بررسی تاثیر تکنیک دستی مولیگان بر الگوی هم انقباضی عضلات کوادریسپس و هامسترینگ در بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانـو با شدت متوسط

محمد سعید جلالی[1*]، حمید آزاده[1]

۱) گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۱۱/۶ **تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۱/۱۴**

چکیده

مقدمه: تکنیک های دستی در درمان بیماران استئوآرتروز جایگاه ویژه ای دارند. تاکنون اثرات آن ها تنها بر میزان درد بررسی شده است بدین ترتیب، هدف ما در این مطالعه بررسی اثر تکنیک دستی مولیگان بر الگوی فعالیت عضلات کوادریسپس و هامسترینگ بوده است.

مواد و روش ها: این مطالعه مداخله ای نیمه تجربی روی ۳۸ داوطلب مبتلا به استئوآرتروز زانو با شدت متوسط، انتخاب شده به صورت غیرتصادفی انجام یافته است. شدت استئوآرتروز داوطلبان بر اساس روش کلگرن–لورنس تعیین شد و اثر فوری تکنیک دستی مولیگان بر متغیر درد و میزان آمپلی تود فعالیت عضلات در الگوی عضلانی مورد بررسی قرار گرفت. ثبت میزان درد با مقیاس نرخ عددی(۰–۱۰) و آمپلی تود عضلات با دستگاه الکترومیوگرافی سطحی انجام شد.

یافته های پژوهش: به صورت کلی، یافته ها تغییرات معنی دار میانگین متغیرهای مورد مطالعه را از نظر آماری پس از مداخله با تکنیک مولیگان نشان دادند($P<0.05$). میزان آمپلی تود فعالیت همه عضلات به صورت یکسان پس از مداخله تغییر نکرده بلکه آمپلی تود بعضی عضلات افزایش و برخی دیگر کاهش یافته است.

بحث و نتیجه گیری: مداخله با تکنیک مولیگان در جهت کاهش درد به صورت فوری در بیماران مبتلا به استئوآرتروز با شدت متوسط موثر بوده است و نیز به نظر می رسد تحت تاثیر این مداخله، میزان آمپلی تود فعالیت هر یک از عضلات کوادریسپس و هامسترینگ به صورت جداگانه و در قالب الگوی عضلانی تغییر کرده است.

واژه های کلیدی: استئوآرتروز زانو، تکنیک مولیگان، هم انقباضی

* نویسنده مسئول: گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email:saeid.pt@ gmail.com

Copyright © 2018 Journal of Ilam University of Medical Science. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution international 4.0 International License (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material, in any medium or format, provided the original work is properly cited.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

مقدمه

استئوآرتروز عارضه اسکلتی مزمن و پیش رونده است که با تخریب غضروف مفصلی، ایجاد استئوفیت های حاشیه ای در استخوان زیر غضروف، کاهش فضای مفصلی، درد، سفتی و خشکی صبحگاهی شناخته می شود(۱). استئوآرتروز بیشتر در مفاصل تحمل کننده وزن اتفاق می افتد و از این میان، مفصل زانو احتمالاً به خاطر موقعیت آناتومیک و جایگاه بیومکانیک آن در اندام تحتانی به منظور انتقال نیروها بیشتر از سایر مفاصل به استئوآرتروز مبتلا می شود(۲).

درد، اصلی ترین و شایع ترین شکایت در عارضه استئوآرتروز زانو می باشد و شدت آن میان بیماران به صورت گسترده ای از عدم احساس درد-علی رغم درگیری ساختاری غضروف مفصلی-تا شدیدترین درد- که منجر به بی تحرکی و ناتوانی مزمن در افراد سالمند شود- متفاوت است. درد در این بیماران معمولاً با استفاده بیشتر از مفصل حین راه رفتن، ایستادن طولانی مدت، بالا و پایین رفتن از پله ها و فعالیت های شدید اندام تحتانی ایجاد می شود. با این حال در مراحل پیشرفته این عارضه عضلانی-اسکلتی، به صورت مداوم و حتی در وضعیت استراحت گزارش می شود. درد در این مرحله با دوره هایی از تشدید به صورت قابل پیش بینی(در فعالیت هایی که مفصل، وزن بدن را تحمل می کند) یا غیر قابل پیش بینی(در فعالیت هایی که مفصل، وزن بدن را تحمل نمی کند) همراه می باشد(۳).

در بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو، کپسول و لیگامان ها به خاطر کاهش فضای مفصلی کمی شل می شوند؛ و در واقع با به هم خوردن تعادل تانسیون وارد بر این ساختارها، در عملکرد گیرنده های مکانیکی مفصل اختلال ایجاد می شود بدین ترتیب به دلیل ارتباط این گیرنده ها با زنجیره گاما در نخاع، فعالیت هر یک از عضلات به تنهایی یا عملکرد هماهنگ آن ها با یکدیگر تحت تاثیر قرار می گیرد(۴). بنا بر مطالعات متعددی که عملکرد عضلانی در بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو بررسی شده است تغییراتی در فعالیت عضلات اطراف مفصل از قبیل مهار و ضعف عضله کوادریسپس، بیش فعالیتی عضلات هامسترینگ یا هم انقباضی آن ها با عضله کوادریسپس، افزایش مدت زمان فعالیت عضلات هامسترینگ در وضعیت ایستاده و افزایش هم انقباضی بین عضله هامسترینگ و عضله کوادریسپس با افزایش شدت استئوآرتروز دیده شده اند(۵).

وقتی که مفصل زانو سالم باشد فعالیت عضله کوادریسپس به عنوان آگونیست یک نیروی برشی رو به جلو(فمور روی تیبیا) ایجاد و عضله هامسترینگ (آنتاگونیست) با آن نیروی برشی مقابله می کند و ثبات مفصلی را نگاه می دارد. هماهنگی عملکرد بین عضلات آگونیست و آنتاگونیست به وسیله مکانیسم های مرکزی کنترل می شود که وقتی عضله کوادریسپس در فعالیت های روزمره وارد عمل می شود یک پیام هم زمان از مراکز بالای سیستم عصبی مرکزی، عضلات هامسترینگ را وارد فعالیت می کند اما رفلکس(بازخورد) نخاعی مهار متقابل این میزان فعالیت هم زمان را تعدیل می کند(۶). حال این که در افراد مبتلا به استئوآرتروز میزان انقباض آنتاگونیستی عضله هامسترینگ بیش از حد تعدیل شده در افراد سالم وارد عمل می شود. مثلاً در افراد سالم(۳۰-۲۰ سال) که حین اکستانسیون ایزومتریک مفصل زانو، عضله هامسترینگ حداکثر به اندازه ۵-۱۰ درصد با کوادریسپس وارد عمل می شود در بیماران مبتلا به استئوآرتروز نسبت انقباض آن بیشتر می گردد. مطالعات متعددی در مورد عملکرد عضلات اطراف زانو در بیماران مبتلا به استئوآرتروز انجام شده که نشان داده اند عضلات هامسترینگ بیش از حد روی این مفصل فعالیت می کند و باعث هم انقباضی می شوند. نقش اولیه هم انقباضی، افزایش سفتی مفصلی به منظور افزایش ثبات در مفصل زانو فرض شده اما از طرفی دیگر در بیماران آرتروزی با افزایش بار وارد بر مفصل، موجب آسیب بیشتر غضروف مفصلی و افزایش درد می شود(۷).

