Archive of SID

مطالعات طب ورزشی شماره ۲۳، بهار و تابستان ۱۳۹۷، صص ۳۲-۱۷

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

هدا مزینی[۱]، گیتی ترکمان[۲]، مهرداد عنبریان[۳]، علی حیدریان‌پور[۴]

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی *
۲. استاد فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت‌مدرس
۳. استاد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه بوعلی‌سینا
۴. استاد فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه بوعلی‌سینا

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۰۱/۱۶ تاریخ پذیرش:۱۳۹۵/۱۱/۱۰

چکیده

هدف این پژوهش، تعیین تأثیر ویبراسیون با دامنهٔ مختلف و فرکانس ثابت بر روی استخوان ران و درشت‌نی رت اوراکتومی بود. ۲۳ سر رت اوراکتومی در دو گروه تمرینی ویبراسیون با دامنهٔ پایین (تعداد= نُه) و دامنهٔ بالا (تعداد= نُه) و گروه شم(تعداد= پنج) تقسیم شدند. شش سر رت سالم بدون جراحی نیز در گروه کنترل جای گرفتند. گروه‌های تمرینی به‌مدت هشت هفته روی دستگاه ویبراسیون با زمان پیش‌روندهٔ 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 ویبراسیون کل بدن ارزیابی شدند. شاخص مکانیکی سختی استخوان بین گروه تمرینی دامنه بالا (HA) (P=۰/۰۲۴) و گروه تمرینی دامنه پایین (LA) (P=۰/۰۰۶) در مقایسه با گروه شم در استخوان ران و درشت نی افزایش معناداری را نشان داد. شاخص استرس بین گروه تمرینی HA (P=۰/۰۰۰) و گروه تمرینی LA (P=۰/۰۰۱) نسبت به گروه شم، در استخوان درشت‌نی افزایش معناداری را نشان داد. شاخص انرژی جذب‌شده فقط در گروه تمرینی LA (P=۰/۰۰۶) با گروه شم در استخوان درشت نی افزایش معناداری را نشان داد. افزایش معناداری بین گروه کنترل نسبت به گروه شم، در شاخص‌های ذکرشده نیز مشاهده شد (P=۰/۰۱۱، P=۰/۰۰۰، P=۰/۰۱۴). یافته‌های این پژوهش نشان داد که ویبراسیون با دامنهٔ 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، ویبراسیون کل بدن، رت

* نویسندهٔ مسئول Email: H_Mozayani@sbu.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

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، هزینهٔ 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 دورهٔ یائسگی است که چند ماه بعد از اوراکتومی، پوکی استخوان قابل‌مشاهده است (۴). فعالیت بدنی عامل زیست‌محیطی مهمی با ظرفیت حفظ تراکم موادمعدنی استخوان در بزرگسالان است (۵،۶). در افراد مسن، به‌علت محدودیت‌های عملکردی مرتبط با افزایش سن، خطر ناشی از آسیب عضلانی- اسکلتی و افتادن، باید درزمینهٔ مداخله‌های دیگر ورزشی برنامه‌ریزی شود. یک رویکرد جدید ورزشی انجام تمرینات، ویبراسیون کل بدن[1](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 ویبراسیون به‌عنوان یک تکنیک تمرینی برای ارتقای عملکرد عضلانی- اسکلتی (۱۰،۱۱) استفاده می‌کنند. در دستگاه‌های WBV، انرژی مکانیکی از صفحهٔ 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 به‌دلیل 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 ازطریق سه پارامتر جابه‌جایی، سرعت و شتاب بیان کرد (۹).

پژوهش‌های گذشته نشان داده‌اند که فقدان بارگذاری یا کاهش آن منجر به کاهش تودهٔ 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

