Research Paper

Effect of Sand Surface Training on Directed and General Co-contraction of Ankle Joint Muscles During Running

Amir Fatollahi¹, *Amir Ali Jafarnezhadgero¹, Saeed Alihosseini²

1. Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Department of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Citation Fatollahi A, Jafarnezhadgero AA, Alihosseini S. Effect of Sand Surface Training on Directed and General Co-contraction of Ankle Joint Muscles During Running. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021; 10(3):458-469. <https://doi.org/10.32598/sjrm.10.3.7>

doi <https://doi.org/10.32598/sjrm.10.3.7>

Received: 04 May 2021

Accepted: 16 Jun 2021

Available Online: 23 Jul 2021

Keywords:

Foot overpronation, Sand surface training, Directed co-contraction, General co-contraction

ABSTRACT

Background and Aims Foot overpronation is one of the most critical factors that cause musculoskeletal injuries and lead to greater mechanical loads in the lower limb structure. Sand is an unstable and unpredictable surface that has particular importance in human movement mechanics. The purpose of this study was to investigate the effect of sand surface training on directed and general co-contraction of ankle joint muscles in individuals with foot overpronation during running.

Methods The present study was a randomized clinical trial type. Statistical samples of the present study included 15 males with foot overpronation in the control group and 15 males with foot overpronation in the intervention group. Individuals in the intervention group performed a sand surface training program consisting of continuous jogging, striding, bounding, galloping, and short sprints for 8 weeks. Tibialis anterior and gastrocnemius medialis muscles activity was evaluated by an 8-channel electromyography system with a surface electrode during running. A two-way ANOVA test was used for statistical analysis at the significant level $P < 0.05$.

Results The results demonstrated greater ankle-directed co-contraction in the push-off phase during post-test compared with the pre-test in the intervention group during training on sand ($P = 0.040$). Other components of directed co-contraction in the different stages and general co-contraction in all phases did not demonstrate significant differences after sand training ($P > 0.05$).

Conclusion It seems greater ankle joint directed co-contraction in the push-off phase after training protocol reduced the risks of lower limb injuries and ankle instability in individuals with foot overpronation in this phase.

Extended Abstract

1. Introduction

Pronation foot is a reversible complex foot deformity comprised of the heel valgus, lower medial longitudinal arch, and abductory twist of the foot. The subtalar joint is the main joint to evaluate pronation foot pathomechanics. The pronated

foot is a risk factor for mechanical dysfunctions and injuries in the upper joints such as the ankle, knee, and hip joints. In theory, pronated foot creates internal tibia rotation, hip internal process, knee valgus, and pelvis anterior and ipsilateral tilt. People with pronation feet experience pain and discomfort in the knee joint while walking.

Pronated foot deformity can lead to overuse of the lower limbs, injury, and foot dysfunction, as confirmed by the

*** Corresponding Author:**

Amir Ali Jafarnezhadgero, PhD.

Address: Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Tel: +98 (910) 5146214

E-Mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

navicular drop test. Pronated foot deformity contributes to musculoskeletal injury via the altered motion of the lower extremity. The relationship between foot mobility and lower limb motion was reported, and pronation foot could be recognized as a risk factor for postural stability.

The co-contraction of the muscles provides a means to alter the stability and articular loading of the joint. In general, there are two forms of muscle co-contraction: generalized co-contraction and directed co-contraction. Sand is an unstable and unpredictable surface that has special importance in human movement mechanics. The purpose of this study was to investigate the effect of sand surface training on directed and general co-contraction of ankle joint muscles in individuals with foot overpronation during running.

2. Methods

The present study was a randomized clinical trial type. We used the freeware tool G*Power (<http://www.gpower.hhu.de/>) to calculate a one-sided a priori power analysis with the F test family (ANOVA repeated measures within-between interaction) and the respective statistical test based on a related study that examined walking in adults with PF. The power analysis was computed with an assumed Type I error of 0.05, a Type II error rate of 0.20 (80% statistical power), two tests (pre, post), a correlation coefficient of 0.5 between observations, and an effect size of 0.70 (i.e., interaction effects) for running. The analysis revealed that 11 participants would be sufficient to observe large Group x Time interactions.

For both groups, participants were recruited if they showed a navicular drop of more than 10 mm, and a foot posture index larger than 10. Of note, the navicular drop was measured as the difference in navicular height during non-weight bearing compared with full weight bearing of the foot during quiet unilateral standing. Also For both groups, a priori defined exclusion criteria comprised a history of musculoskeletal surgery at the trunk and/or lower limbs, neuromuscular or orthopedic disorders (except of over Pronated Feet (PF)), limb length differences larger than 5 mm, and in control group the performance of strenuous physical exercises ≤ 8 weeks prior to testing. The procedures were explained to the participants prior to obtaining informed consent in accordance with the Declaration of Helsinki. The included participants reported demographic information including: age, limb dominance, and injury history. All participants were right footed and right handed as determined by a kicking and throwing ball test.

Statistical samples of the present study included 15 males with foot overpronation in the control group and 15 males

with foot overpronation in the intervention group. Individuals in the experimental group performed a sand running training program consisting of walking, continuous jogging, striding, bounding, galloping, and short sprints for eight weeks (3 sessions per week). Every session was started with a warm-up and stretching session for five minutes and was ended with a cool-down session for five minutes. The total training duration was 50 minutes per session. Individuals in the control group did not perform any exercise and were re-evaluated after 8 weeks. All participants were asked not to participate in any other sports and activities during the intervention period.

Tibialis anterior and gastrocnemius medialis muscles activity was evaluated by an 8-channel electromyography system with a surface electrode during running. The raw EMG signals were digitized at 2000 Hz and streamed via Bluetooth to a computer for further analysis. According to the European recommendations for surface electromyography (SENIAM), the skin surface was shaved and cleaned with alcohol (70% Ethanol- C_2H_5OH) over the selected muscles. After that, the skin was scratched gently prior to electrode placement. Electromyography (EMG) data were synchronized using Nexus software (Oxford Metrics, Oxford, UK). All analyses were performed using SPSS v. 20. Normal distribution was examined and confirmed using the Shapiro-Wilk Test. A two-way ANOVA test was used for statistical analysis at the significant level $P < 0.05$.

3. Results

No significant between-group differences were found at baseline for all examined variables while running ($P > 0.05$). Statistically significant main effects of "time" were found for directed co-contraction dorsiflexion/plantar flexion of ankle joint muscles ($P = 0.040$) during the push-off phase. Pair-wise comparisons revealed significantly greater directed co-contraction dorsiflexion/plantar flexion of ankle joint muscles in the post-test compared with the pre-test during running.

The results did not demonstrate any significant main effects of "time" for directed co-contraction dorsiflexion/plantar flexion of ankle joint muscles ($P > 0.05$) during loading response, mid-stance, and swing phases.

