

# ORIGINAL ARTICLE

## ***The Effect of Whole Body Vibration on Torque of Evertor and Invertor Muscles of Ankle in Low Arched Feet***

Aliyeh Zendeh del<sup>1</sup>,

Rozita Hedayati<sup>2</sup>,

Amirhooshang Bakhtiar<sup>3</sup>,

Majid Mirmohammadkhani<sup>4</sup>,

Abdolhamid Hajihasan<sup>2</sup>

<sup>1</sup> MSc in Physiotherapy, Neuromuscular Rehabilitation Research Center, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

<sup>2</sup>Assistant Professor, Neuromuscular Rehabilitation Research Center, Faculty of Rehabilitation Sciences, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

<sup>3</sup> Professor, Neuromuscular Rehabilitation Research Center, Faculty of Rehabilitation Sciences, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

<sup>4</sup> Assistant Professor, Social Determinants of Health Research Center, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

(Received April 27, 2014 ; Accepted October 14, 2014)

### **Abstract**

**Background and purpose:** Medial longitudinal arch (MLA) posture of the foot is usually associated with increased risk of lower extremity injury. This study investigated the effect of Whole Body Vibration (WBV) on torque of evertor and invertor muscles of ankle in low arched foot.

**Materials and methods:** The participants were 40 young, untrained adults (male and female) with flat foot. The subjects were randomly divided into a vibration group ( $n=20$ , mean age= $23.85\pm3.15$ , mean weight= $70.00\pm12.94$ , mean BMI= $24.85\pm3.69$ ) and a control group ( $n=20$ , mean age= $22.8\pm1.73$ , mean weight= $72.14\pm12.53$ , mean BMI= $24.59\pm3.99$ ). Eversion and inversion isokinetic torque of ankle were measured at speeds of 30/s and 120/s before and after 6 weeks of WBV in both groups and 4 weeks after the end of last training session in intervention group. We also measured the maximum changes in concentric torque of invertor and evertor muscles of ankle.

**Results:** T-test and repeated ANOVA revealed significant increase in concentric torque of evertor muscles of ankle in 30/s and 120/s in interventional group compared with that of the control group ( $P<0.05$ ). But no significant difference was found in other contractions. The effect of intervention continued after four weeks ( $P>0.05$ ).

**Conclusion:** This study suggests that WBV training could enhance ankle evertor muscles strength in flat foot.

(Clinical Trials Registry Number: IRCT201110255112N4)

**Keywords:** WBV, Flat foot, Isokinetic torque, Evertor, Invertor

J Mazandaran Univ Med Sci 2014; 24(118): 189-204 (Persian).

## بررسی اثر whole body vibration بر گشتاور عضلات اینورتور و اورتور در مچ پای افراد با قوس کاهش یافته کف پا

عالیه زنده دل<sup>۱</sup>

رزیتا هدایتی<sup>۲</sup>

امیر هوشنگ بختیاری<sup>۳</sup>

مجید میرمحمدخانی<sup>۴</sup>

عبدالحمید حاجی حسنه<sup>۵</sup>

### چکیده

**سابقه و هدف:** وضعیت قوس طولی داخلی پا همواره با صدمات اندام تحتانی پا مرتبط است. WBV اعمال نوسانات مکانیکی سینوسی بر کل بدن است. هدف از این تحقیق، بررسی اثر whole body vibration (WBV) بر گشتاور عضلات اینورتور و اورتور در مچ پای افراد با قوس کاهش یافته کف پا می‌باشد.

**مواد و روش‌ها:** ۴۰ بزرگسال جوان و غیر ورزشکار (زن و مرد) با پای صاف در این مطالعه شرکت کردند. افراد به طور تصادفی در یکی از دو گروه، ویبریشن (۲۰ زن و مرد، میانگین سن  $۱۵/۸۵\pm۳$  سال، میانگین وزن  $۷۰/۰۰\pm۱۲/۹۴$  کیلوگرم، میانگین شاخص توده بدنی  $۲۴/۸۵\pm۳/۶۹$  کیلوگرم بر سانتی‌متر) و کنترل (۲۰ زن و مرد، میانگین سنی  $۲۲/۸\pm۱/۷۳$ ، میانگین وزن  $۷۲/۴۰\pm۱۲/۵۳$  کیلوگرم بر سانتی‌متر) و کنترل (۲۰ زن و مرد، میانگین سنی  $۲۴/۵۹\pm۳/۹۹$  درجه بر ثانیه‌ای) قرار گرفتند. گشتاور ایزو کنیتیک عضلات اورتور و اینورتور مچ پا در سرعت زاویه‌ای ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه قبل و بعد از شش هفته مداخله و دوره پیگیری بعد از چهار هفته به وسیله دستگاه ایزو کنیتیک مورد ارزیابی قرار گرفت. در صد تغییرات حداکثر گشتاور کانسترنیک و اکسترنیک عضلات اورتور و اینورتور مچ پا محاسبه گردید.

**یافته‌ها:** نتایج آزمون t-test و آنالیز واریانس با رویکرد تکرار مشاهدات نشان داد که در گروه مداخله، میانگین در صد تغییرات حداکثر گشتاور کانسترنیک اورتورها در سرعت زاویه‌ای ۳۰ و ۱۲۰ درجه بعداز مداخله درمانی افزایش معنی‌داری نسبت به گروه کنترل داشته ( $p < 0.05$ ) و اثر مداخله بعد از چهار هفته ماندگار است ( $p > 0.05$ ).

**استنتاج:** از WBV می‌توان جهت تقویت عضلات در افراد با قوس کاهش یافته پا استفاده کرد.

شماره ثبت کارآزمایی بالینی: IRCT ۲۰۱۱۰۲۵۵۱۱۲۷۶

**واژه‌های کلیدی:** WBV، پای صاف، گشتاور ایزو کنیتیک، اورتور، اینورتور

### مقدمه

پای انسان یک شاهکار مهندسی و یک اثر هنری است. ساختار کامل و منحصر به فردی دارد که عملکرد آن تحمل وزن بدن، حفظ تعادل، باز داشتن و یا شتاب به جلو در راه رفتمن می‌باشد<sup>(۱)</sup>. پا تحتانی ترین سگمان

**مؤلف مسئول: رزیتا هدایتی**- سمنان: دانشگاه علوم پزشکی سمنان، مرکز تحقیقات توانبخشی عصبی- عضلانی، دانشکده توانبخشی

۱. کارشناس ارشد فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات توانبخشی عصبی- عضلانی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

۲. استادیار، مرکز تحقیقات توانبخشی عصبی- عضلانی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

۳. استاد، مرکز تحقیقات توانبخشی عصبی- عضلانی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

۴. استادیار، مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی موثر بر سلامت، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

۵. تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۰۷/۰۷ تاریخ ارجاع چهت اصلاحات: ۱۳۹۳/۰۲/۲۹ تاریخ تصویب: ۱۳۹۳/۰۷/۲۲

می دارد که رابطه ای بین ساختار قوس کف پا و کینتیک و کینماتیک اندام تحتانی در حین دویدن وجود دارد. دوندگان با قوس کاهش یافته به نظر می رستند که انحراف اورژن و سرعت انحراف بیشتری در قسمت عقب پا<sup>۳</sup> دارند و هم چنین نسبت اورژن به چرخش داخلی تیبا نیز در آن ها زیادتر است. در عوض دوندگان با قوس افزایش یافته، بار عمودی بیشتری در اندام تحتانی نسبت به گروه قبل دریافت می کنند. این تفاوت ها سبب الگوهای صدمات مختلف در دو گروه می شود(۱۴). با این حال نخعی و همکارانش در سال ۲۰۰۸ وجود رابطه معنی دار بین ارتفاع قوس پا با صدمات ورزشی را در دوندگان تایید نکردند(۱۵). سوالی که در اینجا مطرح می شود این است که آیا راستای ساختاری پا<sup>۴</sup> به تنها بی می تواند عوامل عملکردی<sup>۵</sup> چون گشتاور<sup>۶</sup> عضلات اندام تحتانی را تغییر دهد؟ عضلات پا به عنوان عامل شکل گیری قوس پا شناخته شده اند. مثلاً گزارش پای صاف در افراد مسن با پارگی تاندون تیبیالیس خلفی و یا ایجاد پای صاف در ورزشکاران ۱۰-۱۱ ساله که ۱۸-۳۰ ساعت در هفته آموزش می بینند، دال بر این است که ورزش دادن عضلات متصل به مفصل مچ پا می تواند بر قوس پا تأثیر بگذارد(۱۶). اگرچه نقش عضلات در حفظ قوس پا به خوبی مشخص نشده است، اما حفظ تعادل به دنبال اختشاش غیرمتربقه به شدت گشتاور که توسط انقباض عضلات اندام تحتانی حاصل می شود بستگی دارد(۱۷). عضلات خارجی<sup>۷</sup> پا مثل تیبیالیس خلفی، تیبیالیس قدامی و پرونئوس کوتاه و دراز در نگهداری پویای قوس طولی داخلی نقش مهمی دارند و سبب افزایش کترول پرونیشن پا می شوند(۱۸). اگرچه پرونیشن یک حرکت ضروری در مفصل ساب تالار محسوب می شود، اما اگر یکپارچگی قوس پا مختلف شود، فرد پرونیشن خارج از دامنه نرمال را تجربه خواهد

زنجره اندام تحتانی است که یک سطح اتکای تقریباً کوچک را برای نگهداری تعادل بدن مخصوصاً در هنگام ایستادن روی یک پا فراهم می آورد(۲).

