

تأثیر ویراسیون کل بدن بر مقاومت مکانیکی استخوان ران و درشتنی رت اوراکتومی

هدا مزینی^۱، گیتی ترکمان^۲، مهرداد عنبریان^۳، علی حیدریان پور^۴

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی *

۲. استاد فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس

۳. استاد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا

۴. استاد فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۱/۱۰

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۰۱/۱۶

چکیده

هدف این پژوهش، تعیین تأثیر ویراسیون با دامنه مختلف و فرکانس ثابت بر روی استخوان ران و درشتنی رت اوراکتومی بود. ۲۳ سر رت اوراکتومی در دو گروه تمرینی ویراسیون با دامنه پایین (تعداد= نه) و دامنه بالا (تعداد= نه) و گروه شم (تعداد= پنج) تقسیم شدند. شش سر رت سالم بدون جراحی نیز در گروه کنترل جای گرفتند. گروه‌های تمرینی به مدت هشت هفته روی دستگاه ویراسیون با زمان پیش‌رونده سه تا پنج دقیقه، تناوب دو تا هفت بار تکرار و زمان استراحت یک دقیقه قرار داده شدند. شاخص‌های مقاومت مکانیکی سفتی، استرس، انرژی جذب‌شده و درصد جابه‌جایی استخوان ران و درشتنی، با آزمون خمش سه نقطه‌ای پس از اتمام پروتکل ویراسیون کل بدن ارزیابی شدند. شاخص مکانیکی سختی استخوان بین گروه تمرینی دامنه بالا (HA) ($P=0/024$) و گروه تمرینی دامنه پایین (LA) ($P=0/006$) در مقایسه با گروه شم در استخوان ران و درشتنی افزایش معناداری را نشان داد. شاخص استرس بین گروه تمرینی HA ($P=0/000$) و گروه تمرینی LA ($P=0/001$) نسبت به گروه شم، در استخوان درشتنی افزایش معناداری را نشان داد. شاخص انرژی جذب‌شده فقط در گروه تمرینی LA ($P=0/006$) با گروه شم در استخوان درشتنی افزایش معناداری را نشان داد. افزایش معناداری بین گروه کنترل نسبت به گروه شم، در شاخص‌های ذکر شده نیز مشاهده شد ($P=0/011$, $P=0/000$, $P=0/014$). یافته‌های این پژوهش نشان داد که ویراسیون با دامنه پایین اثر بیشتری بر افزایش مقاومت مکانیکی استخوان داشته است؛ همچنین، پاسخ ارتعاشات مکانیکی بر پارامترهای مکانیکی استخوان درشتنی بیشتر بوده است و ارتعاشات کل بدن توانسته است مقاومت مکانیکی استخوان را در شرایط اوراکتومی به سطح استخوان سالم نزدیک کند.

واژگان کلیدی: استحکام استخوان، ویراسیون کل بدن، رت

مقدمه

پوکی استخوان اختلالی اسکلتی است که در آن، قدرت مکانیکی استخوان کاهش می‌یابد و منجر به شکستگی استخوان می‌شود (۱). شکستگی ناشی از پوکی استخوان با ناتوانی شدید، هزینه اقتصادی چشمگیر و افزایش مرگومیر همراه است (۲). در مطالعات انسانی، بررسی پوکی و رفتار مکانیکی استخوان به روش‌های غیرمستقیم محدود می‌شود؛ اما با استفاده از مدل حیوانی و انجام آزمون‌های مستقیم، اطلاعات بهتری از خواص مکانیکی استخوان فراهم می‌شود (۳). مشخص شده است که اوراکتومی رت مدل تجربی مناسبی برای بررسی پوکی استخوان در دوره یائسگی است که چند ماه بعد از اوراکتومی، پوکی استخوان قابل مشاهده است (۴). فعالیت بدنی عامل زیست‌محیطی مهمی با ظرفیت حفظ تراکم موادمعدنی استخوان در بزرگسالان است (۵،۶). در افراد مسن، به علت محدودیت‌های عملکردی مرتبط با افزایش سن، خطر ناشی از آسیب عضلانی-اسکلتی و افتادن، باید در زمینه مداخله‌های دیگر ورزشی برنامه‌ریزی شود. یک رویکرد جدید ورزشی انجام تمرینات، ویراسیون کل بدن^۱ (WBV) است. بررسی‌های متعددی اثرهای مثبت WBV را جهت افزایش قدرت و توان، انعطاف‌پذیری، تعادل و چگالی استخوان، تأیید کرده‌اند (۷-۹) و بسیاری از ورزشکاران و مراکز توان‌بخشی و درمانی، از ویراسیون به‌عنوان یک تکنیک تمرینی برای ارتقای عملکرد عضلانی-اسکلتی (۱۰، ۱۱) استفاده می‌کنند. در دستگاه‌های WBV، انرژی مکانیکی از صفحه مرتعش به یک تشدیدکننده مانند بدن حیوان، انسان یا بخش‌هایی از آن منتقل می‌شود و در اکثر دستگاه‌های ارتعاش، این نوسان‌ها شکل سینوسی دارند (۹). ارتعاشات ممکن است به‌صورت عمودی یا جابه‌جایی طرفی و تیلت جانبی باشد. جابه‌جایی طرفی به دلیل ایجاد حرکات چرخشی در اطراف مفصل لگن، باعث کاهش انتقال ارتعاشات به تنه می‌شود (۱۲). نوع سوم دستگاه نیز طراحی شده است که در آن، حرکات به‌صورت تصادفی در جهات افقی و عمودی انجام می‌شوند (۱۳). دامنه و فرکانس از مشخصه‌های مهم حرکت ارتعاشی است. دامنه، معیاری از شدت ارتعاش است و می‌توان آن را از طریق سه پارامتر جابه‌جایی، سرعت و شتاب بیان کرد (۹).

