المپیک
فصلنامه
سال چهاردهم – شماره ۳ (پیاپی ۳۵) پاییز ۱۳۸۵

تاریخ دریافت: ۸۴/۱۲/۲۳
تاریخ تصویب: ۸۵/۴/۲۸

اثر تمرین مقاومتی یکطرفه و بی تمرینی بر سازگاریهای عصبی عضو تمرین نکرده

❖ **دکتر حسن دانشمندی**؛ استادیار دانشگاه گیلان*
❖❖ **طاهر افشارنژاد**؛ کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی
❖❖❖ **سیدعلی حسینی**؛ کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی

چکیده: **هدف از اجرای این تحقیق بررسی آثار تمرین مقاومتی یکطرفه و بی تمرینی بر سازگاریهای عصبی عضو تمرین نکردهٔ طرف مقابل بود. ۲۰ آزمودنی مرد سالم با سن ۱/۶۳ ± ۲۰/۳۵ سال، قد ۳/۴۷ ± ۱۷۳/۱۵سانتی متر و وزن ۵/۵۳ ± ۷۲/۶ که هیچ گونه سابقهٔ آسیب در مفصل زانو، مچ پا، تاندونها و عضلات پلانتار فلکسور نداشتند، انتخاب و به طور تصادفی به دو گروه تجربی (۱۰نفر) و کنترل (۱۰ نفر) تقسیم شدند. گروه تجربی، تمرین قدرتی را روی عضلات پلانتار فلکسور عضو غیر برتر، سه بار در هفته و به مدت هشت هفته اجرا کردند. انتگرال الکترومیوگرافی (IEMG) هنگام حداکثر انقباض ارادی (MVC) از گروه عضلات سه سرساقی که شامل: عضلات نعلی و دوقلو (عضلات موافق)، عضلهٔ درشت نئی قدامی (عضله مخالف) و MVC عضلات پلانتار فلکسور هر دو پای برتر و غیر برتر بودند در پیش آزمون، پس آزمون و پس از بی تمرینی اندازه گیری شدند. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آنالیز واریانس یک طرفه و اندازه گیری مکرر در سطح معناداری P≤0.05 استفاده شد.**
نتایج تحقیق نشان دادند که افزایش معناداری در حداکثر فعالیت EMG گروه عضلات سه سر ساقی، MVC عضلات پلانتار فلکسور و کاهش معناداری در حداکثر فعالیت EMG عضلهٔ مخالف (درشت نئی قدامی) به دنبال هشت هفته تمرین در هر دو پای تمرین کرده و تمرین نکرده مشاهده شد، درصورتی که در گروه کنترل تفاوت معناداری وجود نداشت. همچنین، تغییرات معناداری در MVC و IEMG در عضو تمرین نکردهٔ طرف مقابل در گروه تجربی بعد از بی تمرینی مشاهده نشد، اما کاهش معناداری در عضو تمرین کرده وجود داشت. نتایج کلی تحقیق نشان دادند که تمرینهای قدرتی یک طرفه سبب افزایش قدرت ایزومتریکی پلانتارفلکسورهای مچ پا و توسعهٔ سازگاریهای عصبی درون عضلانی و میان عضلانی نه فقط در عضو تمرین کرده بلکه در عضو تمرین نکردهٔ طرف مقابل نیز شدند. نتایج این تحقیق نشان دادند که سازوکارهایی که تحت آنها انتقال متقاطع قدرت عضلانی صورت می گیرند، ممکن است که به واسطهٔ فاکتورهای عصبی مرکزی توضیح داده شوند، اما توجیه این سازوکار به دنبال بی تمرینی تنها به واسطه این فاکتورها قابل توجیه نیست.

واژگان کلیدی: تمرین مقاومتی یکطرفه، الکترومیوگرافی، عضلات سه سر ساقی، حداکثر انقباض ارادی

* **E.mail: Danesh@Guilan.ca.ir**

مقدمه

مفصل مچ پا یکی از مفصلهایی است که بیشترین و شایع ترین میزان آسیب‌پذیری را داراست(۲۰). آسیب دیدگی لیگامنتها و استخوانهای اطراف مفصل مچ پا، اغلب به دوره های طولانی مدت درمان نیاز دارد که در این مدت، مفصل مچ پا باید ثابت نگه داشته شود. ثابت نگه داشتن مفصلها حتی برای دوره‌های کوتاه مدت می تواند باعث کاهش انعطاف مفصل و ضعف عضلات اطراف آن شود(۲). افرادی که یک عضو آنها به دلایلی (مانند شکستگی، دررفتگی و فلج ناشی از سکته) ثابت می ماند، معمولاً دچار کاهش نیرو، دامنهٔ حرکتی و آتروفی عضلات در آن عضو می شوند(۱). روشهای متعددی برای محدود کردن و کاهش آثار زیان آور ناشی از ثابت نگه داشتن مفصل، به واسطهٔ آسیب دیدگی مورد بررسی قرار گرفته‌اند. برخی از محققان حرکت کنترل شدهٔ عضو آسیب دیده را در قالبهای مخصوص که به صورت لولادار هستند، پیشنهاد کرده‌اند (۱۷). عده ای دیگر، حرکت منفعل مفصل را به صورت **پیوسته**[1] (۴) و برخی نیز تحریک الکتریکی عضلات اطراف مفصل آسیب دیده و رژیمهای متعدد تمرین قدرتی را پیشنهاد کرده‌اند(۴). روش دیگر برای جلوگیری از آتروفی عضلانی در یک عضو یا اطراف یک مفصل آسیب دیده، اجرای برنامه های تمرین قدرتی روی عضو سالم است که در طرف قرینه عضو آسیب دیده قرار دارد و با هدف کسب مزایای انتقال متقاطع در عضو تمرین نکرده اجرا می شود. این اثر ناشی از تمرین که در عضلات طرف مقابل عضو تمرین کرده به وجود می آید و به سازگاری عصبی نسبت داده می شود، با عنوانهایی چون **آموزش متقاطع**[2]، **تمرین متقاطع**[3] و یا اثر **انتقال متقاطع**[4] شناخته می شود(۲۶). **زاهایو**[5] بیان می کند که انتقال متقاطع پدیده‌ای است که با تمرین یک عضو (**تمرینهای یکطرفه**[6]) آثار سودمندیی در **عضو طرف مقابل**[7] بدون فعالیت ایجاد می کند (۳۲). این پدیده باعث اصلاح آثار ناشی از عضو ثابت می شود و به روند بازتوانی عصبی و عضلانی در عضو بی تحرک کمک می کند (۱۴). هرچند سازوکارهای فوق نخاعی، توسعهٔ هماهنگی از طریق یادگیری و تعدیل اعصاب حسی به عنوان عاملهای ممکن برای ایجاد آثار انتقال متقاطع پیشنهاد شده‌اند، اما هنوز بر سر سازوکار واقعی این اثر توافقی وجود ندارد(۲۶و ۲۲ و ۶ و ۲) و از طرف دیگر، برای درگیر شدن هایپرتروفی عضلانی در انتقال متقاطع شواهدی ارائه نشده است (۲۷و۱۴). **شاور**[8] در پژوهش خود مشاهده کرد که تمرینهای مقاومتی با وزنه، بازوی تمرین نکرده را تحت تأثیر قرار می دهد و باعث افزایش قدرت عضلات آن می‌شود (۲۵). **موان و همکارانش**[9] در یک مطالعهٔ فراتحلیلی ضمن تأیید آثار انتقال متقاطع بیان کردند، شواهدی وجود ندارد که نشان دهند آثار انتقال متقاطع به نوع تمرین مثلا ایستا یا پویا، به عضلات مربوط به اندام تحتانی یا به اندام فوقانی بستگی داشته باشد(۲۱). **کروتکایسکی و همکارانش**[10] و **ویر و همکارانش**[11] افزایش معناداری در قدرت و فعالیت IEMG عضو تمرین نکرده پس از تمرینهای یک طرفه مشاهده کردند (۲۹و۱۹).