The results did not demonstrate any significant main effects of "group" for directed co-contraction dorsiflexion/plantar flexion of ankle joint muscles ($P > 0.05$) during loading response, mid-stance, push off and swing phases. Also, general co-contraction of ankle joint muscles ($P > 0.05$) did not demonstrate any significant main effects of "group" for loading response, mid-stance, push off and swing phases during training on sand. The results did not show signifi-

cant group-by-time interactions for directed co-contraction dorsiflexion/plantar flexion of ankle joint muscles ($P>0.05$) for loading response, mid-stance, push off and swing phases during running. Also, results did not demonstrate any significant main effects of the group by time interactions for general co-contraction of ankle joint muscles ($P>0.05$) during loading response, mid-stance, push off and swing phases of running.

4. Discussion and Conclusion

It seems greater ankle joint directed co-contraction in the push-off phase after training protocol reduced the risks of lower limb injuries and ankle instability in individuals with foot overpronation in this phase.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The ethics committee approved the research protocol of Ardabil University of Medical Sciences (Code: IR.ARUMS.REC.1398.484) and was registered with Iran's Clinical Trial Code (Code: RCT20191211045704N1). All research was conducted following the Helsinki Declaration.

Funding

This study was extracted from the of MSc. thesis of first author at the Department of Physical Education of Ardabil University of Medical Sciences.

Authors' contributions

Authors contributed equally in preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

We would like to thank Mohaghegh Ardabili University for its financial support.

مقاله پژوهشی

اثر تمرین روی سطح شن بر هم‌انقباضی جهت‌دار و عمومی عضلات مفصل مچ پا طی دویدن

امیر فتح‌الهی^۱، *امیرعلی جعفرنژاد گرو^۲، سعید علی حسینی^۳

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

چکیده

تاریخ دریافت: ۱۴ اردیبهشت ۱۴۰۰
تاریخ پذیرش: ۲۶ خرداد ۱۴۰۰
تاریخ انتشار: ۰۱ مرداد ۱۴۰۰

زمینه و هدف: پرونیشن بیش از حد پا یکی از مهم‌ترین عوامل ایجاد آسیب‌های اسکلتی عضلانی در اندام تحتانی است که منجر به افزایش بارهای مکانیکی وارد بر ساختار اندام تحتانی می‌شود. سطح شن به دلیل غیر قابل پیش‌بینی و متحرک بودن، اهمیت ویژه‌ای در مکانیک حرکت انسان دارد. هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر تمرین روی سطح شن بر هم‌انقباضی جهت‌دار و عمومی عضلات مفصل مچ پا در افراد با پرونیشن بیش از حد پا طی دویدن بود.

مواد و روش‌ها: پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی تصادفی بود. نمونه‌های آماری پژوهش ۳۰ مرد با پرونیشن بیش از حد پا بودند که به صورت تصادفی به دو گروه کنترل (۱۵ نفر) و آزمایش (۱۵ نفر) تخصیص یافتند. تمرین روی سطح شن برای آزمودنی‌های گروه آزمایش طی هشت هفته که شامل دویدن آرام، گام بلند، پریدن، لی لی کردن و دویدن سریع بود، اعمال شد. فعالیت عضلات ساقی قدامی و دوقلوی داخلی طی دویدن، با دستگاه الکترومایوگرافی هشت کاناله و با الکتروود سطحی ثبت شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه جهت تحلیل آماری در سطح معنی‌داری $P < 0.05$ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج، افزایش معنی‌داری را در هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا ($P = 0.040$) طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون در فاز پیشروی گروه آزمایش طی تمرین روی شن نشان داد. سایر مولفه‌های هم‌انقباضی جهت‌دار در بقیه فازها و هم‌انقباضی عمومی در همه فازها، اختلاف معنی‌داری را بعد از تمرین روی شن نشان ندادند ($P > 0.05$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات مفصل مچ پا در فاز پیشروی، احتمال آسیب‌های اندام تحتانی و ناپایداری مچ پا در افراد با پرونیشن بیش از حد پا را بعد از تمرین روی شن در این فاز کاهش می‌دهد.

کلیدواژه‌ها:

پرونیشن بیش از حد پا، تمرین روی سطح شن، هم‌انقباضی جهت‌دار، هم‌انقباضی عمومی

مقدمه

دویدن یکی از عمومی‌ترین حرکات انسان است که در بسیاری از افراد به عنوان یک فعالیت ورزشی انتخاب شده و به سلامتی و آمادگی جسمانی پایدار کمک می‌کند [۱]. پرونیشن بیش از حد پا با کاهش قوس طولی داخلی کف پا، اورژن بیش از حد استخوان پاشنه و افت استخوان ناویکولار^۱ همراه است [۲، ۳]. پژوهشگران درصد شیوع پرونیشن بیش از حد پا را در افراد بالغ ۱۰ تا ۲۵ درصد گزارش کردند [۴]. از طرفی محققین علت اصلی پرونیشن بیش از حد پا را پیدا نکردند، اما علل احتمالی زیادی برای پرونیشن بیش از حد پا وجود دارد که می‌توان به چرخش داخلی

تیبیا ۱۰ درجه یا بیشتر، واروس فورفوت، اختلاف طول پا، سستی لیگامان‌ها، ضعف عضلاتی یا کوتاهی عضلات دوقلو^۲ و نعلی^۳ اشاره کرد [۵]. اشخاص دارای پرونیشن بیش از حد پا دچار بسیاری از آسیب‌ها نظیر تاندونیت آشیل، درد ساق پا، کشیدگی عضلات و درد کشکی رانی می‌شوند [۶]. همچنین پرونیشن بیش از حد پا باعث اختلال در کنترل پاسچر، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا [۷-۹]، تغییر در تحرک پذیری مفصل مچ پا و نیز تغییر در فعالیت عضلات مفصل مچ پا می‌شود [۱۰، ۱۱]. در پژوهشی گزارش کردند که عضلات ساق افراد با پرونیشن بیش از حد پا، فعالیت بیشتری نسبت به ساختار طبیعی پا دارد [۱۲]. همچنین در گذشته از روش‌هایی نظیر پوشیدنی‌های پا، کفی‌های طبی و

2. Gastrocnemius
3. Soleus

1. Navicular drop

* نویسنده مسئول:

امیرعلی جعفرنژاد گرو

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی.

تلفن: ۵۱۴۶۲۱۴ (۹۱۰) ۹۸+

رایانامه: amirali.jafarnezhad@gmail.com

بررسی کردند که به ترتیب افزایش زاویه فلکسوری مفاصل ران و زانو در فازهای بارگذاری و اتکا، کاهش نیروی عکس العمل زمین در راستای قدامی خلفی، کاهش گشتاور آزاد مثبت، کاهش نرخ بارگذاری عمودی، افزایش فعالیت عضلات اندام تحتانی و افزایش انرژی مصرفی روی سطح شن نسبت به سطح سخت را گزارش نمودند [۲۸، ۳۰، ۳۱]. پژوهشگران مطالعه حاضر، تحقیقی که اثر تمرین روی سطح شن را بر هم‌انقباضی عضلات افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا طی دویدن بررسی کرده باشد، پیدا نکردند. به همین دلیل یافتن شیوه‌های درمانی مناسب جهت پیشگیری از وقوع آسیب طی دویدن به‌ویژه در افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا و بهبود این عارضه در این افراد ضرورت و اهمیت دارد.

