مقاله اصیل پژوهشی

اثر مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک بر احساس درد فشاری و رفلکس هافمن

ندا اورکی‌فر[1]، مرضیه محمّدی[2] فهیمه کمالی[3]، ثریا پیروزی[4]

چکیده

زمینه و هدف: مانیپولاسیون اغلب در درمان بیماران مبتلا به درد گردن، کمر، لگن و اختلالات ستون فقرات به کار برده می‌شود. هدف از این مطالعه، بررسی تأثیر مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک بر دو پارامتر الکتروفیزیولوژیک آستانه تحمل درد فشاری و دامنهٔ رفلکس هافمن عصب تیبیا بود.

روش تحقیق: در این مطالعه ی مداخله‌ای نیمه‌تجربی که در سال ۸۹-۱۳۸۸ در دانشکده ی توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شیراز انجام شد، ۲۰دانشجوی دختر سالم، داوطلبانه شرکت داشتند. دامنه ی رفلکس هافمن عصب تیبیا از عضله ی گاستروکنمیوس و آستانه ی تحمل درد فشاری از برجستگی استخوانی خار خاصره‌ای خلفی-فوقانی همان سمت، قبل و بعد از انجام تکنیک مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک اندازه‌گیری می‌شد. مقادیر دامنه ی رفلکس هافمن تا ۲۰ و آستانه ی تحمل درد تا ۱۵ دقیقه بعد از تکنیک ثبت می‌شد. آنالیز داده‌ها با نرم‌افزار *SPSS* (ویرایش ۱۸) و با آزمون اندازه‌گیری مکرّر و آزمون متعاقب بونفرونی صورت گرفت.

یافته‌ها: موج رفلکس هافمن عصب تیبیا تا ۲۰ ثانیه بعد از تکنیک (۰/۱۶±۰/۱۶) نسبت به قبل از انجام تکنیک (۰/۳۵±۰/۱۵) کاهش معنی‌داری را نشان داد (P=۰/۰۰۵). مقادیر آستانه ی تحمل درد در زمان‌های بعد از انجام تکنیک نسبت به قبل از آن کاهش یافت؛ اگرچه بر اساس آزمون اندازه‌گیری مکرر، این تغییرات از لحاظ آماری معنی‌دار نبود.

نتیجه‌گیری: مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک سبب تضعیف گذرای تحریک‌پذیری نورون‌های حرکتی می‌شود. بکارگیری این تکنیک احتمالاً نمی‌تواند در آستانه تحمل درد فشاری، تغییری ایجاد کند. مانیپولاسیون می‌تواند در کاهش تون عضلانی مؤثر باشد.

واژه‌های کلیدی: مانیپولاسیون، مفصل ساکروایلیاک، درد فشاری، رفلکس هافمن

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی بیرجند. ۱۳۹۰؛۱۸ (۴): ۳۰۲-۳۱۱

دریافت: ۱۳۸۹/۴/۲۳ پذیرش: ۱۳۸۹/۱۰/۲۸

[1] نویسنده مسؤول، دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ایران.
آدرس: شیراز- بلوار چمران- خیابان ابیوردی۱ - دانشکده توانبخشی
تلفن: ۵-۶۲۷۱۵۵۲-۰۷۱۱ نمابر: ۱۷۳۳- ۷۱۳۴۵ پست الکترونیک: *Nedaoraki@yahoo.com*
[2] دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ایران.
[3] استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ایران.
[4] استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ایران.

