

## هم‌انقباضی مفصل مچ پا در افراد با پای سالم و سوپینیت طی راه رفتن بر روی سطح زمین و چمن مصنوعی

امیرعلی جعفرنژادگرو<sup>۱\*</sup>، آرزو مداحی<sup>۲</sup>، احسان فخری میرزائق<sup>۳</sup>

تاریخ دریافت ۱۴۰۲/۰۱/۰۲ تاریخ پذیرش ۱۴۰۲/۰۸/۰۷

## چکیده

**پیش‌زمینه و هدف:** سطوح مختلف اثرات متفاوتی را بر روی مکانیک بدن طی راه رفتن دارند. هدف از پژوهش حاضر بررسی مقادیر هم‌انقباضی مفصل مچ پا در افراد با پای سالم و سوپینیت طی راه رفتن بر روی زمین و چمن مصنوعی بود.

**مواد و روش کار:** پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه آماری شامل ۱۰ فرد با پای سوپینیت (با میانگین سنی برابر  $22/1 \pm 2/2$  سال) در گروه تجربی و ۱۰ فرد با پای سالم (با میانگین سنی برابر  $24/2 \pm 3/3$ ) بود. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد.

**یافته‌ها:** نتایج نشان داد که اثر عامل سطح ( $P=0/035$ ) و گروه ( $P=0/000$ ) بر مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز پاسخ بارگیری معنادار می‌باشد. مقادیر هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگیری هنگام راه رفتن بر روی چمن مصنوعی در مقایسه با راه رفتن بر روی سطح زمین بزرگ‌تر بود. اختلافات بین سایر مولفه‌های هم‌انقباضی جهت‌دار و عمومی در فازهای دیگر طی راه رفتن بر روی چمن و سطح زمین معنی‌دار نبود ( $P>0/05$ ).

**بحث و نتیجه‌گیری:** مقادیر هم‌انقباضی عمومی عضلات طی راه رفتن بر روی چمن مصنوعی بزرگ‌تر از راه رفتن بر روی سطح زمین بود. افزایش هم‌انقباضی عمومی ممکن است با ناپایداری سطح راه رفتن مرتبط باشد. باوجود این، اثبات هرچه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در آینده با جامعه‌های آماری بزرگ‌تر دارد.

**کلیدواژه‌ها:** هم‌انقباضی، الکترومایوگرافی، راه رفتن، پای سوپینیت

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و چهارم، شماره نهم، ص ۵۱۷-۵۰۹، آذر ۱۴۰۲

آدرس مکاتبه: دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. تلفن: ۰۴۵۲۱۵۰۵۶۴۹، دورنگار: ۰۴۵۲۱۵۰۵۶۴۹

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

## مقدمه

(۵)، پای سوپینیت در افراد باعث کاهش قوس استخوان ناوی به کمتر از ۴ میلی‌متر می‌شود (۶)، این افراد دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا هستند (۷)، که این بی‌نظمی‌ها می‌تواند باعث درد ساق، درد تاندون آشیل، بروز آسیب در اندام تحتانی، کشیدگی عضلات همسترینگ و چهارسرانی شود (۸، ۹). یک فرد دارای پای سوپینیت با قوس پای زیاد ممکن نیست بتواند با سطح سازگار شود، که این نیازمند ساختارهای اسکلتی عضلانی اطراف، برای حفظ ثبات و تعادل می‌باشد (۱۰). مطالعات گذشته نشان داده است که بارها و فشارهای کف‌پایی وارده به اندام طی دویدن‌های

راه رفتن اصلی‌ترین حرکت انجام شده توسط انسان بوده و به دلیل قابلیت دسترسی بالا و کم هزینه بودن طرفداران فراوانی دارد (۱). انجام این فعالیت‌ها بر روی سطوح نامناسب با شیوع صدمات همراه است. فعالیت راه رفتن باهدف‌های مختلف از قبیل: افزایش تحرک‌پذیری افراد، کاهش وزن و حفظ تناسب اندام، پیشرفت تعادل، رشد بیشتر استخوان‌ها و..... انجام می‌شود (۲، ۳). از عوامل ایجاد آسیب طی راه رفتن و دویدن می‌توان به نوع پاسچر پا<sup>۱</sup>، سفتی زمین، کیفیت زمین و اصطکاک بین سطح و کفش را نام برد (۴).