بنابراین هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر تمرین روی سطح شن بر هم‌انقباضی جهت‌دار و عمومی عضلات مفصل مچ پا در افراد با پرونیشن بیش از حد پا طی دویدن بود.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی تصادفی بود. نرم‌افزار G×Power ۱/۳ نشان داد که حداقل نمونه مورد نیاز جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر ۰/۷ با سطح آلفای ۰/۰۵ برابر ۱۱ نفر در هر گروه است [۲۸]. نمونه‌های آماری پژوهش حاضر ۳۰ مرد با پرونیشن بیش از حد پا بودند که به صورت داوطلبانه و در دسترس از بین دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی، شهرستان اردبیل انتخاب شدند و به صورت تصادفی به دو گروه کنترل (۱۵ نفر) و آزمایش (۱۵ نفر) تخصیص یافتند. معیارهای ورود شامل عدم اختلال در اندام تحتانی و همچنین عدم سابقه ابتلا به آسیب‌های اسکلتی عضلانی خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی بود.

تمرین روی سطح شن [۲۹] برای آزمودنی‌های گروه آزمایش طی هشت هفته (سه جلسه در هفته) که شامل دویدن آرام، گام بلند، پریدن، لی لی کردن و دویدن سریع بود، اعمال شد (جدول شماره ۱). هر جلسه با گرم کردن و تمرینات کششی به مدت ۵ دقیقه آغاز شد و با سرد کردن به مدت ۵ دقیقه پایان یافت [۲۹]. مدت زمان هر جلسه تمرین ۵۰ دقیقه بود [۲۹]. برای آزمودنی‌های گروه کنترل هیچ‌گونه تمرین و فعالیت ورزشی طی هشت هفته اجرای پژوهش اعمال نشد.

از روش افتادگی استخوان ناوی برای تشخیص آزمودنی‌های پرونیشن بیش از حد پا در دو گروه استفاده شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد روی یک صندلی قرار بگیرند و پای خود را در حالت بی‌وزنی قرار دهند. سپس پای فرد در حالت طبیعی مفصل تحت قاپی قرار داده شد، به طوری که محقق انگشت شست خود را زیر قوزک داخلی قرار می‌داد و فرد به آرامی پا را به داخل و خارج می‌چرخاند تا انگشت اشاره و شست محقق در یک راستا قرار

تعیین‌گ برای درمان پرونیشن بیش از حد پا استفاده شده است [۱۵-۱۳]. مطالعات بسیاری از الکترومایوگرافی، سیستم اسکلتی عضلانی را در طی فعالیت‌های مختلف مورد ارزیابی قرار داده‌اند [۱۷، ۱۶]. امروزه از اطلاعات الکترومایوگرافی جهت نمایش رفتار عضلات به طور گسترده‌ای استفاده می‌شود و شناخت ما را در ارتباط با چگونگی کنترل دستگاه عصبی مرکزی در شرایط مختلف افزایش داده است [۱۷، ۱۶].

هم‌انقباضی^۴ عضلانی به عنوان فعالیت هم‌زمان عضلات مختلف عمل‌کننده حول یک مفصل تعریف می‌شود [۱۸]. هم‌انقباضی عضلات آگونیسست و آنتاگونیست در حفظ ثبات و پایداری مفاصل نقش اساسی دارد که از نظر بیومکانیکی حائز اهمیت است [۱۹، ۲۰]. دو نوع هم‌انقباضی وجود دارد؛ یکی هم‌انقباضی عمومی^۵ و دیگری هم‌انقباضی جهت‌دار^۶ که برای بررسی فعالیت گروه‌های عضلانی اطراف مفاصل استفاده می‌شوند. در هم‌انقباضی عمومی، تمام عضلات اطراف مفصل با هم به صورت برابر فعالیت می‌کنند، ولی در هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات آنتاگونیست و آگونیسست هم‌زمان فعال می‌شوند تا با حمایت مفصل نسبت به گشتاورهای اضافی، باعث حفظ ثبات و پایداری مفصل شوند [۲۱، ۲۲]. در پژوهشی مشخص شد که در افراد با پرونیشن بیش از حد پا مفاصل اندام تحتانی دارای بی‌ثباتی و تحریک‌پذیری بالایی هستند، از طرفی افزایش هم‌انقباضی می‌تواند این بی‌ثباتی را در این افراد کنترل کند و آسیب‌های اندام تحتانی را کاهش دهد [۲۳]. در نتیجه در این پژوهش، هدف از درمان، افزایش هم‌انقباضی طی تمرین روی سطح شن است که می‌تواند برای افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا مفید واقع شود [۲۳]. همچنین در پژوهشی نشان دادند هم‌انقباضی جهت‌دار، گشتاورهای خارجی مفصل را حمایت می‌کند که به دنبال آن بارهای اضافی وارد بر مفصل کاهش می‌یابند [۲۱]. سطح شن به دلیل غیر قابل پیش‌بینی، ناهموار و متحرک بودن اهمیت ویژه‌ای در مکانیک حرکت و کاهش بارهای اعمالی از سطح دارد [۲۴، ۲۵]. از طرف دیگر، شن یک منبع طبیعی، در دسترس و بدون هزینه است [۲۶]. مطالعات نشان دادند پرش و فرود روی سطح شن نسبت به سطح سخت باعث کاهش آسیب‌های عضلانی می‌شود [۲۷]. دویدن روی سطح شن نیاز به تلاش بسیار زیادی نسبت به سطح سخت دارد که به دنبال آن فعالیت عضلات افزایش یافته و این امر موجب تقویت عضلات می‌شود [۲۸، ۲۹]. همچنین دویدن روی سطح شن منجر به تغییرات مثبت در عوامل فیزیولوژیکی و عملکردی افراد می‌شود [۲۹]. در نتیجه می‌توان تمرینات اصلاحی روی سطح شن را برای افراد پرونیشن بیش از حد پا تدوین کرد.

مطالعات پیشین اثر آبی راه رفتن روی سطح شن بر کینماتیک، کینتیک و فعالیت الکتریکی عضلات و میزان انرژی مصرفی را

4. Co-contraction
5. General co-contraction
6. Directed co-contraction

جدول ۱. پروتکل تمرین روی سطح شن گروه آزمایش

شماره	نوع تمرین	مدت تمرین (دقیقه)	تکرار تمرین	مسافت اجرای تمرین (متر)	ریکاوری (دقیقه)
۱	دویدن آرام	۲۰	-	۵۰	-
۲	گام بلند	۳	۳ تا ۲	۵۰	۱
۳	پریدن	۳	۳ تا ۲	۳۰	۱
۴	لی لی کردن	۳	۳ تا ۲	۳۰	۱
۵	دویدن سریع	۶	۵ تا ۳	۲۵	۲