عملکرد پا تا حد زیادی به شکل پا بستگی دارد. علی‌رغم خصوصیات آناتومی مشترک، شکل و بیومکانیک پا در افراد به طور گستره‌های متفاوت است(۳). از آنجایی که در راه رفت، پا در تقابل با زمین است، تغییرات ساختاری آن سبب تغییر راستای پا به صورت جبرانی می گردد و متعاقب آن انحرافات مکانیکی در کل اندام تحتانی به وجود می آید(۴). اگرچه پروناسیون طبیعی پا، یک جز ضروری از مکانیسم جذب کننده ضربه<sup>۸</sup> در دوره راه رفت است، اما پروناسیون غیرطبیعی سبب چرخش داخلی بیش از حد تیبا و فمور با وارد شدن نیروهای استرسی بر استخوان و بافت نرم می شود(۱). خدمات عصبی- عضلانی- اسکلتی<sup>۹</sup> مربوط به انواع ورزش ها و فعالیت های تفریحی یک معضل اساسی برای مراکز سلامت محسوب می شود(۵). به طوری که اپیدمیولوژیست ها تخمین زده‌اند که ۷۰ درصد از دوندگان حداقل هر سال یکبار دچار یک ضایعه ناشی از "استفاده بیش از حد"<sup>۱۰</sup> در اندام تحتانی می شوند(۶). همین ضایعات ناشی از "استفاده بیش از حد" اندام تحتانی باعث می شوند که ۲۰-۷۰ درصد از افراد تحت درمان پزشکی قرار بگیرند(۷). اگرچه این ضایعات دارای چندین علت هستند(۸)، برخی نتایج نشان می دهد ارتفاع قوس پا، یک عامل تهدید کننده داخلی برای اینگونه صدمات محسوب می شود(۱۰-۹). به طوری که بعضی مطالعات نشان داده اند قوس زیاد پا با آسیب استخوانی قسمت خارجی پا(۴)، درد پا(۱۱)، خدمات مچ پا و درد زانو همراه است(۱۲). قوس های کم ارتفاع با خدمات بافت نرم مثل التهاب تاندون پاتلا و فاسیای کف پاهمراء است(۱۳). نتایج مطالعه Williams بیان

4. rearfoot  
5. Structural alignment  
6. functional  
7. Torque  
8. extrinsic

1. Shock absorbtion  
2. neuromusculoskeletal  
3. overuse

موج‌های سینوسی اعمال می‌شود و یک روش امن و موثر در آموزش و بارگذاری سیستم عصبی-عضلانی است (۲۶-۲۷) و اخیراً به عنوان یک تکنیک جدید فیزیوتراپی، در حال توسعه می‌باشد.

مطالعه Trans WBV بر روی قدرت عضلات زانو در زنان با استئوآرتربیت کم تا متوسط نشان داد WBV مشابه تمرینات تقویت عضلانی رایج اما با وارد کردن نیروهای کمتر به مفصل سبب افزایش قدرت ایزومتریک عضلات زانو می‌شود (۲۸). از آنجایی که WBV یک روش در آموزش و بارگذاری بیش از حد سیستم عصبی-عضلانی در زمان کوتاه و بدون صرف تلاش زیاد است و با توجه به اثرات مثبت گزارش شده از آن در بهبود قدرت عضلانی به نظر می‌رسد می‌تواند به عنوان یک روش درمانی موثر در بازگرداندن و بهبود گشتاور عضلات در افراد با قوس کاهش یافته مطرح گردد. بنابراین این مطالعه با هدف بررسی اثرات اعمال WBV روی عضلات اورتور و اینورتور مچ پا و ارائه یک روش درمانی مناسب برای بهبود گشتاور عضلانی طراحی گردید.

## مواد و روش‌ها

نوع مطالعه و نمونه‌ها: در این مطالعه کارآزمایی بالینی، ۴۰ نفر از زنان و مردان با قوس کاهش یافته پا مورد بررسی قرار گرفتند. در گروه مداخله ۲۰ زن و مرد با میانگین سنی  $۲۳/۸۵ \pm ۳/۱۵$  سال، میانگین قد  $۱/۶۷ \pm ۰/۱۱$  متر، میانگین وزن  $۷۰/۰۰ \pm ۱۲/۹۴$  کیلوگرم، میانگین سانتی متر، میانگین وزن  $۲۴/۸۵ \pm ۳/۶۹$  کیلوگرم بر متر مربع) و شاخص توده بدنی  $۲۲/۸۱ \pm ۱/۷۳$  سال، میانگین قد  $۱/۶۷ \pm ۰/۱۱$  سانتی متر، میانگین وزن  $۷۲/۰۰ \pm ۱۲/۵۳$  کیلوگرم، میانگین شاخص توده بدنی  $۲۴/۸۵ \pm ۳/۶۹$  کیلوگرم بر متر مربع قرار گرفتند. نمونه‌گیری بر اساس رویکرد آسان از میان مراجعین حائز شرایط به کلینیک و دانشجویان مقیم خوابگاه‌های

کرد (۱۹). مطالعه Murley و همکارانش بر روی فعالیت الکتروموگرافی عضلات اینورتور و اورتور مچ پا در حین راه رفتن در افراد سالم با قوس طبیعی و قوس کاهش یافته نشان داد که افراد با قوس پای صاف در فاز تماس پا با زمین افزایش فعالیت انقباض ایزومتریک در عضله تیبیالیس قدامی و کاهش فعالیت انقباض ایزومتریک در عضله پرونثوس لونگوس دارند. در فاز میانی<sup>۱</sup> راه رفتن، افزایش فعالیت تیبیالیس خلفی و کاهش فعالیت پرونثوس لونگوس را نشان می‌دهند (۲۰). در واقع باید گفت که پاهای پرونیت شده فعالیت الکتروموگرافی بیشتری در عضلات اینورتور مثل تیبیالیس خلفی و فعالیت الکتروموگرافی کمتری در عضلات اورتور مثل پرونثوس لونگوس را نشان می‌دهند (۲۰). تفاوت در فعالیت عضلات در افراد با کف پای صاف در مقایسه با کف پای طبیعی می‌تواند مکانیسم جبران سیستم عصبی - عضلانی برای کاهش بار اضافی روی قوس طولی داخلی در افراد با قوس صاف باشد (۲۱). گزارش پای صاف به دنبال پارگی تاندون تیبیالیس خلفی در بیماران مسن در مطالعات Solomon و Imhauser نقش عضله بر قوس پا می‌باشد (۲۲، ۲۳). یکی از شایع‌ترین علت بد شکلی‌های اکتسابی در بزرگسالان اختلال عملکرد تاندون تیبیالیس خلفی است که اگر به درمان آن توجه کافی نشود سبب عدم توانایی در نگهداری ساختاری قوس طولی داخلی پا می‌شود (۲۴).

با توجه به مطالعات ذکر شده به نظر می‌رسد که شدت گشتاور ایجاد شده توسط عضلات اینورتور و اورتور مچ پای افراد با قوس کاهش یافته پا نسبت به قوس طبیعی تغییر یافته و مداخلات درمانی برای بهبود تعادل عضلانی به عنوان قسمتی از برنامه‌های پیشگیری کننده و توانبخشی در نظر گرفته می‌شود (۲۵). یکی از این روش‌های درمانی پیشنهادی WBV است. WBV یک روش جدید توانبخشی است که به صورت ویبریشن مکانیکی با شدت و فرکانس پایین به شکل

1. midstance

افتادن، مصرف داروهای با اثرات جانبی روی سیستم کنترل وضعیت ۱۰) افراد دارای بیماری‌هایی از قبیل میگرن، صرع و یا دارای مشکلاتی از قبیل بی‌نظمی‌های قاعده‌گی، وجود فلز در بدن.