<sup>۱</sup> دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

<sup>۲</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

<sup>۳</sup> دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

<sup>1</sup> Foot posture

سال ۱۴۰۰ تشکیل دادند. آزمودنی‌ها توسط پزشک متخصص ارتوپد معاینه و سپس علائم کلینیکی آن‌ها بررسی و افراد دارای پای سوپینیت معرفی شدند. برای تعیین حداقل تعداد نمونه آماری از نرم‌افزار آماری G\*Power برای برآورد حجم نمونه با توان آزمونی ۸۰ درصد و سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد، و تعداد حداقل ۱۸ نفر برای هر گروه تعیین شد (۲۳). در نهایت ۱۰ فرد با پای سوپینیت (با میانگین سنی:  $27/1 \pm 2/2$  سال، قد:  $180/5 \pm 4/2$  سانتی متر، وزن:  $77/7 \pm 17/0$  کیلوگرم) در گروه تجربی و ۱۰ فرد با پای سالم (با میانگین سنی:  $33/3 \pm 24/2$  سال، قد:  $178/5 \pm 3/4$  سانتی متر، وزن:  $74/2 \pm 14/3$  کیلوگرم) و به لحاظ قد و وزن در دو گروه هم‌تا شدند بود.

معیارهای ورود به مطالعه عبارت بود از: جنسیت مرد، پای سالم، کف پای سوپینیت و معیارهای خروج از مطالعه، داشتن هرگونه آسیب تروماتیک، سابقه عمل جراحی در اندام تحتانی و اختلاف طول اندام تحتانی یا بدشکلی حاد ارتوپدیکی بود (۲۴، ۲۵).

از روش افتادگی استخوان ناوی برای تقسیم‌بندی گروه‌ها استفاده شد (۲۶). به همین جهت از آزمودنی خواسته شد روی صندلی نشسته و پای خود را در حالت بی وزنی قرار دهد. در این حالت فاصله بین برجستگی استخوان ناوی تا سطح زمین اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد در حالت ایستاده قرار گیرد و وزن خود را روی دو پا به‌طور مساوی تقسیم کند. در این حالت نیز ارتفاع استخوان ناوی تا کف پا اندازه‌گیری شد. در صورتی که اختلاف اندازه این دو حالت بین ۹-۵ میلیمتر باشد، فرد دارای پای طبیعی و اگر ۴ میلی‌متر و یا کمتر باشد فرد دارای کف پای سوپینیت است (۲۶). در این مطالعه پای راست آزمودنی‌ها (پای برتر) مورد مطالعه قرار گرفت.

به‌منظور ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی موهای زائد تراشیده و پوست با الکل و پنبه طبی تمیز شد. از ژل روان‌کننده جهت کاهش مقاومت الکتریکی پوست استفاده گردید. روش الکتروودگذاری به‌صورت دوقطبی و فاصله مرکز هر دو الکتروود با هم ۲۰ میلی‌متر بود. برای تشخیص محل دقیق الکتروودها از لمس لندمارک‌های استخوانی و انقباض ایزومتریک عضلات استفاده شد. بعد از تشخیص لندمارک‌ها الکتروودها در راستای فیبرهای عضلانی چسبیده شد (۲۷). بر اساس پروتکل سنیم<sup>۲</sup> الکتروودهای سطحی جهت ثبت سیگنال‌های الکتریکی بر روی عضلات منتخب درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی نصب گردید (۲۸). سیگنال‌های الکترومایوگرافی<sup>۳</sup> سطحی با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد و با استفاده از فیلتر میان‌گذر ۵۰۰-۱۰ هرتز هموار شد. آزمودنی‌ها به‌منظور

طولانی مدت به‌طور گسترده‌ای برای ارزیابی خطرات آسیب مورد استفاده قرار می‌گیرند (۱۱). بسیاری از مطالعات نیروها و فعالیت الکتریکی عضلات را هنگام دویدن و انجام حرکات ورزشی خاص در سطوح مختلف سطح زمین، چمن طبیعی و چمن مصنوعی در افراد سالم مورد بحث قرار داده‌اند (۱۲، ۱۳). تحقیقات نشان داده که مشارکت ورزشی در سطوح مصنوعی با افزایش بروز صدمات بیش از حد در افراد سالم همراه بوده است (۱۴) یکی از علل بروز آسیب می‌تواند افزایش سفتی مکانیکی مرتبط با این سطوح باشد (۱۵، ۱۶). برای درک بهتر ارتباط بین سطوح ورزشی و وقوع آسیب، آگاهی از اثر بیومکانیکی تغییر سطح ضروری است. خصوصیات سطح و تغییرات بیومکانیکی مرتبط ممکن است یک عامل مهم در ارتباط با تکرار آسیب و شدت آن باشد (۱۱). سطوح جدید ورزشی برای بهبود کارایی، مانند چمن طبیعی برای کاهش صدمات ورزشی تولید و به بازار عرضه شده است (۱۷). بر اساس نتایج تحقیقات قبلی در داخل و خارج از کشور یافته‌های ضد و نقیضی در خصوص مقایسه میزان شیوع و خطر بروز آسیب در چمن مصنوعی و سایر سطوح گزارش شده است و خطر بروز آسیب و نیروهای وارد بر پا در چمن مصنوعی و سطح زمین، به‌خصوص در افراد پای سوپینیت مشخص نیست.

