مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان/ دوره پانزدهم/ زمستان ۱۳۸۹/ ۶۴-۵۲

# بررسی اثرات کوتاه مدت اعمال یک جلسه ارتعاش کل بدن برقدرت ایزوکینتیک عضلات روتاتور کاف و حس عمقی شانه در نمونه‌های جوان و سالم

**فریما فروهیده[۱]، صدیقه سادات نعیمی[۲]، خسرو خادمی کلانتری[۳]، عباس رحیمی[۳]، علی فرهادی[٤]**

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی (شعبه بین الملل)، تهران، ایران

۲- استادیار گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران تلفن: ۷۷۵٤۸٤۹٦-۰۲۱

Naimi.se@gmail.com

۳- دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

٤- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، عضو مجموعهٔ پزشکی ورزشی جمهوری اسلامی ایران، تهران، ایران

## چکیده

***زمینه و هدف:*** هدف از این مطالعه شناخت بررسی اثرات اعمال ۱ جلسه ارتعاش تمام بدن بر قدرت ایزوکینتیک عضلات روتاتور کاف و حس عمقی شانه بود.

***روش بررسی:*** ۳۲ دانشجو سه وضعیت کنترل(بدون ارتعاش)، push up با آرنج صاف و نیمه خم (وضعیتهای ارتعاشی) را با ۳۰ دقیقه فاصله بین وضعیتها به مدت دو دقیقه تجربه کردند. وضعیت‌های ارتعاشی پس از وضعیت کنترل بطور تصادفی بر روی صفحه ارتعاشی Power Plate (فرکانس :Hz ۳۰ و آمپلی تود: low) انجام شد. قبل و بعد از وضعیتها ، قدرت ایزوکینتیک عضلات روتاتور کاف و حس عمقی شانه بوسیله تست بازسازی زاویه (زوایای هدف صفر، ۴۵ و ۹۰ درجه)، توسط دینامومتر Kin-Com بررسی شد. نتایج حاصل از ۳ وضعیت با هم مقایسه شد.

***یافته‌ها:*** علیرغم کاهش قدرت دینامیک چرخاننده‌های داخلی پس از هر سه وضعیت، میزان کاهش قدرت این عضلات در وضعیت push up با آرنج صاف نسبت به کنترل بعد از مداخله کمتر بود (p=۰/۰۳). تفاوت معنی‌داری بین هر سه وضعیت از نظر گشتاور کانسنتریک چرخاننده‌های خارجی بر قرار بود. به صورتیکه وضعیت کنترل باعث بیشترین کاهش در قدرت این عضلات شد (p=۰/۰۱) و وضعیت push up با آرنج صاف مؤثرتر از push up با آرنج نیمه خم بود (p=۰/۰۳). بهبود معنی‌دار دقت حس عمقی نیز برای هر سه وضعیت بدست آمد که تنها در بازسازی زاویهٔ صفر درجه، تفاوت بین دو وضعیت کنترل و Push up با آرنج نیمه خم معنی‌دار بود (p=۰/۰۳). در این مطالعه تفاوتی بین دو وضعیت push up با آرنج صاف و نیمه خم در افزایش قدرت عضلات و بهبود حس عمقی دیده نشد.

***نتیجه‌گیری:*** اعمال دو دقیقه ارتعاش تمام بدن در یک جلسه، تحریک نسبتاً مناسبی بر سیستم نوروماسکولار نمونه‌های جوان و سالم در این مطالعه وارد کرده است.

***کلید واژه‌ها:*** تمرینات ارتعاشی کل بدن، قدرت عضلات روتاتور کاف، حس عمقی

وصول مقاله: ۸۹/۵/۲۵ اصلاحیه مقاله: ۸۹/۸/۵ پذیرش مقاله: ۸۹/۸/۲۴

## مقدمه

مفصل شانه بیشترین دامنهٔ حرکتی را در بین مفاصل بدن دارد (۱). این دامنه زیاد حرکتی به واسطهٔ شکل و ساختمان سطوح مفصلی آن و عناصر غیرفعال حمایت کننده مفصل همچون کپسول مفصلی وسیع و لیگامانهای اطراف آن تأمین شده است. ازدیاد دامنه حرکتی که لازمهٔ عملکرد مناسب این مفصل به عنوان مفصل پایهٔ اندام فوقانی است و با قربانی شدن نقش عناصر استاتیک

Archive of SID

www.SID.ir

در تأمین ثبات مفصل همراه شده است، نقش بارزتر عناصر دینامیک را در فراهم آوردن استحکام این مفصل می‌طلبد. از طرف دیگر نقش حلقه‌های فیدبکی پروپریوسپتیو نیز که با فراهم کردن اطلاعات از کپسول و لیگامانها باعث هماهنگی عملکرد عضلات می‌شوند، در ثبات شانه به خوبی تایید شده است (۲). بنابراین تأمین ثبات این مفصل برای فعالیت‌های عملکردی در طی زندگی روزمره و مهمتر از آن برای فعالیتهای ورزشی ضروری می‌باشد که رسیدن به این هدف مستلزم برقراری هماهنگی نوروماسکولار همراه با تقویت عضلات روتاتور کاف ضعیف و حس عمقی از دست رفته است (۱).

یکی از تکنیک‌های نوین درمانی که در طی ۲ دهه اخیر معرفی گردیده و مورد توجه کلینیک‌های فیزیوتراپی قرار گرفته، ارتعاش درمانی یا تمرینات ارتعاشی کل بدن است که به عنوان یک وسیله تمرینی سیستم نوروماسکولار معرفی شده است. مطالعات زیادی تاکنون اثرات مثبت ارتعاش تمام بدن را برقدرت و توان عضلات، تعادل، عوامل فیزیولوژیکی، سطوح هورمونی و آنابولیک و دانسیته استخوانی بررسی کرده‌اند. این مطالعات همگی یافته خود را ناشی از اثر تحریکی ارتعاش تمام بدن بر گیرنده‌های پوست، دوک‌های عضلانی، مکانورسپتورهای مفصلی و تغییرات در فعالیت مغز می دانند (۱۱-۳). اثر مثبت و کوتاه مدت ارتعاش بر قدرت و توان عضلات اندام تحتانی نیز توسط تعدادی از مطالعات بررسی شده است (۱۳ و۱۲ و۷ و٦). اما تعدادی از مطالعات هیچگونه اثر مثبتی در اعمال حاد ارتعاش تمام بدن بدست نیاورده‌اند (١٤و٩). اثرات مثبت ارتعاش بر حس عمقی نیز توسط تعدادی از محققین گزارش شده است (۱۷-۱۵).

از طرف دیگر درحالیکه اکثر فعالیت‌های روزمره توسط اندام فوقانی انجام می‌شود و ثبات مفصل شانه برای داشتن ADL مناسب و مهمتر از آن برای فعالیتهای ورزشی لازم و ضروری است، تاکنون هیچ مطالعه‌ای اثر ارتعاش تمام بدن را بر قدرت عضلات اندام فوقانی به خصوص عضلات اطراف مفصل شانه و حس عمقی این مفصل به طور مستقیم (دست‌گذاری بر روی صفحه ارتعاش)، بررسی نکرده است. همچنین از آنجایی که وضعیت‌های قرارگیری بر روی صفحه ارتعاش با تاکید بر عضلات شانه مبتنی بر مدرک علمی نمی‌باشد و تنها توسط شرکتهای سازنده دستگاههای ارتعاش تمام بدن ارائه شده‌اند، لذا هدف ما از تحقیق فعلی آن است که به مقایسه دو وضعیت push up با آرنج صاف و نیمه خم که شبیه سازی شده از وضعیت‌های مفاصل اندام تحتانی می‌باشند، در شانه بپردازیم و تأثیر ارتعاش تمام بدن را در این دو وضعیت بر قدرت عضلات روتاتورکاف و حس عمقی این مفصل، بررسی کنیم. در صورت اثربخشی ارتعاش، ارتعاش تمام بدن می‌تواند یک روش جایگزین تمرینات ورزشی و پروپریوسپتیو برای مفاصل اندام فوقانی بخصوص مفصل شانه باشد.

## روش بررسی

این مطالعهٔ نیمه تجربی از نوع Cross Over Trial و کارآزمایی کنترل شده تصادفی (بررسی مداخله‌ای) (Randomized Control Trial) بوده است که توسط کمیتهٔ اخلاقی دانشکدهٔ توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی مورد تأیید قرار گرفته است.

۳۲ نفر از دانشجویان دختر و پسر دانشکدهٔ توانبخشی شهید بهشتی (قد: ۷/۴۲±۱۷۲/۷۲ سانتی‌متر، سن: ۳/۷۱±۲۴/۹۷ سال و BMI: ۳/۴۹±۲۳/۱۷) به طور



Archive of SID

www.SID.ir

داوطلبانه در این طرح شرکت نمودند. تمام شرکت‌کنندگان فرم رضایت‌نامه جهت شرکت در طرح تحقیقاتی را تکمیل و امضا کردند.

با فراخوان عمومی جهت دعوت از داوطلبان به طرح تحقیقاتی اقدام شد. زمان انجام آزمون برای تمام نمونه‌ها یکسان و ما بین ساعت ۹ صبح تا ۱ بعداز ظهر انتخاب شد. قبل از انجام آزمون روش کار و نکاتی که انجام آنها برای نمونه الزامی بود، بطور کامل برای نمونه‌ها شرح داده شد. سپس نمونه‌ها با دستگاه ایزوکینتیک و اعمال ارتعاش تمام بدن و نحوه ایستادن بر روی صفحه آشنا شدند. سپس از آنان خواسته شد که به مدت ۸ دقیقه خود را گرم کنند (۵ دقیقه بایسپس ارگومتر و ۳ دقیقه تمرینات کششی برای عضلات اطراف شانه همراه با تمرینات کودمن). پس از آن نمونه‌ها به عنوان گروه کنترل در حالیکه دستگاه ارتعاش تمام بدن خاموش بود در وضعیت push up با آرنج صاف به مدت ۲دقیقه (در۴ ست ۳۰ ثانیه‌ای با ۳۰ ثانیه استراحت بین ست‌ها) بر روی صفحه قرار گرفتند و قبل و بعد از آن بررسی قدرت ایزوکینتیک عضلات روتاتور کاف و ارزیابی حس عمقی شانه (تست بازسازی زاویه) و ارزیابی عملکردی، انجام شد که شرح آن در زیر آمده است.

پس از ۳۰ دقیقه وقفه نمونه‌ها دو وضعیت قرارگیری بر روی صفحه ارتعاشی (push up با آرنج صاف و push up با آرنج خم) را به طور تصادفی و با ۳۰ دقیقه فاصله ما بین دو وضعیت ارتعاشی تجربه کردند و در معرض ارتعاش قرار گرفتند. قبل و بعد از وضعیت‌های ارتعاشی نیز بررسی قدرت ایزوکینتیک عضلات روتاتور کاف و ارزیابی حس عمقی و عملکردی تکرار شد. بنابرین هر نمونه سه وضعیت کنترل، push up با آرنج صاف و push up با آرنج خم را تجربه کرد.

## وضعیت‌های ارتعاشی

نمونه‌ها دو وضعیت ارتعاشی زیر را به طور تصادفی از طریق جدول اعداد تصادفی بر روی صفحه ارتعاشی Power Plate تجربه کردند (فرکانس :Hz ۳۰ و آمپلی تود:low) :

۱- نمونه در وضعیت push up قرار گرفت. دستها با آرنج صاف و با فاصله مساوی از مرکز ارتعاش بر روی صفحه ارتعاشی قرار گرفت به طوریکه بازوها عمود به صفحه ارتعاشی باشد. ( در۴ ست ۳۰ ثانیه‌ای با ۳۰ ثانیه استراحت بین ست‌ها نمونه در معرض ارتعاش قرار گرفت).

۲- نمونه در وضعیت بالا قرار گرفت با این تفاوت که از وی خواسته شد که دستها را با فاصله بیشتری از مرکز ارتعاش قرار دهد به طوریکه ساعد عمود بر صفحه باشد و زاویه آرنج در ۳۰ درجه فلکشن حفظ شود (در۴ ست ۳۰ ثانیه‌ای با ۳۰ ثانیه استراحت بین ست‌ها نمونه در معرض ارتعاش قرار گرفت) (شکل۱).



Archive of SID

www.SID.ir

**شکل ۱: وضعیت push up با آرنج خم بر روی صفحهٔ ارتعاشی**

**(a)** **(b)**

**شکل۲: وضعیت دست در زوایای هدف صفر و ۹۰ درجه جهت انجام تست بازسازی اکتیو زاویه. a.زاویهٔ هدف صفر درجه.b. زاویهٔ هدف ۹۰ درجه**

**ارزیابی قدرت دایناميک عضلات روتاتور کاف توسط سیستم ایزوکینتیک:**

در این تحقیق اندازه‌گیری قدرت ایزوکینتیک عضلات روتاتور کاف شانه غالب با استفاده از سیستم دینامومتری ایزوکینتیک Kin-Com با سرعت ۹۰°/s انجام شد. اعتبار و پایایی (تکرارپذیری) از ویژگی‌های مهم ارزیابی با سیستم Kin-Com به حساب می‌آید که در مطالعات پیشین مورد بررسی و تأیید قرار گرفته و در دامنه ۰/۸۶ و ۰/۹۵ گزارش شده است (۱۹و۱۸). بمنظور ارزیابی آزمون شونده بر روی صندلی دینامومتر قرار می‌گرفت. جهت ثابت کردن تنه استرپ‌هایی به دور سینهٔ فرد بسته می‌شد. شانه غالب در صفحه اسکپولار قرار داده شد (۴۵ درجه Abd. و ۳۰ درجه Forward Flex.، آرنج ۹۰ درجه خم و ساعد در پرونیشن و توسط استرپ بسته می‌شود). وضعیت هوریزونتال بازوی اهرم دینامومتر به عنوان زاویه صفر و دامنه حرکتی نسبت به آن ۹۰ درجه تعیین می‌شد. با حذف جاذبه حرکت چرخش شانه در دامنه ۹۰ درجه انجام می‌گردید که شامل نزدیک به ۹۰ درجه چرخش خارجی و چرخش داخلی بود. اول عضلات به صورت کانسنتریک (چرخش داخلی و چرخش خارجی) تست می‌شدند و پس از ۳۰ ثانیه به دنبال آن به صورت اکسنتریک (چرخش داخلی و چرخش خارجی). بعد از یک توضیح مختصر جهت آشنایی با کار دستگاه ابتدا نمونه‌ها سه انقباض ساب ماگزیمال را به عنوان گرم



Archive of SID
www.SID.ir

کردن برای هر دو گروه عضلانی انجام می‌دادند. سپس سه تکرار با شدت ماگزیمال را انجام می‌دادند. در حین انجام حرکت فرمان صوتی برای انجام حرکت داده می‌شد. متغیر اندازه‌گیری شده میانگین گشتاور بیشینه[1] بود.

**ارزیابی پروپریوسپشن به وسیلهٔ تست بازسازی اکتیو زاویه توسط سیستم ایزوکینتیک:**

برای اجرای تست بازسازی زاویه از سیستم دینامومتری ایزوکینتیک Kin-Com استفاده شد. نمونه با چشم بسته و در حالی که توسط هدفن به نویز سفید گوش می‌داد بر روی صندلی دینامومتر ایزوکینتیک قرار می‌گرفت. استرپ‌هایی به دور سینهٔ نمونه بسته می‌شد تا از حرکت اضافی تنه جلوگیری شود. سرعت دینامومتر در ۵°/s تنظیم می‌شد. سپس شانه غالب در صفحه اسکاپولار قرار می‌گرفت. وضعیت هوریزونتال بازوی اهرم دینامومتر به عنوان زاویه صفر و دامنه حرکتی نسبت به آن ۹۰ درجه تعیین می‌شد. زوایایی که باید توسط نمونه بازسازی شوند[2] شامل ۰°، ۴۵° و ۹۰° بودند که شامل هر دو جهت چرخش داخلی و خارجی بود که با ترتیب تصادفی توسط نمونه بازسازی می‌شدند (شکل ۲-a,b). وضعیت شروع برای بازسازی زاویه ۹۰° و ۰°، زاویه ۴۵° و برای بازسازی زاویه۴۵° زاویه ۹۰ بود. شانهٔ نمونه به طور اکتیو به هر یک از ۳ زاویه هدف آورده شده و به مدت ۱۰ ثانیه نگه داشته می‌شد. از نمونه خواسته می‌شد که بر روی این زاویه تمرکز کند. سپس بازو به طور اکتیو به وضعیت شروع برگردانده می‌شد و نمونه ۵ ثانیه استراحت می‌کرد. این عمل ۲ بار انجام می‌شد و بار سوم از فرد خواسته می‌شد که بازو را به طور اکتیو بچرخاند تا به زاویه هدف برسد. زمانی که احساس می‌کرد که به زاویه هدف رسیده است بازوی اهرم را متوقف می‌کرد. این عمل ۳ بار تکرار می‌شد و قدر مطلق اختلاف بین زاویه ضبط شده و زاویه هدف به عنوان خطا (خطای مطلق زاویه‌ای)[3] ثبت می‌گردید و میانگین آنها جهت آنالیز آماری استفاده می‌شد.

**روش تجزیه و تحلیل داده‌ها**

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم افزار Spss 16 و Microsoft Excel 2007 استفاده شد. برای مقایسه میانگین متغیرهای مورد بررسی در سه وضعیت Push up با آرنج صاف و نیمه خم و کنترل از مدل خطی آمیخته[4] و با انتخاب ساختار کواریانس قطری استفاده شد. همچنین از آزمون‌های تعقیبی روی پارامترهای حاصل از مدل، برای مقایسه دو به دوی میانگین تعدیل شدهٔ سه وضعیت استفاده گردید. برای مقایسه تأثیر مداخله در مقطع قبل و بعد هر یک از سه وضعیت از آزمون T زوجی استفاده شد. رابطهٔ بین مقطع قبل و بعد از انجام مداخله برای هر یک از متغیرها با استفاده از آزمون همبستگی پیرسون بررسی شد.

## یافته‌ها

اطلاعات دموگرافیک نمونه‌های مورد مطالعه در جدول ۱ آورده شده است.

جهت ارزیابی تکرارپذیری تست‌ها، تمام مراحل تحقیق با فاصلهٔ یک هفته بر روی ۸ نفر از نمونه‌ها تکرار شد که نتایج بیانگر تکرارپذیری خوب تحقیق حاضر بود.

**قدرت دینامیک عضلات روتاتور کاف:**

**مقایسه درون وضعیت‌ها قبل و بعد از مداخله از نظر قدرت داینامیک عضلات چرخاننده داخلی:**

1. Mean peak torque
2. target angles
3. Absolute Angular Error
4. Mixed Model



Archive of SID

www.SID.ir

در مقایسه مقطع قبل و بعد ۳ وضعیت بر اساس نتایج آزمون T زوجی قدرت این عضلات بعد از مداخله در هر ۳ وضعیت push up با آرنج صاف و نیمه خم و کنترل کاهش یافت (جدول ۲).

**جدول ۱ : اطلاعات دموگرافیک نمونه‌های مورد مطالعه**

| | میانگین | انحراف معیار | ماکزیمم | مینیمم | تعداد |
|---|---|---|---|---|---|
| سن | ۲٤/۹۷ | ۳/۷۱ | ۳۰ | ۱۹ | ۳۲ |
| قد | ۱۷۲/۷۲ | ۷/٤۱ | ۱۸۷ | ۱٥٦ | ۳۲ |
| وزن | ٦۹/٥۹ | ۱۳/۸٤ | ۱۰۰ | ٤۷ | ۳۲ |
| BMI | ۲۳/۱۷ | ۳/٤۹ | ۲۹/۸٦ | ۱۷/۲۱ | ۳۲ |

**جدول۲: بررسی تأثیر مداخله در سه وضعیت کنترل، push up با آرنج صاف و خم با استفاده از t-test زوجی**

| متغیر | M±SD در مقطع قبل | M±SD در مقطع بعد | p-value |
|---|---|---|---|
| وضعیت کنترل | TCIR | ۱۷/۹۱± ٦/۰۸ | ۱٦/۱۰±٤/۷٥ | ۰/۰۰۰٥ |
| | TCER | ۱٤/٤۷±٥/۷۳ | ۱٤/۳۳±٤/٥۷ | ۰/۴۳ |
| | TEIR | ۱٦/۷۰±٥/۱٤ | ۱٥/٦٦±٤/۳۳ | ۰/۰۱ |
| | TEER | ۱۹/۷٤±٦/۱۲ | ۱۷/٦۲±٥/٤۰ | ۰/۰۰۰٥ |
| | AE0 | ٤/۰۱±۲/۲۸ | ۳/۰۰±۱/٥۸ | ۰/۰۱ |
| | AE45 | ٤/۲۸±۱/۷۳ | ۳/۳٤±۱/۷٥ | ۰/۰۱ |
| | AE90 | ٤/۳٤±۲/۲٥ | ۳/٦۲±۱/۹۹ | ۰/۰٥ |
| وضعیت Push Up با آرنج صاف | TCIR | ۱۷/۱۲±٦/۱۳ | ۱٦/۱٥±٥/۳۰ | ۰/۰۲ |
| | TCER | ۱٥/۱٥±٥/٤۳ | ۱٥/۰٦±٥/۹۷ | ۰/۴۳ |
| | TEIR | ۱٦/٥۳±٤/٦۳ | ۱٦/۰٥±٥/۳۲ | ۰/۱۳ |
| | TEER | ۱۸/۲٥±٦/۷۹ | ۱۷/۱۳±٦/٦۹ | ۰/۰۲ |
| | AE0 | ۴/۰۸±۲/۱٥ | ۲/٤٥±۱/۳۹ | ۰/۰۰۰ |
| | AE45 | ۳/۹۸±۲/۱۸ | ۳/۰۱±۱/٦٦ | ۰/۰۰۲ |
| | AE90 | ٤/٦٥±۲/۲۱ | ۳/۰۳±۱/۹۳ | ۰/۰۰۰ |
| وضعیت Push Up با آرنج خم | TCIR | ۱٦/۷۹±٥/٤۳ | ۱٦/٥۸±٤/۹٥ | ۰/۳٦ |
| | TCER | ۱٤/۲۷±٥/۱٦ | ۱٥/۰۰±٤/۸۷ | ۰/۱۸ |
| | TEIR | ۱٦/۱۰±٥/۰۹ | ۱٥/۱۰±٤/۸٥ | ۰/۰۲ |
| | TEER | ۱۷/۲۷±٤/٤۳ | ۱۷/۳۳±٥/٦۱ | ۰/۴٦ |
| | AE0 | ۳/٦۲±۲/٤۰ | ۲/۷۹±۱/۹٦ | ۰/۰۰۰ |
| | AE45 | ٥/۰۹±۲/۰۷ | ۳/۲۰±۱/۷۰ | ۰/۰۰۲ |
| | AE90 | ٤/۱۳±۲/۲۷ | ۲/۸۷±۱/۹۲ | ۰/۰۰۰ |

**AE0 = خطای مطلق زاویه‌ای در بازسازی زاویهٔ ۰ درجه، AE45 = خطای مطلق زاویه‌ای در بازسازی زاویهٔ ۴۵درجه،AE90= خطای مطلق زاویه‌ای در بازسازی زاویهٔ ۹۰ درجه، TCIR= میانگین گشتاور بیشینهٔ کانسنتریک عضلات چرخانندهٔ داخلی، TCER= میانگین گشتاور بیشینه کانسنتریک عضلات چرخانندهٔ خارجی، TEIR= میانگین گشتاور بیشینه اکسنتریک عضلات چرخانندهٔ داخلی، TEER= میانگین گشتاور بیشینه اکسنتریک عضلات چرخانندهٔ خارجی**



Archive of SID
www.SID.ir

**مقایسه بین وضعیت‌ها از نظر قدرت دینامیک عضلات چرخانندٔ داخلی:**

در مقایسه بین وضعیت‌ها از نقطه نظر میانگین گشتاور بیشینهٔ کانسنتریک عضلات چرخانندهٔ داخلی بر اساس نتایج آزمون مدل خطی آمیخته، هیچگونه اختلاف معنی‌داری بین ۳ وضعیت وجود نداشت. از نظر میانگین گشتاور بیشینهٔ اکسنتریک تفاوت معنی‌داری بین وضعیت کنترل و push up با آرنج صاف بدست آمد (p=۰/۰۳)، اما بین ۲ وضعیت push up با آرنج صاف و نیمه خم تفاوتی دیده نشد (p=۰/۱).

**مقایسه درون وضعیت‌ها قبل و بعد از مداخله از نظر قدرت دینامیک عضلات چرخانندٔ خارجی:**

در مقایسه مقطع قبل و بعد از ۳ وضعیت از نظر قدرت دینامیک عضلات چرخانندهٔ خارجی بر اساس آزمون T زوجی تنها میانگین گشتاور بیشینهٔ کانسنتریک و اکسنتریک این عضلات در وضعیت push up با آرنج نیمه خم افزایش یافت، که البته این افزایش معنی‌دار نبود (جدول ۲). در وضعیت push up با آرنج صاف و کنترل نیز میانگین گشتاور بیشینهٔ کانسنتریک و اکسنتریک عضلات چرخانندهٔ خارجی کاهش یافت که تنها در انقباض اکسنتریک این کاهش معنی‌دار بود.

**مقایسه بین وضعیت‌ها از نظر قدرت دینامیک عضلات چرخانندٔ خارجی:**

در مقایسه بین وضعیت‌ها از نقطه نظر میانگین گشتاور بیشینهٔ اکسنتریک عضلات چرخانندهٔ خارجی بر اساس نتایج آزمون مدل خطی آمیخته هیچگونه اختلاف معنی‌داری بین ۳ وضعیت وجود نداشت. اما از نظر میانگین گشتاور بیشینهٔ کانسنتریک تفاوت معنی‌داری بین هر ۳ وضعیت بر قرار بود به صورتی که وضعیت کنترل باعث کاهش بیشتری در قدرت عضلات چرخانندهٔ خارجی شد (p=۰/۰۱) و وضعیت push up با آرنج صاف مؤثرتر از وضعیت push up با آرنج نیمه خم بود (p=۰/۰۳).

**خطای مطلق زاویه‌ای:**

**مقایسه درون وضعیت‌ها قبل و بعد از مداخله:**

در مقایسه مقطع قبل و بعد هر ۳ وضعیت بر اساس نتایج آزمون T زوجی تفاوت معنی‌داری بین مقطع قبل و بعد مشاهده شد و کاهش معنی‌دار خطای مطلق زاویه‌ای بدست آمد (جدول۲).

**مقایسه بین وضعیت‌ها:**

در مقایسه بین وضعیت‌ها بر اساس نتایج آزمون مدل خطی آمیخته تنها در بازسازی زاویه صفر درجه تفاوت معنی‌داری بین دو وضعیت کنترل و Push up با آرنج نیمه خم بدست آمد (p=۰/۰۳). در سایر موارد هیچگونه تفاوت معنی‌داری بین وضعیت‌ها مشاهده نشد.

به منظور مقایسه مطلوب‌تر یافته‌های حاصل از تحقیق میانگین درصد پیشرفت متغیرهای مورد بررسی در نمونه‌های مورد مطالعه نیز محاسبه شد که نتایج آن در جدول ۳ آورده شده است. میانگین درصد پیشرفت عبارتست از میانگین درصد نسبت‌های تفاضل نتایج بعد از تست و قبل از تست به نتایج قبل از تست. همانگونه که میانگین درصد پیشرفت نشان می‌دهد حتی در مواردی که تفاوت معنی‌داری بین وضعیت‌ها وجود نداشته هر دو وضعیت ارتعاش نسبت به وضعیت کنترل کاهش کمتری در گشتاور ایزوکینتیک و کاهش بیشتری را در خطای مطلق زاویه‌ای نتیجه داده‌اند.



Archive of SID

www.SID.ir

**جدول۳: مقایسه درصد پیشرفت متغیرهای مورد بررسی در تحقیق در ۳ وضعیت کنترل،push up با آرنج صاف و خم**

| | کنترل | Push up با آرنج صاف | Push up با آرنج خم |
|---|---|---|---|
| | درصد پیشرفت میانگین ±خطای استاندارد | درصد پیشرفت میانگین ±خطای استاندارد | درصد پیشرفت میانگین ±خطای استاندارد |
| TCIR | ۷/۸۳± ۲/۷۷% | ۳/۹۳± ۲/۱۸% | ۱/۶۰± ۴/۱۹% |
| TCER | ۳۱/۵۶± ۳۲/۵۸% | ۰/۱۴± ۲/۷۸% | ۲۶/۳۱± ۲۳/۲۷% |
| TEIR | ۴/۸۶±۲/۴۲% | ۳/۳۰± ۲/۴۲% | ۴/۳۰± ۲/۷۱% |
| TEER | ۷/۷۹± ۲/۵۵% | ۵/۷۸± ۳/۷۱% | ۱/۷۵± ۵/۶۵% |
| AE0 | ۱۲/۱۹± ۱۸/۸۳% | ۱۸/۴۹± ۱۴/۱۱% | ۱۴/۹۰± ۱۴% |
| AE45 | ۹/۲۷± ۹/۶۵% | ۱۳/۷۰± ۱۳/۰۱% | ۱۶/۲۸± ۲۱/۰۲ |
| AE90 | ۱۱/۷۸± ۲۶/۶۱% | ۲۶/۷۸± ۸/۷۹% | ۱۷/۱۲± ۱۰/۷۹% |

## بحث

**گشتاورهای ایزوکینتیک عضلات روتاتورکاف شانه:**

**گشتاورهای ایزوکینتیک عضلات چرخاندٔ داخلی:**

نتایج مطالعهٔ حاضرکاهش قدرت دینامیک عضلات چرخانندهٔ داخلی را در هر ۲ وضعیت push up با آرنج صاف و نیمه خم بدست داد. از نقطه نظر میانگین گشتاور بیشینهٔ کانسنتریک عضلات چرخانندهٔ داخلی هیچگونه اختلاف معنی‌داری بین ۳ وضعیت وجود نداشت. اما میزان کاهش قدرت در وضعیت کنترل بیشتر از ۲ وضعیت اعمال ارتعاش push up با آرنج صاف و نیمه خم بود. بدین ترتیب که در وضعیت کنترل ۷/۸۳٪ و در ۲ وضعیت دیگر به ترتیب ۳/۹۳٪ و ۱/۶۰٪ بود. از نظر میانگین گشتاور بیشینهٔ اکسنتریک تفاوت معنی‌داری بین وضعیت کنترل و push up با آرنج صاف بدست آمد بطوریکه میزان کاهش قدرت عضلات چرخانندهٔ داخلی در وضعیت push up با آرنج صاف نسبت به کنترل بعد از مداخله کمتر بود (۳/۳۰٪ در مقابل ۴/۸٪ وضعیت کنترل). اما بین ۲ وضعیت push up با آرنج صاف و نیمه خم تفاوتی دیده نشد.

**گشتاورهای ایزوکینتیک عضلات چرخاندٔ خارجی:**

از نظر قدرت دینامیک عضلات چرخانندهٔ خارجی، میانگین گشتاور بیشینهٔ کانسنتریک و اکسنتریک این عضلات تنها در وضعیت push up با آرنج نیمه خم افزایش یافت که البته این افزایش معنی‌دار نبود و در ۲ وضعیت دیگر کاهش یافت (بر اساس آزمونT زوجی). از نظر میانگین گشتاور بیشینهٔ اکسنتریک عضلات چرخانندهٔ خارجی هیچگونه اختلاف معنی‌داری بین ۳ وضعیت وجود نداشت،گرچه وضعیت کنترل باز هم باعث کاهش بیشتری (۹/۷۹٪) در قدرت عضلات نسبت به دو وضعیت push up با آرنج صاف (۵/۷۸٪) و نیمه خم (۱/۷۵٪) شد. اما از نظر میانگین گشتاور بیشینهٔ کانسنتریک عضلات چرخانندهٔ خارجی تفاوت معنی‌داری بین هر ۳ وضعیت بر قرار بود به صورتیکه وضعیت کنترل باعث کاهش بیشتری در قدرت عضلات چرخانندهٔ خارجی شد (۳۱/۵۶٪) و وضعیت push up با آرنج صاف مؤثرتر از وضعیت push up با آرنج نیمه خم بود (۰/۱۴٪ در مقابل ۲۶/۳۱٪).

در مطالعهٔ حاضر کاهش گشتاور عضلات چرخانندهٔ داخلی و خارجی شانه را به دنبال اعمال



Archive of SID

www.SID.ir

ارتعاش به دست آوردیم که می‌تواند ناشی از خستگی نوروماسکولار در نتیجهٔ پروتکل طولانی تحقیق حاضر باشد، اما میزان این کاهش در هر دو وضعیت ارتعاشی به مراتب کمتر از وضعیت کنترل بود. این امر نشان می‌دهد که ارتعاش با به تعویق انداختن خستگی عضله تأثیر مثبت خود را بر نمونه‌های مورد مطالعه در این تحقیق گذاشته است. علی‌رغم نتایج مطالعه حاضر در اعمال حاد ارتعاش تمام بدن بر قدرت عضله، تعدادی از مطالعات تأثیر منفی آن را بر عملکرد نوروماسکولار عضله گزارش کرده‌اند. برای مثال Roiter و همکارانش (۲۰۰۳) کاهش حداکثر انقباض ارادی، حداکثر ظرفیت تولید نیرو و فعالیت ارادی عضلات اکستانسور زانو را به دنبال ۵ ست ۶۰ ثانیه‌ای ارتعاش تمام بدن گزارش کردند اما مطالعهٔ این محققین فاقد گروه کنترل جهت مقایسه با گروه ارتعاش تمام بدن بود (۱۴). Cochrane و همکارانش نیز که نیروی ایزومتریک grip دست را به دنبال ۵ دقیقه ارتعاش تمام بدن اندازه گرفتند، کاهش آن را گزارش کردند و تفاوتی بین گروه کنترل و ارتعاش به دست نیاوردند (۹). Erskin و همکارانش نیز کاهش معنی‌دار حداکثر گشتاور ایزومتریک ارادی اکستانسور زانو را ۲ ساعت بعد از ارتعاش نشان دادند که این کاهش تنها در گروه ارتعاش مشاهده شد و در گروه کنترل حداکثر گشتاور بدون تغییر ماند (۲۰). به نظر می‌رسد استفاده از پروتکل‌های تمرینی مختلف، نداشتن گروه کنترل، تفاوت در فرکانس، آمپلیتود و زمان اعمال ارتعاش، وضعیت‌های مختلف قرارگیری بر روی صفحه و داشتن و یا نداشتن گرم کردن اولیه و افراد مورد مطالعه می‌تواند تا حدی این تفاوتها در نتایج به دست آمده را توجیه کند.

از طرف دیگر افزایش قدرت اکسنتریک و کانسنتریک عضلات چرخانندهٔ خارجی به دنبال اعمال ارتعاش در وضعیت push up با آرنج خم اگرچه معنی‌دار نبود، اما بیانگر همین تأثیر مثبت ارتعاش بر رفتار نوروفیزیولوژیک و بیومکانیک این گروه از عضلات است. در مطالعات گذشته نیز افزایش قدرت به دنبال اعمال یک جلسه ارتعاش تمام بدن گزارش شده است (۲۱و۱۳و۳). تئوری غالب مطرح شده در زمینه افزایش قدرت بدنبال اعمال ارتعاش تمام بدن این است که ارتعاش با تحریک گیرنده‌های حسی و بیشتر از همه دوکهای عضله (فیبرهای Ia) باعث بروز پاسخ ارتعاشی تونیک[۲] در عضله و تاندون می‌شود. پاسخ ارتعاشی تونیک باعث فعالیت دوکهای عضلانی، افزایش فعالیت آورانهای $I_a$ و فعالیت فیبرهای عضلانی از طریق آلفا موتورنورونها می‌شودکه به صورت افزایش موقتی در فعالیت عضله دیده می‌شود (۲۲و۱۳و۱۱-۹ و۵ و٤). بعلاوه در این مطالعه در هر دو وضعیت push up با آرنج صاف و نیمه خم هیچگونه چرخشی در مفصل شانه وجود نداشت اما افزایش قدرت عضلات چرخانندهٔ خارجی در وضعیت push up با آرنج خم بیانگر تأثیر بیشتر ارتعاش بر این گروه از عضلات است. در مطالعات، بیان شده است که در فعالیت‌های وزن اندازی در اندام فوقانی، عضلهٔ اینفرااسپیناتوس در میان عضلات روتاتور کاف بیشترین عضلهٔ فعال است که همراه با سایر عضلات روتاتورکاف با فشردن سرهومروس در حفرهٔ گلنویید به ثبات مفصل گلنوهومرال کمک می‌کند (۲۳). از آنجاییکه این عضله همراه با عضلهٔ ترس مینور عضلات اصلی چرخانندهٔ خارجی شانه هستند، این فعالیت بیشتر

[۲] Tonic Vibration Reflex



Archive of SID

www.SID.ir

می‌تواند توجیهی بر افزایش قدرت این گروه از عضلات در وضعیت push up با آرنج خم باشد.

**حس عمقی (خطای مطلق زاویه‌ای در تست بازسازی زاویه):**

نتایج این مطالعه افزایش دقت حس عمقی شانه را به دنبال ارتعاش در دو وضعیت مورد تست نشان داد. در هر دو وضعیت push up با آرنج صاف و نیمه خم کاهش معنی‌دار خطای مطلق زاویه‌ای در هر ۳ زاویهٔ ۰، ۴۵ و ۹۰ درجه پس از اعمال ارتعاش دیده شد. اگرچه این کاهش در وضعیت کنترل هم معنی‌دار بود، اما میزان کاهش در وضعیت‌های ارتعاشی بیشتر از وضعیت کنترل بود. در مقایسه بین وضعیت‌ها تنها در بازسازی زاویه صفر درجه تفاوت معنی‌داری بین وضعیت push up با آرنج نیمه خم و کنترل مشاهده شد. از طرف دیگر هر دو وضعیت دستگذاری بر روی صفحه ارتعاشی یعنی push up با آرنج صاف و نیمه خم به یک اندازه در افزایش دقت حس عمقی شانه مؤثر بودند.

بهبود حس عمقی پس از اعمال ارتعاش که یافتهٔ مطالعهٔ حاضر است نتایج مطالعاتی که در گذشته انجام گرفته است را تأیید می‌کند. Fontana و همکارانش نیز بهبود حس عمقی ناحیهٔ لومبوساکرال را بدنبال یک جلسه ارتعاش تمام بدن، گذارش کردند (۱۵). اثرات مثبت ارتعاش تمام بدن بر حس عمقی در نمونه‌هایی که بازسازی لیگامان صلیبی قدامی را داشتند و زنان مبتلا به آرتروز زانو نیز گزارش شده است (۱۷و۱۶). ارتعاش تمام بدن از طریق تحریک مکانورسپتورهای پوست و مفصل اثرات مثبتی بر پروپریوسپشن دارد (۱۶). در طی ارتعاش تمام بدن راههای حسی عمقی به مقدار زیادی تحریک می‌شوند. این تحریکات حسی گسترده باعث به کارگیری بیشتر وکاراتر حلقه فیدبکی پروپریوسپتیو می‌شود که در افزایش ثبات مفصل و بهبود وضعیت بازسازی مفصل نقش مهمی دارد (۵).

در مقایسه بین وضعیت‌ها تنها در بازسازی زاویه صفر درجه که حرکت در زاویهٔ بین ۴۵ درجه به صفر انجام شد (چرخش داخلی) ،تفاوت معنی داری بین وضعیت push up با آرنج نیمه خم و کنترل مشاهده شد . گرچه در وضعیت push up با آرنج نیمه خم چرخشی در مفصل شانه وجود نداشت اما به نظر می‌رسد عضلات چرخانندهٔ داخلی در این وضعیت به ارتعاش حساسیت بیشتری نشان داده‌اند که منجر به بهبود دقت حس عمقی در بازسازی زاویهٔ صفر درجه شده است. یادآوری می‌شود که زاویهٔ صفر درجه وضعیت هوریزونتال بازوی اهرم دینامومتر در نظر گرفته شده بود که تقریباً نزدیک به انتهای دامنهٔ حرکتی چرخاننده‌های داخلی بود. در این زاویه نقش ساختارهای پسیو در حفظ ثبات مفصل نسبت به عضلات بارزتر می‌باشد و مکانورسپتورهای موجود در این عوامل پسیو به کاهش خطای زاویه‌ای در بازسازی زاویهٔ صفر درجه کمک می‌کنند (۲۴). بنابرین مجموع ساختارهای استاتیک و داینامیک تحت تأثیر ارتعاش سبب افزایش حس عمقی در بازسازی زاویهٔ صفر درجه نسبت به زوایای ۴۵ و ۹۰ درجه شده‌اند. مکانیسم احتمالی دیگر این است که الگوی قرارگیری دست در این زاویهٔ هدف منطبق با ADL فرد است و در حین فعالیت‌های روزمره از این وضعیت در مقایسه با زوایای ۴۵ و ۹۰ درجه، بیشتر استفاده می‌شود. این الگوی ذهنی و حس عمقی دقیقتر کمک می‌کنند که فرد راحت‌تر بتواند این زاویه را بازسازی کند.

در مطالعه حاضر وضعیت کنترل نیز سبب بهبود در دقت حس عمقی شانه شد. اگرچه در وضعیت کنترل دستگاه ارتعاش خاموش بود ولی در این وضعیت هم به



Archive of SID

www.SID.ir

گونه‌ای اعمال مداخله داشتیم که همان قرارگرفتن در وضعیت push up با آرنج صاف بود که نوعی فعالیت زنجیرهٔ بسته می‌باشد. این ورزشها از طریق افزایش تطابق سطوح مفصلی و تحریک مکانورسپتورهای مفصل، سبب افزایش در ثبات مفصل و بهبود پروپریوسپشن می‌شوند (۲۵). بنابراین قرارگیری در وضعیت Push up خود به تنهایی می‌تواند سبب بهبود حس عمقی شود.

مطالعهٔ حاضر محدودیت‌هایی داشت از جمله این که تعداد نمونه ها کم بود. به علاوه از آنجاییکه مطالعهٔ قبلی در این زمینه انجام نشده بود، بنظر می‌رسد پروتکل مورد استفاده در این تحقیق طولانی بوده و خستگی ناشی از این پروتکل طولانی را نباید در نتایج حاصل نادیده گرفت.

## نتیجه‌گیری

نتایج مطالعهٔ حاضر بیانگر آن است که اعمال ۲ دقیقه ارتعاش تمام بدن تحریک مناسبی بر سیستم نوروماسکولار نمونه‌های جوان و سالم در این مطالعه وارد کرده است. مطابق با نتایج حاصل از این تحقیق قدرت عضلات روتاتورکاف به دنبال ارتعاش تمام بدن کاهش یافت، اما این کاهش در مقایسه با وضعیت کنترل کمتر و چشمگیر بود. همچنین به نظر می‌رسد ارتعاش بر قدرت داینامیک آن دسته از عضلات روتاتور کاف که چرخانندهٔ خارجی شانه هستند مؤثرتر است. به علاوه ارتعاش بر حس عمقی مفصل شانه نیز تأثیرگذار بوده و باعث بهبود عملکرد پروپریوسپتیوهای مفصل شانه شد. اما در این مطالعه تفاوتی بین دو وضعیت push up با آرنج صاف و نیمه خم در افزایش قدرت عضلات روتاتورکاف و بهبود حس عمقی مفصل دیده نشد. همچنین در این مطالعه هیچگونه عارضه‌ای از سوی شرکت‌کنندگان در تحقیق گزارش نشد. گرچه تعدادی از افراد وضعیت push up با آرنج نیمه خم را دشوار دانستند اما در کل نارضایتی نسبت به پروتکل تمرینی مورد استفاده در این تحقیق ابراز نکردند. حتی اکثر افراد ارتعاش تمام بدن را تجربه‌ای دلپذیر و جدید توصیف کردند. بنابراین به نظر می‌رسد که مواجهٔ کوتاه مدت و یک جلسه‌ای به ارتعاش تمام بدن می‌تواند روشی مؤثر در حفظ قدرت و بهبود حس عمقی مفصل شانه و حفظ ثبات مفصل در مقایسه با تمرینات پروپریوسپتیو و زنجیرهٔ بسته باشد.

## تشکر و قدردانی

با تشکراز مسولین محترم مرکز تحقیقات فیزیوتراپی و دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، پرسنل محترم مجموعهٔ پزشکی ورزشی جمهوری اسلامی ایران و آقای دکتر علیرضا سرمدی (استادیار گروه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس) که در انجام این تحقیق به ما یاری رساندند.

## References

1. Karatsolis K and S Athanasopoulos. The role of exercise in the conservative treatment of the anterior shoulder dislocation. Journal of Bodywork and Movement Therapies 2006; 10: 211-219.
2. Myers JB and SM Lephart. Sensorimotor deficits contributing to glenohumeral instability. Clinical Orthopaedics and Related Research 2002; 98-104.
3. Bosco C, M Cardinale and O Tsarpela. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology 1999; 79: 306-311.



Archive of SID
www.SID.ir

4. Rittweger J, H Schiessl, and D Felsenberg. Oxygen uptake during whole-body vibration exercise: Comparison with squatting as a slow voluntary movement. European Journal of Applied Physiology 2001; 86: 169-173.
5. Delecluse C, M Roelants, and S Verschueren. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. Medicine and Science in Sports and Exercise 2003; 35: 1033-1041.
6. Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TAH, Pasanen M, Kontulainen S. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. Clinical Physiology and Functional Imaging 2002; 22: 145-152.
7. Cormie P, Deane RS, Triplett T, McBride JM. Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. Journal of Strength and Conditioning Research 2006; 20: 257-261.
8. Cochrane DJ, SJ Legg, and MJ Hooker. The short-term effect of whole-body vibration training on vertical jump, sprint, and agility performance. Journal of Strength and Conditioning Research 2004; 18: 828-832.
9. Cochrane DJ and SR Stannard. Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. British Journal of Sports Medicine 2005; 39: 860-865.
10. Fagnani F, Giombini A, Di Cesare A, Pigozzi F, Di Salvo V. The effects of a whole-body vibration program on muscle performance and flexibility in female athletes. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 2006; 8: 956-962.
11. Hazell TJ, JM Jakobi, and KA Kenno. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. Applied Physiology Nutrition and Metabolism 2007; 32: 1156-1163.
12. Cochrane DJ, Sartor F, Winwood K, Stannard SR, Narici MV, Rittweger J. A comparison of the physiologic effects of acute whole-body vibration exercise in young and older people. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2008; 89: 815-821.
13. Bosco C, Colli R, Introini E, Cardinale M, Tsarpela O, Madella A. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. Clinical Physiology, 1999. 19: p. 183-187.
14. de Ruiter, CJ, Van der Linden RM, Vander Zijden MJA, Hollander AP, de Han A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. European Journal of Applied Physiology 2003; 88: 472-475.
15. Fontana TL, CA Richardson, and WR Stanton. The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal subjects. Australian Journal of Physiotherapy 2005; 51: 259-263.
16. Moezy A, Olyaei G, Hadian M, Razi M, Faghihzadeh S. A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. British Journal of Sports Medicine 2008; 42: 373-378.
17. 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: 256-261.
18. Mandalidis DG. Effect of transient moment-oscillations on the reliability of isokinetic shoulder elevation in the scapular plane. Isokinetics and Exercise Science, 2001; 9: 101-109.
19. Chester R. Reliability of Isokinetic Dynamometry in Assessing Plantarflexion Torque Following Achilles Tendon Rupture. Foot and Ankle International, 2003; 24: 909-915.
20. Erskine J, Smillie L, Leiper J, Ball D, Cardinale M. Neuromuscular and hormonal responses to a single session of whole body vibration exercise in healthy young men. Clinical Physiology and Functional Imaging 2007; 27: 242-248.
21. Cochrane DJ, Syannard SR, Walmsely A, Firth EC. The acute effect of vibration exercise on concentric muscular characteristics. Journal of Science and Medicine in Sport 2008; 11: 527-534.
22. Roelants M, C Delecluse, and SM Verschueren. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. Journal of the American Geriatrics Society 2004; 52: 901-908.



www.SID.ir

23. Uhl TL, Carvet TJ, Mattacola CG, Mair SD, Nitz AJ. Shoulder musculature activation during upper-extremity weight bearing exercise, J Orthop Sports Phys Ther 2003; 33: 109-117.
24. Lugo R, P Kung, and CB Ma. Shoulder biomechanics. European Journal of Radiology 2008; 68: 16-24.
25. Myers JB, CA Wassinger, and SM Lephart. Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. Manual Therapy 2006; 11: 197-201.

Archive of SID



www.SID.ir