1. Continues passive motion
2. Cross Education
3. Cross Training
4. Cross Transfer effect
5. Zhou
6. Unilateral training
7. Contralateral limb
8. Shaver
9. Munn et al
10. Krotkiewski et al
11. Weir et al

کنیوس و همکارانش[1] دریک مطالعهٔ کنترل شده و تصادفی گزارش کردند که پس از هشت هفته تمرین یک طرفه، حداکثر گشتاور تولیدی، توان و استقامت عضلات در عضو طرف مقابل افزایش معناداری یافت (۱۶). در مقابل، ویر و همکارانش و **ابرسول و همکارانش**[2] نیز به دنبال تمرینهای یک طرفه، افزایش معناداری در گشتاور و فعالیت IEMG عضو تمرین نکرده نیافتند (۳۱ و ۵).لازم به ذکر است که در برنامه تمرینی این دو پژوهش، محققان از انقباضات ایزومتریک استفاده کردند.

از طرف دیگر، برخی تحقیقات انتقال متقاطع را در طول بی تمرینی مورد بررسی قرار داده‌اند. **هوش و همکارانش**[3] گزارش کردند که قدرت به دست آمده از طریق انتقال متقاطع در عضو تمرین نکرده طرف مقابل، در طول بی تمرینی حفظ می شود(۱۱)، درصورتی که در تحقیق دیگر، کاهش آن در طول بی تمرینی گزارش شد (۱۲). در مورد سازوکارهای انتقال متقاطع در طول بی تمرینی، **ناریسی و همکارانش**[4] کاهش در MVC و IEMG را بدون تغییر در سطح مقطع عضله در عضو تمرین نکردهٔ طرف مقابل در طول بی تمرینی گزارش کردند. براساس این نتایج فرض می شود که انتقال متقاطع قدرت کسب شده با فاکتورهای عصبی مرکزی قابل توجیه است (۲۳). با توجه به اینکه محققان در پژوهشها، از انقباضات ایزومتریک استفاده کردند و تغییراتی در سازگاریهای عصبی نیافتند، این امکان وجود دارد که نوع انقباضات عضلانی وبرنامهٔ تمرینی در انقباضات یکطرفه بر سازگاریهای صورت گرفته در عضو طرف مقابل اثر گذار باشد. از طرف دیگر، بسیاری از مطالعات قبلی در زمینهٔ آثار انتقال متقاطع با مقایسهٔ بین گروه های تجربی و کنترل انجام نشده و در نتیجه، نتایج آنها می تواند به طور بالقوه گمراه کننده باشد(۲۱). همچنین، بررسی سازگاریهای عصبی به دنبال بی تمرینی به خصوص در عضو طرف مقابل، کمتر مورد توجه قرار گرفت. از این رو، پژوهش حاضر برآن است که با استفاده از دو گروه تجربی و کنترل و با بهره‌گیری از انقباضات ایزوتونیک به بررسی تأثیر تمرینهای قدرتی یکطرفه و اعمال یک دوره بی تمرینی بر سازگاریهای عصبی عضو طرف مقابل (آثار انتقال متقاطع) در اندام تحتانی بپردازد.

روش شناسی تحقیق

آزمودنیها: آزمودنی‌ها را ۲۰ دانشجوی پسر سالم تمرین نکرده با میانگین سنی ۱/۶۳ ± ۲۰/۳۵ سال، میانگین قد ۳/۴۷±۱۷۳/۱۵سانتی متر و میانگین وزن ۵/۵۳ ± ۷۲/۶ کیلوگرم تشکیل دادند. قبل از اجرای تحقیق، پرسشنامه اطلاعات پزشکی ورزشی و فرم رضایت نامه را آزمودنیها تکمیل کردند و در یک جلسهٔ توجیهی با تجهیزات، جزئیات برنامهٔ تمرینی، روش اجرای تمرینها و اجرای آزمون به شکل صحیح آشنا شدند. آنها هیچ گونه تمرین مقاومتی منظم در اندام تحتانی به مدت یک سال قبل از اجرای این تحقیق (۵) اجرا نکردند و همچنین سابقهٔ درد و ناراحتی یا عمل جراحی در عضلات اندام تحتانی نداشتند. پای برتر با توجه به آزمون شوت به توپ مشخص شد (۲). آزمودنی‌ها به طور تصادفی به دو گروه کنترل (۱۰نفر) و تجربی (۱۰نفر) تقسیم شدند (۱۵). اندازه گیریها در سه مرحلهٔ پیش آزمون، پس از هشت هفته تمرین و پس از هشت هفته بی تمرینی

1. Konnus et al
2. Ebersole et al
3. Housh et al
4. Narici et al

تکرار شدند.

برنامهٔ تمرین و بی‌تمرینی: آزمودنیهای گروه تجربی سه جلسه در هفته و به مدت هشت هفته برنامهٔ تمرینهای وزنهٔ یک طرفهٔ پلانتار فلکشن را روی پای غیر برتر (۲۶) اجرا کردند.