هم‌انقباضی عضلانی به‌عنوان فعالیت هم‌زمان عضلات مختلف عمل‌کننده حول یک مفصل تعریف می‌شود (۱۸). هم‌انقباضی عضلات آگونیسست و آنتاگونیست در حفظ ثبات و پایداری مفاصل نقش اساسی دارند که از نظر بیومکانیکی حائز اهمیت است (۱۹، ۲۰). دو نوع هم‌انقباضی وجود دارد، یکی هم‌انقباضی عمومی دیگری هم‌انقباضی جهت‌دار که برای بررسی فعالیت گروه‌های عضلانی اطراف مفاصل استفاده می‌شوند. در هم‌انقباضی عمومی، مجموع فعالیت عضلات عبورکننده از مفصل و در هم‌انقباضی جهت‌دار فعالیت عضلات آنتاگونیست و آگونیسست جهت حفظ ثبات و پایداری مفصل گزارش شده است (۲۱، ۲۲). هم‌انقباضی عضلات آگونیسست و آنتاگونیست مچ پا در افراد با پای سوپینیت طی راه رفتن بر روی چمن مصنوعی تاکنون مورد ارزیابی قرار نگرفته است. بنابراین هدف از پژوهش حاضر بررسی مقادیر هم‌انقباضی مفصل مچ پا در افراد با پای سالم و سوپینیت طی راه رفتن بر روی زمین و چمن مصنوعی بود.

## مواد و روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی می‌باشد. جامعه آماری پژوهش حاضر را مردان دارای پای سوپینیت و سالم شهرستان اردبیل در

<sup>3</sup> Electromyography

<sup>2</sup> SENIAM

= هم انقباضی عمومی مجموع میانگین فعالیت تمام عضلات عبور کننده از مفصل  
در هم انقباضی جهت‌دار هر چه عدد به دست آمده به صفر نزدیک‌تر باشد، میزان هم انقباضی بیشتر و هرچه عدد به ۱ و ۱- نزدیک‌تر باشد، میزان هم انقباضی کاهش می‌یابد (۲۱).  
شرکت‌کنندگان فرم‌های مربوط به پرسشنامه تندرستی، میزان فعالیت جسمانی روزانه و رضایت‌نامه آگاهانه را تکمیل و تأیید کردند (۲۹). همچنین کد اخلاق پژوهش حاضر از کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی دریافت شد.  
برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آماری توصیفی و استنباطی استفاده شد. از آمار توصیفی برای تعیین میانگین و انحراف معیار و در بخش آمار استنباطی به منظور بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شپروویلیک و از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ انجام شد.

#### یافته‌ها

نتایج پژوهش حاضر نشان داد تفاوت معناداری بین مشخصات دموگرافیک (گروه پای سوپینیت؛ میانگین سنی:  $22/1 \pm 2/2$  سال، قد:  $180/5 \pm 4/2$  سانتی متر، وزن:  $77/7 \pm 17/5$  کیلوگرم) و گروه پای سالم؛ میانگین سنی:  $24/2 \pm 3/3$  سال، قد:  $178/5 \pm 3/4$  سانتی متر، وزن:  $74/2 \pm 14/3$  کیلوگرم) وجود ندارد.  
نتایج نشان داد که اثر عامل سطح ( $P=0/035$ ) و گروه ( $P=0/000$ ) بر مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز پاسخ بارگیری معنادار می‌باشد. مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری هنگام راه رفتن بر روی چمن مصنوعی بزرگ‌تر از راه رفتن بر روی سطح زمین است. همچنین مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز پاسخ بارگیری در گروه سوپینیت در مقایسه با گروه سالم بزرگ‌تر است (جدول ۲).  
یافته‌ها نشان داد که اثر تعاملی سطح و گروه بر مقادیر هم انقباضی جهت‌دار مچ پا طی فاز پاسخ بارگیری ( $P=0/045$ ) و هل دادن ( $P=0/023$ ) معنادار است. مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر هم انقباضی جهت‌دار مچ پا طی فاز پاسخ بارگیری و هل دادن در گروه سوپینیت هنگام راه رفتن بر روی چمن مصنوعی بزرگ‌تر از راه رفتن بر روی زمین است (جدول ۲).