طب توانبخشی

فرکانس ۲۰۰۰ هرتز و پهنای باند ۵۰۰ هرتز ثبت شدند و سپس با فیلترهای پایین گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و فیلتر ۵۰ هرتز ناچ نویزهای موجود حذف شد. از آنجا که فعالیت عضلات اندام تحتانی با ساختار پا و آسیب اندام تحتانی مرتبط است، ثبت فعالیت الکتریکی عضلات ساقی قدامی^۷ و دوقلوی داخلی^۸ در فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز برای محاسبه هم‌انقباضی مفصل مچ پا صورت گرفت [۲۸]. علت انتخاب این عضلات بر اساس نظر مورلی و همکاران بود، زیرا تاندون‌های این عضلات از لحاظ کلینیکی در عارضه پرونیشن بیش از حد پا مستعد آسیب هستند و دچار تغییرات مخرب می‌شوند و از طرفی این عضلات در الکترومایوگرافی سطحی بیشترین قابلیت دسترسی را دارند [۳۳]. عمل الکتروگذاری با روش SENIAM روی نقاط مدنظر برای ثبت داده‌ها انجام شد (تصویر شماره ۱) [۲۸]. بعد از کامل شدن فرایند الکتروگذاری از آزمودنی خواسته شد تا در محیط آزمایشگاه چند گام بدود و از این طریق محدودیت‌های احتمالی از طریق الکترودها که ممکن بود برای آزمودنی ایجاد شود، شناسایی و رفع شد. سپس آزمودنی‌های دو گروه، سه آزمون دویدن با پای برهنه را به طور طبیعی طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون انجام دادند که میانگین این سه تکرار برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد.

برای تجزیه و تحلیل داده‌های حاصل از الکترومایوگرافی، از نرم‌افزار Biometrics DataLITE و فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. برای نرمال کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی، اطلاعات RMS (مربع میانگین ریشه)^۹ هر عضله برای نرمال‌سازی داده‌ها به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ 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^{۱۰} 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 و در برابر حرکت پلانتر فلکشن^{۱۱} فرد، مقاومت خارجی اعمال می‌شد. در

گیرد. در این حالت ابتدا زائده ناوی علامت زده شد و سپس فاصله بین برجستگی ناوی و کف پا خط‌کش اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد در وضعیت ایستاده قرار گیرد و به طور مساوی وزن خود را روی دو پا توزیع کند. در این حالت نیز ارتفاع ناوی از کف اندازه‌گیری شد. در صورتی که اختلاف اندازه‌های این دو حالت ۵ تا ۹ میلی‌متر بود، کف پای فرد نرمال و اگر مساوی یا بیشتر از ۱۰ میلی‌متر می‌شد، فرد دارای پرونیشن بیش از حد پای منعطف بود [۲۸]. پای غالب آزمودنی‌ها نیز توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص شد که تمام آزمودنی‌ها راست‌پا بودند [۲۸].

پروتکل تحقیق توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با شماره IR.ARUMS.REC.1398.484 تصویب و با کد کارآزمایی بالینی ایران به شماره ICT20191211045704N1 ثبت شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی صورت گرفت [۳۲]. پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی تحقیق و همچنین ذکر نکات و آموزش‌هایی که در روند انجام تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد، از فرد خواسته شد که لباس ورزشی بپوشد و برای جلوگیری از آسیب، قبل از اجرای تست، گرم کردن اولیه را انجام دهد. با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (Bio system, UK) هشت کاناله و با الکتروده سطحی فعالیت عضلات مورد بررسی قرار گرفت. به منظور ثبت امواج الکترومایوگرافی سطحی، ابتدا موهای سطوح مورد نظر تراشیده و پوست با پنبه و الکترولیت آماده الکتروگذاری شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود. سیگنال‌های الکتریکی با

تصویر ۱. محل نصب الکترودها

طب توانبخشی

7. Tibialis anterior
8. Gastrocnemius medialis
9. Root Mean Square (RMS)
10. Dorsiflexion
11. Plantar flexion

این حالت از وی خواسته شد تا حداکثر تلاش خود را برای ایجاد حرکت پلاتنار فلکشن به کار گیرد.

از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک هر عضله به عنوان خط پایه^{۱۲} جهت مقایسه استفاده شد. فعالیت عضلات در هر مرحله به عنوان درصد از خط پایه بیان شد. با توجه به کیفیت سیگنال‌های حاصل از کلیدهای پای، سیگنال stride سوم به بعد دوییدن مورد مطالعه قرار گرفت. برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار و هم‌انقباضی عمومی در فازهای مختلف دوییدن از روابط زیر استفاده شد [۲۱]:

$$\text{میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست} = \frac{\text{میانگین فعالیت عضلات آگونیست}}{1 - \text{هم‌انقباضی جهت‌دار (میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست > میانگین فعالیت عضله آگونیست)}}$$

$$1 - \text{میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست} = \frac{\text{میانگین فعالیت عضلات آگونیست}}{\text{هم‌انقباضی جهت‌دار (میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست > میانگین فعالیت عضله آگونیست)}}$$

هم‌انقباضی عمومی = مجموع میانگین فعالیت تمام عضلات مفصل

در هم‌انقباضی جهت‌دار هرچه عدد به دست آمده به صفر نزدیک‌تر باشد، میزان هم‌انقباضی بیشتر و هرچه عدد به ۱ و ۱- نزدیک‌تر باشد، میزان هم‌انقباضی کمتر می‌شود [۲۱].

تجزیه و تحلیل داده‌ها از طریق نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ انجام شد. نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو ویلک مورد بررسی قرار گرفت ($P < 0.05$). چون توزیع داده‌ها نرمال بود، از آزمون آنالیز واریانس دوسویه^{۱۳} برای مقایسه دو گروه استفاده شد. اثر عامل زمان برای بررسی اثر زمان یا مداخله طی پیش و پس آزمون و اثر عامل گروه برای مقایسه دو گروه کنترل و آزمایش کاربرد دارد. از طرفی اثر متقابل زمان و گروه، میزان اثر زمان یا مداخله را طی پیش و پس آزمون در دو گروه نشان می‌دهد.

یافته‌ها

مشخصات جمعیت‌شناختی پایه افراد با پرونیشن بیش از حد پا در دو گروه کنترل و آزمایش در جدول شماره ۲ نشان داده شده است. بررسی پایه متغیرهای هم‌انقباضی، عدم وجود اختلاف معنی‌دار بین پیش‌آزمون‌های دو گروه کنترل و آزمایش طی دوییدن را نشان داد ($P > 0.05$) (جدول شماره ۳).

نتایج پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری را در اثر عامل زمان دو گروه کنترل و آزمایش در هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی فلکسوری پلاتنار فلکسوری مفصل میچ پا در فاز پیشروی طی دوییدن نشان داد ($P = 0.040$) (جدول شماره ۴). مقایسه زوجی، افزایش معنی‌داری

را در هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی فلکسوری پلاتنار فلکسوری مفصل میچ پا در فاز پیشروی گروه آزمایش در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون طی دوییدن نشان داد (جدول شماره ۴). نتایج پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری را در اثر عامل زمان دو گروه کنترل و آزمایش در هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی فلکسوری پلاتنار فلکسوری مفصل میچ پا در فازهای بارگذاری، اتکا و نوسان دوییدن نشان نداد ($P > 0.05$) (جدول شماره ۴).

نتایج پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری بین دو گروه کنترل و آزمایش در هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی فلکسوری پلاتنار فلکسوری مفصل میچ پا طی فازهای بارگذاری، اتکا، پیشروی و نوسان دوییدن نشان نداد ($P > 0.05$) (جدول شماره ۴). همچنین هم‌انقباضی عمومی مفصل میچ پا در فازهای بارگذاری، اتکا، پیشروی و نوسان دوییدن بین دو گروه کنترل و آزمایش طی تمرین روی شن هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری نداشت ($P > 0.05$) (جدول شماره ۴).

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، در بررسی اثر تعاملی زمان و گروه در هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی فلکسوری پلاتنار فلکسوری مفصل میچ پا طی فازهای بارگذاری، اتکا، پیشروی و نوسان دوییدن اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد ($P > 0.05$) (جدول شماره ۴). همچنین نتایج پژوهش حاضر، اختلاف معنی‌داری را در بررسی اثر تعاملی زمان و گروه در هم‌انقباضی عمومی مفصل میچ پا طی فازهای بارگذاری، اتکا، پیشروی و نوسان دوییدن نشان نداد ($P > 0.05$) (جدول شماره ۴).

بحث

هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر تمرین روی سطح شن بر هم‌انقباضی جهت‌دار و عمومی عضلات مفصل میچ پای افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا طی دوییدن بود. در این پژوهش هدف از درمان، افزایش هم‌انقباضی طی تمرین روی سطح شن بود که می‌تواند برای افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا مفید واقع شود.

یافته‌ها، افزایش معنی‌داری را در هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی فلکسوری پلاتنار فلکسوری مفصل میچ پا افراد با پرونیشن بیش از حد پا طی تمرین روی سطح شن در فاز پیشروی دوییدن نشان دادند. سایر مؤلفه‌های هم‌انقباضی جهت‌دار در بقیه فازها و هم‌انقباضی عمومی در همه فازها، اختلاف معنی‌داری را بعد از تمرین روی شن نشان ندادند. پاول و همکاران [۳۴] گزارش کردند افراد دچار پرونیشن بیش از حد پا بی‌ثباتی و حرکت‌پذیری بالایی در فاز پیشروی دارند. از طرفی افزایش هم‌انقباضی عضلات باعث ایجاد پایداری در مفصل می‌شود [۳۵]. در نتیجه برای حفظ بیشتر ثبات در پا و جلوگیری از حرکات اضافی مفصل میچ پا، عضلات ساق افراد دچار پرونیشن بیش از حد پا میزان هم‌انقباضی بیشتری را نیاز دارند که با نتایج تحقیق حاضر همسوست.

12. Base line

13. Two Way ANOVA

جدول ۲. مقایسه مشخصات جمعیت‌شناختی دو گروه کنترل (n=۱۵) و آزمایش (n=۱۵)

مشخصات جمعیت‌شناختی	میانگین $\pm$ انحراف استاندارد		سطح معنی‌داری
	گروه کنترل	گروه آزمایش	
سن (سال)	۲۲/۲۶ $\pm$ ۲/۳۴	۲۲/۸۶ $\pm$ ۲/۱۲	۰/۳۹۰
قد (سانتی‌متر)	۱۷۲/۷۶ $\pm$ ۸/۲۷	۱۷۴/۷۶ $\pm$ ۷/۱۲	۰/۳۳۳
جرم بدن (کیلوگرم)	۷۲/۴۰ $\pm$ ۱۱/۱۸	۷۳/۹۰ $\pm$ ۱۱/۶۱	۰/۶۱۲
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۴/۲۸ $\pm$ ۴/۲۹	۲۴/۲۷ $\pm$ ۳/۹۷	۰/۹۱۹

طب توانبخش

نتایج پژوهش حاضر افزایش معنی‌داری را در هم‌انقباضی جهت‌دار دورسی‌فلکسوری پلاتنارفلکسوری مفصل مچ پای افراد با پرونیشن بیش از حد پا طی تمرین روی سطح شن در فاز پیشروی دوییدن نشان داد. احتمالاً این افزایش بر اثر مکانیسم سطح شن که تقویت و پایداری عضلات است، صورت می‌گیرد. با این حال برای بررسی دقیق‌تر این موضوع نیاز به تحقیقات بیشتری است. گاردینی‌یر طی پژوهشی نشان داد حفظ ثبات مفصل، فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصل و به تعادل رساندن فشارمای وارده به سطوح مفصلی از فواید هم‌انقباضی است [۳۶]. از طرفی طی پژوهش دیگری کاهش هم‌انقباضی را به عنوان یک مکانیسم خطرناک گزارش کردند که با نتایج تحقیق حاضر همسو نیست [۲۱].

نتایج پژوهش حاضر با توجه به مطالب ذکرشده، افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا را در فاز پیشروی دوییدن در افراد پرونیشن بیش از حد پا در گروه آزمایش طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان داد، اما در فازهای دیگر، تفاوتی مشاهده نشد. احتمالاً افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار طی تمرین

نتایج پژوهش حاضر نشان داد افراد دچار پرونیشن بیش از حد پا در گروه آزمایش طی تمرین روی شن در فاز پیشروی طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون کاهش معنی‌داری را در هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا داشتند. از طرفی هم‌انقباضی جهت‌دار هرچه به صفر نزدیک‌تر باشد، میزان هم‌انقباضی افزایش و هرچه به ۱ و ۱- نزدیک‌تر باشد، میزان هم‌انقباضی کاهش می‌یابد [۲۱]. با توجه به اینکه مقدار عددی هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا طی تمرین روی سطح شن کاهش پیدا کرده یا به عبارتی در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون عدد حاصل از هم‌انقباضی جهت‌دار به صفر نزدیک‌تر شده است، نشان‌دهنده افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا طی فاز پیشروی گروه آزمایش است که این افزایش طی تمرین روی سطح شن می‌تواند برای بی‌ثباتی و حرکت‌پذیری مفصل مچ پای افراد با پرونیشن بیش از حد پا مفید واقع باشد [۲۳]. همچنین در پژوهشی نشان دادند دوییدن و راه رفتن روی سطح شن نیاز به تلاش بسیار زیادی نسبت به سطح سخت دارد که به دنبال آن فعالیت عضلات افزایش یافته و این امر موجب تقویت، تحمل و پایداری عضلات می‌شود [۲۸، ۲۹].

جدول ۳. مقایسه متغیرهای هم‌انقباضی دو گروه کنترل (n=۱۵) و آزمایش (n=۱۵) در مرحله پیش‌آزمون

متغیرها	میانگین $\pm$ انحراف استاندارد		سطح معنی‌داری
	گروه کنترل	گروه آزمایش	
فاز بارگذاری (LR)	۴۴/۷۸ $\pm$ ۹/۴۸	۴۳/۷۰ $\pm$ ۱۲/۵۳	۰/۷۹۳
فاز اتکا (MS)	۶۹/۵۲ $\pm$ ۲۲/۰۳	۷۴/۳۷ $\pm$ ۲۵/۵۲	۰/۵۸۲
فاز پیشروی (PO)	۶۷/۳۷ $\pm$ ۱۴/۴۳	۶۳/۱۹ $\pm$ ۱۵/۰۸	۰/۴۴۵
فاز نوسان (SW)	۳۳/۵۰ $\pm$ ۱۰/۱۷	۴۰/۱۱ $\pm$ ۱۷/۳۳	۰/۲۱۴
فاز بارگذاری (LR)	-۰/۵۰ $\pm$ ۰/۱۷	-۰/۴۹ $\pm$ ۰/۱۸	۰/۹۴۷
فاز اتکا (MS)	-۰/۴۶ $\pm$ ۰/۱۸	-۰/۵۰ $\pm$ ۰/۲۷	۰/۷۱۶
فاز پیشروی (PO)	-۰/۶۸ $\pm$ ۰/۲۱	-۰/۶۶ $\pm$ ۰/۱۲	۰/۷۹۷
فاز نوسان (SW)	-۰/۶۳ $\pm$ ۰/۱۱	-۰/۵۸ $\pm$ ۰/۱۴	۰/۳۴۴

طب توانبخش

جدول ۴. میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای هم‌انقباضی بین دو گروه کنترل (n=۱۵) و آزمایش (n=۱۵) طی تمرینات روی شن

متغیرها	میانگین $\pm$ انحراف معیار	گروه کنترل				گروه آزمایش			
		پیش‌آزمون		پس‌آزمون		پیش‌آزمون		پس‌آزمون	
		اندازه اثر	پس‌آزمون	اندازه اثر	پس‌آزمون	اندازه اثر	پس‌آزمون	اندازه اثر	پس‌آزمون
فاز بارگذاری (LR)		۰/۰۷	۴۴/۱۴ $\pm$ ۸/۴۸	۴۴/۷۸ $\pm$ ۹/۴۸	۴۴/۷۰ $\pm$ ۱۲/۵۲	۰/۱۸	۴۶/۴۶ $\pm$ ۱۶/۷۲	۰/۴۷۱	۴۶/۴۶ $\pm$ ۱۶/۷۲
فاز اتکا (MS)		۰/۰۲	۶۹/۱۵ $\pm$ ۱۵/۹۰	۶۹/۵۲ $\pm$ ۲۲/۰۳	۷۴/۲۷ $\pm$ ۲۵/۵۲	۰/۱۲	۷۷/۲۸ $\pm$ ۲۰/۱۳	۰/۷۱۳	۷۷/۲۸ $\pm$ ۲۰/۱۳
فاز پیشروی (PO)		۰/۰۱	۶۷/۲۴ $\pm$ ۱۳/۵	۶۷/۳۷ $\pm$ ۱۴/۴۳	۶۳/۱۹ $\pm$ ۱۵/۰۸	۰/۱۹	۶۰/۷۸ $\pm$ ۹/۴۴	۰/۳۰۶	۶۰/۷۸ $\pm$ ۹/۴۴
فاز نوسان (SW)		۰/۱۳	۳۴/۹۰ $\pm$ ۱۰/۴۱	۳۳/۵۰ $\pm$ ۱۰/۱۷	۴۰/۱۱ $\pm$ ۱۷/۳۳	۰/۰۷	۳۸/۹۱ $\pm$ ۱۶/۴۵	۰/۹۷۱	۳۸/۹۱ $\pm$ ۱۶/۴۵
فاز بارگذاری (LR)		۰/۱۲	-۰/۴۸ $\pm$ ۰/۱۶	-۰/۵۰ $\pm$ ۰/۱۷	-۰/۴۹ $\pm$ ۰/۱۸	۰/۰۸	-۰/۵۰ $\pm$ ۰/۰۹	۰/۹۹۹	-۰/۵۰ $\pm$ ۰/۰۹
فاز اتکا (MS)		۰/۱۱	-۰/۳۹ $\pm$ ۰/۳۶	-۰/۴۶ $\pm$ ۰/۱۸	-۰/۵۰ $\pm$ ۰/۲۷	۰/۰۵	-۰/۴۹ $\pm$ ۰/۱۶	۰/۸۶۲	-۰/۴۹ $\pm$ ۰/۱۶
فاز پیشروی (PO)		۰/۱۲	۰/۶۶ $\pm$ ۰/۱۵	۰/۶۸ $\pm$ ۰/۲۱	۰/۶۶ $\pm$ ۰/۱۲	۰/۴۴	۰/۶۱ $\pm$ ۰/۱۱	۰/۰۴۰	۰/۶۱ $\pm$ ۰/۱۱
فاز نوسان (SW)		۰/۰۷	۰/۶۴ $\pm$ ۰/۱۶	۰/۶۳ $\pm$ ۰/۱۱	۰/۵۸ $\pm$ ۰/۱۴	۰/۱۸	۰/۵۵ $\pm$ ۰/۱۸	۰/۷۸۲	۰/۵۵ $\pm$ ۰/۱۸

طب توانبخشی

* سطح معناداری $P > 0.05$

گروه آزمایش هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری را نشان داد که با توجه به مطالب ذکر شده می‌توان بیان کرد که این افزایش می‌تواند ناشی از افزایش فعالیت عضله ساقی قدامی، یا کاهش فعالیت عضله دوقلوی داخلی در مفصل مچ پا طی فاز پیشروی دوییدن باشد. در نتیجه می‌توان گفت افزایش فعالیت عضله ساقی قدامی باعث افزایش حرکت اینورژن مفصل مچ پا شده که این حرکت از اورژن مفصل مچ پای افراد با پرونیشن بیش از حد پا جلوگیری می‌کند. از طرفی کاهش فعالیت عضله دوقلوی داخلی در افراد با پرونیشن بیش از حد پا نشان‌دهنده اثرات مثبت تمرین روی شن است. با این حال برای اثبات دقیق‌تر این موضوع به مقایسه فعالیت این عضلات در افراد پرونیشن بیش از حد پا طی تمرین روی شن نیاز است. هم‌انقباضی عضلات دو قلو و ساقی قدامی در بارگیری استخوان‌ها نقش مهم و حمایتی دارد. هم‌انقباضی مناسب می‌تواند باعث کاهش نیروهای کششی وارد بر استخوان و پایدار کردن ساق شود و به عنوان یک جاذب مؤثر در کاهش نیروی تماسی وارد بر ساق عمل نماید [۴۱]. نتایج پژوهش حاضر با توجه به مطالب ذکر شده، افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا را در فاز پیشروی دوییدن در افراد با پرونیشن بیش از حد پا در گروه آزمایش طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان داد، اما در فازهای دیگر، تفاوتی مشاهده نشد. در نتیجه می‌توان بیان کرد که افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار طی تمرین روی شن در گروه آزمایش منجر به کاهش نیروهای کششی وارد بر استخوان، افزایش پایداری ساق پا و کاهش نیروی تماسی وارد بر ساق پا شده است. البته برای اظهار نظر دقیق‌تر این موضوع نیاز به تحقیقات بیشتری است.