از آزمودنیها خواسته شد که در طول اجرای تمرینها در هیچ برنامهٔ تمرینی دیگری شرکت نکنند و هیچ برنامهٔ تمرینی را در عضو طرف مقابل انجام ندهند (۲). به آزمودنیها آموزش داده شد که در طول تمرین عضلات پای طرف مقابل خود را شل و بدون انقباض نگه دارند (۲۶). برای رسیدن به حداکثر تنش در عضلات سه سرساقی، از حرکت بلند شدن روی پنجهٔ یک پا در حالت ایستاده با **دستگاه**[1] استفاده شد (۳). برنامهٔ تمرینی شامل سه ست، ۱۰ تا ۱۲ تکرار در ۷۰ تا ۷۵ درصد 1RM با فاصلهٔ استراحت یک تا دو دقیقه بین ستها بود (۲۶). 1RM در شروع تمرینها و در اولین جلسهٔ تمرین هر هفته در طول هشت هفته تمرین با استفاده از فرمول:

(تعداد تکرارها×0.02)-1÷(KG)بار=یک تکراربیشینه)

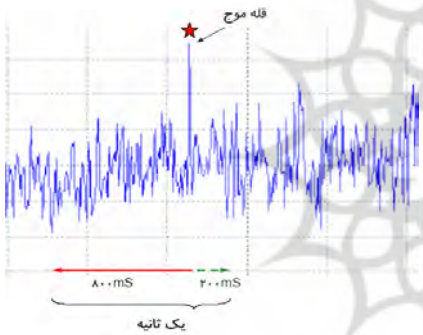
اندازه گیری شد (۷). قبل از اجرای تمرین اصلی، آزمودنیها زیر نظر محققان به مدت ۱۰ دقیقه روی دوچرخهٔ ارگومتر بدن خود را گرم کردند، سپس به اجرای سه ست تمرینهای کششی پایین تنه پرداختند (۲). تمرین اصلی با یک ست گرم کردن با ۱۵ تکرار و ۴۵1RM درصد شروع شد(۲۴). پس از هشت هفته تمرین، آزمونیها تحت یک دوره بی تمرینی هشت هفته‌ای قرار گرفتند. در طول دورهٔ بی تمرینی، آزمودنیها فعالیتهای عادی زندگی روزانه خود را آغاز کردند و در هیچ فعالیت ورزشی شرکت نکردند (۲۶). همچنین از آزمودنیهای گروه کنترل خواسته شد که به هیچ فعالیت بدنی منظمی در طول اجرای پژوهش نپردازند.

اندازه‌گیری قدرت استاتیک: اندازه‌گیری MVC هر دو پا برای هر آزمودنی در گروه کنترل و تجربی سه بار با فاصلهٔ استراحت سه دقیقه‌ای بین آنها تکرار شد و بیشترین مقدار به دست آمده برای تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار گرفت (۲۶). نیروی پلانتار فلکشن با استفاده از یک Load cell قرار داده شده بین صفحهٔ فلزی اهرمی (لولادار) و صفحهٔ ثابت اندازه گیری شد. که به وسیلهٔ کابل به یکدیگر متصل شده بودند. سیگنال نیرو از Load cell به یک تقویت کنندهٔ DC (جکسون، مدل ۳۲۵۲۸، ساخت کارخانهٔ Lafayette آمریکا) منتقل شد و به وسیلهٔ اسیلوسکوپ دستگاه مورد نظر نمایش داده شد. برای این منظور، آزمودنی روی یک صندلی کم ارتفاع نشست. به منظور استفاده نکردن از سایر عضلات اندام تحتانی و نیز حرکات تقلبی تنه، لگن آزمودنی در وضعیت ۸۰ درجه از فلکشن، مچ پا در ۱۰ درجه از پلانتار فلکشن قرار گرفت و زانو نیز در وضعیت کاملا کشیده و صاف نگه داشته شد. برای ثابت ماندن زاویهٔ مفصلها در طول آزمون، آنها با تسمه کاملاً بسته و محکم شدند (۲۶). در طول اجرای آزمون، پای دیگر آزمودنی در وضعیت کاملاً راحت قرار داده شد و بازوها در جلوی سینه در یکدیگر قلاب شدند (۲). تمام زوایای مذکور به وسیلهٔ گونیامتر مدل SG110 ساخت شرکت Biometrics انگلستان اندازه گیری و کاملاً کنترل شد. داده‌های حاصل از سنسور با یک DataLOG مدل P3X 8 ساخت همان شرکت نمونه‌برداری و به PC منتقل شد. با استفاده از نرم افزار Datalog ver.2.0a تغییر زاویهٔ خارج از محدوده (یک درجه خطا) به وسیلهٔ آلارم صوتی دستگاه به محقق و آزمودنی بازخورد

1. Standing one-leg calf raise

داده شد و بدین شکل زوایا با دقت زیاد کنترل شدند. برای اندازه گیری از آزمودنی خواسته شد که در دو ثانیه به تدریج نیروی بیشینهٔ خود را اعمال کند و پس از رسیدن به حداکثر نیرو آن را به مدت دو ثانیه حفظ کند(۲۶).

ثبت الکترومیوگرافی(EMG): برای ثبت EMG از الکترودهای دو قطبی (دو الکترود ثبت کنندهٔ سیگنال و یک الکترود زمین) با استفاده از دستگاه Muscle Tester هشت کانالهٔ مدل ME3000p8 ساخت شرکت Mega Electronic فنلاند استفاده شد. برای کاهش امپدانس الکتریکی در محل اتصال لیدها، ابتدا موهای زائد پوست از بین برده شدند، سپس پوست با کاغذ سمبادهٔ ریز با یک فشار نرم و کنترل شده ساییده شد، آنگاه با استفاده از یک پنبهٔ آغشته به الکل تمیز شد. معیار رسیدن به سطح مطلوب امپدانس پوست (مقاومت کم) این بود که رنگ پوست به حالت قرمز روشن درآید. برای رسیدن پوست به شرایط امپدانس الکتریکی ثابت، پنج دقیقه زمان صرف شد (۱۸). سپس از لیدهای ژل مرطوب Ag و AgCl نوع Medicotest blue sensor استفاده شد. فاصلهٔ بین الکترودها دو سانتی متر بود (۲۶) و مکان الکترودها طبق دستورالعمل شماتیک برنامهٔ Megawin ver.2 با یک ماژیک ماندگاری روی بخش میانی شکم عضلهٔ دوقلو بخش خارجی و بخش داخلی، عضلهٔ نعلی و همچنین عضلهٔ درشت نئی قدامی مشخص شد و سپس الکترودها به نقاط مورد نظر متصل شدند. برای کاهش نویز، سایر دستگاه‌های برقی از دستگاه اندازه گیری دور نگه داشته شدند و دمای اتاق نیز تا حد امکان ثابت ماند. (۲۵ درجه سانتی گراد) و نیز سیمها با چسب به بدن بسته و کاملا محکم شدند (۱۸). EMG هنگام اجرای آزمون MVC توسط آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. برای ایجاد هماهنگی بین اجرای آزمون MVC و اندازه گیری EMG از آلارم صوتی دستگاه EMG برای شروع و خاتمه انقباض استفاده شد. سیگنال EMG دریافت شده از الکترودها با یک پیش تقویت کننده (Megawin، Mega Electronic، فنلاند) با محدودهٔ فرکانس ۸ HZ (High pass) تا ۵۰۰ HZ (Low pass) تقویت شد. سپس به وسیلهٔ یک مبدل آنالوگ یا دیجیتال (A/D) ۱۲ بیت هشت کاناله با حساسیت ۳ میکروولت و Resolution ۲/۹۵ میکروولت نوع ۱۱۰db ساخت همان کارخانه نمونه‌برداری و با کابل نوری به کامپیوتر منتقل شد.



شکل ۱. محاسبهٔ IEMG در بازه یک ثانیه ای با استفاده از نرم افزار Megawin

پردازش سیگنال: برای پردازش سیگنال و محاسبهٔ IEMG از نرم افزار Megawin ver.2 طراحی شده توسط شرکت Mega Electronic استفاده شد. IEMG در بازه زمانی یک ثانیه (بین ۸۰۰ میلی ثانیه قبل و ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از بالاترین قله موج) شکل ۱ به کمک Markerهای نرم افزار مربوطه اندازه گیری شد (۲۶).

تجزیه و تحلیل آماری : برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از تحلیل واریانس یکطرفه برای مقایسهٔ فاکتورها در هر عضو (برتر و غیر برتر) دو گروه

جدول ۱. نتایج به‌دست آمده در پیش آزمون، پس از هشت هفته تمرین و پس از هشت هفته بی‌تمرینی در عضو تمرین کردهٔ گروه تجربی (انحراف استاندارد ± میانگین)

متغیرها	عضو تمرین کرده (غیربرتر)		
	پیش آزمون	پس آزمون	بی تمرینی
نیرو (MVC) (Kg)	۲۱/۳۹±۲/۵۷	* ۲۳/۹۹±۲/۷	* ۲۲/۰۳±۲/۲۶
میانگینIEMG عضلات سه سر ساقی (Agonist) (μV/s)	۷۰۹/۴۱±۱۳۹/۸۹	* ۱۰۷۴/۵۷±۲۰۹/۲۸	۹۹۴/۷±۱۸۶/۰۳
IEMG عضله درشت نئی قدامی (Antagonist) (μV/s)	۵۹۳/۲۹±۱۳۴/۷۷	* ۵۰۹/۲۸±۱۲۰	* ۵۵۷/۵۷±۱۱۷/۹

• درسطح P≤0.01معنادار است

جدول ۲. نتایج به‌دست آمده در پیش آزمون، پس از هشت هفته تمرین و پس از هشت هفته بی‌تمرینی در عضو تمرین نکردهٔ گروه تجربی (انحراف استاندارد ± میانگین)

متغیرها	عضو تمرین نکرده Contralateral (برتر)		
	پیش آزمون	پس آزمون	بی تمرینی
نیرو (MVC) (Kg)	* ۲۱/۴۴±۲/۵۶	* ۲۲/۹۴±۲/۹۶	* ۲۲/۵۳±۲/۷۹
IEMG عضلات سه سر ساقی (Agonist) (μV/s)	* ۷۰۱/۳۴±۱۲۸/۱۸	* ۸۴۳/۱۲±۱۵۸/۵	* ۸۴۳/۱۲±۱۵۸/۵
IEMG عضله درشت نئی قدامی (Antagonist) (μV/s)	* ۵۹۳/۳۱±۱۲۳/۸۷	* ۴۸۸/۱۸±۱۲۳/۱۵	* ۵۰۹/۶±۱۲۸/۵۳

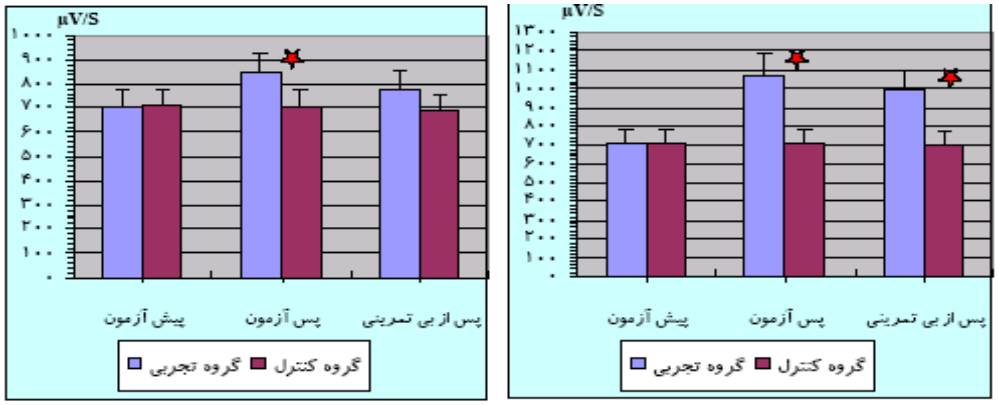
• درسطح P≤0.01معنادار است

(کنترل و تجربی) و تغییر در هر متغیر در طول دورهٔ پیش آزمون (PRE)، پس آزمون (POST) و پس از بی تمرینی (DE) با استفاده از ANOVA و اندازه گیریهای مکرر توسط مقایسهٔ پیش طرح ریزی شده در هر یک از سطوح بالا برای هر عضو (برتر و غیر برتر) مورد بررسی قرار گرفت. سطح معناداری برای تجزیه و تحلیل‌ها P≤0.01 در نظر گرفته شده بود. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم افزار SPSS (ver.11.5) استفاده شد.

نتایج

داده‌های MVC، میانگینIEMG عضلات سه سر ساقی و IEMG عضله درشت نئی قدامی عضو تمرین کرده و تمرین نکرده گروه تجربی به ترتیب در جدول ۱ و ۲ نشان داده شده‌اند. تفاوتها نسبت به پیش آزمون مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

پس از تمرین آزمودنیهای گروه تجربی، افزایش معناداری در MVC هر دو عضو تمرین کرده به میزان ۱۲/۱۵ درصد (F=382.11 وP≤0.000) و تمرین نکرده به میزان ۶/۷ درصد (F=44.19 و P≤0.000) مشاهده شد. پس از گذراندن دورهٔ بی‌تمرینی، MVC به طور معناداری (F=23.35 و P≤0.001) در عضو تمرین کرده به‌میزان ۸/۱۳ درصد در مقایسه با پس آزمون (POST) کاهش یافت، ولی هنوز به طور معناداری بیش از پیش آزمون بود (F=117.41 و P≤0.000). اما این کاهش در عضو تمرین نکرده



نمودار ۱. میانگین تغییرات IEMG عضلات سه سر ساقی در پیش‌آزمون (PRE)، پس از هشت هفته تمرین (POST) و بی‌تمرینی (DE) در عضو برتر (سمت چپ) و غیربرتر (سمت راست) گروه کنترل (CTL) و تجربی (TRN)

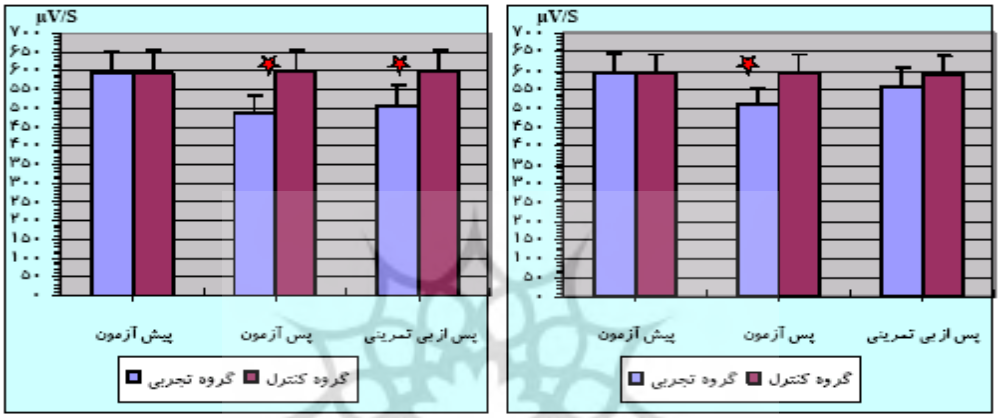
(۱/۷۹ درصد) معنادار نبود (F=4.63 و P≤0.060). IEMG عضلات سه سر ساقی پس از تمرین هم در عضو تمرین کرده به میزان ۵۱/۴۷ (F=229.68 و P≤0.000) و هم در عضو تمرین نکرده به میزان ۲۰/۲۲ (F=95.29 و P≤0.000) به طور معناداری افزایش پیدا کرد. پس از بی تمرینی، تغییر در IEMG گروه عضلات سه سر ساقی (۷/۴۳ درصد کاهش) در عضو تمرین کرده (F=4.52 و P≤0.062) و در عضو تمرین نکرده (۸/۰۶ درصد کاهش) معنادار نبود (F=4.78 و P≤0.057). IEMG عضلهٔ درشت نئی قدامی پس از تمرین در عضو تمرین کرده (۱۴/۱۶ درصد کاهش) به‌طور معناداری (F=249.13 و P≤0.000) کاهش یافت. همچنین، در عضو تمرین نکرده نیز به‌طور معناداری (F=1082.22 و P≤0.000) کاهش یافت (۱۷/۷۱ درصد کاهش). پس از بی تمرینی، میزان آن در عضو تمرین کرده افزایش (۹/۳۷ درصد) معناداری پیدا کرد (F=108.02 و P≤0.000)، اما هنوز به طور معناداری (F=22.28 و P≤0.001) کمتر از پیش آزمون بود. در عضو تمرین نکرده نیز به میزان ۴/۳۸ درصد افزایش یافت که این افزایش معنادار نبود (F=3.91 و P≤0.079).

نمودار ۱، ۲ و ۳، به ترتیب تغییر در میانگین IEMG عضلات سه سر ساقی، IEMG عضلهٔ درشت نئی قدامی و MVC عضلات سه سر ساقی را در حرکت بلند شدن روی پنجه پا در عضو برتر (DOM) و غیر برتر (NONDOM) گروه کنترل و تجربی در پیش آزمون، پس از تمرین و پس از دورهٔ بی تمرینی نشان می دهد.

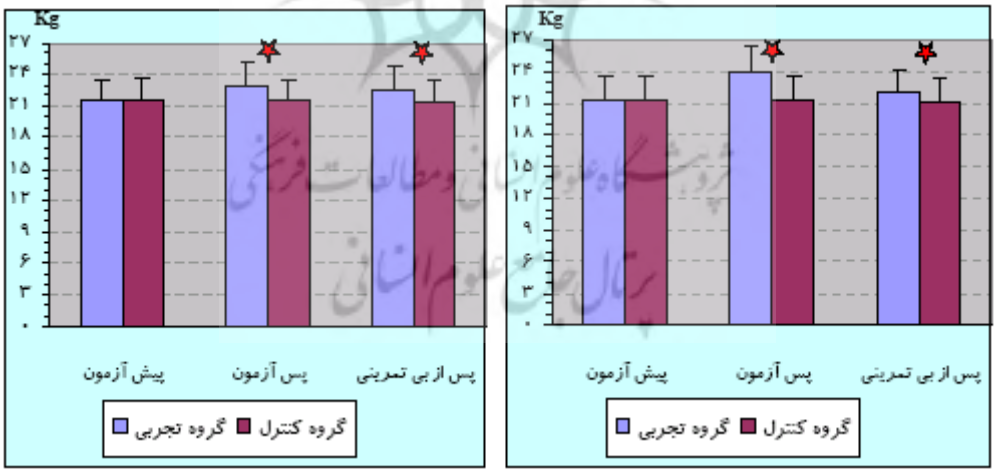
در نمودار ۱ ملاحظه می شود که بین میانگین IEMG عضلات سه سر ساقی عضو برتر و غیر برتر در پیش آزمون بین گروه تجربی و کنترل تفاوت معناداری وجود ندارد. اما پس از تمرین، تفاوت معناداری بین این دو گروه در این فاکتور در عضو غیربرتر (F=21.16 و P≤0.000) و برتر (F=4.92 و P≤0.040) مشاهده می‌شود. همچنین پس از بی‌تمرینی نیز این تفاوت همچنان در عضو غیربرتر (F=15.01 و P≤0.001) حفظ می‌شود، ولی در عضو برتر این تفاوت معنادار نیست (F=2.47 و P≤0.133). میانگین IEMG عضو برتر و غیر برتر گروه کنترل در

طول دورهٔ پروتکل کاهش اندکی می‌یابد که معنادار نیست.

همان طور که در نمودار ۲ ملاحظه می شود، بین IEMG عضلهٔ درشت نئی قدامی در عضو برتر و غیر برتر در پیش آزمون بین گروه کنترل و تجربی تفاوت معناداری وجود ندارد، اما پس از تمرین تفاوت معناداری بین آنها در عضو غیربرتر ($F=8.18$ و $P\leq0.01$) و برتر ($F=11.08$ و $P\leq0.004$) مشاهده می‌شود. این تفاوت در دورهٔ بی تمرینی در عضو برتر حفظ می شود، اما در عضو غیربرتر (تمرین کرده) پس از بی تمرینی تفاوت معناداری بین دو گروه وجود ندارد.



نمودار ۲. میانگین تغییرات IEMG عضله درشت نئی قدامی در پیش آزمون (PRE)، پس از هشت هفته تمرین (POST) و بی‌تمرینی (DE) در عضو برتر (سمت راست) و غیربرتر (سمت چپ) گروه کنترل (CTL) و تجربی (IRN)



نمودار ۳. تغییرات (MVC) عضلات سه سرساقی در حرکت بلند شدن روی پنجه پا در پیش آزمون (PRE)، پس از هشت هفته تمرین (POST) و بی‌تمرینی (DE) در عضو برتر (سمت چپ) و غیربرتر (سمت راست) گروه کنترل (CTL) و تجربی (TRN)

بین اندازه‌های MVC عضلات سه سر ساقی هم در عضو برتر و هم در عضو غیر برتر در پیش آزمون تفاوت معناداری بین گروه تجربی و کنترل وجود ندارد. این موضوع در نمودار ۳ نشان داده شده است. پس از اجرای برنامهٔ تمرینی MVC عضلات سه سر ساقی در عضو غیربرتر ($F=19.02$ و $P\leq0.000$) و برتر ($F=5.57$ و $P\leq0.03$) در گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل به طور معناداری افزایش یافته است. پس از بی تمرینی نیز با وجود کاهش، این تفاوت همچنان در عضو غیربرتر ($F=6.057$ و $P\leq0.024$) و برتر ($F=4.48$ و $P\leq0.049$) حفظ شده است. در طول دورهٔ اجرای پروتکل MVC در عضو برتر و غیر برتر گروه کنترل تغییر معناداری نکرده است.

بحث و نتیجه گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان دادند که تمرینهای قدرتی یکطرفه باعث افزایش قدرت و فعالیت EMG عضلات پلانتار فلکسور (دو قلو و نعلی) و کاهش فعالیت EMG عضلهٔ مخالف (درشت نئی قدامی) نه فقط در عضو تمرین کرده بلکه در عضو تمرین نکرده طرف مقابل نیز شدند و چون در گروه کنترل تفاوت معناداری بین پیش آزمون و پس آزمون در فاکتورهای مورد نظر مشاهده شد، افزایش یا کاهش به وجود آمده در گروه تجربی ناشی از تمرین بود.

شیما و همکارانش، بنجامین و همکارانش و ویرو و همکارانش چنین گزارش کردند که اجرای تمرینهای یکطرفه باعث افزایش معناداری در MVC، IEMG و فعالسازی ارادی در هر دو عضو تمرین کرده و تمرین نکردهٔ طرف مقابل شدند (۳۰و۲۶و۲) و موان و همکارانش نیز در مطالعهٔ فراتحلیلی خود آثار انتقال متقاطع را تایید کردند (۲۱). اویتوویچ و همکارانش در پژوهش خود چنین گزارش کردند که آثار تمرین متقاطع باعث ایجاد تغییرات در قابلیتهای تولید نیرو در عضو تمرین نکرده به دنبال اجرای تمرینهای یکطرفه شدند (۶) . از طرف دیگر ویر و همکارانش، ابرسول و همکارانش و شیما و همکارانش بیان کردند که تفاوت نتایج می تواند ناشی از تفاوتهای موجود در روش به کارگرفته شده، دورهٔ تمرینی و شدت آن در مطالعات گوناگون باشد (۳۱و۲۹و۲۶و۵). موان و همکارانش چنین گزارش کردند که شواهدی وجود ندارند که نشان دهند آثار انتقال متقاطع به نوع تمرین مثلا پویا یا ایستا بودن و یا عضلات مربوط به اندام تحتانی یا اندام فوقانی بستگی داشته باشد(۲۱). با توجه به تحقیقاتی که از تمرینهای قدرتی ایزومتریک در برنامهٔ تمرینی استفاده شد کمتر موفق به تایید آثار انتقال متقاطع شده‌اند (۳۱و۸و۵)، محققان براین اساس گزارش کرده‌اند که پروتکل تمرینی شاید به عنوان یک فاکتور درگیر باعث ایجاد آثار انتقال متقاطع در رابطه باقدت عضلانی شود(۲۶).

در این پژوهش افزایش قدرت عضلات ساق پا همراه با افزایش در فعالیت EMG و کاهش در فعالیت EMG عضلهٔ مخالف (درشت نئی قدامی) در هردو عضو تمرین کرده و تمرین نکرده مشاهده شد. هرچند توافق زیادی وجود دارد قدرت کسب شدهٔ عضلات تمرین کرده در طرف مقابل عضو تمرین کرده نمی تواند ناشی از تغییرات در هایپرتروفی عضله باشد. هنوز بر سر سازوکارهای پیشنهادی دیگر توافق کلی وجود ندارد (۲۱).

انتقال متقاطع نشان می دهد، سازگاریهایی که در دستگاه عصبی مرکزی (CNS) صورت می گیرد تنها بر مجموعهٔ نرونهای حرکتی عضلات تحریک شده متمرکز نمی شود، بلکه نرونهایی که فعالیت عضلات طرف مقابل را نیز کنترل می کنند، تحت تأثیر قرار

می گیرند (۳۲). بازتاب توسعهٔ متقاطع به منزلهٔ گذرگاهی است که به واسطهٔ آن ممکن است، تغییر عملکرد عضله در طرف مقابل اتفاق بیفتد (۱۴). محققان از تئوریهای متفاوتی برای توضیح سازوکار مزایای تمرین یک طرفه بر عضو طرف مقابل استفاده کرده‌اند. رایج ترین تئوریها در این زمینه عبارتند از: ۱. افزایش تسهیل عصبی عضلانی، ۲. کاهش ایمپالسهای مرکزی بازدارنده به عضو تمرین نکرده و ۳. انقباض ایزومتریکی نامحسوس عضو تمرین نکرده در طول تمرینهای قدرتی. آثار ناشی از تسهیل در سیستم عصبی، نرونهای حرکتی هر دو عضو را در طرفین تحت تاثیر قرار می دهند و ممکن است که در ایجاد آثار انتقال عرضی مشارکت داشته باشد(۱۰). هورتوباجی و همکارانش (۲۰۰۳) گزارش کردند که انقباضهای ارادی یکطرفه در بازو، تغییرات پیچیده‌ای در گذرگاه حرکتی به وجود می آورند که بازوی طرف مقابل را کنترل می کند. نتایج پژوهش آنها شواهدی را نشان می دهند که فعالیتهای حسی و حرکتی یکطرفه، ساختارهای دوطرفهٔ بدن را تحت تاثیر قرار می دهند تا باعث پدیده انتقال متقاطع شوند. در این پژوهش، مقایسهٔ آثار انقباضهای عضلانی ناشی از تحریک و انقباضهای ارادی روی **MEP**[1] و **بازتاب H**[2] نشان داد که هر دو فعالیتهای حسی و فرامین حرکتی برای انقباض در یکطرف بدن می تواند گذرگاه حرکتی عضو طرف مقابل را نیز تحت تاثیر قرار دهد(۱۹). چون آثار انتقال متقاطع حتی در آن دسته از تمرینهای غیر ارادی عضلات ظاهر می شود که با استفاده از تحریک الکتریکی صورت می‌گیرد، این امکان وجود دارد که سازوکارهای نخاعی نیز در این امر مشارکت داشته باشند (۲۱). علاوه بر سازوکارهای عصبی نخاعی و مرکزی، آثار تمرین یکطرفه در تثبیت قامت، فعالیتهای مربوط به عضو طرف مقابل را تحت تاثیر قرار می دهد. هنگام اجرای تمرینهای یکطرفه، عضلات طرف مقابل عضو تمرین کرده برای کمک به ثابت نگهداشتن دچار انقباض می شوند و به این ترتیب عضو تمرین نکرده، دیگر یک عضو بدون فعالیت در طول تمرینهای یکطرفه به حساب نمی‌آید (۲۱). اگرچه تمرینهایی که در بیشتر تحقیقات امروزی طراحی می شوند، به طریقی است که فعالیت در عضو تمرین نکرده را به کمترین مقدار تنزل می‌دهد. البته این تفکر وجود دارد که تمرینهای یکطرفه، مطالبات عمومی دوطرفهٔ مربوط به عضلات ثابت کننده وضعیتی را نیز در بر می گیرد و مزایای این نوع تمرینهای برای عضو تمرین نکرده در طرف مقابل هم قابل دسترس خواهد بود (۲۱و۹و۶). مشخص نیست که آیا قدرت کسب شده به وسیلهٔ تمرینهای یکطرفه حفظ می شود یا کاهش می یابد. نتایج این تحقیق نشان دادند که برخلاف عضو تمرین کرده، بهبودی MVC ناشی از تمرینهای یکطرفه در عضو طرف مقابل پس از دوره هشت هفته‌ای بی‌تمرینی حفظ می شود. پس از گذراندن دروهٔ بی‌تمرینی IEMG هر دو عضو تمرین کرده و تمرین نکرده که پس از دورهٔ تمرین افزایش پیدا کرده بود، تغییر نکرد. همچنین، IEMG عضلهٔ مخالف نیز در عضو طرف مقابل تغییر معناداری نداشت، اما در عضو تمرین کرده افزایش معناداری پیدا کرد. این نتایج نشان می‌دهند که تغییرات عصبی که پس از تمرینهای یکطرفه در عضو در مقابل به وجود می آیند، پس از دورهٔ بی تمرینی هشت هفته‌ای همچنان حفظ می شوند. این نتایج با نتایج مطالعات هوستون و

1. Motor-Evoked Potential
2. H-Reflex

همکارانش همخوانی دارد. آنها گزارش کردند که اجرای قدرت ایزومتریکی کسب شده پس از ۱۰ هفته تمرین پویا بعد از ۱۲ هفته بی تمرینی کاهش معناداری نداشت و تفاوتی در MVC بین اندازه‌گیری آن پس از تمرین و بعد از دوره بی تمرینی برای عضو تمرین کرده طرف مقابل مشاهده نشد (۱۳). برعکس، هوش و همکارانش گزارش کردند که قدرت عضلانی افزایش یافته بر اثر برنامهٔ تمرینی پس از هشت هفته بی تمرینی در هر دو عضو تمرین کرده و تمرین نکردهٔ طرف مقابل حفظ شد (۱۲و۱۱). ویر و همکارانش افزایش معناداری در قدرت ایستا و پویا بعد از هشت هفته تمرین کانسنتریکی با ۸۰درصد 1RM گزارش کردند. پس از هشت هفته بی تمرینی، میزان قدرت ایستا با میزان آن قبل از تمرین تفاوتی نداشت، درصورتی که میزان قدرت پویای کانسنتریکی به طور معناداری بیشتر از میزان آن قبل از تمرین بود (۳۰). البته ویژگی آزمون نیز ممکن است باعث ایجاد پاسخ‌های متفاوت به بی تمرینی شود.

در پژوهش حاضر، تفاوتهای فردی در طول بی تمرینی ممکن است که باعث معنادار نبودن آماری فاکتورهای مورد نظر شده باشد. این احتمال نیز وجود دارد که تفاوت در پاسخ‌های فردی در طول بی تمرینی، ناشی از تفاوت آزمودنیها در استفاده از عضلات پلانتار فلکسور در فعالیتهای عادی روزمره باشد. معمولاً عضلات پلانتار فلکسور برطبق عادت در فعالیتهای روزمره مانند راه رفتن و دویدن تحریک می شوند (۲۶) و ممکن است تفاوت در میزان اینگونه فعالیتها در طول دورهٔ بی تمرینی بین آزمودنیها وجود داشته باشد. توجه به این نکته جالب به نظر می رسد که میزان از دست رفتن قدرت به دنبال یک دوره بی تمرینی با میزان قدرت کسب شده از طریق انتقال متقاطع ارتباط دارد. شیما و همکارانش گزارش کردند، آزمودنیهایی که پس از دورهٔ بی تمرینی با آثار انتقال عرضی بیشتری مواجه شده بودند، کاهش بیشتری در MVC پس از بی تمرینی از خود نشان دادند، اما این ارتباط در عضو تمرین کرده مشاهده نشد. افزایش MVC در عضو تمرین نکردهٔ طرف مقابل عضو تمرین کرده بعد از تمرین، ممکن است که در طول یک دورهٔ بی تمرینی مشابه روند معکوسی را پیش گیرد، زیرا فاکتورهای پیرامونی ممکن است که در میزان تغییر در MVC در طول تمرین مشارکت نداشته باشند (۲۶). بنابراین، این احتمال وجود دارد که میزان تغییر در MVC عضو تمرین نکردهٔ طرف مقابل در طول بی تمرینی با میزان کسب شدهٔ آن در طول دورهٔ تمرین تحت تاثیر قرار گیرد. سرانجام، چنین نتیجه گیری می شود که افزایش قدرتی که با آثار انتقال متقاطع در عضلات طرف مقابل عضو تمرین کرده به وجود می آید، در طول بی تمرینی دچار تغییر اندکی می شود، اما میزان این تغییر به تفاوت فردی آزمودنیها بستگی دارد. سازوکارهایی که با آنها انتقال متقاطع صورت می گیرد، ممکن است که در طول دورهٔ تمرینی به واسطه فاکتورهای عصبی مرکزی توضیح داده شود، اما در طول بی تمرینی هنوز نمی توان این سازوکارها را تنها به واسطهٔ فاکتورهای عصبی مرکزی توضیح داد. بنابراین، توضیح روشن تر این سازوکار در گرو تحقیقات آینده خواهد بود.

نتیجه‌گیری کلی

این پژوهش مطالعه ای است که ما را نسبت به ارزیابی مزایای برنامه های تمرین قدرتی یک طرفه در عضو تمرین نکرده آگاه می سازد. در این پژوهش متقاعد شدیم که بعضی مزایا وجود دارد که

تمرینهای یکطرفه را برای تقویت عضو بی حرکت در طرف مقابل عضو تمرین کرده که ممکن است به دلایلی (مانند شکستگی، دررفتگی یا دیگر آسیب‌های ورزشی) ثابت شده باشد، مورد استفاده قرار دهیم. نتایج این پژوهش نشان دادند که آثار انتقال متقاطع در آزمودنیهای سالم وجود دارد. این موضوع کاربردهای کلینیکی و توانبخشی روشنی دارد و برای ورزشکارانی مفید است که دارای شکستگی یا پیچ خوردگی شدید در یک پای خود هستند و به ثابت نگه داشتن عضو آسیب دیده برای یک دوره طولانی مدت نیاز دارند. اعمال این روش تمرینی سبب می شود که پس از اتمام دورهٔ آسیب دیدگی، عوارض ناشی از بی تمرینی در عضو آسیب دیده به کمترین میزان خود برسد. بنابراین، باید تلاش شود که تمرینهای متقاطع در رژیمهای بازتوانی به کار گرفته شوند تا به این وسیله آثار برنامه های درمانی در ورزشکاران آسیب دیده توسعه یابند.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