آشنایی با مراحل آزمایش چندین بار مسیر را به‌طور آزمایشی طی کردند. به‌منظور ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت‌های الکترومایوگرافی، هر آزمودنی مسیر ۱۵ متری را با پای برهنه و با سرعت ثابت حدود ۱/۲ متر بر ثانیه به‌صورت سه تریال صحیح پاشنه - پنجه یک بار روی سطح زمین و بار دیگر روی چمن مصنوعی راه رفتند.

برای مشخص کردن فازهای مختلف راه رفتن از دستگاه صفحه نیرو برتک با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. به این ترتیب که لحظه تماس پاشنه توسط تعیین اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بالاتر از ۲۰ نیوتن و لحظه بلند شدن پنجه از آخرین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کمتر از ۲۰ نیوتن تعیین شد. برای نرمال کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی، اطلاعات RMS (Root mean square) هر عضله برای نرمال سازی داده‌ها به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب شد. برای ثبت مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضله ساقی قدامی، آزمودنی در حالت ایستاده قرار می‌گرفت و در حالی که سعی در انجام حرکت دورسی فلکشن<sup>۴</sup> با حداکثر انقباض داشت، در برابر حرکت مقاومت اعمال می‌شد. در عضله دوقلوی داخلی، فرد روی زمین می‌نشست در حالی که پشت به دیوار قرار می‌گرفت، در برابر حرکت پلانتر فلکشن<sup>۵</sup> فرد مقاومت خارجی اعمال می‌شد. در این حالت از وی خواسته شد تا حداکثر تلاش خود را برای ایجاد حرکت پلانتر فلکشن به کار گیرد. از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک هر عضله به‌عنوان خط پایه<sup>۶</sup> جهت مقایسه استفاده شد. فعالیت عضلات در هر مرحله به‌عنوان % از خط پایه بیان شد. با توجه به کیفیت سیگنال‌های حاصل از کلیدهای پای، سیگنال stride سوم به بعد راه رفتن مورد مطالعه قرار گرفت. مقادیر دامنه (RMS) سیگنال‌ها طی ۳ فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا، و هل دادن راه رفتن ثبت و محاسبه شد.

برای تعیین مقادیر هم انقباضی جهت‌دار و هم انقباضی عمومی در فازهای مختلف دویدن از روابط زیر استفاده شد (۲۱).  
میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست  
میانگین فعالیت عضلات آگونیست  
فعالیت عضله آنتاگونیست > میانگین فعالیت عضله آگونیست  
۱- میانگین فعالیت عضلات آگونیست = هم انقباضی جهت‌دار (میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست < میانگین فعالیت عضله آگونیست)

<sup>6</sup> Base line

<sup>4</sup> Dorsiflexion

<sup>5</sup> Plantar flexion

**جدول (۱): میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای هم‌انقباضی عمومی و جهت مفصل مچ پا بین دو گروه طی راه رفتن بر روی دو سطح**

متغیرها		گروه سالم	گروه سوپینیت	سطح معنی‌داری (مجدور اتا)	
		چمن زمین	چمن مصنوعی	اثر عامل سطح	اثر عامل گروه
پاسخ	هم	۵۱/۵ ± ۶/۲	۵۲/۳ ± ۴/۷	۰/۰۳۵ (۰/۱۱۱) ×	۰/۰۰۰ (۰/۲۹۰) ×
بارگیری	هم	۶۹/۴ ± ۷/۶	۷۳/۳ ± ۷/۴	۰/۸۳۲ (۰/۰۰۱)	۰/۹۵۱ (۰/۰۰۰)
انقباضی	میان	۶۹/۴ ± ۶/۸	۶۸/۰ ± ۵/۵	۰/۳۲۴ (۰/۰۲۶)	۰/۶۱۶ (۰/۰۰۶)
عمومی	اتکا	۶۸/۰ ± ۶/۸	۶۸/۰ ± ۵/۲	۰/۳۲۴ (۰/۰۲۶)	۰/۶۱۶ (۰/۰۰۶)
مچ‌پا	هل	۶۸/۰ ± ۶/۸	۶۸/۰ ± ۵/۲	۰/۳۲۴ (۰/۰۲۶)	۰/۶۱۶ (۰/۰۰۶)
دادن	پاسخ	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۲۲۷ (۰/۰۳۸)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
هم	بارگیری	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۲۲۷ (۰/۰۳۸)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
انقباضی	میان	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۱۱۶ (۰/۰۶۴)	۰/۵۴۲ (۰/۰۱۰)
عمومی	اتکا	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۱۱۶ (۰/۰۶۴)	۰/۵۴۲ (۰/۰۱۰)
مچ‌پا	هل	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۲ ± ۰/۳	۰/۱۱۶ (۰/۰۶۴)	۰/۵۴۲ (۰/۰۱۰)
دادن	پاسخ	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
هم	بارگیری	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
انقباضی	میان	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
عمومی	اتکا	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
مچ‌پا	هل	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
دادن	پاسخ	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
هم	بارگیری	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
انقباضی	میان	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
عمومی	اتکا	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
مچ‌پا	هل	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)
دادن	پاسخ	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۳ ± ۰/۴	۰/۶۱۸ (۰/۰۰۷)	۰/۲۷۶ (۰/۰۳۱)