1. Whole Body Vibration

www.SID.ir

Archive of SID

از مؤلفه‌های اصلی نیروی دینامیک هستند که خود، محرک‌های استخوان‌سازی به‌شمار می‌روند (۲۱) . فرایند استخوان‌سازی با فعالیت‌های مختلف حرکتی مداوم با دامنهٔ مشخصی ارتباط دارد و انجام می‌گیرد. در فعالیت‌های روزانه، برخی از حرکات با استرین‌های بزرگ (بزرگ‌تر از ۱۰۰۰ میکرواسترین)، به‌طور نسبی در دفعات محدودی درطول 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 دامنهٔ پایینی دارد، در افزایش تودهٔ استخوانی مؤثر می‌دانند (۲۳). ازسوی‌دیگر، برخی دیگر از مطالعات انجام‌شده، دامنهٔ بالای ارتعاشات را بیشتر مؤثر گزارش کرده‌اند (۱۳). دامنه و فرکانس ارتعاش، تعیین‌کنندهٔ 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). به‌همین‌دلیل، 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 ویبراسیون با دامنهٔ مختلف و فرکانس ثابت بر استخوان ران و درشت‌نی، در رت‌های اوراکتومی انجام شد.

روش پژوهش

نمونهٔ موردمطالعه شامل ۲۹ سر رت ماده ازنوع ویستار بود که هنگام خرید آن‌ها، ۱۴-۱۲ هفته سن و ۱۸ ± ۲۲۰ گرم وزن داشتند. رت‌ها از مؤسسهٔ 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 مطالعهٔ تجربی پس از تأیید کمیتهٔ 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 به۱۰ میلی‌گرم کتامین به زایلازین، به‌ازای هر کیلوگرم وزن بدن، بیهوش شدند. بعد از اطمینان از بیهوشی، موهای موضع عمل در قسمت پشتی

www.SID.ir

Archive of SID

تراشیده شد، برشی به طول حدود دو سانتی‌متر در دو طرف ستون مهرها به‌سمت 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 به‌مدت سه ماه در قفس نگهداری شدند و شرایط استاندارد زیستی را سپری کردند تا تأثیرات فقدان تخمدان بر بافت استخوان عارض شود (۴). آن‌گاه رت‌ها وارد مرحلهٔ اصلی پروتکل پژوهش شدند. رت‌های اوراکتومی به‌طور تصادفی به سه گروه تقسیم شدند. دو گروه تمرینی شامل گروه تمرینی اول (تعداد = نُه) با فرکانس ۵۰ هرتز، دامنهٔ ۱/۵ میلی‌متر و شتاب ۷/۵g; دامنه بالا (HA)[1]، گروه تمرینی دوم (تعداد = نُه) با فرکانس ۵۰ هرتز، دامنهٔ ۰/۵ میلی‌متر و شتاب ۲/۵g دامنه پایین(LA)[2] و گروه رت اوراکتومی‌شده (تعداد = پنج) که فقط روی دستگاه ویبرهٔ خاموش قرار می‌گرفتند (شم[3]). گروه کنترل شامل شش سر رت سالم بدون جراحی (Control) بودند. رت‌ها روی صفحهٔ مرتعش دستگاه ویبراسیون، با توجه به فضای محفظه، آزادانه حرکت می‌کردند. حداکثر شتاب (a pea k) در نوسان سینوسی، با توجه به فرمول شارهٔ یک محاسبه می‌گردد (۹).

فرمول (۱)

$$a_{pea\ k} = \omega^2 \times A$$

A: بیانگر دامنهٔ ارتعاش؛ یعنی نیمی از دامنه پیک تا پیک است. ω: فرکانس زاویه‌ای که مساوی $2\pi f$ است. دستگاه ویبراسیون مورداستفاده در این پژوهش، توسط یکی از کارشناسان ارشد دانشگاه امیرکبیر ساخته، کالیبره و ثبت اختراع گردید.[4] این دستگاه دارای قابلیت تنظیم ارتعاش برای کل بدن حیوان در محدودهٔ فرکانس ۱۰۰-۲۰ هرتز و دامنهٔ ارتعاش ۲- ۰/۰۵ میلی‌متر با تولید موج مکانیکی به کمک دو موتور کنترل دور DC است و برپایهٔ سیستم قابلیت فنری عمل می‌کند. این دستگاه قابلیت مکانوتراپی ۱۲ رت را در رژیم‌های مختلف ارتعاشی به‌طور هم‌زمان دارد.