پژوهش‌های گذشته نشان داده‌اند که فقدان بارگذاری یا کاهش آن منجر به کاهش توده استخوانی می‌شود (۱۴). بارگذاری به شکل دینامیک و پویا در استخوان‌سازی مؤثر است؛ درحالی‌که نیروی استاتیک در انتقال مکانیکی تأثیری ندارد (۷). بازسازی استخوان به مقدار بزرگی و نرخ استرین (۱۵)، توزیع بارگذاری (۱۶)، میزان استرس مایع (۱۷)، دوره‌های استراحت بین بارگذاری (۱۸)، تعداد سیکل بارگذاری (۱۹)، دامنه و زمان بارگذاری مکانیکی (۲۰) حساس است. دامنه و فرکانس

از مؤلفه‌های اصلی نیروی دینامیک هستند که خود، محرک‌های استخوان‌سازی به‌شمار می‌روند (۲۱). فرایند استخوان‌سازی با فعالیت‌های مختلف حرکتی مداوم با دامنه مشخصی ارتباط دارد و انجام می‌گیرد. در فعالیت‌های روزانه، برخی از حرکات با استرین‌های بزرگ (بزرگ‌تر از ۱۰۰۰ میکرواسترین)، به‌طور نسبی در دفعات محدودی در طول روز روی می‌دهند؛ درحالی‌که برخی دیگر از حرکات با استرین‌های خیلی کوچک (کوچک‌تر از ۱۰ میکرواسترین) هزاران بار در روز اتفاق می‌افتند (۲۲)؛ براین‌اساس، ازیک‌سو، برخی از پژوهشگران افزایش مختصر در سیگنال‌های مکانیکی را مانند وضعیت ایستادن که دامنه پایینی دارد، در افزایش توده استخوانی مؤثر می‌دانند (۲۳). ازسوی‌دیگر، برخی دیگر از مطالعات انجام‌شده، دامنه بالای ارتعاشات را بیشتر مؤثر گزارش کرده‌اند (۱۳). دامنه و فرکانس ارتعاش، تعیین‌کننده میزان باری است که توسط سیستم عضلانی-اسکلتی تحمل می‌شود که از عوامل تأثیرگذار بر چگالی استخوان است (۲۴). به همین دلیل است که تاکنون طیف وسیعی از پروتکل‌های WBV، با ترکیب متفاوتی از دامنه و فرکانس شکل گرفته‌اند که خود منجر به تأثیرگذاری متفاوت بر چگالی استخوان می‌شوند و حتی گزارش‌های معدودی، تمرینات WBV را در استحکام استخوان مؤثر ندانسته‌اند (۲۵-۲۷). به همین دلیل، هنوز پارامترهای بهینه برای سنتز استخوان مشخص نیستند و این سؤال مطرح است که آیا تغییر دامنه در یک فرکانس ثابت، نتایج متفاوتی را در مقاومت مکانیکی استخوان در برخواهد داشت؟ براین‌اساس است که پژوهش حاضر با هدف بررسی اثر ویراسیون با دامنه مختلف و فرکانس ثابت بر استخوان ران و درشتنی، در رت‌های اوراکتومی انجام شد.

روش پژوهش

نمونه مورد مطالعه شامل ۲۹ سر رت ماده از نوع ویستار بود که هنگام خرید آن‌ها، ۱۴-۱۲ هفته سن و 18 ± 220 گرم وزن داشتند. رت‌ها از مؤسسه انستیتو پاستور خریداری شدند و بدون زایش بودند. آن‌ها در قفس استاندارد تیپ III به‌طور انفرادی و در دمای حدود ۲۴-۲۰ و رطوبت ۶۰-۴۵ درصد نگهداری می‌شدند. اتاق نگهداری آن‌ها، ۱۲ ساعت روشن و ۱۲ ساعت تاریک بود. با توجه به فرمول غذایی استاندارد، خوراک رت‌ها از انستیتو پاستور تهیه شد. این مطالعه تجربی پس از تأیید کمیته اخلاق پزشکی در دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌الله انجام شد. از تعداد ۲۹ سر رت، ۲۳ سر رت تحت جراحی اوراکتومی (خارج‌ساختن تخمدان) قرار گرفتند و شش سر باقی‌مانده برای قرارگرفتن در گروه کنترل سالم، جراحی نشدند. در جراحی برای اوراکتومی رت‌ها، برای بیهوشی حیوانات ابتدا رت‌ها با مخلوطی از کتامین و زایلازین به مقدار ۸۰ به ۱۰ میلی‌گرم کتامین به زایلازین، به‌ازای هر کیلوگرم وزن بدن، بیهوش شدند. بعد از اطمینان از بیهوشی، موهای موضع عمل در قسمت پشتی

تراشیده شد، برشی به طول حدود دو سانتی متر در دو طرف ستون مهرها به سمت ران زده شد و تخمدانها در دو طرف راست و چپ بیرون آورده شدند. ابتدا، محل قطع تخمدان با نخ استریل مخصوص بخیه گره زده شد و سپس، با قیچی چیده شد. محل برش جراحی با دو بخیه دوخته شد و با بتادین ضدعفونی گردید. سپس، حیوانات به مدت سه ماه در قفس نگهداری شدند و شرایط استاندارد زیستی را سپری کردند تا تأثیرات فقدان تخمدان بر بافت استخوان عارض شود (۴). آن گاه رت‌ها وارد مرحله اصلی پروتکل پژوهش شدند. رت‌های اوراکتومی به‌طور تصادفی به سه گروه تقسیم شدند. دو گروه تمرینی شامل گروه تمرینی اول (تعداد = نه) با فرکانس ۵۰ هرتز، دامنه ۱/۵ میلی‌متر و شتاب ۷/۵g؛ دامنه بالا (HA)، گروه تمرینی دوم (تعداد = نه) با فرکانس ۵۰ هرتز، دامنه ۰/۵ میلی‌متر و شتاب ۲/۵g دامنه پایین (LA) و گروه رت اوراکتومی شده (تعداد = پنج) که فقط روی دستگاه ویبره خاموش قرار می‌گرفتند (شم). گروه کنترل شامل شش سر رت سالم بدون جراحی (Control) بودند. رت‌ها روی صفحه مرتعش دستگاه ویبراسیون، با توجه به فضای محفظه، آزادانه حرکت می‌کردند. حداکثر شتاب (a_{pk}) در نوسان سینوسی، با توجه به فرمول شماره یک محاسبه می‌گردد (۹).

فرمول (۱)

$$a_{pk} = \omega^2 \times Aa$$

A: بیانگر دامنه ارتعاش؛ یعنی نیمی از دامنه پیک تا پیک است. ω : فرکانس زاویه‌ای که مساوی $2\pi f$ است. دستگاه ویبراسیون مورد استفاده در این پژوهش، توسط یکی از کارشناسان ارشد دانشگاه امیرکبیر ساخته، کالیبره و ثبت اختراع گردید. این دستگاه دارای قابلیت تنظیم ارتعاش برای کل بدن حیوان در محدوده فرکانس ۱۰۰-۲۰۰ هرتز و دامنه ارتعاش ۲-۰/۵ میلی‌متر با تولید موج مکانیکی به کمک دو موتور کنترل دور DC است و بر پایه سیستم قابلیت فتری عمل می‌کند. این دستگاه قابلیت مکانوتراپی ۱۲ رت را در رژیم‌های مختلف ارتعاشی به‌طور هم‌زمان دارد.