\*سطح معنی‌داری  $P < 0.05$ .**بحث و نتیجه‌گیری**

هدف از پژوهش حاضر بررسی مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفصل مچ پا در افراد با پای سالم و سوپینیت طی راه رفتن بر روی زمین و چمن مصنوعی بود. نتایج نشان داد که مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری هنگام راه رفتن بر روی چمن مصنوعی بزرگ‌تر از راه رفتن بر روی سطح زمین است. همچنین مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری در گروه سوپینیت در مقایسه با گروه سالم بزرگ‌تر است. بعلاوه یافته‌ها نشان داد که مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری و هل دادن در گروه سوپینیت هنگام راه رفتن بر روی چمن مصنوعی بزرگ‌تر از راه رفتن بر روی زمین است. در راستای یافته‌های نتایج پژوهش حاضر جعفرنژاد و همکاران ۱۴۰۰ در پژوهشی با عنوان اثر تمرین طولانی مدت بر روی شن بر هم‌انقباضی عضلات مفصل مچ پا افراد دارای پرونییشن بیش از حد پا طی راه رفتن پرداختند، نتایج نشان‌دهنده افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا در نتیجه تمرین بر روی شن بود (۳۰).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد به‌طور ویژه در فاز پاسخ بارگیری، نکه مقادیر هم‌انقباضی عمومی مفصل مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری

هنگام راه رفتن بر روی چمن مصنوعی بزرگ‌تر از راه رفتن بر روی سطح و در گروه سوپینیت در مقایسه با گروه سالم بزرگ‌تر است. این مرحله از راه رفتن نرمال از زمان برخورد پاشنه پای مرجع با زمین شروع می‌شود تا بلند شدن انگشتان پای مقابل از زمین ادامه دارد و این فاز با حمایت دوگانه هر دو پا هم‌زمان است (۳۱، ۳۲). عضله درشت‌نئی قدامی از مهم‌ترین عضلات فعال در این فاز هستند که سهم فعالیت بالایی نسبت به سایر عضلات اندام تحتانی در این فاز از راه رفتن دارد (۳۲). این عضله جز حمایت‌کننده‌های حرکت پلنتار فلکشن مچ پا به شمار می‌رود که به موقعیت قرارگیری مناسب و ثبات مفصل مچ پا در مرحله پاسخ بارگیری کمک می‌کنند (۳۳). در توضیح نتایج مشاهده شده می‌توان گفت در این فاز به دلیل اینکه نیروی عکس‌العمل زمین به سرعت افزایش پیدا کرده و به کف پا وارد می‌شود بیشترین احتمال آسیب وجود دارد (۳۴، ۳۵). دو مکانیسم برای کاهش این نیروها وجود دارد که یکی از آن‌ها آن‌قباض پرونگرای عضله درشت‌نئی قدامی است بنابراین به نظر می‌رسد افزایش هم‌انقباضی عمومی مشاهده شده طی راه رفتن بر روی چمن مصنوعی ناشی از افزایش فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی است که طی این فاز یک مکانیسم برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین از طریق جذب شوک باشد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که باید مورد بحث قرار گیرد. پژوهش حاضر بر روی جامعه آماری مردان انجام شد، به همین دلیل نتایج این مطالعه مختص جمعیت مورد بررسی است. بر این اساس، آن‌ها را نمی‌توان به نمونه‌های دیگر منتقل نمود. در این زمینه تحقیق بیشتری مورد نیاز است، همچنین ما فعالیت عضلات برخی عضلات دیگر اندام تحتانی و فوقانی به دلیل محدودیت نصب الکترودها در این مطالعه ثبت نکردیم، بر این اساس، ما نمی‌دانیم عضلات دیگر اندام تحتانی و فوقانی چگونه به شرایط مختلف طی راه رفتن و دویدن در این افراد واکنش نشان می‌دهد، این باید در تحقیقات آینده انجام شود. همچنین به کوتاه بودن دوره زمانی اثر عامل سطح و همچنین عدم ثبت متغیرهای کینماتیک حرکت می‌توان اشاره نمود.

