

بررسی مقایسه‌ای اثر کشش به روش‌های هارمونیک و پی.ان.اف بر شاخص‌های انعطاف‌پذیری عضله چهار سرران

چکیده

هدف: افزایش انعطاف‌پذیری و کاهش سفتی عضله، از دیدگاه متخصصین توانبخشی و طب ورزشی اهمیت زیادی دارد. هدف این مطالعه، مقایسه اثر کشش به روش‌های پی.ان.اف و هارمونیک بر انعطاف‌پذیری عضله چهار سرران است.

روش بررسی: این پژوهش، به روش مداخله‌ای تجربی (کار آزمایی بالینی تصادفی) انجام شده است. تعداد ۴۵ نفر دانشجوی در محدوده سنی ۱۸ تا ۳۵ سال، به روش نمونه‌گیری آسان (Sample of convenience) انتخاب شدند و در سه گروه ۱۵ نفره هارمونیک، پی.ان.اف، و کنترل قرار گرفتند. آزمودنی‌ها بدون اختلالات دردناک کمر و اندام تحتانی در شش ماه قبل از شرکت در تحقیق بودند، عضله چهار سرران آنها نسبتاً کوتاه بود (۲۰ درجه کمبود در تست اکستانسیون فعال زانو AKE) و سابقه فعالیت ورزشی حرفه‌ای نداشتند. متغیرهای مورد بررسی عبارتند از سفتی عضله و طول همسترینگ که زاویه پویته در تست AKE شاخص آن است. در یک مطالعه مقدماتی، تکرار پذیری اندازه‌گیری این دو متغیر مورد تأیید قرار گرفت و سپس افراد گروه هارمونیک به روش هارمونیک و افراد گروه پی.ان.اف به روش پی.ان.اف به مدت ۶ هفته تحت تمرینات کششی قرار گرفتند، رژیم تمرین ۵ دقیقه در روز و سه روز در هفته بود. در مورد گروه کنترل اقدام خاصی صورت نگرفت.

یافته‌ها: در این مطالعه مشخص شد که طول همسترینگ در اثر هر دو روش کشش، دارای تغییرات معنی‌داری بود (در هر دو مورد $P < 0/001$) ولی تغییرات گروه کنترل معنی‌دار نبود. تفاوت بین میزان تغییرات ناشی از دو روش کشش، از نظر آماری معنی‌دار نبود. اندازه سفتی عضله فقط در گروه هارمونیک دارای تغییر معنی‌دار بود ($P < 0/03$).

نتیجه‌گیری: یافته‌های این تحقیق نشان می‌دهند که هر دو روش هارمونیک و پی.ان.اف به یک اندازه در افزایش طول همسترینگ مؤثر هستند، ولی شاید روش هارمونیک بهتر از روش پی.ان.اف باشد، زیرا همان‌گونه که ذکر شد اندازه سفتی فقط در این گروه تغییرات معنی‌داری داشته است؛ یعنی نه تنها طول عضله افزایش می‌یابد بلکه تغییرات چشمگیر بیومکانیکی در عضله در اثر این روش ایجاد می‌شود که نمود این تغییرات کاهش سفتی در این گروه است.

کلیدواژه‌ها: انعطاف‌پذیری / همسترینگ / کشش پی.ان.اف / روش هارمونیک

* **حسین شاکری**

کارشناس ارشد فیزیوتراپی

دکتر اسماعیل ابراهیمی

دکترای فیزیوتراپی، استاد دانشگاه علوم پزشکی ایران

دکتر مهیار صلواتی

دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

دکتر حسین کریمی

دکترای فیزیوتراپی، دانشیار دانشگاه علوم پزشکی ایران

* E-mail: irshaker2000@yahoo.com



مقدمه

افزایش انعطاف پذیری و کاهش سفتی عضله، از دیدگاه متخصصین توانبخشی و طب ورزشی اهمیت زیادی دارد. در فیزیوتراپی و تربیت بدنی، برای مقابله با کوتاهی عضلات روش های متعددی وجود دارد. چون با این کار عملکرد ورزشی و عضلانی بهتر می شود، از آسیب ها جلوگیری شده و رنجیدگی ناشی از تمرین به ویژه اکسنتریک کم می شود. کوتاهی عضله علل متعددی دارد. بعضاً در اثر کاهش سارکومرهای سری و برخی موارد در اثر افزایش ارتباط های عرضی بین کلاژن های بافت همبند سری و موازی عضله و تاندون است و در اثر مکانیسم های تطابقی بای حرکتی و عادات بدن نشستن و کار کردن ایجاد شده و دامنه مفصل را می کاهد (۱-۵).