علت افزایش هم انقباضی عضله هامسترینگ در فعالیت های مختلف به ضعف عضله کوادریسپس نسبت داده شده است. منظور از ضعف عضله

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

کوادریسپس در اینجا کاهش فعالیت ارادی عضله می باشد. ضعف یا مهار عضله کوادریسپس با مکانیسم مهاری آرتروژنیک به نوعی بی ثباتی مفصلی را ایجاد می کند که پیام های عصبی برای جبران آن، فرمان انقباض بیشتر عضله آنتاگونیست را ارسال می کنند(۸). به عبارتی دیگر؛ نقش مکانیسم مهار متقابل برای تنظیم فعالیت عضلات اطراف یک مفصل مغلوب می شود و مکانیسم کنترلی به واسطه سلول های رنشاو بارزتر می شود. با این مکانیسم نیز برای حفظ نسبت انقباض عضلانی بین دو طرف مفصل، به صورت غیر ارادی، میزان انقباض غیر ارادی و غیر قابل کنترل عضله کوادریسپس افزایش می یابد. بدین ترتیب همواره بین عملکرد عضله کوادریسپس و هم انقباضی هامسترینگ یک رابطه دو طرفه برقرار می گردد(۹).

در درمان رایج بیماران مبتلا به استئوآرتروز بر تقویت عضله کوادریسپس تاکید می شود. حال این که برای تقویت عضله به نیروی نسبتاً بالایی نیاز است که می تواند هم انقباضی عضله هامسترینگ را ایجاد کند. و از آن جا که هم انقباضی عضله هامسترینگ، در ارتباط با سیستم عصبی، قدرت اکستانسوری عضلات را می کاهد عضله کوادریسپس به صورت هدفمند تقویت نمی شود. از سویی دیگر؛ ۸۲ درصد افراد مبتلا به استئوآرتروز زانو، بدشکلی مفصلی دارند و مطالعات نشان داده اند که در صورت وجود بدشکلی مفصلی، تقویت عضله کوادریسپس و تمرینات تقویتی آن منجر به پیشرفت تخریب مفصلی می شود. بنا بر این؛ به نظر می رسد که در اولویت قرار دادن کاهش هم انقباضی بین عضلات هامسترینگ و کوادریسپس در مدیریت بیماران مبتلا به استئوآرتروز منطقی تر و موثرتر باشد. طی یک پژوهش که اثر برنامه ای تمرینی بر الگوی هم انقباضی، بار وارد بر مفصل زانو و درد، بررسی شده است، پژوهشگران کم شدن درد بیماران به استئوآرتروز را به کاهش هم انقباضی بین عضلات فلکسوری و اکستانسوری زانو نسبت داده اند(۱۰). Hodges و همکاران نیز در مطالعه ای درباره اثر هم انقباضی بر سرعت پیشرفت استئوآرتروز زانو نشان داده اند هر اقدامی که عملکرد هر یک از عضلات را در الگوی هم انقباضی تغییر دهد می تواند پیشرفت این عارضه را نیز کندتر کند(۱۱).

مطالعات متعددی نشان داده اند که انجام تکنیک های دستی مفصلی از جمله میتلند به صورت یک طرفه یا مرکزی روی ستون فقرات افراد سالم یا بیمار به صورت کاهشی یا افزایشی میزان فعالیت عضلات را در یک الگوی نوروماسکولار به صورت فوری تغییر داده است هر چند که هنوز مکانیسم مشترکی برای آن ذکر نمی گردد. اما در مورد مطالعاتی که تکنیک دستی مولیگان را به کار برده اند هر چند ممکن است به صورت غیر مستقیم، تغییر در میزان فعالیت عضلات در تعامل با کاهش درد و افزایش دامنه حرکتی بدون درد حدس زده شود هیچ کدام از این مطالعات به صورت مستقیم، میزان تغییر فعالیت عضلات را در پی انجام تکنیک دستی مولیگان اندازه گیری نکرده اند و با بررسی هایی که انجام گردید هیچ مطالعه ای اثر این تکنیک های دستی بر فعالیت عضلات را در اندام تحتانی نیز مورد بررسی قرار نداده است(۱۷-۱۲).

در اندام تحتانی به دلیل اختلاف در اندازه مفاصل و عضلات و عملکرد آن ها و این که عضلات اطراف مفاصل اندام تحتانی در وضعیت وزن اندازی به صورت یک زنجیره با یکدیگر تعامل دارند احتمالاً افراد به تکنیک های دستی روی این مفاصل به صورتی متفاوت تر از سایر مفاصل پاسخ دهند.

از آن جا که در بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو، فعالیت هر کدام از عضلات به صورت جداگانه و در تعامل با سایر عضلات در الگوی عملکردی حائز اهمیت است و مطالعات نشان داده اند که الگوی هم انقباضی در این بیماران باعث افزایش درد در آن ها می شود؛ در این مطالعه بر آن هستیم، اثر تکنیک دستی مولیگان را بر تغییرات میزان فعالیت عضلات و الگوی عضلانی این بیماران، مورد بررسی قرار دهیم. در واقع؛ هدف از این مطالعه بررسی توانایی و ماهیت اثر موبیلیزاسیون به روش مولیگان در بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو می باشد.

مواد و روش ها

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی مداخله ای است که بر ۳۸ داوطلب مبتلا به استئوآرتروز مفصل تیبیوفمورال زانو با میانگین سنی ۵۱/۸۶ و توده ی بدنی ۲۴/۱ انجام شد. داوطلبان به صورت غیر تصادفی و متوالی از کلینک های سطح شهر و بیمارستان های آموزشی اصفهان ارجاع داده می شدند و پس از بررسی معیارهای ورود و خروج به صورت آگاهانه و با امضای فرم رضایت نامه در مطالعه شرکت می کردند. داوطلبان در صورتی وارد مطالعه می شدند که بنا بر معیارهای انجمن روماتولوژی آمریکا(درد منظم در زانو، وجود زوائد استخوانی(استئوفیت) در عکس رادیولوژی، سن بالاتر از ۴۰ سال، خشکی صبحگاهی کمتر از ۳۰ دقیقه، صدای مفصلی(کریپتوس) استئوآرتروز زانو برای آن ها تشخیص داده شده باشد، شدت استئوآرتروز مفصل زانو در داوطلبان مطابق با معیار کلگرن-لورنس، متوسط(درجه ۳) بوده باشد، میزان حجم توده ای کمتر از ۳۰ و شدت درد بر اساس معیار نرخ عددی، حداقل ۴ بود.

به این دلیل که مداخله وارد بر مفصل زانو در وضعیت وزن اندازی انجام می شود و نیروی گلاید در حین انجام تکنیک باید به صورت مداوم نگاه داشته شود به منظور اطمینان از اجرای صحیح تکنیک توسط پژوهشگر، ترجیح داده شد که حجم توده ای داوطلبان کمتر از ۳۰ در نظر گرفته شود.

در این مطالعه، معیار نرخ عددی از ۱۰-۰ می باشد که صفر کم ترین میزان درد، و ۱۰ بیشترین میزان درد که بیماران گزارش می کند تعبیر می شود. به این دلیل که در این مطالعه تغییرات درد و معنی داری آن مورد نظر بود، مطالعات پیشین نشان داده اند برای تبیین این معنی داری بایستی حداقل میزان درد داوطلبان بر اساس مقیاس نرخ عددی درد، ۴ در نظر گرفته شود.

