تأثیر روش‌های کششی دینامیک و دو روش PNF، روی میزان انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ و زاویهٔ لوردوز کمری

خداداد لطافت کار[1]، دکتر رضا رجبی[2]، دکتر حسین آرش‌پور[3]

۱. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران
۲. دانشیار دانشگاه تهران
۳. فوق تخصص ارتوپدی دانشگاه کلن

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۷/۱۲ تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۲/۸

چکیده

تحرک و انعطاف‌پذیری بافت‌های نرم اطراف مفاصل، عامل مهمی در جلوگیری از آسیب یا صدمهٔ مجدد بافت نرم است. هدف این پژوهش، مقایسهٔ تأثیر روش‌های کششی دینامیک و دو روش PNF متفاوت[1] روی میزان انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ و زاویهٔ لوردوز کمری دانشجویان پسر بود. تعداد ۹۰ نفر از دانشجویان دورهٔ کارشناسی دانشکدهٔ مدیریت دانشگاه تهران با دامنهٔ سنی ۲۵-۲۰ سال دارای کوتاهی در عضلات همسترینگ و بدون سابقه عمل جراحی، طی یک نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند و بعد از امضا کردن رضایت‌نامهٔ شرکت در تحقیق، به‌طور تصادفی در سه گروه متفاوت (در هر گروه ۳۰ آزمودنی) قرار گرفتند (میانگین سنی گروه کششی دینامیک ۲۳±۲/۲ سال بود). آزمودنی‌های RI ۳/۷±۲۲ سال و گروه کششی PIR ۱/۳±۲۲ سال، گروه کششی تحقیق در طول دوره تحقیق از داروی خاصی استفاده نمی کردند. برنامهٔ کششی به مدت هشت هفته، چهار روز در هفته و هر روز دو دقیقه برای هر جلسه انجام شد. میزان انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ، دامنهٔ حرکتی اکستنشن اکتیو و پاسیو زانو و زاویهٔ لوردوز کمری (درجه) به ترتیب به‌وسیلهٔ گونیامتر و خط کش منعطف اندازه‌گیری شدند (قبل و بعد از انجام هر مرحلهٔ کششی). برای تجزیه و تحلیل آماری، از آزمون‌های آماری آنالیز واریانس یکطرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر و آزمون P تعقیبی توکی استفاده شد (۰/۰۵=). در هر سه روش کششی، میزان انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ، فلکشن اکتیو و پاسیو زانو و میزان لوردوز کمری افراد بعد از هشت هفته تمرین کششی، افزایش معنی‌داری پیدا کرد. نتایج تحقیق نشان داد که میزان تأثیر روش‌های کششی مختلف بر افزایش انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ از لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری با هم نداشت و تا حدودی تاثیرات به‌وجود آمده با هم برابر بود. با توجه به نتایج تحقیق می توان نتیجه‌گیری کرد که هر سه روش، در افزایش انعطاف‌پذیری تقریباً یکسان عمل می‌کنند.

کلیدواژه‌های فارسی: انعطاف‌پذیری، کشش، همسترینگ.

[1]. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

مقدمه

عدم تعادل نیروی عضلانی[1] یکی از عوامل مؤثر بر بروز دردهای مکانیکی در سیستم اسکلتی عضلانی است که موجب وارد آمدن فشارهای بیش از حد بر این سیستم می‌شود (۲۹،۳۰،۱). این عدم تعادل نیروی عضلانی، معمولاً منجر به بروز کوتاهی در یک گروه از عضلات و ضعف در گروه عضلانی مقابل آن می‌شود. به‌وجود آمدن عدم تعادل نیروی عضلانی در افرادی که کار و فعالیت‌های روزانهٔ خود را در الگوهای خاصی انجام می‌دهند و فعالیت ورزشی مناسبی هم ندارند، شیوع بیشتری دارد. گروه عضلانی همسترینگ ازجمله عضلاتی هستند که کوتاهی آنها شایع است (۲،۳۵،۳۶). عضلهٔ دوسر رانی چسبندگی‌هایی نیز به لیگامان مهم ساکروتوبروز دارد (۲،۳). این لیگامان و گروه عضلانی همسترینگ در ایجاد ریتم لومبوساکرال دخالت دارند. همکاری این ساختارها با عضلات شکمی منجر به تیلت خلفی لگن می‌شود. همچنین نیروی آنها از حرکت رو به جلو قاعدهٔ ساکروم (نوتیشن) جلوگیری می‌کنند. بنابراین، مفصل ساکروایلیاک قفل، و ثبات لگن تأمین می‌شود (۲). به دنبال کوتاهی عضلات همسترینگ، میزان زاویهٔ لوردوز کمری کاهش می‌یابد، حرکات لگن محدود می‌شود و بیشتر حرکات در ناحیهٔ کمر اتفاق می‌افتد. در نتیجه، لیگامان‌های کمری دچار کشش بیش از حد می‌گردند و متعاقب آن کمردرد شروع می‌شود. تکرار این کشش‌ها به دلیل طویل کردن لیگامان‌های محدودکنندهٔ حرکات می‌تواند موجب ناپایداری مفاصل کمر شوند (۳،۳۱،۳۲). کوتاهی عضلات همسترینگ همچنین باعث افزایش نیروی عکس‌العمل[2] در مفصل پاتلوفمورال[3] می‌شود (۴،۳۳). تحقیقات نشان داده‌اند کوتاهی عضلات همسترینگ می‌تواند باعث به هم خوردن قوس‌های طبیعی ستون فقرات و وارد آمدن فشارهای غیر طبیعی بر آن و مفاصل ساکروایلیاک و بروز کمردرد و سندروم اختلال عملکرد کمر[4] شود (۳۴، ۷-۵). به علت موقعیت قرارگیری عضلات همسترینگ، تغییر در طول این عضلات باعث تغییرات قابل توجهی در چرخش لگن و کاهش یا افزایش لوردوز کمری می شود (۲۲،۳۶). وقتی که این گروه عضلانی دچار کوتاهی می‌شود، استخوان لگن چرخش خلفی پیدا می‌کند و میزان زاویهٔ لوردوز کمری کاهش می‌یابد که باعث وارد آمدن فشار روی دیسک بین مهره‌ای، و در نهایت منجر به بروز کمردرد می‌شود (۴۰،۴۳،۴۴). برای درمان صحیح، آگاهی از روش‌های مختلف کششی و به‌کارگیری مؤثرترین و راحت‌ترین آنها جهت ایجاد