در فیزیوتراپی و تربیت بدنی برای مقابله با کوتاهی عضله، روش های متعددی وجود دارد که رایج ترین و موثرترین آنها کشش استاتیک، پی.ان.اف و بالستیک هستند. مانند سایر شاخه های علوم تجربی محققین در پی یافتن روشی بهتر از قبل و بهترین مورد از بین روش های موجود، مطالعات مقایسه ای زیادی انجام داده اند. بورک و همکاران (۲۰۰۰)، اتنایر و آبراهام (۱۹۸۶)، سدی بلانک و وورتمن (۱۹۸۲)، تانی گاوا (۱۹۷۲)، ووجنوویچ (۱۹۹۴)، بورک و آندریاس (۱۹۹۱)، در نتیجه انجام کارهای پژوهشی خود به این نتیجه رسیدند که تأثیر تکنیک پی.ان.اف بر کشش استاتیک ارجح می باشد (۹-۶). علت تأثیر بیشتر روش پی.ان.اف دخالت یک مکانیسم عصب شناختی در کاستن تانسیون فعال عضله می باشد. بدین معنی که، عضله در اثر مهار درونزا بخاطر انقباض و افزایش فعالیت الیاف II آرامش بیشتری خواهد داشت و باکشش مخالفت کمتری می نماید. لدرمن (۱۹۹۷) روش دیگری را بنام روش هارمونیک مطرح کرده است که طی آن از نوسان موزون مفاصل به مقاصد متعددی استفاده می شود. از جمله این مقاصد کاهش درد، کاهش التهاب مفصل و افزایش کارایی کشش می باشد. ایشان مکانیسم اثر را این گونه بیان می کند که این روش با تحریک حس عمقی و الیاف قطور میلین دار منجر به کنترل دروازه ای درد شده و تحمل بیمار به کشش افزایش می یابد و در نتیجه نسبت به سایر روش های کشش سودمندتر خواهد بود. بعلاوه در خود حرکت نوسانی و آونگی یک مکانیسم ناشناخته آرامش بخشی وجود دارد که مادران برای آرام سازی فرزند و متخصصین هیپنوتیزم برای خواب کردن بیماران از آن بهره می گیرند و کشش نیز از این قاعده مستثنی نیست و از حرکات موزون می توان در جهت کاهش نقش عوامل فعال مخالف کشش (یعنی بخش انقباضی عضله) و آرام سازی عضله کمک گرفت ولی پژوهشی که این مدعا را تأیید کند به چشم نمی خورد (۱۲-۱۰).

هدف این مطالعه، مقایسه اثر کشش به روش های پی.ان.اف و هارمونیک بر انعطاف پذیری عضله همسترینگ است.

روش بررسی

این پژوهش، به روش مداخله ای تجربی (کار آزمایشی بالینی تصادفی) انجام شده است. تعداد ۴۵ نفر دانشجوی در محدوده سنی ۱۸ تا ۳۵ سال، به روش نمونه گیری آسان انتخاب شدند و در سه گروه ۱۵ نفره هارمونیک، پی.ان.اف، و کنترل قرار گرفتند. آزمودنی ها بدون اختلالات دردناک کمر و اندام تحتانی در شش ماه قبل از شرکت در تحقیق بودند، همسترینگ آنها کوتاه بود (۴) (۲۰ درجه کمبود در تست اکستانسیون فعال زانو AKE) و سابقه فعالیت ورزشی حرفه ای نداشتند.

جهت شرکت افراد مورد مطالعه در این پژوهش، قبل از انجام ارزیابی اولیه، از فرد خواسته می شد تا رضایت نامه مربوطه را امضاء نماید. هر دو روش مورد استفاده، از روش های درمانی رایج هستند و مشکل خاصی را برای افراد مورد مطالعه ایجاد نمی کردند. متغیرهای مورد بررسی عبارتند از سفتی عضله و طول همسترینگ که زاویه پوپلیته در تست AKE شاخص آن است (۱۸-۱۴). در یک مطالعه مقدماتی، تکرار پذیری اندازه گیری این دو متغیر مورد تأیید قرار گرفت.

سنجش این متغیرها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام شد و جلسات درمانی در کلینیک های فیزیوتراپی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی انجام شد.

برای اندازه گیری شاخص طول عضله (زاویه پوپلیته) فرد بر روی تخت طاقباز در وضعیت AKE (ران در زاویه ۹۰ درجه) قرار می گرفت. سپس زانوی خود را تا حد ممکن صاف می نمود. رد پای لندمارک ها (نقاط برجسته استخوانی) بر روی صفحه سفیدی که در کنار او بود علامت گذاری می شد و فرد تخت را ترک می کرد و زاویه سنجی از روی این نقاط مشخص صورت می گرفت. با گونیا متر بر حسب واحد درجه و با دقت یک درجه به عنوان شاخص طول اندازه گیری می شد (۲۴، ۷، ۳) که زاویه کمتر از ۱۶۰ درجه دلالت بر کوتاهی همسترینگ دارد (۴).

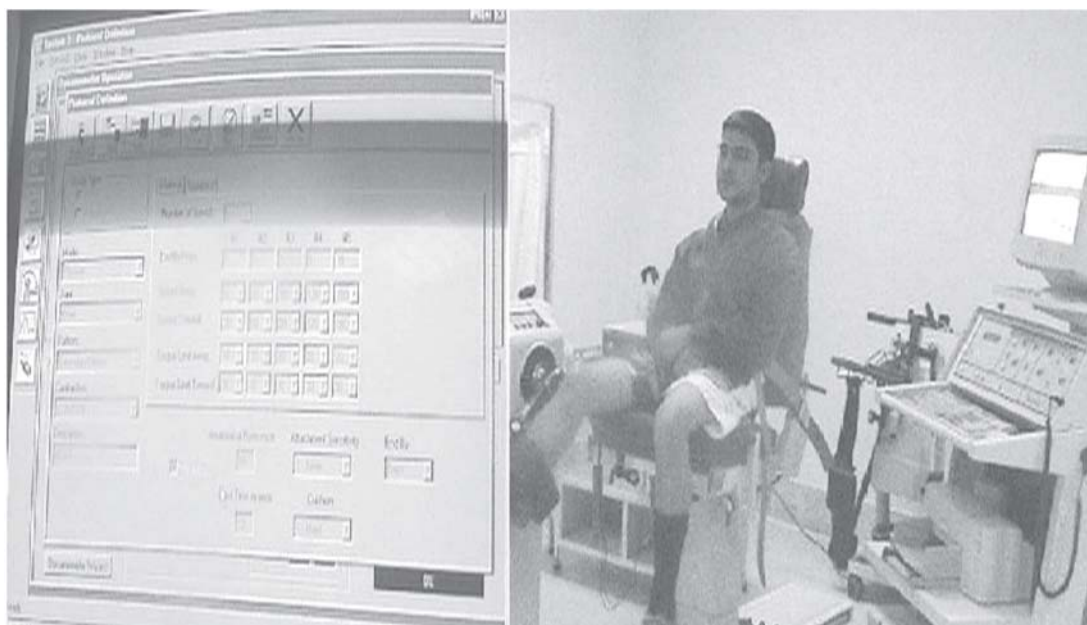
شاخص سفتی، با محاسبه نسبت تغییرات گشتاور پاسیو همسترینگ به تغییرات زاویه زانو در دامنه های انتهایی با استفاده از دستگاه ایزوکاینیتیک بدست می آمد (۲۱-۱۹). شیب منحنی گشتاور پاسیو عضله به دامنه معادل سفتی است. برای این کار ساق پا که به ناقل نیروی دستگاه وصل است با سرعت ۵ درجه در ثانیه به وسیله دستگاه به سمت اکستنشن زانو آورده شده و در نتیجه عضله همسترینگ کشیده می شود، میزان مقاومتی که بافت های همبند در برابر این کشش از خود نشان می دهند توسط دستگاه در سر تا سر دامنه بر حسب واحد نیوتن متر



که بر حسب واحد نیوتن متر بر رادیان بیان می‌شود. روش کار به این صورت است که پس از اتصال بیمار به دستگاه به شیوه‌ای که در تصویر ۱ ملاحظه می‌شود برنامه پاسیو (passive mode) انتخاب می‌شود.

اندازه‌گیری می‌شود. وقتی دو نقطه از این دامنه را انتخاب کرده و اختلاف گشتاور غیر فعال ایجاد شده در این دو نقطه را که روی نمایشگر دستگاه ثبت شده است به دست آوریم و این عدد را به اختلاف زوایای مورد نظر (بر حسب واحد رادیان) تقسیم کنیم، شاخص سفتی بدست می‌آید

تصویر ۱- اتصال فرد به دستگاه ایزوکتینیک و انتخاب برنامه پاسیو



میکروولت ثانیه نشان داده می‌شود (۲۳). محل قرار گیری الکترودها بر روی بالک یا قسمت حجیم عضله همسترینگ بود، یعنی وسط خطی که چین پوپلیته را به چین گلوئئال وصل می‌کند.

پس از تعیین شاخص‌های مورد نظر، نتایج در برگه پرسشنامه وارد می‌شد. برای کنترل تورش (Bias) مطالعه یکسوکور انجام می‌شد، آزمون نهایی و درمان توسط دو نفر جدا انجام شد، بعداً پژوهشگر با توجه به لیستی که بطور جداگانه تهیه شده بود، گروه را مشخص می‌کرد.