Archive of SID
www.SID.ir

مقدمه

مانیپولاسیون از۲۰۰۰ سال قبل به عنوان یک روش غیرجراحی، اغلب در درمان بیماران مبتلا به درد گردن، کمر، لگن و اختلالات ستون فقرات به کار برده می‌شود (۱). تکنیک مانیپولاسیون به صورت یک حرکت پاسیو، تمایل به جابجایی اجزاء یک مفصل یا گروه مفصلی بیشتر از دامنهٔ فیزیولوژیک آن دارد (۲). این تکنیک با سرعت بالا و دامنه[1]کم انجام و در یک بازه خیلی کوچک به مفصل سینویال اعمال می‌شود (۴،۳). اعتقاد بر آن است که مانیپولاسیون دارای برخی اثرات درمانی از قبیل کشش بافت‌های نرم اطراف مفصل، بهبود دامنهٔ حرکتی، کاهش ادم اطراف مفصل و تصحیح نقایص وضعیتی می‌باشد (۵،۴). از دیگر اثرات مورد بررسی این تکنیک، نقش آن در درمان درد و اسپاسم عضلانی است (۶). بنا بر یک فرضیه، مانیپولاسیون ممکن است سبب کاهش فعالیت نورون‌های حرکتی شود و در نتیجه می‌تواند سبب کاهش هایپرتونسیتی شود (۷)؛ بنابراین اندازه‌گیری تغییرات فعالیت نورون‌های حرکتی آلفا می‌تواند با تغییر در تون عضلانی مرتبط باشد؛ زیرا این تغییرات، تغییر در ویژگی‌های انقباضی عصبی-عضلانی را منعکس می‌کند (۸). یکی از روش‌های بررسی فعالیت نورون‌های حرکتی، استفاده از تکنیک رفلکس هافمن(*H-reflex*) می‌باشد (۹). این تکنیک تحریک محیطی فیبرهای آوران Ia برای ارزیابی تحریک‌پذیری حوضچه آلفا موتورنورون[2] است (۸-۱۰). لازم به ذکر است که تغییر در دامنهٔ رفلکس هافمن، ناشی از مهار یا تسهیل حوضچه آلفا موتورنورون مربوط به آن است؛ به طوری که کاهش دامنهٔ رفلکس هافمن به معنای ناتوانی در به‌کارگیری نورون‌های حرکتی فعّال قبلی است که در نتیجه مقدار واحدهای حرکتی فعّال را کاهش می‌دهد و افزایش دامنهٔ رفلکس هافمن یا تسهیل آن، نشان‌دهنده فعّال شدن تعداد بیشتری از واحدهای حرکتی است (۸). در سال ۱۹۹۵ *Murphy* و همکارانش (۱۱) اثر مانیپولاسیون خلفی-قدامی مفصل ساکروایلیاک را بر دامنهٔ رفلکس هافمن عصب تیبیا در افراد سالم بررسی کردند؛ نتایج این مطالعه کاهش دامنهٔ رفلکس هافمن را به مدّت بیش از ۱۵دقیقه نشان داد. در تحقیق دیگری که در سال ۲۰۰۰ توسط *Dishman* و *Bulbulian* (۹) به منظور بررسی اثر مانیپولاسیون دو طرفه لومبوساکرال بر دامنهٔ رفلکس هافمن عصب تیبیا در افراد سالم صورت گرفت، کاهش دامنهٔ رفلکس هافمن بعد ازانجام مانیپولاسیون، گذرا و نزدیک به ۳۰ ثانیه گزارش شد و در بررسی دیگری که در سال ۲۰۰۲ توسط *Dishman* و همکارانش (۱۲) بر روی افراد سالم انجام گرفت، مشخص گردید که مانیپولاسیون لومبار منجر به کاهش دامنهٔ رفلکس هافمن عصب تیبیا می‌شود که حدود ۶۰ ثانیه به طول می‌انجامد؛ در حالی که مانیپولاسیون مهره‌های گردن تأثیری بر دامنهٔ رفلکس هافمن عصب تیبیا ندارد. از دیگر کاربردهای مورد بررسی تکنیک مانیپولاسیون، تأثیر آن بر درد می‌باشد (۳). آستانه تحمل درد فشاری عبارت است از کمترین نیرو یا فشاری که درد یا ناراحتی را در فرد ایجاد می‌کند و اغلب به منظور ارزیابی تأثیر مانیپولاسیون بر درد سنجیده می‌شود (۱). *Terret* و *Vernon* (۱۳) در سال ۱۹۸۴ افزایش فوری در آستانه تحمل درد فشاری بعد از مانیپولاسیون توراکس را ۴۰-۵۵ درصد گزارش کردند که بیش از ۱۰ دقیقه باقی می‌ماند. در تحقیق دیگری (۱۴) که در سال ۱۹۹۴ بر روی افراد مبتلا به کمردرد مکانیکال مزمن انجام شد، مشخص گردید که هیچ یک از تکنیک‌های موبیلیزیشن و مانیپولاسیون ناحیه لومبار منجر به افزایش آستانه تحمل درد فشاری نقاط میوفاشیال مورد بررسی نمی‌شود. *Schiller* (۱۵) در سال ۲۰۰۱، افزایش آستانه تحمل درد را بعد از یک دوره درمانی ۶ هفته‌ای مانیپولاسیون ناحیه توراسیک گزارش کرد که تا یک ماه پس از آن حفظ شد. با توجه به تناقضات موجود در مورد کاربرد و تأثیر تکنیک‌های مانیپولاسیون بر اسپاسم عضلانی (تحریک‌پذیری موتورنورون و تونسیته عضلانی) و متفاوت بودن مدّت زمان

[1] *amplitude*
[2] *Alpha motoneuron pool*

Archive of SID
www.SID.ir

تأثیر این تکنیک‌ها در پژوهش‌های مختلف و در نواحی مختلف ستون فقرات و به دلیل عدم بررسی همزمان تونسیته عضلانی و آستانه تحمل درد بعد از مانیپولاسیون در مطالعات گذشته، بر آن شدیم تا خلأ موجود را با مطالعه خود تا حدّی جبران کنیم. با توجه به محدود بودن تعداد مطالعات قبلی در بررسی مفصل ساکروایلیاک و علی‌رغم اینکه این مفصل یکی از منابع اصلی ایجاد درد در ۳۰درصد از بیمارانی است که از مشکلات کمردرد رنج می‌برند (۱۶)، مفصل ساکروایلیاک برای انجام تکنیک مانیپولاسیون در این تحقیق انتخاب شد.

روش تحقیق

این تحقیق، یک مطالعه مداخله‌ای نیمه‌تجربی[1] است که با استفاده از فرمول‌های نرم‌افزار *NCSS*[2] (شرکت *NCSS LLC* کانادا، ۱۹۸۱) و مطابق با نظر متخصص آمار، بر اساس اطلاعات مقالات موجود در زمینه تأثیر مانیپولاسیون بر آستانه تحمل درد فشاری (۵) و نیز تأثیر آن بر دامنهٔ رفلکس هافمن (۹) و تعیین روند تغییرات میانگین و انحراف معیار قبل و بعد از انجام تکنیک با گذر زمان در مقالات ذکر شده و همچنین با در نظر گرفتن توان آزمون ۸۰ درصد و سطح معنی‌داری ۰/۰۵، دارای حجم نمونه ۲۰ نفر تعیین گردید. افراد شرکت کننده در این تحقیق از دانشجویان دختر ۱۸-۳۰ سال دانشگاه علوم پزشکی شیراز به روش نمونه‌گیری آسان انتخاب شدند. وجود شرایطی که انجام مانیپولاسیون کنترا اندیکاسیون دارد از قبیل: ضایعات تخریبی دنده، مهره، پلویس، شکستگی یا دررفتگی ترمیم شده، سندرم دم اسبی، آنوریسم شکمی، درد ارجاعی احشایی، عفونت یا التهاب رماتیسمی، نئوپلاسم بعضی از بیماری‌های خاص مثل نروپاتی محیطی، رادیکولوپاتی، وجود هر گونه درد در ناحیه ساکروایلیاک، کمر و اندام‌های تحتانی مرتبط با آن و نیز سابقه هر گونه درد یا مشکل در این نواحی طی یک سال گذشته، همچنین ورزشکار بودن و قرار داشتن در سیکل عادت ماهیانه، از جمله معیارهای خروجی از این طرح بود (۱۰،۹). پس از انتخاب فرد برای مطالعه، کلیه مراحل انجام کار برای وی توضیح داده می‌شد. از دستگاه الکترومایوگرافی *Medelec* مدل سفیر ۲ (ساخت آلمان)، برای ارزیابی دامنهٔ رفلکس هافمن و از دستگاه نیروسنج مدل *FG-5020* (ساخت انگلستان) برای سنجش آستانه تحمل درد فشاری استفاده شد. لازم به ذکر است که در این مطالعه آنالیز داده‌ها با آزمون اندازه‌گیری مکرر انجام شد و نیز جهت محافظه‌کاری بیشتر در اعلام نتایج، آزمون تعقیبی بونفرونی که توان آن در کشف اختلاف بین زوج‌های مقایسه شده قبل و بعد از تکنیک متغیرهای بررسی شده کمتر است، به کار برده شد. همچنین به دلیل کم بودن حجم نمونه، قبل از انجام این آزمون، نرمال بودن توزیع داده‌ها برای هر دو متغیر مورد مطالعه بر اساس آزمون کلوموگرواسمیرونوف محاسبه شد که نتایج آن حاکی از نرمال بودن توزیع داده‌ها بود. متغیرهای وابسته در این مطالعه، نسبت رفلکس هافمن ماگزیمم به موج ام ماگزیمم (*H/Mmax*) برانگیخته شده در عضله گاستروکنمیوس بود که این نسبت، میزان حوضچه نورون‌های حرکتی آلفای به کارگرفته شده به وسیله فیبرهای آوران *Ia* را نشان می‌دهد و به عنوان شاخص عملکردی تحریک‌پذیری حوضچه نورون‌های حرکتی آلفا استفاده گردید (۱۰،۹).

متغیر وابسته دیگر، آستانه تحمل درد فشاری بود. علی‌رغم ایمن‌بودن تکنیک مانیپولاسیون (۴،۳) و نیز ارزیابی افراد قبل از شروع طرح که به منظور تشخیص موارد منع کاربرد مانیپولاسیون و در نتیجه حذف فرد از مطالعه انجام می‌شد، بر طرف کردن هر گونه مشکل احتمالی برای افراد شرکت‌کننده بر عهده مجریان طرح بود.

ثبت رفلکس هافمن عصب تیبیا از عضله گاستروکنمیوس:

مطابق با روش دمیترو *(Dumitru)*، فرد کاملاً آرام به حالت دمر بر روی تخت خوابیده، دست‌ها کنار بدن، گردن به

[1] *Quasi experimental*
[2] *Number cruncher statistical system*

www.SID.ir

سمت راست چرخیده و مچ پای وی تا قسمت علامت زده مالئول‌ها بیرون از تخت قرارگرفته و یک بالشت زیر ساق پاهای او قرار داده شد. خطّی از میانه حفره پپلیته‌ال تا قسمت پرگزیمال مالئول داخلی پای راست وی رسم شده و نقطه وسط این خط، محل قرارگیری الکترود اکتیو ثبّات یا *E1* در نظر گرفته شد. به دلیل دو قطبی بودن الکترودها، الکترود رفرانس ثبّات یا *E2*، دو سانتی‌متر پایین‌تر از آن قرار می‌گرفت و سپس این دو الکترود به وسیله باندی به طور محکم به فرد متصل شد. الکترود گراند بر روی مالئول‌ها متصل می‌شد و نیز الکترود تحریکی کاتد در میانه حفره پپلیته‌ال و آند در دیستال آن قرار می‌گرفت (۱۷). تمیز کردن پوست محل قرارگیری الکترودها به وسیله الکل و خیس کردن پدها و الکترود گراند، مقاومت پوست را به حداقل می‌رساند. موج تحریکی شامل پالس‌های مربعی با طول زمانی ۰/۵-۱ میلی‌ثانیه و فرکانس ۰/۱ هرتز بود. حساسیّت دستگاه ۱ میلی‌ولت و سوئیپ[1] ۱۰۰ میلی‌ثانیه انتخاب شد. این مراحل توسط آزمونگر ۱ انجام شده و مقادیر قلّه به قلّه[2] دامنهٔ امواج رفلکس هافمن و موج ام ثبت شده از عضله گاستروکنمیوس به صورت دیجیتال اندازه‌گیری می‌شد. در تمام مدّت انجام تحقیق، وضعیت کلّی فرد برای جلوگیری از تغییر طول‌های عضلانی و نیز وجود حالت‌های خاص از جمله عطسه، سرفه و نفس عمیق و حتّی بستن چشم‌ها و همچنین میزان هوشیاری فرد که از عوامل تأثیرگذار بر دامنهٔ موج رفلکس هافمن به شمار می‌آیند، به خوبی کنترل گردید (۱۰).

رسم منحنی فراخوانی (H/M (recruitment curve:

در ابتدای جلسه، منحنی فراخوانی *H/M* از طریق افزایش ۵ ولتی شدّت جریان، از مقدار زیر آستانه تا حدّ ماگزیمم رسم می‌شد. موج ام ماگزیمم عبارت بود از موجی که با سه دوره افزایش شدّت جریان، تغییری در دامنه آن ایجاد نشده و جهت پیدا کردن موج رفلکس هافمن ماگزیمم نیز از شدّت جریان ۵± ولت موج رفلکس هافمنی که در قلّه نمودار قرار داشت با افزایش ۲ ولتی شدّت جریان استفاده شد تا بدین ترتیب بهترین شدّت جریان برای برانگیختن رفلکس هافمن و موج ام از عضله گاستروکنمیوس تعیین شود (۱۰،۹). پس از مشخص شدن شدّت جریان مناسب، آزمونگر ۱ یک موج ام ماگزیمم و همچنین ده موج رفلکس هافمن را به عنوان میانگین دامنه، قبل از انجام تکنیک ثبت می‌کرد. پس از آن آزمونگر ۲، آستانه تحمل درد را با فشار دادن عمودی نیروسنج بر روی خار خاصره‌ای خلفی- فوقانی سمت راست اندازه می‌گرفت. اندازه‌گیری آستانه، سه بار با فاصله زمانی ۲۰ ثانیه انجام می‌شد (۱۸). میزان اعمال فشار آزمونگر ۲ در زمان ثبت آستانه تحمل درد، همواره ثابت و در بازه یک کیلوگرم در ثانیه قرار داشت (۱)؛ حین این عمل از فرد خواسته می‌شد که به محض تغییر حسّ فشار به درد، با گفتن کلمه "آه" آزمونگر را مطّلع سازد تا وی با متوقف کردن فشار، عدد مربوطه را ثبت نماید (۱). بنا بر مطالعات قبلی، اعمال مکرر فشار، تغییری در حساسیت فرد به درد ایجاد نمی‌کرد (۱۸). در ادامه، فرد به حالت طاقباز قرار گرفته و تکنیک مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک از نوع گلاید چرخشی مطابق با روش *Edmond* (۱۹) توسط آزمونگر ۳، بر روی سمت راست فرد اعمال می‌شد؛ برای انجام این تکنیک، فرد درحالت طاقباز دست‌ها را پشت سر قفل کرده، مهره‌ها و لگن او در خط وسط قرار داشته و درمانگر در سمت مقابل او ایستاده، ابتدا فرد را در جهت مخالف خود خم کرده و سپس تنه فوقانی او را به سمت خود می‌چرخاند؛ دست ثبات‌دهنده درمانگر، بازوهای فرد را نگه داشته تا تنه فوقانی او در حالت چرخیده شده، حفظ شود و دست حرکت دهنده او بر روی خار خاصره‌ای قدامی- فوقانی سمت راست فرد قرار می‌گرفت. برای انجام تکنیک، دست حرکت دهنده درمانگر با یک حرکت ناگهانی خار خاصره ای قدامی- فوقانی را در جهت پایین و خارج و عقب حرکت می داد (شکل ۱)؛ این حرکت ناگهانی در کمتر از یک ثانیه اعمال می شد. بعد از

[1] *sweep*
[2] *Peak to peak*

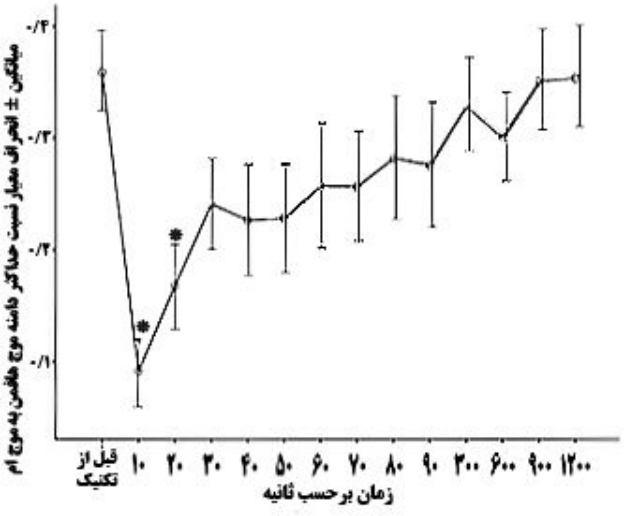
Archive of SID
www.SID.ir

انجام تکنیک، فرد بلافاصله به حالت قبل برگشته و آزمونگر۱ از ثانیه ۱۰ تا ۹۰، با فرکانس ۰/۱ هرتز رفلکس هافمن را با شدّت جریان تعیین شده قبلی ثبت می کرد و نیز در هر کدام از دقایق ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰، ده موج رفلکس هافمن از فرد گرفته می‌شد(۱۰،۹)؛ آزمونگر ۲ نیز در دقایق ۱، ۵، ۱۰ و ۱۵ مجدداً سه بار آستانه تحمل درد را با فاصله زمانی ۲۰ ثانیه اندازه‌گیری می‌کرد؛ در انتهای کار در دقیقه بیستم، یک موج ام ماگزیمم توسط آزمونگر ۱ گرفته می‌شد (۱۰،۹). اندازه‌گیری مقادیر دامنهٔ موج ام ماگزیمم در ابتدا و انتهای جلسه و نیز کنترل میزان دامنهٔ موج ام حین اندازه‌گیری رفلکس هافمن، به منظور اثبات این امر که تغییرات در محیط تحریکی و ثبت، تأثیر عمیقی بر پاسخ‌های رفلکس هافمن نگذاشته است، صورت می‌گرفت (۹، ۱۰، ۲۰).

شکل ۱- نحوه اجرای مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک

یافته‌ها

بر اساس نتایج آزمون اندازه‌گیری مکرر تضعیف موقت و کوتاه‌مدّت نسبت حداکثر دامنه رفلکس هافمن به موج ام عصب تیبیا وجود دارد که ۲۰ ثانیه به طول می‌نجامد و اگرچه در ثانیه‌های بعد نیز این روند کاهشی نسبت به قبل از مانیپولاسیون وجود دارد؛ اما هیچ یک از این مقادیر از لحاظ آماری معنی‌دار نیست (نمودار ۱).



نمودار ۱- روند تغییرات نسبی حداکثر دامنهٔ موج هافمن به موج ام عصب تیبیا بعد از انجام تکنیک مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک.اختلاف معنی‌دار در ثانیه ۱۰ و ۲۰ بعد از مانیپولاسیون نسبت به قبل از آن وجود دارد (داده‌ها به صورت میانگین±انحراف معیار نمایش داده شده‌اند). علامت * نماینده $P<۰/۰۵$ می‌باشد.

همانگونه که در جدول یک دیده می‌شود مقادیر نسبت حداکثر دامنهٔ موج هافمن به موج ام در دقایق ۵، ۱۰، ۱۵و ۲۰، تقریباً به مقدار اولیه خود بازگشته است و همچنین بیشترین میزان تضعیف موتورنورون در ده ثانیه اول بعد از مانیپولاسیون می‌باشد. نتایج بررسی شده تغییرات دامنهٔ موج ام بعد از مانیپولاسیون نسبت به قبل از انجام تکنیک با آزمون تی زوجی[1] نیز اگر چه از لحاظ آماری معنی‌دار است ($P=۰/۰۳۲$)؛ اما این تغییرات بسیار کم می‌باشد(جدول ۲). همچنین در بررسی آستانه تحمل درد با آزمون اندازه‌گیری مکرّر مشخص شده است که کاهش این مقادیر بعد از مانیپولاسیون نسبت به قبل از آن تنها در دقیقه ۱۵ معنی‌دار است و در دیگر دقایق بررسی شده بعد از انجام مانیپولاسیون نسبت به قبل از آن، تفاوت معنی‌داری مشاهده نمی‌شود (جدول ۳). لازم به ذکر است که تکرارپذیری دستگاه نیروسنج در سطح اطمینان ۹۵٪ برابر با ۰/۹۶ بود که حاکی از تکرارپذیری بالای آن می‌باشد (۹۵٪ CI: ۰/۹۴-۰/۹۸)

Paired T-test

www.SID.ir

(F=۲۹/۷۶ P<۰/۰۵).

جدول ۱- روند تغییرات نسبت حداکثر دامنهٔ موج رفلکس هافمن به موج ام عصب تیبیا قبل و بعد از انجام تکنیک مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک

زمان ثبت	نسبت حداکثر دامنهٔ موج رفلکس هافمن به موج ام	سطح معنی‌داری
قبل از تکنیک	۰/۳۵±۰/۱۵	–
ثانیه ۱۰ بعد از تکنیک	۰/۰۹±۰/۱۳	۰*
ثانیه ۲۰ بعد از تکنیک	۰/۱۶±۰/۱۶	۰/۰۰۵*
ثانیه ۳۰ بعد از تکنیک	۰/۲۴±۰/۱۷	۰/۵۱۲
ثانیه ۴۰ بعد از تکنیک	۰/۲۲±۰/۱۷	۰/۴۱۵
ثانیه ۵۰ بعد از تکنیک	۰/۲±۰/۲۱	۰/۵۸۴
ثانیه ۶۰ بعد از تکنیک	۰/۲۵±۰/۲۴	۱
ثانیه ۷۰ بعد از تکنیک	۰/۲۵±۰/۲۱	۱
ثانیه ۸۰ بعد از تکنیک	۰/۲۸±۰/۲۴	۱
ثانیه ۹۰ بعد از تکنیک	۰/ ۲۷±۰/۲۴	۱
ثانیه ۳۰۰ بعد از تکنیک	۰/۳۲±۰/۱۸	۱
ثانیه ۶۰۰ بعد از تکنیک	۰/۳±۰/۱۶	۱
ثانیه ۹۰۰ بعد از تکنیک	۰/۳۵±۰/۱۶	۱
ثانیه ۱۲۰۰ بعد از تکنیک	۰/۳۵±۰/۱۹	۱

داده‌ها به صورت میانگین±انحراف معیار نمایش داده شده‌اند. * اختلاف معنی‌دار نسبت به قبل از آن وجود دارد.

جدول ۲- تغییرات در میزان دامنه موج ام قبل و بعد ازانجام تکنیک مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک در دقیقه ۲۰

زمان ثبت	دامنهٔ موج ام (میلی‌ولت)	سطح معنی‌داری
قبل از تکنیک	۷/۷۷±۱/۸۴	۰/۰۳۲
بعد (دقیقه ۲۰)	۷/۱± ۱/۹	

داده‌ها به صورت میانگین± انحراف معیار نمایش داده شده اند.

جدول۳- روند تغییرات آستانه تحمل درد قبل و بعد از انجام تکنیک مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک.

زمان ثبت	آستانه تحمل درد	سطح معنی‌داری
قبل از تکنیک	۳/۴۷±۰/۸۲	–
دقیقه ۱	۳/۰۳±۱/۱۶	۰/۴۷۲
دقیقه ۵	۳/۳۲±۰/۹۶۷	۱
دقیقه ۱۰	۳/۱۹±۰/۹۱	۰/۰۸۴
دقیقه ۱۵	۳/۱±۰/۰۹۱	۰/۰۳۹*

داده‌ها به صورت میانگین±انحراف معیار نمایش داده شده‌اند. * اختلاف معنی‌دار کاهش آستانه تحمل درد نسبت به قبل از انجام تکنیک وجود دارد.

Archive of SID
www.SID.ir

بحث

یافته‌های این تحقیق نشان می‌دهد که مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک تأثیر عمیق امّا گذرایی بر تحریک‌پذیری موتورنورون اعمال می‌کند که منجر به رفلکس مهاری می‌شود. در حقیقت این احتمال می‌رود که مانیپولاسیون سبب تغییر در میزان تخلیه الکتریکی حسّی به خصوص در فیبرهای آوران Ia شود که در پاسخ به تغییر در فعالیت عضله و یا تغییر طول آن اتفاق می‌افتد که بر اساس مطالعات صورت گرفته، مدّت زمان این تغییر تخلیه از ۲ تا ۴۰۰ ثانیه تخمین زده شده است که حداکثر اثر آن تا ۵۰ ثانیه به طول می‌انجامد (۲۱) که در مطالعه جاری نیز مدّت زمان این تغییر تخلیه الکتریکی و رفلکس مهاری ناشی از آن ۲۰ ثانیه به دست آمده است که این یافته با نتایج مطالعات انجام شده توسط گروه *Dishman* که حاکی از ۳۰ ثانیه مهار موتورنورون به دنبال مانیپولاسیون لومبوساکرال و ۶۰ ثانیه مهار آن پس از مانیپولاسیون ناحیه لومبار بود، هم‌خوانی دارد (۹، ۱۰، ۱۲)؛ اگر چه این مدّت زمان با نتیجه مطالعه *Murphy* و همکارانش (۱۱) که بیانگر ۱۵ دقیقه کاهش فعالیت موتورنورون به دنبال مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک می‌باشد متفاوت است که شاید دلیل این امر تفاوت در نوع تکنیک‌های کاربردی باشد که در مطالعه وی از مانیپولاسیون خلفی- قدامی و در تحقیق حاضر از تکنیک گلاید چرخشی استفاده شده است که ممکن است تکنیک گلاید چرخشی یک طرفه نسبت به تکنیک مانیپولاسیون کلّی ساکروایلیاک در تحقیق مورفی، مکانو رسپتورهای کمتری را فعال کرده و در نتیجه تأثیر مهاری کمتری ایجاد کند. از دیگر دلایل تضعیف موتورنورون به دنبال مانیپولاسیون، حجم نسبتاً بالای دوک عضلانی[1] در عضلات اندام‌ها و پاراسپینال می‌باشد؛ بنابراین کشش عضلانی ناشی از مانیپولاسیون ممکن است حالت مکانیکال گیرنده‌های دوک را تغییر داده و منجر به رفلکس مهاری موتورنورون شود. این پدیده توسط *Donaldson*، تحت عنوان تخلیه الکتریکی حسّی بعد از انقباض[2] توضیح داده شده است که بر اساس آن انقباض عضله، سبب فعال شدن موتورنورون‌های آن می‌شود و به دنبال آن به منظور هماهنگی فیبرهای داخل دوکی با فیبرهای خارج دوکی، سیگنال‌های گاما موتورنورون به دوک عضلانی ارسال شده و در نتیجه سطح فعّالیت دوک عضلانی و فیبرهای آوران Ia و II را افزایش می‌دهد. با توقف انقباض عضله، تخلیه دوک عضلانی همچنان بالاتر از سطح استراحت قبلی باقی می‌ماند که منجر به افزایش تون عضلانی و اسپاسم مقاومت به کشش می‌شود. اعمال کشش ناگهانی از جمله مانیپولاسیون سبب می‌شود که فیبرهای داخل دوکی دوباره به حالت قبل برگشته و در نتیجه تون عضلانی کاهش یابد (۲۳). تضعیف بعد از فعال شدن[3]، مکانیسم دیگری است که ممکن است در مهار رفلکسی بعد از مانیپولاسیون تأثیر بگذارد. تضیف سیناپس Ia- موتورنورون بعد از فعالیت قبلی قوس رفلکسی کشش به عنوان پدیده «تضعیف بعد از فعال شدن» به خوبی شناخته شده است (۹). لازم به ذکر است که اگر چه دامنهٔ رفلکس هافمن تحت تأثیر عوامل مختلف قرار می‌گیرد اما بررسی‌های انجام شده بر روی دامنهٔ موج ام در ابتدا و انتهای کار و نیز مقادیر ثبت شده آن همراه با موج هافمن تغییرات بسیار کمی را نشان می‌دهد و بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که تغییرات ایجاد شده در دامنهٔ موج رفلکس هافمن به دلیل تأثیر فیزیولوژیک تکنیک مانیپولاسیون می‌باشد و نه به دلیل تأثیر عوامل مختلف محیطی. از دیگر یافته‌های این تحقیق آن است که مانیپولاسیون بر آستانه تحمل درد تأثیر قابل ملاحظه‌ای ندارد. مطالعات زیادی نشان داده‌اند که مقدار طبیعی آستانه تحمل درد در قسمت‌های پایین‌تر ستون فقرات نسبت به قسمت‌های بالاتر آن بیشتر است (۲۴)؛ *Vanderween* و همکارانش (۲۲) دلیل این امر را وجود حجم کمتر مکانو رسپتورها و گیرنده‌های دردزا در قسمت‌های پایین‌تر ستون فقرات از جمله ناحیه لومبار و ساکروایلیاک بیان

[1] *Muscle spindle*

[2] *Post contraction sensory discharge*

[3] *Post activation depression*

www.SID.ir

کردند که خود می‌تواند دلیلی بر عدم تغییر آستانه تحمل درد در این تحقیق باشد. در مطالعه انجام شده در سال ۲۰۰۸ توسط *Thomson* و همکارانش به منظور مقایسه تأثیر موبیلیزیشن و مانیپولاسیون ناحیه لومبار بر آستانه تحمل درد نیز هیچ تغییر قابل ملاحظه آماری پس از اعمال این دو تکنیک مشاهده نشد (۱) در حالی که در مطالعات انجام شده بر روی قسمت‌های فوقانی ستون فقرات از جمله ناحیه سرویکال و توراسیک مانیپولاسیون، سبب افزایش آستانه تحمل درد فشاری شده است (۱۳، ۱۵، ۲۵). خستگی ایجاد شده ناشی از تحریکات متوالی به منظور ثبت رفلکس هافمن می‌تواند از دیگر دلایل معنی‌دار شدن کاهش آستانه تحمل درد در دقیقه پانزده بعد از مانیپولاسیون باشد. تحقیقات بیشتر به منظور بررسی اثرات کاهش درد تکنیک مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک در افراد بیمار پیشنهاد می‌شود. تحقیق جاری می‌تواند پایه‌ای برای مطالعات بعدی در زمینه تأثیر مانیپولاسیون بر اسپاسم عضلانی و درد در افراد بیمار باشد. در این مطالعه فقط از یک جنس و با دامنهٔ سنّی محدود استفاده شد که بهتر است در مطالعات آتی ارتقاء یابد و نیز می‌توان در مطالعات بعدی، تکنیک‌های مختلف مانیپولاسیون را با یکدیگر مقایسه کرد و همچنین از افراد بیمار با درد و اسپاسم عضلانی استفاده شود.

نتیجه‌گیری

بنا بر یافته‌های این تحقیق، مانیپولاسیون مفصل ساکروایلیاک تأثیر قابل ملاحظه اما گذرایی بر تحریک‌پذیری موتورنورون اعمال می‌کند که منجر به رفلکس مهاری می‌شود که ۲۰ ثانیه به طول می‌انجامد؛ اما اعمال این تکنیک نمی‌تواند سبب افزایش قابل ملاحظه آستانه تحمل درد فشاری شود.

تقدیر و تشکر

این طرح تحقیقاتی با کد ۴۹۱۸–۸۸ در دانشگاه علوم پزشکی شیراز تصویب شد و لازم است از زحمات کلیه عزیزانی که مارا در انجام آن یاری رساندند، مراتب قدردانی به عمل آید.

منابع:

1- Thomson O, Haig L, Mansfield H. The effect of high-velocity low-amplitude thrust manipulation and mobilization techniques on pressure pain threshold in the lumbar spine. Int J Osteopath Med. 2009;12(2): 56-62.

2- Maigne R. Diagnosis and treatment of pain of vertebral origin. J Manipulative Physiol Ther. 1992; 15:71-5

3- Greenman P. Principles of manual medicine. 3rd. ed. Philadelpia:Lippincott; 2003. pp:344-61.

4- Maitland G, Hengeveld E, Banks K, English K. Maitland's vertebral manipulation. 6th. ed. New York: Shall; 2001. pp: 207-11.

5- Fryer G, Carub S, McIver S. The effect of manipulation and mobilization on pressure pain thresholds in the thoracic spine. J Osteopath Med. 2004; 7(1):8-14.

6- Magine J, Vautravers PH. Mechanism of action of spinal manipulative therapy. Joint Bone Spine. 2003; 70: 336-41.

7- Dishman JD¸ Ball kA¸ Burke J. Central motor excitability change after spinal manipulation: a transcranial magnetic stimulation study. J Manipulative Physiol Ther. 2002; 25(1): 1-9.

8- Hoch M. Effect of functional fatigue on the soleus Hoffman reflex in subjects with functional ankle instability [dissertation]. Athens: Ohio University; 2008.

9- Dishman J, Bulbulian R. Spinal reflex attenuation associated with spinal manipulation. Spine. 2000; 25: 19-25.

10- Dishman J, Burke J, Spinal reflex excitability changes after cervical and lumbar spinal manipulation: a comparative study. Spine. 2003; 3(3): 204-12.

