Archive of SID

تأثیر تحریک الکتریکی و تمرینات ایستا بر درمان کندرومالاسی استخوان کشکک زانو

دکتر سید محسن غنی[1]
دکتر خسرو ابراهیم
دانشگاه شهید بهشتی
دکتر اسماعیل ابراهیمی
دانشگاه علوم پزشکی ایران
دکتر علی محمد امیرتاش
دانشگاه علامه طباطبایی
فتانه ملک
دانشگاه شهید بهشتی

چکیده

عارضه کندرومالاسی استخوان کشکک زانو یکی از شایع‌ترین بیماری‌های مفصلی است که تعداد زیادی از افراد جامعه در سنین مختلف در نوجوانی تا کهنسالی بدان مبتلا می‌شوند. علت اصلی این عارضه، ضعف عضلات بازکننده زانو علی‌الخصوص عضله پهن داخلی مایل است. با توجه به اینکه برای درمان این عارضه اغلب از روش انقباض ایستا استفاده می‌شود و به ندرت از روش تحریک الکتریکی، ما در این تحقیق بر آن شدیم که اثر این دو روش درمانی را با هم مقایسه کنیم. مواد و روش: آزمودنی‌ها ۲۱ نفر از دانشجویان پسر رشته تربیت بدنی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مرکز با میانگین سنی ۲۵ سال که مبتلا به این عارضه بودند، انتخاب شدند و آنها را به صورت تصادفی به دو گروه تقسیم شدند. ۱۰ نفر برای درمان از طریق تحریک الکتریکی و ۱۱ نفر از طریق انقباض ایستا، به مدت ۳ هفته و در هر هفته ۴ جلسه، روند درمان ادامه داشت. شاخص‌های بهبودی: شامل، قدرت عضله چهارسر رانی که از طریق اندازه‌گیری در پیش‌آزمون و پس‌آزمون (در پایان هفته‌های اول، دوم و سوم)، و شاخص درد از طریق مقادیر مقیاس تالاگ در پیش‌آزمون و پایان هفته سوم (پس آزمون) اندازه‌گیری و مقایسه شدند. آزمون‌های تی‌استیودنت و تحلیل واریانس جهت تجزیه و تحلیل نتایج استفاده شد. یافته‌ها: مقایسه میانگین شاخص درد در پیش‌آزمون و پس‌آزمون حاکی از کاهش آن در هر دو گروه بود. مقایسه تفاوت میانگین‌های قدرت پای چپ در گروه تحریک الکتریکی در هفته اول و دوم، اول و سوم همچنین در پای راست هفته سوم و پیش‌آزمون معنی‌دار بود ($p <$ ٪۵). مقایسه تفاوت میانگین‌های محیط ران چپ ۲۰ سانتی متر بالای زانو در هفته اول و سوم و ران راست در هفته دوم و سوم معنی‌دار بود ($p <$ ٪۵). مقایسه تفاوت میانگین‌های محیط ران در ۱۰ سانتی متر بالا زانوی راست در پیش‌آزمون و هفته سوم، هفته اول و سوم، هفته دوم و سوم در گروه تحریک الکتریکی، هفته دوم و سوم در گروه ایستا معنی‌دار بود ($p <$ ٪۵). بحث و نتیجه‌گیری: طول دوره تمرینی در این تحقیق سه هفته بود که این مدت با حداقل دوره کاهش التهاب که علت اصلی درد است مطابقت دارد. ولی به‌نظر می‌رسد این مدت برای افزایش قدرت و محیط ران با توجه به نبودن مقاومت در مقابل حرکت و آمادگی آزمودنی‌ها کافی نبوده است. اغلب تحقیقات نیز تأثیر مثبت هر دو روش درمانی به‌ویژه تحریک الکتریکی را تأیید کرده‌اند.

واژگان کلیدی: انقباض ایستا، تحریک الکتریکی، کندرومالاسی استخوان کشکک زانو.

1- mohsen_ghani@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

یکی از شایع‌ترین عوارض مفصل زانو، کندرومالاسی استخوان کشکک زانو است. در این عارضه، غضروف سطح زیرین استخوان کشکک زانو نرم شده و خاصیت ارتجاعی خود را از دست داده و متورم می‌شود و یک برجستگی تاول مانند در آن ایجاد می‌شود که به تدریج سبب تخریب غضروف مفصلی می‌گردد. این عارضه به علت اختلال در مکانیزم بازکننده‌های زانو به وجود می‌آید (۳۵،۳۸،۴۴،۴۹). یک چهارم جمعیت فعال در سنین بین ۱۵ تا ۳۵ سال به آن مبتلا هستند. این عارضه در خانم‌ها و ورزشکاران بیشتر دیده می‌شود (۲۰،۴۸،۵۰). درد اصلی این بیماران درد مفصل کشککی رانی[1] است. با وجود شیوع این بیماری در جمعیت عمومی در علت شناسی[2] و درمان آن اختلاف نظر وجود دارد (۱۷،۳۸،۴۳) اگر چه علت دقیق این بیماری شناخته نشده است ولی این مسأله پذیرفته شده است که علت این بیماری ثانویه به شکل قرار گرفتن استخوان کشکک در راستای غیرطبیعی ایجاد می‌شود (۳۹،۴۴،۴۹). عدم تعادل بین عوامل ثبات‌دهنده اصلی فعال کشکک زانو به عنوان یکی از عوامل ایجاد وضعیت نادرست راستای کشکک و در نهایت درد مفصل کشککی رانی بیان گردیده است (۲،۳،۵،۳۵،۴۹)، زیرا سر داخلی عضله چهارسررانی[3] یعنی عضله پهن داخلی مایل[4] بسیار سریع متعاقب درد، بی‌حرکتی، جراحت، ضربه و ... دچار ضعف و تحلیل می‌گردد، در حالی که سر خارجی عضله چهارسررانی یعنی عضله پهن خارجی[5] دارای سطح مقطع بزرگتر و درصد بیشتری از تارهای دارای آستانه بالاست (۱،۲۳،۳۹،۴۰،۴۴). لذا در مقایسه با عضله پهن داخلی مایل خیلی دیرتر دچار ضعف و تحلیل می‌گردد که این امر موجب خارج شدن کشکک از راستای طبیعی آن شده و در نتیجه اختلال در عملکرد طبیعی عضلات بازکننده زانو به وجود می‌آید (۲،۴۴،۴۹). بنابراین عضله چهار سر رانی به‌خصوص پهن داخلی مایل که ثبات‌دهنده اصلی و فعال داخلی زانو می‌باشد و نقش اساسی در ثبات و وضعیت قرارگیری مناسب کشکک در راستای طبیعی آن را دارد ضعیف شده و ضعف آن عامل مستعدکننده‌ای جهت عملکرد نامناسب در مفصل کشککی رانی و ایجاد درد در این مفصل می‌شود (۲،۵،۴۹،۴۴). انجام حرکات و فعالیت‌هایی که بر روی مفاصل زانو فشار شدید وارد می‌کنند مانند استفاده زیاد از پله، سطوح شیب‌دار، نشستن روی زمین، استفاده از توالت سنتی و حرکات مختلف ورزشی که در آنها مفاصل زانو متحمل فشار زیاد می‌شوند؛ به‌خصوص در حالی که وضعیت مفاصل زانو به صورت خمیده و نیمه خمیده می‌باشند احتمالاً سبب ناهمواری در سطح زیرین استخوان کشکک و مفصل کشککی رانی می‌شوند که این تغییرات

1- Patellofemural joint
2- Etiology
3- Quadriceps femuris
4- Vastus Medialis Oblique
5- Vastus Laterlis

www.SID.ir

Archive of SID

آسیب‌شناسی[1] سبب دردناکی مفصل مذکور شده و در نتیجه باعث کاهش توان حرکات زانو در راه رفتن، نشست و برخاست، دویدن، پریدن، از پله بالا و پایین رفتن و حرکات مختلف ورزشی می‌شود (۷،۲۴،۲۸،۳۱،۳۴،۴۵). تحقیقات انجام شده در اکثر نقاط جهان گواهی بر این مطلب دارند که با انجام یک برنامه زمان‌بندی شده انقباضات ایستا عضلات چهار سررانی احتمالاً سبب بهبود و یا درمان عارضه کندرومالاسی استخوان کشکک زانوی بیماران مبتلا می‌شود(۲،۵،۴،۱۰). از سوی دیگر در تحقیقات انجام شده در بعضی از نقاط دیگر جهان تأکید بر درمان از طریق انقباض به وسیله تحریک الکتریکی عضله چهارسررانی را ترجیح می‌دهند (۱۷،۳۵،۳۶،۳۷،۱۰). در کشور ما اغلب روش اول مورد استفاده قرار می‌گیرد و در مورد درمان به وسیله تحریک الکتریکی عضله چهارسررانی سئوالات زیادی مطرح است. این تحقیق امیدوار است برای بعضی از سئوالات پاسخ مقتضی ارائه نماید.

در درمان کندرومالاسی کلیه تلاش‌ها بایستی به‌طور اختصاصی بر روی تقویت عضلات چهارسر به‌خصوص عضله پهن داخلی مایل به منظور کاهش درد مفصل کشککی رانی صورت گیرد. این تقویت معمولاً به دو روش:

۱- انجام ورزش‌های بازکننده مفصل زانو در دامنه مشخص و محدود (انقباض ایستا) (۱۸،۱۹،۲۰،۲۹)،

۲- استفاده از تحریک الکتریکی جهت انقباض عضلانی صورت گیرد (۴،۹،۱۱،۲۲).

اریکسون و هاگ مارک در تحقیقی که انجام دادند، قدرت در هر دو گروه به صورت معنی‌دار بالا رفته بود و این میزان در گروه ایستا ۱۹٪ و در گروه تحریک الکتریکی ۲۱٪ بوده است، سی جی لانگ من(۱۹۸۳) در تحقیقی که انجام داد قدرت در هر دو گروه افزایش یافته بود و مقدار آن در گروه ایستا ۱۸٪ و تحریک الکتریکی ۲۲٪ ولی هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری در گروه ایستا و تحریک الکتریکی دیده نشد. در تحقیق نیتز و همکاران به مدت سه هفته میزان قدرت افزایش یافته بود، وی علت را وجود گچ در پای بیماران که به عنوان یک مقاومت در مقابل انقباض عضله وجود داشت تعبیر نمود. سلکوواید اظهار نمود به شرط اینکه در مقابل حرکت مقاومت وجود داشته باشد قدرت عضله افزایش می‌یابد.

روش تحقیق

جامعه و نمونه آماری

جامعه آماری این پژوهش را دانشجویان پسر ۲۰ تا ۳۰ سال رشته تربیت بدنی دانشگاه آزاد اسلامی تهران واحد مرکز است و نمونه آماری را ۲۱ نفر از دانشجویان پسر که به کندرومالاسی مبتلا بودند، تشکیل می‌دادند. نمونه آماری به صورت تصادفی به

1 -Pathologic

www.SID.ir

Archive of SID

دو گروه تحریک الکتریکی(۱۰نفر) و ایستا (۱۱نفر) تقسیم شدند. میانگین وزن، گروه تحریک الکتریکی و ایستا به ترتیب ۷۲/۱ و ۷۰/۷ کیلوگرم، قد ۱۷۵/۳ و ۱۷۳/۱ سانتی‌متر و سن هر دو گروه ۲۴/۸ سال بود.

مراحل اجرای تحقیق

قبل از انجام تحقیق آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه شرکت در تحقیق و پرسشنامه سلامتی را تکمیل و امضاء کردند. پس از آموزش‌های لازم در پیش‌آزمون‌های مربوط به متغیرهای تحقیق شامل میزان احساس درد، قدرت عضلانی چهار سر رانی و اندازه محیط ران در ۱۰ و ۲۰ سانتی‌متر بالای قاعده کشکک در آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. پس از سه هفته و انجام تمرینات مربوطه مجدداً در پس‌آزمون متغیرهای فوق شرکت کردند. لازم به ذکر است متغیرهای قدرت و محیط ران در پایان هفته‌های اول و دوم نیز اندازه‌گیری و مقایسه شدند.

روش آزمایش تشخیص کندرومالاسی

معمولاً سه علامت در این سندروم وجود دارد:

۱-در حالی که زانوی بیمار کاملاً صاف و عضله چهار سر منبسط و شل است، آزمایشگر کشکک بیمار را به سمت پایین کشیده و فشار می دهد. در این حال اگر بیمار عضله چهار سر خود را منقبض کند، در زانوی خود احساس درد خواهدکرد.

۲-در لمس مستقیم سطح مفصلی داخلی تندرنس (tenderness) وجود دارد.

۳-صدای خش خش(crepitus) معمولاً بین کشکک و سطح زیرین وجود دارد(۲،۵،۷،۱۷).

روش اندازه گیری میزان درد

برای سنجش میزان درد از مقیاس تالاگ استفاده شد(talag 1973). این مقیاس میزان درد را به شش درجه تقسیم می‌کند (۴۲) (جدول شماره۱).

جدول شماره ۱: مقیاس درد تالاگ

خفیف	جزیی	متوسط	دردناک	بسیار دردناک	درد غیر قابل تحمل
۰-۴	۴-۸	۸-۱۲	۱۲-۱۶	۱۶-۲۰	۲۰-۲۴

www.SID.ir

Archive of SID

روش اندازه‌گیری قدرت عضله چهار سر رانی

در هر دو گروه قدرت عضلانی به روش ایستا انجام شد. به این شکل که آزمودنی روی میز مخصوص می‌نشست، در این حالت سعی می‌کرد زانوی پای خود را در حالی‌که دستگاه قدرت‌سنج به وسیله حلقه‌ای به پایه میز وصل شده بود و با یک حلقه اس، یک تخته و طناب اسلینگ برزنتی مخصوص مچ پا که دور مچ پا قرار داشت وصل شده بود. طناب و تخته به این دلیل بین قدرت‌سنج و اسلینگ قرار داده شده بود که بتوان زاویه ۲۰ درجه خمیدگی به زانو داد تا در این درجه قدرت ایستا را اندازه گرفت. در این حال با فرمان، آزمودنی زاویه ۱۱۰ درجه لگن و بالا تنه را حفظ کرده و به مدت ۵ ثانیه حداکثر قدرت را جهت باز کردن زانو به کار می‌برد. میزان قدرت بر روی نیروسنج ثبت می‌شد. این آزمایش سه بار تکرار می‌شد و میانگین محاسبه می‌شد.

اندازه گیری محیط ران

از بیماران خواسته شد به صورت طاقباز و کاملاً راحت دراز بکشند، سپس با ماژیک محل۱۰یا۲۰ سانتی‌متر بالای کشکک علامت‌گذاری می‌شد. در حالی‌که عضله کاملاً شل بود، دور ران به‌وسیله متر نواری اندازه‌گیری می‌شد.

نحوه انقباض گروه ایستا و تحریک الکتریکی

تحریک الکتریکی: این روش اگر چه از قدمت تمرین درمانی برخوردار نبوده، ولی نتایج گزارش شده حاکی از تقویت عضلانی چهارسر رانی به‌وسیله تحریک الکتریکی عضله است. علی‌رغم تحقیقات انجام شده و نتایج مثبت گزارش شده، هنوز به اندازه تمرین درمانی مورد قبول واقع نشده است، لیکن امروزه در مجامع علمی و در نظر بعضی از متخصصین جایگزین (۲۷،۳۳،۴۱) و به اعتقاد بعضی دیگر حداقل به‌عنوان یک مکمل جدی برای تمرین درمانی مطرح است(۱۳،۱۵،۳۰). در این روش کلیه آزمودنی‌ها با لباس مناسب به پشت دراز کشیده و در زیر هر زانو حوله‌ای لوله شده قرار می‌گرفت و به وسیله زاویه‌سنج[1] به گونه‌ای تنظیم می‌شد که زاویه‌ای در حدود ۱۵ تا ۲۰ درجه خمیدگی به زانوها می‌داد. برای هر آزمودنی در ناحیه صفحه محرکه[2] عضله پهن داخلی و ناحیه عبور عصب‌رانی[3] به وسیله پنبه آغشته به الکل جهت هدایت بهتر جریان الکتریکی تمیز و الکترودگذاری می‌شد(۲۱). در هفته اول: برای ایجاد انقباض با تحریک الکتریکی مناسب از جریان الکتریکی فارادیک[4] موجدار تغییر شکل یافته[5] با تواتر[6] ۶۵ هرتز در ثانیه