---

1. Muscular Imbalance
2. Joint Reaction Force
3. Patellofemoral
4. Low Back Dysfunction

انعطاف‌پذیری طبیعی امری بدیهی است. باندی[1] و همکاران (۱۹۹۷) و وبرایت[2] و همکاران (۱۹۹۷) از جمله محققانی هستند که در زمینهٔ به‌کارگیری انواع روش‌های کششی در کوتاهی عضلات همسترینگ، مطالعات فراوانی انجام داده‌اند (۲۴،۲۵).

تاکنون روش‌های کششی مختلفی برای افزایش انعطاف‌پذیری گروه عضلانی همسترینگ پیشنهاد شده است، اما در مورد کارآیی روش‌های مختلف کششی علی‌رغم مطالعه‌های انجام نظرهای زیادی وجود دارد. فربرگ و همکاران (۲۰۰۲) ذکر کرده اند که شده، اختلاف الگوهای تسهیل با استفاده از حس عمقی در سالمندان سبب افزایش ،PNFتکنیک‌های کششی انعطاف‌پذیری عضلات فلکسور زانو می‌شوند (۸). اسپرنوگا و همکاران (۲۰۰۱) نیز معتقدند که افزایش بیشتری در دامنهٔ حرکتی مفصل مربوطه نسبت به کشش PNFتکنیک‌های کشش استاتیک، بالستیک و پاسیو ایجاد می‌کنند (۹). با توجه به شیوع بالای مشکلات اسکلتی عضلانی به صورت عدم تعادل نیروی عضلانی به خصوص در جامعهٔ شهری که منجر به بروز لزوم استفاده از مناسب‌ترین اختلالاتی در ستون فقرات، اندام تحتانی و سیکل راه رفتن می‌شود روش‌ها جهت کشش عضلات کوتاه شده، در برنامه‌های تمرین درمانی امری ضروری است. باتوجه به اینکه تحقیقات انجام شده روش‌های مختلف کششی را باهم مقایسه نکرده اند، هدف این پژوهش، مقایسهٔ تأثیر روش‌های کششی دینامیک و دو روش متفاوت PNFروی میزان انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ و زاویهٔ لوردوز کمری بوده است.

روش تحقیق

تعداد۹۰ نفر از دانشجویان دورهٔ کارشناسی رشتهٔ مدیریت دانشگاه تهران (دارای عضلات همسترینگ کوتاه) با دامنهٔ سنی ۲۰-۲۵سال انتخاب شدند و به‌طور تصادفی در سه گروه متفاوت کششی (در هر گروه کششی ۳۰ آزمودنی) قرار گرفتند (میانگین سنی گروه کششی دینامیک ۱,۳±۲۲ سال، گروه کششی با میانگین سنی ۳,۷±۲۲ سال و گروه کششی با میانگین سنی ۲,۲±۲۳ سال بود). آزمودنی‌های تحقیق حاضر، سابقهٔ ورزشی منظم نداشتند و فاقد ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی در ستون فقرات بودند و سابقهٔ انجام عمل جراحی و استفاده از داروی خاصی را در زمان تحقیق نداشتند. آزمودنی‌ها رضایت‌نامهٔ شرکت در انجام تحقیق را امضاء کردند.

---

[1]. Bandy et al.
[2]. Webright

برای مشخص کردن کوتاهی همسترینگ، آزمودنی در وضعیت طاقباز قرار گرفتند و آزمونگر اندام تحتانی فرد را با زانوی صاف بالا می‌آورد و همکار او زاویهٔ بین ران و سطح افق را با گونیامتر اندازه می‌گرفت. محور گونیامتر روی تروکانتر بزرگ، بازوی ثابت در امتداد افق روی تخت و بازوی متحرک در امتداد کندیل خارجی ران قرار می‌گرفت. زاویهٔ کمتر از ۷۰ درجه، به عنوان کوتاهی همسترینگ تلقی، و فرد وارد جریان مطالعه می‌گردید (۳۱). قبل از اجرای تحقیق، براساس یک مطالعهٔ کاشف یا راهنما[1]، اندازه‌گیری‌ها توسط دو پژوهشگر زیر نظر پزشک ارتوپد انجام شد و میزان تبحر و تجربهٔ آزمونگرها مورد تأیید پزشک ارتوپد قرار گرفت. شاخص‌های انعطاف‌پذیری گروه عضلانی همسترینگ با گونیامتر اندازه گیری و ثبت گردید. از آزمودنی‌ها خواسته شد در حالت طاقباز روی تخت دراز بکشند. اندازه‌گیری‌ها را دو نفر با گونیامتر مخصوصی که دارای بازوهای بلند بود، انجام دادند. یک نفر، ضمن ثابت نگاه داشتن ران فرد در وضعیت ۹۰ درجهٔ فلکسیون، یک بازوی گونیامتر را روی تروکانتر بزرگ ثابت می‌کرد و نفر دیگر، با یک دست مرکز صفحهٔ مدرج گونیامتر را روی محور حرکتی زانو ثابت می‌کرد و با دست دیگر بازوی دوم گونیامتر را روی قوزک خارجی ثابت می‌نمود و سپس به تدریج ساق پای فرد را از وضعیت فلکسیون ۹۰ درجه به طرف اکستانسیون می‌برد، تا جایی که فرد در قسمت خلفی ساق و ران احساس درد و کشیدگی بکند و در آن نقطه، زاویهٔ به‌دست آمده ثبت می‌گردید. این اندازه گیری سه بار انجام شد و میانگین آن به‌عنوان نمرهٔ فرد ثبت گردید.

برای اندازه‌گیری دامنهٔ حرکتی اکستنشن اکتیو زانو، فرد در وضعیت طاقباز قرار می‌گرفت و آزمونگر مفصل ران را در ۹۰ درجه قرار می‌داد و بعد از وی می‌خواست تا زانویش را به صورت اکتیو صاف کند. سپس همکار آزمونگر با قرار دادن محور گونیامتر روی کندیل خارجی فمور و بازوی ثابت در امتداد ران و بازوی متحرک در امتداد قوزک خارجی پا، میزان زاویهٔ بین ران و ساق پا را اندازه می‌گرفت. دامنهٔ حرکتی اکستانسیون پاسیو زانو نیز به همین روش اندازه‌گیری شد، با این تفاوت که خود آزمونگر زانوی فرد را صاف می‌کرد (۱۰،۱۱).

گروه کشش با روش داینامیک

پس از نشستن فرد روی تخت و تماس کامل کف پاها با تختهٔ عمودی پایین تخت و ثابت کردن زانوها توسط اسلینگ، از فرد خواسته می‌شد تا در حالی که دست‌ها را روی یکدیگر قرار داده است، در دو نوبت با فاصلهٔ دو دقیقه استراحت، سی مرتبه به طور ریتمیک به طرف جلو و

1. Pilot study

عقب حرکت کند. میزان جلو آمدن (فلکسیون) تا جایی بود که احساس درد و کشیدگی در ناحیهٔ خلف ران و ساق ظاهر شود و بعد میزان دامنهٔ حرکتی ثبت گردید (۱۲). روش‌های کششی PNF روی آزمودنی‌ها توسط متخصص ارتوپدی انجام شد.

گروه کششی با روش کشش متعاقب انقباض ایزومتریک [1](PIR)

برای انجام این تکنیک فرد در حالت طاقباز قرار می‌گرفت و عضلهٔ همسترینگ در طولی که اولین مقاومت را در برابر حرکت نشان می‌دهد، قرار داده می‌شد. از عضلهٔ همسترینگ یک انقباض ایزومتریک سطحی در جهت مخالف نقطهٔ فاصل[2] به مدت ۱۰ ثانیه گرفته می‌شد. به آزمودنی آموزش داده می‌شد که فقط از ۱۰ تا ۲۰ درصد قدرت خود استفاده کند (۸،۲۳). مقاومتی مساوی و مخالف تلاش آزمودنی توسط درمانگر داده می‌شد. در طی انجام این مرحله، از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد که عمل دم و بعد از انقباض، بازدم انجام دهند. بعد از این مرحله، عضله به طرف نقطهٔ فاصل جدید رفت و شلی آن کاملاً گرفته شد، ولی کشش داده نشد. حرکت تا جایی که میزان ریلکسشن عضله هیپرتون اجازه می‌دهد، ادامه پیدا کرد. تکنیک مجدداً از این نقطه فاصل جدید شروع، و ۱۲ بار تکرار می‌گردید. پس از هر بار کشش پنج ثانیه استراحت داده می‌شد (۱۲،۱۳).

گروه کششی با روش قانون مهار متقابل [3](RI)

این روش کششی بر مبنای اصل نوروفیزیولوژیک مهار متقابل استوار است. در این روش کششی، اول عضله همسترینگ در دامنهٔ میانی خود قرار داده شد، سپس از آزمودنی درخواست گردید که به طرف نقطه فاصل دارای محدودیت[4] فشار وارد کند (۱۰ ثانیه انقباض کانسنتریک عضله چهار سر رانی). آزمونگر در برابر تلاش آزمودنی مقاومت ایجاد کرد، ولی اجازهٔ حرکت اضافی به آنها نمی‌داد (ایزومتریک). دراین تکنیک، مقاومت اعمال شده در مقابل انقباض چهار سر ران، زیاد نبود، به‌خاطر اینکه اگر مقاومت زیادی داده می شد، عضله کوتاه شده، بیشتر دچار تنش می‌گردید. همچنین احتمال داشت مقاومت زیاد باعث ایجاد درد شود. بعد از خاتمهٔ هر انقباض، آزمودنی عمل دم و بازدم کامل انجام می‌داد، و در همان زمان، عضله به صورت غیر

---

1. Post Isometric Relaxation
2. Barrier
3. Reciprocal Inhibition
4. Restriction barrier

فعال به نقطهٔ فاصل جدید برده می‌شد. پس از هر بار کشش ۵ ثانیه اسـتراحت داده مـی‌شـد و کشش، ۱۲ بار تکرار می‌شد تا به مجموع دو دقیقه کشش رسیده شود (۱۲،۱۳).

برای اندازه‌گیری میزان قوس کمری آزمودنی‌ها، از یک خـط کـش منعطـف ۳۰ سـانتی‌متـری) اسـتفاده شـد. بـرای انجـام ایـن KIDOSساخت ایران با نام پیستوله ماری و مارک کیـدوز (انـدازه‌گیـری، نیـاز بـه نـشانهٔ اسـتخوانی بـود کـه در ایـن تحقیـق بـه ماننـد روش یـوداس (۳۷،۳۸،۴۱،۴۲)، از زائدهٔ خاری مهرهٔ دوازدهم پشتی به عنوان نقطهٔ شـروع قـوس و بـه ماننـد دیگر تحقیقات در این زمینه، از زائدهٔ خاری مهرهٔ دوم خاجی به عنوان انتهـای قـوس اسـتفاده شد (۳۷،۳۹،۴۰،۴۲،۴۳). علت استفاده از مهرهٔ دوازدهم پشتی به جای مهرهٔ اول کمری این بود که کل قوس کمری اندازه‌گیری شود (۴۰). برای پیـدا کـردن ایـن دو نـشانهٔ اسـتخوانی، روش هوپنفلد (۴۴) که یوداس (۳۷،۳۸،۴۱،۴۲) نیز در پژوهش‌های از آن استفاده کرده بود، بـه‌کـار گرفته شد. برای رسیدن به زائدهٔ خاری مهرهٔ دوازدهم پشتی، کنارهٔ زیرین دندهٔ دوازدهـم در دو طرف توسط انگشت شست لمس و سپس دو انگشت شست به‌طور هم‌زمان و در دو طرف بـدن به سمت بالا و داخل حرکت داده شدند تا جایی‌که دنده در زیر بافت نـرم ناپدیـد شـد. در ایـن موقع، فاصلهٔ دو انگشت به‌هم وصل شد و نقطهٔ وسط آن به‌عنوان زائـدهٔ خـاری مهـرهٔ دوازدهـم پشتی با برچسب دایره ای قرمز رنگ به قطر یک سانتی‌متر که قابل جدا شـدن از روی پوسـت بود، علامت زده شد (برای اطمینان بیشتر یکبار دیگر از زائـدهٔ خـاری مهـرهٔ هفـتم گردنـی بـه سمت مهرهٔ دوازدهم پشتی شمارش شد). سپس با لمس زوائد خاری خاصره ای خلفی فوقانی و وصل کردن کناره‌های تحتانی آن دو به یکدیگر، نقطهٔ میانی به عنوان زائـدهٔ خـاری مهـرهٔ دوم خاجی با برچسب، علامت زده شد. پس از مشخص کردن نشانه‌هـای اسـتخوانی مـورد نیـاز، از نمونه‌ها خواسته شد تا به‌صورت کاملاً طبیعی و راحت در مقابل وسیلهٔ ثابت‌کنندهٔ ستون فقرات بایستند، به جلو نگاه کنند و وزنشان را به‌طور کاملاً یکسان روی دو پایشان بیندازنـد (پاهـا بـه اندازهٔ ۱۵-۱۰ سانتی متر از یکدیگر فاصله داشته باشند) و حدود دو دقیقـه در وضـعیت کـاملاً طبیعی و راحت در مقابل وسیلهٔ ثابت‌کنندهٔ ستون فقرات بمانند، تا بدن آنها به وضعیت عـادتی و راحت برسد (۱۱،۱۴،۴۰). آنگاه دو پایهٔ وسیلهٔ ثابت‌کنندهٔ ستون فقرات که طول و فاصله آنها از زمین قابل تنظیم بود، در تماس با زائده خنجری جناغ سینه و سطح قـدامی لگـن قـرار داده شد تا از جابه‌جا شدن فرد هنگام اندازه‌گیری قوس کمری جلـوگیری شـود. سـپس خـط کـش منعطف در ناحیهٔ کمری فرد قرار داده شد تا شکل قـوس کمـری را بـه خـود بگیـرد و پـس از منطبق شدن خـط کـش منعطـف روی کمـر، نقـاطی از آن کـه در تمـاس بـا قـسمت میـانی برچسب‌ها بود، با ماژیک علامت زده شد و بدون آنکـه تغییـری در شـکل خـط کـش منعـصف

صورت بگیرد، از روی کمر به آرامی و با دقت برداشته، و روی کاغذ سفید گذاشته شد و انحنای قسمت محدب آن روی کاغذ ترسیم و نقاط زوائد خاری مهره‌های دوازدهم پشتی و مهرهٔ دوم خاجی روی آن علامت گذاری شدند. برای محاسبهٔ زاویهٔ قوس کمری از روی شکل به‌دست امده از خط کش منعطف، این دو نقطه با یک خط مستقیم به هم وصل و از وسط آن خط، نامیده شدند. پس از اندازه گیری H و Lخط عمودی به انحنا رسم شد. این دو خط، به ترتیب با خط کش میلی‌متری، مقادیر آنها با استفاده از H وLمقادیر خطوط اندازه‌گیری شده و زاویهٔ قوس کمری محاسبه شد. این روش فرمول $\theta = ۴\text{Arc}\tan\frac{۲H}{L}$ یکبار دیگر نیز پس از برداشتن برچسب‌ها از روی نشانه‌های استخوانی تکرار، و میانگین دو زاویهٔ به‌دست آمده به‌عنوان میزان زاویهٔ قوس کمرس برای آزمونی‌ها ثبت شد (میزان تکرارپذیری خط‌کش منعطف در اندازه‌گیری قوس کمری در آزمون آزمایشی که قبل از انجام تحقیق روی ۱۷ نفر انجام شده بود حدود ۰/۹۵= ICCبه‌دست آمد).

قبل از انجام تحقیق، طی اندازه گیری اولیه، بررسی لوردوز کمری از بین ۱۵۰ نفر از دانشجویان توسط خط کش منعطف به‌عمل آمد تا میانگین لوردوز کمری آزمودنی‌ها مشخص شود (در این جامعه، میانگین لوردوز کمری در حدود ۲/۲± ۳۷ درجه بود که در این تحقیق، این مقدار به‌عنوان حد نرمال جامعه در نظر گرفته شد). همچنین بر اساس نتایج طرح پژوهشی چاپ نشده[1] میانگین نرمال لوردوز کمری پسران محدودهٔ سنی مورد مطالعهٔ ما، حدود ۳۹ درجه بود. بنابراین، (۳۹ درجه) در این تحقیق این مقدار به‌عنوان حد میانگین در نظر گرفته شده است. برنامهٔ کششی به مدت هشت هفته، چهار روز در هفته و هر روز دو دقیقه برای هر جلسه انجام شد (۸،۲۳). علت انتخاب دو دقیقه این بود که بر اساس نتایج تحقیقات، زمان کشش کمتر از دو دقیقه در گروه سنی مورد تحقیق ما، تغییرات چندانی در طول عضلات به‌وجود نمی‌آورد و دیگر اینکه کشش در زمان بیشتر از دو دقیقه هم، احتمال آسیب دیدگی را افزایش می‌دهد (۲).

برای تجزیه و تحلیل آماری از برنامهٔ SPSS نسخهٔ ۱۵ استفاده شد. به‌منظور بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون کولموگروف اسمیرنورف و برای مقایسهٔ نتایج از آزمون‌های آماری آنالیز واریانس یک طرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر و آزمون تعقیبی توکی استفاده شد (p= ۰/۰۵).

---

۱. شماره ۱۱/۶۴۹ تاریخ ۸۷-/۲/۱۷ پژوهشکده تربیت بدنی (این طرح در مراحل پایانی بوده و هنوز چاپ نشده است).

یافته‌ها

مقایسهٔ نتایج بین مقادیر اولیه بـا ۸ هفتـهٔ دیگـر در مـورد معنـی‌داری تفـاوت در متغیـرهـای اندازه‌گیری شده در سه روش مختلف کششی در جدول شمارهٔ ۱ آمده است. بعد از ۳۲ جلـسه)، اکستنـشن پاسـیو زانـو >P دامنهٔ اکستنـشن اکتیـو زانـو (RI۰/۰۰۱ ،PIRکشش داینامیک،) افزایش یافته است.P) و لودوز کمر (۰/۰۰۲=>P(۰/۰۰۱

جدول۱. نتایج آزمون اندازه‌گیری‌های مکرر برای متغیرهای اندازه‌گیری شده، طی ۸ هفته تمرین کششی در سه روش مختلف

روش‌های کششی	آماره متغیر	میانگین اندازه‌گیری‌ها(قبل از اجرای کشش)	میانگین اندازه‌گیری‌ها(بعد از اجرای کشش)	F	درجهٔ آزادی	sig
روش کششی داینامیک	اکستانسیون اکتیو زانو (درجه)	۴ /۸± ۱۵۶/۴	* ۱۷۲/۷±۵/۴	۱۰/۱۲	۸و۲۳۲	⁎۰/۰۰۰
	اکستانسیون پاسیو زانو (درجه)	۱۶۰/۷±۵/۸	*۱۷۵/۲±۵/۳	۱۳/۹		⁎۰/۰۰۱
	انعطاف‌پذیری همسترینگ (درجه)	۱۶۱/۱±۵/۷	*۱۷۵/۳±۵/۲	۸/۱۰		⁎۰/۰۰۰
	لوردوز کمر (درجه)	۲۸ ±۳/۳	۳۸/۸	۱۲/۵		⁎۰/۰۰۰
روش PIRکششی	اکستانسیون اکتیو زانو (درجه)	۱۵۷/۱±۶/۸	*۱۶۸/۸±۵/۴	۷/۷		⁎۰/۰۰۲
	اکستانسیون پاسیو زانو (درجه)	۱۵۸/۲±۶/۲	*۱۶۹/۷±۵/۵	۱۱/۸		⁎۰/۰۰۰
	انعطاف‌پذیری همسترینگ (درجه)	۱۵۸/۳±۶/۱	* ۱۶۹/۶±۵/۵	۱۴/۱۲		⁎۰/۰۰۱
	لوردوز کمر (درجه)	۲۸ ±۳/۱	۳۹/۲	۷/۹		⁎۰/۰۰۰
روش کششی RI	اکستانسیون اکتیو زانو (درجه)	۱۵۷/۲±۶/۳	*۱۶۸/۱±۶/۷	۱۱/۲۱		⁎۰/۰۰۰
	اکستانسیون پاسیو زانو (درجه)	۱۵۹/۳±۶/۷	*۱۷۲/۵±۵/۸	۸/۱۱		⁎۰/۰۰۰
	انعطاف‌پذیری همسترینگ (درجه)	۱۵۹/۳±۶/۷	*۱۷۲/۵±۵/۸	۱۲/۴		⁎۰/۰۰۰
	لوردوز کمر (درجه)	۲۸ ±۲/۳	۳۹	۱۴/۱۲		⁎۰/۰۰۲

بـا توجـه بـه جـدول شـمارهٔ ۱ مقـادیر اکستانـسیون اکتیـو زانـو، اکستانـسیون پاسـیو زانـو، و گروه PIRانعطاف‌پذیری همسترینگ و لوردوز کمری افراد تحقیق در گروه کششی داینامیک، ، بعـد از ۸ هفتـه تمـرین کشـشی (۳۲جلـسه) افـزایش معنـی‌داری پیـدا کـرده PIR کشـشی).>Pاست(۰/۰۵

با توجه به نتیجهٔ آزمون آنالیز واریانس، اختلافات در مورد تـأثیر سـه روش کشـشی بـر میـزان انعطاف پذیری عضلات همسترینگ از لحاظ آماری معنی‌دار نیست.

جدول۲. نتایج آزمون توکی در مورد معنی‌داری تفاوت بین روش‌های کششی

مقایسه روش‌های کششی		Sig
PIR- RI		۰/۱۲۵
کشش ایستاPIR-		۰/۱۲۷
- کشش ایستاRI		۰/۱۲۰

با توجه به نتایج جدول شمارهٔ ۲ تفاوت معنی‌داری بین روش‌های کشـشی مختلـف در افـزایش انعطاف پذیری عضلات همسترینگ وجود ندارد.

بحث

) PIR و کـشش RIنتایج تحقیق نشان داد که هر سه روش کششی (کشش داینامیک، کـشش افزایش معنی‌داری در انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ داشته انـد ولـیکن هـیچ یـک از سـه روش، از نظر میزان تأثیر نسبت به یکدیگر برتری نداشته‌انـد و اخـتلاف معنـی‌داری بـین آنهـا وجود نداشته است. نتیجهٔ تحقیق نشان داد که میزان دامنهٔ حرکتی اکستانسیون اکتیو و پاسیو زانو، میزان لودوز کمر بعد از درمان با هر سه روش پیش‌گفته افزایش یافته است. نتایج حاصـل از این تحقیق با مطالعه‌ای که وبرایت و همکاران (۲۴) انجام دادند، تقریباً هم‌خوانی دارد. آنها به نـسبت بـه گـروه کنتـرل در PNFاین نتیجه رسیدند کـه هـر دو گـروه کشـشی اسـتاتیک و) PNFاستاتیک و (انعطاف‌پذیری بهبودی قابل ملاحظه و معنی‌داری داشتند، ولی بین دو گروه اختلاف معنی‌داری وجود نداشت (۱۵). باندی و همکاران (۱۹۹۷) اثر تمرین کششی اسـتاتیک به و را با تمرین دامنه حرکتی دینامیک[1] روی انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ بررسی کردند این نتیجه رسیدند که هر دو نوع تمرین باعث افزایش انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ شـده برابر مؤثرتر از تمرین دامنهٔ حرکتـی داینامیـک بـوده است و لیکن روش کششی استاتیک، دو

1. Dynamic Range of Motion Training

است (۱۶). در این زمینه، یکی از دلایل مؤثرتر بودن روش دینامیک در تحقیق آنها را می‌توان به تعداد نمونه‌های کمتر در روش استاتیک نسبت به روش دینامیک و همچنین مدت زمان اجرای کشش دینامیک توسط آنها نسبت داد. همچنین یکی از ضعف‌های موجود در تحقیقات آنها، عدم کنترل شرایط آزمودنی‌ها بود که در پژوهش حاضر، کنترل خوبی روی آزمودنی‌ها صورت گرفت. همچنین از علت‌های توجیهی دیکر در این مورد می‌توان به گروه سنی مورد مطالعه و روش آماری مورد استفادهٔ آنها (آنالیز واریانس دوطرفه) و تفاوت میزان زاویه‌ای که آنها به عنوان کوتاهی عضلات همسترینگ در نظر گرفته‌اند، اشاره کرد. با توجه به نتایج تحقیقات انجام شده و نتایج تحقیق حاضر، نتیجه‌گیری می‌شود که روش‌های کششی باعث افزایش انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ PIR و روش کششی RIداینامیک، کشش می‌شوند.

قبل از اجرای برنامهٔ تمرینی، میانگین قوس کمر آزمودنی‌ها حدود ۳± ۲۸ درجه بود که بعد از اجرای تمرینات کششی این مقدار به ۳۹ درجه رسید و با توجه به این موضوع که این مقدار قوس کمری در مقایسه با نرم ایران، نرمال است (این حد نرمال نرم لوردوز ایران، در دامنهٔ سنی ۲۵-۲۰ سال است) می‌توان گفت که برنامهٔ تمرین کششی اجرا شده در این پژوهش، باعث رسیدن قوس کمر به حد طبیعی آن شده است. با توجه به اینکه در پژوهش حاضر، میزان لوردوز کمری در همهٔ روش‌های کششی افزایش یافته است، می‌توان عنوان کرد که برنامهٔ تمرینی اجرا شده، باعث رسیدن قوس کمر افراد به حد طبیعی (نرم لوردوز ایران در دامنهٔ سنی ۲۵-۲۰ سال) شده است. که علت احتمالی این مورد، افزایش انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ در حد طبیعی است.

نتایج آزمون آنالیز واریانس یک طرفه در مورد تفاوت بین روش‌های کششی در افزایش انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ نشان داد که (sigبین روش‌های کششی تفاوت معنی‌داری ۰/۱۲۴=) وجود ندارد (P۰/۰۵=). بنابراین بین روش‌های کششی مختلف در افزایش میزان انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ اختلاف معنی‌داری وجود ندارد.

با توجه به نتایج جدول شمارهٔ ۲، بین روش‌های کششی مختلف در افزایش میزان انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ اختلاف معنی‌داری وجود ندارد و نتیجه‌گیری می‌شود که تقریباً اثر همه روش‌های کششی تا حدودی با هم برابرند. نتایج تحقیقات انجام شده در این مورد ضد و نقیض است.

برخی از محققان اعتقاد دارند که علت تأثیر بیشتر تکنیک‌های دینامیک، افزایش روندهای متابولیک است که به نوبه خود سبب افزایش درجهٔ حرارت و در نتیجه، کاهش ویسکوزیتی عضله می‌شوند و اجازه می‌دهند که عضله به نرمی منقبض شود. عضلهٔ گرم شده به سهولت با

نیروهای وارده هماهنگ می‌شود که در نتیجه منجر به افزایش انعطاف‌پذیری خواهد شد (۱۷). بعضی از پژوهش‌ها هم نشان دادند که کشش بالستیک در افزایش سریع طول عضلات کوتاه شده مؤثر است، ولی مرور مقاله‌ها نشان می‌دهند که خطر تحریک در روش داینامیک وجود وبرایت[1] و همکاران (۱۹۹۷) و همچنین دارد و این روش چندان قابل اعتماد نیست (۱۸،۲۷). بونار[2] و همکاران (۲۰۰۴) نیز نشان دادند که هر دو روش کششی استاتیک و داینامیک سبب افزایش انعطاف‌پذیری عضلات و افزایش دامنهٔ حرکتی فلکسیون ران می‌شوند (۲۵،۲۶). اسپرنوگا[3] (۲۰۰۱) تناقض در نتایج مطالعه‌های مختلف را به تفاوت در روش کار و همچنین روش‌های مورد استفاده برای تجزیه و تحلیل داده‌ها نسبت می‌دهد (۹). اصل اساسی در PIR و RIتکنیک‌های روش‌های کششی است. یکی از اهداف این تکنیک‌ها، القای ریلکسشن در عضلات هیپرتون و در صورت امکان کشش متعاقب ریلکسیشن است (۱۳). از عضله هیپرتون، یک انقباض سطحی در جهت مخالف نقطهٔ فاصل گرفته می‌شود. نشان داده شده که اگر قدرت انقباض بیش از ۲۵ درصد نیروی عضله باشد، به جای فیبرهای پاسچرال کوتاه شده و نیازمند کشش، فیبرهای فازیک عضله بسیج می‌شوند (۱۹). محققان دیگر هم نشان داده‌اند که انقباض‌های ایزومتریک بسیار سبک برای ایجاد ریلکسشن بعد از انقباض و در نتیجه، تسهیل کشش متعاقب انقباض کفایت می‌کنند و چون احتمال کرامپ، آسیب بافتی یا درد در انقباض سبک نسبت به انقباض لویت[4] سطحی‌تر و ایمن‌تر هستند (۲۰،۲۸). RI و PIRقوی کمتر است، در نتیجه تکنیک‌های (۱۹۹۹) نیز معتقد است که اولاً، استفاده از حداقل نیرو برای ایجاد مقاومت سبب می‌شود که فقط تعداد اندکی از فیبرها فعال، و بقیه مهار شوند. ثانیاً، در مرحلهٔ ریلکسیشن (که در آن عضله، کوتاه می‌شود و به آرامی و بدون کشش، به نقطهٔ فاصل جدید برده می‌شود) از ظهور رفلکس کششی اجتناب می‌شود. این رفلکس حتی با کشش پاسیو و بدون درد هم فعال می‌گردد (۲۰).

کاهش تون، متعاقب انجام دوره‌های کوتاه مدت انقباض ایزومتریک در یک عضله PIR کشش PIRیا گروه عضلانی است. اما با تکنیک ، تأثیر انقباض مداوم عضله بر ارگان‌های تاندونی گلژی عامل اصلی است. به خاطر پاسخ گلژی به چنین انقباضی، عضله و تاندون مهار می‌شوند و در یک طول جدید قرار می‌گیرند (۲۱). لبنسون (۱۹۹۰) معتقد است که نشانه‌هایی مبنی بر

1. Webright et al.
2. Bonnar et al.
3. Spernoga
4. Lewit

در داخل عضله، نه در پوست یا مفاصل مرتبط وجود دارد PIRقرارگیری گیرنده‌های مسئول پاسخ‌های فیزیولوژیک آنتاگونیست عضله‌ای است که به صورت ایزومتریک RI(۱۹). روش منقبض شده است. زمانی که یک عضله به صورت ایزومتریک منقبض می‌شود، آنتاگونیست آن مهار می‌شود و بلافاصله کاهش تون به‌وجود می آید. بنابراین، آنتاگونیست یک عضله یا گروه عضلانی کوتاه شده می‌تواند به صورت ایزومتریک به منظور سهولت انجام حرکت و افزایش پتانسیل حرکت در بافت‌های کوتاه شده، منقبض شود. علی‌رغم داشتن دانش عالی در مورد نامشخص است. در جایی که یک درد RIروند مهار متقابل، علل دقیق مؤثر بودن روش کششی حاد یا مزمن انقباض کنترل شده عضله را مختل می‌کند، استفاده درمانی از آنتاگونیست‌ها در بعضی شکل‌های درمان با RI(۱۹۸۴) معتقدند اگر چه ارزشمند است (۱۳). لویت و سیمون که یک پدیدهٔ ناشی از یک حلقهٔ PIR مرتبط است، ولی در خود تکنیک PIRتکنیک‌های نورولوژیک است و احتمالاً ارگان گلژی در آن نقش دارد، به عنوان یک عامل مطرح نیست (۲۲). در هر حال به دنبال یک انقباض ایزومتریک، چه آگونیست و چه آنتاگونیست، یک مرحلهٔ تحریک‌ناپذیری به مدت تقریبی ۱۵ ثانیه وجود دارد که در این مرحله، حرکت به طرف وضعیت جدید عضله یا مفصل، به خاطر کاهش تون آسان‌تر است (۱۳). بسیاری از متخصصان در نرمالایز کردن عضلات هیپرتون بسیار PIRاستئوپات می‌گویند که استفاده از روش کششی قائل هستند RI است. اما متخصصان دیگر نقش ویژه‌ای را برای RIمؤثرتر از روش کششی (۲۳). استئوپات‌ها معتقدند که عضلات نیازمند کشش (آگونیست‌ها) باید هدف اصلی انرژی ای باشند و می‌گویند که انقباض ایزومتریک آگونیست سبب ریلکسیشن قابل توجه آن ماهیچه می‌شود و در نتیجه توانایی کشش عضله متعاقب انقباض ایزومتریک، نسبت به زمانی که برای)، افزایش خواهد RIریلکسیشن از آنتاگونیست عضله استفاده می‌کنیم (یعنی استفاده از روش یافت (۲۳).

گیری می‌شود که روش‌های کششی مختلف، باعث افزایش انعطاف‌پذیری عضلات نتیجه همسترینگ می‌شوند. هیچ کدام از روش‌های کششی بررسی شده در این پژوهش هیچ‌گونه برتری نسبت به روش دیگر مورد مقایسه نداشته است. بنابراین، می‌توان چنین نتیجه گرفت که برای افزایش انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ با توجه به شرایط و توانایی‌های محققان و مربیان، هر کدام از سه روش استفاده شده در این پژوهش می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند.

منابع:

1. Gajdosik, RL. (2001) Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. Clin Biomech; 16, (2): 87-101.

2. Levangie, PK., Norkin, CC. (2001). Joint structure and function: a comprehensive analysis. 3rd ed. Philadelphia: Davis FA Company; 367-402.
3. Bachrach, RM., Fasoasm, DO., Available at: URL: http://www.bonesdoctor.com/sacroiliac-dysfunction.html. Accessed; 2006; 9.
4. Darlene, Hertling., Randolph, Kessler. (1996). Management of common musculoskeletal disorders, Lippincott Williams & Wilkins; 3rd edition; 15: 360.
5. Bandy, WD., Irion, JM. (1997). The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles, Phys Ther; 74, 9.
6. Biering, F. (1984). physical measurements as risk indicators for low - back trouble over a one – year period. Spine; 9(2):106-19.
7. Geraci, J., Michael, C. (1996). Overuse injuries of the hip and pelvis, Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation; 6, 1, 5-19.
8. Ferber, R., Ostering, L., Gravelle, D. (2002). Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. J Electromyogr Kinesiol; 12: 391-97.
9. Spernoga, SG., Uhl, TL., Arnold, BL., Gansneder, BM. (2001). Duration of maintained hamstring flexibility after a one-time, modified hold-relax stretching protocol. J Athl Train; 36: 44-48.
10. Kendall, FP., McCreary, EK. (1993). Provance PG. Muscle testing and function. 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 35-42.
11. Magee, DJ. (2002). Orthopedic physical assessment. 4th Ed. Philadelphia: Saunders WB Company; 467-566.
12. Kisner, C., Colby, LA. (2002). Therapeutic exercise: foundations and techniques. 4th ed. Philadelphia: Davis FA Company; 2002; 143-67.
13. Chaitow, L. (2001). Muscle energy techniques. 2nd ed. London: Churchill Livingston; 1-18.
14. Hart, D., Rose, S. (1986). Reliability of a noninvasive method for measuring the lumbar curve. J Orthop Sports Phys Ther; 8, 180-84.
15. Webright, WG., Randolph, BJ., Perrin, DH. (1997). Comparison of nonballistic active knee extension in neural slump position and static stretch techniques on hamstring flexibility, J Orthop Sports Phys Ther; 26(1): 7-13.
16. Bandy, WD., Irion, JM., Briggler, M. (1998). The effect of static stretch and dynamic rang of motion training on the flexibility of the hamstring muscles, Journal Orthop Sports Phys Ther; 27 (4): 295-300.
17. Murphy, DR. (1991). A critical look at static stretching: are we doing our patient harm? Chiropractic Sports Med; 5: 67-70.

18. Beaulieu, J. (1981). Developing a stretching program. Phys Sports Med; 9, 59–69.

19. Liebenson, C. (1990). Active muscular relaxation techniques (part 2). J Manipul Phyl Ther; 13, 2–6.

20. Lewit, K. (1999). Manipulative therapy in rehabilitation of the motor system. 3rd ed. London: Butterworths; 45-60.

21. Moritan, T. (1987). Activity of the motor unit during concentric and eccentric contractions. Am J Physiol; 66, 338–50.

22. Lewit, K., Simons, D. (1984). Myofascial pain: relief by post isometric relaxation. Arch Phys Med Rehabil; 65, 452–56.

23. Janda, V. (1978). Muscles, central nervous regulation and back problems. In: Korr I editors. Neurobiological mechanisms in manipulative therapy. 1st Ed. New York: Plenum Press; 32-36.

24. Bandy, WD., Irion, JM., Briggler, M. (1997). The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. J Phys Ther; 77 (10): 1090-6.

25. Webright, WG., Randolph, BJ., Perrin, DH. (1997). Comparison of nonballistic active knee extension in neural slump position and static stretch techniques on hamstring flexibility. J Orthop Sports Phys Ther; 26: 7-13.

26. Bonnar, BP., Deivert, RG., Gould, TE. (2004). The relationship between isometric contraction durations during hold-relax stretching and improvement of hamstring flexibility. J Sports Med Phys Fitness; 44: 258-61.

27. Kisner, C., Colby, LA. (2002). Therapeutic exercise: foundations and techniques. 4th ed. Philadelphia: Davis FA Company; 143-67.

28. Knight, CA., Rutledge, CR., Cox, ME. (2001). Acosta M, Hall SJ. Effect of superficial heat, deep heat, and active exercise warm-up on the extensibility of the plantar flexors. Phys Ther; 81; 1204-206.

29. Cipriani, D., Abel, B., Pirrwitz, D. (2003). A comparison of two stretching protocols on hip range of motion: implications for total daily stretch duration. J Strength Cond Res 17; 274-78.

30. Rowlands, AV., Marginson, VF., Lee, J. (2003). Chronic flexibility gains: effect of isometric contraction duration during proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques. Res Q Exerc Sport; 74; 47-51.

31. Feland, JB., Marin, HN. (2004). Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. Br J Sports Med; 38; 3-18.

32. Magee, DJ. (2002). Orthopedic physical assessment. 4th Ed. Philadelphia: Saunders WB Company; 467-566.

33. Chaitow, L. (2001). Muscle energy techniques. 2nd ed. London: Churchill Livingston; 1-18.

34. Gill, T., Wilkinson, A., Edwards, E., Grimmer, K. (2002). The effect of either a pre or post exercise stretch on straight leg raise range of motion (SLR-ROM) in females. J Sci Med Sport; 5, 281-90.

35. Chan, SP., Hong, Y., Robinson, PD. (2001). Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. Scand J Med Sci Sports; 11(2): 81-86.

36. Feland, JB., Myrer, JW., Schulthies, SS., Fellingham, GW., Measom, GW. (2001). The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. Phys Ther; 81 (5): 1110-7.

37. Youdas, JW., Garrett, TR., Harmsen, S. (1996). Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. Phys Ther; 76:1066–1081.

38. Youdas, JW., Garrett, TR., Egan, KS., Therneau, TM. (2000). Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. Phys Ther; 80:261–75.

39. Levine, D., Whittle, M. (1996). The effects of pelvic movement on lumbar lordosis in the standing position. J Orthop Sports Phys Ther; 24(3):130-35.

۴۰.موسوی، سید جواد (۱۳۷۷). «بررسی توزیع قوس کمری در افراد سالم و بیمار مبتلا به کمردرد مزمن». پایان نامهٔ کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی.

41. Youdas, JW., Suman, VJ., Garrett, TR. (1995). Reliability of measurements of lumbar spine sagittal mobility obtained with the flexible curve. J Orthop Sports Phys Ther; 21(1):13-20.

42. Youdas, JW., Hollman, J., Krause, D. (2006). The effects of gender, age, and body mass index on standing lumbar curvature in persons without current low back pain. Phys Ther Theory Pract; 22(5): 229-37.

43. Nourbakhsh, MR., Mousavi, SJ., Salavati, M. (2001). Effects of lifestyle and work-related physical activity on the degree of lumbar lordosis and chronic low back pain in a Middle East population. J Spinal Disord; 14:283-92.

44. Hoppenfeld, S. (1976). Physical examination of the spine and extremities. Journal of Bodywork and Movement Therapies; 1(3): 150-54.