روش مطالعه: پیش از انجام مراحل اصلی تحقیق، یک مطالعه متداول‌لوژیک جهت بررسی تکرارپذیری متغیر مورد بررسی در تحقیق انجام گردید. برای تعیین قابلیت تکرارپذیری اندازه‌گیری متغیرهای حداکثر گشاویر کانسٹریکواکستر یک عضلات اورتور و اینورتور مج پا ده فرد با قوس طبیعی کف پا درد و جلسه جداگانه با اختلاف ۴۸ ساعت توسط یک آزمون گر اندازه‌گیری شدند.<sup>(۳۰)</sup>.

قبل از انجام و شروع مطالعه، داوطلبان با اهداف، شرایط و مراحل مطالعه آشنا شده و پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه و پرسشنامه مشخصات فردی، وارد مطالعه شدند. مشخصات فردی هر داوطلب در فرم پرسشنامه وارد شد. پس از ثبت مشخصات دموگرافیک افراد با استفاده از متر نواری و ترازوی دیجیتال، ثبت اطلاعات اصلی تحقیق آغاز گردید. ابتدا غالب یا غیر غالب بودن پای افراد توسط شوت کردن یک توب به سمت هدف تعیین شد.<sup>(۳۲،۳۱)</sup> پای مشابه غالب در نظر گرفته شد. این مطالعه با شرکت داوطلبانه افراد سالم با قوس کاهش یافته پاکه از طریق ارزیابی کف پا شناسایی شدند، انجام گرفت. افراد داوطلب در مطالعه با استفاده از معیارهای ایستا و پویای طبقه‌بندی وضعیت ساختاری پا شامل زاویه قوس طولی داخلی، ناویکولار دراپ و ارتفاع سطح پشتی یافته پا ارزیابی شدند. بعد از تأیید صاف بودن قوس کف پا، حداکثر گشاویر کانسٹریک و اکستریک عضلات اورتور و اینورتور مج پای غالب در آن‌ها اندازه‌گیری شد. سپس افراد انتخابی با قوس کاهش یافته پا به طور تصادفی به دو گروه مساوی تقسیم شدند. دو گروه از لحاظ جنسیت، سن، قد و وزن با هم جور شدند. یکی از گروه‌ها به مدت ۶ هفته تحت درمان با WBV قرار گرفت (گروه مداخله). در گروه دیگر از

دانشگاه علوم پزشکی سمنان با در نظر گرفتن معیارهای ورود و خروج و در صورت رضایت ایشان به شرکت در مطالعه انجام شد. شرکت کنندگان با انجام همسان‌سازی برای فاکتورهای سن و جنس، با استفاده از روش بلوک‌های تصادفی به دو گروه تقسیم شدند. بنابراین انتخاب نمونه‌ها با رویکرد آسان یا دسترس از میان داوطلبان حائز شرایط مراجعه کننده به کلینیک و انتساب آن‌ها به دو گروه مداخله و مقایسه با همسان‌سازی جنسی و سنی و با استفاده از بلوک‌های تصادفی انجام شد. مراحل تحقیق حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی سمنان مورد تایید قرار گرفت. همچنین این مطالعه در سایت کارآزمایی بالینی ([www.IRCT.ir](http://www.IRCT.ir)) با شماره ۲۰۱۱۰۲۵۵۱۱۲N۴ ثبت شد. این مطالعه در مرکز تحقیقات عصبی- عضلانی دانشگاه توابخشی دانشگاه ۹۲ علوم پزشکی سمنان در نیمسال تحصیلی دوم سال انجام یافت. افراد مورد مطالعه از خوابگاه دانشگاه و مراکز درمانی دانشگاه علوم پزشکی سمنان، انتخاب شدند.

معیارهای ورود به مطالعه<sup>(۱۵)</sup>: ۱) افراد با قوس کاهش یافته پا ۲) قرار گرفتن در محدوده سنی ۲۰-۳۰ ۳) نداشتن تاریخچه‌ای از بدشکلی‌های مادرزادی در اندام تحتانی و یا پا ۴) نداشتن بیماری سیتماتیک که وضعیت اندام تحتانی یا پا را تحت تاثیر قرار دهد<sup>(۵)</sup> ۵) نداشتن تاریخچه‌ای از ضربه و یا درد در هر یک از پاهای اندام تحتانی و ناحیه کمری- خاجی حداقل ۱۲ ماه قبل از شروع مطالعه.

معیارهای خروج از مطالعه<sup>(۱۵)</sup>: ۱) افراد با قوس افزایش یافته ۲) افراد ورزشکار حرفه‌ای و یا افرادی که دارای فعالیت منظم ورزشی باشند<sup>(۳)</sup> داوطلبان با علائم مشهود هالوسیس والگوس، محدودیت یا سفتی شست، انگشت چکشی و انگشت چماقی<sup>(۴)</sup> داشتن درد در زمان مطالعه<sup>(۵)</sup> راه رفتن غیر طبیعی<sup>(۶)</sup> استفاده از insoles پژوهشی<sup>(۷)</sup> داشتن بیماری‌های عصبی یا عصبی- عضلانی<sup>(۸)</sup> اختلال بینایی که با عینک تصویح نشود<sup>(۹)</sup> اختلال در سیستم وستیبولا، اختلالات تعادلی، تاریخچه‌ای از

بیمار خواسته شد که در وضعیت استراحت<sup>۱</sup> و آرام، باشد. بازوها در طرفین بدن، زانوها صاف به طوری که درصد از وزن بدن روی هر یک از پاها قرار گرفت ۵۰ و پاها به اندازه ۱۵ سانتی متر از هم فاصله و فرد به سمت جلو نگاه می کرد. دراین حالت دوباره فاصله ناویکولار از سطح اتکا با خط کش اندازه گرفته شد. تفاوت فاصله ها از سطح اتکا دردو وضعیت عدم تحمل وزن و تحمل وزن نشانگر ناویکولار دراپ است.<sup>(۳۵)</sup>. برای اطمینان از توزیع یکسان وزن بر روی دو پا از دو ترازوی یکسان استفاده شد. ابزار طراحی شده با تعادل مناسب در تمام مراحل اندازه گیری بر روی دو ترازو قرار گرفت و فرد هر یک از پاهای خود را برابر روی محل پاشنه ها قرار می داد و اندازه گیری ها انجام شد. برای اندازه گیری زاویه قوس طولی، از گونیا متر استفاده شد. راس زاویه قوس طولی در مرکز بر جستگی ناویکولار در نظر گرفته شد. یک ضلع زاویه از مرکز بر جستگی ناویکولار به مرکز قوزک داخلی و ضلع دیگر از مرکز بر جستگی ناویکولار به داخلی ترین قسمت سر اولین متاتارسال وصل شد. زاویه تشکیل شده زاویه قوس طولی داخلی است.<sup>(۳)</sup>.



تصویر شماره ۱: ابزار اندازه گیری معیارهای پا

برای اندازه گیری ارتفاع سطح پشتی قوس پا ابتدا طول پا توسط خط کش تعییه شده در کف ابزار اندازه گرفته شد. طول پا از خلفی ترین نقطه پاشنه تا بلندترین

افراد با قوس کاهش یافته پا (گروه کنترل)، هیچ مداخله ای انجام نشد و از آن ها خواسته شد در این دوره تنها به فعالیت های روزمره و عادی خود پردازند. پس از ۶ هفته مداخله درمانی تمام افراد گروه با قوس کاهش یافته پا، چه گروهی که مداخله دریافت کردند و چه گروهی که مداخله دریافت نکردند، مجدداً از لحاظ میزان گشتاور عضلانی مورد ارزیابی قرار گرفتند. پس از اتمام ارزیابی مجدد، در افراد گروه کنترل، آموزش روش های تقویت عضلات کف پا جهت رعایت اخلاقیات انجام گرفت. آخرین ارزیابی بعد از ۴ هفته فقط در گروه مداخله انجام یافت تا پایداری نتایج بعد از دوره پیگیری بررسی گردد.