Archive of SID
www.SID.ir

11- Murphy BA, Dawson NJ, Slack JR. Sacroiliac joint manipulation decreases the H-reflex. Eleetromyogr Clin Neurophysiol. 1995; 35(2): 87-94.

12- Dishman J, Cuningham B, Burke J. Comparison of tibial nerve H-reflex excitability after cervical and lumbar spine manipulation. Manipulative Physiol Ther. 2002; 25(5):318-25.

13- Terret AC, Vernon H. Manipulation and pain tolerance. A controlled study of the effect of spinal manipulation on paraspinal cutaneous pain tolerance. Am J Phys Med. 1984; 63(5):217-25.

14- Cote P, Mior SA, Vernon H. The short term effect of a spinal manipulation on pain pressure threshold in patients with chronic mechanical low back pain. Manipulative Physiol Ther. 1994; 17(6):364-8.

15- Schiller L. Effectiveness of spinal manipulative therapy in the treatment of mechanical thoracic spinal pain: a pilot randomized clinical trial. Manipulative Physiol Ther. 2001; 24(6): 394-401.

16- Schwarzer A, Aprill C, Bogduk N. The sacroiliac joint in chronic low back pain. Spine. 1995; 20:31-7.

17- Dumitru D, Amato A, Zwart M. Electrodiagnostic medicine. 2nd. ed. Philadelphia: Hanley & Belfus; 2002. pp:244-7.

18- Ruiz M, Penas C, Blanco R. Changes in pressure pain sensitivity in latent myofascial trigger points in the upper trapeziuz muscle after a cervical spine manipulation in pain –free subjects. J Manipulative Physiol Ther. 2007; 30(8): 578-83.

19- Edmond S. Joint mobilization/manipulation. 2nd. ed. New Jersey: Elsevier; 2006; 317-27.

20- Goldberg J, Seaborne DE, Sullivan SJ, Leduc BE. The effect of therapeutic massage on h-reflex amplitude in persons with a spinal cord injury. Phys Ther. 1994; 74(8): 728-36.

21- Gergory JE, Morgan DL, Proske U. After effects in the responses of cat muscle spindles. J Neurophysiol. 1986; 56(2):451-61.

22- Vanderween L, Oostendorp RAB, Vaes P, Duquet W. Pressure algometry in manual therapy. Manual Therapy. 1996; 1(5): 258-65.

23- Knutson GA , Owens EF. Active and passive characteristics of muscle tone and their relationship to models of subluxation/joint dysfunction part II. Can Chiropr Assoc. 2003; 47(4):269-83.

24- Fisher AA. Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. Pain.1987; 30(1):115-26.

25- Cleland JA, Rodriguez B, Alburquerque F. Changes in pressure pain thresholds over C5-C6 zygapophysesl joint after a cervicothoracic junction manipulation in healthy subjects. J Manipulative Physiol Ther. 2008; 31(5):332-7.

Archive of SID

www.SID.ir

Abstract *Original Article*

The effect of Sacroiliac joint manipulation on pressure pain and Hoffmann's reflex

N. Orakifar[1], M. Mohammadi[2], F. Kamali[3], S. Piroozy[4]

Background and Aim: *Spinal manipulation is a treatment modality in the management of patients with pain in the neck, low back or pelvic disorders. The objective of this research was to determine the effects of sacroiliac joint manipulation on selected electrophysiological parameters including pressure pain thresholds (PPT) and Tibial nerve Hoffmann's reflex (H-reflex) amplitude.*

Materials and Methods: *In this quasi-experimental study between 2009 and 2010, 20 healthy young female volunteers of Shiraz University Of Medical Sciences participated. Pressure pain threshold was measured from the posterior superior iliac spine and H.reflex recorded from the Tibial nerve of the same side were evaluated before and after sacroiliac joint manipulation. H- reflex for 20 and PPT for 15 minutes were recorded after manipulation. Data analysis was done by means of SPSS (version 18), repeated measure analysis ,and post-hoc Bonferroni.*

Results: *Sacroiliac joint manipulation attenuated alpha motor neuronal activity significantly for 20 seconds (Mean±SD, 16±0.16) compared to before the technique (Mean=035±0.15), P=0.005. PPT values reduced in post manipulation versus pre manipulation; although there were statistically no significant differences in PPT based on recursive measuring test.*

Conclusion: *Sacroiliac joint manipulation procedure produces a transient attenuation of alpha motor neuronal excitability. Probably, applying this technique cannot change pressure pain threshold. Manipulation can have a muscle tone reduction effect.*

Key Words: *Manipulation, Sacroiliac joint, Pressure pain ¸H-reflex*

Journal of Birjand University of Medical Sciences. 2012; 18(4): 302-311

Received: July 14, 2010 Accepted: January 18, 2011

Archive of SID

[1] *Corresponding Author; Postgraduate Student of physiotherapy, Faculty of Rehabilitation, Shiraz University of Medical Sciences. Shiraz, Iran Nedaoraki@yahoo.com*
[2] *Postgraduate Student of physiotherapy, Faculty of Rehabilitation, Shiraz University of Medical Sciences. Shiraz, Iran*
[3] *assistance professor, Department of physiotherapy, , Faculty of Rehabilitation, Shiraz University of Medical Sciences. Shiraz, Iran*
[4] *assistance professor, Department of physiotherapy, , Faculty of Rehabilitation, Shiraz University of Medical Sciences. Shiraz, Iran*

www.SID.ir