درمانگر گروه هارمونیک را به مدت ۶ هفته (۲۰ جلسه) تحت کشش به شیوه هارمونیک قرار می‌داد. رژیم درمانی ۳ روز در هفته و زمان درمان ۵ دقیقه در روز بود. فرد داخل فریم یک تخته معمول در بخش‌های مکانوتراپی درمانگاه‌های فیزیوتراپی بر روی تخت طافباز می‌خوابید. پای مقابل (پایی که قرار نبود درمان شود) بالاتر از زانو با اسلینگ به تخت بسته می‌شد تا لگن ثابت شود و به عقب نچرخد. پای مورد درمان تا جایی که طول همسترینگ اجازه می‌داد به وضعیت SLR (خم کردن ران با زانوی صاف) آورده می‌شد و در این وضعیت مچ پا توسط یک اسلینگ سوراخ دار و طناب ابریشمی به فریم بالای سر ثابت می‌شد. با این کار

دستگاه ساق پای بیمار را با سرعتی که تعیین می‌کنیم به سمت اکستانسیون می‌برد. بهترین سرعت برای این کار سرعت‌های زیر ۷ درجه در ثانیه است زیرا در این سرعت رفلکس‌های عضلانی فعال نمی‌شوند و از نظر جدا کردن عوامل اکتیو عضلانی از عوامل غیرفعال اطمینان وجود دارد (۲۲). ولی برای اطمینان بیشتر، از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی به نام میومد استفاده می‌شد تا خاموش بودن عضله همسترینگ به هنگام اندازه‌گیری شاخص‌های سفتی محرز باشد که این دستگاه قادر است از سیگنال EMG بدست آمده میانگین گرفته و نتیجه را به شکل عدد و ستون نوری و همچنین بازخورد شنیداری مشخص نماید. دستگاه میومد ابتدا سیگنال حاصله را فیلتر کرده (یعنی موج‌های اضافی مثل امواج رادیویی، امواج مربوط به خون و... را حذف می‌کند) سپس بخش یکسوگر دستگاه امواج دو فازه را یکسو می‌کند (Rectification) یعنی فازهای مثبت و منفی همگی بالای خط ایزوالکتریک قرار می‌گیرند. و بعد از امواج یکسو شده در فاصله زمانی مشخص (۳/۰ یا ۳ ثانیه) میانگین گرفته شده و از سطح زیر منحنی مربوط به موج الکتریکی که محور افقی آن زمان و محور عمودی آن دامنه موج است انتگرال گرفته می‌شود و نتیجه به صورت عددی با واحد



اطلاعات ثبت شده مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند.

یافته‌ها

در این مطالعه با انجام آزمون t زوج جهت مقایسه نتایج قبل و بعد گروه‌ها مشخص شد که در گروه هارمونیک و گروه پی.ان.اف میانگین زاویه پوپلیته در ارزیابی ثانویه نسبت به ارزیابی اولیه به میزان بیشتری معنی دار بوده است (در گروه هارمونیک ۹/۰۷ درجه با انحراف معیار ۳/۲۸ و در گروه پی.ان.اف ۹/۳۳ درجه با انحراف معیار ۴/۴۲، در هر دو گروه $P=0/001$) ضمناً بیشترین انحراف معیار مربوط به گروه پی.ان.اف می‌باشد. این تفاوت در مورد گروه کنترل معنی دار نبود (جدول ۱).

جدول ۱ - جدول شاخصهای آماری زاویه پوپلیته در سه گروه مورد

مطالعه

گروه	میانگین زاویه پوپلیته		میانگین تغییرات	انحراف معیار	مقدار P-value
	قبل	بعد			
هارمونیک	۱۴۹/۵	۱۵۸/۰۷	۸/۵۷	۳/۲۸	۰/۰۰۱
پی.ان.اف	۱۴۸/۰۰	۱۵۷/۶۷	۹/۶۷	۴/۴۲	۰/۰۰۱
کنترل	۱۴۸/۵۳	۱۴۸/۸۷	۰/۳۳	۲/۲۹	۰/۵۸۲

برای مقایسه میانگین تغییرات زاویه پوپلیته در سه گروه مورد مطالعه از آنالیز واریانس یکطرفه استفاده شد، فرضیه برابری میانگین تغییرات زاویه پوپلیته در سه گروه مورد مطالعه رد شد ($F=33/20$, $P=0/001$)، $df=2$ و 42). نتایج آزمون تکمیلی Tukey مشخص کرد میانگین تغییرات زاویه پوپلیته گروه هارمونیک با میانگین تغییرات زاویه پوپلیته گروه کنترل، دارای تفاوتی معنی دار معادل $8/7$ درجه است ($p=0/001$)؛ میانگین تغییرات زاویه پوپلیته گروه پی.ان.اف با میانگین تغییرات زاویه پوپلیته گروه کنترل، دارای تفاوتی معنی دار معادل 9 درجه است ($p=0/001$)؛ ولی تفاوت بین میانگین تغییرات زاویه پوپلیته گروه هارمونیک و میانگین تغییرات زاویه پوپلیته گروه پی.ان.اف (با تفاوتی معادل $0/27$ درجه)، معنی دار نیست. بنابراین هر دو روش کشش از حیث افزایش دامنه و طول همسترینگ به یک اندازه مؤثر بودند.

برای بررسی نتایج قبل و بعد متغیر سفتی نیز از آزمون t زوج استفاده شد که نتایج حاصله در جدول ۲ ملاحظه می‌شود، مقدار تغییر میانگین سفتی در ارزیابی ثانویه در گروه کنترل ($0/21$) - نیوتن متر بر رادیان، با انحراف معیار $0/59$ در جهت افزایش است، ولی در گروه هارمونیک و گروه پی.ان.اف این تغییرات در جهت کاهش است (به ترتیب $0/62$ نیوتن متر بر رادیان با انحراف معیار $1/03$ و $0/13$ نیوتن متر بر رادیان با انحراف معیار $0/68$). همچنین کمترین انحراف معیار مربوط به گروه

همسترینگ روی هر دو مفصل ران و زانو کشیده می‌شود. ثابت سازی مچ در جایی بود که به دلیل کشش همسترینگ زانو در اندکی فلکسیون می‌رفت. درمان گر هر دو دست خود را قلاب کرده و کمی بالاتر از زانو در انتهای جلویی فمور قرار می‌داد و با فشار لحظه ای دست‌ها این اندک فلکسیون را برطرف می‌کرد. در اجرای روش هارمونیک فشار دست درمان گر لحظه ای است و بلافاصله حذف شده و زانو به فلکسیون بر می‌گردد. بنابراین زانو در فاصله بین اکستانسیون کامل و اندکی فلکسیون، که برگشت مفصل (Rebound) آنرا ایجاد کرده است، به شکل نوسان دار و موزون با بسامدی در حدود یک بار در ثانیه به مدت پنج دقیقه در روز حرکت داده می‌شد (۲۴). این روش مطابق با پروتکل پیشنهادی آقای لدرمن در کتاب تکنیک هارمونیک است (۲۴) که درمانگر سابقه و تجربه کافی در اجرای آن را داشت.

گروه پی.ان.اف نیز با همین رژیم سه روز در هفته، هر روز ۵ دقیقه تحت کشش پی.ان.اف قرار می‌گرفت. در اینجا نیز فرد داخل فریم یک تخته معمول در بخش‌های مکانو تراپی درمانگاه‌های فیزیوتراپی بر روی تخت طافباز می‌خوابید. پای مقابل (پایی که قرار نبود درمان شود) بالاتر از زانو با اسلینگ به تخت بسته می‌شد تا لگن ثابت شود و به عقب نچرخد. پای مورد درمان تا جایی که طول همسترینگ اجازه می‌داد به وضعیت SLR (خم کردن ران با زانوی صاف) آورده می‌شد و در این وضعیت مچ پا توسط یک اسلینگ سوراخ دار و یک فرنیروسنج به فریم بالای سر ثابت می‌شد. ثابت سازی مچ در جایی بود که به دلیل کشش همسترینگ زانو در اندکی فلکسیون می‌رفت. درمان گر هر دو دست خود را قلاب کرده و کمی بالاتر از زانو در انتهای جلویی فمور قرار می‌داد. با دستور درمان گر فرد همسترینگ را با نصف حداکثر قدرت منقبض کرده و نیرو سنج را می‌کشید و ۵ ثانیه آنرا حفظ می‌کرد. پس از آن دستور شل کردن صادر شده و با نیرویی که ناشی از اعمال فشار درمان گر و انقباض عضلات اکستانسور خود فرد بود، زانو صاف شده و به مدت ۱۰ ثانیه در این وضعیت باقی می‌ماند. علت این که درمان گر هر دو دست خود را قلاب کرده و کمی بالاتر از زانو قرار داده بود یکی کمک به ثابت سازی ران بود و دیگر این که پس از ختم انقباض با فشار این دست‌ها کشش عضله را ایجاد و حفظ کند. در این زمان ۵ دقیقه ای، که با زمان گروه هارمونیک برابر است، ۲۰ بار این عمل قابل اجرا بود (۶-۸).

لازم به ذکر است که این روش‌های درمانی بر روی پای راست افراد گروه‌های مداخله (هارمونیک و پی.ان.اف) اعمال شدند و گروه کنترل بدون درمان فقط مورد ارزیابی‌های اولیه و پایانی قرار گرفتند. ارزیابی نهایی شش هفته پس از ارزیابی اولیه بر روی هر سه گروه انجام شد و نتایج در برگه پرسشنامه ثبت گردید. پس از تکمیل پرسشنامه‌ها،



باقی مانده بود (۴). در مطالعه ما نیز با وجود این که بین پایان جلسات درمان و ارزیابی نهایی یک روز فاصله می‌افتاد ولی میانگین دامنه در ارزیابی نهایی با مقدار آن در ارزیابی اولیه اختلاف معنی داری در هر دو گروه کشش داشت. تاکنون روش هارمونیک دقیقاً با همین نام و با روشی که لدرمن توضیح می‌دهد و ما استفاده کردیم مورد بررسی قرار نگرفته است ولی مطالعه استارینگ ۱۹۸۸ را به خاطر ویژگی نوسانی بودن یکی از روش‌هایش که شبیه هارمونیک است می‌توان مقایسه کرد، وی و همکارانش تاثیر دو روش کشش استاتیک و نوسانی را بر طول همسترینگ بررسی کردند و گزارش کردند کشش نوسانی تاثیر بیشتری داشته، میزان این افزایش در گروه نوسانی به طور متوسط ۱۵ درجه و در گروه استاتیک ۱۳ درجه بود (۲۸).

مگنوسن ۱۹۹۷ در مقایسه دو روش کشش استاتیک و رفت و برگشتی به این نتیجه رسید که در هر دو نوع کشش دامنه زیاد می‌شود، ولی سفتی و مشخصه‌های ویسکوالاستیک تغییر نمی‌کند. وی از این یافته‌ها نتیجه‌گیری می‌کند اگر دامنه در اثر کشش زیاد می‌شود، در اثر افزایش تحمل بیمار به کشش و بالا رفتن آستانه تحمل اوست و نه در اثر کاهش سفتی (۳۰، ۲۹). مطالعه ما در مورد کشش پی.ان.اف با یافته‌های او همخوانی دارد چرا که در این گروه نیز مثل گروه دیگر (هارمونیک) دامنه تغییر کرده بود ولی سفتی تغییر معنی داری نداشت در حالیکه در گروه هارمونیک نه تنها دامنه زیاد شده بود بلکه سفتی نیز کاهش داشت و احتمالاً تغییرات پلاستیک واقعی در این گروه رخ داده بود. علت این اختلاف را می‌توان این گونه توجیه کرد که: احتمالاً در گروه پی.ان.اف چون قبل از کشش یک انقباض ایزومتریک گرفته می‌شد لذا این امر باعث بروز تقویت عضلانی شده و به خاطر بروز این تقویت علی‌رغم افزایش دامنه، کاهش سفتی به وجود نیامده است. این مسئله راه را برای تحقیقات بعدی باز می‌کند که در گروه پی.ان.اف قدرت عضله نیز قبل و بعد از کشش بررسی شود تا بروز تقویت احتمالی مشخص شود.

مطالعه دیگری که با این یافته همخوانی دارد مطالعه اوسترینگ و همکارانش ۱۹۸۷ می‌باشد. آنها به این نتیجه رسیده بودند که برخی از انواع روش‌های کشش پی.ان.اف در ایجاد آرامش برای عضله همسترینگ تاثیر کافی ندارند و شاید نتایج به دست آمده در این پژوهش مؤید این موضوع باشد چرا که همان گونه که ملاحظه می‌شود سفتی در گروه پی.ان.اف، کاهش معنی داری نداشته است (۳۲، ۳۱).

کاهش سفتی در گروه هارمونیک با یافته‌های مک‌نیر و همکارانش ۲۰۰۲ همخوانی دارد. آنها تاثیر سرعت‌های مختلف حرکات کششی ریتمیک را بر روی سفتی پلانتر فلکسورها بررسی کرده و گزارش دادند هر چند در شروع این حرکات سفتی در سرعت‌های پایین‌تر کمتر از سرعت‌های

کنترل و بیشترین انحراف معیار مربوط به گروه هارمونیک می‌باشد. میزان تغییر میانگین سفتی در گروه هارمونیک معنی دار بود ($P=0/03$) و فرضیه برابری میانگین سفتی در این گروه رد شد. میزان این تفاوت در گروه پی.ان.اف و گروه کنترل معنی دار نبود.

در آنالیز واریانس انجام شده برای تست فرضیه برابری میانگین تغییرات سفتی در سه گروه مورد مطالعه، این فرضیه برابری رد شد ($P=0/02$ ، $F=4/208$ ، $df=2$ و 42). نتایج آزمون تکمیلی Tukey نشان داد میانگین تغییرات سفتی گروه هارمونیک با میانگین تغییرات سفتی گروه کنترل، دارای تفاوتی معنی دار معادل $0/83$ نیوتن متر بر رادیان است ($p=0/016$)؛ میانگین تغییرات سفتی گروه پی.ان.اف با میانگین تغییرات سفتی گروه کنترل، دارای تفاوتی معادل $0/34$ نیوتن متر بر رادیان است که معنی دار نیست؛ همچنین تفاوت بین میانگین تغییرات سفتی گروه هارمونیک و میانگین تغییرات سفتی گروه پی.ان.اف (با تفاوتی معادل $0/49$ نیوتن متر بر رادیان)، معنی دار نیست.

جدول ۲- جدول شاخصهای آماری سفتی در سه گروه مورد مطالعه

گروه	میانگین سفتی		میانگین تغییرات	انحراف معیار	مقدار P-value
	قبل	بعد			
هارمونیک	۳/۶۱	۲/۹۹	۰/۶۲	۱/۰۳	۰/۰۳۵
پی.ان.اف	۳/۵۹	۳/۴۶	۰/۱۳	۰/۶۸	۰/۴۶۳
کنترل	۳/۲۵	۳/۴۷	-۰/۲۱	۰/۵۹	۰/۱۸۲

ضریب همبستگی میانگین تغییرات زاویه پوپلیته و میانگین تغییرات سفتی در گروه هارمونیک برابر $0/22-$ ، در گروه پی.ان.اف برابر $0/37$ ، و در گروه کنترل برابر $0/20$ است. همبستگی میانگین تغییرات زاویه پوپلیته و میانگین تغییرات سفتی در هر سه گروه، از نظر آماری معنی دار نیست. نکته جالب توجه اینکه ضریب همبستگی در گروه هارمونیک منفی است ولی در دو گروه دیگر مثبت است.

بحث

یکی از وجوه مشترک این یافته با یافته‌های سایر محققین که در زمینه کشش کار کرده‌اند تایید این نظریه بود که شش هفته کشش باعث افزایش ماندگار در طول همسترینگ و دامنه فلکسیون ران می‌شود (۲، ۴، ۲۶، ۲۷). در مطالعه اودویانا پس از گذشت یک هفته از پایان تمرینات کششی نتایج حاصله باقی مانده بود و در مقایسه میانگین دامنه بلافاصله پس از تمرین و بعد از هفت روز اختلافی وجود نداشت (۲۶). در تحقیق فیلاند پس از گذشت چهار هفته از درمان هنوز بخشی از دامنه بدست آمده



6. Burke DG, Holt LE, Rasmussen R, et al. Effect of hot and cold water immersion and modified PNF flexibility exercise on hamstring length. *Journal of Athletic Training*. 2001;36(1):16-19.
7. Etnyre BR, Abraham LD. Gains in range of ankle dorsiflexion using three popular stretching techniques. *Am J Phys Med*. 1986;65(4):189-96.
8. Sady SP, Wortman M, Blanke D. Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1982 Jun;63(6):261-3
9. Osternig LR, Robertson R, Troxel R, Hansen P. Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *Am J Phys Med*. 1987 Oct;66(5):298-307
10. Lederman E. Facilitated segment: a critical review. *British Osteopathic Journal*. 2000; 22:7-10
11. Lederman E. Harmonic technique: supporting joint repair. *OMT News*. 2000/ 3:4-6
12. Lederman E. Harmonic technique. 2000; by Churchill Livingstone. London, pp:83
13. Newham DJ, Lederman E. Effect of manual therapy techniques on the stretch reflex in normal human quadriceps. *Disability and Rehabilitation* 1997;19:8:326-331
14. Fish SJ, Dragt NT, Lategan L, Loots JM. A comparison of three different methods for the measurement of hamstring flexibility. *Af. J. Physical, Health Education, Recreation and Dance*: 2003; Special Edition: 121-135
15. Cameron, DM. & Bohannon, RW. Relationship between active knee extension and active straight leg raise test measurements *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993; 17: 257-260
16. Corbin C, Pangrazi B (eds). *Current Issues in Flexibility Fitness*. The President's Council on Physical Fitness and Sports. http://www.fitness.gov/digest_jun2000.htm Accessed 5/2005.
17. Gajdosik R, Lusin G. Hamstring muscle tightness: reliability of an active-knee-extension test. *Phys Ther*. 1982; 62: 1269-1274.
18. Gajdosik RL, Rieck MA, Sullivan DK, et al. Comparison of four clinical tests for assessing hamstring muscle length. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993 Nov;18(5):614-8
19. Gajdosik RL, Vander Linden DW, McNair PJ, Williams AK, Riggin TJ. Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. *Clin Biomech*. 2005 Nov;20(9):973-83
20. Magnusson Sp, Simonsen EB, et al. Biomechanical response to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med*. 1998;24:622-627.
21. McHugh MP, Conolly DA, et al. The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise induced muscle damage. *Am J Sports Med*. 1999; 27: 594-599.
22. Kamper, DG, Schmidt BD, and Rymer WZ. Effect of Muscle Biomechanics on the Quantification of Spasticity. *Annals of Biomedical Engineering*, 2001; 29: 1122-1134.
23. Boelens P. *Myofeedback Manual*. Enraf Nonius. 1989; Delft, Netherlands
24. Lederman E. Harmonic technique. 2000; by Churchill Livingstone. London, pp:83
25. Rowlands AV, Marginson VF, Lee J. Chronic flexibility gain: Effect of isometric contraction duration during proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques. *Research Quarterly for Exr and Sports*. 2003; 74:47-51.
26. Odunaiya NA, Hamzat TK, Ajayi OF. The Effects of Static Stretch Duration on the Flexibility of Hamstring Muscles. *African Journal of Biomedical Research*, 2005, Vol. 8, No. 2, pp.79-82
27. Osternig LR, Robertson RN, Troxel RK, Hansen P. Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Med Sci Sports Exerc*. 1990 Feb;22(1):106-11.
28. Starring DT, Gossman MR, Nicholson GG Jr, Lemons J. Comparison of cyclic and sustained passive stretching using a mechanical device to increase resting length of hamstring muscles. *Phys Ther*. 1988 Mar;68(3):314-20.
29. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sorensen H, Kjaer M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol (Lond)* 1996 Dec 15;497(Pt 3):857
30. Magnusson SP, Simonsen EB, Dyhre-Poulsen P, Aagaard P, Mohr T, Kjaer M. Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. *Scand J Med Sci Sports*. 1996 Dec;6(6):323-8.
31. Osternig LR, Robertson R, Troxel R, Hansen P. Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *Am J Phys Med*. 1987 Oct;66(5):298-307.
32. Ferber R., Osternig L. R. and Gravelle D. C.. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2002;12:391-397
- McNair PJ, Hewson DJ, Dombroski E, et al. Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: the effect of different joint angular velocities. *Clinical Biomechanics*. 2002 Volume 17, Issue 7, Pages 536-540.
33. McNair PJ, Hewson DJ, Dombroski E, et al. Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: the effect of different joint angular velocities. *Clinical Biomechanics*. 2002 Volume 17, Issue 7, Pages 536-540