### نتیجه‌گیری

مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار عضلات طی راه رفتن بر روی چمن مصنوعی بزرگتر از راه رفتن بر روی سطح زمین بود. افزایش هم‌انقباضی عمومی ممکن است با ناپایداری سطح راه رفتن مرتبط باشد.

### تشکر و قدردانی

از همه آزمودنی‌های شرکت‌کننده و از حامیان در این پژوهش کمال تقدیر و تشکر را داریم.

### ملاحظات اخلاقی

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی در نظر گرفته شده است، و کد اخلاق به شماره IR.SSRC.REC.1400.022 دریافت شده است.

### حامی مالی

این مقاله هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان تأمین کننده مالی در بخش‌های عمومی و دولتی، تجاری، غیرانتفاعی دانشگاه یا مرکز تحقیقات دریافت نشده است.

### مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده سازی این مقاله مشارکت یکسان داشته‌اند.

### تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مچ‌پا در دو گروه طی دو شرایط مختلف راه‌رفتن طی فاز میانه اتکا دچار تغییر نشد. در فاز میانه اتکا کف پا کاملاً روی زمین قرار دارد و با حرکت دورانی ساق‌پا سعی می‌شود موقعیت پا تغییر کند. در این فاز مجموعه‌ای از عضلات اندام تحتانی فعال هستند طبق تقسیم‌بندی که در پژوهش‌های پیشین در مورد الگوی فعالیت عضلات در مراحل مختلف راه رفتن عنوان شده است، در مرحله میانی اتکا عضلات سربینی، چهار سر و درشت‌ننی قدامی نقش پررنگی در کنترل حرکت ایفا می‌کنند و در مرحله آخر اتکا و پیش‌نوسانی عضله درشت‌ننی قدامی فعالیت بیشتری دارد (۳۱-۳۳). بنابراین عضلات هر کدام در محدوده‌ی خاصی نقش فعال‌تری دارند. هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات دو قلو و ساقی قدامی در بارگیری استخوان‌ها نقش مهم و حمایتی دارد. هم‌انقباضی مناسب می‌تواند باعث کاهش نیروهای کششی وارد بر استخوان، پایدار کردن ساق و یک جاذب مؤثر در کاهش نیروی تماسی وارد بر ساق عمل نماید (۳۶). نتایج پژوهش حاضر حاکی از آن بود که عامل سطح و گروه بر هم‌انقباضی مفصل مچ‌پا طی فاز میانه اتکا اثرگذار نیست. در همین راستا ابریفام و همکاران ۱۴۰۱ طی پژوهشی با عنوان مقایسه هم‌انقباضی و پیک انقباض عضلانی عضلات منتخب اندام تحتانی هنگام فرود بر روی سطوح مختلف در مهارت دفاع روی تور پرداختند، نتایج تفاوت معناداری بین عملکرد هم‌انقباضی در مفصل زانو و مچ‌پا را نشان نداد. با این تفاوت که میانگین درصد هم‌انقباضی روی چمن بالاترین و روی شن کمترین میزان در مفصل زانو و در مفصل مچ‌پا کمترین میزان روی شن و بالاترین میزان روی تانامی دیده شد (۳۷).

مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار مچ‌پا گروه سوپینیت طی فاز هل دادن هنگام راه رفتن بر روی چمن مصنوعی بزرگتر از راه رفتن بر روی زمین بود. از مرحله بلند شدن پاشنه تا بلند شدن انگشتان پا فاز هل دادن است. عضلات دوقلو و نعلی بیشترین فعالیت و تأثیر را در این فاز دارند (۳۱). در ادامه فاز نوسان، عضله درشت‌ننی قدامی که در طول مرحله نوسان به‌منظور کنترل مفصل مچ‌پا در اوایل و اواخر فاز نوسان نقش ویژه‌ای دارد (۳۸). قابل‌ذکر است که عضله درشت‌ننی قدامی علی‌رغم اینکه در فازهای پاسخ بارگیری و انتهای نوسان نقش ویژه‌ای دارد (۳۱) و همچنین با توجه به اینکه ۷۳ درصد حاوی فیبرهای عضلانی نوع یک است (۳۹) انتظار می‌رود در مقادیر هم‌انقباضی در هر دو این فازهای رخ دهد؛ که این مورد مشاهده شد.

### References:

1. Fredericson M, Misra AK. Epidemiology and aetiology of marathon running injuries. Sports Med

2007;37(4):437-9.

<https://doi.org/10.2165/00007256-200737040-00043>

2. Khademi-Kalantari K, Rahimi F, Hosseini SM, Baghban AA, Jaberzadeh S. Lower limb muscular activity during walking at different speeds: Over-ground versus treadmill walking: A voluntary response evaluation. *J Bodyw Mov Ther* 2017;21(3):605-11.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.09.009>
3. Duvall J. Enhancing the benefits of outdoor walking with cognitive engagement strategies. *J Environ Psychol* 2011;31(1):27-35.  
<https://doi.org/10.1016/j.jenvp.2010.09.003>
4. Orchard J. Is there a relationship between ground and climatic conditions and injuries in football? *Sports Med* 2002;32(7):419-32.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200232070-00002>
5. Häggglund M, Waldén M. Risk factors for acute knee injury in female youth football. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc* 2016;24(3):737-46.  
<https://doi.org/10.1007/s00167-015-3922-z>
6. Lovell WW, Winter RB, Morrissy RT, Weinstein SL. Lovell and Winter's pediatric orthopaedics: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
7. Van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot Ankle Clin* 2003;8(3):419-30. [https://doi.org/10.1016/S1083-7515\(03\)00084-6](https://doi.org/10.1016/S1083-7515(03)00084-6)
8. Parker N, Greenhalgh A, Chockalingam N, Dangerfield P. Positional relationship between leg rotation and lumbar spine during quiet standing. *Spine Deform* 6: IOS Press; 2008. p. 231-9.
9. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *Foot Ankle Clin* 2005;44(2):78-113.  
<https://doi.org/10.1053/j.jfas.2004.12.001>
10. Franco AH. Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. *Phys Ther* 1987;67(5):688-94.  
<https://doi.org/10.1093/ptj/67.5.688>
11. Ford KR, Manson NA, Evans BJ, Myer GD, Gwin RC, Heidt Jr RS, et al. Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf. *J Sci Med Sport* 2006;9(6):433-40.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.03.019>
12. Dixon S, Stiles V. Impact absorption of tennis shoe-surface combinations. *Sports Eng* 2003;6(1):1-9.  
<https://doi.org/10.1007/BF02844155>
13. Tillman M, Fiolkowski P, Bauer J, Reisinger K. In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: Changes in temporal and kinetic parameters. *Sports Eng* 2002;5(3):121-8.  
<https://doi.org/10.1046/j.1460-2687.2002.00101.x>
14. Pine D. Artificial vs natural turf: injury perceptions fan the debate. *Phys Sportsmed* 1991;19(8):125-8.  
<https://doi.org/10.1080/00913847.1991.11702235>
15. Andréasson G, Peterson L. Effects of shoe and surface characteristics on lower limb injuries in sports. *J Appl Biomech* 1986;2(3):202-9.  
<https://doi.org/10.1123/ijbsb.2.3.202>
16. Torg JS, Quedenfeld TC, Landau S. The shoe-surface interface and its relationship to football knee injuries. *J Sports Med* 1974;2(5):261-9.  
<https://doi.org/10.1177/036354657400200502>
17. Zarei M, Rahmani N. Comparison of Risk of Injury on Artificial Turf and Grass among Young Football Players. *J Rehabil Sci Res* 2017;12(6):324-31.
18. Khandha A, Manal K, Capin J, Wellsandt E, Marmon A, Snyder-Mackler L, et al. High muscle co-contraction does not result in high joint forces during gait in anterior cruciate ligament deficient knees. *J Orthop Res* 2019;37(1):104-12.  
<https://doi.org/10.1002/jor.24141>
19. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar MJCb. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 2008;23(1):71-80.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.019>
20. Diamond LE, Hoang HX, Barrett RS, Loureiro A, Constantinou M, Lloyd DG, et al. Individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis walk with

- lower hip joint contact forces despite higher levels of muscle co-contraction compared to healthy individuals. *Osteoarthr Cartil* 2020;28(7):924-31. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2020.04.008>
21. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech* 2009;24(10):833-41. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005>
  22. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *J Biomech* 2001;34(10):1257-67. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00095-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00095-1)
  23. Kiefer AW, Kushner AM, Groene J, Williams C, Riley MA, Myer GD. A commentary on real-time biofeedback to augment neuromuscular training for ACL injury prevention in adolescent athletes. *J Sports Sci Med* 2015;14(1):1.
  24. Keenan MA, Peabody T, Gronley J, Perry J. Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. *J Bone Jt Surg* 1991;73(2):237-47. <https://doi.org/10.2106/00004623-199173020-00012>
  25. Shih Y-F, Chen C-Y, Chen W-Y, Lin H-C. Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study. *BMC Musculoskelet Disord* 2012;13(1):31. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-31>
  26. Dida BC, Omu ET, Obuoforibo AA. The use of footprint contact index II for classification of flat feet in a Nigerian population. *Foot Ankle* 1987;7(5):285-9. <https://doi.org/10.1177/107110078700700504>
  27. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5):361-74. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
  28. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Res Develop* 1999;8(2):13-54.
  29. Medicine ACoS. ACSM's health-related physical fitness assessment manual: Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
  30. Fatollahi A, Jafarnezhadgero AA. Effect of Long-Term Training on Sand on Co-Contraction of Ankle Joint in Individuals with Pronated Feet. *J. Tolooh Behdasht*. 2021. (Persian). <https://doi.org/10.18502/ssu.v29i4.6499>
  31. Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*: Butterworth-Heinemann; 2014.
  32. Al-Shuka HF, Rahman MH, Leonhardt S, Ciobanu I, Berteau M. Biomechanics, actuation, and multi-level control strategies of power-augmentation lower extremity exoskeletons: an overview. *Int J Dyn Contr* 2019;7(4):1462-88. <https://doi.org/10.1007/s40435-019-00517-w>
  33. Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundation for rehabilitation*. Mosby & Elsevier. 2010.
  34. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *J Biomech* 2016;49(9):1705-10. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.056>
  35. Kobayashi T, Hu M, Amma R, Hisano G, Murata H, Ichimura D, et al. Effects of walking speed on magnitude and symmetry of ground reaction forces in individuals with transfemoral prosthesis. *J Biomech* 2022;130:110845. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110845>
  36. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-induced changes in decline running. *Clin Biomech* 2001;16(3):207-12. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00091-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00091-7)

37. Abrifam S, Fatahi A, Matin Homaei H. Comparison of co-contraction and peak contraction of selected lower limb muscles during landing on different surfaces in Block defense skills. *Res Sports Med* 2022;14(33):81-96.
38. Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *J Neurophysiol* 2001;86(4):1764-72. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.86.4.1764>
39. Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: an autopsy study. *J Neurol Sci* 1973;18(1):111-29. [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(73\)90023-3](https://doi.org/10.1016/0022-510X(73)90023-3)



## ANKLE JOINT CO-CONTRACTION IN INDIVIDUALS WITH HEALTHY AND SUPINATED FEET DURING WALKING ON ARTIFICIAL TURF AND STABLE GROUND

AmirAli Jafarnezhadgero<sup>1\*</sup>, Arezo Madahi<sup>2</sup>, Ehsan Fakhri Mirzanag<sup>3</sup>

Received: 22 March, 2023; Accepted: 29 October, 2023

### Abstract

**Background & Aim:** Different surfaces have different effects on body mechanics during walking. The aim of this study was to evaluate ankle joint co-contraction in individuals with healthy and supinated feet during walking on artificial turf and stable ground.

**Material & Methods:** This study was a semi-experimental and laboratory one. The statistical population included 10 individuals with supinated feet (mean age of 22.1± 2.2 years) and 10 individuals with healthy feet (mean age of 24.2± 3.3 years). The electrical activity of selected lower limb muscles was recorded using electromyography system during walking. Two ways ANOVA with repeated measure test was used for statistical analysis using SPSS 20 software at significant level of 0.05.

**Results:** Results showed that the main effect of surface ( $P=0.035$ ) and group ( $P=0.000$ ) on general ankle co-contraction was significant during loading phase. General ankle co-contraction during loading phase while walking on artificial turf was greater than walking on the ground. Differences between other directional and general co-contraction components in other phases during walking on artificial turf and stable ground were not significant ( $P<0.05$ ).

**Conclusion:** General co-contraction values of muscles during walking on artificial turf were greater than walking on the stable ground. Increased general co-contraction may be associated with instability of the surface. Nevertheless, to prove this as well as possible, it is necessary to conduct more research in the future with larger statistical populations.

**Keywords:** Co-contraction, Electromyography, Gait, Supinated Feet

**Address:** University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

**Tel:** +984533510801

**Email:** amiralijafarnezhad@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2023; 34(9): 517 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

<sup>1</sup> Associate Prof, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)

<sup>2</sup> MSc of Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

<sup>3</sup> PhD Student of Sport Biomechanics Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran