پژوهشی

مجله دانشگاه علوم پزشکی مازندران
دوره بیست و دوم شماره ۸۸ اردیبهشت سال ۱۳۹۱ (۷۹-۷۱)

بررسی ابعاد عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس و قدرت ایزومتریک عضلات اکستانسور گردن در وضعیت های مختلف در زنان سالم

اصغر رضاسلطانی[۱]
رضا نصیری[۲]
علی محمد فیضی[۳]
خدابخش جوانشیر[۴]

چکیده

سابقه و هدف: ارزیابی قدرت عضلانی اکستانسورهای گردن و اندازه‌گیری ابعاد عضلات بوسیله اولتراسونوگرافی از روش‌هایی هستند که به خوبی مورد قبول واقع شده‌اند. قدرت و ابعاد عضلات گردن ممکن است تحت تأثیر حرکات گردن تغییر کند. هدف از این تحقیق بررسی قدرت عضلات اکستانسور گردن و ابعاد عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس در وضعیت‌های مختلف گردن در زنان سالم بود.

مواد و روش‌ها: این مطالعه مقطعی بر روی ۳۰ دانشجویان دختر با محدوده سنی ۱۸ تا ۲۴ سال انجام گردید. ابتدا اندازه گیری ابعاد عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس راست درسطح مهره سوم گردن با استفاده از دستگاه اولتراسونوگرافی در سه وضعیت خنثی، فلکشن کامل و اکستنشن کامل انجام شد. حاصل‌ضرب ابعاد قدامی- خلفی وطرفی عضله به عنوان اندازه عضله محاسبه شد. سپس اندازه‌گیری قدرت عضلانی به کمک دستگاه اندازه‌گیری کننده نیرو انجام گرفت. برای بررسی تغییرات نیرو و ابعاد عضله در دامنه‌های حرکتی نوترال، فلکشن و اکستنشن از تحلیل واریانس یک‌طرفه استفاده گردید.

یافته‌ها: اندازه عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس به‌طور معنی‌داری در وضعیت اکستنشن گردن بیشتر از فلکشن و خنثی بود ($p<۰/۰۰۱$). قدرت اکستنشن عضلات اکستانسور گردن در وضعیت خنثی و فلکشن گردن به ترتیب بیشتر از وضعیت اکستنشن بود. ارتباط معنی‌داری بین اندازه عضله و قدرت اکستانسوری گردن در سه وضعیت مذکور مشاهده نشد.

استنتاج: نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که اندازه عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس با اکستنشن سر و گردن افزایش می‌یابد. در حالی‌که قدرت عضلات اکستانسور با اکستنشن سر و گردن کاهش می‌یابد. بهترین ظرفیت تولید نیروی اکستانسوری عضله سمی اسپینالیس کاپیتیس زمانی ظاهر شد که عضله در وضعیت خنثی خود بود یعنی در وضعیتی که سرو گردن بدون کوتاهی و یا کشیدگی قرار گرفته باشد.

واژه‌های کلیدی: اولتراسونوگرافی، سمی اسپاینالیس کپیتیس، قدرت، اندازه عضله

مقدمه

درد گردن یکی از عوامل اصلی ناتوانی در سنین فعالیت شغلی افراد می‌باشد(۲،۱). با این وجود هنوز اطلاعات ما در مورد ابعاد مختلف پیشگیری، تشخیص و درمان اختلالات این ناحیه ناکافی است. یکی از علل

مولف مسئول: خدابخش جوانشیر- بابل: خیابان گنج افروز، دانشگاه علوم پزشکی بابل، گروه فیزیوتراپی E-mail: kjavanshir@yahoo.com
۱. گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۲. دانشجوی کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۳. گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۴. گروه فیزیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل
تاریخ دریافت: ۹۰/۵/۱۸ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۹۰/۷/۱۷ تاریخ تصویب: ۹۱/۱/۲۰

Archive of SID
www.SID.ir

ناکافی بودن این اطلاعات ممکن است آناتومی بسیار پیچیده آن باشد چون آرایش خاصی از استخوان‌ها، بافت‌های نرم و اعضای حیاتی در این ناحیه وجود دارد. در این ناحیه، تعداد زیادی عضلات کوچک و بزرگ در منطقه‌ای کاملاً فشرده در کنار هم کار می‌کنند تا حرکت سر و گردن را به‌وجود بیاوردند. ساختمان و ترتیب قرار گرفتن عضلات گردن از طرفی درک عملکرد این عضلات را با مشکلات متعددی مواجه می‌نماید و از طرف دیگر نقاط آسیب‌پذیری را در محدوده دامنه حرکتی برای ابتلا به گردن درد فراهم می‌کند. یکی از روش‌های مفیدی که تاکنون در زمینه بررسی عملکرد عضلات گردن انجام شده، ارزیابی نیروی تولید شده در یک گروه عضلات همکار، در دامنه‌های حرکتی مختلف است. Vasavada و همکاران در سال ۱۹۹۸ بیان کردند که در وضعیت خنثی سر، در حالی که همه عضلات در حد حداکثر میزان انقباض قرار دارند، ظرفیت تولید نیروی اکستانسوری بیشترین مقدار خود است. آن‌ها همچنین اظهار کردند که ظرفیت تولید نیروی اکستانسوری درهر دو وضعیت فلکشن واکستنشن کاهش می‌یابد. به عبارت دیگر ظرفیت بالای تولید نیروی عضلات گردن در حالت خنثی در تمام دامنه حرکتی به‌طور یکسان وجود ندارد(۳).

در سال‌های اخیر به‌طور گسترده‌ای از اولتراسونوگرافی برای بررسی ابعاد عضلات عمقی گردن استفاده شده است(۴). در ارزیابی عملکرد عضلات، تکنولوژی تصویرسازی اولتراسوند که شامل فرستادن پالس‌های کوچک اولتراسوند به درون بدن و استفاده از بازتاب‌های حاصله از سطوح مشترک بافتی برای تولید تصاویر از ساختارهای درونی است، کاربرد گسترده و رایجی برای ارزیابی عملکرد سیستم عضلانی- اسکلتی، به‌خصوص عضلات ناحیه گردن پیدا کرده است(۷-۵). این وسیله به دلیل بی‌خطر بودن و امکان ارزیابی مستقیم اندازه عضله، ابزار مناسبی در بررسی عضلات کوچک و عمقی ناحیه گردن می‌باشد.

در مقایسه تغییرات ضخامت عضله در دامنه‌های حرکتی مختلف، Watanabe و همکاران در سال ۲۰۰۴ با استفاده از اولتراسونوگرافی، ضخامت عضلات ارکتور اسپاین را درسطح مهره‌های اول تا پنجم کمری در وضعیت‌های مختلف کمر (ایستاده، خنثی، فلکسیون و اکستانسیون) بررسی کردند و دریافتند که ضخامت این عضله در وضعیت اکستنشن کمر بیشترین مقدار و در وضعیت فلکشن کمر کمترین مقدار را دارد(۸). McGill و همکاران نیز در سال ۲۰۰۰ با استفاده از اولتراسونوگرافی زاویه فیبرهای عضلات ارکتور اسپاین را در حین تغییرات پوسچرال اندازه‌گیری نمودند و بیان کردند که فلکشن کمر نه تنها باعث کاهش حجم عضلات ارکتور اسپاین می‌شود بلکه کارایی این عضلات را در تولید نیروی اکستانسوری تنه کم می‌کند(۹). در ارزیابی رابطه بین نیرو و تغییرات ابعاد عضله، رضاسلطانی و همکاران در سال ۲۰۰۳ و جوانشیر و همکاران در سال ۲۰۱۱ سایز عضله سمی اسپینالیس کپیتیس را به وسیله دستگاه اولتراسونوگرافی و قدرت عضلات اکستانسورگردن را در وضعیت خنثی سر و گردن توسط دستگاه سنجش قدرت ایزومتریک اندازه‌گیری نمودند. محققان در این مطالعه دریافتند که بین ابعاد عضله سمی اسپینالیس کپیتیس و قدرت عضلات اکستانسورگردن رابطه مستقیم وجود دارد(۱۰،۱۱).

تاکنون مطالعه‌ای در زمینه مطالعه ابعاد عضله سمی اسپینالیس کاپیتیس در وضعیت‌های مختلف ستون فقرات و ارتباط آن با مقادیر نیرو در دامنه‌های حرکتی مختلف گردن انجام نشده است. لذا در مورد چگونگی تغییرات نیروی اکستانسور گردن و ابعاد عضله سمی اسپینالیس کاپیتیس در سه وضعیت خنثی، فلکشن و اکستنشن اطلاعات ما ناکافی است. هدف از این مطالعه بررسی و مقایسه نیروی عضلات اکستانسور گردن و ابعاد عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس گردنی، با استفاده از دستگاه اندازه‌گیری نیرو و اولترسونوگرافی در موقعیت های مختلف خنثی، فلکشن و اکستنشن سر و گردن در افراد سالم بود.

Archive of SID

www.SID.ir

مواد و روش‌ها

این پژوهش یک مطالعه توصیفی و مقطعی است. نمونه‌گیری از بین دانشجویان دختر دانشکده توانبخشی شهید بهشتی که برای شرکت در مطالعه داوطلب شده بودند، انجام شد. دامنه سنی افراد مورد بررسی ۱۸ تا ۲۴ سال بود.