1. High Amplitude
2. Low Amplitude
3. Sham



شکل ۱- نمای کلی از دستگاه ویراسیون



شکل ۲- فرارگرفتن رت در داخل دستگاه

پس از گذشت سه ماه از اوارکتومی، رت‌های گروه‌های تمرینی و گروه شم، سه بار در هفته به مدت هشت هفته روی دستگاه ویریه با زمان پیش‌رونده و یک دقیقه استراحت بین هر تکرار، به شرح زیر قرار گرفتند: هفته اول: سه ست دودقیقه‌ای؛ هفته دوم: چهار ست دودقیقه‌ای؛ هفته سوم: چهار ست سه‌دقیقه‌ای؛ هفته چهارم: پنج ست سه‌دقیقه‌ای؛ هفته پنجم: پنج ست چهاردقیقه‌ای؛ هفته ششم: شش ست چهاردقیقه‌ای؛ هفته هفتم: شش ست پنج‌دقیقه‌ای و هفته هشتم: هفت ست پنج‌دقیقه‌ای. این برنامه در گروه شم نیز اجرا شد؛ اما در طول مدت مشابه، دستگاه ویریه خاموش بود. در پایان هفته هشتم، حیوانات با استنشاق ماده دی‌اتیل‌اتر بیهوش شدند. سپس، استخوان ران و درشتنی راست بدون آسیب به سطح استخوان، از مفاصل و بافت نرم مجاور خود جدا شدند. ران و درشتنی راست رت برای انجام آزمون خمش سه نقطه‌ای، در کلور سدیم ۰/۹ درصد قرار داده شدند و برای

انجام آزمون مکانیکی، در همان روز به آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه تربیت مدرس منتقل شدند و بلافاصله آزمون مکانیکی استخوان بر روی آنها انجام شد. مقاومت مکانیکی استخوان ران و درشتنی راست رت به وسیله دستگاه Zwick material- mashine Z ۲/۵ ساخت کشور آلمان و با استفاده از آزمون خمش سه نقطه‌ای انجام شد. هم‌زمان با انجام آزمون و ترسیم منحنی نیرو- جابه‌جایی، مقادیر شاخص‌های زیر با استفاده از نرم‌افزار تست ویژه ثبت گردید:

۱. F_{Max} : حداکثر مقاومت مکانیکی استخوان، تنش، برحسب نیوتن بر میلی‌متر مربع؛

۲. Stiffness (سفتی): شیب ناحیه خطی منحنی نیرو- جابه‌جایی برحسب نیوتن بر میلی‌متر در

حدفاصل ۳۰٪ تا ۵۰٪ نیروی حداکثر؛

۳. W_{Rm} یا انرژی جذب‌شده: سطح زیرمنحنی نیرو- تغییر طول برحسب نیوتن در میلی‌متر؛

۴. میزان جابه‌جایی بافت استخوان برحسب درصد.

برای محاسبه سطح مقطع استخوان، بعد از انجام آزمون خمش، در محل نزدیک به شکستگی با استفاده از دستگاه برش استخوان، برشی عرضی در سطح مقطع استخوان ایجاد شد و با استفاده از دوربین PowerShot SX210 IS Canon، از سطح مقطع ران و درشتنی نمونه‌ها عکس تهیه شد. سپس، با استفاده از نرم‌افزار جی- تصویر، سطح مقطع استخوان به میلی‌متر مربع اندازه‌گیری شد و از تقسیم نیرو بر سطح مقطع، تنش وارد بر استخوان محاسبه گردید.

از آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) برای گزارش نتایج به شکل توصیفی و از آزمون تحلیل واریانس یک‌سویه^۳ و آزمون تعقیبی توکی^۴ برای بررسی تفاوت بین گروه‌ها در هر یک از شاخص‌های مقاومت مکانیکی استفاده شد. با توجه به تعداد مناسب نمونه‌ها، از آزمون پارامتری کلموگروف-اسمیرنوف^۵ برای سنجش طبیعی بودن داده‌ها استفاده شد. همچنین، از آزمون لون^۶ برای تعیین همگنی گروه‌ها استفاده گردید. همه آزمون‌های آماری در سطح معناداری $P \geq 0.05$ انجام شدند و همه محاسبات آماری با استفاده از نرم‌افزار آماری اس.پی.اس. نسخه ۲۰ انجام شد.

-
1. Test Expert
 2. Image- J
 3. ANOVA
 4. Tukey
 5. test K-S
 6. Levene
 7. SPSS

نتایج

برای مقایسه بین گروهی و درون گروهی وزن رت‌ها، از آزمون داده‌های تکراری^۱ استفاده شد. در مقایسه بین گروهی رت‌ها، تفاوت معناداری وجود نداشت ($P = ۰/۴۱$). در مقایسه درون گروهی بین هفته‌های اول، چهارم و هشتم، در تمام گروه‌ها تفاوت معنادار بود ($P = ۰/۰۴۹$)؛ اما بین هفته‌های اول و چهارم تفاوت معنادار مشاهده نشد ($P = ۰/۶۷$).

جدول ۱- مقایسه میانگین و انحراف استاندارد وزن بدن در گروه‌های پژوهش

| گروه‌ها | تعداد | وزن (گرم) هفته اول قبل از تمرین | وزن (گرم) هفته چهارم | وزن (گرم) هفته هشتم (قبل از کشتن) |
|---------|-------|------------------------------------|-------------------------|--------------------------------------|
| HA | ۹ | ۲۳۸/۸۸ ± ۲۰/۲۷ | ۲۶۱ ± ۳۴/۴۲ | ۲۴۶/۴۴ ± ۳۵/۲۱ |
| LA | ۹ | ۲۳۰/۵۵ ± ۳۱/۰۶ | ۲۵۷/۶۶ ± ۴۱/۸۲ | ۲۵۰ ± ۴۰/۴۷ |
| Control | ۶ | ۲۲۵ ± ۸/۴۳ | ۲۳۷/۵ ± ۸/۰۱ | ۲۳۳/۸۳ ± ۵/۳۰ |
| Sham | ۵ | ۲۳۸/۶ ± ۳۱/۰۵ | ۲۳۶/۸ ± ۲۲/۷ | ۲۳۸/۲ ± ۲۱/۵۴ |