طبقه بندی وضعیت پا به قوس کاهش یافته و طبیعی با استفاده از معیارهای ناویکولار دراپ، زاویه قوس طولی، ارتفاع سطح پشتی قوس پا انجام گرفت.<sup>(۳۴,۳۳,۱)</sup>. جهت این کار ابزاری طراحی گردید که در آن محل قرار گیری پاشنه ها به طور موازی با هم به فاصله پانزده سانتیمتر از هم تعییه شد (تصویر شماره ۱). خط کشی در کف آن جهت اندازه گیری کل طول پا و نصف طول پا قرار داده شد. کولیس متحرک نیز جهت اندازه گیری ارتفاع قوس پا در نصف طول پا در این وسیله تعییه شد. برای اندازه گیری ناویکولار دراپ از فرد خواسته شد که بر روی لبه صندلی بشیند، درحالی که هیپ، زانو و مچ پادر زاویه ۹۰ درجه قرار داشت و پاشنه ها در محل تعییه شده بر روی ابزار قرار گرفت. در این وضعیت فرد در شرایط عدم تحمل وزن بود. ناویکولار باید در وضعیت نوترال قرار بگیرد. بدین صورت که تراپیست با حرکت این ورژن و اورژن پاشنه پا در وضعیت عدم تحمل وزن، مفصل ساب تالار را در وضعیت نوترال قرار داد.<sup>(۳۵)</sup>. در این وضعیت استخوان تالوس به طور مساوی بین قسمت داخلی و خارجی پا لمس شد. پس از وضعیت دهی، فاصله عمودی استخوان ناویکولار از سطح اتکا توسط خط کش اندازه گرفته شد. سپس از

1. relax

راستای صحیح دینامومتر با مشاهده دقیق وضعیت بازوی اهرمی در رابطه با نقاط آناتومیک مرجع، ضمن حرکت فعال مچ پا کنترل شد. بازوی اهرمی دینامومتر، توسط یک پد قابل تنظیم به ران پای بیمار متصل شد و زانو نزدیک فلکشن ۴۵ درجه قرار گرفت. دستها و اندام تحتانی مقابل، در وضعیت استراحت قرار داشت. ضمناً به منظور استاندارد نمودن روش انجام آزمون برای تمام بیماران، جهت گیری دینامومتر به صورت تیلت دینامومتر در ۷۰-۵۰ درجه و تیلت صندلی در ۹۰ درجه تنظیم گردید (تصویر شماره ۲).



تصویر شماره ۲: ارزیابی گشتاور توسط دستگاه ایزو کیتیک

به منظور آشنایی با حرکت، شرکت کننده‌ها حداقل ۳ سیکل تمرینی زیر حداکثر<sup>۱</sup> را انجام دادند: هر سیکل از حرکت اینورژن کامل شروع شده به سمت اورژن کامل می‌رود و بعد دوباره به سمت اینورژن کامل بر می‌گردد. دامنه حرکت قبل از شروع آزمون توسط دستگاه مشخص شد. هر آزمون شامل ۳ سیکل کامل از انقباض حداکثری متقابل کانسٹریک-اکسٹریک در گروه عضلات اینورتور و اورتور بود. آزمون در دو سرعت انجام شد: ۳۰ و ۱۲۰ (درجه بر ثانیه)، در حالی که مچ پا در صفر درجه پلاتر فلکشن قرار داشت. یک استراحت ۲ دقیقه‌ای بین مرحله تمرین و مرحله اصلی و ۱ دقیقه هم استراحت بین سرعت‌های ۳۰ و ۱۲۰ (درجه بر ثانیه) در نظر گرفته شد.<sup>۳۸</sup> روش انجام انقباض

انگشت که معمولاً انگشت شست است، در نظر گرفته شد. این اندازه نصف شد و از این اندازه، فاصله عمودی سطح پشتی پا از سطح اتکا در دو وضعیت تحمل وزن و عدم تحمل وزن اندازه گرفته شد. وضعیت دهی فرد مشابه با روش اندازه گیری ناویکولار دراپ بود. از دو ترازوی دیجیتال یکسان جهت اطمینان از توزیع مساوی وزن بر روی پاها استفاده شد. در وضعیت عدم تحمل وزن، کف پا با سطح اتکا تماس سطحی داشت و مچ پا کمی در وضعیت پلاتر فلکشن بود. هیچ گونه فشاری از سطح اتکا که پا را به دورسی فلکشن ببرد قابل قبول نبود.<sup>۳۶</sup> رای اندازه گیری گشتاور کانسٹریک عضلات اطراف مفصل مچ پا از دینامومتر الکتریکی Biodek System 4 Pro ساخت شرکت بایودکس کشور آمریکا، استفاده گردید. اعتبار دستگاه ایزو کیتیک دینامومتر، در مقالات مختلف تأیید شده است.<sup>۳۷</sup> آزمون، بر طبق استانداردهای بیومکانیکی دستگاه ایزو کیتیک دینامومتر برای مفصل مچ پا، انجام شد. از افراد خواسته شده بود که کفش مناسب ورزشی پوشند. قبل از ارزیابی، بیمار کاملاً با روال انجام آزمون آشنا گشت. سپس، برای بررسی حداکثر گشتاور کانسٹریک و اکسٹریک عضلات اینورتور و اورتور مچ پا، داوطلب در وضعیت نشسته بر روی دستگاه قرار گرفت (که رایج‌ترین وضعیت آزمون می‌باشد، چون بیشترین ثبات را فراهم می‌نماید)، ضمناً پشتی صندلی در وضعیت ۹۰ درجه قرار گرفت که وضعیت بهینه برای آزمون عضلات اینورتور و اورتور مچ پا می‌باشد. در این وضعیت، هیپ بیمار در زاویه ۸۰ درجه فلکشن قرار گرفت. بیمار ضمن آزمون، دسته‌های کناری صندلی را می‌گیرد. قفسه سینه، لگن و ران سمت مورد آزمون با استرب، ثابت شد. سپس بازوی گشتاوری مربوط به اندام مورد آزمون متصل گردید و وضعیت صندلی و دینامومتر طوری تنظیم شد که محور چرخش بازوی دینامومتر درست از مالٹول فیبولا و ته تالوس در زاویه ۳۵ درجه مچ پا عبور کند. بعد از آن

1. Sub maximal

بعد از مداخله در دو گروه از آزمون آماری t-test، یومن ویتنی (در مواردی که نرمالیته وجود نداشت) و آنالیز واریانس با رویکرد تکرار در مشاهدات در سطح معنی‌داری ۵ درصد با استفاده از نرم افزار SPSS 16.0 استفاده گردید.

## یافته‌ها

نتایج آزمون تکرارپذیری روش اندازه‌گیری حداکثر گشتوار کائستریک و اکستریک نشان‌دهنده تکرارپذیری خوب تا عالی بود (جدول شماره ۱). برای ارزیابی اعتبارپذیری از طبقه‌بندی انجام شده توسط Munro برای توصیف درجه اعتبارپذیری استفاده شد: ۰/۴۹-۰/۲۶ خیلی کم، ۰/۶۹-۰/۵۰ متوسط، ۰/۸۹-۰/۷۰ خوب و ۰/۱۰۰ عالی است (۳۰).

جدول شماره ۱: شاخص‌های تکرارپذیری حداکثر گشتوار کائستریک و اکستریک عضلات اورتورو اینورتور

نوع انقباض	ضریب همبستگی درون گروهی
حداکثر گشتوار کائستریک اورزن ۳۰ درجه	۰/۶۳
حداکثر گشتوار اکستریک اورزن ۳۰ درجه	۰/۷۴
حداکثر گشتوار کائستریک اورزن ۱۲۰ درجه	۰/۸۸
حداکثر گشتوار اکستریک اورزن ۱۲۰ درجه	۰/۷۹
حداکثر گشتوار اکستریک اینورزن ۳۰ درجه	۰/۸۰
حداکثر گشتوار کائستریک اینورزن ۳۰ درجه	۰/۷۸
حداکثر گشتوار اکستریک اینورزن ۱۲۰ درجه	۰/۸۳
حداکثر گشتوار کائستریک اینورزن ۱۲۰ درجه	۰/۸۸

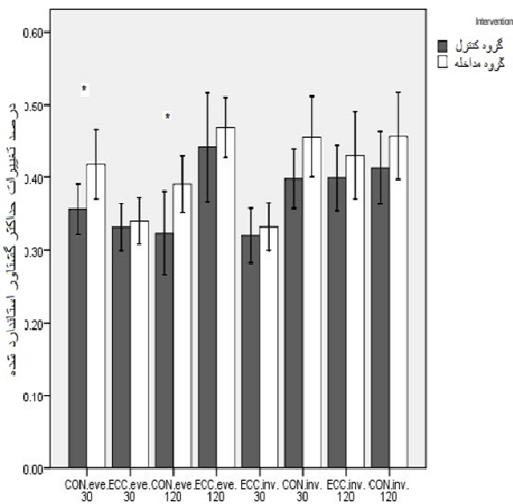
گروه کنترل و گروه آزمایش به صورت جداگانه از لحظه متغیرهای زمینه‌ای و متغیرهای اصلی برای کنترل نرمال بودن توزیع داده‌ها بررسی شدند که نتایج نشان داد که کلیه داده‌های مورد بررسی در این تحقیق از توزیع نرمال برخوردار نمی‌باشند. توزیع شاخص حداکثر گشتوار کائستریک اینورزن در سرعت زاویه‌ای ۳۰ درجه بر ثانیه نرمال نبود. بنابراین جهت بررسی همسانی دو گروه، متغیرهای با توزیع نرمال با آزمون آماری t-test مستقل مقایسه شدند و متغیرهای یکه توزیع نرمال نداشتند با آزمون آماری یو-من-ویتنی مقایسه شدند. نتایج آزمون آماری t-test مستقل و

کائستریک و اکستریک در هر دو گروه عضلانی به شکل فوق بوده است. حداکثر گشتوار در واقع بالاترین میزان گشتوار است که در تمام نقاط دامنه حرکتی دیده می‌شود و حاصلضرب نیرو در بازوی اهرمی و برحسب نیوتون متر می‌باشد. حداکثر گشتوار بر حسب شاخص توده بدنی استاندارد شد.

برای درمان با WBV از دستگاه “fitvib excel pro” ساخت کشور آلمان استفاده شد، که ویریشن از نوع عمودی اعمال می‌کرد. بیمار روی سکوی ویریشن با پای بر هنر استاد در حالی که پاها از هم ۳۳cm فاصله داشتند (هر پا از نقطه مرکزی fulcrum ۱۶/۵ cm فاصله داشت) (۳۹). جهت یکسان‌سازی، محل قرار گرفتن پاها بر روی سکوی ویریشن علامت گذاشته شد. از آن‌ها خواسته شد وضعیت اسکات به خود بگیرند (زانوها در فلکشن ۳۰ درجه باشد). این وضعیت خم کردن زانوها علاوه بر این که روشنی وضعیت برای کاهش انتقال ویریشن به سر و نیز جلوگیری از کمردرد است، برای افزایش کارایی و راحتی فرد هم مناسب است (۳۹). در ضمن در این وضعیت شتاب سینوسی عمودی صفحه ویریشن توسط عضلات اطراف مفاصل اندام تحتانی گرفته می‌شود. زاویه فلکشن زانو توسط گونیومتر اندازه‌گیری شد. در این وضعیت WBV با فرکانس ۳۰Hz و ۶۰s آمپلی‌تود بالا، دوره‌های ۶۰s اعمال ویریشن با استراحت بین هر دوره و ۶ تکرار انجام شد. درمان به مدت ۶ هفته و هر هفته ۳ جلسه صورت گرفت (۳۹).

آزمون آماری: به منظور تحلیل سطح تکرارپذیری روش‌های اندازه‌گیری متغیرهای مورد مطالعه، مقادیر شاخص‌های تکرارپذیری آن‌ها با استفاده از آزمون آماری ضریب همبستگی درون گروهی (Interclass Correlation Coefficient) انجام شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون کلم و گروفاسمیرن فیکمون‌های برای کنترل نرمال بودن توزیع داده‌ها، آزمون t-test برای اطمینان از همسان بودن متغیرهای زمین‌های و برای مقایسه متغیرهای اصلی مطالعه قبل و

نتایج حاصل از آزمون آماری  $t$  زوجی در مقایسه مرحله پیگیری نسبت به بعد از مداخله نشان داد که هیچ تفاوت معنی داری در حداکثر گشتاور کانسترنیک عضلات اورتور در سرعت زاویه ای ۳۰ و ۱۲۰ درجه وجود نداشت که دال بر پایداری اثر درمانی می باشد ( $p < 0.05$ ) و ( $p > 0.05$ ). (جدول شماره ۴).



نمودار شماره ۱: بررسی مقایسه میانگین (+انحراف معیار) درصد تغیرات حداکثر گشتاور کانسترنیک و اکسترنیک عضلات اورتور و اینورتور در سرعت های زاویه ای ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه در افراد با قوس کاهش یافته پا (۱- گروه مداخله - گروه کنترل) بعد از مداخله = Con eve = حداکثر گشتاور انقباض کانسترنیک عضلات اورتور = con inv = حداکثر گشتاور انقباض کانسترنیک اینورتور، Ecc eve حداکثر گشتاور کانسترنیک اورتور، Ecc inv حداکثر گشتاور کانسترنیک اینورتور) (\*) اختلاف معنی دار میانگین (ها)، حداکثر گشتاور (نیوتن متر)

يو-من- ويتنی نشان داد دو گروه افراد با کف پای صاف (گروه مداخله و گروه کنترل) از نظر هیچ کدام از متغیرهای گشتاور عضلانی قبل از مداخله با هم تفاوت معنی داری نداشتند (جدول شماره ۲).

نتایج آزمون آماری T-test مستقل در بررسی میانگین حداکثر گشتاور کانسترنیک اکسترنیک عضلات اورتور و اینورتور در سرعت زاویه ای ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه نشان داد که دو گروه مداخله و کنترل در اثر مداخله درمانی دارای تفاوت معنی داری می باشند. به طوری که در گروه مداخله گشتاور کانسترنیک عضلات اورتور در سرعت زاویه ای ۳۰ درجه بر ثانیه از میزان بیش تری نسبت به گروه کنترل برخوردارند ( $p < 0.05$ ). گشتاور کانسترنیک عضلات اورتور در سرعت زاویه ای ۱۲۰ درجه بر ثانیه نیز تفاوت قابل ملاحظه ای بین دو گروه نشان داد ( $p = 0.05$ ). از آنجایی که لازم بود اثرات تعاملی عامل زمان (قبل و بعد از مداخله) و عامل سرعت زاویه ای (۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه) و نیز اثر تعاملی مداخله درمانی با هریک از این عوامل به دست آید از آزمون آنالیز واریانس با رویکرد تکرار مشاهدات استفاده شد. نتایج آزمون آنالیز واریانس در تکرار مشاهدات نشان داد که حداکثر گشتاور کانسترنیک عضلات اورتور در سرعت زاویه ای ۱۲۰ درجه در اثر مداخله درمانی افزایش معنی داری بین دو گروه افراد با قوس کاهش یافته پا (گروه مداخله و گروه کنترل) دارد ( $p < 0.05$ ) (جدول شماره ۳) (نمودار شماره ۱).

جدول شماره ۲: بررسی مقایسه ای میانگین و انحراف معیار متغیرهای گشتاور کانسترنیک و اکسترنیک عضلات اورتور و اینورتور میچ پا در دو گروه مداخله و کنترل قبل از انجام مداخله درمانی

سطح معنی داری	قوس کاهش یافته پا (قبل از مداخله)					حداکثر انقباض (نیوتن متر)	
	گروه کنترل		گروه مداخله				
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار		
.0/47	.0/06	.0/36	.0/13	.0/28	حداکثر گشتاور کانسترنیک اورزن ۳۰ درجه		
.0/51	.0/06	.0/34	.0/07	.0/35	حداکثر گشتاور اکسترنیک اورزن ۳۰ درجه		
.0/05	.0/08	.0/31	.0/11	.0/36	حداکثر گشتاور کانسترنیک اورزن ۱۲۰ درجه		
.0/23	.0/1	.0/41	.0/11	.0/45	حداکثر گشتاور اکسترنیک اورزن ۱۲۰ درجه		
.0/78	.0/08	.0/32	.0/07	.0/33	حداکثر گشتاور اکسترنیک اورزن ۳۰ درجه		
*0/20	.0/15	.0/45	.0/92	.0/66	حداکثر گشتاور کانسترنیک اورزن ۳۰ درجه		
.0/52	.0/10	.0/41	.0/09	.0/43	حداکثر گشتاور اکسترنیک اورزن ۱۲۰ درجه		
.0/47	.0/11	.0/44	.0/08	.0/46	حداکثر گشتاور کانسترنیک اورزن ۱۲۰ درجه		

\* مربوط به آزمون آماری يو-من- ويتنی است.