تعداد نمونه با استفاده از فرمول مربوطه ۳۰ نفر برآورد شد. افرادی که سابقه بیماری و یا درد در عضلات ناحیه گردن و شانه، سابقه عمل جراحی یا شکستگی ستون فقرات گردنی، فتق دیسک گردنی، اختلال عملکرد مفصل تمپورومندیبولار، اختلال شنوایی، محدودیت حرکتی در نواحی گردن،سر و شانه، سابقه تصادف و یا ضربه به گردن، زخم در ناحیه گردن، دردهای ارجاعی، رادیکولار وعلایم فشار روی ریشه عصبی داشتند، وارد مطالعه نشدند.

پس از انتخاب نمونه‌ها و پر کردن پرسشنامه به هر یک از آن‌ها توضیح کامل در مورد اهداف و نحوه آزمایشات داده شد. سپس فرم رضایت‌نامه کتبی اخذ گردید. از وسایل معمول اندازه‌گیری مثل ترازو و متر نواری برای به‌دست آوردن مقدار وزن و قد افراد مورد مطالعه استفاده شد و سپس شاخص توده بدنی (BMI)[1] از طریق رابطه وزن تقسیم بر مجذور قد محاسبه گردید .در همه موارد ارزیابی، ابتدا تست اولتراسونوگرافی و سپس اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات انجام گرفت.

در این تحقیق از دستگاه اولتراسونوگرافی Hitachi EUB 525 با اپلیکاتور خطی 7.5 MHz ساخت ژاپن استفاده شد. نمونه‌ها روی یک صندلی، بدون حمایت پشتی می‌نشستند. دست‌ها روی پاها قرار می‌گرفت. کف پاها روی زمین بود و ستون فقرات، تنه، سر و گردن در وضعیت خنثی قرار می‌گرفتند، از نمونه‌ها خواسته می شد که عضلات گردن و تنه خود را در حین آزمایش شل نگه دارند. سپس با لمس مستقیم، زایده خاری مهره دوم و کمی پایین‌تر از آن زایده خاری مهره سوم گردن را پیدا کرده و با قلم علامت می‌زدیم. بعد از استفاده از ژل، پروب اولتراسوند به‌صورت عرضی در سمت راست زائده خاری مهره C3 جهت دسترسی به عضله سمی اسپینالیس کپیتیس راست حرکت داده می‌شد، با مشاهده لامینای مهره و فاسیای جدا کننده عضلات که نواحی اکوژنیک هستند، پروب کمی به سمت بالا و پایین تغییر زاویه داده می‌شد تا واضح‌ترین تصویر از عضله و فاسیا به‌دست آید و در این هنگام تصویر را بر روی مانیتور دستگاه بی حرکت کرده و ابعاد خطی (LD^2 و APD^3) عضله به‌طور عمود بر هم و به‌صورت فاصله حداکثر حدود عضله از یک کناره به کناره دیگر بر روی صفحه نمایشگر اولتراسوند اندازه‌گیری می‌شد. نسبت شکلی عضله از رابطه LD/APD و MLD^4 یا سایز عضله از رابطه APD *LD محاسبه می‌شد. برای هر نمونه تصویر عضله سمی اسپینالیس کپیتیس راست در سه وضعیت نوترال، فلکشن و اکستنشن کامل گردن برای هر وضعیت دو مرتبه اندازه‌گیری می‌شد و میانگین دو اندازه‌گیری به عنوان ابعاد عضله در آنالیز آماری استفاده می‌شد.

روش اندازه‌گیری قدرت عضلات

از دستگاه اندازه‌گیری کننده نیروی عضلات گردن برای تعیین قدرت عضلات گردن استفاده شد. برای انجام تست قدرت عضلانی، هر کدام از افراد در وضعیت نشسته قرار می‌گرفتند. در حالی که سر و گردن آن‌ها در وضعیت خنثی قرار گرفته و کمر در وضعیت قائم قرار داشت، تنه به‌صورت محکم در سطح خار خاصره وخار کتف ثابت می‌شد. هردو دست آن‌ها روی ران‌ها قرار می‌گرفت. زانوها صاف و پاها روی یک چهار پایه با ارتفاع ۱۵ سانتی متر قرار می‌گرفت.

1. Body Mass Index

2. Linear Dimension
3. Anterio- posterior Dimension
4. Multiploird linear Dimension

Archive of SID
www.SID.ir

نیروی مقاوم در ناحیه پس سر (اکسی پوت) وارد می‌شد. به منظور Warm up (گرم کردن)، نمونه‌ها ۲ یا ۳ انقباض ساب ماگزیمال عضلات گردن را قبل از شروع آزمایش انجام می‌دادند. هر یک از نمونه‌ها ۳ انقباض ارادی حداکثر (Muscle Voluntry Contraction: MVC) صاف کردن گردن را به‌مدت ۳ تا ۴ ثانیه با یک دقیقه استراحت بین آن‌ها و در سه وضعیت خنثی، فلکشن کامل و اکستنشن کامل انجام می‌دادند. انتخاب وضعیت ها به صورت تصادفی بود. نیروی حاصل از هر انقباض توسط تانسیومتر اندازه‌گیری می‌شد. فاصله بین انقباضات سه وضعیت ۵ دقیقه بود و در هر بار تلاش، آزمون‌گر جملات تشویقی یکسان با لحن مشابه را به‌کار می‌برد. از میان سه بار تلاش برای هر وضعیت، بیشترین مقدار نیرو به‌عنوان قدرت گروه عضلانی در آن وضعیت در نظر گرفته می‌شد. در این مطالعه از روش Inter-tester reliability برای اندازه‌گیری میزان تکرارپذیری هر دو تست اولتراسونوگرافی و تست سنجش قدرت ایزومتریک عضلات گردن استفاده شد. میزان تکرارپذیری روش اولتراسونوگرافی در اندازه‌گیری سایز عضله سمت راست در ده نفر از نمونه‌ها مجدداً مورد بررسی قرار گرفت. اندازه گیری مجدد توسط آزمایش کننده دیگر و حداقل یک هفته بعد از اندازه گیری اول انجام می‌شد.

میزان تکرارپذیری Inter-tester reliability روش سنجش قدرت عضلات اکستانسوری گردن نیز در سه بار تکرار برای هر یک از وضعیت‌ها در ۱۰ نفر از نمونه‌ها که به طور تصادفی انتخاب می‌شدند، بررسی گردید. در این مورد نیز اندازه گیری مجدد توسط همکار دیگر حداقل یک هفته بعد از اندازه‌گیری اول انجام می‌شد.

برای تجزیه و تحلیل از ICC (Intraclass Coefficient Correlation) جهت محاسبه میزان تکرار پذیری بین دو آزمون‌گر استفاده شد. برای مقایسه تغییرات نیرو و ابعاد عضله، مقایسه مقادیر نسبت نیرو به Shape ratio در هر یک از وضعیت‌های خنثی، فلکشن و اکستنشن از آزمون تحلیل واریانس اندازه‌گیری تکراری (Repeated measures) استفاده شد و برای مقایسه دو به دو بین گروه‌ها از آزمون Paired t-test استفاده گردید. برای تعیین ارتباط بین اندازه MLD عضله و وزن بدن، قدرت عضله و وزن بدن و نیز بین حداکثر نیروی عضلات اکستانسور و سایز عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس در سه وضعیت مختلف از ضریب همبستگی Pearson استفاده شد. آنالیز آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۵ انجام گردید.

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار متغیرهای دموگرافیک شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در جدول شماره ۱ آمده است. Inter-tester reliability (شاخص تکرارپذیری) روش سونوگرافی در اندازه‌گیری اندازه عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس در وضعیت خنثی برابر با ICC= ۰/۸۸ و در فلکشن برابر با ICC= ۰/۹۴ و در اکستنشن ICC= ۰/۹۸ بود. شاخص تکرارپذیری Inter-tester reliability روش سنجش قدرت عضلات اکستانسوری گردن نیز در وضعیت خنثی برابر با ICC =۰/۹ و در وضعیت فلکشن برابر با ICC= ۰/۹ و در وضعیت اکستنشن برابر با ICC= ۰/۷۵ بود.

جدول شماره ۱: مشخصات آنتروپومتریک افراد مورد مطالعه

متغیر	انحراف معیار ± میانگین	حداقل	حداکثر
سن (سال)	۲۱/۱۷ ± ۱/۴۸	۱۹	۲۴
وزن (کیلوگرم)	۵۵/۳۷ ± ۷/۷	۴۲	۷۰
قد (سانتیمتر)	۱۶۱/۰۷ ± ۴/۴۷	۱۵۲	۱۷۰
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۱/۳۴ ± ۲/۸۶	۱۶	۲۷/۳

در مطالعه حاضر ضخامت APD عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس در وضعیت های فلکشن و خنثی کمتر از اکستنشن بود ($p<۰/۰۰۱$). همچنین نتایج مطالعه ما نشان داد که اندازه عضله (MLD) بین دو وضعیت

Archive of SID

www.SID.ir

فلکشن و اکستنشن اختلاف معنی دار نداشت (p<۰/۰۰۱). همچنین اختلاف معنی‌داری در اندازه عضله بین وضعیت خنثی واکستنشن وجود داشت (p<۰/۰۰۱). بدین‌معنی که اندازه عضله وقتی گردن در اکستنشن قرار می‌گرفت بیشتر از اندازه آن در وضعیت‌های فلکشن و خنثی گردن بود (جدول شماره ۲).

نتایج این مطالعه نشان داد که بین حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات اکستانسور گردن در وضعیت اکستنشن با فلکشن و نیز بین وضعیت اکستنشن و وضعیت خنثی تفاوت معنی‌داری وجود داشت (p<۰/۰۵). بدین‌معنی که قدرت اکستانسوری عضلات اکستانسور گردن در وضعیت خنثی به ترتیب بیشتر از وضعیت فلکشن و اکستنشن گردن بود. قطر جانبی در وضعیت خنثی به شکل معنی‌داری کمتر از وضعیت فلکشن (p<۰/۰۱) و اکستنشن (p<۰/۰۵) بود. نسبت نیرو به اندازه به‌طور معنی‌داری در وضعیت خنثی بیشتر از فلکشن و اکستنشن بود (p<۰/۰۰۱). به‌علاوه نسبت نیرو به وزن در وضعیت خنثی بیشتر از دو وضعیت دیگر بود (p<۰/۰۰۱). نتایج مربوط به ضریب همبستگی بین حداکثر قدرت ایزومتریک در وضعیت خنثی و فلکشن (p<۰/۰۵ و r=۰/۷۸) و بین وضعیت خنثی و وضعیت اکستنشن (p<۰/۰۵ و r= ۰/۶۶) ارتباط آماری معنی‌داری را نشان داد. به‌علاوه بین حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات اکستانسور گردن در وضعیت فلکشن و اکستنشن ارتباط آماری معنی‌دار وجود داشت (p<۰/۰۵ و r = ۰/۷۹). نتایج همچنین نشان دادند که بین وزن با حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات اکستانسور گردن در هر سه وضعیت، ارتباط معنی‌دار آماری وجود داشت (p<۰/۰۵ و r = ۰/۴۰). نسبت اندازه عضله به وزن بدن بین وضعیت‌های خنثی و اکستنشن و نیز بین وضعیت‌های فلکشن و اکستنشن معنی‌دار بود اما این نسبت بین دو وضعیت فلکشن و خنثی اختلاف معنی‌داری را نشان نداد.

بحث

نتایج مطالعه حاضر نشان دادکه میزان تکرارپذیری در اندازه‌گیری ابعاد عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس در بیماران مبتلا به درد گردن بالا می‌باشد. مطالعات قبلی در زمینه تکرارپذیری اندازه‌گیری عضلات گردن با اولتراسونوگرافی نتایج متفاوتی را به دنبال داشته است(۱۲،۴). نزدیک بودن عضلات به نشانگر استخوانی و همچنین مهارت آزمایش‌گر در اندازه‌گیری و نیز ظرفیت‌های دستگاه اولتراسونوگرافی از عوامل تعیین‌کننده در این مورد می‌باشد(۱۴،۱۳).

در مطالعه حاضر ضخامت عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس در وضعیت‌های فلکشن و خنثی کمتر از

جدول شماره ۲: میانگین، انحراف معیار و حداقل و حداکثر نیروی ایزومتریک اکستنشن گردن، قطر قدامی- خلفی (APD)، قطر جانبی (LD)، اندازه (MLD) عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس، نسبت نیرو به اندازه عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس و نسبت نیرو به وزن افراد مورد مطالعه در سه وضعیت مختلف نوترال، فلکشن و اکستنشن گردن

وضعیت گردن	حداکثر نیروی ایزومتریک اکستنشن (N)		قطر قدامی- خلفی APD (mm)		قطر جانبی LD (mm)		اندازه MLD (mm^2)		نسبت نیروبه اندازه (N/mm^2)		نسبت نیروبه وزن N/weight
خنثی	۱۱/۶۱ ± ۴/۵۶	*	۴/۷۸ ±۰/۷۲	*	۳۰/۰۳±۳/۳۸	***	۱۴/۳۲ ±۲/۴۲	*	۸/۲۰ ±۳/۱۳	***	۲/۰۷ ±۰/۷
	۳/۹۷ -۲۵/۶		۳/۷۰ -۶/۶		۲۳/۹۵-۳۶/۱۵		۹/۱۰ -۱۸/۳		۳/۰۰ -۱۵/۵۶		۰/۸۸ -۴
فلکشن	۱۰/۸۲ ±۴/۲۸	**	۴/۵۸±۲/۳۱	**	۳۳/۰۶±۵/۶۹	*	۱۴/۳۶ ±۳/۵۶	***	۷/۸۸ ±۳/۵	***	۱/۹۴ ±۰/۶۷
	۴/۳۴ -۲۱/۰۴		۲/۶۰-۱۶/۱۵		۱۷/۹۰-۴۴/۷		۸/۹۷ -۲۸/۹		۲/۷۱ -۱۶/۸۸		۰/۸۲ -۳/۳۷
اکستنشن	۸/۳۵ ±۳/۸۳		۶/۳۱±۱/۳۲		۳۱/۹۳±۳/۸۲		۲۰/۱۳ ±۵/۰۴		۴/۳۰ ±۲/۱۴		۱/۴۹ ±۰/۶۲
	۳/۰۴ -۱۶/۰۳		۳/۹۰-۱۰		۲۵/۰۵-۴۱/۰		۱۲/۳۷ -۳۶/۱		۱/۳۸ -۱۰/۰۸		۰/۵۲ -۲/۸۱
سطح معنی داری	p<۰/۰۰۱		p<۰/۰۰۱		p<۰/۰۵		p<۰/۰۰۱		p<۰/۰۰۱		p<۰/۰۰۱