1- Goniometer
2- Motor Point
3- Femorural Nerve
4- Faradic
5- Modified
6- Frequency

www.SID.ir

Archive of SID

به وسیله دستگاه میوداین[1] ساخت کارخانه «ئی ام اس»[2] انگلستان استفاده شد. دستگاه به طریقی تنظیم شده بود که به مدت ۵ ثانیه انقباض و ۵ ثانیه استراحت به عضله می‌داد، شدت جریان دستگاه بر حسب تحمل بیمار تا انقباض طبیعی بالا برده می‌شد و در هر جلسه ۱۰ انقباض از هر عضله گرفته می‌شد و ۴ جلسه در هفته ادامه می‌یافت و در پایان جلسه چهارم (پایان هفته اول) از کلیه آزمودنی‌ها آزمون قدرت، محیط دور ران در۲۰ و۱۰سانتیمتر بالای قاعده کشکک زانو اندازه‌گیری و ثبت گردید. در هفته دوم آزمون تحریک الکتریکی مدت انقباض ۱۰ ثانیه و مدت استراحت۱۰ ثانیه و ۱۰ انقباض در هر جلسه و در پایان جلسه هشتم آزمون قدرت، اندازه‌گیری محیط دور ران در ۱۰ و ۲۰ سانتی‌متر بالای کشکک انجام و اعداد ثبت گردید. هفته سوم تحریک الکتریکی مدت انقباض ۱۵ ثانیه و مدت استراحت ۱۵ ثانیه و ۱۰ انقباض در هر جلسه، ۴ جلسه درمان در هفته و در پایان هفته سوم یا جلسه۱۲ آزمون، احساس درد، قدرت و محیط دور ران در۱۰ و۲۰ سانتیمتری بالای قاعده کشکک اندازه‌گیری و ثبت گردید (۲۱).

انقباض ایستا: این روش بسیار شناخته شده است و از دیر باز مورد استفاده متخصصین قرار گرفته است (۸،۵۰). در این روش آزمودنی‌ها با لباس مناسب به پشت روی تخت دراز کشیده و در زیر هر یک از زانوها یک حوله لوله شده قرار می‌گرفت تا زانوها را در زاویه بین ۱۵ تا۲۰ درجه نگه دارد. در هفته اول بیمار با فرمان شروع، عضله چهارسررانی را با حداکثر قدرت به مدت ۵ ثانیه منقبض و با فرمان شل، عضله را به مدت ۵ ثانیه آزاد می‌کرد و با زمان‌سنج زمان دقیق کنترل می‌شد و ۱۰ انقباض در هر جلسه برای هر زانو انجام می‌داد و در پایان ۴ جلسه هفته اول از تمام آزمودنی‌ها میزان قدرت و محیط ران اندازه‌گیری و ثبت شد. در هفته دوم انقباض ایستا مدت زمان انقباض۱۰ ثانیه و۱۰ ثانیه استراحت داده می‌شد و۱۰ انقباض در هر جلسه و ۴ جلسه در هفته و در پایان هفته دوم یا جلسه هشتم از کلیه آزمودنی‌های میزان قدرت و محیط ران اندازه‌گیری و ثبت شد. در هفته سوم انقباض ایستا، زمان انقباض ایستا در هر زانو ۱۵ ثانیه انقباض و ۱۵ ثانیه استراحت و۱۰ انقباض در هر جلسه و ۴ جلسه درمان در هفته و در پایان جلسه ۱۲ از کلیه آزمودنی‌ها آزمون احساس درد، قدرت، محیط دور ران در۱۰ و۲۰ سانتی‌متر بالای قاعده کشکک زانو اندازه‌گیری به عمل آمد و اعداد ثبت گردید(۲۱-۱۵).

روش‌های آماری

در این پژوهش از روش‌های آمار توصیفی، توزیع فراوانی، میانگین، انحراف استاندارد و جداول استفاده شد. از آمار استنباطی به شرح زیر استفاده شد. آزمون جهت‌دار و یک سویه تحلیل واریانس(anova) برای تجزیه و تحلیل یافته‌ها استفاده شد. برای دقت

1- Myodin
2- EMS

www.SID.ir

Archive of SID

بیشتر از آنجا که حجم نمونه‌ها کمتر از ۱۵ نفر بود از آزمون t وابسته استفاده شد. سطح معنی‌داری ۵ درصد جهت رد یا قبول فرضیه صفر انتخاب شد.

یافته‌های تحقیق

نتایج تجزیه و تحلیل داده‌ها حاکی است که:

۱. مقایسه تفاوت میانگین پیش‌آزمون و پس‌آزمون (پایان هفته سوم) میزان درد در هر دو گروه به میزان ۲ درجه در مقیاس تالاگ کاهش یافت (جدول شماره ۲) که از نظر آماری معنی‌دار بود ($P \prec 0/05$).

جدول شماره ۲: مقایسه میانگین میزان درد دو گروه در پیش و پس‌آزمون(پایان هفته سوم)

آماره / گروهها	میانگین و انحراف استاندارد		درصد تغییر	t	سطح معنی‌داری
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
تحریک الکتریکی	۱۶±۲/۶۴	۷/۳۲±۳/۱۲	-۵۴/۲۵	۸/۸۲	۰/۰۰۱
ایستا	۱۳/۴۴±۲	۶/۴±۲	-۵۲/۳۸	۷/۲۸	۰/۰۰۱

همان طور که از جدول شماره ۲ استنباط می‌شود میزان در صد کاهش درد در گروه تحریک الکتریکی کمی بیشتر است.

۲. مقایسه تفاوت میانگین‌های قدرت پای چپ در گروه تحریک الکتریکی در هفته اول و دوم، و اول و سوم در پای راست، در پیش‌آزمون و هفته دوم (جدول شماره۳) از نظر آماری معنی‌دار بود ($P \prec 0/05$).

جدول شماره ۳: مقایسه میانگین قدرت پای راست و چپ در دو گروه

گروه تحریک الکتریکی N = ۱۰	قدرت پای راست kg				قدرت پای چپ kg			
	پیش‌آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم	پیش‌آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم
میانگین و انحراف استاندارد	۳۳±۸/۶۵	۳۲±۱۰/۱۷	۳۷/۳±۹/۸۶	۳۴/۷۷±۹/۱۳	۳۵±۵/۹۱	۳۵/۲±۸/۵۶	۴۰±۷/۱۶	۳۷/۶۶±۸/۴۸
گروه ایستا N = ۱۱	پیش‌آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم	پیش‌آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم
میانگین و انحراف استاندارد	۳۴/۱۷±۱۳/۵۶	۳۵/۴۵±۱۰/۰۶	۳۷/۲۷±۹/۵۴	۳۸/۳۶±۱۰/۸۴	۳۵±۱۱/۸۱	۳۵/۷۲±۹/۷۲	۳۸/۱±۱۰/۰۴	۳۷/۵۴±۹/۲۶

⟷ تفاوت بین دو میانگین در سطح $P \prec 0/05$ معنی دار است.

www.SID.ir

Archive of SID

۳. مقایسه تفاوت میانگین‌های محیط ران در ۱۰ سانتی‌متر بالای قاعده استخوان کشکک زانوی راست در هفته دوم و سوم هر دو گروه، پیش‌آزمون، هفته سوم و هفته اول و سوم گروه تحریک الکتریکی (جدول شماره ۴) که از نظر آماری معنی‌دار بود ($P \prec 0/05$).

جدول شماره ۴: مقایسه میانگین محیط ران در ده سانتی متر بالای قاعده کشکک در دو گروه

تحریک الکتریکی N = ۱۰	محیط ران راست ۱۰ سانت بالای کشکک				محیط ران چپ ۱۰ سانت بالای کشکک			
	پیش‌آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم	پیش‌آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم
میانگین و انحراف استاندارد	۴۶/۴±۳/۶۸	۴۶/۴۵±۴/۲۸	۴۶/۹±۴/۱۷	۴۵/۵±۴/۲۱	۴۶/۱±۳/۰۴	۴۵/۹۵±۳/۳۷	۴۶/۶±۳/۹۹	۴۵/۳۸±۳/۳۸
گروه ایستا N = ۱۱	پیش‌آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم	پیش‌آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم
میانگین و انحراف استاندارد	۴۵/۳۶±۴/۱۵	۴۵/۶۸±۳/۴	۴۶/۰۴±۳/۸۶	۴۵/۱۸±۳/۶	۴۴/۷۲±۳/۸۴	۴۵/۷۷±۳/۹	۴۵/۶۳±۴/۱۳	۴۵/۳۱±۳/۷۵

⟷ تفاوت بین دو میانگین در سطح $P \prec 0/05$ معنی دار است.

۴. مقایسه تفاوت میانگین‌های محیط ران در ۲۰ سانتی‌متر بالای قاعده استخوان کشکک زانوی چپ هفته اول و سوم و در پای راست، هفته دوم و سوم گروه تحریک الکتریکی (جدول شماره۵) که از نظر آماری معنی‌دار بود ($P \prec 0/05$).

جدول شماره ۵: مقایسه میانگین محیط ران در ۲۰ سانتی‌متر بالای قاعده کشکک در دو گروه

تحریک الکتریکی N = ۱۰	محیط ران راست ۲۰ سانت بالای کشکک				محیط ران چپ ۲۰ سانت بالای کشکک			
	پیش آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم	پیش آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم
میانگین و انحراف استاندارد	۵۵/۹۵±۴/۹	۵۵/۳۵±۵/۰۱	۵۵/۸±۴/۹۲	۵۵/۰۵±۴/۷۷	۵۵/۶۵±۳/۸۲	۵۵/۱۵±۴/۴۵	۵۴/۹±۴/۳۸	۵۴/۶۶±۴/۳۵
گروه ایستا N = ۱۱	پیش آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم	پیش آزمون	هفته اول	هفته دوم	هفته سوم
میانگین و انحراف استاندارد	۵۴/۶۳±۴/۴۵	۵۴/۵۹±۴/۵۳	۵۴/۲۷±۴/۵۷	۵۳/۹۵±۴/۵۱	۵۴/۰۹±۵/۱۴	۵۴±۴/۷۲	۵۴/۳۶±۴/۷۸	۵۴/۰۴±۴/۷۵

⟷ تفاوت بین دو میانگین در سطح $P \prec 0/05$ معنی دار است.

www.SID.ir

Archive of SID

بحث و بررسی

بیماری کندرومالاسی استخوان کشکک زانو به علت ضعف عضلات چهارسر ران و یا فرم‌های غیرطبیعی مفاصل زانو و یا حرکات ورزشی غیرعلمی و یا عادات نامناسب سبب درد زانو می‌شود. برای مقایسه میزان درد در پیش‌آزمون و پس‌آزمون (پایان هفته سوم) از مقیاس درد تالاگ و جهت تجزیه و تحلیل تفاوت میانگین‌ها از آزمون t وابسته استفاده شد.

با توجه به نتایج تجزیه و تحلیل داده‌ها میانگین میزان درد به ترتیب در گروه تحریک الکتریکی از شاخص ۱۶ پیش‌آزمون (دردناک) به ۷/۲ در پس‌آزمون (درد جزئی) رسید که بیانگر ۲درجه کاهش می‌باشد و از نظر آماری معنی‌دار است ($P \prec 0/05$). همچنین در گروه انقباض ایستا میانگین شاخص درد در پیش‌آزمون ۱۳/۴۴ (دردناک) به ۶/۴ (درد جزئی) رسید که بیانگر ۲ درجه کاهش است که این اختلاف نیز از نظر آماری معنی‌دار است ($P \prec 0/05$). باید توجه داشت هر چند میزان کاهش درد در هر دو گروه ۲ درجه در مقیاس تالاگ است ولی سطح اولیه درد در گروه تحریک الکتریکی بیشتر بوده که درصد کاهش این را نشان می‌دهد. نتایج این تحققیق با نتایج تحقیقات سی ام گادفری، اریکسون[1] ، هاگ مارک[2] و دین پی کورير[3] هم‌خوانی دارد (۱۲،۱۴،۱۶،۴۶).

در رابطه با تأثیر متغیر مستقل بر روی قدرت عضله چهارسررانی در گروههای تجربی نتایج حاکی از افزایش معنی‌دار قدرت در گروه تحریک الکتریکی در پای چپ و راست است. که این افزایش در پایان هفته دوم و سوم نسبت به هفته اول در پای چپ و همچنین پیش آزمون نسبت به هفته دوم در پای راست معنی‌دار بوده است. مقایسه نتایج حاضر با نتایج درک لانگ من[4] ۱۹۸۳، ناتانیل گولد، دین پی کورير ۱۹۸۳ و اریکسون ۱۹۸۵ هم‌خوانی دارد (۱۶،۱۴،۱۲،۶،۴۶). میزان قدرت در گروه انقباض ایستا تحت تأثیر متغیر مستقل در هفته‌های بعدی (بجز پیش‌آزمون و هفته اول در پای چپ) افزایش داشت، ولی این افزایش از نظر آماری معنی‌دار نبود ($P \succ 0/05$). که با نتایج تحقیقات دی پی کورير، سی ام گادفری هم‌خوانی دارد، ولی با نتیجه ارک لاک من مغایرت دارد. که این مغایرت شاید به دلیل تفاوت در آمادگی آزمودنی‌ها و نیز پروتکل تمرینی از نظر تعداد جلسات، مدت و شدت انقباضات باشد. همان‌طور که در مطالب گذشته ذکر شد علت درد کندرومالاسی استخوان کشکک ضعف عضله چهار سر رانی به‌خصوص عضله پهن داخلی مایل است(۵،۴۶،۱۷). ضعیف شدن عضله پهن داخلی مایل، خود علت ثانویه است. شکل قرار گرفتن استخوان کشکک در راستای غیر طبیعی آن به علت تغییر شکل‌های ساختمانی مفاصل اندام تحتانی،کوتاهی بافت‌های نرم مرتبط

1- Erikson
2- HAggmark
3- Deanp Currier
4- Longman

www.SID.ir

Archive of SID

به مفاصل زانو، ضعف ثبات دهنده‌های مفاصل زانو، حرکات نامناسب ورزشی، عادت‌های خاص فرهنگی و تغییرات مربوط به سن است و از آنجا که این ضعف با افزایش قدرت برطرف می‌شود، بنابراین احتمالاً با افزایش قدرت، درد نیز کاهش می‌یابد. بنابراین در این تحقیق و تحقیقات گذشته تکیه اصلی در افزایش قدرت و متعاقب آن کاهش درد بوده است(۴۶،۱۷،۵).

اندازه‌گیری محیط ران در۱۰ سانتی‌متر بالای قاعده استخوان کشکک در پیش‌آزمون و پس از تأثیر متغیرهای مستقل در هفته‌های اول، دوم و سوم بیانگر کاهش محیط ران در گروههای تحریک الکتریکی و ایستا است که این تغییر در مقایسه با پیش‌آزمون و هفته سوم، همچنین هفته اول و سوم و هفته دوم و سوم در ران راست گروه تحریک الکتریکی معنی‌دار بود. از طرفی در گروه انقباض ایستا فقط تأثیر متغیر مستقل در پایان هفته سوم نسبت به هفته دوم در ران راست تغییر معنی‌دار داشت. اندازه‌گیری محیط ران در ۲۰ سانتی‌متر بالای قاعده استخوان کشکک در پیش‌آزمون و پس از تأثیر متغییر مستقل در هفته‌های اول، دوم و سوم حاکی از کاهش معنی‌دار محیط ران در پایان هفته سوم نسبت به هفته اول در ران چپ و همچنین در پایان هفته سوم نسبت به هفته دوم در ران راست گروه تحریک الکتریکی است. این یافته با نتایج تحقیقات ماتیو(۱۹۸۵) و اریکسون(۱۹۷۹) هم‌خوانی دارد. ولی با نتایج یافته‌های آرتورجی نیتز[1] ۱۹۸۷، میلارک ۱۹۸۱، جنسون ۱۹۸۴، ناتنیل گولد[2] ۱۹۸۲ و دین پی کوریر ۱۹۸۳ که حاکی از افزایش معنی‌دار محیط ران است مغایرت دارد (۱۹،۴۶). علت مغایرت احتمالاً به‌دلیل اینکه پای بیماران در گچ بوده است (بار اضافه) شدت تحریکات بالا بوده (نیتز)، تعداد جلسات زیاد بوده (در تحقیق جانسون ۲۰ جلسه) یا اینکه طول دوره درمان زیاد بوده است (کوریر۵ هفته). همچنین عدم تغییر محیط ران نیز توسط مان (۱۹۸۸) گزارش شده که در این تحقیق نیز علت ممکن است شدت پایین تحریکات (۵۵-۴۵ میلی آمپر) باشد. بدیهی است طول دوره تمرینی کوتاه از عوامل کاهش جزئی محیط ران می‌تواند باشد، چون در ابتدای این‌گونه فعالیت‌ها میزان بافت چربی زیر پوستی کاهش می‌یابد.

1- Nitz
2- Gold

www.SID.ir

Archive of SID

نتیجه‌گیری

۱- با توجه به مدت کوتاه درمان (۱۲ جلسه در سه هفته) میزان کاهش درد در هر دو گروه تحریک الکتریکی و انقباض ایستا تفاوت معنی‌دار داشته است. با عنایت به این موضوع که حداقل دوره کاهش التهاب معمولاً سه هفته است و علت اصلی درد نیز التهاب غضروف مفصلی است، نتیجه قابل قبول است.

۲- قدرت به طور نسبی افزایش یافته است ولی مدت سه هفته برای افزایش مطلوب قدرت کافی به نظر نمی‌رسد.

۳- در مورد کاهش محیط عضله چهارسر رانی کوتاهی زمان درمان و از آنجا که انقباض‌ها در هر دو گروه به صورت ایستا بوده است و به دلیل نداشتن مقاومت در مقابل حرکت عضله (عدم اعمال اصل اضافه بار) محیط ران افزایش نداشته است.

۴- از آنجا که آزمودنی‌ها از دانشجویان رشته تربیت بدنی بودند، از نظر محیط دور عضلات ران درحد نسبتاً خوبی بودند. با توجه به اینکه هر چه تحلیل بیشتر باشد افزایش محیط ران محسوس‌تر است (جنسون۱۹۸۴)، بنابراین کاهش محیط ران قابل توجه نبود.

۵- از طرفی شدت جریان الکترکی نیز در افزایش قدرت و محیط ران بسیار مهم است، هرچه شدت در حد قابل تحمل بالاتر باشد تأثیر بهتر است، در تحقیق از شدت‌های متوسط استفاده شد.

www.SID.ir

Archive of SID

منابع

۱.الهی، بهرام، ۱۳۶۸، آناتومی اندام فوقانی، تحتانی و مفاصل، چاپ جیحون، ۱۰۳ – ۹۹.

۲.حافظی، رانا، ۱۳۷۸، رساله کارشناسی ارشد، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ۶۹- ۶۸- ۴۷.

۳.شاکری، حسن، ۱۳۷۳، رساله کارشناسی ارشد، دانشکده علوم توانبخشی دانشکده علوم پزشکی ایران، ۱۰۹ – ۱۰۸.

۴.کریمی، حسین، ۱۳۶۴، رساله کارشناسی ارشد، دانشکده توانبخشی علوم پزشکی ایران، ۳۶ و ۳۴.

۵.گوهرپی، شاهین، ۱۳۷۳، رساله کارشناسی ارشد، دانشکده توانبخشی علوم پزشکی ایران، ۳۵ – ۲۵ – ۲۴.

6. Arthur j. Nitz and josephy. Dobner, (1987), High intensity electrical stimulation effect on thigh Muscle tune during immobilization for knee Sprain, physical therapy, 67 (2), pp: 219-222.

7. Cailliet Rene, (2003), Knee pain and Disability . ed2 . F. A. Davis Company. Philadelphia, pp: 124- 181.

8. Cerny K, (1995), Vastus medialis oblique / vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome physical Therapy, 75, pp: 672 – 682.

9. Clayton, (2003), Electrotherapy. Bailliere Tindall and Cassel L. td., London, pp: 132. 133. 149

10. Crenshaw A. H, (1992), Campbell's Operative Orthopedics, ed8. Mosby Year Book . Baltimore, pp: 118-211–218 .

11. Currier D, *et al,* (2003) Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle. Physical Therapy, No.12, pp: 37-39-74..

12. Currier DP, (1984), Elements of Research in Physical Therapy, ed2. Williams & Wilkins, Baltimore.

13. Currier D, & Ralph Mann, (1983), Muscular strength developed by electrical stimulation in healthy individuals, Physical Therapy No.6.

14. D.P Currier and Ralph Mann, (1983), Muscular Strength Development by Electrical Stimulation in Healthy Individuals, Physical therapy, 63:6, pp: 915-920.

15. Eriksson E, *et al*, (1979), Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery after major knee ligament surgery, American Journal of Sports Medicine, No.3, pp: 17-18-72.

16. Eriksson E and Haggmarkt, (1979), Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training and electrical stimulation Supplementing isometric muscle training in the recovery after Mayor knee ligament, Surgery Amy Spont, ivied 17(3), pp: 169.

17. Felder CR, *et al,* (1990), Patellofemoarl pain syndrome. Electromyography Application in physical Therapy, I-4.

18. Fujikava K, Seedham B, Wright V. (1983), Biomechanics of the patellafemoral pain; Eng Med, 12, pp: 3-21.

19. Fukunaga T, *et al,* (1997), Muscle architecture and function in humans ISB keynote lecture, Journal of Biomechanics, 30.

20. G. Bentley, (2000), Chondromalacia patella, J Bone Joint surg, 52, A: 221.

www.SID.ir

Archive of SID

21. Godfrey. C M , *et al,* (1979) Comparison of electro simulation and isometric exercise in strengthening the quadriceps muscle, Physio , therapy can 31: 263.

22. Grana and Kalenak, (1991) Clinical Sports Medicine, sunders, pp: 264, 277.

23. Guyton AC, (1986), Text book of Medical Physiology, ed 7, WB Saunders, Philadelphia, pp: 46 - 47 -72-73.

24. Gould JA, (1990), Orthopedic and Sports Physical therapy, ed2, Mosby Company, Baltimore, pp: 232-233.

25. Hanten WP. Schuthles S. (1990), Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medalis oblique and vastus lateralis muscles, Physical Therapy, 70, pp: 561-567.

26. Hertling D, Kessler RM, (1996), Management of common musculoskeletal disorders, Lippincott, pp: 315-378.

27. Hoogland R, (1988), Strengthening and stretching of muscles using electrical current Enraf Nonius, pp: 32-33-34.

28. Insall. Falvo ,Vise, (2002), Chondromalacia patella : A prospective study, J Bone Joint surg A: 58.

29. K utzen K M, Peterson D, (1991), Efect of vastus medialis on knee joint extension torque and patellar position. Medicine and Exercises, 24, pp: 128.

30. Lainly C, *et al*, (1983), Effectiveness of exercise alone versus exercise plus electrical stimulation in strengthening the quadriceps muscle. Physiotherapy Canada No. 1.

31. Laughman R, *et al,* (1983), Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation, Physical Thereapy, No.4.

32. McConnel .J, (1986), The management of chondromalacia patella: Along Term Solution, The Australian Journal of Physiotherapy, 32, pp: 215-223.

33. Morrissey M. *et al*, (1985), The effects of electrical stimulation on the quadriceps during post-operative knee immobilization, American Journal of sports medicine, No.1, pp: 155-159.

34. Naess K, Storm. Marhison, A, (1955), Fatigue of sustaned tetanic contractions, Acta physiol Scand 34:351 , pp: 117.

35. Nathaniel Gold, MD., D. Dohnermeyer, B. S: (1982),Transcutaneous Muscle Stimulation as a Method to Retard Disuse Atrophy, clinical orthopedics, 164, pp: 215-220.

36. Pette D, Staudte H. H, (2003), Physiologic and biomechanical changes Induced by long-term stimulation of fast Muscle. Natarwissenschaften 59, pp: 469– 470.

37. Pette D. Smith ME, Staudte, HW vebora G: (2001), Effects of long term electrical stimulation on some contractile and metabolic characteristics of fast rabbit muscle faibers Arch 336:257, pp: 219.

38. Powers C. M. Landel R. perry J, (1996), Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. Physical Therapy, 76, pp: 946-955.

39. PP Mariani, I caruso, (1979), An electromyographic investigation of the patella, J Bone Joint Surg, 61B: 169.

40. RE. Rico, Ej , Jonkman, (1982), Measurement of the Achilles tendon reflex for the diagnosis of lumbo sacralroot compression syndrome, J Neurol Neurosurg Psychiatry 45:791, pp: 31-35.

41. Roy s, and Rickard Irvin, (1983), Sport Medicine, Prentice Hall Company, USA, pp: 176-178.

www.SID.ir

Archive of SID

42. Talag, T. (1973), Residual Muscle soreness as influenced by concentric, eccentric and static contractions, Research Quarterly , No.44, pp: 458-469.

43. Thiranagama R. (1990), Nerve supply of the human vastus medalis muscle Journal of Anatomy, pp: 193-198.

44. Tria AJ. Palumbo RC, Alicea J. (1992), Conservative care for Patellofemoral pain, 23, pp: 545-553.

45. Wall PD. Melzack R. (1989), Text book of pain, ed2 , Churchill Livingstone, London.

46. Williames P. L . *et al*, (2003), Gray's Anatomy, 638 .

47. Williams.Warwick. Dyson. Bannister, (1989), Gray's Anatomy, ed 37, Churchill Livingstone, New York , pp: 1143.

48. Witvrouw E., Senyers C., Lysens R. (1996), Reflex response times of vastus medalis obloquies and vastus lateralis in normal subjects and subjects with patellofemoral pain syndrome, JOSPT, 24, pp: 160.

49. Woodal W. (1992) Closed kinetic exercises, Journal of Sports Rehabilitation, Pub: Elsiver, 2: 1– 60, U.S.A.

50. Zakaria D. Harburn K. Kramer F. K., (1997) Preferential activation of vastus medalis oblique lateralis, and hip adductor muscles during isometric exercises in females, JOSPT , 26, pp: 23-27.

www.SID.ir