جدول شماره ۳: بررسی مقایسه ای میانگین درصد تغییرات گشتاور کانستربیک و اکستربیک عضلات اورتور و این ورتور در سرعت‌های زاویه‌ای ۳۰ و ۱۲۰ درجه در افراد گروه مداخله و گروه کنترل پس از مداخله

سطح معنی داری	گروه مداخله نسبت به گروه کنترل					حداکثر گشتاور(نیوتن متر)
	F	Mean square	Df	Sum square		
۰/۱۱	۲/۶۰	۰/۰۱۹	۱	۰/۰۱۹	۰/۰۱۹	حداکثر گشتاور کانستربیک اورزن ۳۰ درجه
۰/۵۸	۰/۳۰	۰/۰۰۱	۱	۰/۰۰	۰/۰۰	حداکثر گشتاور اکستربیک اورزن ۳۰ درجه
۰/۰۲	۵/۶۰	۰/۰۴	۱	۰/۰۴	۰/۰۴	حداکثر گشتاور کانستربیک اورزن ۱۲۰ درجه
۰/۳۲	۰/۹۹	۰/۰۱	۱	۰/۰۱	۰/۰۱	حداکثر گشتاور اکستربیک اورزن ۱۲۰ درجه
۰/۶۵	۰/۱۹	۰/۰۰۱	۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	حداکثر گشتاور اکستربیک اورزن ۳۰ درجه
۰/۰۲۰	۱/۶۹	۰/۱۹	۱	۰/۱۹	۰/۱۹	حداکثر گشتاور کانستربیک اپورزن ۰ درجه
۰/۴۰	۰/۷۲	۰/۰۰۷	۱	۰/۰۰۷	۰/۰۰۷	حداکثر گشتاور اکستربیک اپورزن ۱۲۰ درجه
۰/۲۰	۱/۱۵	۰/۰۱	۱	۰/۰۱	۰/۰۱	حداکثر گشتاور کانستربیک اپورزن ۱۲۰ درجه

مربع میانگین و  $F$ =Mean square درجه آزادی و  $Df$ =درجه آزادی و  $S=$ مجموع مربعات و  $\Sigma$ =مقدار بحرانی \* مربوط به آزمون آماری یو-من-ویتنی است.

را افزایش می‌دهد. مکانیسم این انقباض به این صورت است که با اعمال ویبریشن، عضلات اسکلتی دچار تغییر طول کم و سریع شده که این مسئله باعث تحریک دوک‌های عضلانی می‌گردد و فیرهای آوران Ia را فعال می‌کند. تخلیه دوک‌های عضلانی به طناب نخاعی فرستاده می‌شود و در آن جا رخنهای تک سیناپسی و چندسیناپسی (بیشتر چند سیناپسی) را فعال کرده که خود، باعث تحریک آلفاموتورنورونها و در نهایت، انقباض عضله می‌گردد. انقباض عضله همراه با اعمال ویبریشن، اغلب افزایش فعالیت EMG عضلات را در بر دارد (۴۱). در واقع TVR باعث افزایش به کارگیری واحدهای حرکتی به واسطه فعالیت می‌گردد (۴۲). پس می‌توان گفت که ویبریشن بر سیستم عصبی مرکزی اثر می‌کند و از این طریق، باعث بهبود عملکرد عضله می‌گردد و در

بحث با توجه به شیوع کف پای صاف و صدمات احتمالی اندام تحتانی ناشی از آن، ارائه یک روش توانبخشی برای افزایش قدرت عضلات ساق و مچ پا منطقی به نظر می‌رسید. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که استفاده از WBV سبب افزایش معنی‌داری در قدرت کانستربیک عضلات اورتور در سرعت‌های زاویه‌ای ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه در مچ پای افراد با کف پای صاف شده است. اعمال ویبریشن مکانیکی (با فرکانس ۱۰ تا ۲۰۰ هرتز) به تاندون‌ها یا عضلات می‌تواند باعث ایجاد یک پاسخ رفلکسی گردد که Tendon Vibration Reflex (TVR) نامیده می‌شود (۴۰). این پاسخ رفلکسی منجر به انقباض عضله می‌گردد و انقباض ارادی همزمان عضله ضمن اعمال ویبریشن، میزان این انقباض رفلکسی را افزایش داده و در نتیجه توانایی حداکثر انقباض ارادی

جدول شماره ۴: بررسی مقایسه ای میانگین و انحراف معیار حداکثر گشتاور کانستربیک و اکستربیک عضلات اورتور و این ورتور مچ پا در گروه مداخله بعد از مداخله و بعد از دوره پیگیری

سطح معنی داری	گروه مداخله					حداکثر گشتاور(نیوتن متر)	
	بعد از دوره پیگیری		بعد از مداخله				
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار		
۰/۳۴	۰/۱۰	۰/۴۰	۰/۱۰	۰/۴۱	۰/۱۰	حداکثر گشتاور کانستربیک اورزن ۳۰ درجه	
۰/۰۶	۰/۰۷	۰/۳۵	۰/۰۶	۰/۳۴	۰/۰۷	حداکثر گشتاور اکستربیک اورزن ۳۰ درجه	
۰/۰۷	۰/۰۸	۰/۳۷	۰/۰۸	۰/۳۹	۰/۰۸	حداکثر گشتاور کانستربیک اورزن ۱۲۰ درجه	
۰/۰۴۳	۰/۰۹	۰/۴۵	۰/۰۸	۰/۴۶	۰/۰۹	حداکثر گشتاور اکستربیک اورزن ۱۲۰ درجه	
۰/۰۳۸	۰/۰۸	۰/۳۳	۰/۰۶	۰/۳۳	۰/۰۸	حداکثر گشتاور اکستربیک اپورزن ۳۰ درجه	
۰/۰۱	۰/۱۴	۰/۴۷	۰/۱۱	۰/۴۵	۰/۱۴	حداکثر گشتاور کانستربیک اپورزن ۳۰ درجه	
۰/۰۹	۰/۱۲	۰/۴۱	۰/۱۲	۰/۴۳	۰/۱۲	حداکثر گشتاور اکستربیک اپورزن ۱۲۰ درجه	
۰/۰۷	۰/۱۲	۰/۴۵	۰/۱۲	۰/۴۵	۰/۱۲	حداکثر گشتاور کانستربیک اپورزن ۱۲۰ درجه	

\* مربوط به آزمون آماری یو-من-ویتنی است

روتیشنال بر روی قدرت کانستیریک عضلات اورتور در زنان تعلیم ندیده هم خوانی دارد(۴۷). همچنین با نتایج مطالعه‌ای که در مورد افزایش قدرت کانستیریک عضلات اورتور با استفاده از WBV در پیچ خودگی عملکردی می‌چرخ پا که شاید یکی از عوارض کاهش قوس پا باشد هم خوانی دارد(۴۸). این افزایش سریع در قدرت عضلات، به دنبال اعمال WBV می‌تواند همان‌طور که ذکر گردید ناشی از تطابق عصبی باشد که موثرترین استفاده را از اطلاعات حسی کرده است(۴۹). مقایسه گشتاور کانستیریک و اکستیریک اورتورها و اینورتورها در سرعت‌های  $5^{\circ}/s$  و  $30^{\circ}/s$  و  $120^{\circ}/s$  قبل از مداخله نشان می‌دهد که در این سرعت‌ها اینورتورها گشتاور اکستیریک ضعیفتری نسبت به اورتورها دارند. اما پس از مداخله تغییرات گشتاور اکستیریک معنی‌دار نبود که نشان می‌دهد با اینکه اینورتورها قبل از مداخله ضعیفتر بودند اما پس از مداخله هر دو گروه اورتور و اینورتور از درمان تاثیر گرفته‌اند. در واقع هر دو گروه عضلانی از WBV تاثیر گرفته‌اند. تمرینات اکستیریک به عنوان یک جز اصلی به طور گستره‌ای در برنامه‌های آموزشی تقویتی به کار می‌رود. تطابق عصبی مناسب می‌تواند سبب تقسیم بهتر بار وارده، بین فیبرهای بافت عضلانی شود. کاهش فعالیت الکترومیوگرافی در طی یک انقباض اکستیریک ماقزیم، به علت فعالیت ناکامل موتورنرون‌هایی است که عضله را عصب دهی می‌کند. طبق مطالعه امینیان فر، WBV سبب به کارگیری مؤثرتر واحدهای حرکتی از طریق افزایش فعالیت آن‌ها، به کارگیری واحدهای حرکتی غیر فعال قبلی، هم زمانی فعالیت آن‌ها و گسترش فعالیت به سمت فیبرهای کند انقباض و در نهایت کاهش احتمال آسیب عضلانی به دنبال انقباض اکستیریک می‌شود(۲۹). بنابراین تأثیر گرفتن انقباض اکستیریک عضلات از مداخله درمانی از نکات مثبت این مطالعه محسوب می‌شود. در مطالعه حاضر علت افزایش قدرت عضلانی شاید نوع ویبریشن اعمالی به افراد است که از نوع عمودی بوده است نه

صورتی که این تحریک ویبراتوری برای مدت زمان منطقی مشخصی و طی چندین روز اعمال گردد Plastic rearrangement می‌تواند باعث تغییرات پایدار در جفت شدن (coupling) حسی- حرکتی گردد(۴۳). در سال‌های اخیر شواهد رو به رشدی وجود دارد که نشان می‌دهد که قشر حسی پیکری، در پاسخ به تغییرات محیطی مختلف (مثلًاً دوره‌های طولانی تحریک حسی با استفاده از ویبریشن) تحت اصلاح (remodling) قرار می‌گیرد و باعث سازماندهی مجدد قشر حرکتی اولیه و در نتیجه افزایش پایدار در تحریک پذیری قشری-نخاعی می‌گردد(۴۴). چرا که قشر حسی پیکری و همچنین منطقه حرکتی اولیه، واحد پردازش مرکزی سیگنال‌های حسی آوران را تشکیل می‌دهند(۴۱). ضمناً ویبریشن منجر به فعال سازی دوکه‌های عضلانی، نه تنها در عضله‌ای که ویبریشن به آن اعمال می‌گردد، بلکه در عضلات مجاور آن نیز می‌شود(۴۵). به علاوه به نظر می‌رسد که ویبریشن فعالیت عضلات آنتاگونیست را به واسطه نورون‌های مهاری Ia مهار کند و بنابراین منجر به کاهش نیروهای بازدارنده در اطراف مفاصل تحریک شده توسط ویبریشن می‌گردد(۴۰). همچنین در بیان مکانیسم عمل ویبریشن، باید تأثیر این مдалیته بر روی گیرنده‌های مکانیکی پوست که بعضی از گیرنده‌های عضلانی را نیز فعال می‌کنند، در نظر گرفته شود(۴۵). در واقع ویبریشن، تنها توسط پایانه‌های اولیه دوک عضلانی، در ک نمی‌شود بلکه توسط گیرنده‌های پوست، مفاصل و پایانه‌های ثانویه نیز در ک می‌شود. با توجه به موارد بیان شده، در کل به نظر می‌رسد که ارتقای عملکرد عصبی- عضلانی ضمن اعمال ویبریشن احتمالاً هم مرتبط با افزایش حساسیت در تحریک پذیری گیرنده‌های حسی محیطی و هم مرتبط با فاکتورهای عصبی و سیستم عصبی مرکزی باشد(۴۱). قدرت عضلات پرونوس لونگوس و برویس در جذب استرس و سایپورت لیگامان‌های خارجی می‌چرخ پا اهمیت به سزاگی دارند(۴۶). این نتیجه با مطالعه‌ای در مورد تأثیر ویبریشن از نوع

اثرات ویبریشن می‌پردازد، از این رو نمی‌توان نتایج را با کارهای دیگران مقایسه کرد. چهار هفته دوره پیگیری نشان داد که با قطع WBV درمانی، اثر آن بر گشتاور عضلات اورتور و اینورتور مچ پا پایدار است.

نتیجه‌گیری نهایی Whole Body Vibration: سبب افزایش معنی‌داری در گشتاور کانستتریک عضلات اورتور مچ پا در سرعت‌های زاویه‌ای  $30^{\circ}$  و  $120^{\circ}$  درجه بر ثانیه شده است.

مشکلات و محدودیت‌ها: از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به عدم مطالعه در گروه‌های سنی متفاوت، مطالعه مجزا در زنان و مردان، مطالعه در نمونه‌های کف پای ریجید و انتخاب سرعت‌های زاویه‌ای  $60^{\circ}$  و  $90^{\circ}$  اشاره کرد. با توجه به طولانی بودن زمان ارزیابی و دوره مداخله، مشکل در بیماری ابیوجل به مکاری افراد وجود داشت که با مصاحبه با فرد و توضیح در مورد عوارض ایجاد شده ناشی از صافی کف پا مثل کمر درد و زانو درد و عدم توانایی شرکت در بعضی ورزش‌ها، سعی در جلب همکاری افراد با این تحقیق شد. نتایج این مطالعه، شامل افراد  $20-30$  سال و غیر ورزشکار است و قابل تعیین به سایر گروه‌های سنی و افراد ورزشکار نیست. در خاتمه می‌توان گفت که شاید با افزایش مدت زمان WBV، تغییر در هدفمند پیروتکل ویبریشن درمانی در به چالش کشیدن بیشتر مکانیسم‌های تقویت عضلاتی و هم‌چنین افزایش تعداد افراد شرکت کننده، تغییرات معنی‌دار بیشتری در بهبود شاخص‌های گشتاور در گروه مداخله مشاهده می‌کردیم.

#### کاربردهای بالینی تحقیق:

- ۱- شناخت هر چه بیشتر سیستم کنترل وضعیت در افراد با کف پای صاف
- ۲- ارائه یک روش مداخله‌ای هدفمند و مؤثر، جهت بهبود کارایی افراد و به حداقل رساندن هزینه‌های ناشی از عوارض آن در سایر مفاصل
- ۳- افزایش آگاهی افراد به انتخاب نوع کفش

روتیشنال. با توجه به نوع عمودی ویبریشن و حالت ایستادن اسکات روى صفحه ویبریشن شتاب عمودی بیشتری به عضلات اطراف مچ پا وارد می‌شود، فعالیت عضلانی بزرگ‌تری برانگیخته می‌شود و گروه‌های بیشتری تحت تاثیر ویبریشن قرار می‌گیرد (۵۰). طبق دو مطالعه موروری سیستماتیک که در سال ۲۰۱۰ با هدف بررسی اثر WBV بر قدرت و توان عضلات انجام گرفت، ویبریشن از نوع عمودی در افزایش قدرت عضلات تاثیر بیشتری نسبت به نوع روتیشنال دارد (۵۱-۵۲). در مطالعات زیادی بیان شده است که هرچه حجم و شدت ورزش در حین برنامه درمانی WBV بیشتر باشد، میزان افزایش قدرت عضله نیز بیشتر خواهد بود (۵۳). شاید یکی از دلایل عدم تأثیر گسترده WBV بر روی افزایش قدرت عضلانی در مطالعه حاضر، انجام نشدن هیچ‌گونه برنامه ورزشی در هنگام ایستادن بر روی صفحه ویبریشن در حین اعمال ویبریشن باشد. به عبارت دیگر وضعیت استاتیک ایستادن روی صفحه ویبریشن به میزان کافی دوک‌های عضلانی عضلات اطراف مچ پا را تحريك نکرده است. بنابراین سبب آموزش عصبی-عضلانی و تقویت عضلات در سطح وسیع نشده است (۵۴). طبق مطالعه Reolan اثر WBV بر تقویت عضلات به طور واضحی به فاصله عضلات مربوطه تا صفحه ویبریشن بستگی دارد. به طوری که در این مطالعه، عضلات پشت ساق پا بیشتر از عضلات اکستنسوری زانو و ران ویبریشن را دریافت کردند و تحت تأثیر ویبریشن، تقویت شدند. بنابراین منطقی به نظر می‌رسد که در مطالعه حاضر، برای تقویت عضلات اطراف مچ پا از آن استفاده گردد. شاید میزان پخش ویبریشن توسط عضلات مچ پا به دلیل عضلات و سفتی سگمان مربوطه، کم‌تر است (۵۵). با توجه به نتایج محققین در مطالعات موروری سیستماتیک، مقاله‌هایی که به بررسی اثرات WBV روی گشتاور عضلات اورتور و اینورتور در این ناهنجاری پا پرداخته باشند، یافتن شد و به احتمال زیاد این اولین مطالعه‌ای است که از این زاویه به بررسی

- ۲- استفاده از تعداد نمونه بیشتر برای مقایسه
- ۳- ارزیابی حداکثر گشتاور در این مطالعه در سرعت‌های ۳۰ و ۱۲۰ درجه انجام شد. پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی از سرعت‌های بالاتر هم استفاده شود.
- ۴- استفاده از دستگاه WBV از نوع روشنال در مطالعات دیگر

## سپاسگزاری

این مطالعه در مرکز تحقیقات توانبخشی عصبی عضلانی دانشگاه علوم پزشکی سمنان انجام گردید. از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی سمنان که هزینه انجام تحقیق را متحمل شدند و از کلیه افراد شرکت کننده در طرح، صمیمانه تشکر و قدردانی می‌نماییم.

۴- از آن‌جا که قوس کف پا به عنوان متغیر اثرگذار روی عملکرد عضلات نقش داشته است، مد نظر قراردادن آن در مطالعات مرتبط در افراد جوان فعال ضروری به نظر می‌رسد.

نتایج حاصل از این تحقیق می‌تواند توسط پژوهشکان و متخصصین طب ورزشی، فیزیوتراپیست‌ها، کلینیک‌های فیزیوتراپی، مراکز پژوهشی و مراکز تحقیقاتی که در ارتباط با کنترل وضعیت ستون فقرات، تجویز کفش مناسب یا ارتزهای مناسب مطالعه و پژوهش انجام می‌دهند، مورد استفاده قرار بگیرد.

### پیشنهادات پژوهشی

- ۱- استفاده از ابزارهایی مانند الکتروموگرافی برای بررسی فعالیت عضلات اورتور و اینورتور

## References

1. Twomey D. performance differences between normal and low arched feet in 9 - 12 year old children. (PhD Thesis). Safety Science, University of New South Wales, 2006. URL: <http://handle.unsw.edu.au/1959.4/24344>
2. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train* 2005;40(1): 41-46.
3. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture* 2002; 15(3): 282-291.
4. Williams DS 3rd, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 2001; 16(4): 341-347.
5. Teyhen DS, Stoltzenberg BE, Collinsworth KM, Giesel CL, Williams DG, Kardouni CH, et al. Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 2009; 24(4): 391-396.
6. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(9): 1635-1641.
7. van Mechelen W. Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med* 1992; 14(5): 320-335.
8. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 2002; 36(2): 95-101.
9. Burns J, Keenan AM, Redmond A. Foot type and overuse injury in triathletes. *J Am Podiatr Med Assoc* 2005; 95(3): 235-241.
10. Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture* 2010; 32(4): 519-523.
11. Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R. The effect of pes cavus on foot pain and plantar

- pressure. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005; 20(9): 877-882.
12. Reinking MF, Austin TM, Hayes AM. Exercise-related leg pain in collegiate cross-country athletes: extrinsic and intrinsic risk factors. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37(11): 670-678.
13. Williams DS 3rd, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait Posture* 2004; 19(3): 263-269.
14. Williams DS, McClay IS, Hamill JA, Buchanan TS. Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners With High and Low Arches. *Journal of Applied Biomechanics (JAB)* 2001; 17(2): 153-163.
15. Nakhaee Z, Rahimi A, Abaei M, Rezasoltani A, Kalantari KK. The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *Foot (Edinb)* 2008; 18(2): 84-90.
16. Aydog ST, Ozcakar L, Tetik O, Demirel HA, Hascelik Z, Doral MN. Relation between foot arch index and ankle strength in elite gymnasts: a preliminary study. *Br J Sports Med* 2005; 39(3): e13.
17. Robinovitch SN, Heller B, Lui A, Cortez J. Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. *J Neurophysiol* 2002; 88(2): 613-620.
18. Jam B. Evaluation and retraining of the intrinsic foot muscles for pain syndromes related to abnormal control of pronation. 2006; Toronto, York University, Athlets Care. <http://wwwaptei.com/articles/>.
19. Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18(3): 420-425.
20. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res* 2009; 2: 35.
21. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture* 2009; 29(2): 172-187.
22. Solomon L, Warwick D, Nayagam S. Apley's system of orthopaedics and fractures. 8<sup>th</sup> ed. London: Hodder Arnold; 2001.
23. Imhauser CW, Siegler S, Abidi NA, Frankel DZ. The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004; 19(2): 161-169.
24. Tryfonidis M, Jackson W, Mansour R, Cooke PH, Teh J, Ostlere S, et al. Acquired adult flat foot due to isolated plantar calcaneonavicular (spring) ligament insufficiency with a normal tibialis posterior tendon. *Foot Ankle Surg* 2008; 14(2): 89-95.
25. Harrison P-L, Littlewood C. Relationship between pes planus foot type and postural stability. *Indian Jouanl of Physiotherapy and Occupational Therapy* 2010; 4(3): 21-24.
26. Bullock N, Martin DT, Ross A, Rosemond CD, Jordan MJ, Marino FE. Acute effect of whole-body vibration on sprint and jumping performance in elite skeleton athletes. *J Strength Cond Res* 2008; 22(4): 1371-1374.
27. Adams JB, Edwards D, Serravite DH, Bedient AM, Huntsman E, Jacobs KA, et al. Optimal frequency, displacement, duration, and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration.

- J Strength Cond Res 2009; 23(1): 237-245.
28. Trans T, Aaboe J, Henriksen M, Christensen R, Bliddal H, Lund H. Effect of whole body vibration exercise on muscle strength and proprioception in females with knee osteoarthritis. *Knee* 2009; 16(4): 256-261.
  29. Aminian-Far A, Hadian M-R, Olyaei G, Talebian S, Bakhtiary AH. Whole-body vibration and the prevention and treatment of delayed-onset muscle soreness. *J Athl Train* 2011; 46(1): 43-49.
  30. Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, et al. Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait posture* 2009; 29(3):460-464.
  31. Lin WH, Liu YF, Hsieh CC, Lee AJ. Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *J Sci Med Sport* 2009; 12(1): 42-49.
  32. Lee AJ, Lin WH. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008; 23(8): 1065-1072.
  33. Chang YW, Hung W, Wu HW, Chiu YC, Hsu HC. Measurements of Foot Arch in Standing, Level Walking, Vertical Jump and Sprint Start. *International Journal of Sport and Exercise Science* 2010; 2(2): 31-38.
  34. Billis E, Katsakiori E, Kapodisrias C, Kapreli E. Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. *The Foot* 2007; 17(2): 65-72.
  35. Bencke J, Christiansen D, Jensen K, Okholm A, Sonne-Holm S, Bandholm T. Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait Posture* 2012; 35(3): 400-404.
  36. McPoil TG, Cornwall MW, Medoff L, Vicenzino B, Forsberg KK, Hilz D. Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. *J Foot Ankle Res* 2008; 1(1): 3.
  37. Aydoğ E, Aydoğ ST, Çakci A, Doral MN. Reliability of isokinetic ankle inversion-and eversion-strength measurement in neutral foot position, using the Biodex dynamometer. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004; 12(5): 478-481.
  38. Amaral De Noronha M, Borges NG Jr. Lateral ankle sprain: isokinetic test reliability and comparison between invertors and evertors. *Clin biomech (Bristol Avon)* 2004; 19(8): 868-871.
  39. Hopkins T, Pak JO, Robertshaw AE, Feland JB, Hunter I, Gage M. Whole body vibration and dynamic restraint. *Int J Sports Med* 2008; 29(5): 424-428.
  40. Cardinale M, Lim J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res* 2003; 17(3): 621-624.
  41. Cardinale M, Bosco C. The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev* 2003; 31(1): 3-7.
  42. Trans T, Aaboe J, Henriksen M, Christensen R, Bliddal H, Lund H. Effect of whole body vibration exercise on muscle strength and proprioception in females with knee osteoarthritis. *Knee* 2009; 16(4): 256-261.
  43. Casale R, Ring H, Rainoldi A. High frequency vibration conditioning stimulation centrally reduces myoelectrical manifestation of

- fatigue in healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19(5): 998-1004.
44. Marconi B, Filippi GM, Koch G, Pecchioli C, Salerno S, Don R, et al. Long-term effects on motor cortical excitability induced by repeated muscle vibration during contraction in healthy subjects. *J Neurol Sci* 2008; 275(1-2): 51-59.
45. Bosco C, Cardinale M, Tsarpela O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999; 79(4): 306-311.
46. Kaminski TW, Perrin DH, Gansneder BM. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. *J Athl Train* 1999; 34(3): 239-245.
47. Spiliopoulou SI, Amiridis IG, Tsigganos G, Hatzitaki V. Side-Alternating Vibration Training for Balance and Ankle Muscle Strength in Untrained Women. *J Athl Train* 2013; 48(5): 590-600.
48. Bagheri P, Hedayati R, Bakhtiary AH. The effets of Whole Body Vibration on static and dynamic balance and concentric torque of ankle invertor and evertor muscles in subjects with functional ankle instability. Thesis, semnan university of medical sienes, 2013 (Persian).
49. Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35(6): 1033-1041.
50. Pel JJ, Bagheri J, Van Dam LM, Van Den Berg-Emons HJ, Horemans HL, Stam HJ, et al. Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Med Eng Phys* 2009; 31(8): 937-944.
51. Marín PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2010; 24(3): 871-878.
52. Marin PJ, Rhea MR. Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2010; 24(2): 548-56.
53. Luo J, McNamara B, Moran K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Med* 2005; 35(1): 23-41.
54. Martínez F, Rubio JA, Ramos DJ, Esteban P, Mendizábal S, Jiménez F. Effects of 6-week whole body vibration training on the reflex response of the ankle muscles: a randomized controlled trial. *Int J Sports Phys Ther* 2013; 8(1): 15-24.
55. Roelants M, Verschueren SM, Delecluse C, Levin O, Stijnen V. Whole-Body-Vibration-Induced Increase in Leg Muscle Activity During Different Squat Exercises. *J Strength Cond Res* 2006; 20(1): 124-129.