1. High Amplitude
2. Low Amplitude
3. Sham

۴. شمارهٔ ثبت اختراع ۷۶۵۰۱ مورخ ۱۳۹۱/۰۶/۱

www.SID.ir

Archive of SID

شکل ۱- نمای کلی از دستگاه ویبراسیون

شکل ۲- قرارگرفتن رت در داخل دستگاه

پس از گذشت سه ماه از اوارکتومی، رت‌های گروه‌های تمرینی و گروه شم، سه بار در هفته به‌مدت هشت هفته روی دستگاه ویبره با زمان پیش‌رونده و یک دقیقه استراحت بین هر تکرار، به شرح زیر قرار گرفتند: هفتهٔ اول: سه ست دودقیقه‌ای؛ هفتهٔ دوم: چهار ست دودقیقه‌ای؛ هفتهٔ سوم: چهار ست سه‌دقیقه‌ای؛ هفتهٔ چهارم: پنج ست سه‌دقیقه‌ای؛ هفتهٔ پنجم: پنج ست چهاردقیقه‌ای؛ هفتهٔ ششم: شش ست چهاردقیقه‌ای؛ هفتهٔ هفتم: شش ست پنج‌دقیقه‌ای و هفتهٔ هشتم: هفت ست پنج‌دقیقه‌ای. این برنامه در گروه شم نیز اجرا شد؛ اما درطول مدت مشابه، دستگاه ویبراتور خاموش بود. در پایان هفتهٔ هشتم، حیوانات با استنشاق مادهٔ 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 کلرور سدیم ۰/۹ درصد قرار داده شدند و برای

www.SID.ir

Archive of SID

انجام آزمون مکانیکی، در همان روز به آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه تربیت‌مدرس منتقل شدند و بلافاصله آزمون مکانیکی استخوان بر روی آن‌ها انجام شد. مقاومت مکانیکی استخوان ران و درشت‌نی راست رت به‌وسیلهٔ دستگاه Zwick material- mashine Z ۲/۵ ساخت کشور آلمان و با استفاده از آزمون خمش سه‌نقطه‌ای انجام شد. هم‌زمان با انجام آزمون و ترسیم منحنی نیرو- جابه‌جایی، مقادیر شاخص‌های زیر با استفاده از نرم‌افزار تست ویژه[1] ثبت گردید:

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

۲. Stiffness (سفتی): شیب ناحیهٔ 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 محاسبهٔ 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[2] 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[3] و آزمون تعقیبی توکی[4] برای بررسی تفاوت بین گروه‌ها در هریک از شاخص‌های مقاومت مکانیکی استفاده شد. با توجه به تعداد مناسب نمونه‌ها، از آزمون پارامتری کلموگروف-اسمیرنوف[5] برای سنجش طبیعی‌بودن داده‌ها استفاده شد. همچنین، از آزمون لون[6] برای تعیین همگنی گروه‌ها استفاده گردید. همهٔ آزمون‌های آماری در سطح معناداری $P\geq ۰/۰۵$ انجام شدند و همهٔ محاسبات آماری با استفاده از نرم‌افزار آماری[7] اس.پی.اس.اس. نسخهٔ ۲۰ انجام شد.

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

www.SID.ir

Archive of SID

نتایج

برای مقایسهٔ بین‌گروهی و درون‌گروهی وزن رت‌ها، از آزمون داده‌های تکراری[1] استفاده شد. در مقایسهٔ بین‌گروهی رت‌ها، تفاوت معناداری وجود نداشت (P = ۰/۴۱). در مقایسهٔ درون‌گروهی 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- مقایسهٔ میانگین و انحراف استاندارد وزن بدن در گروه‌های پژوهش

گروه‌ها	تعداد	وزن (گرم) هفتهٔ اول قبل از تمرین	وزن (گرم) هفتهٔ چهارم	وزن (گرم) هفتهٔ 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: High Amplitude (HA) و Low Amplitude (LA)

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از آزمون تحلیل واریانس، تفاوت معناداری بین گروه‌های مختلف در شاخص سفتی استخوان[2] ران (P = ۰/۰۰۰۱، f = ۱۱/۳۳) و درشت‌نی (P = ۰/۰۰۳، f = ۶/۱۲) مشاهده شد.

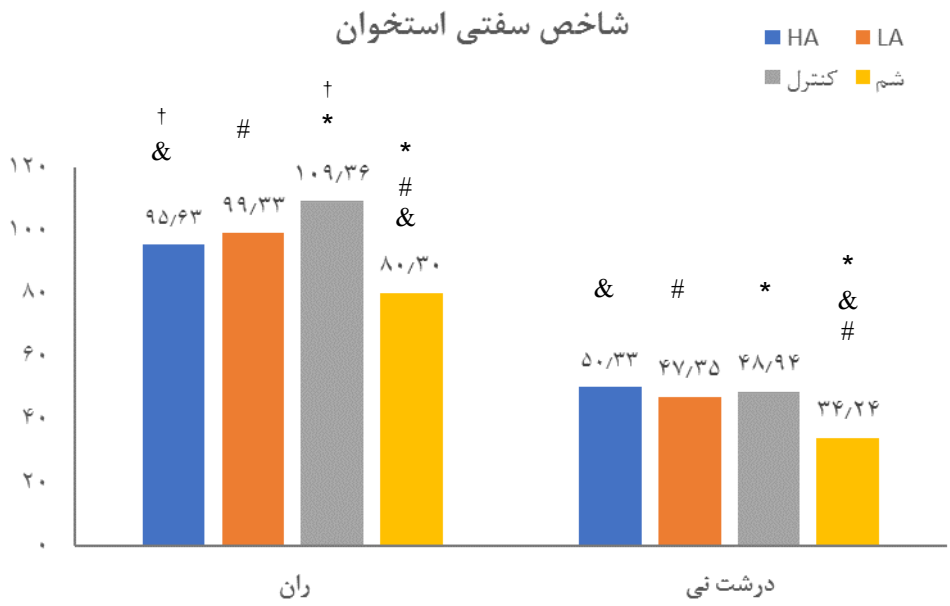
درمورد استخوان ران، نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان داد که شاخص مکانیکی سفتی استخوان بین گروه تمرینیHA (P = ۰/۰۲۴) و گروه تمرینی LA (P = ۰/۰۰۶) با گروه شم افزایش معناداری نداشت. در استخوان ران، گروه شم با گروه کنترل (P = ۰/۰۰۰۱) کاهش معناداری داشت. در استخوان درشت‌نی نیز گروه تمرینیHA (P = ۰/۰۰۳) و گروهLA (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 شمارهٔ یک).

در استخوان ران، این شاخص در گروه تمرینی HA نسبت به گروه کنترل کاهش معناداری را نشان داد (P = ۰/۰۳۵)؛ درحالی‌که بین گروه کنترل وگروه 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

www.SID.ir

Archive of SID



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

(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 درشت‌نی، & = تفاوت معنادار بین گروه شم و HA، # = تفاوت معنادار بین گروه شم و LA، * = تفاوت معنادار بین گروه شم و کنترل ($P \geq ۰/۰۵$))

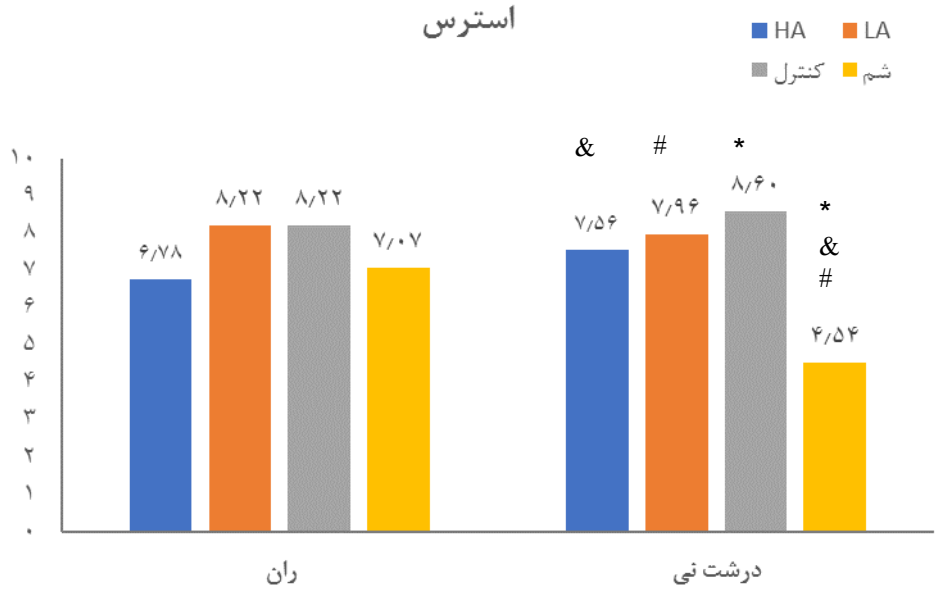
در شاخص استرس، نتایج به‌دست‌آمده از آزمون آماری نشان‌دهندهٔ نبود تفاوت معنادار بین گروه‌های موردمطالعه در استخوان ران ($P = ۰/۰۹۱$، $f = ۲/۴۸$) و تفاوت معنادار بین همین شاخص در استخوان درشت‌نی بود ($P = ۰/۰۰۱$، $f = ۱۳/۱۴$).

در استخوان درشت‌نی، بین گروه تمرینی LA ($P = ۰/۰۰۰۱$) و گروه HA ($P=۰/۰۰۱$) با گروه شم افزایش معناداری را نشان داد. گروه شم نسبت به گروه کنترل ($P=۰/۰۰۰۱$) با کاهش معناداری همراه بود (شکل شمارهٔ دو).

شاخص مکانیکی استرس، در گروه‌های تمرینی اعمال ویبراسیون (HA وLA) نسبت به گروه کنترل اختلاف معناداری را نشان نداد؛ درحالی‌که در گروه شم، کاهش معناداری نسبت به کنترل مشاهده شد.

www.SID.ir

Archive of SID



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

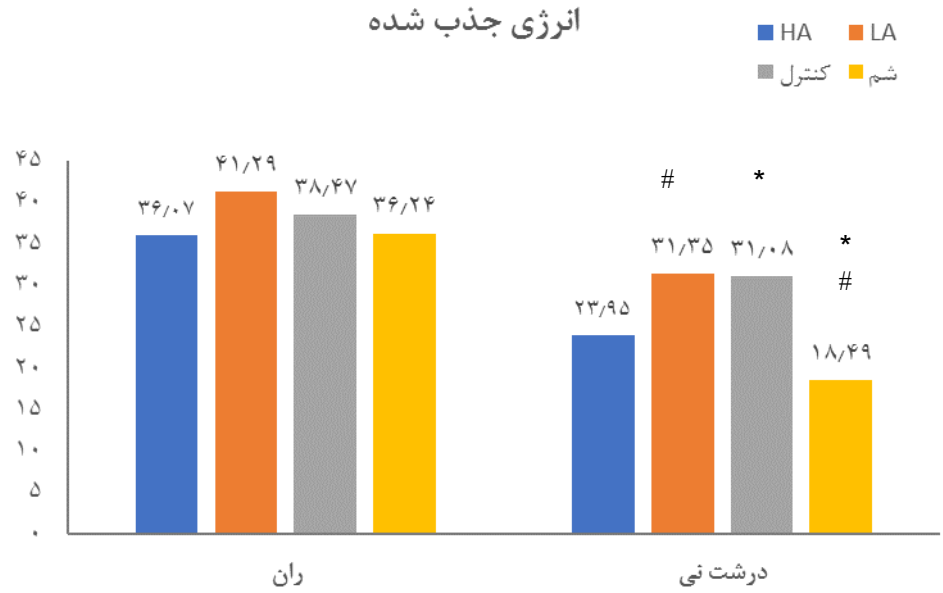
(& = تفاوت معنادار بین گروه HA و شم، # = تفاوت معناداربین گروه LA و شم، * = تفاوت معناداربین گروه شم و کنترل (۰/۰۵ ≥P)).

در شاخص انرژی جذب‌شده، نتایج به‌دست آمده از آزمون آماری نشان‌دهندهٔ وجود تفاوت معنادار بین گروه‌های موردمطالعه در استخوان درشت‌نی (P = ۰/۰۰۴، f = ۵/۹۹) بود؛ درحالی‌که در همین شاخص در استخوان ران، تفاوت معنادار مشاهده نشد (P =۰/۵۴۳، f = ۰/۷۳۱).