منابع

1. **Antonutto, G., Capelli, C., Girardi, M., Zamparo, P., and Diprampero, P.E. (1999) . Effect of microgravity on maximal power of lower limb during very short efforts in humans. J. Appl. Physiol. 88: 85-92.**
2. **Benjamin, S., Beynnon, B.D., Helie, B.V., Alosa, D.M., & Rennnstrom, P.A. (2000) . The benefit of a single leg strength training program for the muscles around the untrained ankle. *American J. Sport Med.* 28: 568-573.**
3. **Bompa, T., Carnacchia, L. (1998) . Serious strength training, Human Kinetics: 25, 40, 58, 59, 69, 81 & 93.**
4. **Delitto, A., Rose, S.J., and Mc Kowen, J.M. (1988) . Electrical Stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery, Phys. Ther. 68: 660-663.**
5. **Ebersole, K.T., Housh, T.J., Johnson, G.O., Perry, S.R., Bull, A.J., & Cromer, J.T. (2002) . Mechanomyographic and Electromyographic response to unilateral isometric training. *J. Strength Conditioning Research.* 16 (2) : 192-201.**
6. **Eveytovich, T.K., Housh, D.J., Johnson, G.O., Smith, D.B., & Ebersole, K.T. (2001) . The effect of Concentric Isokenetic strength training of the Quadriceps Femoris on EMG and muscle strength in the trained and untrained limb. J. strength & conditioning Research. 15 (4) : 439-445.**
7. **Fleck, S.J., Kramer, W.J. (2004) .Designing Resistance Training Programs, Third Edition, Human Kinetics: 214.**
8. **Gorfinkel, S., & Cafarelli, E. (1992) . Relative change in maximal force, EMG, and muscle cross sectional area after isometric training. *Med. Sci. Sports Exerc*. 24: 1220-1227.**
9. **Hammett. J.B., William T. Hey. (2003). Neuromuscular adaptation to short-term (4weeks) ballistic training in trained high school athletes, The Journal of Strength and Conditioning Research. 17 (3) : 556-560.**
10. **Hortobagyi, T., Taylor, J.L., Peterson, N.T., Russell, G., & Gandevia, S.C. (2003) . change in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contraction and altered sensory input in humans. *J. Neuro. Physiol.* 90: 2451-2459.**
11. **Housh TJ, Housh DJ, Weir JP, Weir LL. (1996) . Effects of eccentric-only resistance training and detraining. Int J Sports Med 17:145-148.**
12. **Housh TJ, Housh DJ, Weir JP, Weir LL. (1996) . Effects of unilateral concentric-only dynamic constant external resistance training. Int J Sports Med. 17:338-343.**
13. **Houston ME, Froese EA, Valeriote SP, Green HJ, Ranney DA. (1983) . Muscle performance, morphology and metabolic capacity during strength training and detraining: a one leg model. Eur J Appl Physiol. 51:25-35.**
14. **Jackson, S.W., & Turner, D.L. (2003) . Prolong Muscle vibration reduces maximal voluntary knee extension performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man.. *Eur. J. Appl. Physiol.* 88: 380-386.**
15. **Jones, D.A., & Rutherford, O.M. (1987) . Human Muscle Strength Training: The effects of three different regimens and nature of the resultant change. *J. Physiol.* 371: 1-11.**
16. **Kannus, P. Aloso, D., and Cook, L. (1992) . Effect of one-legged exercise on the strength, power, and endurance of the contralateral leg: A randomized, controlled study using isometric and concentric isokenetic training. Eur. J. Appl. Physiol. 64: 117-126.**
17. **Kannus, P., and Jvrinen, M. (1990) .Non operative treatment of acute knee ligament injuries: Aver view with special reference to indications and methods. Sport Med. 9: 244-260.**
18. **Konrad, P. (2005). The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological Electromyography: 14-55.**
19. **Krotkiewski, M., Aniansson, A., and Grimby, G. (1979) .The effect of unilateral isokenitic strength training on local adipose and muscle tissue morphology, thickness, and enzymes. Eur. J. Appl. Physiol. 42: 271-281.**

20. **Mack, R.P. (1982) . Ankle injuries in athletic, Clin. Sports Med. 1: 71-84.**
21. **Munn, J., Herbert, R.D., & Condevia, S.C. (2004) .Contralateral effects of unilateral resistance training: A Meta analysis. *J. Appl. Physiol*. 96: 1861-1866.**
22. **Munn, J., Herbert, R.D., Hancock, M.J., & Gandivia, S.C. (2005) .Training with unilateral resistance exercise increases contralateral Strength. *J. Appl. Physiol*. 99: 1880-1884.**
23. **Narici MV, Roi GS, Landoni L, Minetti AE, Cerretelli P. (1989) . Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. Eur. J. Appl. Physiol. 59:310-319.**
24. **Reeves, N.D., Narici, M.V., & Maganaris, C.N. (2004) . *In vivo* human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age, *Exp Physiol.* 89 (6) : 675-689.**
25. **Shaver, L.G. (1970) . Effects on training of training relative muscular endurance in ipsilateral and contralateral arms. J. Med. Sci. Sports. 2: 165-171.**
26. **Shima, N., Ishida, K., Katayama, K., Morotome, Y., Sato, Y., & Miamura, M. (2002). Cross Education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. *Eur. J. Appl. Physiol*. 86 (4) : 287-294.**
27. **Staron, R.S., Korapando, D.L., Kraemer, W.J., Fly, A.C., Gordon, S.E., & Falkel, J.E. (1994). Skeletal muscle adaptation during early phase of resistance training in men and women. *J. Appl. Physiol.* 257: 567-572.**
28. **Steaman, J.R., Forster, R.S., and Silferskild, J.P. (1989) . Rehabilitation of the knee. Clin. Sport Med. 8: 605-627.**
29. **Wear, J.P., Housh, T.J., & Wear, L.L. (1994) .Electromyographic evaluation of joint angle specificity and cross training after isometric training. *J. Appl. Physiol.* 77:197-201.**
30. **Weir, I.P., Housh, D.J., Housh, T.J., and Weir, I.L. (1997) . The effect of unilateral concentric weight training and detraining on joint angle specifity, cross-training and the bilateral deficit. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 25 (4) : 264-270.**
31. **Weir, J.P., Housh, T.J., Weir, L.L., & Johnson, G.O. (1995) . Effect of unilateral isometric strength training on joint angle specificity and cross-training, *Eur. J. Appl. Physiol*. 70: 337-343.**
32. **Zhon, S. (2000) . Chronic neural adaptations to unilateral exercise: Mechanisms of cross education. *Exerc Sport Sci Rev*. 28: 177-184.**

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی