ , lower = -15.71, upper = -219.27) and the second force peak ( $P = 0.05$ ,  $t(32) = -2.22$ , lower = -25.31, upper = -294.27)

Another finding of the research in the study of postural fluctuations between the two groups with proper and poor lumbopelvic control in three positions: open-legged pair, closed-legged pair and open-eyed single-legged represented that there was a significant difference in the mean anterior-posterior oscillations between the two groups in the internal-external oscillations in the position of open-eyed both-legged ( $P \leq 0.05$ ). Besides, the mean range of internal-external fluctuations in the position of the pair of feet with closed eyes was significantly different between the two groups ( $P \leq 0.05$ ). In addition, the mean range of anterior-posterior oscillations, in the open-eyed single-legged, was significantly different between the two study groups ( $P \leq 0.05$ ).

### Conclusion

The aim of the present study was to evaluate the status of lumbopelvic control in professional athletes and to compare the pressure symmetry index between dominant and non-dominant legs, vertical ground reaction force and postural sways in athletes with good and poor lumbopelvic control. The findings

represented that poor lumbopelvic control could disrupt the symmetry of pressure and force distribution in professional athletes and expose them to lower extremity injuries. Poor lumbopelvic control can also increase the vertical force of ground reaction, impair lower limb function and affect a professional athlete's performance. In addition, poor lumbopelvic control increases postural sways in three-legged standing positions with open and close eyes; this ultimately impairs lower limb function and exposes athletes to lower limb injuries.

**Keywords:** Movement Control, Biofeedback Pressure, Lower Limb Injury, Kinematics

### References

1. Chaudhari AM, McKenzie CS, Borchers JR, Best TM. Lumbopelvic control and pitching performance of professional baseball pitchers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011;25(8):2127-32. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31820f5075>
2. Padua DA, DiStefano LJ, Hewett TE, Garrett WE, Marshall SW, Golden GM, et al. National Athletic Trainers' Association position statement: prevention of anterior cruciate ligament injury. *Journal of athletic training*. 2018;53(1):5-19. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-99-16>
3. De Blaiser C, De Ridder R, Willems T, Vanden Bossche L, Danneels L, Roosen P. Impaired core stability as a risk factor for the development of lower extremity overuse injuries: a prospective cohort study. *The American journal of sports medicine*. 2019;47(7):1713-21. <https://doi.org/10.1177%2F0363546519837724>
4. Gilmer GG, Washington JK, Dugas JR, Andrews JR, Oliver GD. The role of lumbopelvic-hip complex stability in softball throwing mechanics. *Journal of sport rehabilitation*. 2019;28(2):196-204. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0276>
5. Almazán-Polo J, López-López D, Romero-Morales C, Rodríguez-Sanz D, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, et al. Quantitative Ultrasound Imaging Differences in Multifidus and Thoracolumbar Fasciae between Athletes with and without Chronic Lumbopelvic Pain: A Case-Control Study. *Journal of clinical medicine*. 2020;9(8):2647. <https://doi.org/10.3390/jcm9082647>

## تقارن توزیع فشار کف پای، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچر در ورزشکاران حرفه‌ای با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف

### پریا فدایی ده چشمه<sup>۱</sup>، فرزانه گندمی<sup>۲</sup>

۱. کارشناس ارشد، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران.

۲. استادیار، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران (نویسنده مسئول)

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۵/۱۹

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۳/۱۷

#### چکیده

هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر ضعف کنترل کمری-لگنی بر تقارن توزیع فشار کف پای، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نوسانات پاسچر ورزشکاران دارای فرود مکرر بود. در این مطالعه مورد-شاهد، ۳۴ بازیکن حرفه‌ای شرکت نمودند. کنترل کمری-لگنی آزمودنی‌ها، با تست‌های بال‌آوردن مستقیم پا، فلکشن همزمان زانو و ران، چرخش جانبی مفصل ران و آزمون دمر به وسیله دستگاه بایوفیدبک پرشر ارزیابی شد. شرکت‌کننده‌ها براساس نتایج این تست‌ها در دو گروه کنترل کمری-لگنی مطلوب ( $n=17$ ) و ضعف کنترل کمری-لگنی ( $n=17$ ) قرار گرفتند. داده‌های توزیع فشار کف پای با استفاده از دستگاه پی-تی اسکن جمع-آوری شدند. یافته‌ها نشان داد بین میانگین نمرات تقارن توزیع فشار کف پای، نیروی عمق، نیروی اوج دوم، محدوده نوسانات، نوسانات قدامی-خلفی و نوسانات داخلی-خارجی تفاوت معناداری وجود دارد. بنابراین ضعف کنترل کمری-لگنی بر تقارن توزیع فشار کف پای، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نوسانات پاسچر ورزشکاران با فرود مکرر اثرگذار است و می‌تواند عامل خطری در وقوع آسیب‌های اندام تحتانی باشد.

**واژگان کلیدی:** کنترل حرکتی، بایوفیدبک پرشر، آسیب اندام تحتانی، کینماتیک.

1. Email: p.fadaei2018@gmail.com

2. Email: gandomi777@gmail.com

## مقدمه

کنترل کمری-لگنی، به توانایی تحرک یا تثبیت ناحیه کمری-لگنی در پاسخ به اغتشاشات<sup>۱</sup> داخلی یا خارجی گفته می‌شود (۱). در واقع، ثبات ناحیه کمری-لگنی به یکپارچگی ساختارهای غیرفعال و کنترل عصبی-عضلانی پویای مناسب وابسته بوده (۲) و با وجود این که ساختارهای غیرفعال درجاتی از ثبات این ناحیه را بر عهده دارند؛ اما عمده کنترل کمری-لگنی به عهده ساختارهای عضلانی و کنترل عصبی-عضلانی است (۳). کنترل تغییر یافته کمری لگنی، چرخش مفصل ران را محدود می‌سازد، انتقال نیرو در زنجیره حرکتی را مختل می‌نماید و در نتیجه استرس بیشتری به مفاصل فوقانی و تحتانی زنجیره حرکتی وارد می‌کند (۴).

اخیراً، توجه به نقش ساختارهای پروگزیمال در عملکرد بیومکانیکی اندام تحتانی و ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی معطوف شده است. مجموعه‌ای از شواهد نشان می‌دهد که قدرت عضلات کمپلکس کمری-لگنی-رانی برای کنترل آداکشن مفصل ران، چرخش داخلی استخوان ران و حرکت بالقوه بخش دیستال زنجیره حرکتی ضروری است (۵). به طوری که نتایج یک مطالعه مروری نشان داده است که پرونیشن پا به عنوان یک ریسک فاکتور در آسیب‌های ناشی از بیش تمرینی اندام تحتانی، با کاهش فعالیت عضله سرینی میانی و بی‌ثباتی کمپلکس کمری-لگنی-رانی مرتبط است (۶). پرات<sup>۲</sup> و همکاران، از جمله محققینی بودند که در این رابطه مطالعه و گزارش نمودند که ایجاد ثبات کمری-لگنی سبب کاهش استرین عضلات اندام تحتانی شد و با کاهش آسیب‌های زانو، کشاله ران و درد پشت همراه است. علاوه بر آن، ضعف عضلات ناحیه کمری لگنی می‌تواند سبب تغییر در دامنه حرکتی مچ پا، نرخ بارگذاری و نیروی عکس العمل زمین‌شود (۷) که این خود می‌تواند ریسک وقوع آسیب‌های اندام تحتانی را به مراتب افزایش دهد. بنابراین، می‌توان عنوان نمود که اختلال در کنترل کمری-لگنی، ممکن است به طور غیر مستقیم سبب ایجاد حرکات غیر طبیعی در ستون فقرات و لگن شود و در نتیجه با افزایش ریسک وقوع آسیب‌های اندام تحتانی همراه باشد (۸).

از سویی دیگر، کف پا با توجه به ساختار آناتومیکی و موقعیت قرارگیری آن، تأثیر کلیدی در انتقال نیروهای جلو برنده و نقش عملکردی تعیین کننده‌ای در عملکرد بهینه اندام تحتانی دارد. در واقع ساختار پا هنگام فعالیت‌های عملکردی از طریق حرکات مفصل تحت قاپی با سطوح و ناهمواری‌های زمین سازگار شده و در نتیجه به حفظ تعادل بدن کمک می‌کند. بنابراین توجه به کف پا به عنوان تنها عضو ارتباط دهنده بدن با زمین و مرز مشترک توزیع نیرو بین اندام تحتانی و زمین، به عنوان یک پیش بین آسیب مهم و ضروری است (۹). بنابراین به نظر می‌رسد که، توزیع نامناسب نیروهای

---

1. Perturbation  
2. Perrot



کف پای و هر گونه تغییر در الگوی توزیع فشار کف پای بتواند سبب ظهور حرکات غیرطبیعی و اعمال استرس در ساختارهای اندام تحتانی شود و بنابراین در بروز اختلال در عملکرد عضلات و وقوع آسیب‌ها مؤثر واقع گردد.

بر اساس یافته‌های مطالعات پیشین، فاکتورهایی چون نیروی عمودی عکس العمل زمین، نرخ بارگذاری و پرش-فرودهای مکرر، فاکتورهای خطرناک در بروز آسیب‌های اندام تحتانی به‌ویژه آسیب رباط صلیبی قدامی هستند. نرخ بارگذاری، شیب منحنی نیروی عکس العمل زمین در راستای عمودی تا زمان رسیدن به اولین قله تعریف شده است. این در حالی است که، تکنیک فرود نیروی برخوردی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نموده و تکرار نیروهای برخوردی در ورزش‌های دارای پرش-فروود مکرر، احتمال بروز آسیب بافت‌های نرم اطراف مفصل را افزایش می‌دهد (۱۰). به‌طور کلی و بنابر نتایج مطالعات پیشین، احتمالاً عملکرد بهینه کمپلکس کمری-لگنی-رانی و ثبات مطلوب این ناحیه بتواند بر نحوه قرارگیری کف پا روی زمین، وضعیت توزیع فشار کف پای و نیروهای عکس العمل زمین در حرکاتی چون فرود اثرگذار باشد (۱۱). از آنجایی که عضله سرینی میانی به عنوان یکی از عضلات مهم کنترل کمری-لگنی معرفی شده است (۱۲)؛ بنابراین ضعف کنترل کمری-لگنی می‌تواند با ضعف عضله سرینی میانی همراه باشد و این خود می‌تواند سبب آداکشن و چرخش داخلی مفصل ران و وقوع ولگوس داینامیک زانو و هایپرپرورنیشن مچ پا و تغییر الگوهای توزیع فشار کف پای گردد که تمامی الگوهای ذکر شده پتانسیل وقوع آسیب‌های اندام تحتانی را افزایش می‌دهند. عدم تقارن در توزیع بار هنگام راه رفتن، دویدن و تغییر جهت‌های ناگهانی، نیز به‌عنوان فاکتوری مهم و مرتبط با افزایش نرخ وقوع آسیب مطرح شده است؛ به‌طوری‌که عدم تقارن توزیع فشار بین دو اندام تحتانی از دلایل ایجاد آسیب‌هایی از جمله التهاب فاشیای کف پای، سندروم درد قسمت میانی ساق پا یا شکستگی فشاری سر استخوان‌های کف پای در ورزشکاران گزارش شده است (۱۳).

بنابر موارد ذکر شده و با توجه به شیوع آسیب‌های اندام تحتانی در بین ورزشکاران حرفه‌ای، به‌ویژه ورزشکاران دارای فرود مکرر، هزینه‌های کلان درمان و توانبخشی و از همه مهم‌تر از دست دادن ورزشکارانی که نقش کلیدی برای مربیان دارند؛ متخصصین و پژوهشگران را در دهه‌های اخیر به سمت یافتن استراتژی‌های پیشگیرانه سوق داده است. با توجه به نقش مهم کنترل عصبی-عضلانی ناحیه کمری-لگنی در عملکرد زنجیره حرکتی اندام تحتانی، ثبات کمپلکس کمری-لگنی-رانی در قرارگیری مطلوب پا درون سطح اتکا و این‌که تاکنون در این زمینه مطالعه‌ای انجام نشده؛ لذا پژوهشگران در این مطالعه در صدد آزمون فرضیات ذیل برآمدند: ۱. کنترل ضعیف ناحیه کمری-لگنی بر تقارن توزیع فشار کف پای ورزشکاران حرفه‌ای اثر معناداری دارد؛ ۲. کنترل ضعیف ناحیه

کمری-لگنی بر میزان نیروی عمودی عکس العمل زمین در ورزشکاران حرفه‌ای اثر معناداری دارد؛ ۳). کنترل ضعیف ناحیه کمری-لگنی بر نوسانات پاسچر ورزشکاران حرفه‌ای اثر معناداری دارد.

## روش پژوهش

### آزمودنی‌های مطالعه

در این مطالعه مقطعی مورد-شاهد ارزیاب کور، ۳۴ بازیکن حرفه‌ای خانم (کیلوگرم) ۱۳/۳۷±۶۶/۷۹=وزن؛ (سانتی‌متر) ۷/۲۳±۱۷۳/۵=قد؛ (سال) ۳/۲۹±۱۸/۲۹=سن) در رشته‌های بسکتبال، والیبال و هندبال لیگ حرفه‌ای و دسته دوم شهرستان کرمانشاه، به عنوان نمونه آماری در مطالعه شرکت نمودند. حجم نمونه آماری مطالعه حاضر بر اساس پژوهش المزن<sup>۱</sup> و همکاران توسط نرم افزار جی-پاورآبا در نظر گرفتن توان آماری ۰/۸۰، سطح معناداری ۰/۰۵، اندازه اثر ۱/۱۹، با احتساب ۲۰٪ ریزش نمونه گیری تعداد کل آزمودنی‌ها ۳۴ نفر تعیین گردید (۱۴). برای پیشگیری از سوگیری ارزیاب، پس از انجام تست‌های توزیع فشار کف پای، آزمودنی‌ها به طور هدفمند و غیرتصادفی براساس نتایج چهار تست کنترل کمری-لگنی، در دو گروه مورد (Case)، یعنی گروه دارای اختلال کنترل کمری-لگنی (n=۱۷) (تغییر فشار  $|\pm 8| \geq$  از فشار پایه از پیش تعیین شده (۴۰ یا ۷۰ میلی متر جیوه) در آزمون‌های کنترل کمری-لگنی) و گروه کنترل یعنی گروه بدون اختلال در کنترل کمری-لگنی (n=۱۷) (تغییر فشار  $|\pm 8| <$  از فشار پایه، با میانگین سن، قد و وزن مشابه قرار گرفتند (۱۵). ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها، در جدول ۱ آورده شده است.

معیارهای ورود آزمودنی‌ها به مطالعه: شامل ورزشکاران حرفه‌ای با رنج سنی ۱۷ تا ۲۵ سال در رشته‌های ورزشی (بسکتبال، هندبال، والیبال)، عضو تیم ملی و لیگ کشوری با حداقل سه سال تجربه در مسابقات کشوری، بدون آسیب‌دیدگی طی ۶ ماه گذشته، عدم شرکت در تمرینات توانبخشی و تمرین درمانی در ۶ ماه گذشته، عدم وجود سابقه آسیب دیدگی طی ۶ ماه گذشته در ناحیه تنه و اندام تحتانی، عدم وجود سابقه جراحی در ناحیه کمر، نداشتن بیماری التهابی ستون فقرات، عدم وجود هر گونه پاتولوژی و ناهنجاری در ناحیه کمری-لگنی و عدم وجود ناهنجاری و دفورمیتی در پا و اندام تحتانی بود. پس از تکمیل فرم رضایت نامه کتبی آگاهانه و توضیح روند انجام پژوهش و اهداف مورد نظر، تست‌های تکمیلی انجام شد. این مطالعه در بازه زمانی شهریور ماه ۱۳۹۹ تا آبان ماه ۱۳۹۹ در آزمایشگاه توان بخشی ورزشی دانشگاه رازی انجام گردید. طرح پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه رازی بررسی و مجوز اجرای آن صادر شد

1. Almazán

2. G\*Power (Ver. 3.1, Heinrich Heine University, Düsseldorf, Germany)

(IR.RAZI.REC.1399.007). آزمودنی‌ها با رضایت آگاهانه در مطالعه حاضر شرکت نمودند و پروتکل اجرای کار هیچ تعارضی با بیانیه اخلاق در پژوهش هلسینکی نداشت. از آنجا که این مطالعه در طی بیماری همه گیر کووید-۱۹ انجام شد، همه آزمودنی‌ها قبل از مراجعه به آزمایشگاه دانشکده، ابتدا به مرکز بهداشت دانشگاه ارجاع داده شدند و در صورت مشاهده علائم غیرطبیعی مانند درجه حرارت بالای بدن (< ۳۷) یا هیپوکسی (> ۹۳٪) از مطالعه حذف شدند. افراد به صورت جدا و با فاصله زمانی خاص نوبت دهی شدند و پس از خارج شدن هر فرد از آزمایشگاه، محیط با الکل ۷۰٪ کاملاً ضد عفونی شد.

### روش کار

پس از ورود هر آزمودنی به آزمایشگاه، با استفاده از ترازوی دیجیتالی (سکا، ساخت کشور آلمان) وزن شدند و قد آنها نیز به طور ایستاده، بدون کفش، سر با وضعیت طبیعی، شانه، کفل‌ها و باسن در تماس با دیوار به وسیله قد سنج (سکا، ساخت کشور آلمان) اندازه گرفته شد. شاخص توده بدنی با تقسیم وزن (کیلوگرم) بر قد (متر مربع) اندازه‌گیری شد. سپس توضیحات کاملی از روند انجام کار به آزمودنی‌ها داده شد. در ادامه برای آشنا نمودن با تست‌های مطالعه هر آزمون را سه مرتبه انجام می‌دادند. کنترل کمری-لگنی با دستگاه بایوفیدبک پرشر<sup>۱</sup> و به وسیله چهار تست ارزیابی گردید. به منظور جمع آوری داده‌های توزیع فشار کف پای، نوسانات پاسچر و نیروی عمودی عکس العمل زمین از دستگاه توزیع فشار کف پای پی-تی اسکن<sup>۲</sup> (پایا-فناوران مشهد-ساخت کشور ایران) استفاده شد.

### آزمون‌های کنترل کمری-لگنی

الف. آزمون فلکشن زانو و ران<sup>۳</sup>: آزمودنی در حالت خوابیده به پشت، زانوها خم و کف پا بر روی زمین قرار گرفت. کیسه بایوفیدبک پرشر به صورت افقی زیر ستون فقرات کمری و لبه پائین کیسه در سطح خار خارصه فوقانی خلفی قرار گرفت. فشار پایه بایوفیدبک پرشر این آزمون روی ۴۰ میلی‌متر جیوه تنظیم شد، سپس از آزمودنی خواسته تا یک پا را از روی تشک بلند کند، به طوری که مفصل هیپ و زانو به ۹۰ درجه فلکشن برسند و برای ۴-۶ ثانیه در همین وضعیت نگه دارد (۱۵) (شکل ۱-الف).

ب. آزمون چرخش جانبی مفصل ران<sup>۴</sup>: آزمودنی در حالت خوابیده به پشت قرار گرفته، کیسه دستگاه به صورت عمودی در زیر ستون فقرات کمری و لبه تحتانی کیسه در ۲ سانتی متری قسمت

1. Biofeedback Pressure (Stabilizer®, Chattanooga Group, Inc., Hixson, TN, USA)

2. PT-Scan

3. Knee Lift Abdominal (KLAT)

4. Bent Knee Fall Out (BKFO)

کودال خار خاصره خلفی فوقانی در طرف پایی که آزمون را انجام داده شد، قرار گرفت. سپس یک حوله رول شده در زیر ستون فقرات کمر در قسمتی که پا مستقیم روی زمین بود، قرار گرفت. از آزمودنی خواسته شد که زانوی طرفی که کیسه قرار داشت را ۱۲۰ درجه فلکشن دهد و به آرامی هیپ را تقریباً به ۴۵ درجه آبداکشن و لترال روتیشن ببرد و دوباره به حالت شروع برگرداند. زانوی دیگر در وضعیت خنثی و پا روی سطح زمین به صورت افقی قرار گرفت (۱۶، ۱۵) (شکل ۱-ب).

ج. آزمون بالا آوردن مستقیم پا: آزمودنی به پشت خوابیده و کیسه دستگاه بایوفیدبک پرشر به صورت افقی زیر ستون فقرات کمری و لبه پائین کیسه دستگاه در سطح خار خاصره فوقانی خلفی قرار داده شد. فشار پایه بایوفیدبک روی ۴۰ میلی‌متر جیوه تنظیم گردید. سپس از آزمودنی خواسته شد، یک پا را به صورت مستقیم به اندازه ۲۰cm بالا آورد و ۲۰ ثانیه نگه دارد. حداکثر تغییر فشار خوانده شده از روی عقربه دستگاه، به عنوان حرکات کنترل نشده کمری-لگنی ثبت شد (۱۷) (شکل ۱-ج).

د. آزمون دمر<sup>۲</sup>: آزمودنی به صورت دمر خوابیده و کیسه بایوفیدبک پرشر بین خار خاصره قدامی فوقانی<sup>۳</sup> و ناف قرار گرفت. قبل از شروع هر انقباضی کیسه به میزان ۷۰ میلی‌متر جیوه تنظیم شد و سپس از آزمودنی خواسته شد تا از دیواره شکم خود نفس بکشد. پس از دو تنفس نرمال و تنظیم کیسه بادی دوباره به میزان ۷۰ میلی‌متر جیوه، از آزمودنی خواسته شد تا با بازخورد کلامی سه انقباض را انجام دهد. این انقباض بدین صورت بود که بدون این که ستون فقرات کمر و لگن خود را حرکت دهد، شکم را به داخل ببرد و ناف را به ستون فقرات نزدیک کند و در همان وضعیت به مدت ۱۰ ثانیه حفظ کند (۱۶) (شکل ۱-د).

ترتیب آزمون‌ها به طور تصادفی انجام شد. از یک کرونومتر دستی (BAT CR2032، ساخت کشور چین) برای سنجش مدت زمانی (ثانیه) که افراد موقعیت‌ها را در آزمون‌های بالا آوردن مستقیم پا و آزمون دمر حفظ می‌کردند، استفاده شد. برای کنترل موقعیت‌های شروع ران و زانوها در طول آزمون فلکشن زانو و ران و آزمون چرخش خارجی ران، از یک گونیامتر بازو بلند ساده (مجموعه گونیامتر، گامات پویان، ایران) با ۳۶۰ درجه استفاده شد.

ارزیابی کنترل کمری-لگنی به وسیله چهار آزمون بالا آوردن مستقیم پا، آزمون دمر، آزمون چرخش خارجی ران و آزمون فلکشن همزمان زانو و ران، به منظور طبقه بندی آزمودنی‌ها در دو گروه کنترل کمری-لگنی مطلوب و کمری-لگنی ضعیف، بدین صورت بود که حداکثر انحراف فشار، از

- 
1. Active Straight Leg Raising (ASLR)
  2. PRONE
  3. ASIS

فشار پایه از پیش تعیین شده (۴۰ یا ۷۰ میلی‌متر جیوه) در حین هر آزمایش ثبت شد. چنان‌چه میانگین تغییرات فشار هر چهار آزمون برای هر فرد بیش‌تر از  $\pm 8$  میلی‌متر جیوه بود (فشار  $|\pm 8| \geq$  انحراف از فشار پایه ۴۰ یا ۷۰ میلی‌متر جیوه)، به‌عنوان حرکات کنترل نشده کمری-لگنی و اختلال در نظر گرفته می‌شد. همچنین اگر میانگین تغییرات فشار چهار آزمون برای هر فرد کمتر از  $\pm 8$  میلی‌متر جیوه بود (فشار انحراف از فشار پایه ۴۰ یا ۷۰ میلی‌متر جیوه) به‌عنوان کنترل کمری-لگنی مطلوب در نظر گرفته شد. ضریب پایایی آزمون‌های کنترل کمری-لگنی (۰/۰-۸۶/۹۰) گزارش شده است (۱۷، ۱۵).



شکل ۱- آزمون‌های کنترل کمری-لگنی: الف، تست KLAT؛ ب، تست BKFO؛ ج، ASLR؛ د، تست PRONE

### ارزیابی توزیع فشار کف پای

به منظور جمع آوری داده‌های توزیع فشار کف پای، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچر از دستگاه توزیع فشار کف پای پی تی اسکن<sup>۱</sup> (پایا-فناوران مشهد-ساخت کشور ایران) استفاده شد (این دستگاه دارای گواهینامه تکرارپذیری ۰/۸۵ نسبت به دستگاه توزیع فشار زبریس<sup>۲</sup> ساخت کشور آلمان توسط دانشگاه شهید بهشتی است) (شکل ۲). این دستگاه دارای یک صفحه مانیتور و یک صفحه اندازه‌گیری فشار به مساحت ۵۰ × ۵۰ سانتی متر مربع است که دارای ۲۳۰۰ حسگر و فرکانس نمونه‌گیری آن ۱۶۵ هرتز است (۱۸). در تست استاتیک، آزمودنی‌ها با راهنمایی مسئول آزمایشگاه با پای برهنه به صورت دو پا بر روی منطقه مشخص شده بر روی صفحه دستگاه فشار کف پای قرار می‌گرفتند و دست‌ها به صورت آویزان در کنار بدن قرار داشت. سپس به منظور حذف اثر آزمون، به آزمودنی‌ها آموزش داده شد تا در تمام مدت اجرای آزمون به نشانگر با قطر ۱۰ سانتی‌متری که در فاصله ۲ متری از بیمار بر روی دیوار قرار داشت و مطابق با قد هر فرد و پاسچر طبیعی آزمودنی تنظیم می‌شد، نگاه کنند. هر آزمون به مدت ۲۰ ثانیه، ۳ تکرار و با ۲ دقیقه استراحت بین هر تکرار اجرا گردید و در نهایت میانگین این سه تکرار به عنوان داده نهایی جهت تجزیه و تحلیل آماری تعیین شد. علاوه بر آن، برای جلوگیری از هرگونه تنش ناخواسته در عضلات و اندام‌ها از فرد خواسته شد تا چند عمل دم و بازدم انجام دهد. در مدت انجام تست هیچ بازخورد کلامی به فرد داده نشد. همچنین لازم به ذکر است که قبل از ارزیابی متغیرهای توزیع فشار دستگاه توسط مسئول آزمایشگاه کالیبره می‌شد. جهت اندازه‌گیری شاخص تقارن<sup>۳</sup> کف پای بین دو پا، از معادله (۱) و شاخص تقارن بین قسمت جلو و عقب پا از معادله (۲) استفاده شد و در نرم افزار اکسل نسخه ۲۰۱۶ محاسبه گردید (۱۹).

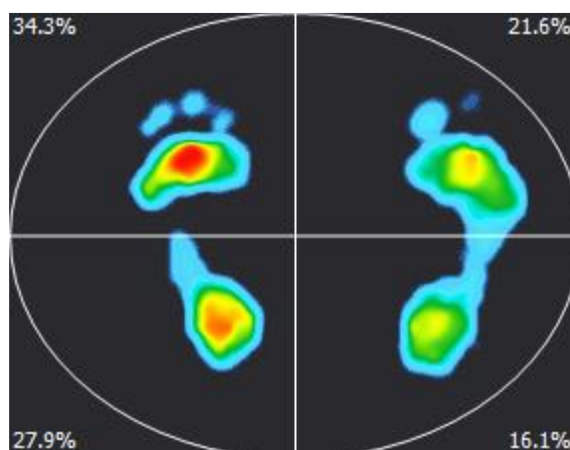
$$\text{SI} = \frac{\text{فشار پای برتر}}{\text{فشار پای برتر} + \text{فشار پای غیر برتر}} \times 100 \quad (\text{معادله ۱})$$

$$\text{SI} = \frac{\text{فشار جلوی پا}}{\text{فشار جلوی پا} + \text{فشار عقب پا}} \times 100 \quad (\text{معادله ۲})$$

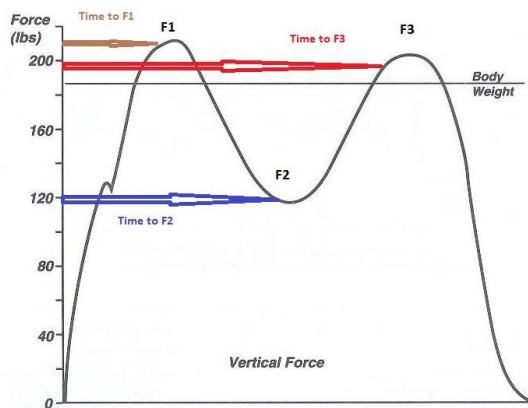
برای ارزیابی نیروی عمودی عکس العمل زمین، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا به صورت عادی در مسیر دستگاه توزیع فشار شروع به راه رفتن معمولی کنند، حین حرکت از روی دستگاه، یک قدم میانی انتخاب و داده‌های آن ثبت شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد که در حین قدم برداشتن با الگوی

- 
1. PT-Scan
  2. Zebris
  3. Symmetry Index (SI)

همیشه‌گی مسیر را طی کنند. معیارهای مورد بررسی شامل زمان تماس (زمان کل استانس)، میزان حداکثر نیروهای عمودی اجزاء اول، عمق و دوم و نیز مدت زمان لازم برای رسیدن به این اجزاء بود (شکل ۳).



شکل ۲- توزیع فشار کف پای در تعادل استاتیک



شکل ۳- نمودار نیروی عمودی عکس العمل زمین و محاسبه زمان رسیدن به پارامترهای آن

### تجربه و تحلیل داده‌ها

ثابت اطلاعات مربوط به نیروی عمودی عکس العمل زمین، توزیع فشار و تغییرات مرکز فشار با استفاده از نرم افزار نصب شده روی سیستم متصل به دستگاه در سه موقعیت استاتیک، داینامیک و

نوسانات مرکز فشار انجام شد. از شاخص‌های مربوط به سنجش مرکز فشار و بیضی اطمینان ۹۵ درصد، برای تعیین میزان تفاوت در تغییرات مرکز فشار استفاده شد. جهت محاسبه تقارن توزیع فشار بین دو اندام برتر و غیر برتر، چنانچه مقدار محاسبه شده مساوی با ۰/۵ بود، نشان دهنده تقارن کامل بین پاها است. اگر مقدار به دست آمده کمتر از ۰/۵ بود، بیانگر درصد بیشتر نیرو در پای برتر و اگر مقدار به دست آمده بیشتر از ۰/۵ بود، بیانگر درصد بیشتر نیرو در پای غیر برتر است. نسبت ایده‌آل تناسب نیروها در قسمت عقب و جلوی پا ۶۶ به ۳۳ (۶۶/۳۳) است که از فرمول ۲ محاسبه شد (۱۹). اگر مقدار محاسبه شده مساوی با ۰/۳۳ نشان دهنده وضعیت مطلوب توزیع نیرو بین قسمت جلو و عقب پا و اگر کمتر از ۰/۳۳ بود بیانگر افزایش نیرو در قسمت پاشنه و عقب پا است و اگر بیشتر از ۰/۳۳ بیانگر افزایش نیرو در قسمت جلو پا و پنجه است (۱۹). برای تجزیه و تحلیل آماری از نرم افزار اس.پی.اس.اس<sup>۱</sup> نسخه ۲۶ استفاده شد. سطح معناداری و فاصله اطمینان برای تجزیه و تحلیل کلیه داده‌ها به ترتیب ۰/۰۵ و ۰/۹۵ در نظر گرفته شد. ابتدا از آزمون شاپیروویلک به منظور اطمینان از نرمال بودن داده‌های مربوط به متغیرها و ویژگی‌های دموگرافیک و از آزمون لون به منظور بررسی همگنی واریانس‌ها، استفاده گردید. سپس از آزمون تی-مستقل جهت مقایسه میانگین‌ها بین دو گروه از نظر همگن بودن خصوصیات دموگرافیک و متغیرهای مطالعه استفاده شد. جهت بررسی اندازه اثر از فرمول زیر استفاده و براساس *d*-کوهن، مقادیر تفسیر شدند:  $d < 0.2$ ، کوچک و  $d < 0.5$  متوسط و  $d < 0.8$  بزرگ در نظر گرفته شد.

$$Eta = \frac{t^2}{t^2 + (n1 + n2 - 2)}$$

## نتایج

در این مطالعه مورد-شاهدی، ورزشکاران در دو گروه ۱۷ نفره با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعف کنترل کمری-لگنی قرار گرفتند. پس از بررسی مفروضه‌های مطالعه و برقراری پیش فرض-های آمار پارامتریک<sup>۲</sup> در بخش اول ویژگی‌های دموگرافیک، سابقه ورزشی و مدت زمان فعالیت طی یک هفته آزمودنی‌ها ارائه شده و تفاوت بین دو گروه توسط آزمون آماری تی-مستقل ارائه شده است (جدول ۱).

1. SPSS (SPSS Inc., Chicago, USA)

2.  $P > 0.05$ , Shapiro-Wilks Test,  $P > 0.05$ ؛ Levin's Test



جدول ۱- مشخصات دموگرافیک و سابقه ورزشی آزمودنی‌ها (n=۳۴).

*P-value	کنترل کم‌ری-لگنی ضعیف (n=۱۷) انحراف استاندارد ± میانگین	کنترل کم‌ری-لگنی مطلوب (n=۱۷) انحراف استاندارد ± میانگین	متغیرها
۱/۰۰	۱۸/۲۹ ± ۲/۴۱	۱۸/۲۹ ± ۴/۱۰	سن(سال)
۰/۶۲	۶۷/۷۶ ± ۱۶/۷۹	۶۵/۸۲ ± ۹/۲۵	وزن(کیلوگرم)
۰/۸۴	۱۷۳/۲۳ ± ۸/۲۶	۱۷۳/۷۶ ± ۶/۲۴	قد(سانتی‌متر)
۰/۶۶	۲۲/۲۳ ± ۴/۱۳	۲۱/۷۲ ± ۲/۴۷	شاخص توده بدنی(کیلوگرم بر متر مربع)
۰/۶۷	۵/۲۷ ± ۱/۹۲	۵/۵۵ ± ۲/۱۴	مدت زمان فعالیت در هفته (ساعت)
۰/۷۹	۷/۴۷ ± ۲/۴۱	۷/۱۷ ± ۱/۸۱	سابقه ورزشی (سال)

\*: سطح معناداری  $P < 0.05$

در ادامه میانگین‌های مربوط به چهار آزمون کنترل کم‌ری-لگنی بین دو گروه، با استفاده از آزمون آماری تی-مستقل مقایسه شد و مشخص شد بین دو گروه از نظر مقایسه میانگین‌ها برای تست KLAT ( $P=0.05$ ),  $t(32)=13/34$ ,  $t(32)=9/71$ ,  $t(32)=13/37$ ,  $t(32)=7/79$ ,  $t(32)=9/28$ ,  $t(32)=6/61$ ,  $t(32)=5/25$ ، تست ASLR ( $P=0.05$ ),  $t(32)=7/79$ ,  $t(32)=9/28$ ,  $t(32)=6/61$ ,  $t(32)=5/25$ ، تست PRONE ( $P=0.05$ ),  $t(32)=9/28$ ,  $t(32)=6/61$ ,  $t(32)=5/25$ ، و تست BKFO ( $P=0.05$ ),  $t(32)=13/37$ ,  $t(32)=7/79$ ,  $t(32)=9/28$ ,  $t(32)=6/61$ ,  $t(32)=5/25$  تفاوت معناداری وجود دارد (جدول ۲).

جدول ۲- مقادیر مربوط به ارزیابی وضعیت کنترل کم‌ری-لگنی آزمودنی‌های مطالعه (n=۳۴).

P- value	کنترل کم‌ری-لگنی ضعیف (n=۱۷) انحراف استاندارد ± میانگین	کنترل کم‌ری-لگنی مطلوب (n=۱۷) انحراف استاندارد ± میانگین	آزمون‌های کنترل کم‌ری- لگنی (mmHg)
*.۰/۰۰۱	۱۰/۱۷ ± ۲/۶۵	۳/۷۶ ± ۲/۹۹	KLAT
*.۰/۰۰۱	۱۴/۴۷ ± ۲/۸۵	۲/۹۴ ± ۲/۱۳	BKFO
*.۰/۰۰۱	۱۰/۸۸ ± ۲/۲۸	۳/۷۶ ± ۲/۹۹	ASLR
*.۰/۰۰۱	۱۷/۷۶ ± ۳/۸۸	۶/۳۵ ± ۳/۲۵	PRONE

\*: سطح معناداری  $P < 0.05$

به علاوه، نتایج آزمون آماری تی-مستقل نشان داد که میانگین درصد توزیع نیرو و شاخص تقارن در هر دو پا و در حالت استاتیک بین آزمودنی‌های دو گروه تفاوت معناداری داشته است ( $P=0/05$ )،  $t(32)=13/12$  ( $upper=13/67$ ,  $lower=6/21$ )؛ به طوری که افراد دارای ضعف کنترل کمری لگنی درصد بیشتری از توزیع فشار را بر روی پای برتر داشتند. همچنین درصد شاخص تقارن در افراد با کنترل کمری-لگنی ضعیف از میانگین ۵۰ درصد کمتر است که نشان دهنده افزایش توزیع نیرو بر روی پای برتر است ( $P=0/05$ )،  $t(32)=6/51$  ( $upper=11/67$ ,  $lower=8/91$ ) (جدول ۳).

جدول ۳- اطلاعات مربوط به درصد توزیع نیرو و شاخص تقارن در هر دو پا در دو گروه با کنترل کمری- لگنی مطلوب و ضعیف.

درصد شاخص تقارن توزیع فشار بین جلو و عقب پا در پای برتر *	درصد شاخص تقارن توزیع فشار بین جلو و عقب پا در پای برتر *	درصد شاخص تقارن توزیع فشار بین هر دو پا <sup>۱</sup>	
۰/۳۶	۰/۴۲	۰/۴۳	کنترل کمری لگنی ضعیف (n=۱۷)
۰/۴۵	۰/۵۱	۵/۰	کنترل کمری لگنی مطلوب (n=۱۷)

۱ اگر مقدار محاسبه شده شاخص تقارن مساوی با  $SI=0/5$  باشد، نشان دهنده تقارن کامل بین پاها است.

\* اگر مقدار محاسبه شده شاخص تقارن مساوی با  $0/33$  نشان دهنده وضعیت مطلوب توزیع نیرو بین قسمت جلو و عقب پا است.

همچنین نتایج آزمون آماری تی-مستقل نشان داد که میانگین اوج نیروی عمق ( $P=0/05$ ,  $t=2/35$ ) -  
 $t(28)=-15/71$ ,  $upper=-219/27$ ,  $lower=-219/27$ ) و اوج نیروی دوم ( $P=0/05$ ,  $t(28)=-2/22$ ) -  
 $t(28)=-25/31$ ,  $upper=-294/27$ ,  $lower=-294/27$ ) در پای برتر بین دو گروه تفاوت معناداری داشته است ( $P\leq 0/05$ ) (جدول ۴).

جدول ۴- مقایسه وضعیت نیروی عکس العمل زمین بین دو گروه با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف.

اندام	نیروی عمودی عکس العمل زمین	کنترل کمری لگنی مطلوب (n=17)	کنترل کمری لگنی ضعیف (n=17)	P-value
پای برتر	مدت زمان تماس با زمین (میلی ثانیه)	48/93 ± 18/61	47/86 ± 13/89	0/860
	اوج نیروی اول	755/47 ± 101/33	869/74 ± 233/25	0/093
	نیروی عمق	596/73 ± 73/09	713/99 ± 179/106	*0/026
	اوج نیروی دوم	662/65 ± 94/05	816/21 ± 249/83	*0/034
پای غیر برتر	مدت زمان تماس با زمین (میلی ثانیه)	14/23 ± 3/67	13/03 ± 3/36	0/731
	اوج نیروی اول	758/45 ± 145/20	840/25 ± 213/45	0/230
	نیروی عمق	615/24 ± 139/01	682/50 ± 158/31	0/227
	اوج نیروی دوم	711/86 ± 130/74	831/88 ± 191/16	0/065

\*: سطح معناداری  $P < 0/05$ .

مقادیر بر حسب میانگین ± انحراف استاندارد می باشند.

یافته دیگر این مطالعه نشان داد که میانگین نوسانات قدامی-خلفی و نوسانات داخلی-خارجی، در حالت جفت پا با چشمان باز بین دو گروه تفاوت معناداری وجود داشته است ( $P\leq 0/05$ ). همچنین میانگین محدوده نوسانات داخلی-خارجی، در حالت جفت پا با چشمان بسته بین دو گروه تفاوت معناداری داشت ( $P\leq 0/05$ ). علاوه بر آن، میانگین محدوده نوسانات قدامی-خلفی، در حالت تک پا با چشمان باز، بین دو گروه مطالعه تفاوت معناداری داشت ( $P\leq 0/05$ ) (جدول ۵).

جدول ۵- مقادیر مربوط به نوسانات پاسچر و مرکز فشار در حالت دو پا با چشمان باز و بسته و تک پا دو گروه با و بدون کنترل کمری لگنی (n=۳۴)

P-value	کنترل کمری لگنی ضعیف (n=۱۷)	کنترل کمری لگنی مطلوب (n=۱۷)	شاخص‌های مرکز فشار	اندام
۰/۰۱۴*	۶۸۷/۹۱ ± ۳۶۶/۸۲	۳۸۶/۶۷ ± ۱۳۴/۱۱	محدوده نوسانات (میلی متر مربع)	دو پا چشمان باز
۰/۰۴۳*	۸/۰۹ ± ۲/۶۹	۵/۹۷ ± ۲/۰۹	نوسانات قدامی-خلفی (SD <sub>y</sub> )	
۰/۰۵۰*	۵/۱۶ ± ۲/۵۴	۳/۶۳ ± ۰/۷۰	نوسانات داخلی-خارجی (SD <sub>x</sub> )	
۰/۴۹۴	۲۴۴/۵۵ ± ۵۳/۶۱	±۵۲/۲۲۸ ۵۰/۷۴	طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار	
۰/۴۹۴	۱۲/۲۲ ± ۳/۰۷	۱۱/۴۲ ± ۲/۵۳	میانگین سرعت نوسانات	
۰/۰۵۰*	۹۳۰/۵۹ ± ۵۸۲/۶۹	۵۶۰/۴۹ ± ۲۵۱/۲۲	محدوده نوسانات (میلی متر مربع)	دو پا چشمان بسته
۰/۲۶۵	۷/۸۳ ± ۲/۶۵	۶/۷۹ ± ۱/۶۹	نوسانات قدامی-خلفی (SD <sub>y</sub> )	
۰/۰۳۴*	۷/۲۵ ± ۳/۰۲	۴/۸ ± ۲/۰۱	نوسانات داخلی-خارجی (SD <sub>x</sub> )	
۰/۴۵۷	۲۸۸/۲۱ ± ۷۴/۱۷	۲۶۷/۵۴ ± ۵۸/۵۶	طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار	
۰/۴۵۷	۱۴/۴۱ ± ۳/۷۰	۱۳/۳۷ ± ۲/۹۲	میانگین سرعت نوسانات	
۰/۰۱۹*	۱۵۵۹/۷۹ ± ۸۵۵/۵۷	۹۶۶/۳۳ ± ۲۶۶/۵۶	محدوده نوسانات (میلی متر مربع)	تک پا چشمان باز
۰/۰۰۷*	۱۳/۰۷ ± ۵/۰۳	۹/۰۷ ± ۱/۷۴	نوسانات قدامی-خلفی (SD <sub>y</sub> )	
۰/۲۵۰	۶/۵۲ ± ۱/۶۰	۵/۹۲ ± ۱/۰۴	نوسانات داخلی-خارجی (SD <sub>x</sub> )	
۰/۹۶۰	۶۲۱/۰۹ ± ۱۵۴/۴۰	۶۲۳/۱۷۶ ± ۷۰/۰۳	طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار	
۰/۹۶۶	۳۱/۰۵ ± ۷/۷۲	۳۱/۱۸ ± ۸/۸۰	میانگین سرعت نوسانات	

\* : سطح معناداری P &lt; ۰/۰۵

مقادیر بر حسب میانگین ± انحراف استاندارد می باشند.

## بحث و نتیجه گیری

مطالعه حاضر با هدف ارزیابی وضعیت کنترل کمری-لگنی در ورزشکاران حرفه‌ای و مقایسه شاخص تقارن نیرو بین پای برتر و غیر برتر، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچرال در ورزشکاران با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف مرتبط است. کنترل کمری-لگنی با چهار آزمون با استفاده از بایوفیدبک پرشر ارزیابی شد که در آن تغییرات فشار بیش از  $\pm 8$  نشانگر کنترل کمری-لگنی ضعیف بود. بر اساس این نتایج، ورزشکاران شرکت کننده در این مطالعه در گروه‌های ضعیف یا مطلوب کنترل کمری-لگنی قرار گرفتند. مطالعه حاضر نشان داد که بازیکنان زن حرفه‌ای بسکتبال، والیبال و هندبال دارای کنترل کمری لگنی ضعیفی هستند. ناحیه کمری-لگنی ثبات پویایی را برای حرکت اندام‌ها فراهم می‌کند. یافته‌های اخیر نشان داده است که با ایجاد اختلال در عناصر داخلی زنجیره حرکتی، خطر آسیب نیز افزایش می‌یابد، که به نوبه خود باعث تغییراتی در بیومکانیک اندام‌ها می‌شود (۲۰).

یافته‌های این مطالعه نشان داد که درصد توزیع فشار کف پای و شاخص تقارن نیرو در هر دو پا در وضعیت استاتیک تفاوت معناداری داشته است؛ به طوری که افراد دارای ضعف کنترل کمری-لگنی درصد بیشتری از توزیع فشار را بر روی پای برتر داشتند. همچنین درصد شاخص تقارن در افراد بدون کنترل کمری-لگنی از میانگین ۵۰ درصد کمتر بود که نشان دهنده افزایش توزیع نیرو بر روی پای برتر است. از فرضیه‌های مهمی که در زمینه مطالعه توزیع فشار کف پای مورد توجه برخی پژوهشگران قرار گرفته است، بحث مربوط به تقارن در توزیع فشار کف پای بین اندام برتر و غیربرتر در ورزشکاران است (۲۱). به طوری که بسیاری از مطالعات عدم تقارن توزیع نیرو و فشار بین دو اندام تحتانی را از دلایل ایجاد آسیب‌هایی چون التهاب فاشیای کف پای، استرس فراکچر سر استخوان‌های کف پای (۲۲) و بروز کمردردهای مزمن مکانیکال (۲۳) در ورزشکاران می‌دانند. تا کنون مطالعات مشابهی درباره بررسی پارامترهای توزیع فشار کف پای و شاخص تقارن نیرو در ورزشکاران با تکنیک فرود مکرر صورت نگرفته است تا بتوان مقایسه‌ای بین نتایج این پژوهش با مطالعات صورت گرفته انجام داد؛ اما از لحاظ مقایسه تقارن توزیع فشار کف پا در ورزشکاران و غیر ورزشکاران مطالعاتی صورت گرفته که نتایج آنان قابل تعمیم است (۲۴). با استناد به نتایج این مطالعات علت عدم تقارن توزیع فشار در دو اندام برتر و غیر برتر در ورزشکاران، انجام تمرینات خاص رشته‌های مختلف ورزشی و استفاده مدام و بیشتر از پای برتر نسبت به پای غیربرتر است که می‌تواند بر گروه‌های عضلانی و عدم تقارن تأثیرگذار باشد (۲۵). دلیل دیگر انتقال یک‌طرفه نیرو بر روی پای برتر در ورزشکاران بررسی پارامترهای کنیتیکی و رفتارهای عملکردی اندام تحتانی در

ورزشکاران است (۲۶). در این راستا وونگ<sup>۱</sup> و همکاران شاخص تقارن توزیع فشار کف پای را در فوتبالیست‌ها بررسی کردند. نتایج آنان نشان داد تفاوت در الگوی توزیع فشار کف پای در اندام برتر و غیر برتر به تقاضای عملکردی دو اندام مربوط می‌شود، به گونه‌ای که اندام برتر مسئول پیشروی و اندام غیر برتر مسئول پایداری است (۲۷). همچنین انتظاری و همکاران تقارن توزیع فشار کف پای را در پای برتر و غیر برتر تکواندوکاران بررسی کردند و متوجه وجود تفاوت معنادار بین دو اندام برتر و غیربرتر شدند (۲۸). ازودو<sup>۲</sup> و همکاران، توزیع فشار کف پای در فوتبالیست‌های جوان را به بوته آزمایش گذاردند و عنوان نمودند که عدم تقارن در توزیع فشار بین پای برتر و غیر برتر وجود داشته و میزان فشار وارد شده در قسمت جلو پا بیشتر بوده که این مسئله سبب وقوع بارگذاری بیشتر در جلو پا گردیده است. این خود می‌تواند ریسک وقوع آسیب اندام تحتانی علی‌الخصوص مچ پا و زانو را افزایش دهد (۲۹). همچنین منارد<sup>۳</sup> و همکاران عنوان کردند که توزیع فشار کف پای یکی از فاکتورهای پیش بینی کننده آسیب‌های پا و مچ پا است (۳۰). یوون<sup>۴</sup> و همکاران نیز در پژوهشی مشابه عنوان نمودند که بعد از چهار هفته تمرینات فعال نمودن به موقع عضلات ثبات دهنده ناحیه کمری-لگنی، فشار پا بر روی قسمت داخلی پا کاهش و در قسمت خارجی آن افزایش یافته است. این موضوع نشان دهنده توزیع طبیعی و یکنواخت فشار بر روی پا است (۳۱) که همگی در راستای یافته مطالعه حاضر هستند.

از دیگر نتایج قابل توجه پژوهش حاضر می‌توان به معنادار بودن تفاوت بین نیروی عمق و نیروی اوج دوم در حین راه رفتن در پای برتر ورزشکاران اشاره نمود. حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل در هنگام راه رفتن به سمت جلو، دو اوج نیروی اصلی دارد که بدن در این مراحل شتاب صعودی دارد. این دو اوج به ترتیب در مراحل ابتدایی فاز راه رفتن (هنگام برخورد پاشنه با زمین) و انتهای فاز (ضربه پنجه) روی دو پا است. به‌طور کلی باید این دو اوج نیرو در راه رفتن به جلو تقریباً یکسان باشد. همچنین در نمودار نیروهای عمودی عکس العمل زمین در هنگام راه رفتن به سمت جلو، در مرحله میانه استقرار یک فرورفتگی وجود دارد که در زمان تماس کف پا با زمین، به وجود می‌آید و در این مرحله بدن شتاب نزولی دارد (۳۲). در تغییر نیروی عمودی عکس العمل زمین در حین راه رفتن عضلات نقش ویژه‌ای دارند؛ حفظ اوج نیروی اول و شتاب بخشیدن به بدن در ابتدای مرحله استقرار (هنگام برخورد پاشنه با زمین) که شتاب بدن و شتاب جاذبه هم راستا است، بر عهده گروه عضلات بازکننده زانو (پهن داخلی، پهن خارجی و میانی) و باز کننده‌های مفصل ران (سرینی

- 
1. Wong
  2. Azevedo
  3. Ménard
  4. Yoon

بزرگ) است. در مرحله میانه استقرار عضله سرینی میانی بیشترین حمایت را فراهم می‌کند. همچنین حفظ اوج نیروی دوم در انتهای مرحله استقرار (ضربه پنجه) که شتاب بدن و شتاب جاذبه که در خلاف جهت یکدیگر هستند برعهده عضلات پلاتنار فلکسور مچ پا (عضله نعلی و دوقلو ساق پا) و عضلات اکستنسور زانو است (۳۳). با توجه به نکات گفته شده و یافته مطالعه حاضر که نیروی عمق و اوج نیروی دوم در دو گروه کنترل کمری-لگنی ضعیف و مطلوب تفاوت معناداری نشان داد؛ می‌توان این‌گونه اظهار نمود که افراد دارای ضعف کنترل کمری لگنی به دلیل ضعف در عضله سرینی میانی (یعنی مهم‌ترین عضله در کنترل کمری لگنی) (۳۴)، پلاتنار فلکسورهای مچ پا (عضله نعلی و دوقلو ساق پا) و عضلات اکستنسور زانو در نیروی عمق و اوج نیروی دوم افزایش معناداری نسبت به گروه با کنترل کمری-لگنی مطلوب داشتند. در تأیید این موضوع، تیلر<sup>۱</sup> و همکاران با بررسی ضعف عضله آبداکتور هیپ به‌ویژه گلتوتوس مدیوس که مهم‌ترین عضله در کنترل کمری-لگنی است، بیان کردند ضعف این عضله در ایجاد حرکات غیرطبیعی مفصل ران و استخوان درشت-نی مؤثر بوده و می‌تواند موجب تغییر کینماتیک اندام تحتانی حین فرود در آزمون پایین آمدن از پله شود (۳۵). همچنین لاندنر<sup>۲</sup> و همکاران بیان کردند که افراد با اختلال در مجموعه کمری-لگنی دارای ضعف عضلات آبداکتور مفصل ران به‌ویژه سرینی میانی بوده‌اند که این خود باعث نزدیک شدن استخوان ران به خط میانی بدن شده و باعث ولگوس داینامیک زانو می‌گردد. در نتیجه افزایش نیروی عکس‌العمل زمین را به همراه دارد (۳۴). زازولک<sup>۳</sup> و همکاران نیز بیان کردند که ضعف کنترل عصبی-عضلانی ناحیه کمری-لگنی با افزایش ابداکشن و گشتاور ولگوس زانو مرتبط بوده است و افزایش نیروی عکس‌العمل زمین را به همراه دارد (۳۶). در همین راستا اکستروم<sup>۴</sup> و همکاران هم گزارش نمودند که تمرینات ثبات دهنده مجموعه کمری-لگنی با هدف تقویت عضلات عمقی می‌تواند نیروی عکس‌العمل زمین را کاهش دهد (۳۷) که همگی با یافته مطالعه حاضر همخوانی داشتند.

نکته حائز اهمیت دیگر مقایسه فاکتورهای نوسان پاسچر در دو گروه با کنترل کمری-لگنی ضعیف و مطلوب بود؛ به‌طوری که میانگین نوسان پاسچر در دو سطح داخلی-خارجی و قدامی خلفی، در سه وضعیت ایستا با چشمان باز، ایستا با چشمان بسته و ایستادن روی یک پا مورد مقایسه قرار گرفت و دو گروه در نوسان فشار کف پای در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در وضعیت ایستا با چشمان باز تفاوت معناداری داشتند. از آن‌جا که راه‌برد مورد استفاده برای حفظ تعادل در جهت

- 
1. Tyler
  2. Laudner
  3. Zazulak
  4. Ekstrom

قدامی-خلفی به عهدهٔ مچ پا است. به نظر می‌رسد در پژوهش حاضر به علت نقص حفظ تعادل در جهت قدامی-خلفی که به عهدهٔ مچ پا است، عضلات دورسی/ پلانتر فلکسورها در گروه اختلال کم‌ری-لگنی در وضعیت ایستا دو پا و به‌خوبی قادر به کنترل نوسانات در این جهت نبودند. این امر نیز می‌تواند یکی از دلایل افزایش نوسانات باشد (۳۸). همچنین لازم به توضیح است که بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر دو گروه در انحراف استاندارد نوسانات داخلی-خارجی در دو وضعیت ایستا با چشمان باز و بسته تفاوت معناداری داشتند. با توجه به این نکته که کنترل نوسانات در جهت داخلی-خارجی از راه‌برد هیپ استفاده می‌شود به نظر می‌رسد در پژوهش حاضر افراد دارای ضعف کنترل کم‌ری-لگنی به دلیل ضعف در عضلات ران (آبداکتورها و آداکتورها) به‌خوبی قادر به کنترل نوسانات در این جهت نبوده‌اند. این امر نیز می‌تواند یکی از دلایل افزایش نوسانات باشد (۳۹). یافته‌های مطالعه سافرینس<sup>۱</sup> و همکاران نیز نتیجهٔ مطالعه حاضر را تأیید می‌کند. آنها اذعان نمودند که تمرینات ثبات بخشی کمپلکس کم‌ری-لگنی-رانی می‌تواند تعادل داخلی-خارجی را بهبود بخشد (۴۰).

از دیگر نتایج این مطالعه افزایش محدوده نوسانات در گروه با کنترل کم‌ری-لگنی ضعیف در هر سه وضعیت بود. با توجه به این نکته که حفظ مرکز فشار<sup>۲</sup> درون سطح اتکا و برقراری کنترل پاسچر از طریق فعال شدن به موقع عضلات دخیل در کنترل کم‌ری-لگنی است؛ می‌توان بیان نمود که اختلال در کنترل کم‌ری-لگنی منجر به حرکات کنترل نشده تنه و جا به جایی‌های ناخواسته مرکز ثقل بر روی سطح اتکا شده و در نهایت ثبات مرکز ثقل بر روی سطح اتکا کاهش یافته و با افزایش محدوده نوسانات ورزشکاران همراه بوده است و آنان را در معرض وقوع آسیب‌های اندام تحتانی قرار می‌دهد (۴۱). در این راستا ساتو<sup>۳</sup> و همکاران نشان دادند که تمرینات ثبات مرکزی که لازمه آن کنترل کم‌ری-لگنی و انقباض ایزومتریک عضلات ناحیه مرکزی بدن است، به بهبود کنترل پاسچر ورزشکاران و جلوگیری از برهم خوردن نوسانات پاسچرال کمک می‌کند. به عبارت دیگر فعال سازی مناسب عضلات ناحیه کم‌ری-لگنی باعث کاهش آشفتگی می‌شود و تعادل پاسچرال ایجاد می‌کند (۴۱). لانگ<sup>۴</sup> و همکاران نیز تأثیر شش هفته تمرینات کنترل کم‌ری-لگنی بر روی بسکتبالیست‌ها را بررسی و عنوان نمودند که تمرینات کنترل کم‌ری-لگنی در برنامه‌های توانبخشی می‌تواند میزان نوسانات پاسچر را کاهش داده و نرخ وقوع آسیب‌های اندام تحتانی ورزشکاران را کاهش دهد (۴۲)، بنابراین یافته‌های مطالعات ذکر شده به طور غیر مستقیم یافتهٔ پژوهش حاضر را تأیید می‌کنند.

- 
1. Szafraniec
  2. Center of Pressure
  3. Sato
  4. Long



به علاوه، یافته‌های این مطالعه نشان داد نوسانات پاسچر در وضعیت چشم بسته در دو گروه با کنترل کم‌ری-لگنی مطلوب و ضعیف تفاوت معناداری داشت؛ به طوری که در گروه با اختلال کم‌ری-لگنی میزان نوسانات پاسچر بیشتر بود. از آنجایی که کنترل پاسچر به وسیله هماهنگی سه سیستم بینایی، وستیبولار و حس عمقی امکان پذیر است هر گونه نقص و اختلال در هماهنگی و عملکرد به موقع هر یک از سیستم‌ها موجب برهم خوردن تعادل و کنترل پاسچر می‌شود (۴۳). طبق مطالعات انجام شده در زمینه کنترل پاسچر و ارزیابی نوسانات پاسچرال، مشخص شده است که سیستم بینایی نسبت به سیستم حس عمقی و وستیبولار نقش مهم‌تری در ثبات پاسچرال دارد. بنابراین افزایش نوسانات پاسچرال در غیاب ورودی‌های بینایی صورت می‌گیرد (۴۴). در این راستا کاجی و همکاران اثر تمرینات ثبات دهنده ناحیه کم‌ری-لگنی را بر روی نوسانات پاسچر و طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار در حالت ایستا با چشمان بسته مورد بررسی قرار دادند. نتایج نشان داد تمرینات ثبات دهنده ناحیه کم‌ری-لگنی موجب کاهش نوسان پاسچر در جهت داخلی-خارجی و قدامی-خلفی، کاهش میانگین سرعت نوسانات، و کاهش طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار بدن می‌شود (۴۵). مرادی و همکاران نیز با بررسی اثر تمرینات ثبات مرکزی بر روی نوسان پاسچر ورزشکاران در حالت ایستا با چشمان بسته بیان کردند که ثابت بخشی در ناحیه کم‌ری لگنی باعث کاهش نوسان پاسچر می‌شود (۴۶). بنابراین و با توجه به نتایج به دست آمده توسط پژوهشگران که تمرینات ثبات دهنده ناحیه مرکزی بدن تأثیر مثبت و معناداری بر روی کاهش نوسانات پاسچر در حالت ایستاده با چشمان بسته دارد (۴۶، ۴۵)، می‌توان اهمیت کنترل کم‌ری-لگنی مطلوب را بر روی کنترل پاسچر مناسب و پیشگیری از اغتشاشات ناگهانی و بروز آسیب‌های پیش روی ورزشکاران مشخص نمود.

نکته حائز اهمیت دیگر مقایسه فاکتورهای نوسان پاسچر در وضعیت ایستادن روی یک پا در دو گروه با کنترل کم‌ری-لگنی مطلوب و ضعیف بود؛ به طوری که در گروه با کنترل کم‌ری-لگنی ضعیف هنگام ایستادن روی یک پا افزایش نوسانات پاسچرال مشاهده شد. از آنجایی که در رشته‌های ورزشی چون والیبال، بسکتبال و هندبال که لندینگ مکرر دارند، فرود روی یک پا زیاد اتفاق می‌افتد (طوری که ۴۵٪ از لندینگ‌ها در والیبال تک‌پایی هستند) (۴۷)، بنابراین لازم است تا نوسانات پاسچر در این رشته‌های ورزشی در مهارتی چون ایستادن روی یک پا مورد مطالعه قرار گیرد. با توجه به این نکته که ایستادن روی یک پا مستلزم داشتن کنترل کم‌ری-لگنی مناسب است (۴۸)، این یافته می‌تواند به ضعف کنترل ناحیه کم‌ری-لگنی برگردد؛ به طوری که گزارش شده است افراد با کنترل کم‌ری-لگنی ضعیف دارای ضعف یا تأخیر در فعال شدن عضلات درگیر در کنترل کم‌ری-لگنی می‌باشند که می‌تواند سبب بروز حرکات جبرانی و پیش‌بینی نشده شود (۴۸). به‌عنوان

مثال یکی از عضلات اصلی و مهم در کنترل کمری-لگنی، عضله سربینی میانی است که نقش مهمی به عنوان ثبات دهنده لگن خاصره طی ایستادن روی یک پا دارد. انقباض به موقع آن در طی ایستادن روی یک پا، از افت لگن سمت مقابل و ولگوس زانوی همان سمت جلوگیری می‌کند. در نتیجه افرادی که ضعف عضله سربینی میانی دارند، نمی‌توانند در مقابل آداکشن هیپ مقاومت کنند و در نتیجه منجر به افزایش ولگوس زانو و اختلالات پاسچر می‌شود (۴۹). همچنین ضعف عضله سربینی میانی و دورکننده‌های هیپ باعث حرکات غیرطبیعی استخوان‌های ران و درشت‌نئی و اختلال در مکانسیم کشککی-رانی می‌شود و در نهایت سبب ایجاد نیروهای غیرطبیعی در مفصل زانو می‌گردد و منجر به افزایش نوسانات می‌شود (۵۰).

در این مطالعه محدودیت‌هایی وجود داشت از جمله می‌توان به موارد زیر اشاره نمود: (۱) تعداد آزمودنی‌ها که با توجه به اپیدمی کرونا به همین تعداد بسنده شد. اگر پژوهشگران شرایط انجام مطالعه روی تعداد نمونه بیشتری داشتند، توان آزمون به مراتب افزایش می‌یافت و قدرت تعمیم پذیری را بالا می‌برد؛ (۲) عدم امکان بررسی هم‌زمان شاخص‌های کینتیکی و کینماتیکی جهت تحلیل هر چه بهتر شاخص‌های توزیع فشار در دو گروه با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف و (۳) در دسترس نبودن ابزار مناسب جهت ارزیابی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درگیر و نیروی عکس العمل زمین در حین فرود.

در این مطالعه اثر ضعف کنترل کمری-لگنی بر تقارن توزیع فشار کف پا، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچر در ورزشکاران حرفه‌ای دارای مهارت فرود مکرر بررسی گردید. یافته‌ها نشان دادند کنترل ضعیف کمری-لگنی می‌تواند تقارن توزیع فشار و نیرو ورزشکاران حرفه‌ای را مختل نماید و آنها را در معرض وقوع آسیب‌های اندام تحتانی قرار دهد. علاوه بر آن نتایج مطالعه حاضر نشان داد کنترل ضعیف کمری-لگنی می‌تواند بر افزایش نیروی عمودی عکس العمل زمین مؤثر باشد و عملکرد اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد و بازده یک ورزشکار حرفه‌ای را دچار نقصان نماید. همچنین ضعف کنترل کمری-لگنی باعث افزایش نوسانات پاسچر در سه حالت ایستاده با چشمان باز و بسته و ایستادن روی یک پا شد که در نهایت عملکرد اندام تحتانی را دچار اختلال نمود و این مسئله ورزشکاران را در معرض آسیب‌های اندام تحتانی قرار می‌دهد.

## تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد است. بدین وسیله نویسندگان از تمام ورزشکاران شرکت در مطالعه و مربیان و مسئولین آزمایشگاه توانبخشی دانشگاه، همچنین کمیته

اخلاق در پژوهش زیستی دانشگاه رازی که در انجام مطالعه پژوهشگران را همراهی کردند تشکر و قدردانی می‌گردد.

### منابع

1. Chaudhari AM, McKenzie CS, Borchers JR, Best TM. Lumbopelvic control and pitching performance of professional baseball pitchers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011; 25(8): 2127-32. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31820f5075>
2. Sasaki S, Tsuda E, Yamamoto Y, Maeda S, Kimura Y, Fujita Y, et al. Core-muscle training and neuromuscular control of the lower limb and trunk. *Journal of athletic training*. 2019; 54(9): 959-69. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-113-17>
3. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004; 36(6): 926-34. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3>
4. Chaudhari AM, McKenzie CS, Pan X, Oñate JA. Lumbopelvic control and days missed because of injury in professional baseball pitchers. *The American journal of sports medicine*. 2014; 42(11): 2734-40. <https://doi.org/10.1177%2F0363546514545861>.
5. Chuter VH, de Jonge XA. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait & posture*. 2012 May 1; 36(1): 7-15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.001>
6. Barwick A, Smith J, Chuter V. The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: A review of the literature. *The foot*. 2012 Sep 1; 22(3):224-31. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2012.03.006>
7. Perrott MA, Pizzari T, Cook J. Lumbopelvic exercise reduces lower limb muscle strain injury in recreational athletes. *Physical Therapy Reviews*. 2013; 18(1): 24-33. <https://doi.org/10.1179/1743288X12Y.0000000055>
8. De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche LV, De Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Physical therapy in sport*. 2018; 30: 48-56. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.08.076>
9. Tasoojian E, Dizaji E, Memar R, Alizade F. The comparison of plantar pressure and ground reaction force in male and female elite karate practitioners. *Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation*. 2016; 5(3): 42-54. (In Persian) <https://dx.doi.org/10.22038/jpsr.2016.7343>
10. Rostami A, Letafatkar A, Khaleghi Tazji M. The effects of feedback exercises on peak vertical Ground Reaction force and Rate of Loading associated with lower extremity injury in landing after volleyball blocks. *Journal of Exercise Science and Medicine*. 2019;10(2): 197-211. (In Persian) <https://dx.doi.org/10.22059/jsmmed.2019.258996.901>

11. Araujo S, Cohen D, Hayes L. Six weeks of core stability training improves landing kinetics among female capoeira athletes: a pilot study. *Journal of human kinetics*. 2015; 45: 27. <https://dx.doi.org/10.1515%2Fhukin-2015-0004>
12. Inan M, Alkan A, Harma A, Ertem K. Evaluation of the gluteus medius muscle after a pelvic support osteotomy to treat congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 2005; 87: 2246-52. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.07.015>
13. Fujitaka K, Taniguchi A, Isomoto S, Kumai T, Otuki S, Okubo M, et al. Pathogenesis of Fifth Metatarsal Fractures in College Soccer Players. 2015;3(9):2325967115603654. <https://doi.org/10.1177%2F2325967115603654>
14. Almazán-Polo J, López-López D, Romero-Morales C, Rodríguez-Sanz D, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, et al. Quantitative Ultrasound Imaging Differences in Multifidus and Thoracolumbar Fasciae between Athletes with and without Chronic Lumbopelvic Pain: A Case-Control Study. *Journal of clinical medicine*. 2020; 9(8): 2647. <https://doi.org/10.3390/jcm9082647>
15. Roussel N, Nijs J, Truijen S, Vervecken L, Mottram S, Stassijns G. Altered breathing patterns during lumbopelvic motor control tests in chronic low back pain: a case-control study. *European Spine Journal*. 2009; 18(7): 1066-73. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1020-y>
16. Grosdent S, Demoulin C, Rodriguez de La Cruz C, Giop R, Tomasella M, Crielaard J-M, et al. Lumbopelvic motor control and low back pain in elite soccer players: a cross-sectional study. *Journal of sports sciences*. 2016; 34(11): 1021-9. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1085077>
17. Solana-Tramunt M, Ortegón A, Morales J, Nieto A, Nishishinya MB, Villafañe JH. Diagnostic accuracy of lumbopelvic motor control tests using pressure biofeedback unit in professional swimmers: A cross-sectional study. *Journal of orthopaedics*. 2019; 16(6): 590-5. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2019.06.002>
18. Jafarpesheh M, Sadeghi DE, Fereshtenejad N. The Effects of Metatarsal Pad on Plantar Pressure of the Forefoot in Individuals with Diabetic Peripheral Neuropathy: A Randomized Crossover Study. *Journal of research in Rehabilitation sciences*. 2016; 11(6): 407-12. (In Persian). <http://dx.doi.org/10.22122/jrrs.v11i6.2561>
19. Braun BJ, Veith NT, Hell R, Döbele S, Roland M, Rollmann M, et al. Validation and reliability testing of a new, fully integrated gait analysis insole. *Journal of foot and ankle research*. 2015; 8(1): 1-7. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0111-8>
20. Verrelst R, Van Tiggelen D, De Ridder R, Witvrouw E. Kinematic chain-related risk factors in the development of lower extremity injuries in women: A prospective study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2018; 28(2): 696-703. <https://doi.org/10.1111/sms.12944>
21. Gilmer GG, Washington JK, Dugas JR, Andrews JR, Oliver GD. The role of lumbopelvic-hip complex stability in softball throwing mechanics. *Journal of sport rehabilitation*. 2019; 28(2):196-204. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0276>
22. Wafai L, Zayegh A, Woulfe J, Aziz SM, Begg R. Identification of foot pathologies based on plantar pressure asymmetry. *Sensors*. 2015; 15(8): 20392-408. <https://doi.org/10.3390/s150820392>

23. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology*. 2013; 52(12):2275-82. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ket298>
24. Gobbi G, Galli D, Carubbi C, Pelosi A, Lillia M, Gatti R, et al. Assessment of body plantar pressure in elite athletes: an observational study. *Sport Sciences for Health*. 2013; 9(1):13-8. <https://doi.org/10.1007/s11332-013-0139-8>
25. Maupas E, Paysant J, Martinet N, André J. Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. *Clinical Biomechanics*. 1999; 14(6):403-11. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00005-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00005-4)
26. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*. 1997; 16 (2): 243-58. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00054-1](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00054-1)
27. Wong P-I, Chamari K, Chaouachi A, Wisløff U, Hong Y. Difference in plantar pressure between the preferred and non-preferred feet in four soccer-related movements. *British journal of sports medicine*. 2007; 41(2):84-92. <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.2006.030908>
28. Entezari S, Memar R, Kakavand M. Effect of taekwondo on plantar pressure distribution symmetry in dominant and non-dominant limb. *Research in Sport Medicine and Technology Research in Sport Medicine and Technology*. 2017; 15(13):17-24. (In Persian). <http://dx.doi.org/10.29252/jsmt.18.20.1>
29. Azevedo RR, da Rocha ES, Franco PS, Carpes FP. Plantar pressure asymmetry and risk of stress injuries in the foot of young soccer players. *Physical Therapy in Sport*. 2017; 24: 39-43. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.10.001>
30. Ménard AL, Begon M, Barrette J, Green B, Ballaz L, Nault ML. Plantar pressure analysis: identifying risk of foot and ankle injury in soccer players. *Translational Sports Medicine*. 2021. <https://doi.org/10.1002/tsm2.253>
31. Yoon S-D, Sung D-H, Park GD. The effect of active core exercise on fitness and foot pressure in Taekwondo club students. *Journal of physical therapy science*. 2015; 27(2): 509-11. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.509>
32. Bigouette J, Simon J, Liu K, Docherty CL. Altered vertical ground reaction forces in participants with chronic ankle instability while running. *Journal of athletic training*. 2016; 51(9):682-7. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.11.11>
33. Liu MQ, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *Journal of biomechanics*. 2006; 39(14): 2623-30. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.017>
34. Laudner KG, Wong R, Meister K. The influence of lumbopelvic control on shoulder and elbow kinetics in elite baseball pitchers. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2019; 28(2): 330-4. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.07.015>
35. Tyler TF, Nicholas SJ, Mullaney MJ, McHugh MP. The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *The American journal of sports medicine*. 2006; 34(4):630-6. <https://doi.org/10.1177%2F0363546505281808>
36. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American journal of sports medicine*. 2007; 35(7):1123-30. <https://doi.org/10.1177%2F0363546507301585>

37. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37(12): 754-62. <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2007.2471>
38. Winter DA. Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with center of pressure changes in quiet standing. *Neurosci Res Commun.* 1993; 12(5): 141-8.  
[https://ci.nii.ac.jp/lognavi?name=crossref&id=info:doi/10.20718/jjpa.10.3\\_109](https://ci.nii.ac.jp/lognavi?name=crossref&id=info:doi/10.20718/jjpa.10.3_109)
39. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and posture.* 1995; 3(4): 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
40. Szafraniec R, Barańska J, Kuczyński M. Acute effects of core stability exercises on balance control. *Acta of bioengineering and biomechanics.* 2018; 20(3). <http://dx.doi.org/10.5277/ABB-01178-2018-02>
41. Sato K, Mokha M. Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2009; 23(1): 133-40. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818eb0c5>
42. Long M. The Effects of a Six Week Lumbopelvic Control and Balance Training Program in High School Basketball Players. 2017. <https://doi.org/10.33915/etd.6109>
43. Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology.* 2002; 88(3): 1097-118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
44. Parreira RB, Grecco LAC, Oliveira CS. Postural control in blind individuals: A systematic review. *Gait & posture.* 2017; 57: 161-7. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.008>
45. Kaji A, Sasagawa S, Kubo T, Kanehisa H. Transient effect of core stability exercises on postural sway during quiet standing. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2010; 24(2): 382-8. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c06bdd>
46. Moradik, Minoonejad H, Rajabi R. The immediate effect of core stability exercises on postural sway in athletes with functional ankle instability. 2015. <https://doi.org/10.22037/JRM.2015.1100154>
47. Van Der Does H, Brink M, Benjaminse A, Visscher C, Lemmink K. Jump landing characteristics predict lower extremity injuries in indoor team sports. *International journal of sports medicine.* 2016; 37(03): 251-6. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1559688>
48. Perrott MA, Pizzari T, Opar MS, Cook J. Athletes with a clinical rating of good and poor lumbopelvic stability have different kinematic variables during single leg squat and dip test. *Physiotherapy theory and practice.* 2019;1-10. <https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1655823>
49. Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of electromyography and kinesiology.* 2003; 13(4): 361-70. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00042-7](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00042-7)
50. Cesar GM, Pereira VS, Santiago PRP, Benze BG, da Costa PHL, Amorim CF, et al. Variations in dynamic knee valgus and gluteus medius onset timing in non-athletic females related to hormonal changes during the menstrual cycle. *The Knee.* 2011; 18(4): 224-30. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2010.05.004>

**ارجاع‌دهی**

فدایی‌ده‌چشمه پریا، گندمی فرزانه. تقارن توزیع فشار کف پای، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچر در ورزشکاران حرفه‌ای با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸): ۲۰۳-۳۲. شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10678.1508

Fadaei Dehcheshmeh P, Gandomi F. Foot Pressure Distribution Symmetry, Vertical Ground Reaction Force and Postural Sways in Professional Athletes with Proper or Poor Lumbopelvic Control. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2021; 12 (28): 203-32. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2021.10678.1508





Research Paper

**Biomechanical Profile of Wrestling Holds based on a Fuzzy Logic Algorithm of Elite Freestyle Wrestlers of Joybar City in Six Weight Classes**

**M. Amani<sup>1</sup>, M. Eslami<sup>2</sup>, A. Fayyaz Movaghar<sup>3</sup>, R. Yousefpour<sup>4</sup>**

1. Ph.D. student of Sports biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.
2. Associate Professor, Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran (Corresponding Author)
3. Associate Professor, Faculty of Mathematical Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.
4. Associate Professor, Faculty of Mathematical Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.

Received Date: 2021/06/24

Accepted Date: 2021/08/10

---

---

**Abstract**

The purpose of this study was to determine a biomechanical profile of wrestling holds based on a fuzzy logic algorithm of 57 elite freestyle wrestlers in Joybar city. Dynamic posture stability index, time to stability, linear momentum, upper limbs mechanical power were determined as biomechanical variables for the analysis of wrestling holds. Findings were: (1) The skill fitness profile of elite wrestlers were prepared in six weight classes by designing new tests for analysis of rear throw, crotch lift, bridge, double leg pickup, flying mare and over-under holds as well as three types of postures (right, left, and Japanese) (2) The fuzzy logic algorithm and principal component analysis could be used to score the skill fitness of each wrestler. Generally, the results emphasize the necessity for the analysis of wrestling holds using the standard tests and designing a scoring algorithm to compare the skill fitness of wrestlers in each weight class.

**Keywords:** Freestyle Wrestlers' Skill Fitness, Fuzzy Logic Algorithm, Principal Component Analysis Method

---

---

- 
1. Email: [morteza\\_amani\\_70@yahoo.com](mailto:morteza_amani_70@yahoo.com)
  2. Email: [msealami@gmail.com](mailto:msealami@gmail.com)
  3. Email: [a\\_fayyaz@umz.ac.ir](mailto:a_fayyaz@umz.ac.ir)
  4. Email: [yousefpour@umz.ac.ir](mailto:yousefpour@umz.ac.ir)

## **Extended Abstract**

### **Objectives**

Previous studies on wrestling have focused only on physiological and anthropometric determinants, while biomechanical aspects have been ignored in the analysis of wrestlers' performance. Thus, the aims of this study were: (1) to develop new tests for analyzing wrestlers' holds and to profile the fitness of elite freestyle wrestlers of Mazandaran province in six weight classes; (2) to evaluate the fitness of individual wrestlers using fuzzy logic algorithm and principal component analysis method.

### **Methods**

Fifty-seven elite male freestyle wrestlers of Joybar city in six weight classes A to F with mean body weights of 42.63, 53.22, 60.85, 71.46, 78.25, 94.30 kg were selected for the present study.

The simulation of the holds in two separate protocols was defined as follows:

#### **Dynamic stability**

The dynamic posture stability index (DPSI) and time to stability (TTS) variables were determined as measures of dynamic stability index. To measure these variables, wrestlers had to perform three types of postures (right, left, and Japanese) in 30 seconds.

#### **Linear momentum and mechanical power of upper limbs**

Rear throw, crotch lift, bridge, double leg pick up, flying mare, and over-under holds were selected to measure linear momentum and upper limb mechanical power variables. To simulate the wrestling holds, a cart with wheels and a rope attached to it was designed.

To establish the skill fitness profile, the results of the calculation of each variable were reported as mean and standard deviation. In order to evaluate the fitness of each weight class, the wrestlers' results for each variable were normalized to the Z standard value. After normalization, the fuzzy logic algorithm and principal component analysis method were used to evaluate the skill fitness of each weight class.

### **Results**

**Skill Fitness Profile of Elite Freestyle Wrestlers of Joybar City in Six Weight Classes (Means  $\pm$  Standard Deviation)**

variables	Weight class A	Weight class B	Weight class C	Weight class D	Weight class E	Weight class F
DPSI in right Stance	0.65 $\pm$ 0.10	0.63 $\pm$ 0.05	0.62 $\pm$ 0.09	0.61 $\pm$ 0.03	0.56 $\pm$ 0.05	0.53 $\pm$ 0.08
DPSI in left Stance	0.64 $\pm$ 0.07	0.64 $\pm$ 0.03	0.60 $\pm$ 0.08	0.60 $\pm$ 0.03	0.57 $\pm$ 0.04	0.55 $\pm$ 0.05
DPSI in Japanese Stance	0.61 $\pm$ 0.08	0.66 $\pm$ 0.06	0.62 $\pm$ 0.07	0.60 $\pm$ 0.05	0.56 $\pm$ 0.05	0.54 $\pm$ 0.06
TTS in right Stance (s)	0.20 $\pm$ 0.07	0.19 $\pm$ 0.10	0.18 $\pm$ 0.07	0.20 $\pm$ 0.08	0.24 $\pm$ 0.09	0.25 $\pm$ 0.09
TTS in left Stance (s)	0.21 $\pm$ 0.07	0.17 $\pm$ 0.05	0.22 $\pm$ 0.06	0.14 $\pm$ 0.08	0.20 $\pm$ 0.09	0.18 $\pm$ 0.09
TTS in Japanese Stance (s)	0.14 $\pm$ 0.05	0.12 $\pm$ 0.03	0.16 $\pm$ 0.06	0.15 $\pm$ 0.06	0.16 $\pm$ 0.04	0.13 $\pm$ 0.05
Linear momentum in rear throw hold (Kg_m/s.kg <sup>-1</sup> )	0.81 $\pm$ 0.19	1.15 $\pm$ 0.28	1.12 $\pm$ 0.24	1.25 $\pm$ 0.22	1.36 $\pm$ 0.18	1.48 $\pm$ 0.26
Upper limbs mechanical power in rear throw hold (W.kg <sup>-1</sup> )	0.06 $\pm$ 0.04	0.18 $\pm$ 0.14	0.15 $\pm$ 0.10	0.26 $\pm$ 0.14	0.27 $\pm$ 0.11	0.35 $\pm$ 0.17
Linear momentum in crotch lift hold (Kg_m/s.kg <sup>-1</sup> )	1.19 $\pm$ 0.25	1.27 $\pm$ 0.26	1.43 $\pm$ 0.23	1.57 $\pm$ 0.29	1.50 $\pm$ 0.36	1.61 $\pm$ 0.41
Upper limbs mechanical power in crotch lift hold (W.kg <sup>-1</sup> )	0.19 $\pm$ 0.13	0.23 $\pm$ 0.13	0.32 $\pm$ 0.14	0.51 $\pm$ 0.17	0.40 $\pm$ 0.29	0.49 $\pm$ 0.38
Linear momentum in bridge hold (Kg_m/s.kg <sup>-1</sup> )	1.04 $\pm$ 0.13	1.29 $\pm$ 0.21	1.33 $\pm$ 0.24	1.57 $\pm$ 0.28	1.61 $\pm$ 0.24	1.59 $\pm$ 0.26
Upper limbs mechanical power in bridge hold (W.kg <sup>-1</sup> )	0.12 $\pm$ 0.05	0.23 $\pm$ 0.11	0.26 $\pm$ 0.12	0.42 $\pm$ 0.21	0.45 $\pm$ 0.22	0.43 $\pm$ 0.17
Linear momentum in double leg pickup hold (Kg_m/s.kg <sup>-1</sup> )	1.16 $\pm$ 0.15	1.25 $\pm$ 0.33	1.47 $\pm$ 0.42	1.55 $\pm$ 0.36	1.56 $\pm$ 0.39	1.80 $\pm$ 0.30
Upper limbs mechanical power in double leg pickup hold (W.kg <sup>-1</sup> )	0.16 $\pm$ 0.06	0.23 $\pm$ 0.19	0.39 $\pm$ 0.27	0.43 $\pm$ 0.24	0.45 $\pm$ 0.38	0.63 $\pm$ 0.26
Linear momentum in flying mare hold (Kg_m/s.kg <sup>-1</sup> )	0.93 $\pm$ 0.06	1.12 $\pm$ 0.26	1.18 $\pm$ 0.25	1.26 $\pm$ 0.23	1.43 $\pm$ 0.33	1.33 $\pm$ 0.28
Upper limbs mechanical power in flying mare hold (W.kg <sup>-1</sup> )	0.08 $\pm$ 0.01	0.16 $\pm$ 0.11	0.18 $\pm$ 0.11	0.22 $\pm$ 0.12	0.34 $\pm$ 0.25	0.26 $\pm$ 0.16
Linear momentum in over – under hold (Kg_m/s.kg <sup>-1</sup> )	1.26 $\pm$ 0.24	1.24 $\pm$ 0.22	1.49 $\pm$ 0.39	1.46 $\pm$ 0.34	1.50 $\pm$ 0.45	1.76 $\pm$ 0.19
Upper limbs mechanical power in over – under hold (W.kg <sup>-1</sup> )	0.12 $\pm$ 0.09	0.20 $\pm$ 0.10	0.39 $\pm$ 0.21	0.36 $\pm$ 0.22	0.43 $\pm$ 0.43	0.57 $\pm$ 0.18

**Skills fitness score of six weight classes (higher score = better fitness)**

	Weight class A	Weight class B	Weight class C	Weight class D	Weight class E	Weight class F
<b>Skill fitness score (0 to 100)</b>	49.65	46.36	58.03	55.60	44.43	51.14

**Conclusion**

The results indicated two major findings: (1) by developing new tests for analyzing holds such as rear throw, crotch lift, bridge, double leg pickup, flying mare, and over under, as well as for left, right and Japanese stances, the skill fitness profile of elite wrestlers in six weight classes was established; (2) fuzzy logic algorithm and principal component analysis could be used to evaluate the skill fitness of individual wrestlers in different weight classes. Generally, the results have highlighted the need for analyzing wrestlers' holds using standard tests and developing a scoring algorithm to compare the skill fitness of wrestlers in different weight classes.

مقاله پژوهشی

**تدوین نیمرخ بیومکانیکی فنون کشتی بر اساس الگوریتم منطق فازی در**

**کشتی‌گیران آزادکار نخبه شهرستان جویبار در شش گروه وزنی**

**مرتضی امانی<sup>۱</sup>، منصور اسلامی<sup>۲</sup>، افشین فیاض موقر<sup>۳</sup>، روح‌الله یوسف پور<sup>۴</sup>**

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.
۲. دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران (نویسنده مسئول).
۳. دانشیار گروه آمار، دانشکده علوم ریاضی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.
۴. دانشیار گروه علوم کامپیوتر، دانشکده علوم ریاضی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۴/۰۳ تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۵/۱۹

**چکیده**

مطالعه حاضر با هدف تدوین نیمرخ بیومکانیکی فنون کشتی بر اساس الگوریتم منطق فازی در ۵۷ کشتی‌گیر آزادکار نخبه شهرستان جویبار انجام گردید. متغیرهای بیومکانیکی پایداری پاسچر دینامیکی، زمان رسیدن به پایداری، اندازه حرکت خطی تولیدی و توان مکانیکی بالاتنه برای تجزیه و تحلیل فنون تحلیل شدند. دو یافته اصلی عبارتند از: ۱- با طراحی آزمون‌های جدید برای هر یک از فنون بارنداز، کنده فرنگی، پُل، زیر دوخم، فن کمر، تندر و سه نوع گارد راست، چپ و ژاپنی، نیمرخ آمادگی مهارتی کشتی‌گیران نخبه در شش گروه وزنی تهیه شد؛ ۲- با استفاده از روش آماری آنالیز مؤلفه اصلی و الگوریتم منطق فازی می‌توان به آمادگی مهارتی هر یک از کشتی‌گیران نمره داد. یافته‌های پژوهش بر ضرورت توجه به تجزیه و تحلیل فنون کشتی با آزمون‌های استاندارد و طراحی الگوریتم‌های نمره دهی برای مقایسه آمادگی مهارتی کشتی‌گیران در هر گروه وزنی تأکید می‌کند.

**واژگان کلیدی:** آمادگی مهارتی کشتی‌گیران آزادکار، الگوریتم منطق فازی، آنالیز مؤلفه اصلی.

1. Email: morteza\_amani\_70@yahoo.com
2. Email: mseslami@gmail.com
3. Email: a\_fayyaz@umz.ac.ir
4. Email: yousefpour@umz.ac.ir

## مقدمه

در سال‌های اخیر همواره از شهرستان جویبار به‌عنوان پایتخت کشتی ایران یاد شده و استعداد‌های فراوانی از این شهر به تیم‌های ملی کشتی آزاد در رده‌های سنی مختلف معرفی شده‌اند. با وجود بیش از هزار کشتی‌گیر و چندین خانه کشتی برای پرورش این استعدادها در این شهرستان، هنوز بسترهای علمی برای کمک به مربیان در ایجاد شیوه‌های تمرینی مناسب که منجر به ارتقا عملکرد بدنی این کشتی‌گیران شود، فراهم نگردیده است. از طرف دیگر، در طول سالیان قبل افت‌وخیز نتایج کشتی‌گیران جویباری اعزام به مسابقات مختلف نشان می‌دهد که جهت پرورش استعداد‌های کشتی این منطقه نگاه علمی همه‌جانبه به این رشته ورزشی ضرورت دارد. با بررسی مطالعات انجام‌شده در زمینه کشتی در داخل کشور می‌توان به تحقیق میرزایی و همکاران اشاره نمود که در آن نیمرخ فیزیولوژیکی کشتی‌گیران نخبه آزادکار تدوین گردیده است (۱). همچنین در پژوهش‌های خارجی، کشورهای مصر (۲)، ترکیه (۳،۴)، ژاپن (۵)، شیلی (۶)، کانادا (۷)، چین (۸) و کلمبیا (۹) نیز نیمرخ فیزیولوژیک کشتی‌گیران نخبه کشور خود را تعیین نموده‌اند. با وجود این تحقیقات انجام‌شده و بر اساس اطلاعات محققین، تحقیقی که جنبه‌های بیومکانیکی و نیمرخ مرتبط با آن را بررسی نموده باشد، یافت نشد.

با مروری بر پیشینه پژوهش، مطالعاتی که به بررسی فنون مختلف از دیدگاه بیومکانیکی پرداخته باشند، محدود است. از جمله این پژوهش‌ها می‌توان به بررسی بیومکانیک پل کشتی<sup>۱</sup> با هدف ایجاد رویکردی مناسب در به‌کارگیری نیرو در این فن (۱۰)، بررسی اعتبار تجزیه و تحلیل کینماتیک اندام تحتانی در طول اجرای فن کول‌انداز<sup>۲</sup> (۱۱)، بررسی اثرات حاد کم‌آبی<sup>۳</sup> بدن بر پارامترهای بیومکانیکی فنون کشتی (۱۲) و بررسی ویژگی‌های حرکتی فن زیر دو خم در کشتی‌گیران نخبه و غیرحرفه‌ای (۱۳) اشاره نمود. با وجود این، در این تحقیقات نورم مدونی از متغیرهای بیومکانیکی کلیدی که در اجرای فنون غالب هستند برای کشتی‌گیران داخل کشور یافت نشد. همچنین، به‌کارگیری روش‌های آماری نوین که بتوان بر اساس آن از اطلاعات به‌دست آمده نورم نمونه‌های آماری را با اعتبار بیشتری به‌دست آورد ارائه نشد.

آنالیز مؤلفه اصلی (PCA)<sup>۴</sup> به‌عنوان یک روش کاهش ابعاد، اجازه می‌دهد تا گروهی از متغیرهای اولیه به مجموعه‌ی جدیدی از متغیرهای غیر همبسته به نام مؤلفه‌های اصلی تبدیل شوند. در گام بعدی، حتی اگر عملکرد کلی یک ورزشکار قابل پیش‌بینی باشد اما همیشه بیان دقیق ویژگی‌های رفتاری

- 
1. Bridge
  2. Arm-Throw Wrestling Technique
  3. Dehydration
  4. Principal Component Analysis

که برای رسیدن به هدف بهینه به کار می‌روند، امکان‌پذیر نیست. بنابراین، اگر تابعی را برای ارزیابی نتایج رفتار ورزشکاران در رسیدن به نتیجه مطلوب تعریف کرد، می‌توان به شناسایی این رفتارها دست یافت. مفهوم منطق فازی یکی از مفاهیم اساسی در الگوریتم‌های یادگیری ماشین است. مجموعه‌های فازی ابزاری قدرتمند برای نمایش داده‌های نامشخص و مبهم هستند که از این قوانین برای تصمیم‌گیری استفاده می‌شود. با وجود این روش‌ها، تاکنون طبق اطلاعات محققین، شاخص مشخصی از متغیرهای بیومکانیکی در اجرای فنون کشتی‌گیران بر اساس روش آماری آنالیز مؤلفه اصلی و منطق فازی تدوین نشده است.

برای ارزیابی آمادگی مهارتی کشتی‌گیران، باید آزمون‌های استاندارد طراحی نمود تا بر اساس نتایج آن مربیان بتوانند تحلیل بهتری از کیفیت برنامه‌های تمرینی و پیشرفت کشتی‌گیران در اجرای فنون در رده‌های وزنی مختلف داشته باشند. در این پژوهش، جهت اندازه‌گیری متغیرهای پایداری پاسچر دینامیکی، زمان رسیدن به پایداری، اندازه حرکت خطی و توان مکانیکی بالاتنه در اجرای فنون مختلف از شیوه آزمون‌سازی استفاده شد. سپس، میانگین و انحراف استاندارد هر یک از متغیرها در رده‌های وزنی مختلف به‌عنوان نیمرخ آمادگی مهارتی کشتی‌گیران تعیین گردید. در نهایت، از روش آماری آنالیز مؤلفه اصلی و الگوریتم منطق فازی جهت تعیین نمره آمادگی کشتی‌گیران نخبه در اجرای فنون در هر رده وزنی استفاده شد. لذا هدف مطالعه حاضر طراحی آزمون‌های استاندارد و تدوین نیمرخ بیومکانیکی از فنون کشتی و تعیین جایگاه کشتی‌گیران در میزان آمادگی مهارتی در شش رده وزنی مختلف با روش آماری آنالیز مؤلفه اصلی و الگوریتم منطق فازی در کشتی‌گیران شهرستان جویبار بود.

### روش پژوهش

پنجاه‌وهفت کشتی‌گیر آزادکار نخبه مرد شهرستان جویبار طبق معیارهای ورود که شامل نداشتن آسیب در اندام تحتانی و فوقانی، کسب حداقل یک عنوان در مسابقات استانی، کشوری و یا بین‌المللی و معرفی به‌عنوان استعداد برتر در گروه وزنی خود از طرف مربیان باتجربه این رشته ورزشی در این شهرستان برای پژوهش حاضر انتخاب شدند. آزمودنی‌ها پس از اطلاع از روند پژوهش، رضایت خود را مبنی بر شرکت در آزمون به‌صورت کتبی اعلام نمودند. ویژگی‌های آنتروپومتریکی (میانگین  $\pm$  انحراف استاندارد) هر یک از گروه‌های وزنی در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱- ویژگی‌های آنترپومتریکی (میانگین  $\pm$  انحراف استاندارد) هر یک از گروه‌های وزنی

گروه وزنی	جرم بدن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	سن (سال)	چربی بدن (درصد)
A (تعداد=۹)	$42/63 \pm 1/33$	$151/94 \pm 5/81$	$13 \pm 1/32$	$9 \pm 3/48$
B (تعداد=۱۱)	$53/22 \pm 2/32$	$157/55 \pm 10/28$	$13/18 \pm 2/14$	$12/27 \pm 7/31$
C (تعداد=۱۰)	$60/85 \pm 2/87$	$169/20 \pm 9/13$	$15/10 \pm 1/97$	$8/70 \pm 6/54$
D (تعداد=۱۲)	$71/46 \pm 3/11$	$172/38 \pm 3/86$	$20/33 \pm 4/05$	$6/61 \pm 2/06$
E (تعداد=۱۰)	$78/25 \pm 2/75$	$177/85 \pm 50/54$	$19/90 \pm 4/58$	$8/01 \pm 2/55$
F (تعداد=۵)	$94/30 \pm 5/07$	$181 \pm 7/97$	$21/60 \pm 3/78$	$11/59 \pm 3/41$

\*گروه‌های وزنی A تا F بر اساس میانگین جرم بدنی کشتی‌گیران شرکت‌کننده در تحقیق شکل گرفته‌اند.

برای ثبت مؤلفه‌های کینماتیکی در طول اجرای فنون از یک دوربین ویدئویی مدل باسلر<sup>۱</sup> با سرعت تصویربرداری ۲۰۰ فریم در ثانیه استفاده شد. همچنین برای ثبت مؤلفه‌های کینتیکی از یک صفحه نیروسنج مدل کیستلر<sup>۲</sup> با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. برای استفاده از داده‌های خام استخراج‌شده در محاسبات، کلیه داده‌های هر آزمودنی وارد نرم‌افزار متلب (MATLAB نسخه ۲۰۱۴) شد. نتایج حاصل از محاسبه هر متغیر به صورت میانگین و انحراف استاندارد گزارش گردید. بر اساس دستورالعمل تعریف‌شده برای اجرای آزمون و یکسان بودن مراحل اجرا، کشتی‌گیران می‌بایست با مشاهده فیلم آموزشی تهیه‌شده برای شبیه‌سازی فنون اقدام به اجرای هر یک از آنها می‌نمودند. شبیه‌سازی فنون در دو پروتکل مجزا به شکل زیر تعریف شد:

#### شاخص پایداری دینامیک

متغیر مورد اندازه‌گیری در بحث شاخص‌های پایداری شامل محاسبه زمان رسیدن به پایداری<sup>۳</sup> و شاخص پایداری پاسچر دینامیکی<sup>۴</sup> بود. برای اندازه‌گیری شاخص‌های پایداری، کشتی‌گیران می‌بایست سه نوع گارد<sup>۵</sup> (راست، چپ و ژاپنی) را در مدت زمان ۳۰ ثانیه انجام می‌دادند. نحوه انجام آزمون بدین گونه بود که خطی در فاصله یک متری از صفحه نیرو ترسیم شد و از کشتی‌گیر خواسته شد که با شروع آزمون به سمت صفحه نیرو حرکت کند و با گارد مورد نظر پا را روی صفحه نیرو گذارد، حالت گارد موردنظر را بگیرد و بلافاصله به سمت خط شروع برگردد (تصویر ۱). کشتی‌گیر بعد از عبور از خط شروع می‌بایست به روی صفحه نیرو بازگردد و این عمل را به مدت ۳۰ ثانیه تکرار می‌کرد. برای

1. Basler
2. Kistler
3. Time to Stabilization
4. Dynamic postural Stability Index
5. Stance



هر نوع گارد، دو کوشش انجام شد که بهترین رکورد از لحاظ تعداد رفت و برگشت و درستی انجام گارد از نظر ناظر اجرای فنون ثبت شد. زمان استراحت بین هر یک از کوشش‌ها سه دقیقه در نظر گرفته شده بود.



تصویر ۱- نحوه اجرای گارد شبیه سازی شده برای اندازه‌گیری متغیرهای پایداری

شاخص پایداری پاسچر دینامیکی ترکیبی از پایداری در جهت‌های داخلی/جانبی، قدامی/خلفی و عمودی است که به تغییرات در هر سه جهت حساس است. این شاخص انحراف معیار نوسانات در محدوده نقطه صفر را ارزیابی می‌کند که در آن مقادیر بالاتر نشان‌دهنده تغییرپذیری بیشتر است. فرمول مورد استفاده برای محاسبه این شاخص در معادله زیر نمایش داده شده است (۱۴):

$$DPSI = \left\{ \sqrt{\frac{\sum(0-x)^2 + \sum(0-y)^2 + \sum(\text{body weight}-z)^2}{\text{number of data points}}} \right\} \div \text{body weight} \quad \text{رابطه ۱}$$

در رابطه فوق:

X: نیروی عکس‌العمل زمین در جهت داخلی- خارجی

Y: نیروی عکس‌العمل زمین در جهت قدامی - خلفی

Z: نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی

Body weight: وزن بدن کشتی‌گیر

Number of data points: تعداد نقاط داده در هر کوشش

برای محاسبه متغیر زمان رسیدن به پایداری داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین حاصل از صفحه نیروسنج در جهت عمودی در مدت زمان ۳۰ ثانیه برای هر نوع گارد در نظر گرفته شد. داده‌های خام ثبت شده حاصل از صفحه نیروسنج توسط یک فیلتر پایین گذر با دستور باترورث چهار و با فرکانس برشی ۳۰ فیلتر شدند. برای تعیین آستانه، از محدوده ۹۵ تا ۱۰۵ درصدی وزن بدن هر کشتی‌گیر

استفاده شد. سپس، اولین لحظه‌ای که سیگنال در محدوده آستانه برای حداقل ۰/۲ ثانیه در هر رفت و برگشت از هر کوشش باقی می‌ماند، به‌عنوان نقطه پایداری در نظر گرفته شد. در نهایت، میانگین پایداری‌های به‌دست آمده از رفت و برگشت‌های انجام شده در طول یک کوشش به‌عنوان شاخص زمان رسیدن به پایداری برای آن گارد گزارش شد (۱۵).

### ۱. اندازه حرکت خطی و توان مکانیکی بالاتنه

بر اساس تجزیه و تحلیل مسابقات کشتی و نظر صاحب‌نظران این رشته ورزشی، فنون بارنداز<sup>۱</sup>، کنده فرنگی<sup>۲</sup>، پُل<sup>۳</sup>، زیر دو خم<sup>۴</sup>، فن کمر<sup>۵</sup> و تندر<sup>۶</sup> برای اندازه‌گیری متغیرهای اندازه حرکت خطی و توان مکانیکی بالاتنه انتخاب شدند. سه فن بارنداز، کنده فرنگی و پُل به‌عنوان فنون در خاک و سه فن زیر دو خم، فن کمر و تندر به‌عنوان فنون سرپا در نظر گرفته شدند. برای شبیه‌سازی فنون، یک گاری چرخ‌دار به همراه یک طناب متصل به آن طراحی شده بود. به منظور بررسی پایایی نتایج اندازه‌گیری گاری طراحی شده، از آزمون پایایی آزمون- باز آزمون<sup>۷</sup> استفاده گردید که در آن ضریب همبستگی بین آزمونی<sup>۸</sup> ۰/۸۳ بود. همچنین، برای نرمال‌سازی و شرایط یکسان برای تمام آزمودنی‌های تحقیق، جرم گاری با گذاشتن وزنه‌های آزاد بر روی آن با جرم بدن کشتی‌گیران همسان شد. برای شبیه‌سازی هر یک از فنون انتخاب‌شده، کشتی‌گیران می‌بایست اقدام به اجرای فنون مورد نظر همراه با کشش گاری می‌کردند. بدین‌صورت که کشتی‌گیر حالت فن مورد نظر را گرفته و در حالتی که قصد انجام فن را داشت با دو دست طناب متصل به گاری را با سوت مجری آزمون، با تمام توان به سمت خود می‌کشید، به‌گونه‌ای که انگار حریف را جابجا می‌کند (تصویر ۲). نکته مورد توجه در حین اجرای فنون این بود که گاری می‌بایست از خط شروع تعیین‌شده حداقل به میزان یک متر به سمت جلو حرکت داده می‌شد.

- 
1. Rear Throw
  2. Crotch Lift
  3. Bridge
  4. Double Leg Pickup
  5. Flying Mare
  6. Over-Under
  7. Test- Retest
  8. Interclass Correlation Coefficient



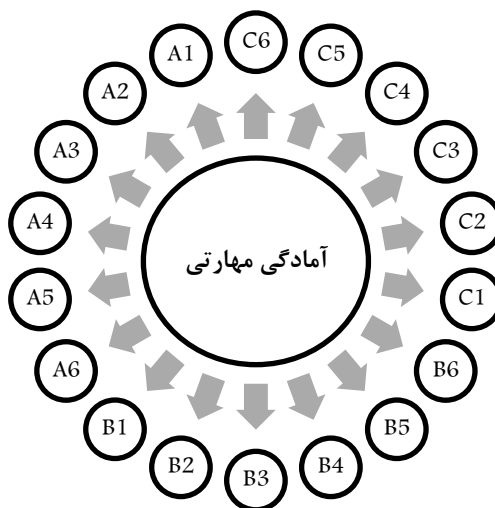
شکل ۲- نمونه‌ای از فن شبیه سازی شده و نحوه اجرای آن

برای محاسبه جابجایی خطی گاری، یک مارکر در قسمت جلوی گاری نصب گردید تا دوربین ثابت حرکت بتواند با ردیابی مسیر حرکت مارکر، جابجایی گاری را در زمان پیموده شده اندازه بگیرد. سپس، داده‌های جابجایی ثبت شده توسط یک فیلتر پایین گذر با دستور باترورث چهارم و با فرکانس برشی ۱۰ فیلتر شدند. سرعت متوسط گاری با استفاده از تغییرات جابجایی (x) نسبت به زمان (t) به دست آمد ( $\bar{V} = \Delta x / \Delta t$ ). در نهایت، اندازه حرکت خطی گاری از حاصل ضرب جرم گاری در سرعت متوسط آن محاسبه گردید (۱۶).

با استفاده از داده‌های کینماتیکی شتاب متوسط گاری ( $\bar{a}$ ) از طریق تغییرات سرعت نسبت به زمان محاسبه گردید ( $\bar{a} = \Delta v / \Delta t$ ). نیروی تولیدی افقی متوسط در کشش گاری ( $\bar{F}_x$ )، از طریق ضرب جرم گاری (m) در میانگین شتاب گاری تعیین گردید ( $\bar{F}_x = m \times \bar{a}$ ). سپس توان مکانیکی بالاتنه از حاصل ضرب نیروی متوسط در سرعت متوسط محاسبه گردید ( $\bar{P} = \bar{F}_x \times \bar{V}_x$ ) (۱۷).

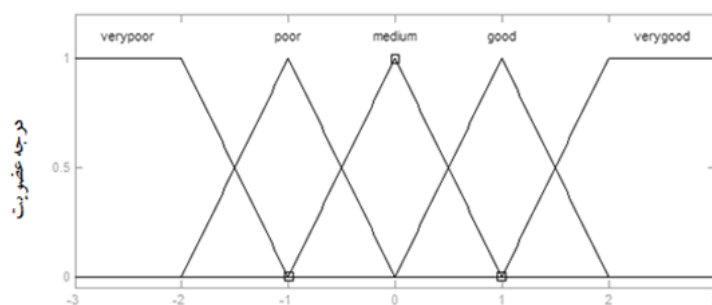
نتایج حاصل از محاسبه هر متغیر به صورت میانگین و انحراف استاندارد گزارش گردید. سپس، برای این که متغیرها قابل مقایسه با یکدیگر باشند، به نمره استاندارد Z نرمال شدند. بعد از نرمال شدن، سه عامل بیومکانیکی پایداری، اندازه حرکت تولیدی و توان مکانیکی به عنوان معیار آمادگی مهارتی هر کشتی‌گیر در نظر گرفته شد که در آن عامل پایداری شامل متغیرهای زمان رسیدن به پایداری و پایداری پاسچر دینامیکی در سه نوع گارد راست، چپ و ژاپنی، عامل اندازه حرکت تولیدی شامل متغیر اندازه حرکت خطی در شش فن بارنداز، کنده فرنگی، پُل، زیر دوخم، فن کمر و تندر و در نهایت عامل توان مکانیکی شامل متغیر توان مکانیکی بالاتنه در شش فن منتخب بود (تصویر ۳). از آنجایی که برای استفاده از این عوامل در روش نمره دهی منطق فازی، نیاز به یک عدد (نمره یا مؤلفه اصلی) به عنوان نماینده آن عامل است و از طرفی تعداد متغیرهای مورد محاسبه برای هر یک از عوامل یکسان نیست؛ لذا روش آماری آنالیز مؤلفه اصلی بر روی متغیرهای استاندارد شده به کار برده شد.

آنالیز مؤلفه اصلی یک روش آماری است که غالباً برای بررسی گروهی از متغیرهای همبسته بکار می‌رود و معمولاً برای کاهش بعد داده‌ها استفاده می‌شود. در این تحقیق آنالیز مؤلفه اصلی بر روی یک ماتریس  $n \times k$  اعمال شد، جایی که  $n$  تعداد مشاهدات و  $k$  تعداد متغیرهای محاسبه شده در هر عامل هستند. تعداد مؤلفه‌های اصلی مورد نیاز برای توصیف یک مجموعه از داده‌ها را می‌توان با استفاده از واریانس هر یک از آنها تعیین کرد. به منظور انتخاب تعداد مؤلفه‌هایی که باید برای مرحله بعدی تجزیه و تحلیل به کار برده شوند، از مؤلفه‌ای استفاده شد که بیشترین واریانس (درصد پوشش) را دارا بود.



تصویر ۳- سه عامل بیومکانیکی در نظر گرفته شده برای ارزیابی آمادگی مهارتی هر کشتی‌گیر و متغیرهای در نظر گرفته شده برای هر عامل: A: پایداری A1: پایداری پاسچر دینامیک در گارد راست A2: پایداری پاسچر دینامیک در گارد چپ A3: پایداری پاسچر دینامیک در گارد ژاپنی A4: زمان رسیدن به پایداری در گارد راست A5: زمان رسیدن به پایداری در گارد چپ A6: زمان رسیدن به پایداری در گارد ژاپنی B: اندازه حرکت تولیدی B1: اندازه حرکت خطی تولیدی در فن بارنداز B2: اندازه حرکت خطی تولیدی در فن کنده فرنگی B3: اندازه حرکت خطی تولیدی در فن پُل B4: اندازه حرکت خطی تولیدی در فن زیر دوخم B5: اندازه حرکت خطی تولیدی در فن کمر B6: اندازه حرکت خطی تولیدی در فن تندر C: توان مکانیکی C1: توان مکانیکی بالاتنه در فن بارنداز C2: توان مکانیکی بالاتنه در فن کنده فرنگی C3: توان مکانیکی بالاتنه در فن پُل C4: توان مکانیکی بالاتنه در فن زیر دوخم C5: توان مکانیکی بالاتنه در فن کمر C6: توان مکانیکی بالاتنه در فن تندر

در گام بعدی، بعد از استاندارد شدن هر یک از متغیرها و پیدا کردن مؤلفه اصلی در هر یک از سه عامل بیومکانیکی تعیین شده، برای انجام تجزیه و تحلیل فازی نیاز بود که مؤلفه‌های اصلی به صورت نمرات کیفی ترتیبی تعریف گردند. از این رو، مدل نمره‌گذاری ورودی با پنج تابع عضویت مثلثی در پنج سطح: بسیار ضعیف<sup>۱</sup>، ضعیف<sup>۲</sup>، متوسط<sup>۳</sup>، خوب<sup>۴</sup> و بسیار خوب<sup>۵</sup> (تصویر ۴) تعریف شد. در مرحله بعد، الگوریتمی تعریف شد که بر اساس روابط فازی تعریف شده بین عوامل ورودی، نمره خروجی برای همه حالات تولید گردد. با سه عامل در نظر گرفته شده برای ارزیابی آمادگی مهارتی و پنج تابع عضویت مثلثی، تعداد روابط حاکم بین متغیرهای ورودی ۱۲۵ (۵<sup>۳</sup>) بود.



سطوح توابع عضویت مثلثی برای هر عامل

تصویر ۴- چیدمان توابع عضویت مثلثی برای هر عامل ورودی

## نتایج

جدول ۲ نیمرخ آمادگی مهارتی کشتی‌گیران نخبه شهرستان جویبار را در شش گروه وزنی در هر یک از متغیرهای شاخص پایداری پاسچر دینامیکی و زمان رسیدن به پایداری (ثانیه) در سه نوع گارد راست، چپ و ژاپنی و متغیرهای اندازه حرکت خطی (کیلوگرم متر بر ثانیه بر جرم بدن) و توان مکانیکی بالاتنه (وات بر جرم بدن) را در شش فن بارنداز، کنده فرنگی، پُل، زیر دوخم، فن کمر و تندر نشان می‌دهد.

- 
1. Very Poor
  2. Poor
  3. Medium
  4. Good
  5. Very Good

جدول ۲- نیمرخ آمادگی مهارتی کشتی‌گیران نخبه شهرستان جویبار در شش گروه وزنی (میانگین  $\pm$  انحراف استاندارد)

متغیر	گروه وزنی A	گروه وزنی B	گروه وزنی C	گروه وزنی D	گروه وزنی E	گروه وزنی F
شاخص پایداری پاسچر دینامیکی در گارد راست	۰/۶۵ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۶۳ $\pm$ ۰/۱۰۵	۰/۶۲ $\pm$ ۰/۱۰۹	۰/۶۱ $\pm$ ۰/۱۰۳	۰/۵۶ $\pm$ ۰/۱۰۵	۰/۵۳ $\pm$ ۰/۱۰۸
شاخص پایداری پاسچر دینامیکی در گارد چپ	۰/۶۴ $\pm$ ۰/۱۰۷	۰/۶۴ $\pm$ ۰/۱۰۳	۰/۶۰ $\pm$ ۰/۱۰۸	۰/۶۰ $\pm$ ۰/۱۰۳	۰/۵۷ $\pm$ ۰/۱۰۴	۰/۵۵ $\pm$ ۰/۱۰۵
شاخص پایداری پاسچر دینامیکی در گارد ژاپنی	۰/۶۱ $\pm$ ۰/۱۰۸	۰/۶۶ $\pm$ ۰/۱۰۶	۰/۶۲ $\pm$ ۰/۱۰۷	۰/۶۲ $\pm$ ۰/۱۰۵	۰/۵۶ $\pm$ ۰/۱۰۵	۰/۵۴ $\pm$ ۰/۱۰۶
زمان رسیدن به پایداری در گارد راست (ثانیه)	۰/۲۰ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۹ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۹ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۸ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۲۴ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۲۵ $\pm$ ۰/۱۰
زمان رسیدن به پایداری در گارد چپ (ثانیه)	۰/۲۱ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۷ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۲۲ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۲۲ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۲۰ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۸ $\pm$ ۰/۱۰
زمان رسیدن به پایداری در گارد ژاپنی (ثانیه)	۰/۱۴ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۲ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۶ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۶ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۵ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۳ $\pm$ ۰/۱۰
اندازه حرکت خطی در فن بارنداز (کیلوگرم متر بر ثانیه بر جرم بدن)	۰/۸۱ $\pm$ ۰/۱۹	۰/۷۸ $\pm$ ۰/۲۸	۰/۷۴ $\pm$ ۰/۲۴	۰/۷۲ $\pm$ ۰/۲۲	۰/۷۵ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۷۴ $\pm$ ۰/۲۶
توان مکانیکی بالاتنه در فن بارنداز (وات بر جرم بدن)	۰/۰۶ $\pm$ ۰/۰۴	۰/۰۸ $\pm$ ۰/۱۴	۰/۱۰ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۰ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۱ $\pm$ ۰/۱۱	۰/۱۱ $\pm$ ۰/۱۱
اندازه حرکت خطی در فن کننده فرنگی (کیلوگرم متر بر ثانیه بر جرم بدن)	۰/۲۵ $\pm$ ۰/۱۹	۰/۲۶ $\pm$ ۰/۲۶	۰/۲۳ $\pm$ ۰/۲۳	۰/۲۳ $\pm$ ۰/۲۳	۰/۲۹ $\pm$ ۰/۲۹	۰/۴۱ $\pm$ ۰/۴۱
توان مکانیکی بالاتنه در فن کننده فرنگی (وات بر جرم بدن)	۰/۱۳ $\pm$ ۰/۱۳	۰/۱۳ $\pm$ ۰/۱۳	۰/۱۴ $\pm$ ۰/۱۴	۰/۱۴ $\pm$ ۰/۱۴	۰/۱۷ $\pm$ ۰/۱۷	۰/۳۸ $\pm$ ۰/۳۸
اندازه حرکت خطی در فن پُل (کیلوگرم متر بر ثانیه بر جرم بدن)	۰/۱۳ $\pm$ ۰/۱۳	۰/۲۱ $\pm$ ۰/۲۱	۰/۲۹ $\pm$ ۰/۲۹	۰/۲۸ $\pm$ ۰/۲۸	۰/۲۴ $\pm$ ۰/۲۴	۰/۲۶ $\pm$ ۰/۲۶
توان مکانیکی بالاتنه در فن پُل (وات بر جرم بدن)	۰/۱۲ $\pm$ ۰/۱۱	۰/۱۱ $\pm$ ۰/۱۱	۰/۱۲ $\pm$ ۰/۱۲	۰/۱۲ $\pm$ ۰/۱۲	۰/۲۲ $\pm$ ۰/۲۲	۰/۱۷ $\pm$ ۰/۱۷
اندازه حرکت خطی در فن زیر دو خم (کیلوگرم متر بر ثانیه بر جرم بدن)	۰/۱۶ $\pm$ ۰/۱۶	۰/۳۳ $\pm$ ۰/۳۳	۰/۲۵ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۲۵ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۴۲ $\pm$ ۰/۴۲	۰/۳۰ $\pm$ ۰/۳۰
توان مکانیکی بالاتنه در فن زیر دو خم (وات بر جرم بدن)	۰/۱۶ $\pm$ ۰/۱۶	۰/۱۹ $\pm$ ۰/۱۹	۰/۲۳ $\pm$ ۰/۲۳	۰/۲۷ $\pm$ ۰/۲۷	۰/۳۹ $\pm$ ۰/۳۹	۰/۲۶ $\pm$ ۰/۲۶
اندازه حرکت خطی در فن کمر (کیلوگرم متر بر ثانیه بر جرم بدن)	۰/۹۳ $\pm$ ۰/۰۶	۰/۲۶ $\pm$ ۰/۲۶	۰/۲۵ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۲۵ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۲۶ $\pm$ ۰/۲۶	۰/۲۸ $\pm$ ۰/۲۸
توان مکانیکی بالاتنه در فن کمر (وات بر جرم بدن)	۰/۰۸ $\pm$ ۰/۰۱	۰/۱۱ $\pm$ ۰/۱۱	۰/۱۱ $\pm$ ۰/۱۱	۰/۱۱ $\pm$ ۰/۱۱	۰/۲۲ $\pm$ ۰/۲۲	۰/۱۶ $\pm$ ۰/۱۶
اندازه حرکت خطی در فن تندر (کیلوگرم متر بر ثانیه بر جرم بدن)	۰/۲۴ $\pm$ ۰/۲۴	۰/۲۲ $\pm$ ۰/۲۲	۰/۲۴ $\pm$ ۰/۲۴	۰/۲۴ $\pm$ ۰/۲۴	۰/۴۵ $\pm$ ۰/۴۵	۰/۱۹ $\pm$ ۰/۱۹
توان مکانیکی بالاتنه در فن تندر (وات بر جرم بدن)	۰/۱۲ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۱۰ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۲۰ $\pm$ ۰/۲۰	۰/۲۱ $\pm$ ۰/۲۱	۰/۴۳ $\pm$ ۰/۴۳	۰/۱۸ $\pm$ ۰/۱۸

جدول ۳ میانه (دامنه تغییرات) مؤلفه‌های اصلی در هر یک از عوامل پایداری، اندازه حرکت تولیدی و توان مکانیکی و نمره آمادگی مهارتی هر یک از شش گروه وزنی را نشان می‌دهد. بازه مؤلفه‌های اصلی در هر یک از عوامل بین ۳+ تا ۳- است که در آن نمره ۳- نمره خیلی ضعیف و نمره ۳+ نمره خیلی خوب تلقی می‌شود. همچنین، نمره آمادگی مهارتی هر گروه وزنی در ردیف آخر جدول ۳ گزارش گردیده است که این نمره بر اساس خروجی الگوریتم منطق فازی در بازه صفر تا ۱۰۰ تعریف شده است که در آن هر چه نمره گزارش شده به ۱۰۰ نزدیک‌تر باشد، نشان‌دهنده آمادگی مهارتی بیشتر آن گروه وزنی است.

جدول ۳- میانه (دامنه تغییرات) مؤلفه‌های اصلی در هر یک از عوامل پایداری، اندازه حرکت تولیدی و توان مکانیکی و نمره آمادگی مهارتی هر یک از شش گروه وزنی

عوامل آمادگی مهارتی	گروه وزنی A	گروه وزنی B	گروه وزنی C	گروه وزنی D	گروه وزنی E	گروه وزنی F
پایداری (درصد پوشش ۵۷/۷۹)	۰/۰۰	-۰/۲۰	۰/۳۶	-۰/۱۴	-۰/۱۹	۰/۰۴
اندازه حرکت تولیدی (درصد پوشش ۵۶/۷۶)	-۰/۳۹	-۰/۰۳	۰/۵۸	۰/۱۳	-۰/۴۸	۰/۱۱
توان مکانیکی (درصد پوشش ۴۸/۴۵)	-۰/۰۱	-۰/۱۴	۰/۲۳	۰/۲۴	-۰/۱۱	۰/۰۱
نمره آمادگی مهارتی	۴۹/۶۵	۴۶/۳۶	۵۸/۰۳	۵۵/۶۰	۴۴/۴۳	۵۱/۱۴

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام پژوهش حاضر تدوین نیمرخ بیومکانیکی فنون کشتی بر اساس الگوریتم منطق فازی در کشتی‌گیران آزادکار نخبه شهرستان جویبار در شش گروه وزنی بود. ورزش کشتی شامل حرکات تکرارشونده با شدت زیاد (در حمله‌ها و ضد حمله‌ها) است. با توجه به ماهیت این رشته ورزشی که در آن حریفان در هنگام اجرای فنون دائماً در حال کشیدن و هل دادن یکدیگر هستند، داشتن ظرفیت‌های بسیار پیشرفته در عواملی پایداری و حفظ تعادل در جریان مسابقه امری مهم تلقی می‌شود (۱۰). ارزیابی کنترل پاسچر در طول حرکت یک عامل اندازه‌گیری مهم برای اهداف قهرمانی در بین کشتی‌گیران در تعیین ثبات و هماهنگی عصبی عضلانی است؛ بنابراین، تشخیص ویژگی‌های مرتبط باثبات و پایداری بدن در طول جابجایی‌ها ضروری است. در پژوهش حاضر، متغیرهای زمان رسیدن به پایداری و شاخص پایداری پاسچر دینامیکی در سه نوع گارد راست، چپ و ژاپنی بررسی شدند.

در بررسی متغیر پایداری پاسچر دینامیکی، نتایج جدول ۲ نشان داد که در هر سه نوع گارد راست، چپ و ژاپنی گروه وزنی F دارای مقادیر کمتری از این شاخص نسبت به سایر گروه‌های وزنی است. شاخص پایداری پاسچر دینامیکی پایین در این گروه وزنی بیانگر آن است که کشتی‌گیران این گروه وزنی برای به دست آوردن پایداری و ثبات در حین انجام هر سه نوع گارد نیرو کمتری را به زمین اعمال کرده‌اند. در مقابل، در گارد راست گروه وزنی A، در گارد چپ گروه‌های وزنی A و B و در گارد ژاپنی گروه وزنی B دارای مقادیر بالاتری از متغیر پایداری پاسچر دینامیکی هستند. به‌طور خاص، یافته‌ها حاصل از این متغیر نشان می‌دهد که با افزایش جرم بدنی در هر یک از گروه‌های وزنی میزان شاخص پایداری پاسچر دینامیکی کاهش یافته است.

در متغیر زمان رسیدن به پایداری، یافته‌های جدول ۲ نشان می‌دهد در گارد ژاپنی نسبت به دو گارد راست و چپ، کشتی‌گیران تمام گروه‌های وزنی در مدت زمان کمتری به پایداری رسیده‌اند. این زودتر رسیدن به پایداری ممکن است ناشی از مکانیک غالب بر این گارد باشد؛ زیرا در گارد ژاپنی جرم بدن به‌طور تقریباً یکسانی روی هر دو پا قرار دارد و پاهای موازات یکدیگر هستند اما در دو گارد راست و چپ یکی از پاهای جلوتر از پای دیگر است. علاوه بر این، زمان رسیدن به پایداری طولانی‌تر نشان‌دهنده دشواری بیشتر در کنترل پاسچر است و ممکن است اختلال در کنترل عصبی عضلانی را نشان دهد، لذا این یافته می‌تواند بیانگر آن باشد که کشتی‌گیران گروه‌های وزنی مختلف دارای کنترل عصبی عضلانی بهتری در انجام گارد ژاپنی نسبت به دو گارد دیگر هستند. این یافته تا حدی با مقادیر زمان رسیدن به پایداری در فرود تک‌پا همسو است (۱۵). به‌طور کلی، می‌توان گفت که دو متغیر زمان رسیدن به پایداری و شاخص پایداری پاسچر دینامیکی می‌توانند معیار خوبی برای نشان دادن پایداری کشتی‌گیر در حین جلو و عقب رفتن‌های مکرر باشد، زیرا پایداری منعکس‌کننده نوسان و میزان حرکت مرکز ثقل بدن است.

یکی از چالش‌های عمده برای محققان مطالعه حرکت انسان، توصیف چگونگی مداخلات دینامیکی بین اندام‌های مرتبط برای تولید رفتار حرکتی مؤثر و کارآمد است. اخیراً، چندین محقق به لزوم بررسی بیشتر نقش تنه و اندام فوقانی در حرکت‌های مربوط به کل بدن اشاره کرده‌اند (۱۰، ۱۱، ۱۸). با این حال، اطلاعات کمی در مورد مداخلات اندام‌های فوقانی، تنه و اندام تحتانی در فنون کشتی که شامل انتقال کل بدن است، وجود دارد. در مطالعه حاضر، شش فن رایج در کشتی برای اندازه‌گیری مداخلات بین اندام‌های بدن<sup>۱</sup> مورد بررسی قرار گرفت.

یکی از یافته‌های اصلی در بررسی اندازه‌گیری مداخلات بین اندام‌های بدن آن بود که با افزایش جرم بدنی کشتی‌گیران در شش گروه وزنی میزان اندازه حرکت خطی تولیدی در تمام فنون شبیه‌سازی

## 1. Interactions Between Linked Segments



شده افزایش یافت. شاید در نگاه اولیه این یافته برخلاف ماهیت اجرای فنون توسط کشتی‌گیران سبک‌وزن باشد؛ زیرا در دنیای واقعی کشتی‌گیران سبک‌وزن فنون را با سرعت بیشتری انجام می‌دهند، اما باید توجه نمود که سرعت اجرای حرکت متفاوت از اندازه حرکت تولیدی توسط ورزشکار است. در واقع، اندازه حرکت خطی تولید شده در اجرای فنون متأثر از نیروی کششی اعمال شده به گاری است (رابطه ضربه - اندازه حرکت) که در آن هر چقدر کشتی‌گیر بتواند با نیروی بیشتری طناب متصل به گاری را بکشد، در نتیجه اندازه حرکت خطی بیشتری را تولید می‌کند. همچنین، با تجزیه و تحلیل هر یک از فنون بارنداز، کنده فرنگی، پُل، زیر دوخم، فن کمر و تندر در متغیر اندازه حرکت تولیدی در جدول ۲ می‌توان پی برد که کشتی‌گیران گروه‌های وزنی B و C و D و E و F توانسته‌اند به طور میانگین بیش از یک برابر جرم بدن خود اندازه حرکت خطی در طول اجرای فنون تولید کنند؛ و تنها کشتی‌گیران گروه وزنی A در اجرای فنون بارنداز و فن کمر نتوانسته‌اند بیش از یک برابر جرم بدن خود اندازه حرکت خطی تولید کنند. به عنوان یک نتیجه می‌توان بیان نمود که با وجود شرایط یکسان در شبیه‌سازی فنون، کشتی‌گیران با جرم بدنی بیشتر توانسته‌اند نیروی کششی بیشتری را به گاری اعمال کنند که مطابق آن اندازه حرکت خطی بیشتری در گاری ایجاد شده است. اندازه حرکت تولیدی بیشتر توسط کشتی‌گیران با جرم بدنی بیشتر در طول اجرای فنون می‌تواند وابسته به ویژگی فیزیولوژیکی و تسلط بر اجرای فنون باشد.

در مبحث توان مکانیکی تولیدشده در اندام‌های بالاتنه، نتایج جدول ۲ نشان داد که گروه وزنی A در تمام فنون نسبت به سایر گروه‌های وزنی مقادیر کمتری توان مکانیکی تولید کرده است. کمتر بودن میانگین توان مکانیکی تولیدشده توسط گروه وزنی A در طول اجرای فنون می‌تواند ناشی از اعمال کم نیرو برای کشش گاری باشد (طبق رابطه ضربه و اندازه حرکت). علاوه بر این، با بررسی تک‌تک فنون در جدول ۲ می‌توان پی برد که میانگین توان مکانیکی تولیدی در هر شش فن بارنداز، کنده فرنگی، پُل، زیر دوخم، فن کمر، تندر تقریباً کمتر از نیم برابر جرم بدن کشتی‌گیران است. بر این اساس، می‌توان گفت که اگر کشتی‌گیران در طول اجرای فنون به دنبال افزایش توان مکانیکی تولیدی به بیش از نیم برابر جرم بدن خود هستند، هم باید نیروی کششی بیشتری را برای کشیدن گاری به کار ببرند و هم باید سرعت اجرای حرکت خود را افزایش دهند.

جدول ۳ نمره کسب‌شده توسط هر گروه وزنی را در هر یک از عوامل پایداری، اندازه حرکت تولیدی و توان مکانیکی نشان می‌دهد که در عامل پایداری و اندازه حرکت تولیدی گروه وزنی C و در عامل توان مکانیکی گروه وزنی D بیشترین نمره را نسبت به سایر گروه‌های وزنی کسب نموده‌اند. طبق این نتایج، خروجی الگوریتم منطق فازی نشان داد گروه وزنی B با مجموع نمره ۵۸/۰۳ از ۱۰۰، بیشترین نمره را در میان شش گروه وزنی اخذ نموده است که بیانگر بالاتر بودن آمادگی مهارتی کشتی‌گیران

این گروه وزنی نسبت به سایر کشتی‌گیران گروه‌های وزنی دیگر می‌باشد. در مقابل، گروه وزنی E با کسب نمره‌های ضعیف در هر سه عامل پایداری، اندازه حرکت تولیدی و توان مکانیکی، دارای نمره آمادگی مهارتی پایین (۴۴/۴۳) نسبت به سایر گروه‌های است. به عنوان یک نتیجه، می‌توان گفت که با طراحی این الگوریتم هر مربی کشتی می‌تواند به آمادگی مهارتی ورزشکار خود نمره دهد. علاوه بر این، کشتی‌گیران می‌توانند به نقاط ضعف خود در هر یک از این عوامل پی ببرند تا بدین طریق به ارتقاء نقاط ضعف خود در آن عامل بپردازند.

به‌عنوان یک نتیجه‌گیری کلی از مباحث مطرح‌شده، می‌توان دو یافته اصلی را از این پژوهش استنتاج نمود: ۱- با طراحی آزمون‌های جدید برای تجزیه و تحلیل بیومکانیکی فنون بارنداز، کنده فرنگی، پُل، زیر دوخم، فن کمر، تندر و سه نوع گارد راست، چپ و ژاپنی، نیمرخ آمادگی مهارتی کشتی‌گیران آزادکار نخبه شهرستان جویبار در شش گروه وزنی تهیه شد؛ ۲- با استفاده از روش آماری آنالیز مؤلفه اصلی و الگوریتم منطق فازی می‌توان به آمادگی مهارتی هر یک از کشتی‌گیران نمره داد. این یافته‌ها می‌تواند بیانگر این موضوع باشد که برای تجزیه و تحلیل دقیق عملکرد یک ورزشکار در طول تمرینات نیاز است که مربیان ابتدا از آزمون‌های استاندارد برای اندازه‌گیری عوامل مؤثر بر عملکرد ورزشکاران استفاده کنند و سپس با طراحی این الگوریتم‌های نمره‌دهی امکان مقایسه آمادگی مهارتی کشتی‌گیران را فراهم آورند.

نتایج این تحقیق می‌تواند به عنوان پایه‌ای برای مقایسه آمادگی مهارتی کشتی‌گیران نخبه شهرستان جویبار با سایر کشتی‌گیران شرکت‌کننده در پژوهش‌های آتی در داخل کشور باشد؛ تا بدین طریق بتوان در ابعاد بزرگ‌تر زمینه ایجاد نورم ملی را فراهم آورد. در مطالعه حاضر، به منظور تعیین نماینده هر عامل آمادگی مهارتی از روش آماری آنالیز مؤلفه اصلی استفاده شد که پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آتی از روش‌های پیش‌بینی مانند روش شبکه‌های عصبی مصنوعی برای این امر استفاده گردد. همچنین، برای ارزیابی جامع آمادگی بدنی کشتی‌گیران ضروری است متغیرهای بیومکانیکی در کنار متغیرهای فیزیولوژیکی اندازه‌گیری شود تا بدین طریق مربیان بتوانند نمای کلی از رفتار بدنی ورزشکاران خود در طول تمرینات داشته باشند.

### تشکر و قدردانی

مقاله ارائه‌شده مستخرج از رساله دوره دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران است. بدین‌وسیله ضمن تشکر از کلیه کشتی‌گیران شرکت‌کننده در این پژوهش، از دانشجویان ارشد و دکتری گروه بیومکانیک دانشگاه مازندران برای مشارکت و کمک در فرایند جمع‌آوری داده‌های آزمایشگاهی سپاسگزاری می‌کنیم.

## منابع

1. Mirzaei B, Curby DG, Rahmani-Nia F, Moghadasi M. Physiological profile of elite Iranian junior freestyle wrestlers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009; 23(8): 2339-44.
2. Saad AH. Physiological profile of the young Egyptian wrestlers. *World Journal of Sport Sciences*. 2012; 6(1):45-50.
3. Demirkan E, Kutlu M, Koz M, Özal M, Favre M. Physical fitness differences between freestyle and Greco-Roman junior wrestlers. *Journal of human kinetics*. 2014; 41(1): 245-51.
4. Bayraktar I, Koc H. A study of profile and comparison for Turkish Greco-Roman and freestyle wrestlers who prepared for Rio. 2016. *Ovidius University Annals, Series Physical Education & Sport/Science, Movement & Health*. 2017; 17(2):190-9.
5. Yamashita D, Arakawa H, Arimitsu T, Wada T, Yumoto K, Fujiyama K, et al. Physiological Profiles of International-and Collegiate-Level Japanese Male Freestyle Wrestlers in the Lightweight Classes. *International Journal of Wrestling Science*. 2017; 7(1-2):21-5.
6. Venegas-Cárdenas D, Caibul-Díaz R, Mons V, Valdés-Badilla P, Pichon A, Cuadra D, et al. Physical and physiological profile in youth elite Chilean wrestlers. *Archives of Budo*. 2019; 15: 249-57.
7. Sharratt M, Taylor A, Song T. A physiological profile of elite Canadian freestyle wrestlers. *Canadian journal of applied sport sciences Journal canadien des sciences appliquées au sport*. 1986; 11(2):100.
8. Zi-Hong H, Lian-Shi F, Hao-Jie Z, Kui-Yuan X, Feng-Tang C, Da-Lang T, et al. Physiological profile of elite Chinese female wrestlers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2013; 27(9): 2374-95.
9. Ramirez-Velez R, Argothyd R, Meneses-Echavez JF, Sanchez-Puccini MB, Lopez-Alban CA, Cohen DD. Anthropometric characteristics and physical performance of colombian elite male wrestlers. *Asian journal of sports medicine*. 2014; 5(4).
10. Arakchiyski Z, Stanchev N. Biomechanical model of wrestling bridge. *Activities in Physical Education & Sport*. 2016; 6(1): 86-9.
11. Stordopoulos D, Giannakou E, Manaveli P, Barbas I, Gourgoulis V, Aggeloussis N. Reliability of Lower Limb Kinematics during the Arm-Throw Wrestling Technique. *International Journal of Wrestling Science*. 2016; 6(2): 67-73.
12. Moghaddami A, Gerek Z, Karimiasl A, Nozohouri H. The effect of acute dehydration and rehydration on biomechanical parameters of elite wrestling techniques. *J Sport Sci*. 2016; 4: 93-101.
13. Yamashita D, Arakawa H, Wada T, Yumoto K, Fujiyama K, Nagami T, et al. Whole-Body Mechanics of Double-Leg Attack in Elite and Non-elite Male Freestyle Wrestlers. *Frontiers in sports and active living*. 2020; 2.

14. Sell TC. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Physical Therapy in Sport*. 2012; 13(2): 80-6.
15. Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieën JH. Time to stabilization in single leg drop jump landings: an examination of calculation methods and assessment of differences in sample rate, filter settings and trial length on outcome values. *Gait & posture*. 2015; 41(1): 63-9.
16. Ramsey DK, Crotin RL, White S. Effect of stride length on overarm throwing delivery: A linear momentum response. *Human movement science*. 2014; 38:185-96.
17. Cormie P, McBride JM, McCaulley GO. Validation of power measurement techniques in dynamic lower body resistance exercises. *Journal of applied biomechanics*. 2007; 23(2):103-18.
18. Moufti H, Arfaoui A. Kinematic analysis of the " attack to the legs" from wrestling: impact of prior judo expertise. *Pedagogics, psychology, medical-biological problems of physical training and sports*. 2019 (1).

### ارجاع دهی

امانی مرتضی، اسلامی منصور، فیاض موقر افشین، یوسف پور روح الله. تدوین نیمرخ بیومکانیکی فنون کشتی بر اساس الگوریتم منطق فازی در کشتی گیران آزادکار نخبه شهرستان جویبار در شش گروه وزنی. *مطالعات طب ورزشی*. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۵۲-۲۳۳. شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10738.1513

Amani M, Eslami M, Fayyaz Movaghar A, Yousefpour R. Biomechanical Profile of Wrestling Holds Based on Fuzzy Logic Algorithm of Elite Freestyle Wrestlers of the City of Joybar in Six Weight Classes. *Sport Medicine Studies*. Fall & Winter 2021; 12 (28): 233-52. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2021.10738.1513

## 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



## Table of Contents

- **Does the Type of Shoes Affect the Electromyography of the Lower Limb Muscles While Descending the Stairs?**.....17  
S. Abdolali Hoseini, M. Alemzadeh, M. Anbarian, S. Ghasemi
- **Comparison of Electromyography Activity of the Medial and Lateral Gastrocnemius Muscles in Athletes with and without a History of Anterior Cruciate Ligament Rupture**.....37  
K. Dashti Rostami, M. H. Alizadeh, H. Minoonejad, H. R. Yazdi
- **Effect of Fatigue Protocol on Lower Limb Muscle Activities in Individuals with Genu Varus During Running with Agility Shoes**.....55  
AA. Jafarnezhadgero, M. Zivari
- **Determination of Allometric Scaling Equations for Elastic Behavior of Human Body during Kangaroo-like Hopping in Different Styles and Strategies**.....71  
M. Ashrotaghi, H. Sadeghi, E. Shirzad
- **Electromyography Activity of Lower Limb and Erector Spinae Muscles During Walking with and Without Cognitive Dual Task in Patients with Cerebral Palsy and Healthy Controls**.....89  
Sh. Yazdani, M. Elhami
- **Effect of Eight-Week Dynamic Neuromuscular Stabilization Training on Balance, Fall Risk and Lower Extremity Strength in Healthy Elderly Women**.....107  
M. Rahimi, Z. Hasanpori, R. Sharifi, M. Haghighi
- **Evaluation of Motor and Sensory Function in Female Endurance Runners with and without Medial Tibial Stress Syndrome**.....127  
M. Mohammadi, M. Karimizadeh Ardakani
- **Comparison of the Posture of the Upper Body and the Range of Motion of the Shoulder in Women with and without Frozen Shoulder**.....149  
F. Sali, N. Ghani Zadeh Hesar, M. Mohammadi, S. Roshani
- **Effect of a Yoga Exercise Program on Muscle Fatigue and Balance Indices in Patients with Multiple Sclerosis**.....165  
S. Ilbeigi, M. Haghighi, A. Nikseresht, M. Mahjur
- **Effect of Trunk Muscles Fatigue on the Trajectory of the Center of Pressure During Walking**.....183  
H. Esmaeili, Z. Askari
- **Foot Pressure Distribution Symmetry, Vertical Ground Reaction Force and Postural Sways in Professional Athletes with Proper or Poor Lumbopelvic Control**.....17  
P. Fadaei Dehcheshmeh, F. Gandomi
- **Biomechanical Profile of Wrestling Holds based on a Fuzzy Logic Algorithm of Elite Freestyle Wrestlers of Joybar City in Six Weight Classes**.....233  
M. Amani, M. Eslami, A. Fayyaz Movaghar, R. Yousefpour

## Scientific Advisors (Alphabetical Order)

**Dr. H. Abbasi** (Assistant Professor, Sports Sciences Research Institute)

**Dr. M. T. Aghdasi** (Professor, Tabriz University)

**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.F. Gandomi** (Assistant Professor, Razi University)

**Dr. Y. Hosseiny** (Assistant Professor, Malayer University)

**Dr. H. Hosseinimehr** (Assistant Professor, Kurdistan University)

**Dr.S.Ilbigi** (Associate Professor, University of Birjand)

**DR. A. A. Jafarnezhadgero** (Associate Professor, University of Mohaghegh Ardabili)

**Dr. M. Karimizadeh Ardakani** (Assistant Professor, University of Tehran)

**Dr. D. Khezri** (Assistant Professor, Sports Sciences Research Institute)

**Dr. F. Mohammadi** (Assistant Professor, Sports Sciences Research Institute)

**Dr. H. Mohammadi** (Assistant Professor, Kurdistan of University)

**Dr. E. Mozafaripour** (Ph.D. Corrective Exercises)

**Dr. M. Rabiei** (Associate Professor, Shahrekord University)

**Dr. H. Sadeghi** (Professor, Kharazmi University)

**Dr. F. Salari Esker** (Assistant Professor, University of Mazandaran)

**Dr. Sh. Shahrbanian** (Assistant Professor, University of Tehran)

**Dr. M. R. Seyedi** (Assistant Professor, Sports Sciences Research Institute)

**Dr. M. Zarei** (Assistant Professor, University of Shahid Beheshti)





## **Sport Medicine Studies (SSRI)**

- **Chairman Manager:** Ali Sharifnezhad (Assistant Professor)
- **Editor in Chief:** Dr. Mehrdad 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)
  - **Hasan Daneshmandi** (Professor of Sport Injury & Corrective Exercise, University of Guilan)
  - **Mansour Eslami** (Associate Professor of Sport Biomechanics, University of Mazandaran)
  - **Nader Farahpour** (Professor of Sport Biomechanics, Bu Ali Sina University of Hamedan)
  - **Rashid Heydari Moghadam** (Professor Hamadan University of Medical science)
  - **Abbas Meamarbashi** (Professor of Sport Biomechanics, University of Mohagheh Ardabili)
  - **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 28, Fall & Winter 2021**
- **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**



# **Sport Medicine Studies**

**12th Year, No 28**

**Fall & Winter 2021**



**In the Name of God**