

بررسی اجمالی اثرات مانیپولاسیون و موبیلیزاسیون ستون فقرات

*دکتر بهنام اخباری^۱، دکتر نادر معروفی^۲

Archive of

- ۱- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
- ۲- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران

چکیده

مانیپولاسیون و موبیلیزاسیون دو شکل متفاوت از درمانهای دستی محسوب شده که بطور شایع در درمان اختلالات عضلانی - اسکلتی مورد استفاده قرار می گیرند. تشخیص افتراقی این دو روش درمانی اغلب با استناد به پارامترهای بیومکانیکی خاصی نظیر حداکثر نیرو، مدت زمان و میزان جابجایی انجام می پذیرد. البته تابحال تحقیقات کمی بر روی افتراق دو روش مزبور از نقطه نظر سازوکارهای نورولوژیک یا کارآیی بالینی صورت گرفته است. مانیپولاسیون به ویژه موجب تحریک گیرنده های موجود در عضلات بین مهره های عمقی گشته، در حالیکه روشهای موبیلیزاسیون اکثراً بر روی عضلات محوری سطحی تأثیر می گذارند.

کلید واژه ها: ستون فقرات / مانیپولاسیون / موبیلیزاسیون / اختلالات عضلانی - اسکلتی

تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۱۱/۱۸
تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۱/۲۵

*آدرس نویسنده مسئول:

تهران، اوین، بلوار دانشجو، بن بست
کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و
توانبخشی، گروه فیزیوتراپی
تلفن: ۲۲۱۸۰۰۳۹

*E-mail: akhbari@uswr.ac.ir



مقدمه

مانپولاسیون به تمامی اشکال حرکات غیرفعال اطلاق شده که در ضمن آن، دامنه کوچکی از روش درمانی مورد نظر به صورت انفجاری با سرعت بالا بر بافت اعمال می‌گردد. موبیلیزاسیون شامل آن دسته از حرکات غیرفعالی است که با توجه به سرعت پایینتر اعمال آن، در هر زمان قابل توقف توسط بیمار بوده و عموماً بر نواحی وسیع‌تری از بافت مورد نظر وارد می‌شود (۱). نحوه انتخاب هر یک از این دو نوع درمان‌های دستی به عوامل مختلفی نظیر آموزش عملی، مهارت درمانگر و درک فوائد و خطرات احتمالی آنها بستگی دارد (۲).

مدارک متعدد در زمینه درمان‌های دستی، اغلب یا قادر به افتراق اساسی بین دوروش مزبور از لحاظ توصیفی نبوده و یا از کفایت لازم جهت تعیین مزیت درمانی هر یک از آنها بر دیگری برخوردار نمی‌باشند (۳). در نتیجه هر یک از آنها را به عنوان مثال می‌توان برای درمان درد عضلانی - اسکلتی و یا محدودیت حرکتی بکار گرفت، بدون اینکه به بافتهای خاصی که منشاء شکایت اصلی بیمار هستند، توجه نمود (۴). تحقیقات انجام گرفته در زمینه تأثیر مانپولاسیون بر روی حرکت ستون فقرات توراسیک تحتانی نشان داده است که میانگین حداکثر نیرو $238 \pm 5/9$ نیوتن می‌باشد. مانپولاسیون در جهت خلفی - قدامی موجب جابجایی به میزان ۶ تا ۱۲ میلی‌متر در مهره هدف گشته، در حالیکه این جابجایی برای موبیلیزاسیون ۲ تا ۳ میلی‌متر گزارش شده است (۷-۵). به دلیل فقدان حمایت مربوط به اجزای دنده‌ای و نیز به خاطر تنوع آناتومی مهره‌ها در سطوح مختلف ستون فقرات گردنی، سینماتیک طبیعی فقرات گردنی پیچیده‌تر از ستون فقرات توراسیک می‌باشد (۸). در زمینه بررسی بیومکانیک ستون فقرات گردنی در هنگام مانپولاسیون و موبیلیزاسیون تحقیقات کمی صورت گرفته است. در یک پژوهش بر روی شکل خاصی از مانپولاسیون ستون فقرات گردنی تحت عنوان روش Toggle، میانگین حداکثر نیرو را $117/7 \pm 15/6$ نیوتن و میانگین مدت زمان اعمال نیرو را $101/7 \pm 14/7$ میلی ثانیه گزارش شده است (۹).

در تحقیقی دیگر، موبیلیزاسیونی با سرعت کمتر تحت عنوان «لغزش جانبی» به مهره پنجم ستون فقرات گردنی وارد شده و موجب جابجایی نشانگرهای پوستی به میزان بیشتر از ۸ سانتیمتر در سطح پس سری گشته است (۱۰). ضمن اینکه حداکثر سرعت اعمال روش موبیلیزاسیون ۱۴ سانتیمتر بر ثانیه بوده و میزان جابجایی در سطوح گردنی تحتانی کمتر از ۸ سانتیمتر قید شده است.

در یک مطالعه که اندازه‌گیری از طریق MRI در زمان اعمال موبیلیزاسیون خلفی - قدامی صورت گرفت، میزان جابجایی بین مهره‌ای بطور میانگین در حد چند میلی‌متر بوده و میزان جابجایی زاویه‌ای کوچکی در مهره

هدف گزارش شد (۱۱). محققین بر اساس یافته‌های خویش چنین نتیجه گرفتند که حرکت موضعی ایجاد شده حقیقتاً منشأ گرفته از فشردگی بافتهای نرم بوده، بطوریکه میزان جابجایی با دور شدن از نقطه اعمال نیرو بطور نسبی افزایش می‌یابد (۱۲).

در پژوهشی که بر روی حرکات سر در هنگام مانپولاسیون ستون فقرات گردنی صورت گرفت، نشان داده شد که مانپولاسیون از اثرات مطلوبی در محدوده دامنه حرکتی فیزیولوژیک و طبیعی برخوردار بوده و موجب ایجاد شتاب زاویه‌ای بسیار کوچکی به سر بیمار می‌گردد (۱۳). پاره‌ای از تحقیقات بر این که مانپولاسیون گردن با کاهش درد گردن و افزایش دامنه حرکتی آن همراه بوده است، تأکید نموده‌اند (۱۵، ۱۴).

روش بررسی

این مقاله مروری از طریق مطالعه جدیدترین کتابهای مرجع مربوطه و مرور و جستجوی دهها مقاله و مراجعه به سایتهای معتبر با استفاده از واژه‌های کلیدی ذکر شده انجام و نهایتاً با استناد به بیش از ۵۰ مورد از جدیدترین منابع ذکر شده جمع‌آوری و نگارش شده است.

بحث

خطرات احتمالی مانپولاسیون:

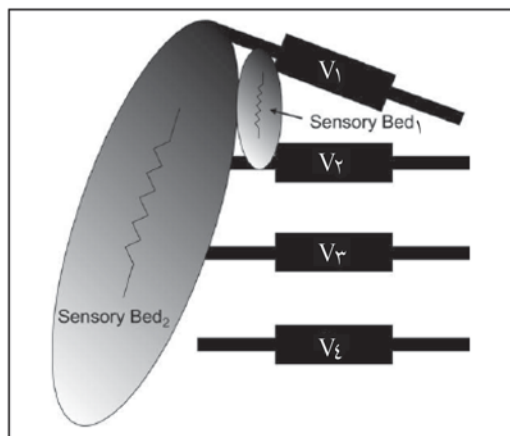
مانپولاسیون به صورت حرکتی ناگهانی، با ویژگی سرعت بالا در دامنه کم (HVLA)، از شایع‌ترین روشهای درمانی در بین استئوپات‌ها محسوب می‌شود (۱۶). مانپولاسیون در مقایسه با موبیلیزاسیون از خطرات ذاتی بیشتری برخوردار می‌باشد (۱۷). این خطرات و آثار مضر را می‌توان به سه دسته گذرا، برگشت‌پذیر و غیر قابل برگشت تقسیم نمود (۱۸). عوارض جانبی ناشی از اعمال مانپولاسیون ستون فقرات در بین ۳۰ تا ۶۱ درصد بیماران تخمین زده شده است (۱۹). عوارض جانبی و مضر گذرا بطور عمده شامل درد یا احساس ناراحتی موضعی و یا انتشاری، سردرد، خستگی، پارستزی، سرگیجه، تهوع، گرگرفتگی و غش کردن می‌باشد (۲۰). این نوع عوارض معمولاً در عرض چهار ساعت پس از درمان آغاز گشته و در ظرف ۲۴ ساعت آتی رفع می‌گردد.

گروه دوم عوارض جانبی شامل آن دسته از اختلالات برگشت‌پذیری هستند که به دنبال اعمال HVLA در مواردی نظیر فتق دیسک بین مهره‌ای، وجود فشار روی ریشه عصبی و یا شکستگی بروز می‌نمایند (۲۱). در بسیاری از بیماران مبتلا به اختلالات دیسک بین مهره‌ای که مانپولاسیون بر روی آنها صورت گرفته است، گزارشاتی دال بر پارگی دیسک در نواحی گردنی و نشانگان دم اسبی^۲ وجود دارد (۲۳، ۲۲).

1- High Velocity Low Amplitude 2- Cauda Equina Syndrome



تصویر یک - مدل شماتیک گشتاورهای (T_p و T_q) ایجاد شده توسط عضلات کنار مهره‌ای. عضلات بین مهره‌ای عمقی که بین زوائد عرضی مهره‌های (V_p, V_q) واقع شده‌اند، نیروی نسبتاً کوچک F_p را در فاصله D_p نسبت به مرکز لحظه‌ای چرخش IAR_p تولید می‌نمایند. در مقایسه با این عضلات، عضلات چند قطعه‌ای سطحی که بین زوائد عرضی مهره‌های (V_p تا V_q) واقع شده‌اند، نیروی نسبتاً بزرگ F_q را در فاصله D_q نسبت به مرکز لحظه‌ای چرخش IAR_q تولید می‌نمایند. از آنجایی که گشتاور حاصل ضرب نیرو در فاصله می‌باشد، می‌توان چنین اظهار نمود که عضلات چند سگمانی سطحی جهت ایجاد نیرو در ستون فقرات مناسب بوده در حالیکه عضلات کوچک عمقی از بازده مکانیکی کمتری برخوردار بوده و در نتیجه بعنوان گیرنده مکانیکی مطرح می‌شوند.



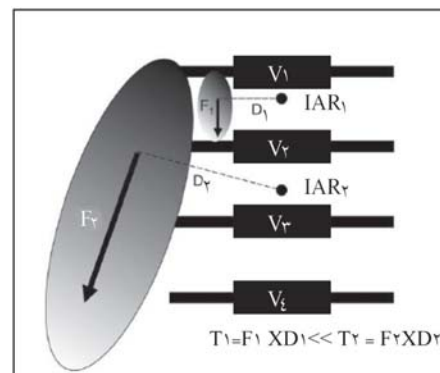
تصویر دو - مدل شماتیک عضلات محوری نشان‌دهنده هر دو گروه عضلات عمقی بین مهره‌ای که بین زوائد عرضی مهره‌های (V_p و V_q) واقع شده‌اند و عضلات سطحی چند قطعه‌ای که بین زوائد عرضی مهره‌های (V_p تا V_q) قرار گرفته‌اند. هر عضله دارای گیرنده‌های مکانیکی حساس به تغییرات طول آن می‌باشد. در صورتیکه طول عضله عمقی در حالت استراحت ۲۰ درصد طول عضله سطحی باشد، دچار ۵۰ درصد افزایش طول متعاقب مانیپولاسیون گشته، در حالیکه این میزان افزایش در مورد عضلات سطحی ۱۰ درصد خواهد بود. بستر حسی در مورد عضله کوتاه عمقی (Sensory bed) قادر به تشخیص حرکت نسبی بین مهره‌های V_p و V_q بوده، در حالیکه بستر حسی در مورد عضله طویل سطحی (Sensory bed) از قابلیت کمتری در ارسال اطلاعات حسی برخوردار است. در حیوانات بی حس شده، تحقیقات در زمینه مانیپولاسیون ستون فقرات گردنی (۳۱، ۳۰) و کمری (۳۲) نشان داده‌اند که این نوع درمان دستی موجب تحریک گیرنده‌های مکانیکی با آستانه پایین (دوکهای عضلانی و اندامهای وتری گلژی) واقع در عضلات جنب مهره‌ای می‌گردد. عضلات عمقی جنب مهره‌ای (پاراورترال) (۳۳) و به ویژه عضلات عمقی گردن

در نهایت خطرناکترین عارضه جانبی برگشت ناپذیر متعاقب مانیپولاسیون در ناحیه گردنی بوقوع پیوسته که توجه خاصی بایستی بدان معطوف نمود. میزان شیوع عوارض عصبی - عروقی وخیم به دنبال اعمال مانیپولاسیون ستون فقرات گردنی بین ۱ در ۵۰۰۰۰ تا ۱ در ۵ میلیون گزارش شده است (۲۴).

نگرش نورولوژیک بر نحوه افتراق بین مانیپولاسیون و موبیلیزاسیون:

علاوه بر بررسی‌هایی که تاکنون بر روی وجوه افتراقی بین مانیپولاسیون و موبیلیزاسیون از دیدگاه بیومکانیک انجام گرفته است (۲۷-۲۵)، بررسی تأثیر این دو نوع از درمانهای دستی بر روی بستر حسی درون بافتهای اطراف ستون فقرات، ضروری بنظر می‌رسد. به ویژه مانیپولاسیون ستون فقرات تأثیر بسزایی بر روی گیرنده‌های مکانیکی موجود در عضلات بین مهره‌ای عمقی دارد (۲۹، ۲۸). عضلات خلفی سطحی ستون فقرات نظیر ارتکوز اسپینا تولید حرکات خشن را به عهده داشته و در ثبات ستون فقرات نیز در پاره‌ای از موارد دخالت می‌نمایند، اعمال قید شده در مورد این عضلات بخاطر چسبندگی وسیع آنها بر روی ستون فقرات بوده و در نتیجه قادر به ایجاد تغییرات قابل ملاحظه‌ای در سراسر ستون مهره‌ای می‌باشند. سطحی واقع شدن این عضلات امکان اعمال روشهای درمانی را به صورت خارجی میسر می‌سازد. فاصله عضلات مزبور نسبت به محور چرخش قطعات حرکتی ستون فقرات، زمینه ایجاد کشش مطلوب آنها را مطابق با آنچه در ضمن فعالیتهای روزمره زندگی رخ می‌دهد، فراهم می‌نماید (۲۸).

بر خلاف عضلات فوق الذکر، عضلات بین مهره‌ای عمقی تر نظیر مالتی فیدوس، کوتاهتر بوده و از چسبندگی‌های نزدیکتری نسبت به مراکز لحظه‌ای چرخش قطعات حرکتی ستون فقرات برخوردار می‌باشند (تصویر یک). تأثیر مکانیکی این عضلات بر روی حرکت و پاساچر ستون فقرات کوچکتر و به صورت قطعه‌ای می‌باشد (۲۹). در حالیکه در مقایسه با آنها، عضلات چند قطعه‌ای سطحی، جهت ایجاد نیرو در ستون فقرات از بازده مکانیکی مناسبتری برخوردارند (تصویر دو).



«تصویر یک»



مانی پولاسیون ستون فقرات گردنی منجر به بی حسی انتخابی در پاسخ به محرک مکانیکی گشته و تأثیر بسزایی بر روی درک درد از طریق فعال نمودن راههای نزولی خلفی PAG دارد.

ج) سازوکار آزادسازی میانجی‌های عصبی

ماده P که از طریق الیاف C در شاخ خلفی نخاع آزاد می‌گردد، موجب تسهیل انتقال مرکزی پیامهای آوران درد می‌گردد (۴۳). عقیده بر این است که آندورفین نوع β اثر ضد درد خویش را توسط کاهش کارایی ماده P در شاخ خلفی اعمال نموده که در نهایت منجر به کاهش آورانهای درد به مراکز بالای سیستم عصبی می‌گردد. تأثیر مانپولاسیون ستون فقرات بر روی افزایش آزادسازی آندورفین‌های نوع β در مطالعه‌ای توسط ورنون و همکاران (۱۹۸۶) نشان داده شد (۴۴). گرچه تحقیق کریستیان و همکاران (۱۹۹۸) برخلاف پژوهش قبلی اختلاف معنی داری را از لحاظ آزادسازی آندورفین‌های نوع β بین گروه دریافت‌کننده مانی پولاسیون و گروه کنترل نمایان ننمود (۴۵)، اما رایت (۱۹۹۵) چنین عنوان نمود که روش اندازه‌گیری در مطالعه کریستیان از حساسیت کافی جهت تشخیص سطوح پایه آندورفین برخوردار نبوده است.

نظریات مربوط به تغییر تون عضلانی متعاقب اعمال مانی پولاسیون

تاکنون چهار نظریه به شرح ذیل در رابطه با کاهش تون عضلانی بدنال مانی پولاسیون ارائه شده است:

الف) نظریه مهار

ایندال و همکاران (۱۹۹۷) با تحقیق بر روی پاسخ الکترومیوگرافی عضلات اطراف ستون مهره‌ای (پارا اسپینال) متعاقب تزریق محلول سالیین در مفاصل فاست نشان دادند که تورم ایجاد شده در مفاصل مزبور منجر به کاهش فعالیت عضلات یاد شده گشته و سازوکار احتمالی آنرا تحریک اینترنرون مهاري بدنال کشش کپسول مفاصل فاست و مهار فعالیت نرون حرکتی آلفا گزارش نمودند (۴۷).

ب) نظریه بهره گاما

دنسلو و کار چنین پیشنهاد نمودند که مانی پولاسیون با ایجاد سلسله ایمپالسهای که سبب تسهیل نرونهای حرکتی گاما می‌گردد، در نهایت منجر به افزایش تحرک مفاصل هدف می‌شود (۴۸). صحت نظریه مزبور و کاهش فعالیت الکتریکی عضلات در پاسخ به محرک دردناک در پژوهشی که توسط لهن و همکاران انجام گرفت، تأیید گردید (۴۹).

ج) نظریه چرخه درد - اسپاسم عضلانی - درد

نظریه مزبور که توسط تراول و همکاران ارائه شد، به تجمع متابولیت‌های عضلانی که منجر به افزایش حساسیت دوکهای عضلانی از طریق مسیر

(۳۴) غنی از گیرنده‌های مکانیکی از نوع دوکهای عضلانی و اندامهای وتري گلژی می‌باشند. این مجموعه از گیرنده‌ها در محل اتصال عضلات و پلهای بافت پیوندی اتصال دهنده عضلات مجاور تجمع یافته‌اند. باتوجه به موقعیت عضلات بین مهره‌ای عمقی به خصوص در ناحیه گردنی، این دسته از عضلات از لحاظ تشخیص تغییرات کوچک به وقوع پیوسته بین مهره‌ها از کارایی مطلوبی برخوردارند (۳۵). با توجه به تحقیقات گوناگون بعمل آمده در مورد اثرات کاهنده درد متعاقب اعمال مانی پولاسیون، سه سازوکار احتمالی ذیل تاکنون در این زمینه مطرح گشته است:

الف) سازوکار دروازه‌ای درد

ملزاک و وال (۱۹۹۷) شاخ خلفی نخاع را با داشتن سازوکار دروازه‌ای، مسئول تعدیل انتقال مرکزی درون داده‌های آوران مربوط به پیام‌های درد معرفی نمودند. آورانهای درد با قطر کم A γ و C تمایل به باز نمودن دروازه درد داشته، در حالیکه تحریک الیاف آوران قطور A β منتج از گیرنده‌های مکانیکی کپسول مفصلی، دوک عضلانی و گیرنده‌های مکانیکی پوست منجر به بسته شدن دروازه مزبور بر روی انتقال مرکزی پیامهای درد می‌گردد (۳۶). مانی پولاسیون با تحریک الیاف قطور فوق‌الذکر منتج از دوکهای عضلانی و گیرنده‌های مکانیکی مفاصل فاست موجب تعدیل درد از طریق سازوکار دروازه‌ای می‌شود (۳۷).

ب) سازوکار نزولی درد

با تحریک بخشی از مغز تحت عنوان PAG در اطراف بطن سوم، کاهش درد بارزی از طریق راههای نزولی PAG بوقوع می‌پیوندد (۳۸). تحریک قسمت خلفی PAG در مغز سبب بی حسی اختصاصی در پاسخ به پیامهای مکانیکی درد گشته، در حالیکه تعدیل پیامهای حرارتی درد از طریق بخش قدامی PAG صورت می‌گیرد. شایان ذکر است برخلاف تحریک قسمت قدامی PAG که موجب مهار سیستم سمپاتیک می‌گردد، تحریک قسمت خلفی PAG، تحریک سیستم سمپاتیک را بدنال دارد (۳۹). فعال نمودن راههای نزولی بخش خلفی PAG بعنوان سازوکار احتمالی اثر کاهش درد متعاقب اعمال مانی پولاسیون مطرح گشته است. در تحقیقی که توسط استرلینگ و همکاران در سال ۲۰۰۱ از طریق مقایسه تغییرات درد و جریان سمپاتیک متعاقب دو حالت اعمال مانپولاسیون بر روی قطعه پنجم ستون فقرات گردنی و تماس دستی بدون ایجاد حرکت انجام گرفت، نشان داده شد که بدنال مانپولاسیون قطعه مزبور، کاهش مکانیکی درد ناشی از افزایش آستانه فشاری درد و فزونی جریان سمپاتیک بوده، در حالیکه تغییری در آستانه حرارتی درد رخ نداده بود. نتیجه پژوهشهای مشابه بر روی بیماران مبتلا به اپی‌کوندیلیت که توسط وینچنزینو (۱۹۹۸، ۱۹۹۴) صورت گرفت، نیز نشان داد که انجام



محل سیناپس نرون حرکتی Ia- α اشاره می نماید (۴۴). به دلیل ماندگاری کوتاه مدت پاسخ مزبور، بعید به نظر می رسد که نظریه فوق الذکر بتواند اثرات طولانی مدت مانی پولاسیون را توجیه نماید (۵۲).

نتیجه گیری

در نهایت می توان چنین ادعان نمود که مانیپولاسیون بعنوان محرکی آنی و کوتاه مدت برای بافتهای بین مهره ای عمل نموده و بر خلاف روشهای موبیلیزاسیون و یا ماساژ که به روی بافتهای سطحی از تأثیرات بیشتری برخوردارند، این نوع از درمانهای دستی سبب تحریک گیرنده های حسی واقع در عضلات کوتاه عمقی بین مهره ای و فعال شدن آنها می گردند.

رفلکسی می گردد، اشاره می نماید. گیرنده های درد حساس به مواد شیمیایی مربوط به آورانه های نوع III و IV دارای اثر تحریکی بر روی نرونهای حرکتی گاما بوده که به نوبه خود منجر به افزایش حساسیت دوک عضلانی در پاسخ به کشش و ازدیاد فعالیت نرونهای حرکتی آلفای همنام می گردد (۵۰). گرچه تحقیق اسکپار و منس بر خلاف این نظریه نشان داد که التهاب عضله موجب مهار کوتاه مدت نرونهای حرکتی گاما گشته، که متعاقباً سبب کاهش آستانه دوک عضلانی می شود (۵۱).

د) نظریه کاهش متعاقب فعال شدن

این نظریه به کاهش کوتاه مدت (۱۵-۱۲ ثانیه) فعالیت نرون حرکتی بدنبال انقباض عضلانی رفلکسی بدلیل نقصان مواد میانجی عصبی در

منابع:

- Jull G. Use of high and low velocity cervical manipulative therapy procedures by Australian manipulative physiotherapists. *Aust J Physiother* 2002; 48:189-93.
- Gatterman MI, Hansen D. Development of chiropractic nomenclature through consensus. *J Manipulative Physiol Ther* 1994; 17:302-9.
- Koes BW, Bouter LM, Van Mameren H, Essers AH, Verstegen GM, Hofhuizen DM, et al. Randomised clinical trial of manipulative therapy and physiotherapy for persistent back and neck complaints: results of one year follow up. *BMJ* 1992; 304:601-5.
- Gross AR, Hoving JL, Haines TA, Goldsmith CH, Kay T, Aker P, et al. A Cochrane review of manipulation and mobilization for mechanical neck disorders. *Spine* 2004; 29(14):1541-8.
- Gal J, Herzog W, Kawchuk G, Conway P, Zhang Y. Measurements of vertebral translations using bone pins, surface markers and accelerometers. *Clin Biomech* 1997; 12(5):337-40.
- Gal J, Herzog W, Kawchuk G, Conway P, Zhang Y. Movements of vertebrae during manipulative thrusts to unembalmed human cadavers. *J Manipulative Physiol Ther* 1997; 20(1):30-40.
- Herzog W, Kats M, Symons B. The effective forces transmitted by high-speed, low amplitude thoracic manipulation. *Spine* 2001; 26(19):2105-11.
- Bogduk N, Mercer S. Biomechanics of the cervical spine. I: normal kinematics. *Clin Biomech* 2000; 15:633-48.
- Kawchuk G, Herzog W, Hasler E. Forces generated during spinal manipulative therapy of the cervical spine: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther* 1992; 15:275-8.
- Vicenzino B, Neal R, Collins D, Wright A. The displacement, velocity and frequency profile of the frontal plane motion produced by the cervical lateral glide treatment technique. *Clin Biomech* 1999; 14:515-21.
- McGregor A, Wragg P, Gedroyc W. Can interventional MRI provide an insight into the mechanics of a posterior-anterior mobilisation. *Clin Biomech* 2001; 16:926-9.
- Lee RY, McGregor AH, Bull AM, Wragg P. Dynamic response of the cervical spine to posterior-anterior mobilisation. *Clin Biomech* 2005; 20(2):228-31.
- Klein P, Broers C, Feipel V, Salvia P, VanGeyt B, Dugailly P, et al. Global 3D head-trunk kinematics during cervical spine manipulation at different levels. *Clin Biomech* 2003; 18:27-31.
- Rogers R. The effects of spinal manipulation on cervical kinesthesia in patients with chronic neck pain: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther* 1997; 20:80-5.
- Hurwitz E, Aker P, Adams A, Meeker W, Shekelle P. Manipulation and mobilization of the cervical spine. *Spine* 1996; 21(5):746-60.
- Johnson S, Kurtz M. Osteopathic manipulative treatment techniques preferred by contemporary osteopathic physicians. *J Am Osteopath Assoc* 2003; 103:219-24.
- Senstad O, Leboeuf-Yde C, Borchgrevink C. Frequency and characteristics of side effects of spinal manipulative therapy. *Spine* 1997; 22:435-40.
- Leboeuf-Yde C, Hennius B, Rudberg E, Leufvenmark P, Thunman M. Side effects of chiropractic treatment: a prospective study. *J Manipulative Physiol Ther* 1997; 20:511-5.
- Cagnie B, Vinck E, Beernaert A, Cambier D. How common are side effects of spinal manipulation and can these side effects be predicted? *Manual Ther* 2004; 9:151-6.
- Kleynhans A. Complications of and contraindications to spinal manipulative therapy. In: Haldeman S editor. *Modern developments in the principles and practice of chiropractic*. New York: Appleton-Century-Crofts; 1980. Chapter 16, p. 359-84.
- BenEllyahu D. Magnetic resonance imaging and clinical follow-up: study of 27 patients receiving chiropractic care for cervical and lumbar disc herniations. *J Manipulative Physiol Ther* 1996; 19:597-606.
- Tseng S, Lin S, Chen Y, Wang C. Ruptured cervical disc after spinal manipulation therapy. *Spine* 2002; 27:E80-2.
- Markowitz H, Dolce D. Cauda equina syndrome due to sequestered recurrent disk herniation after chiropractic manipulation. *Orthopedics* 1997; 20:652-3.
- Rivett D, Milburn P. A prospective study of cervical spine manipulation. *J Manual Med* 1996; 4:166-70.
- Shekelle PG, Coulter ID. Cervical spine manipulation: summary report of a systematic review of the literature and a multidisciplinary expert panel. *J Spinal Disord* 1997; 10: 223-8.
- Kawchuk GN, Herzog W. Biomechanical characterization (fingerprinting) of five novel methods of cervical spinal manipulation. *J Manip Physiol Ther* 1993; 16:573-7.
- Triano J. The mechanics of spinal manipulation. In: Herzog W, editor. *Clinical biomechanics of spinal manipulation*. New York: Churchill Livingstone, 2000. p. 92-190.
- Hodges P, Richardson C, Jull G. Evaluation of the relationship between laboratory and clinical tests of transversus abdominis function. *Physiotherapy Res Int* 1996; 1 (1): 30-40.
- Bolton PS, Budgell BS. Spinal manipulation and spinal mobilization influence different axial sensory beds. *Med Hypoth* 2006; 66: 258-262.
- Bolton PS, Holland CT. An in vivo method for studying afferent fibre activity from cervical paravertebral tissue during vertebral motion in anaesthetised cats. *J Neurosci Meth* 1998; 85:211-8.
- Bolton PS, Holland CT. Response characteristics of deep paravertebral muscle spindle afferents to vertebral movements in the neck of the cat. In: Martin P, editor. *25th Annual meeting of the Australian Neuroscience Society, Perth, Australia; 2005*. p. 84.



- 32- Sung PS, Kang YM, Pickar JG. Effect of spinal manipulation duration on low threshold mechanoreceptors in lumbar paraspinous muscles. *Spine* 2004; 30(1):115-22.
- 33- Kokkorigiannis T. Somatic and intramuscular distribution of muscle spindles and their relation to muscular angiotypes. *J Theoret Biol* 2004; 229:263-80.
- 34- Liu J, Thomell L, Pedrosa-Domellof F. Muscle spindles in the deep muscles of the human neck: a morphological and immunocytochemical study. *J Histochem Cytochem* 2003;51(2):175-86.
- 35- Abrahams V, Richmond F. Specialization of sensorimotor organization in the neck muscle system. In: Pompeiano O, Allum J, editors. *Progress in brain research*. Amsterdam: Elsevier; 1988. p. 125-35.
- 36- Melzack R, Wall PD. Pain mechanisms: a new theory. *Science* 1965; 150:971-9
- 37- Lederman E. Overview and clinical application. In: *Fundamentals of Manual Therapy*. London: Churchill Livingstone, 1997; 213-20
- 38- Reynolds DV. Surgery in the rat during electrical analgesia induced by focal brain stimulation. *Science* 1969; 164:444-5
- 39- Morgan MM. Differences in antinociception evoked from dorsal and ventral regions of the caudal periaqueductal gray matter. In: Depaulis A, Bandler R. (eds) *The Midbrain Periaqueductal Gray Matter*. New York: Plenum, 1991; 139-50
- 40- Sterling M, Jull G, Wright A. Cervical mobilisation: concurrent effects on pain, sympathetic nervous system activity and motor activity. *Manual Therapy* 2001; 6:72-81
- 41- Vincenzino B, Collins D, Wright A. An investigation of the interrelationship between manipulative therapy-induced hypoalgesia and sympathoexcitation. *J Manipul Physiol Therap* 1998; 21:448-53
- 42- Vincenzino B, Collins D, Wright A. Sudomotor changes induced by neural mobilisation techniques in asymptomatic subjects. *J Manipul Physiol Therap* 1994; 2:66-74
- 43- Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Principles of Neural Science*, 4th edn. London: McGraw-Hill, 2000
- 44- Vernon HT, Dhimi MS, Howley TP, Annett R. Spinal manipulation and beta-endorphin: a controlled study of the effect of a spinal manipulation on plasma beta-endorphin levels in normal males. *J Manipul Physiol Therap* 1986; 9:115-23
- 45- Christian GH, Stanton GJ, Sissons D, How HY, Jamison J, Alder B. Immunoreactive ACTH, β -endorphin and cortisol levels in plasma following spinal manipulative therapy. *Spine* 1988; 13:141-7
- 46- Wright A. Hypoalgesia post manipulative therapy: a review of a potential neurophysiological mechanism. *Manual Therapy* 1995; 1:11-6
- 47- Indahl A, Kaigle A, Reikeras O, Holm S. Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints and paraspinous muscles. *Spine* 1997; 22:2834-40
- 48- Denslow JS, Korr IM, Krems AD. Quantitative studies of chronic facilitation in human motoneuron pools. *Am J Physiol* 1947; 150:152
- 49- Lehman GJ, Vernon H, McGill SM. Effects of a mechanical pain stimulus on erector spinae activity before and after a spinal manipulation in patients with back pain: a preliminary investigation. *J Manipul Physiol Therap* 2001; 24:402-6
- 50- Travell J, Rinzler S, Herman M. Pain and disability of the shoulder and arm. Treatment by intramuscular infiltration with procaine hydrochloride. *JAMA* 1942; 120:417-22
- 51- Mense S, Skeppar P. Discharge behaviour of feline gamma motoneurons following induction of an artificial myositis. *Pain* 1991; 46:201-10
- 52- Abrahams V, Lynn B, Richmond F. Organization and sensory properties of small myelinated fibres in the dorsal cervical rami of the cat. *J Physiol (Lond)* 1984; 347

Archive