میزان هم‌انقباضی جهت‌دار و عمومی عضلات مفصل مچ پای افراد با پرونیشن بیش از حد پا طی پیش و پس‌آزمون گروه

روی سطح شن در گروه آزمایش از آسیب‌های ناشی از کاهش هم‌انقباضی در افراد پرونیشن بیش از حد پا جلوگیری کرده است. همچنین این افزایش هم‌انقباضی مفصل مچ پا می‌تواند باعث افزایش حفظ ثبات مفصل مچ پا، افزایش مقاومت مفصل مچ پا در برابر حرکات چرخشی و افزایش تعادل فشارم‌ای وارده به سطح مفصلی مچ پا شود که هریک از این موارد در حفظ پایداری مفصل مچ پا و کاهش آسیب‌های مفصل مچ پا نقش اساسی دارند و احتمالاً نشان از اثرات مثبت این نوع تمرینات در افراد با پرونیشن بیش از حد پا است. البته برای اظهار نظر دقیق‌تر این موضوع نیاز به تحقیقات بیشتری است.

ویلیامز و همکاران افزایش میزان اورژن مفصل تحت قاپی افراد پرونیشن بیش از حد پا را گزارش کردند [۳۷]. همچنین پژوهش‌های متعددی بر افزایش میزان اورژن مفصل تحت قاپی و کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی کف پا در افراد پرونیشن بیش از حد پا تأکید کرده‌اند [۳۴، ۳۸]. یکی از نقش‌های عضله ساقی قدامی، اینورژن مفصل مچ پا است [۳۹]. با توجه به اینکه عضله ساقی قدامی در حرکت اینورژن مفصل مچ پا ایفای نقش می‌کند، می‌توان چنین بیان کرد که افزایش فعالیت عضله ساقی قدامی در افراد پرونیشن بیش از حد پا باعث جلوگیری از پرونیشن اضافی پا می‌شود. همچنین گری و همکاران بیشتر بودن فعالیت عضله دوقلوی داخلی را در افراد پرونیشن بیش از حد پا نسبت به افراد سالم گزارش کردند [۱۲] که به صورت غیرمستقیم با نتایج تحقیق حاضر همسوست. در پژوهش حاضر فعالیت عضله دوقلوی داخلی و ساقی قدامی در دو گروه طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون مقایسه نشده است. در فاز پیشروی عضله دوقلوی داخلی آگونیست و عضله ساقی قدامی آنتاگونیست آن است [۴۰]. هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا در این فاز از تقسیم عضله آنتاگونیست بر آگونیست و اختلاف این عدد از یک محاسبه می‌شود [۲۱]. در

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از دانشگاه محقق اردبیلی برای حمایت‌های مالی تشکر و قدردانی می‌شود.

آزمایش در فازهای بارگذاری، اتکا و نوسان دوییدن اختلاف معنی‌داری را نشان نداد. مطالعات گذشته حاکی از این است که در این فازها میزان اورژن قسمت عقب پای افراد با پرونیشن بیش از حد پا از افراد نرمال بیشتر است [۴۲-۴۴، ۳۴]. با توجه به نتایج پژوهش حاضر، احتمالاً هم‌انقباضی عضلات مفصل مچ پا در این فازها، کنترلی در حرکت اضافی عقب پا ندارد. با این حال مطالعات بیشتری لازم است تا مکانیزم اثر دقیق تمرین روی سطح شن در افراد با پرونیشن بیش از حد پا مورد ارزیابی قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد هم‌انقباضی جهت‌دار مفصل مچ پا در فاز پیشروی طی تمرین روی شن افزایش پیدا کرده است. بنابراین به نظر می‌رسد این افزایش، خطرات ناشی از کاهش هم‌انقباضی در مفصل مچ پا و همچنین بی‌ثباتی و متحرک بودن مفصل مچ پا را در افراد پرونیشن بیش از حد پا طی تمرین روی شن کاهش داده است. از طرفی افزایش فعالیت ساقی قدامی یا کاهش فعالیت عضله دوقلوی داخلی از پرونیشن بیش از حد افراد با پرونیشن بیش از حد پا طی تمرین روی شن جلوگیری کرده است. پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم بررسی جنس مؤنث اشاره کرد. در نتیجه پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده اثر تمرین روی سطح شن در جنس مؤنث نیز مورد بررسی قرار گیرد. همچنین مطالعه در جامعه بیماران سندرم درد کشککی رانی و بیماران با سابقه جراحی و بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACL) توصیه می‌شود. به علاوه، اثرات استفاده هم‌زمان تمرینات روی شن همراه با کفش کنترل حرکتی، کفی آنتی پرونیٹ و تمرینات اصلاحی مدنظر قرار گیرد [۴۴-۵۰].

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

پروتکل تحقیق توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با شماره IR.ARUMS.REC.1398.484 تصویب و با کد کارآزمایی بالینی ایران به شماره IRCT20191211045704N1 ثبت شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی صورت گرفت.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی نویسنده اول در گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشته‌اند.