شاخص مکانیکی انرژی جذب‌شده در گروه LA (P = ۰/۰۰۶) و کنترل (P =۰/۰۱۴) نسبت به گروه شم افزایش معناداری را نشان داد (شکل شمارهٔ سه). همچنین، این شاخص در گروه‌های تمرینی اعمال ویبراسیون (HAو LA) نسبت به گروه کنترل اختلاف معناداری را نشان نداد.

www.SID.ir

Archive of SID



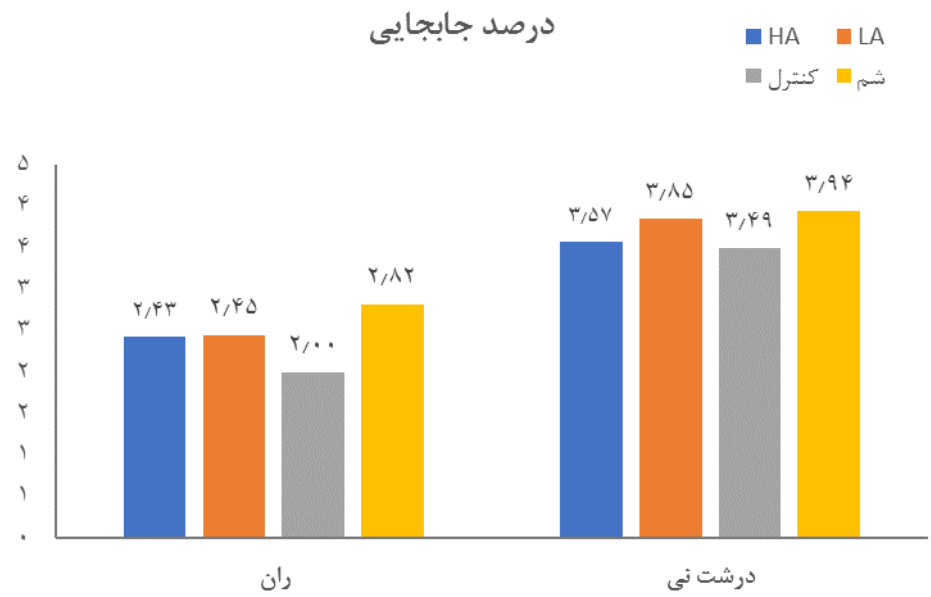
شکل ۳- مقادیر میانگین انرژی جذب‌شدهٔ (W_{Rm}) گروه‌های HA، LA، گروه کنترل و گروه شم در استخوان ران و درشت نی

(# = تفاوت معناداربین گروه شم و LA ، * = تفاوت معنادار بین گروه شم و کنترل ($P \geq ۰/۰۵$))

در شاخص درصد جابه‌جایی، در استخوان ران ($P = ۰/۱۳۹$، $f = ۲/۰۰۸$) و درشت‌نی ($P = ۰/۵۹۰$، $f = ۰/۶۵۰$) تفاوت معناداری مشاهده نشد.

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۴- مقادیر میانگین درصد جابه‌جایی گروه‌های HA، LA، گروه کنترل و گروه شم در استخوان ران و درشت‌نی ($P \geq ۰/۰۵$)

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این پژوهش، بررسی تأثیر ویبراسیون 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 دامنهٔ ارتعاش بر رفتار مکانیکی استخوان که ناشی از پدیدهٔ استخوان‌سازی خواهد بود، بررسی شود. بدین‌منظور، تعداد ۲۹ سر رت از نژاد ویستار با دامنهٔ 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 دامنهٔ متفاوت و درنتیجه دو شتاب ۲/۵ g و ۷/۵g، در بارگذاری جهت سنتز استخوان استفاده شدند. رت‌ها به‌مدت هشت هفته روی دستگاه ویبره با زمان پیش‌رونده قرار گرفتند. در پایان هفتهٔ هشتم، استخوان ران و درشت‌نی راست با آزمون مقاومت خمشی سه‌نقطه‌ای ارزیابی شدند. سه نتیجهٔ مهم، حاصل این پژوهش بود. اول، هر دو گروه تمرینی اثرهای مثبتی بر افزایش مقاومت مکانیکی استخوان داشته اند؛ اما این اثرها درمورد دامنهٔ کم، بیشتر بود. دوم، پاسخ ارتعاشات مکانیکی بر پارامترهای مقاومت

www.SID.ir

Archive of SID

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 تمرینیLA و HA، اثرهای مثبتی بر افزایش استحکام داشته است؛ اما این اثرها درمورد دامنهٔ 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 نمونهٔ 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. درمعرض نیروهای ارتعاشی بزرگ قرارگرفتن به‌دلیل امکان انتقال بیشتر ارتعاشات به سر -که دراثر WBV با دامنهٔ بالا صورت می‌گیرد؛ به‌خصوص در افراد مسن به‌علت ضعف در عضلات و کاهش مکانیزم میرایی[1]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 پلانتار-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، دراثر به‌نوسان‌درآوردن بافت‌های بدن به‌وجود می‌آیند و سبب تحریک گیرنده‌های مکانیکی (احتمالاً دوک‌های عضلانی) در انسان می‌شوند (۳۱). استخوان درشت‌نی و ران در فاصلهٔ یکسانی از صفحهٔ ویبراسیون قرار نگرفته‌اند و اثر مکانیسم میرایی که در بزرگی پاسخ عضله مؤثر است، برای هر دو استخوان یکسان نیست واحتمالاً 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[2]بدن درمقابل اختلال ایجادشده به‌وسیلهٔ ویبره است و روی استخوان‌های بالاتر از صفحهٔ ویبره اعمال می‌شود (۳۱). اعمال این محرک مکانیکی که منجر به پاسخ انقباضی عضلات می‌شود، تنش‌های مکانیکی را

1. Damping
2. Posture

www.SID.ir

Archive of SID

در محل اتصال عضله به استخوان در برخواهد داشت که سنتز استخوان و افزایش دانسیتهٔ تطابقی، نتیجهٔ آن خواهد بود.

نتایج این مطالعه نشان داد که سه ماه بعد از اوراکتومی، استحکام استخوان درشت‌نی و ران به‌طور معناداری کاهش یافت و برنامهٔ 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 درنتیجه، پوکی استخوان باشد. این یافته‌ها نتایج حاصل از مطالعات دیگر پژوهشگران را دربارهٔ تأثیر فرایند یائسگی بر چگالی استخوان تأیید می‌کند (۳۳،۳۴). براساس یافته‌های پژوهش حاضر، برنامهٔ 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 ویبراسیون بر استحکام استخوان اثر ندارد. به‌نظر می‌رسد که علت این اختلاف نحوهٔ 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. بروور و همکاران تمرینات ارتعاشی را پنج روز در هفته و دو بار در هر روز به‌مدت 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، درنظر گرفته شده بود. رابین و همکاران نیز به این نتایج صحه گذاشتند و نشان دادند که پاسخ قابل‌توجهی 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 تودهٔ استخوانی داشته است (۱۹). در مطالعهٔ 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 مطالعهٔ حاضر نشان داد که در هر دو حالت، ویبراسیون با دامنهٔ پایین و بالا اثرهای مثبتی بر افزایش مقاومت مکانیکی استخوان داشته است؛ اما این اثرها درمورد دامنهٔ کم بیشتر بوده است. همچنین، ارتعاشات مکانیکی کل بدن بر مقاومت مکانیکی و استحکام استخوان اثر مؤثری داشته است؛ به‌طوری‌که 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.

www.SID.ir

Archive of SID

مطالعه روی نمونهٔ حیوانی مطالعه‌ای مقدماتی بود که توجه به نتایج آن می‌تواند زیرساخت مناسبی برای پی‌ریزی مطالعات آتی برای تعمیم آن به نمونهٔ 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 ویبراسیون با فرکانس‌های متفاوت و شتاب ثابت در پیداکردن 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 دانشگاه‌بوعلی‌سینای 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, Högström 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.

www.SID.ir

Archive of SID

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, J 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:

www.SID.ir

Archive of SID

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، حیدریان‌پور علی. تأثیر ویبراسیون کل بدن بر مقاومت مکانیکی استخوان ران و درشت‌نی در رت اوراکتومی. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۷؛ ۱۰(۲۳)، ۳۲-۱۷.
شناسهٔ 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

www.SID.ir

Archive of SID

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

H. Mozayani[1] , G. Torkaman[2], M. Anbarian[3], A. Heydarian-pour[4]

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

www.SID.ir