حال این که در صورتی که داوطلب ۲ سال اخیر تحت عمل جراحی اندام تحتانی یا ستون فقرات قرار گرفته، بیماری های همراه نورولوژیک (مرکزی یا محیطی) یا التهابی داشته باشد، تاریخچه بیمار، بیش حساسیت مرکزی را نشان دهد، اختلالات پاسچرال در سایر مفاصل اندام تحتانی دیده شود، به مطالعه وارد نگردید.

پس از آشنا کردن داوطلبان با محیط آزمایشگاهی و روند کار، میزان درد هر یک از آن ها بر اساس معیار نرخ عددی در دو وضعیت استراحت و فعالیت راه رفتن در مسافت هفت متری محیط آزمایشگاه ثبت شد.

در مرحله بعد، ثبت الکتروفیزیولوژیک به وسیله دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ME ۶۰۰۰، هشت کاناله ورژن ۳/۹ با نرم افزار MegaWin ساخت فنلاند پیش از مداخله با تکنیک دستی مولیگان انجام می گرفت. سپس برای این که میزان درد بیمار به دلیل فعالیت قبل از انجام تکنیک افزایش پیدا نکند و این که خستگی عضلانی برای انجام تکنیک ایجاد نشود هر داوطلب حداکثر به مدت ۵ دقیقه استراحت می کرد. در مرحله بعد، تکنیک دستی به روش مولیگان برای داوطلب ۳ مرتبه و هر مرتبه، ۶ بار انجام می شد. پس از مداخله، ثبت الکتروفیزیولوژیک صورت می گرفت و نهایتاً شدت درد داوطلبان دوباره در دو وضعیت استراحت و فعالیت راه رفتن در محیط آزمایشگاه، پیش و پس از انجام تکنیک دستی مولیگان ثبت گردید.

برای ثبت یافته های نوروفیزیولوژیک دواطلب بایستی هنگام مراجعه موی پوست را تراشیده باشد، سپس با پنبه آغشته به الکل لایه خشک پوست و چربی زدوده می شد سپس الکترودهای یک بار مصرف Ag/AgCl ساخت کمپانی Skintact (کشور استرالیا) با قطر ۲ سانتی متر مطابق با چهارچوب SENIAM و با فاصله ۲ سانتی متر از یکدیگر به عضلات مورد نظر چسبانده می شد. الکترودهای سر دراز عضله دو سر رانی (بایسپس فموریس) در نیمه خط بین توربروزیتی ایسکیال(برجستگی نشیمنگاه) و سر استخوان فیبولا (نازک نی)، الکترودهای عضله سمی تندینوس در نیمه خط بین چین گلوتئال تا خلف زانو و ۳ سانتی متر داخلی تر از لبه خارجی ران، الکترودهای عضله پهن خارجی(واستوس لترالیس) ۳ تا ۵ سانتی متر بالاتر از کناره فوقانی کشکک روی خط بین برجستگی بزرگ ران در بالا و اپی کندیل خارجی در پایین، و

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

الکترودهای عضله پهن داخلی(واستوس مدیالیس) روی قسمت تحتانی این عضله، ۲ سانتی متر داخلی تر از کناره فوقانی کشکک و ۱۰سانتی متر بالاتر از آن قرار داده می شد. الکترود زمین به قسمت زیر پوستی قدامی–خلفی استخوان تیبیا وصل می گردید و تا پایان آزمون جای آن تغییر داده نمی شد. برای کاهش تداخل نویزها، مرکز الکترودها با فاصله ۲ سانتی متری از یکدیگر برای همه عضلات چسبانده شدند. برای تعیین محل دقیق سر دراز عضله بایسپس فموریس، در وضعیت دمر، زانو را در ۹۰ درجه فلکسیون و مفصل هیپ را کمی در چرخش خارجی قرار می دهیم و یک انقباض مقاومتی دستی از بیمار گرفته خواهد شد و محل دقیق عضله سمی تندینوس را به صورت مشابه با سر دراز بایسپس فموریس بدون اعمال چرخش مشخص خواهد شد، و برای تعیین محل عضلات پهن داخلی و خارجی از بیمار می خواهیم که در وضعیت نشسته زانوی خود را راست کند.

در این مطالعه، ثبت الکتروفیزیولوژیک از عضلات اطراف زانو(کوادریسپس و هامسترینگ) فقط در دامنه فلکسیون و حالت تمرینی Lunge، در وضعیت دینامیک انجام شد. در حالت تمرینی لانج، بیمار اندام تحتانی مبتلا به استئوآرتروز زانو را در حدی که راحت است جلو قرار می داد و اندام تحتانی طرف مقابل عقب تر می ماند. ثبت دینامیک تا زاویه ای که بیمار پیش از اعمال تکنیک، راحتی خود را گزارش کرده بود انجام شد یعنی وقتی که داوطلب به زوایه مورد نظر فلکسیون زانو در حین حرکت می رسید ثبت متوقف می شد. این زاویه بر اساس گونیامتر تعیین می شد. اهرم فوقانی گونیامتر با استفاده از چسب به قله برجستگی بزرگ استخوان ران و برجستگی خارجی استخوان ران و اهرم تحتانی در محل قوزک خارجی ثابت گردید. برای این که سرعت حرکت طی روند ثبت پیش و پس از مداخله، ثابت باشد پیش از انجام ثبت، تمرین چندین بار با سرعت انتخابی هر شرکت کننده انجام می شد تا به این سرعت عادت پیدا کند و با کرنومتر تطابق داده می شد و در حین انجام به منظور جلوگیری از تغییرات سرعت، کنترل می گردید.

در این مطالعه، الگوی هم انقباضی در داوطلبان مبتلا به استئوآرتروز(با استفاده از اندازه گیری های اولیه آمپلی تود EMG سطحی هر یک از عضلات) مطابق با رابطه Rudolph و همکاران(۱۸) در بازه زمانی ۱۰۰ نقطه ای به صورت زیر محاسبه شد:

رابطه ۱

$$CC\ index = \sum_{i=1}^{100}\left[\frac{\left(\frac{lower\ EMG_i}{higher\ EMG_i}\right)\times(lower\ EMG_i + higher\ EMG_i)}{100}\right]$$

برای استخراج داده های مربوط به ثبت فیزیولوژیک، ابتدا فایل های ثبت شده در نرم افزار MegaWinبـــه صورت فرمت MATLAB تبدیل شد سپس از طریق نرم افزار متلب(ورژن ۷) و با استفاده از جعبه ابزار پردازش سیگنال ها مربوط به این نرم افزار به عنوان تبدیل کننده، خروجی سیگنال های آنالوگ دستگاه الکترومیوگرافی سطحی با فرکانـــس نمـــونه برداری ۱۰۰۰ هرتز، به داده هایی دیجیتال تبدیل شدند. سپس برای محاسبه آمپلی تود، ریشه میانگین مجذور و انتگرال سیگنال در پنجره زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه اعمال گردید. جهت حذف اغتشاش ها، داده ها در پهنای باند ۱۵ تا ۴۵۰ محدود شد. آمپلی تود ریشه میانگین مجذور(رابطه ۲) و انتگرال سیگنال(رابطه ۳) مطابق با روابط زیر محاسبه گردید.

رابطه ۲

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=n}^{n+N-1}|data_{raw}[i]|^2}{N}}$$

رابطه ۳

$$Data_{Integ}[I] = \sum_{i=n}^{n+N-1}(|Data_{raw}[i]| \times dt)$$

در مطالعه کنونی از هر داوطلب، ۵ بار ثبت انجام و در نهایت بیشینه آمپلی تود سه ثبت اخیر برای هر یک از عضلات، در هر بار پیش و پس از مداخله، برای تجزیه و تحلیل نهایی استفاده شد و میانگین آن ها طی این پروسه مورد کار قرار گرفت.

نحوه انجام مداخله: تکنیک مداخله توسط پژوهشگر که در مورد انجام تکنیک آموزش دیده انجام شد. برای اطمینان از انجام درست تکنیک، بنا بر اصول مولیگان، افزایش درد حین انجام آن در هر صورتی کنترل کننده بود و نیازی اساسی به نظارت مستقیم

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

حین پژوهش در مورد درستی انجام آن احساس نمی شد. تکنیکی که به روش مولیگان برای داوطلبان انجام شد بایستی میزان درد را طی دامنه حرکتی کاهش می داد و بدین ترتیب بود که ابتدا داوطلب در وضعیت ایستاده، کف پای سمتی که تکنیک روی آن انجام می شود در حدی که راحت است جلوتر قرار می داد. پس از وضعیت دهی، آزمونگر در پشت بیمار می ایستاد، دو دست خود را دور تا دور قسمت پروگزیمال استخوان تیبیا حلقه کرده و یک چرخش داخلی به تیبیا وارد می کرد. با حفظ این چرخش داخلی به صورت مداوم، از داوطلب خواسته می شد مفصل زانوی خود را تا دامنه ای که درد نداشته باشد به
وضعیت فلکسیون ببرد. برای هر داوطلب شرکت کننده در مطالعه این تکنیک، سه مرتبه و در هر مرتبه ۶ بار تکرار شد.

تحلیل آماری: داده های به دست آمده به تفکیک متغیرهای ذکر شده در قسمت های پیشین، به نرم افزار آماری SPSS نسخه ۲۴ منتقل شدند. در این مطالعه دو متغیر مستقل در نظر گرفته شده است: درد(پیش و پس از مداخله در دو وضعیت استراحت و فعالیت راه رفتن) و میزان فعالیت الکتروفیزویولوژیک هر یک از عضلات کوادریسپس و هامسترینگ و فعالیت آن ها در الگوی عضلانی(پیش و پس از مداخله).

برای مقایسه تغییرات میانگین آمپلی تود هر یک از عضلات به صورت جداگانه، تغییرات آمپلی تود هم انقباضی عضلات داخلی-خارجی در قدام و خلف زانو (ارزیابی عملکرد عضلات کوادریسپس و هامسترینگ در قالب الگوی عضلانی) و میانگین درد شرکت کنندگان پیش و پس از مداخله از تست t زوجی استفاده شد. هم چنین برای بررسی اثر تضارب شرایط اندازه گیری در دو وضعیت استراحت و فعالیت راه رفتن بر میزان درد پیش و پس از مداخله، روش آماری آزمون تحلیل واریانس دو راهه(قبل/بعد×استراحت/فعالیت) مورد استفاده قرار گرفت.

یافته های پژوهش

نتایج توصیفی اندازه گیری های مربوط به میزان درد بیماران نشان می دهد که میزان میانگین درد در دو وضعیت استراحت پیش و پس از مداخله به ترتیب(۶/۴۲ و ۴/۷۹)، و در حین فعالیت راه رفتن در محیط آزمایشگاه پیش و پس از مداخله(۷/۳۲ و ۴/۱۸) بوده است. تحلیل آماری با آزمون t زوجی نشان می دهد که تغییرات کاهشی میانگین میزان درد پس از مداخله در مقایسه با پیش از آن، تفاوت معنی داری از نظر آماری داشته است($P<0.001$)(جدول شماره ۱). در واقع؛ یافته ها نشان می دهند که میزان درد داوطلبان پس از مداخله با تکنیک مولیگان از نظر آماری به صورت معنی داری کاهش یافته است.

ارزیابی اثر تضارب شرایط اندازه گیری میزان درد (جدول شماره ۲) نشان می دهد با تفاوت شرایط اندازه گیری در وضعیت استراحت یا فعالیت، میانگین درد پیش و پس از مداخله از نظر آماری تفاوت معنی داری پیدا کرده است($P<0.05$) و بدین ترتیب با تطابق این مشاهده با یافته های پیش تر می توان گفت، میزان درد بیماران در دو وضعیت استراحت و فعالیت راه رفتن به صورت معنی داری کاهش یافته است. نمودار تغییرات شرایط متضارب که برای مقایسه تفاوت میزان تغییرات میانگین ها در دو وضعیت استراحت و فعالیت آورده شده است(نمودار شماره ۱) نشان می دهد، شیب میزان تغییرات درد در وضعیت فعالیت راه رفتن پیش و پس از مداخله در مقایسه با میزان درد در وضعیت استراحت بیشتر بوده است. بدین معنا که میزان تغییرات میانگین درد شرکت کنندگان با انجام مداخله در وضعیت فعالیت بارز تر بوده است.

یافته های توصیفی مربوط به میزان فعالیت هر یک از عضلات کوادریسپس و هامسترینگ اطراف مفصل زانو در دو مرحله پیش و پس از مداخله نشان می دهند که میانگین آمپلی تود فعالیت عضلات واستوس مدیالیس(۹۹۴/۹۸ و ۸۹۵/۴۰)، واستوس لترالیس (۲۱۸۰/۹۸ و ۱۸۷۶/۵۴) و بایسپس فموریس(۱۸۲۸/۵۵ و ۱۲۶۶/۱۱) کاهش یافته و میزان آمپلی تود فعالیت عضله ی سمی تندینوس(۹۰۷/۰۱ و ۱۱۴۸/۲۹) افزایش پیدا کرده است، و بنا بر تحلیل آماری با آزمون t زوجی تفاوت میانگین ها پیش و پس از مداخله برای هر یک از عضلات ذکر شده معنی دار بوده است(جدول شماره ۳). بدین صورت که آمپلی تود فعالیت عضلات

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

واستوس مدیالس($P<0.05$)، واستوس لترالیس و دو سر رانی($P<0.001$) به صورت معنی داری کاهش یافته اما آمپلی تود فعالیت عضله سمی تندینوس افزایش پیدا کرده است($P<0.001$). این داده ها، هر چند تغییر معنی دار تغییر فعالیت هر یک از عضلات را نشان می دهند اما نمی توان از آن ها تغییر تعامل عضلات در یک الگوی عضلانی را نشان داد. لذا عملکرد عضلات را در الگوی هم انقباضی داخلی و خارجی مورد بررسی قرار دادیم.

نتایج توصیفی مربوط به آمپلی تود هم انقباضی های داخلی و خارجی پیش و پس از مداخله به ترتیب(۲۲/۱۷ و ۱۶/۵۹) و (۳۶/۰۲ و ۲۲/۹۷) نشان می دهند که میزان هم انقباضی خارجی و هم انقباضی داخلی پس از مداخله کاهش یافته است اما هم چنان میانگین میزان آمپلی تود فعالیت هم انقباضی خارجی بیشتر از هم انقباضی داخلی است. آزمون t زوجی مربوط به تغییرات میانگین میزان هم انقباضی داخلی و خارجی نشان می دهد که میزان هم انقباضی داخلی و خارجی در پس از مداخله به صورت معنی داری کاهش یافته است($P<0.05$)(جدول شماره ۴).

جدول شماره ۱. نتایج آزمون زوجی میانگین درد در وضعیت استراحت و فعالیت، پیش و پس از مداخله

	استراحت	فعالیت
	پس از مداخله – پیش از مداخله	پس از مداخله – پیش از مداخله
میانگین و خطای استاندارد	۰/۱۹±۱/۶۳	۰/۱۶±۳/۱۳
انحراف معیار	۱/۱۷	۰/۹۹
آماره t	۸/۵۸	۱۹/۴۷
	۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱

جدول شماره ۲. اثر تضارب شرایط اندازه گیری درد در حین استراحت و فعالیت پیش و پس از مداخله

آزمون	مربع میانگین	آماره F	
درد در وضعیت استراحت– فعالیت	۰/۷۹۶	۰/۵۲۲	۰/۴۷
درد پیش و پس از مداخله	۲۱۵/۵۳	۱۴۱/۴۵	۰/۰۰۰۱
درد وضعیت × درد پیش–پس از مداخله	۲۱/۳۷	۱۴/۰۲	۰/۰۰۰۱

جدول شماره ۳. آزمون زوجی تغییرات میانگین آمپلی تود فعالیت عضلات کوادریسپس و هامسترینگ

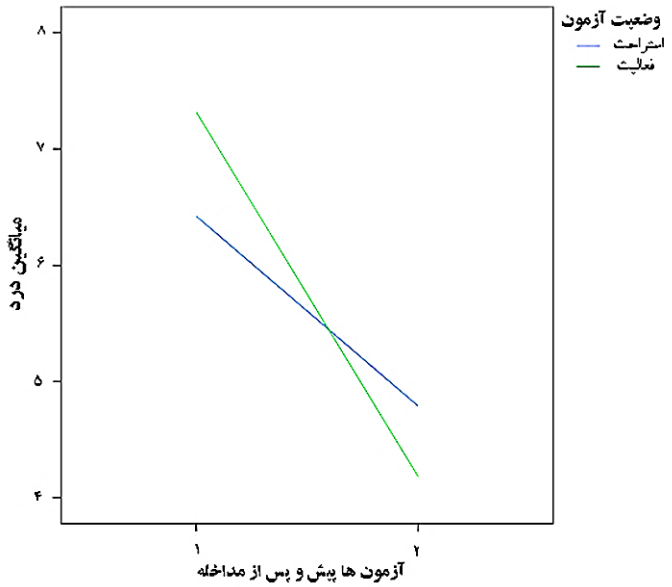
	میانگین و خطای استاندارد	انحراف معیار	آماره t	
هم انقباضی خارجی ۱– هم انقباضی خارجی ۲	۳/۸۰±۱۳/۰۴	۲۳/۴۴	۳/۴۳	۰/۰۰۱
هم انقباضی داخلی ۱– هم انقباضی داخلی ۲	۱/۵۴±۵/۵۷	۹/۵۳	۳/۶۰	۰/۰۰۱

جدول شماره ۴. آزمون زوجی تغییرات میانگین هم انقباضی داخلی و خارجی

	میانگین و خطای استاندارد	انحراف معیار	آماره t	
واستوس لترالیس ۱ – واستوس لترالیس ۲	۳۰۴/۴۳±۶۸/۴۶	۴۲۲/۰۲	۴/۴۴	۰/۰۰۰۱
واستوس مدیالیس ۱– واستوس مدیالیس ۲	۹۹/۵۷±۴۲/۲۵	۲۶۰/۴۹	۲/۳۵	۰/۰۲۴
بایسپس فموریس ۱– بایسپس فموریس ۲	۵۶۲/۴۴±۱۴۵/۳۶	۸۹۶/۰۸	۳/۸۶	۰/۰۰۰۱
سمی تندینوس ۱– سمی تندینوس ۲	۲۴۱/۲۸±۴۷/۵۳	۲۹۳/۰۵	۵/۰۷	۰/۰۰۰۱

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]



نمودار شماره ۱. تفاوت تغییرات میانگین میزان درد داوطلبان با تضارب شرایط در دو وضعیت استراحت و فعالیت پیش و پس از مداخله

بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه، اثر تکنیک دستی مولیگان بر میزان درد پیش و پس از مداخله در دو وضعیت استراحت و میزان آمپلی تود الکتروفیزیولوژیک فعالیت عضلات کوادریسپس و هامسترینگ به صورت جداگانه و در الگوی عضلانی در بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو با شدت متوسط بررسی شده است. یافته ها به صورت کلی تغییر معنادار آماری میانگین ها را پس از مداخله با تکنیک مولیگان بر مفصل تیبیوفمورال نشان می دهند.

پنی موس و همکاران در بررسی تاثیر فوری موبیلیزاسیون مفصل تیبیوفمورال بر کاهش درد مشاهده کردند که پس از مداخله با موبیلیزاسیون درد بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو به صورت معنا داری کاهش یافت(۱۹). در این مطالعه نیز ما به مشاهده متناظری دست یافتیم.

مکانیسم هایی که جهت توجیه کاهش درد به دنبال مداخله با موبیلیزاسیون مطرح شده اند و در طی مطالعات متعددی مورد بررسی قرار گرفته اند عبارتند از: تغییر در میزان واسطه التهابی انباشته شده در مفصل مانند پروستاگلاندین، و فعال شدن مسیرهای مهاری نزولی از مراکز فوق نخاعی(۱۹).

نحوه اثر گذاری فوری موبیلیزاسیون بر کاهش درد این گونه توضیح داده شده است که موبیلیزاسیون می تواند ناحیه peri-aquqductal gray را در مغز میانی تحریک کند و متعاقباً پیام های ارسالی این ناحیه از طریق مسیر مهاری نزولی به صورت غیر اپیوئیدی باعث کاهش درد فوری می شوند. مطالعات نشان داده اند که فعال شدن مسیرهای نزولی مهاری، می تواند پاسخ ضد درد را در یک ناحیه وسیع-که محل هایی خارج از محل دقیق ضایعه باشد- ایجاد کند(۲۰،۲۱).

اسکایبا و همکاران در مطالعه ای ابراز کرده اند که بی حسی ناشی از اعمال موبیلیزاسیون بر مفصل تیبیوفمورال زانو در بیماران مبتلا به استئوآرتروز احتمالاً به واسطه تحریک گیرنده های نورآدرنرژیک و سروتونینرژیک در نخاع ایجاد شده است و از آن جایی

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

که آزاد شدن نورآدرنالین و سروتونین از نورون های نخاعی به وسیله مراکز فوق نخاعی در ساقه مغز کنترل می شود، می توان مسیرهای نزولی مهاری را در کاهش درد به دنبال استفاده از موبیلیزاسیون مفصلی موثر دانست(۲۲). مکانیسم فعال شدن مسیرهای مهاری نزولی از مراکز فوق نخاعی شاید در بیماران شرکت کننده در مطالعه حاضر، اثر کرده باشد اما روش مورد استفاده برای اندازه گیری درد در این پژوهش نمی تواند این اثرات را در ناحیه وسیع ارزیابی کند و تنها می توان در مورد شدت درد بیماران اظهار نظر کرد اما می توان اثر این مکانیسم را در تغییر شدت درد بیماران پس از مداخله با موبیلیزاسیون مولیگان دخیل شمرد.

اما مکانیسم دیگری که برای کاهش درد بیان شده است به تغییر در میزان مواد التهابی تجمع یافته در مفصل مربوط می شود. در این مطالعه به نظر نمی رسد این مکانیسم موثر بوده باشد به این دلیل که پراکنش قابل توجه مدیاتورهای التهابی مانند پروستاگلاندین جهت بارز شدن کاهش درد بیماران، طی یک پروسه طولانی مدت اتفاق می افتد(۲۳).

بعضاً گفته شده است تنها نوع خاص از اعمال گلاید که نوسانی سریع باشد می تواند اثر ضد درد موبیلیزاسیون را ایجاد کند حال این که گلاید مداوم چنـــان اثری نمی تواند داشته باشد. این نظریه تا به کنون ثابت نشده است(۲۴). اما Tey و همکاران در مطالعه ای که اثر تکنیک مولیگان را بر مفصـــل شانه بررسی کرده اند یافته هایی را به دست آوردند که این نظریه را مردود نشان می دهد. آن ها مشاهده کردند که تکنیک مولیگان با استفاده از گلاید مداوم اثر ضد درد مشابه با گلایدهای نوسانی سریع از خود نشان داده است(۲۵). علاوه بر این؛ نحوه انجام تکنیک در مطالعات مختلف و متعدد این را القا می کند که بیش از اهمیت اثرگذاری شیوه ی اعمال گلاید در موبیلیزاسیون بر درد مکانیکی بیماران، به نظر می رسد تکرار گلاید تعیین کننده تر باشد. حال این که تکرار گلاید نیز یکی از اصول پایه انجام تکنیک مولیگان است که می تواند اثرگذاری فوری آن بر درد را در این پژوهش نیز توضیح دهد.

بعضی معکوس شدن رفلکس مهاری درد را علت بهبودی حرکتی بیان کرده اند که فعالیت عضلات در پی کاهش درد، بهبودی می یابد. در نتیجه کاهش درد انتظار می رود که فعالیت همه عضلات افزایش بیاید اما برخی مطالعات نشان داده اند گاهی عضلات علی رغم کاهش یا حتی از بین رفتن درد هم چنان در حالت مهاری باقی مانده اند(۲۶). کرکـــوکـــیاس و همـــکاران که اثر موبیلیزاسیون ستون فقرات کمری را بر فعالیت ارکتور اسپاینه با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی روی افراد سالم سنجیده اند اظهار کرده اند؛ به این دلیل که افراد مورد مطالعه سالم هستند و دردی را گزارش نمی کنند تغییر در آمپلی تود فعالیت عضلات نمی تواند ناشی از اثر ضد درد مراکز فوق نخاعی بوده باشد. عـــلاوه بر این؛ آن ها کاهش آمپلی تود فعالیت ارکتور اسپاینه را گزارش کرده اند که نمی توان ارتباط آن را با سیستم ضد درد توضیح داد(۱۶). مطالعات حیوانی نشان داده اند که مراکز فوق نخاعی می توانند پس از مداخله با موبیلیزاسیون در تسهیل حرکتی نقش داشته باشند اما اول؛ بیش از آن که اثر مراکز فوق نخاعی در تغییر آمپلی تود عضلات محسوس باشد در تغییرات فرکانس فعال شدن واحدهای حرکتی، خود را بروز می دهد که در این مطالعه آمپلی تود عضلات مورد بررسی قرار گرفته است و نمی توان تاثیر مراکز فوق نخاعی را بدین ترتیب تایید کرد. دوم؛ افزایش آمپلی تود فعالیت عضلانی در این مطالعه، فقط در عضله سمی تندینوس مشاهده شده است که می توان آن را به واکنش رفلکسی در ارتباط با کاهش آمپلی تود عضله بایسپس فموریس نسبت داد.

هم چنین در مطالعه ای روی ستون فقرات کمری نشان داده شده که میزان آمپلی تود فعالیت عضلات پس از مداخله با موبیلیزاسیون به صورت یکسانی تغییر نکرده بلکه برخی پس از مداخله افزایش یافته و برخی دیگر بی تغییر مانده است(۱۷). بدین صورت تغییر در آمپلی تود فعالیت عضلات به نظر نمی رسد که تنها در اثر معکوس شدن رفلکس مهاری درد اتفاق افتاده باشد. استرلینگ و همکاران نیز نشان داده اند که پس از انجام موبیلیزاسیون ستون فقرات گردنی در بیماران مبتلا به گردن درد، میزان آمپلی تود فعالیت عضلات

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

سطحی کاهش پیدا کرده است. آن ها بیان کرده اند که کاهش فعالیت عضلات سطحی می تواند به صورت غیر مستقیم و به صورت رفلکسی میزان فعالیت عضلات عمقی گردنی را افزایش دهد. بدین ترتیب پس از موبیلیزاسیون همه عضلات به صورت یکسانی پاسخ نمی دهند. در این مطالعه نیز مشاهده شده است که هر چند تغییرات درد پس از موبیلیزاسیون گردنی در گروه پلاسبو به گروه درمان شبیه بوده اما الگوی فعالیت عضلانی کاملاً بر عکس بوده است و احتمالاً مکانیسم تغییر فعالیت عضلات از مکانیسم تغییرات میزان درد جداگانه باشد هر چند بر یکدیگر تاثیر بگذارند(۱۷). حال این که در افرادی که درد را گزارش می کنند اگر چه علت بخشی از تغییرات در فعالیت عضلات را به اثر ضد درد مراکز فوق نخاعی نسبت داده شود نمی توان آن را عامل یگانه در نظر گرفت.

در بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو، مهم تر از فعالیت جداگانه عضلات، الگوی فعالیت عضلانی است. در این مطالعه، یافته ها نشان می دهد که هم انقباضی داخلی و خارجی عضلات پس از مداخله با تکنیک موبیلیزاسیون مولیگان به صورت معناداری در جهت کاهش میانگین تغییر پیدا کرده است.

مولیگان ادعایی که در مورد اثر تکنیک خود داشته، اصلاح وضعیت قرار گیری استخوان ها در مفصل کنار هم است. مطالعات پیشین، کامل شدن دامنه حرکتی بدون درد را گزارش کرده اند اما هنوز در مورد مکانیسم اصلاح قرار گیری استخوان ها بین مطالعات تناقض وجود دارد که نمی توان آن را تایید یا رد کرد. این ادعای اولیه بر پایه مطالعاتی بوده است که درد، دامنه حرکتی بدون درد و وضعیت فانکشنال بیمار را ارزیابی کرده اند نه وضعیت قرار گیری استخوان ها کنار یکدیگر، یا این که قرارگیری استخوان های مفصلی کنار یکدیگر پس از رخ دادن ضایعه ثابت شده اما این تغییر پس از انجام تکنیک، مورد ارزیابی قرار نگرفته است(۲۷،۲۸).

اگر از زاویه دیگر به نحوه اثر این تکنیک بپردازیم می توان گفت مطالعات، تغییر در موقعیت قرارگیری استخوان ها را در وضعیت استاتیک، بررسی کرده اند نه در وضعیت دینامیک؛ در صورتی که در وضعیت دینامیک، گلاید های انتقالی کوچک مهم هستند و نظم حرکت یا ثبات مفصلی را تنظیم می کنند. هر چند شاید مفصل در انتهای حرکت به همان موقعیتی برسد که در وضعیت استاتیک به آن می رسد اما تغییر جهت گلایدها در بازه ای از دامنه حرکتی دینامیک اتفاق می افتد. اضافه کردن حرکت فعال یا پاسیو به تکنیک و وارد کردن نیروی گلاید کوچک طی انجام تکنیک، این استدلال را تایید می کند.

از آن جا که گلایدهای انتقالی کوچک در حین حرکت به دلیل به هم خوردن الگوی فعالیت عضلانی می توانند رخ دهند ممکن است تحت تاثیر گلاید کوچکی که با تکنیک مولیگان به مفصل وارد می شود اصلاح شوند. این گلاید ها احتمالاً می توانند از نظر بیومکانیک بر بافت های اطراف مفصل اثر بگذارد و چون تکنیک مولیگان به صورت مداوم انجام می شود احتمالاً تاندون ها را تحت تاثیر قرار دهد، بدین صورت یک وضعیت مهاری نسبی برای عضلات ایجاد می گردد که به وسیله ارگان های گلژی تاندون به صورت مداوم مخابره می شود(۲۹،۳۰) و این گونه تکنیک مولیگان می تواند به صورت فوری و سریع، میزان آمپلی تود فعالیت هر یک از عضلات یا الگوی فعالیت آن ها را تحت تغییر قرار دهد. و بر اثر تکرار حرکت، نوعی یادگیری تطابقی در حفظ الگوی عضلانی مناسب ایجاد می شود که اثر آن پس از انجام تکنیک باقی می ماند که هنگام سنجش آمپلی تود عضلات در وضعیت دینامیک به خوبی دیده می شود.

همه مطالعات پیشین که درد بیماران را با استفاده از مقیاس نرخ عددی مورد بررسی قرار داده اند تنها نمره درد را گزارش کرده اند اما تبیین نشده که میزان درد در وضعیت استراحت یا فعالیت عضلات مورد ثبت قرار گرفته است و به عبارتی دیگر؛ این که بیماران از نمره درد گزارش شده میزان درد در وضعیت استراحت یا فعالیت را منظور داشته اند. در این مطالعه، این دو را از هم تفکیک و میزان درد بیماران را با استفاده از مقیاس نرخ عددی در دو وضعیت استراحت و فعالیت راه رفتن در محیط آزمایشگاهی اندازه گیری کردیم. منطقی است که اگر میزان تغییرات درد به صورت کاهشی در وضعیت فعالیت بیشتر از میزان تغییرات درد در وضعیت

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

استراحت باشد(نمودار شماره ۱). می توان گفت مکانیسم دیگری به جز مسیرهای مهاری نزولی، موجب کاهش درد شده است. از آن جا که بخشی از ایجاد درد بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو به الگوی هم انقباضی و بار وارد بر مفصل در پی آن نسبت داده شده است، تغییر الگوی هم انقباضی یا کاهش آن در پی موبیلیزاسیون و توزیع مناسب تر نیروی وارد بر مفصل تیبیوفمورال می تواند کاهش درد بیشتری را در وضعیت فعالیت در مقایسه با وضعیت استراحت نشان دهد. در این مطالعه نیز دو جزء اساسی، استدلال مورد نظر یعنی تغییر الگوی هم انقباضی عضلات و بیشتر بودن تغییرات درد در وضعیت فعالیت نسبت به وضعیت استراحت یافته شده است. در واقع به نظر می رسد بخشی از تغییرات فوری درد بیماران به دلیل تغییر در میزان هم انقباضی عضلات هامسترینگ با کوادریسپس می تواند اتفاق افتاده باشد. بدین ترتیب؛ تا این جا تکامل معنایی یافته های در پژوهش حاضر و مطالعات پیشین به نوعی ارتباط و همبستگی بین سیستم کنترل درد و سیستم تنظیم فعالیت عضلات موثر بر توزیع نیروهای وارد بر سطوح مفصلی و بافت های پیرامون آن را به صورت غیرمستقیم نشان می دهند. بر مبنای یافته هـــای این پژوهـــش می توان پیشنهاد کرد که برای درمان مطلوب بیماران مبتلا به استئوآرتروز مفصل زانو می تـــوان از تکنیک موبیلیزاسیون مولیگان در آغاز برنامه تمرین درمانی که بر تعدیل الگوی نامناسب عضلانی تاکید دارد استفاده کرد. در این مطالعه اثر کوتاه مدت موبیلیزاسیون مولیگان بر الگوی فعالیت عضلات کوادریسپس و هامسترینگ در بیماران مبتلا به استئوآرتروز زانو و تغییرات درد وابسته به آن مورد بررسی قرار گرفته است اما پایداری این اثرات، مبهم و نامعلوم است. پیشنهاد می شود که در مطالعات آینده، نقش موبیلیزاسیون مولیگان در پایداری اثرات تمرین درمانی مبتنی بر اصلاح الگوی فعالیت عضلات در بیماران مبتلا به استئوآرتروز مورد بررسی قرار بگیرد.

نهایتاً باید گفت مداخله با تکنیک مولیگان در جهت کاهش درد به صورت فوری در بیماران مبتلا به استئوآرتروز با شدت متوسط موثر بوده است و باید توجه کرد که به دلیل وارد کردن تانسیون مداوم بر بافت های اطراف مفصلی از جمله تاندون ها می توان با هدف دیگری مثلاً تغییر الگوی فعالیت عضلات نیز آن را به کار برد.

Refrences:

1. Mcalindon TE, Cooper C, Kirwan JR, Dieppe PA. Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. Ann Rheum Dis 1993;52:258-62. doi:10.1136/ard.52.4.258.
2. Hurley MV. Muscle dysfunction and effective rehabilitation of knee osteoarthritis what we know and what we need to find out. Arthr Rheum 2003;4:444-52. doi: 10.1002/art.11053.
3. Nijs J, Van Houdenhove B, Oostendorp R. Recognition of central sensitization in patients with musculoskeletal pain: Application of pain neurophysiology in manual therapy practice. Manual Therap2010;15:135-41. doi: 10.1016/j.math.2009.12.001.
4. Sharma L, Pai YC. Impaired proprioception and osteoarthritis. Curr Opin Rheumatol 1997;9:253-8.
5. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Clinical biomechanics knee joint kinematics kinetics and muscle co contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clin Biomech 2009;24:833-41. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005.
6. Bernardi M, Solomonow M, Baratta R V. Motor unit recruitment strategy of antagonist muscle pair during linearly increasing contraction. Electromyograph Clin Neurophysiol 1997;37:3-12.
7. Hansen S, Hansen NL, Christensen NT, Nielsen JB. Coupling of antagonistic ankle muscles during co contraction in humans. Exp Brain Res 2002;146:282-92. doi: 10.1007/s00221-002-1152-3.
8. Sharma L, Dunlop DD, Cahue S, Song J, Hayes KW. Quadriceps strength and osteoarthritis progression in malaligned and lax knees. Ann Int Med2003;138:613-9.
9. Smith AM. The coactivation of antagonist muscles. Canadian J Physiol Pharmacol 1981;59:733-47.
10. Khlaifat L, Herrington LC, Hammond A, Tyson SF, Jones RK. The effectiveness of an exercise programme on knee loading,

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

muscle co contraction, and pain in patients with medial knee osteoarthritis a pilot study. Knee 2016;23:63-9. doi: 10.1016/j.knee.2015.03.014.
11. Hodges PW, Hoorn W, Wrigley TV, Hinman RS, Bowles KA, Cicuttini F, et al. Increased duration of co contraction of medial knee muscles is associated with greater progression of knee osteoarthritis. Manual Therap2016;21:151-8. doi: 10.1016/j.math.2015.07.004.
12. Bicalho E, Palma Setti JA, Macagnan J, Rivas Cano JL, Manffra EF. Immediate effects of a high velocity spine manipulation in paraspinal muscles activity of nonspecific chronic low back pain subjects. Manual Therap 2010;15:469-75. doi: 10.1016/j.math.2010.03.012.
13. Cardinale M, Boccia G, Greenway T, Evans O, Rainoldi A. Physical therapy in sport the acute effects of spinal manipulation on neuromuscular function in asymptomatic individuals a preliminary study. Phys Therap Sport2015;16:121-6. doi: 10.1016/j.ptsp.2014.06.004
14. Luca CJ, Mambrito B. Voluntary control of motor units in human antagonist muscles coactivation and reciprocal activation. J Neurophysiol1987;58:525-42.doi: 10.1152/jn.00348.2014.
15. Ferreira ML, Ferreira PH, Hodges PW. Changes in postural activity of the trunk muscles following spinal manipulative therapy. Manual Therap 2007;12:240-8. doi: 10.1016/j.math.2006.06.015.
16. Krekoukias G, Petty NJ, Cheek L. Comparison of surface electromyographic activity of erector spinae before and after the application of central posteroanterior mobilisation on the lumbar spine. J Electromyograph Kinesiol 2009;19:39-45. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.06.020.
17. Sterling M, Jull G, Wright A. Cervical mobilisation concurrent effects on pain, sympathetic nervous system activity and motor activity. Manual therap 2001 May;6:72-81. doi: 10.1054/math.2000.0378.
18. Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder L, Axe MJ, et al. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. Manual Therap 2001;62-71. doi: 10.1007/s001670000166.
19. Moss P, Sluka K, Wright A. The initial effects of knee joint mobilization on osteoarthritic hyperalgesia. Manual Therap 2007;12:109–18. doi: 10.1016/j.math.2006.02.009.
20. Paungmali A, Vicenzino B, Smith M. Hypoalgesia induced by elbow manipulation in lateral epicondylalgia does not exhibit tolerance. J Am Pain Soc 2003;4:448-54.
21. Vicenzino B, Paungmali A, Buratowski S, Wright A. Specific manipulative therapy treatment for chronic lateral epicondylalgia produces uniquely characteristic hypoalgesia. Manual Therap2001;6:205-12. doi: 10.1054/math.2001.0411.
22. Skyba DA, Radhakrishnan R, Rohlwing JJ, Wright A, Sluka KA. Joint manipulation reduces hyperalgesia by activation of monoamine receptors but not opioid or GABA receptors in the spinal cord. Pain 2003;106:159-68. doi: 10.1016/S0304-3959(03)00320-8.
23. Sambajon VV, Cillo JE, Gassner RJ, Buckley MJ. The effects of mechanical strain on synovial fibroblasts. J Oral Maxill Surger Am 2003;61:707-12. doi: 10.1053/joms.2003.50141.
24. Collins N, Teys P, Vicenzino B. The initial effects of a Mulligans mobilization with movement technique on dorsiflexion and pain in subacute ankle sprains. Manual Therap2004;9:77-82. doi: 10.1016/S1356-689X(03)00101-2.
25. Teys P, Bisset L, Vicenzino B. The initial effects of a Mulligans mobilization with movement technique on range of movement and pressure pain threshold in pain limited shoulders. Manual Therap2008;13:37-42. doi: 10.1016/j.math.2006.07.011.
26. Shakespeare DT, Stokes M, Sherman KP, Young A. Reflex inhibition of the quadriceps after meniscectomy lack of association with pain. Clin Physiol1985;5:137-44. doi:10.1111/j.1475-097X.1985.tb00589.x.
27. Roberts ML, Winner P. Mulligans mobilisation with movement a review of the tenets and prescription of MWMs. Physiotherapy2008;36:144-64.
28. Vicenzino B, Paungmali A, Teys P. Mulligans mobilization with movement positional faults and pain relief current concepts from a critical review of literature. Manual Therap 2007;12:. 98-108. doi: 10.1016/j.math.2006.07.012.
29. Jami L. Functional properties of the Golgi tendon organs. Arch Int Physiol Biochim1988;96: 363-78.
30. Bialosky JE, Bishop MD, Price DD,

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

Robinson ME, George SZ. The mechanisms of manual therapy in the treatment of musculoskeletal pain a comprehensive model. Manual Therap 2009;14:531-8. doi: 10.1016/j.math.2008.09.001.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]

Effect of Mulligan manual technique on quadriceps and hamstrings muscles cocontraction pattern in patients with moderate knee osteoarthritis

Jalali M [1], Azadeh H[1]*

(Received: January 25, 2017 Accepted: April 3, 2017)

Abstract

Introduction: Manual techniques have a special place in the treatment of osteoarthritis. However, the effects of these techniques have been investigated only on pain. Regarding this, the present study aimed to evaluate the effect of Mulligan manual technique on quadriceps and hamstrings muscles activity pattern.

Materials & Methods: This quasi-experimental study was conducted on 38 volunteers with moderate knee osteoarthritis, selected through a non-randomized sampling method. The severity of osteoarthritis was determined based on the Kellgren-Lawrence grading system. In addition, the immediate effect of Mulligan manual technique on the pain and muscle amplitude in the pattern of muscle activity was investigated. The pain severity was measured using a numerical rating scale (i.e., 0-10). Furthermore, the evaluation of muscle amplitude was accomplished using surface electromyography. The data were analyzed using two-way ANOVA and paired sample t-test.

Findings: The results of the study showed statistically significant changes in the mean scores of the investigated variables after the implementation of Mulligan manual technique ($P<0.05$). However, the amplitude of all muscles did not change uniformly after the intervention; in this regard, the amplitudes of some muscles increased, while those of other muscles decreased.

Conclusion: As the findings indicated, treatment with Mulligan technique exerted immediate effects on the reduction of pain in patients with moderate osteoarthritis. It seems that this intervention also affected the amplitudes of quadriceps and hamstrings muscles individually in the muscle pattern.

Keywords: Knee osteoarthritis, Mulligan technique, Co-contraction

1. Department of Physiotherapy, Faculty of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
** Corresponding author: Email: saeid.pt @ gmail.com*

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-03]

[DOI: 10.29252/sjimu.26.3.112]