References

- [1] Van Gent BR, Siem DD, van Middelkoop M, van Os TA, Bierma-Zeinstra SS, Koes BB. 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. [DOI:10.1136/bjism.2006.033548] [PMID] [PMCID]
- [2] Prentice WE. Rehabilitation techniques for sports medicine and athletic training. Boston: McGraw-Hill; 2004. <https://search.library.wisc.edu/catalog/9910018157502121/cite>
- [3] Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: A critical review of current methods. *Gait & Posture*. 2002; 15(3):282-91. [DOI:10.1016/S0966-6362(01)00151-5]
- [4] Periya SN, Alagesan J. Prevalence and incidence of flat foot among Middle East and Asian Population: An Overview. *International Journal of Pharmaceutical Science and Health*. 2017; 4(7):1-12. https://www.researchgate.net/publication/319405949_Prevalence_and_incidence_of_flat_foot_among_Middle_East_and_Asian_Population_An_Overview
- [5] Vicenzino B, Franettovich M, McPoil T, Russell T, Skardoon G. Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running. *British Journal of Sports Medicine*. 2005; 39(12):939-43. [DOI:10.1136/bjism.2005.019158] [PMID] [PMCID]
- [6] Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*. 2005; 44(2):78-113. [DOI:10.1053/j.fas.2004.12.001] [PMID]
- [7] Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*. 2005; 60(12):1546-52. [DOI:10.1093/gerona/60.12.1546] [PMID]
- [8] Dahle LK, Mueller MJ, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1991; 14(2):70-4. [DOI:10.2519/jospt.1991.14.2.70] [PMID]
- [9] Resende RA, Pinheiro LS, Ocarino JM. Effects of foot pronation on the lower limb sagittal plane biomechanics during gait. *Gait & Posture*. 2019; 68:130-5. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.10.025] [PMID]
- [10] Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*. 2004; 19(4):391-7. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010] [PMID]
- [11] Cote KP, Brunet ME, Il BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training*. 2005; 40(1):41-6. [PMCID]
- [12] Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot ("normal" and flat) during walking. *The Anatomical Record*. 1968; 161(1):1-15. [DOI:10.1002/ar.1091610101] [PMID]
- [13] Holmes CF, Wilcox D, Fletcher JP. Effect of a modified, low-dye medial longitudinal arch taping procedure on the subtalar joint neutral position before and after light exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2002; 32(5):194-201. [DOI:10.2519/jospt.2002.32.5.194] [PMID]
- [14] Rodgers MM, Leveau BF. Effectiveness of foot orthotic devices used to modify pronation in runners. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1982; 4(2):86-90. [DOI:10.2519/jospt.1982.4.2.86] [PMID]
- [15] Feltner ME, MacRae H, MacRae PG, Turner NS, Hartman CA, Summers ML, et al. Strength training effects on rearfoot motion in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1994; 26(8):1021-7. [DOI:10.1249/00005768-199408000-00014] [PMID]
- [16] Pires R, Falcari T, Campo AB, Pulcinelli BC, Hamill J, Ervilha UF. Using a support vector machine algorithm to classify lower-extremity EMG signals during running shod/unshod with different foot strike patterns. *Journal of Applied Biomechanics*. 2019; 35(1):87-90. [DOI:10.1123/jab.2017-0349] [PMID]
- [17] Chalard A, Belle M, Montané E, Marque P, Amarantini D, Gasq D. Impact of the EMG normalization method on muscle activation and the antagonist-agonist co-contraction index during active elbow extension: Practical implications for post-stroke subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2020; 51:102403. [DOI:10.1016/j.jelekin.2020.102403] [PMID]
- [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. *Journal of Orthopaedic Research*. 2019; 37(1):104-12. [DOI:10.1002/jor.24141] [PMID] [PMCID]
- [19] Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23(1):71-80. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.08.019] [PMID]
- [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. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2020; 28(7):924-31. [DOI:10.1016/j.joca.2020.04.008] [PMID]
- [21] Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical Biomechanics*. 2009; 24(10):833-41. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005] [PMID]
- [22] Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of Biomechanics*. 2001; 34(10):1257-67. [DOI:10.1016/S0021-9290(01)00095-1]
- [23] Chen M. [Neuromechanical effects of pronated foot on knee joint stability (Korean)] [PhD. Dissertation]. South Korea: Yonsei University; 2011. <https://ir.ymlib.yonsei.ac.kr/handle/22282913/136486>
- [24] Hak L, Houdijk H, Steenbrink F, Mert A, van der Wurff P, Beek PJ, et al. Stepping strategies for regulating gait adaptability and stability. *Journal of Biomechanics*. 2013; 46(5):905-11. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2012.12.017] [PMID]
- [25] Marigold DS, Patla AE. Age-related changes in gait for multi-surface terrain. *Gait & Posture*. 2008; 27(4):689-96. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.09.005] [PMID]

- [26] van den Berg ME, Barr CJ, McLoughlin JV, Crotty M. Effect of walking on sand on gait kinematics in individuals with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2017; 16:15-21. [DOI:10.1016/j.msard.2017.05.008] [PMID]
- [27] Impellizzeri FM, Rampinini E, Castagna C, Martino F, Fiorini S, Wisloff U. Effect of plyometric training on sand versus grass on muscle soreness and jumping and sprinting ability in soccer players. *British Journal of Sports Medicine*. 2008; 42(1):42-6. [DOI:10.1136/bjsm.2007.038497] [PMID]
- [28] Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkhouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. *PloS One*. 2019; 14(9):e0223219. [DOI:10.1371/journal.pone.0223219] [PMID] [PMCID]
- [29] Durai DBJ, Shaju MF. Effect of sand running training on speed among school boys. *International Journal of Physical Education, Sports and Health*. 2019; 6(3):117-22. <https://www.khel-journal.com/archives/?year=2019&vol=6&issue=3&part=B&ArticleId=1475>
- [30] Zamparo P, Perini R, Orizio C, Sacher M, Ferretti G. The energy cost of walking or running on sand. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1992; 65(2):183-7. [DOI:10.1007/bf00705078] [PMID]
- [31] Pinnington HC, Lloyd DG, Besier TF, Dawson B. Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. *European Journal of Applied Physiology*. 2005; 94(3):242-53. [DOI:10.1007/s00421-005-1323-6] [PMID]
- [32] World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bulletin of the World Health Organization*. 2001; 79(4):373-4. [PMCID] [PMID]
- [33] Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2009; 2:35. [DOI:10.1186/1757-1146-2-35] [PMID] [PMCID]
- [34] Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high-and low-arched females during dynamic loading tasks. *Human Movement Science*. 2011; 30(1):105-14. [DOI:10.1016/j.humov.2010.08.015] [PMID]
- [35] Abe D, Muraki S, Yanagawa K, Fukuoka Y, Niihata S. Changes in EMG characteristics and metabolic energy cost during 90-min prolonged running. *Gait & Posture*. 2007; 26(4):607-10. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.12.014] [PMID]
- [36] Gardinier ES. The relationship between muscular co-contraction and dynamic knee stiffness in ACL-deficient non-copers (MSc. Thesis). Delaware: University of Delaware; 2009. <https://udspace.udel.edu/handle/19716/4251#files-area>
- [37] Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of Applied Biomechanics*. 2001; 17(2):153-63. [DOI:10.1123/jab.17.2.153]
- [38] Houck JR, Tome JM, Nawoczenski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait & Posture*. 2008; 28(1):29-37. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.09.008] [PMID]
- [39] Oatis CA. *Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2009. <https://books.google.com/books/about/Kinesiology.html?id=J6juAAAAMAAJ>
- [40] Chamberlain A, Munro W, Rickard A. Muscle imbalance. In: Porter SB, Tidy NM, editors. *Tidys Physiotherapy*. 15th ed. Edinburgh: Elsevier; 2013. [DOI:10.1016/b978-0-7020-4344-4.00014-6]
- [41] Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics*. 2001; 16(3):207-12. [DOI:10.1016/s0268-0033(00)00091-7]
- [42] Twomey D, McIntosh A. The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. *The Foot*. 2012; 22(2):60-5. [DOI:10.1016/j.foot.2011.11.005] [PMID]
- [43] Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of Biomechanics*. 2016; 49(9):1705-10. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.03.056] [PMID]
- [44] Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018; 39:35-41. [DOI:10.1016/j.jelekin.2018.01.006] [PMID]
- [45] Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. *The Foot*. 2018; 37:77-84. [DOI:10.1016/j.foot.2018.05.003] [PMID]
- [46] Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: A randomized controlled trial. *PloS One*. 2018; 13(10):e0205187. [DOI:10.1371/journal.pone.0205187] [PMID] [PMCID]
- [47] Jafarnezhadgero A, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. *PloS One*. 2019; 14(5):e0216818. [DOI:10.1371/journal.pone.0216818] [PMID] [PMCID]
- [48] Jafarnezhadgero AA, Sorkhe E, Oliveira AS. Motion-control shoes help maintaining low loading rate levels during fatiguing running in pronated female runners. *Gait & posture*. 2019; 73:65-70. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.07.133] [PMID]
- [49] Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. *Journal of Advanced Sport Technology*. 2019; 3(1):8-21. http://jast.uma.ac.ir/article_763_0.html
- [50] Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero AA, Sheikhalizade H, Dionisio VC. Effect of a corrective exercise program on gait kinetics and muscle activities in older adults with both low back pain and pronated feet: A double-blind, randomized controlled trial. *Gait & Posture*. 2020; 76:339-45. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.12.026] [PMID]