بالا است ولی رفته رفته این کاهش سفتی در اثر حرکات کششی ریتیمیک مستقل از سرعت شده و هم در سرعت‌های بالا و هم در سرعت‌های پایین به یک اندازه کاهش می‌یابد. و به این نتیجه می‌رسند که کاهش سفتی در حرکات کششی متناوب در هر صورت بروز خواهد کرد به شرطی که از زمان کافی برخوردار باشد که در تحقیق آنها این زمان دو دقیقه و در تحقیق ما پنج دقیقه بود (۳۳).

همبستگی میانگین تغییرات زاویه پویلیته و میانگین تغییرات سفتی در هر سه گروه، از نظر آماری معنی دار نیست. نکته جالب توجه اینکه ضریب همبستگی در گروه هارمونیک منفی است ولی در دو گروه دیگر مثبت است. این وضعیت نشان می‌دهد که اگر چه همبستگی میانگین تغییرات زاویه پویلیته و میانگین تغییرات سفتی در هر سه گروه، از نظر آماری معنی دار نبوده است، ولی منفی بودن ضریب همبستگی در گروه هارمونیک نشان می‌دهد که فقط در این گروه، با افزایش زاویه پویلیته، احتمال کم شدن سفتی وجود دارد.

نتیجه‌گیری

یافته‌های این تحقیق نشان می‌دهند که هر دو روش هارمونیک و پی.ان.اف به یک اندازه در افزایش طول همسترینگ مؤثر هستند، و روش هارمونیک می‌تواند به عنوان جایگزین روش‌های دیگر کشش مورد استفاده قرار بگیرد. شاید روش هارمونیک بهتر از روش پی.ان.اف باشد، زیرا همان گونه که ذکر شد اندازه سفتی فقط در این گروه تغییرات معنی داری داشته است؛ یعنی نه تنها طول عضله افزایش می‌یابد بلکه تغییرات چشمگیر بیومکانیکی در عضله در اثر این روش ایجاد می‌شود که نمود این تغییرات کاهش سفتی در این گروه است؛ و شاید افزایش طول در گروه پی.ان.اف تغییرات واقعی در انعطاف پذیری نبوده و فقط تحمل افراد به کشش زیاد شده است. بررسی تغییرات متغیرهای دیگری مانند قدرت عضله، قبل و بعد از کشش لازم به نظر می‌رسد تا معلوم شود علت عدم کاهش سفتی در گروه پی.ان.اف چه بوده است.

منابع:

1. Bandy WD, Irion JM, and Briggler M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther*. 1997; 77: 1090-1098.
2. Bandy WD, Irion JM, Briggler M. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998 Apr;27(4):295-300
3. Depino GM, Webright WG, et al. Duration of maintained hamstring flexibility after cessation of an acute static stretching protocol. *J Athlet Train*. 2000; 35: 56-59.
4. Fealand JB, Myer JW, Sehulthics SS, et al. The effect of duration of stretching of hamstring muscle group for increasing ROM in people aged 65 years or older. *Phys Ther*. 2001; 81:1100-1107.
5. Ferber R, Osternig L, Gravelle D. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *J Electromyogr Kinesiol*. 2002 Oct;12(5):391-7.