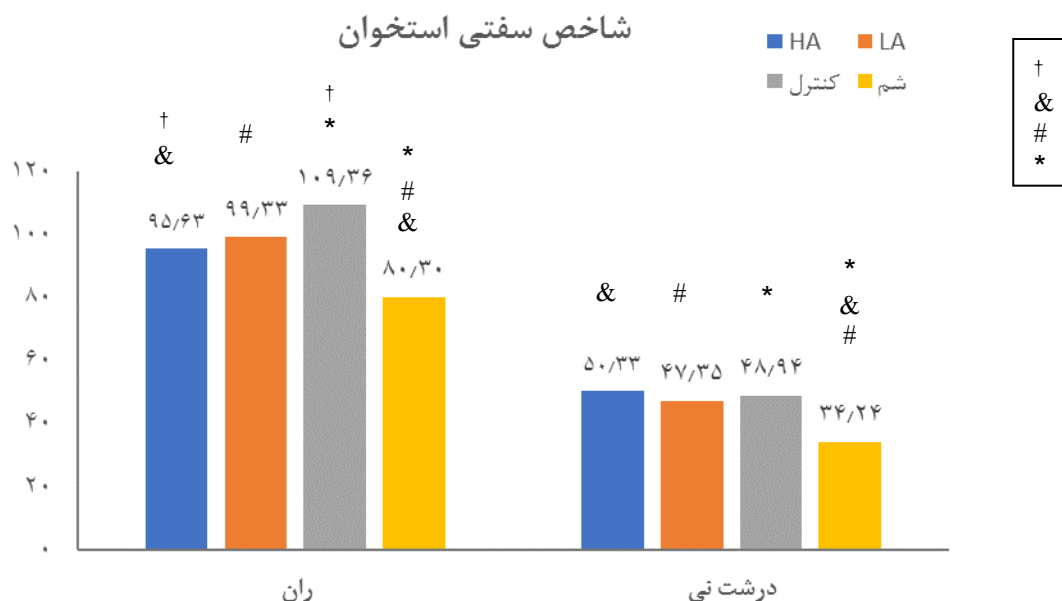
اختصارات: Low Amplitude (LA) و High Amplitude (HA)

با توجه به نتایج به دست آمده از آزمون تحلیل واریانس، تفاوت معناداری بین گروه‌های مختلف در شاخص سفتی استخوان ران ($P = ۰/۰۰۰۱$, $f = ۱۱/۳۳$) و درشتنی ($P = ۰/۰۰۳$, $f = ۶/۱۲$) مشاهده شد.

در مورد استخوان ران، نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان داد که شاخص مکانیکی سفتی استخوان بین گروه تمرینی HA ($P = ۰/۰۲۴$) و گروه تمرینی LA ($P = ۰/۰۰۶$) با گروه شم افزایش معناداری نداشت. در استخوان ران، گروه شم با گروه کنترل ($P = ۰/۰۰۰۱$) کاهش معناداری داشت. در استخوان درشتنی نیز گروه تمرینی HA ($P = ۰/۰۰۳$) و گروه LA ($P = ۰/۰۱۶$) در مقایسه با گروه شم افزایش معناداری داشتند. بین گروه کنترل و گروه شم نیز تفاوت معنادار وجود داشت ($P = ۰/۰۱۱$) (شکل شماره یک).

در استخوان ران، این شاخص در گروه تمرینی HA نسبت به گروه کنترل کاهش معناداری را نشان داد ($P = ۰/۰۳۵$)؛ در حالی که بین گروه کنترل و گروه تمرینی LA در همین پارامتر اختلاف معناداری مشاهده نشد. همچنین، در گروه کنترل و دو گروه تمرینی HA و LA، در استخوان درشتنی تفاوت معناداری مشاهده نشد.

1. Repeated-Measures
2. Stiffness



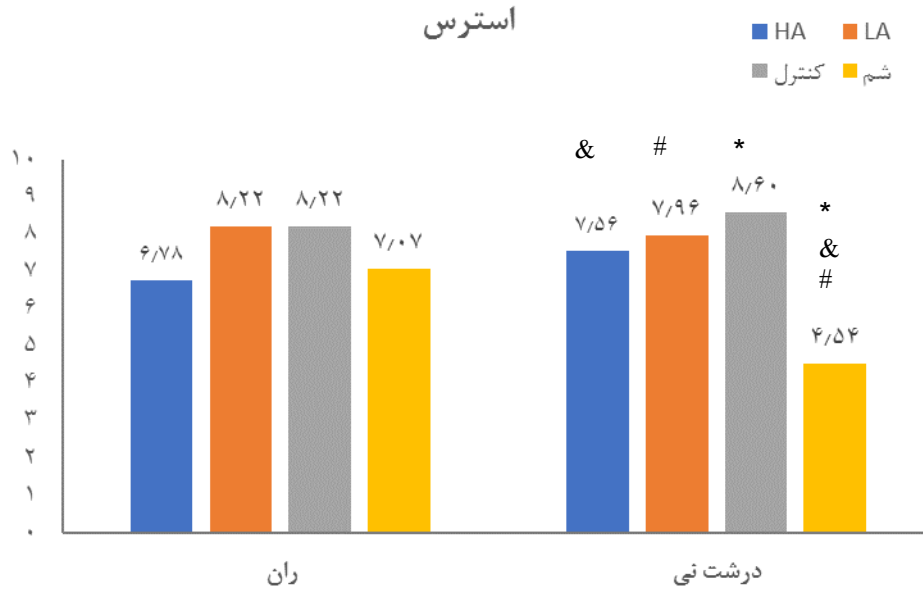
شکل ۱- مقادیر میانگین شاخص سفتی استخوان گروه های مختلف HA، LA، گروه کنترل و گروه شم در استخوان ران و درشت نی

در استخوان ران، & = تفاوت معنادار بین گروه شم و HA، # = تفاوت معنادار بین گروه شم و LA، * = تفاوت معنادار بین گروه شم و کنترل، † = تفاوت معنادار بین گروه کنترل و HA در استخوان درشت نی، & = تفاوت معنادار بین گروه شم و HA، # = تفاوت معنادار بین گروه شم و LA، * = تفاوت معنادار بین گروه شم و کنترل (($P \geq 0.05$))

در شاخص استرس، نتایج به دست آمده از آزمون آماری نشان دهنده نبود تفاوت معنادار بین گروه های مورد مطالعه در استخوان ران ($f = 2/48, P = 0/091$) و تفاوت معنادار بین همین شاخص در استخوان درشت نی بود ($f = 13/14, P = 0/001$).

در استخوان درشت نی، بین گروه تمرینی LA ($P = 0/0001$) و گروه HA ($P = 0/001$) با گروه شم افزایش معناداری را نشان داد. گروه شم نسبت به گروه کنترل ($P = 0/0001$) با کاهش معناداری همراه بود (شکل شماره دو).

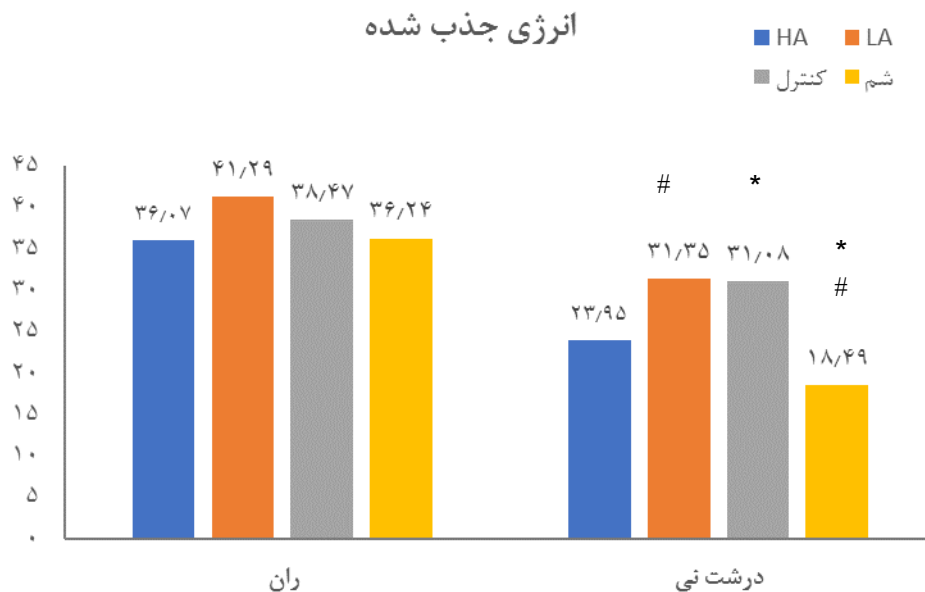
شاخص مکانیکی استرس، در گروه های تمرینی اعمال و ایبراسیون (HA و LA) نسبت به گروه کنترل اختلاف معناداری را نشان نداد؛ در حالی که در گروه شم، کاهش معناداری نسبت به کنترل مشاهده شد.



شکل ۲- مقادیر میانگین استرس در استخوان ران و درشت‌نی گروه‌های HA، LA، گروه کنترل و گروه شم در استخوان ران و درشت‌نی

(& = تفاوت معنادار بین گروه HA و شم، # = تفاوت معنادار بین گروه LA و شم، * = تفاوت معنادار بین گروه شم و کنترل ($P \geq 0.05$)).

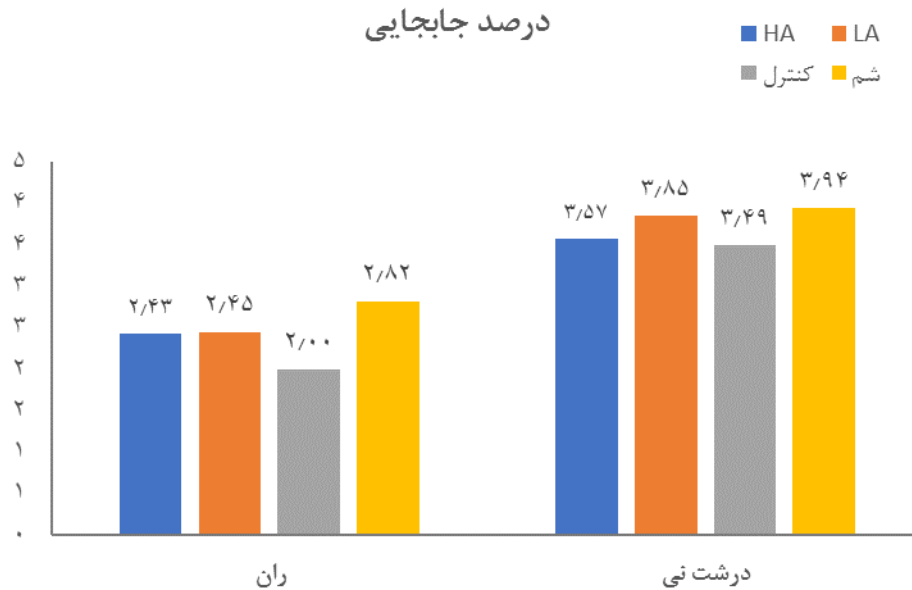
در شاخص انرژی جذب‌شده، نتایج به‌دست آمده از آزمون آماری نشان‌دهنده وجود تفاوت معنادار بین گروه‌های مورد مطالعه در استخوان درشت‌نی ($f = 5/99$ ، $P = 0/004$) بود؛ درحالی‌که در همین شاخص در استخوان ران، تفاوت معنادار مشاهده نشد ($f = 0/731$ ، $P = 0/543$). شاخص مکانیکی انرژی جذب‌شده در گروه LA ($P = 0/006$) و کنترل ($P = 0/014$) نسبت به گروه شم افزایش معناداری را نشان داد (شکل شماره سه). همچنین، این شاخص در گروه‌های تمرینی اعمال ویراسیون (HA و LA) نسبت به گروه کنترل اختلاف معناداری را نشان نداد.



شکل ۳- مقادیر میانگین انرژی جذب شده (WRm) گروه‌های HA، LA، گروه کنترل و گروه شم در استخوان ران و درشت نی

(# = تفاوت معنادار بین گروه شم و LA، * = تفاوت معنادار بین گروه شم و کنترل ($P \geq 0.05$))

در شاخص درصد جابه‌جایی، در استخوان ران ($P = 0.139$ ، $f = 2/0.08$) و درشت نی ($P = 0.590$ ، $f = 0.650$) تفاوت معناداری مشاهده نشد.



شکل ۴- مقادیر میانگین درصد جابه‌جایی گروه‌های HA، LA، گروه کنترل و گروه شم در استخوان ران و درشت‌نی ($P \geq 0.05$)

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این پژوهش، بررسی تأثیر ویراسیون با فرکانس ثابت و دامنه‌های بالا (۱/۵ میلی‌متر) و پایین (۰/۵ میلی‌متر)، بر مقاومت مکانیکی استخوان ران و درشت‌نی در رت اوراکتومی بود تا اهمیت تغییر دامنه ارتعاش بر رفتار مکانیکی استخوان که ناشی از پدیده استخوان‌سازی خواهد بود، بررسی شود. بدین‌منظور، تعداد ۲۹ سر رت از نژاد ویستار با دامنه سنی ۱۴-۱۲ ماه انتخاب شدند. شش سر رت در گروه کنترل قرار گرفتند و ۲۳ سر رت اوراکتومی شدند. بعد از گذشت سه ماه و نیم، به‌طور تصادفی به دو گروه تمرینی و یک گروه شم تقسیم شدند. دو گروه تمرینی با دو دامنه متفاوت و در نتیجه دو شتاب ۲/۵ g و ۷/۵g، در بارگذاری جهت سنتز استخوان استفاده شدند. رت‌ها به‌مدت هشت هفته روی دستگاه وایبره با زمان پیش‌رونده قرار گرفتند. در پایان هفته هشتم، استخوان ران و درشت‌نی راست با آزمون مقاومت خمشی سه‌نقطه‌ای ارزیابی شدند. سه نتیجه مهم، حاصل این پژوهش بود. اول، هر دو گروه تمرینی اثرهای مثبتی بر افزایش مقاومت مکانیکی استخوان داشته‌اند؛ اما این اثرها در مورد دامنه کم، بیشتر بود. دوم، پاسخ ارتعاشات مکانیکی بر پارامترهای مقاومت

مکانیکی استخوان درشت‌نی مؤثرتر بوده است و سوم، ارتعاشات کل بدن توانسته است مقاومت مکانیکی استخوان را در شرایط پوکی استخوان به سطح استخوان سالم نزدیک کند. در نتایج حاضر، در شاخص سفتی استخوان گروه‌های تمرینی، اعمال ویبراسیون (HA) و (LA) نسبت به گروه شم در استخوان ران و درشت‌نی افزایش داشته است که مقدار این افزایش در گروه تمرینی LA بیشتر است. در شاخص‌های استرس و انرژی جذب‌شده نیز در استخوان درشت‌نی این افزایش معنادار نسبت به گروه شم به‌خصوص در گروه تمرینی LA مشاهده می‌شود؛ بنابراین، به‌نظر می‌رسد که پاسخ WBV در هر دو حالت تمرینی LA و HA، اثرهای مثبتی بر افزایش استحکام داشته است؛ اما این اثرها درمورد دامنه کم محسوس‌تر بوده و با افزایش بیشتر مقاومت مکانیکی استخوان همراه بوده است. این نتایج هم‌راستا با دیگر پژوهش‌ها نیز است (۲۳).

با توجه به اینکه استفاده از مدل‌های حیوانی در مطالعات می‌تواند پایه‌ای را برای انجام پژوهش‌های با نمونه انسانی به‌وجود آورد، به‌نظر می‌رسد که انجام WBV با شتاب کمتر با شرایط طبیعی انسان سازگارتر و ایمن‌تر است و برای افراد مسن، قابلیت اجرا دارد. در معرض نیروهای ارتعاشی بزرگ قرارگرفتن به‌دلیل امکان انتقال بیشتر ارتعاشات به سر - که در اثر WBV با دامنه بالا صورت می‌گیرد؛ به‌خصوص در افراد مسن به‌علت ضعف در عضلات و کاهش مکانیزم میرایی ارتعاشات - ممکن است عوارض جانبی نظیر تهوع، قرمزی پوست و درد را در برداشته باشد (۲۸، ۲۹). به‌علاوه، در افراد مسن، این سطح از شدت WBV برای تقویت عضلات ساق پا و پا جهت حرکات پلانتر-دورسی‌فلکشن، کافی و مفید است (۳۰).

از دیگر نتایج این پژوهش، پاسخ ارتعاشات مکانیکی بر پارامترهای مکانیکی استخوان درشت‌نی بوده است. اثرهای فیزیولوژیک ارتعاشات مکانیکی بر انسان، در اثر به‌نوسان درآوردن بافت‌های بدن به‌وجود می‌آیند و سبب تحریک گیرنده‌های مکانیکی (احتمالاً دوک‌های عضلانی) در انسان می‌شوند (۳۱). استخوان درشت‌نی و ران در فاصله یکسانی از صفحه ویبراسیون قرار نگرفته‌اند و اثر مکانیسم میرایی که در بزرگی پاسخ عضله مؤثر است، برای هر دو استخوان یکسان نیست و احتمالاً به همین دلیل استخوان ران ارتعاش کمتری دریافت می‌کند. افزایش فعالیت عضله برای کاهش انرژی مکانیکی حاصل از ارتعاشات ویبره است (۳۲) که عاملی ضروری برای حفظ پاسچر بدن درمقابل اختلال ایجادشده به‌وسیله ویبره است و روی استخوان‌های بالاتر از صفحه ویبره اعمال می‌شود (۳۱). اعمال این محرک مکانیکی که منجر به پاسخ انقباضی عضلات می‌شود، تنش‌های مکانیکی را

-
1. Damping
 2. Posture

در محل اتصال عضله به استخوان در بر خواهد داشت که سنتز استخوان و افزایش دانسیته تطابقی، نتیجه آن خواهد بود.

نتایج این مطالعه نشان داد که سه ماه بعد از اوراکتومی، استحکام استخوان درشتنی و ران به طور معناداری کاهش یافت و برنامه تمرینی WBV توانست باعث بهبود و افزایش استحکام استخوان در رت اوراکتومی شود. کاهش استحکام استخوان بعد از اوراکتومی می‌تواند ناشی از کاهش چگالی استخوان و در نتیجه، پوکی استخوان باشد. این یافته‌ها نتایج حاصل از مطالعات دیگر پژوهشگران را درباره تأثیر فرایند یائسگی بر چگالی استخوان تأیید می‌کند (۳۳،۳۴). براساس یافته‌های پژوهش حاضر، برنامه تمرینی WBV در هر دو گروه تمرینی توانست باعث افزایش خواص بیومکانیکی استخوان شود و آن‌ها را به سطح استخوان سالم (گروه کنترل) نزدیک کند. یافته‌های پژوهش حاضر در تناقض با نتایج برخی مطالعات است (۲۵،۲۷). این پژوهش‌ها نشان دادند که ویراسیون بر استحکام استخوان اثر ندارد. به نظر می‌رسد که علت این اختلاف نحوه اعمال تحریکات مکانیکی باشد. برای شروع پاسخ تطابقی، فقط به زمان کوتاه بارگذاری مکانیکی نیاز است. افزایش زمان بارگذاری بافت، الزاماً باعث افزایش استحکام استخوان نمی‌شود. برور و همکاران تمرینات ارتعاشی را پنج روز در هفته و دو بار در هر روز به مدت شش هفته انجام دادند؛ درحالی‌که در پژوهش حاضر، زمان انجام ارتعاشات مکانیکی، سه روز در هفته با زمان و تکرار پیش‌رونده از دو تا پنج دقیقه و سه تا هفت ست با استراحت یک دقیقه بین هر ست ارتعاشات، در نظر گرفته شده بود. رابین و همکاران نیز به این نتایج صحت گذاشتند و نشان دادند که پاسخ قابل توجهی از شکل‌گیری استخوان، فقط با چهار سیکل متوالی در روز برای جلوگیری از پوکی استخوان کافی است و سیکل‌های بارگذاری ۳۶ و ۱۸۰۰ بار در روز، اثر یکسانی بر افزایش توده استخوانی داشته است (۱۹). در مطالعه دیگری، گالا و همکاران نشان دادند که چگالی موادمعدنی استخوان طی ۱۳ هفته دویدن روی نوار گردان، افزایش می‌یابد؛ درحالی‌که ۲۸ هفته دویدن روی نوار گردان تأثیری بر چگالی استخوان ندارد (۳۵). یومه مورا و همکاران گزارش کردند که پنج بار پریدن در روز برای افزایش استحکام استخوان درشتنی در رت کافی است و افزایش تعداد پریدن، در استحکام استخوان تأثیری ندارد (۳۶). نتایج مطالعه حاضر نشان داد که در هر دو حالت، ویراسیون با دامنه پایین و بالا اثرهای مثبتی بر افزایش مقاومت مکانیکی استخوان داشته است؛ اما این اثرها در مورد دامنه کم بیشتر بوده است. همچنین، ارتعاشات مکانیکی کل بدن بر مقاومت مکانیکی و استحکام استخوان اثر مؤثری داشته است؛ به طوری که توانسته است استخوان رت را در شرایط پوکی استخوان، به سطح استحکام استخوان سالم نزدیک کند و پاسخ این ارتعاشات بر پارامترهای مکانیکی استخوان درشتنی بیشتر بوده است.

مطالعه روی نمونه حیوانی مطالعه‌ای مقدماتی بود که توجه به نتایج آن می‌تواند زیرساخت مناسبی برای پی‌ریزی مطالعات آتی برای تعمیم آن به نمونه انسانی باشد. در پژوهش‌های آتی، کنترل رت‌ها از بدو تولد یافته‌های دقیق‌تری را در برخواهد داشت. همچنین، بررسی استخوان‌های مهره‌های کمری شاید قادر به تثبیت اثرهای حاصل از تمرینات WBV باشد. پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آتی، استفاده از ویراسیون با فرکانس‌های متفاوت و شتاب ثابت در پیدا کردن پروتکل با فرکانس مؤثر و مناسب مشخص شود.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله نویسندگان مقاله مراتب قدردانی خویش را از حمایت‌های مسئولان محترم دانشگاه امیرکبیر، دانشگاه علوم پزشکی بقیه‌الله و دانشگاه بوعلی‌سینای همدان اعلام می‌دارند. همچنین، از مسئولان محترم آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه تربیت‌مدرس برای انجام آزمایش‌ها کمال امتنان را داریم.

منابع

1. Lash RW, Nicholson JM, Velez L, Van Harrison R, McCort J. Diagnosis and management of osteoporosis. *Prim Care*. 2009;36(1):181-98.
2. Verhulp E, van Rietbergen B, Huiskes R. Load distribution in the healthy and osteoporotic human proximal femur during a fall to the side. *Bone*. 2008;42:30-5.
3. Huang TH, Lin SC, Chang FL, Hsieh SS, Liu SH, Yang RS. Effects of different exercise modes on mineralization, structure, and biomechanical properties of growing bone. *J Appl Physiol Bone*. 2003;(95):300-7.
4. Ishihara A, Sasaki T, Debari K, Furuya R, Kawawa T, Ramamurthy NS, et al. Effects of ovariectomy on bone morphology in maxillae of mature rats. *Journal of electron microscopy*. 1999;48(4):465-9.
5. Nordström A Tervo T, Högstrom M. The effect of physical activity on bone accrual, osteoporosis and fracture prevention. *Open Bone Journal*. 2011;(3):11-21.
6. Nordström A, Karlsson C, Nyquist F, Olsson T. Bone loss and fracture risk after reduced physical activity. *Bone Miner Res*. 2005;20(2):202-7.
7. Robling A, Duijvelaar K, Geevers J, Ohashi N, Turner C. Modulation of appositional and longitudinal bone growth in the rat ulna by applied static and dynamic force. *Bone*. 2001;29(2):105-13.
8. Pollock RD, Woledge RC, Martin FC, Newham DJ. Effects of whole body vibration on motor unit recruitment and threshold. *Journal of Applied Physiology*. 2012;112(3):388-95.
9. Rittweger J. Vibration as an exercise modality: How it may work, and what its potential might be. *European journal of applied physiology*. 2010;108(5):877-904.
10. Hopkins T, Pak J, Robertshaw A, Feland J, Hunter I, Gage M. Whole body vibration and dynamic restraint. *International journal of sports medicine*. 2008;29(05):424-8.

11. Cardinale M, Rittweger J. Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: Fact or fiction? *British Menopause Society Journal*. 2006;12(1):12-8.
12. Cardinale M, Wakeling J. Whole body vibration exercise: Are vibrations good for you? *British journal of sports medicine*. 2005;39(9):585-9.
13. Adams JB, Edwards D, Serviette D, Bedient AM, Huntsman E, Jacobs KA, et al. Optimal frequency, displacement, duration, and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(1):237-45.
14. Wolff L. *The law of bone remodelling*. Verlag Berlin Heidelberg, Springer; 1986.
15. O'connor J, Lanyon L, MacFie H. The influence of strain rate on adaptive bone remodelling. *Journal of biomechanics*. 1982;15(10):767-81.
16. Lanyon LE, Goodship AE, Pye C, MacFie J. Mechanically adaptive bone remodelling. *Journal of biomechanics*. 1982;15(3):141-54.
17. Bacabac RG, Smit TH, Mullender MG, Dijcks SJ, Van Loon JJ, Klein-Nulend J. Nitric oxide production by bone cells is fluid shear stress rate dependent. *Biochemical and biophysical research communications*. 2004;315(4):823-9.
18. Srinivasan S, Weimer DA, Agans SC, Bain SD, Gross TS. Low magnitude mechanical loading becomes osteogenic when rest is inserted between each load cycle. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2002;17(9):1613-20.
19. Rubin CT, Lanyon L. Regulation of bone formation by applied dynamic loads. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1984;66(3):397-402.
20. Forwood M, Turner C. Skeletal adaptations to mechanical usage: Results from tibial loading studies in rats. *Bone*. 1995;17(4):S197-S205.
21. Ozcivici E, Luu YK, Adler B, Qin Y-X, Rubin J, Judex S, et al. Mechanical signals as anabolic agents in bone. *Nature Reviews Rheumatology*. 2010;6(1):50-9.
22. Fritton SP, McLeod K, Rubin CT. Quantifying the strain history of bone: Spatial uniformity and self-similarity of low-magnitude strains. *Journal of biomechanics*. 2000;33(3):317-25.
23. Rubin CT, Sommerfeldt DW, Judex S, Qin Y-X. Inhibition of osteopenia by low magnitude, high-frequency mechanical stimuli. *Drug Discovery Today*. 2001;6(16):848-58.
24. Turner C. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. *Bone*. 1998;23(5):399-407.
25. Brouwers JE, van Rietbergen B, Ito K, Huiskes R. Effects of vibration treatment on tibial bone of ovariectomized rats analyzed by in vivo micro CT. *Journal of Orthopaedic Research*. 2010;28(1):62-9.
26. Tezval M, Biblis M, Sehmisch S, Schmelz U, Kolios L, Rack T, et al. Improvement of femoral bone quality after low-magnitude, high-frequency mechanical stimulation in the ovariectomized rat as an osteopenia model. *Calcified tissue international*. 2011;88(1):33-40.
27. van der Jagt OP, van der Linden JC, Waarsing JH, Verhaar JA, Weinans H. Low-magnitude whole body vibration does not affect bone mass but does affect weight in ovariectomized rats. *Journal of bone and mineral metabolism*. 2012;30(1):40-6.
28. Crewther B, Cronin J, Keogh J. Gravitational forces and whole body vibration: Implications for prescription of vibratory stimulation. *Physical Therapy in Sport*. 2004;5(1):37-43.
29. Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, McLeod K. Prevention of postmenopausal bone loss by a low magnitude, high frequency mechanical stimuli:

- A clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2004;19(3):343-51.
30. Roelants M, Delecluse C, Verschueren SM. Whole body vibration training increases knee extension strength and speed of movement in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2004;52(6):901-8.
 31. Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 2007;39(9):1642-50.
 32. Wakeling JM, Nigg BM. Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *Journal of Applied Physiology*. 2001;90(2):412-20.
 33. Bonnet N, Laroche N, Vico L, Dolleans E, Benhamou CL, Courteix D. Dose effects of propranolol on cancellous and cortical bone in ovariectomized adult rats. *Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics*. 2006;318(3):1118-27.
 34. Park J-H, Omi N, Nosaka T, Kitajima A, Ezawa I. Estrogen deficiency and low-calcium diet increased bone loss and urinary calcium excretion but did not alter arterial stiffness in young female rats. *Journal of bone and mineral metabolism*. 2008;26(3):218-25.
 35. Gala J, Piedra Cdl, Calero J. Short-and long-term effects of calcium and exercise on bone mineral density in ovariectomized rats. *British Journal of Nutrition*. 2001;86(04):521-7.
 36. Umemura Y, Ishiko T, Yamauchi T, Kurono M, Mashiko S. Five jumps per day increase bone mass and breaking force in rats. *Journal of Bone and Mineral Research*. 1997;12(9):1480-5.

استناد به مقاله

مزینی هدا، ترکمان گیتی، عنبریان مهرداد، حیدریان پور علی. تأثیر وایبراسیون کل بدن بر مقاومت مکانیکی استخوان ران و درشتنی در رت اوراکتومی. *مطالعات طب ورزشی*. بهار و تابستان ۱۳۹۷؛ ۱۰(۲۳)، ۳۲-۱۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2018.3657.1204

Fekri N, Zarei M, Mohamadi F. The Effect of 8 Weeks Core Stability Training on Ground Reaction Force among Male Parkour Athletes. *Sport Medicine Studies*. Spring & Summer 2018; 10 (23): 17-32. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2018.3657.1204

The Effect of Whole Body Vibration on the Mechanical Properties of the Femur and Tibia in Ovariectomized Rats

H. Mozayani¹, G. Torkaman^{2,3}, M. Anbarian³,
A. Heydarian-pour⁴

1. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Shahid Beheshti University
2. Professor of Physiotherapy, Tarbiat Modares University
3. Professor of Sport Biomechanics, Bu-Ali Sina University
4. Professor of Sport Physiology, Bu-Ali Sina University

Received Date: 2016/04/04

Accepted Date: 2017/01/29

Abstract

The aim of this study was to determine the effect of whole-body vibration at a constant frequency and different amplitude in femur and tibia bones in ovariectomized rats. 23 ovariectomized rats divided into two exercise groups (n=9) and a SHAM group (n=5). Six healthy and non-surgical rats formed the control group. Rats in exercise and SHAM groups were placed on vibration platform for 8 weeks on the progressive time 2-5 minutes, 3-7 set and 1-minute inter-set rest time. Mechanical properties including stiffness, stress, and energy absorption and displacement percentage of the femoral and tibial were evaluated with three-point bending test after the period of the study. Stiffness index between training groups HA (P=0.024) and LA group (P=0.006) in femur and tibia compared with the sham group showed a significant increase. Stress index significantly increased between HA groups (P=0.000) and LA group (P=0.001) relative to the sham group in tibia. Energy absorb in just LA group (P=0.006) with the sham group showed a significant increase in tibia. Significantly increased control group compared to the sham was also observed in the indices (P=0.014, 0.000, 0.011) Our findings indicate a positive effect of whole-body vibration on the mechanical properties of the bone in both low and high amplitude conditions, but it was more effective in low-amplitude than high-amplitude condition. Also, whole-body vibration training is more effective to mechanical properties of tibia. Mechanical properties of bone in ovariectomized rats were close to control group level during whole body vibration.

Keywords: Bone Strength, Whole Body Vibration, Rats

* Corresponding Author

Email: H_Mozayani@sbu.ac.ir