* p<۰/۰۵
** p<۰/۰۱
*** p<۰/۰۰۱

Archive of SID
www.SID.ir

ضخامت آن در وضعیت اکستنشن بود. نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که با اکستنشن غیر فعال سر و گردن که در آن عضله کوتاه‌ترین طول خود را قرار دارد، ضخامت عضله افزایش می‌یابد. هر چند که در مقایسه اندازه عضله بین وضعیت خنثی و فلکشن تفاوت معنی‌داری وجود نداشت. اما در مقایسه اندازه بین دو وضعیت فلکشن و اکستنشن اختلاف معنی‌داری مشاهده شد. همچنین اختلاف معنی‌داری در اندازه عضله بین وضعیت خنثی و اکستنشن وجود داشت. این موضوع مؤید این مطلب است که با توجه به ویسکوالاستیک بودن عضله و خاصیت ویسکوالاستیسیته بافت‌های نرم، وقتی عضله کشیده شود باریک می‌شود و بر عکس وقتی عضله کوتاه می‌شود، روی هم جمع شده و بزرگ می‌گردد.

Watanabe و همکاران در مطالعه خود در سال ۲۰۰۴، ضخامت عضلات ارکتور اسپاین را در سطح مهره‌های کمری در وضعیت‌های مختلف کمر (فلکشن، اکستنشن و خنثی) توسط اولترا سونوگرافی بررسی کردند و دریافتند که ضخامت این عضله در وضعیت اکستنشن کمر بیشترین مقدار و در وضعیت فلکشن کمر کمترین مقدار را دارد(۸). McGill و همکاران در سال ۲۰۰۰ با استفاده از اولتراسونوگرافی، زاویه فیبرهای عضلات ارکتور اسپاین را در حین تغییرات وضعیتی اندازه‌گیری نمودند و بیان کردند که فلکشن کمر باعث کاهش ابعاد عضلات ارکتور اسپاین می‌شود(۹).

نتایج مطالعه حاضر در مورد مقادیر نسبت شکلی نشان داد که این نسبت در وضعیت اکستنشن کمتر از اندازه این نسبت در وضعیت خنثی و فلکشن بود. این نتایج نشان دهنده افزایش ضخامت و کاهش قطر عرضی عضله یعنی بزرگ شدن عضله با اکستنشن غیر فعال سر و گردن است. در مورد اندازه عضلات گردن، انجام مطالعات مشابه برای روشن شدن تأثیر وضعیت‌های مختلف روی ابعاد عضلات این ناحیه ضروری به‌نظر می‌رسد.

در مطالعه حاضر، مقدارحداکثر نیروی اکستنشن عضلات اکستانسور در وضعیت خنثی گردن بیشتر از مقدار این نیرو در وضعیت اکستنشن گردن بود. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که وقتی عضله از طول طبیعی و میانه خود خارج می‌شود، ظرفیت تولید نیروی آن کاهش می‌یابد. همان‌طور که در مورد سایر عضلات نیز این باور مطرح است که عضله در طول نرمال خود بیشترین ظرفیت تولید قدرت را دارد. نتایج مطالعه‌ای که توسط Vasavada و همکاران انجام شد نشان داد که ظرفیت تولید گشتاور اکستانسوری کل در هر دو وضعیت فلکشن و اکستنشن سر و گردن کاهش می‌یابد. در وضعیت فلکشن، ظرفیت تولید نیروی اکستانسوری تقریباً ثابت باقی می‌ماند اما بازوی گشتاور اکستنشن کاهش می‌یافت. آن‌ها با توجه به تأثیر طول عضله در تولید نیرو نشان دادند، عضلاتی که در وضعیت خنثی، ظرفیت تولید نیروی بالایی دارند، نمی‌توانند این ظرفیت را در کل دامنه حرکتی حفظ کنند(۳). یافته‌های McGill و همکاران در سال ۲۰۰۰ در مورد ستون فقرات کمری نشان داد که فلکشن کمر نه تنها باعث کاهش حجم عضلات ارکتور اسپاین می‌شود بلکه کارایی این عضلات در تولید نیروی اکستنشن تنه را نیز کم می‌کند(۹).

در بررسی ارتباط بین نیرو و ابعاد عضله، مطالعات محدودی انجام شده که نشان دهنده رابطه معنی‌دار آماری بین اندازه عضله و نیروی حاصله از آن در افراد سالم می‌باشد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که عضله سمی اسپاینالیس کپیتیس در وضعیت اکستنشن و فلکشن کامل سر و گردن که عضله دارای بیشترین و کمترین ابعاد می‌باشد، نیروی اکستانسوری کمتری نسبت به وضعیت خنثی تولید می‌کند.

Ikai و Fukunaga در مطالعه خود در سال ۱۹۶۸ رابطه معنی‌دار آماری بین نیروی ایزومتریک و سطح مقطع عضلات خم‌کننده بازو گزارش کردند. آن‌ها نتیجه گرفتند که نیروی بازو وابسته به سطح

Archive of SID

www.SID.ir

مقطع عضلات مربوطه است(۱۵). در مطالعه‌ای که رضاسلطانی و همکاران در سال ۲۰۰۲ بر روی ورزشکاران حرفه‌ای هاکی روی یخ انجام داده بودند، ابعاد عضله سمی اسپینالیس کپیتیس در حین حداکثر انقباض عضلات اکستانسور ستون فقرات گردن مورد ارزیابی قرار گرفت. محققان در آن مطالعه دریافتند که قدرت عضلات اکستانسور گردن با اندازه عضله سمی اسپینالیس کپیتیس همبستگی دارد و با افزایش نیروی اکستنشن گردن اندازه عضله سمی اسپینالیس کپیتیس افزایش پیدا می‌کند. همچنین نشان داده شد که بین میزان نیروی عضلات اکستانسور گردن و اندازه سطح مقطع عضله سمی اسپینالیس کپیتیس در وضعیت خنثی گردن، همبستگی معنی‌داری وجود دارد(۱۰).

در مطالعه حاضر، بررسی ارتباط بین نیرو و اندازه عضله در سه وضعیت خنثی، فلکشن و اکستنشن معنی‌دار نبود. این عدم ارتباط ممکن است از جهتی به علت میزان بیشتر بافت انقباضی در عضلات ورزشکاران در مقایسه با افراد غیر ورزشکار باشد. ممکن است در عضلات افراد غیر ورزشکار مقادیر متغیری از بافت غیر انقباضی مانند بافت چربی وجود داشته باشد(۳). از جهت دیگر، ممکن است به دلیل استفاده از ابزارهای متفاوت اندازه‌گیری نیروی عضله باشد. در مطالعه حاضر از یک تانسیومتر برای ارزیابی قدرت عضلات اکستانسور گردن استفاده گردید. برخلاف استفاده از load cell که در آن دامنه حرکتی کاملا ثابت باقی می‌ماند، در هنگام استفاده از تانسیومتر ثابت نمودن مفصل تقریباً غیر ممکن است. بنابراین، در یک ناحیه چند مفصلی مانند گردن تغییرات اندکی که در دامنه حرکتی به‌جود می‌آید اجتناب‌ناپذیر بوده و ممکن است مانع از برقراری ارتباط بین قدرت و اندازه عضله شود.

اما به‌طور کلی نیرویی که یک عضله می‌تواند تولید کند علاوه بر ابعاد عضله، به عواملی مانند ترتیب قرار گرفتن فیبرهای آن، ساختمان مفصل، محل اتصالات عضله به استخوان، طول سارکومرها، طول عضله و زاویه اتصال تاندون عضله به استخوان و زاویه فیبرهای عضلانی در محل اتصال به تاندون دارد(۱۷،۱۶). عضله سمی اسپینالیس کپیتیس از محل زوائد مفصلی مهره‌های پائینی گردن و زوائد عرضی مهره‌های فوقانی پشت منشاء گرفته و در محل بین خط Nuchal فوقانی و تحتانی به استخوان جمجمه می‌چسبد. آناتومی عضله سمی اسپینالیس کپیتیس دارای الگوی پیچیده‌ای از اتصالات متعدد تاندون در قسمت داخلی و خارجی آن است که به مهره‌های متعدد پشتی و گردنی اتصال دارد. طول فاسیکل های این عضله در طی کل دامنه حرکتی بیش از ۷۰ درصد تغییر می‌کند. به نحوی که در وضعیت اکستنشن ستون فقرات کمترین و در وضعیت فلکشن بیشترین مقدار طول خود را دارد(۱۸).

در این مطالعه ما قدرت عضلات اکستانسور و سایز عضله سمی اسپینالیس کپیتیس را فقط در سه وضعیت مورد بررسی قرار دادیم و در مورد چگونگی قدرت و سایز عضله در وضعیت های دیگر اطلاع نداریم. قدرت و سایز عضله در سه وضعیت فوق نشان داد که نیروی عضلات اکستانسور در وضعیت خنثی و اندازه عضله سمی اسپینالیس کپیتیس در وضعیت اکستانسیون بیشتر از دو وضعیت دیگر بود. بنابراین وضعیت‌هایی مانند اکستنشن و فلکشن کامل ستون فقرات گردن ممکن است همراه با کاهش پتانسیل تولید نیرو در عضله فوق، زمینه آسیب‌پذیری ستون فقرات گردن را افزایش دهد. انجام مطالعات بیشتر در مورد عضله سمی اسپینالیس کپیتیس و سایر عضلات گردن و در وضعیت‌های مختلف دامنه حرکتی گردن ضروری به‌نظر می‌رسد.

سپاسگزاری

این مقاله حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد آقای رضا نصیری در دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی به شماره ۲۸ می‌باشد.

Archive of SID
www.SID.ir

References

1. Fejer R, Kyvik KO, Hartvigsen J. The prevalence of neck pain in the world population: a systematic critical review of the literature. Eur Spine J 2006; 15(6): 834-848.
2. Straker LM, Smitha AJ, Bear N, O'Sullivan PB, de Klerk NH. Neck/shoulder pain habitual spinal posture and computer use in adolescents: The importance of gender. Ergonomics 2011; 54(6): 539-546.
3. Vasavada AN, Li S, Delp SL. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. Spine (Phila Pa 1976) 1998; 23(4): 412-422.
4. Javanshir K, Amiri M, Mohseni-Bandpei MA, Rezasoltani A, Fernández-de-las-Peñas C. Ultrasonography of the cervical muscles: a critical review of the literature. J Manipulative Physiol Ther 2010; 33(8): 630-637.
5. Rankin G, Stokes M, Newham DJ. Size and shape of the posterior neck muscles measured by ultrasound imaging: normal values in males and females of different ages. Man Ther 2005; 10(2): 108-115.
6. Lee JP, Tseng WY, Shau YW, Wang CL, Wang HK, Wang SF. Measurement of segmental cervical multifidus contraction by ultrasonography in asymptomatic adults. Man Ther 2007; 12(3): 286-294.
7. Jesus FM, Ferreira PH, Ferreira ML. Ultrasonographic measurement of neck muscle recruitment: a preliminary investigation. J Manip Ther 2008; 16(6): 89-92.
8. Watanabe K, Miyamoto K, Masuda T, Shimizu K. Use of ultrasonography to evaluate thickness of the erector spinae muscle in maximum flexion and extension of the lumbar spine. Spine (Phila Pa 1976) 2004; 29(13): 1472-1477.
9. McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2000; 15(10): 777-780.
10. Rezasoltani A, Ylinen J, Vihko V. Isometric cervical extension force and dimensions of semispinalis capitis muscle. J Rehabil Res Dev 2002; 39(3): 423-428.
11. Rezasoltani A, Ahmadi A, Jafarigol A, Vihko V. The Reliability of Measuring Neck Muscle Strength with a Neck Muscle Force Measurement Device. J Physical Ther Sci 2003; 15(1): 7-12.
12. Javanshir K, Mohseni-Bandpei MA, Rezasoltani A, Amiri M, Rahgozar M. Ultrasonography of longus colli muscle: A reliability study on healthy subjects and patients with chronic neck pain. J Bodyw Mov Ther 2011; 15(1): 50-56.
13. Stokes M, Hides J, Elliott J, Kiesel K, Hodges P. Rehabilitative ultrasound imaging of the posterior paraspinal muscles. J Orthop Sports Phys Ther 2007; 37(10): 581-595.
14. Whittaker JL, Teyhen DS, Elliott JM, Cook K, Langevin HM, Dahl HH, et al. Rehabilitative ultrasound imaging: understanding the technology and its applications. J Orthop Sports Phys Ther 2007; 37(8): 434-449.
15. Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. Int Z Angew Physiol 1968; 26(1): 26-32.
16. Narici M. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. J Electromyogr Kinesiol 1999; 9(2): 97-103.

Archive of SID

www.SID.ir

17. Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. J Physiol 1966; 184(1): 170-192.
18. Vasavada A, Ward SR, Delp S, Lieber RL. Architectural Design and Function of Human Back Muscles. In: Herkowitz HN, Garfin SR, Eismont FJ, Bell JR, Balderston RA(edi). The Spine. 6th ed. Philadelphia: Elsevier; 2011. p. 59-68.

Archive of SID

www.SID.ir