View metadata, citation and similar papers at core.ac.uk
brought to you by CORE
provided by Simorgh Research Repository

● مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی کرمان، دورهٔ شانزدهم، شمارهٔ ٤، ص ٣٠٦-٢٩٧، ١٣٨٨

مقالهٔ پژوهشی

سطح فعالیت الکتریکی عضلات کمربند شانه‌ای در فعالیت‌های عملکردی انتخابی در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه

مهرناز کجباف والا*[1]، دکتر محمدجعفر شاطرزاده[2]، دکتر شاهین گوهرپی[2]، فاطمه اسفندیارپور[3]، رضا صالحی[3]

خلاصه

مقدمه: حفظ عملکرد مفصل شانه نیازمند هماهنگی دقیق و به موقع وارد عمل شدن عضلات است. در نتیجه تغییر در سطح فعالیت عضلانی اختلال حرکتی ایجاد می‌شود. هدف از این تحقیق بررسی فعالیت الکتریکی عضلات کمربند شانه‌ای در فعالیت‌های عملکردی انتخابی در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه بود.

روش: این تحقیق بر روی یک گروه ۱۵ نفری از افراد سالم به عنوان گروه شاهد و یک گروه ۱۵ نفری از بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه به عنوان گروه آزمون انجام گردید. گروه آزمون به صورت غیراحتمالی و به روش نمونه‌گیری ساده و گروه شاهد به روش جورکردن انتخاب شدند. در هر گروه تمرینات انتخابی شامل الگوهای حرکتی زنجیره باز با اعمال مقاومت خارجی و بدون اعمال مقاومت خارجی و تمرینات زنجیره بسته توأم با مقاومت محوری بود و در طول هر تمرین ثبت الکترومیوگرافی سطحی از عضلات انتخابی صورت گرفت.

یافته‌ها: سطح فعالیت هر یک از عضلات تراپزیوس فوقانی، اینفرااسپیناتوس و سه بخش عضله دلتوید در دو گروه اختلاف معنی‌دار داشت ($P<0/05$). نسبت فعالیت عضلات کمربند شانه‌ای در گروه آزمون رابطه تنگاتنگی با الگوی حرکتی مورد ارزیابی داشته و در واقع Task-dependent بود. از مجموع الگوهای حرکتی مورد ارزیابی، الگوی حرکتی D2E کمترین تغییرات و الگوی حرکتی Tripod بیشترین تغییرات را در حوزه سطح فعالیت از خود نشان دادند.

نتیجه‌گیری: کاهش سطح فعالیت عضلات اینفرااسپیناتوس و تراپزیوس میانی در بیماران با گیرافتادگی شانه باعث اختلال ثبات عملکردی مفصل شانه می‌شود. الگوی حرکتی D2E با ایجاد کمترین تغییرات در حوزه سطح فعالیت مناسب‌ترین الگو برای شروع بازآموزی حرکتی است و در مقابل الگوی حرکتی Tripod با ایجاد تغییر در کلیه شاخص‌های اندازه‌گیری به عنوان آخرین الگوی حرکتی در روند درمان پیشنهاد می‌شود.

واژه‌های کلیدی: مفصل شانه، سندرم گیرافتادگی شانه، الکترومیوگرافی سطحی، تمرین، بیومکانیک

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی ۲- استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه جندی‌شاپور اهواز ۳- مربی گروه فیزیوتراپی و دانشجوی دوره دکتری فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه جندی‌شاپور اهواز

* **نویسنده مسؤول، آدرس:** تهران، سعادت‌آباد، بلوار سرو غربی، پلاک ۳۰۹، واحد ۸ ● **آدرس پست الکترونیک:** mehrnaz_pt@yahoo.com

دریافت مقاله: ۱۳۸۷/۷/۲٤ **دریافت مقاله اصلاح شده:** ۱۳۸۷/۱۲/۱۸ **پذیرش مقاله:** ۱۳۸۸/۱/۱۹

مقدمه

سندرم گیرافتادگی شانه (shoulder impingement syndrome) و تاندونیت عضلات چرخاننده از شایع‌ترین علل درد و ناتوانی شانه (شیوع ۶۵-۴۴ درصد) می‌باشند (۱). حرکات تکراری که در طی فعالیت‌های روزانه انجام می‌شوند می‌توانند منجر به آسیب‌های متعدد تاندونی عضلانی شوند که در نهایت ایجاد پاتولوژی‌هایی از قبیل گیرافتادگی، تاندونیت چرخاننده‌های شانه و بورسیت می‌کنند. بر اساس مدل کینزیوپاتولوژیک حرکات تکراری به‌ویژه زمانی که حرکت از استانداردهای اصلی کینزیولوژیک خارج گردد منجربه آسیب بافتی می‌شود (۲). یکی از نقش‌های مهم فعالیت عضلانی افزایش سفتی مفصل است. تأمین ثبات عملکردی مفصل یا به عبارت دیگر حفظ شرایط هموستاز مفصل در طول حرکات بدن وابسته به مجموعه‌ای از مکانیزیم‌های پویا و ایستا است. ثبات عملکردی مفصل شانه از سویی به سلامت بافت‌های غیرفعال و مکانیک طبیعی مفاصل کتفی- پشتی و شانه و از سوی دیگر به یکپارچگی کنترل سیستم عصبی - عضلانی آن بستگی دارد که این یکپارچگی نیازمند تعادل بین قدرت، تحمل، انعطاف‌پذیری و کنترل عصبی - عضلانی می‌باشد. چنانچه هر یک از این عوامل دستخوش تغییر شود ثبات عملکردی مختل گردیده و در نتیجه آن آسیب رخ می‌دهد (۳).

از شاخص‌های مهم قابل بررسی در ارزیابی الگوی فعالیت عضلانی بررسی سطح فعالیت عضلانی می‌باشد. سطح فعالیت عضلانی نشان‌دهندهٔ میزان به‌کارگیری عضله در الگوی حرکتی هدف بوده و همچنین می‌تواند به‌عنوان مبنایی در بررسی اختلالات حرکتی مورد استفاده قرار گیرد.

در تحقیقات مختلف نسبت فعالیت عضلات کمربند شانه‌ای در افراد سالم و بیماران مبتلا به دردهای مفصل کتفی- پشتی و شانه اندازه‌گیری شده و همچنین اثرات وضعیت‌های مختلف شانه و تمرینات متعدد روی نسبت فعالیت عضلات کمربند شانه‌ای بررسی شده است (۷-۴). بر اساس یک مطالعه نسبت فعالیت عضلات چرخاننده شانه و دلتوید در افراد بیمار به‌صورت معنی‌داری نسبت به افراد سالم کمتر بوده‌است (۸). پژوهشگران در مطالعه‌ای دیگر به این نتیجه رسیده‌اند که بیشترین میزان فعالیت عضلات چرخانندهٔ شانه در هنگام انجام تمرین چرخش خارجی شانه در دو وضعیت رو به پهلو و خوابیده به شکم می‌باشد (۹).

اینمن (Inman) اولین محققی بوده که بر اهمیت زوج نیروهای عضلانی به عنوان یک اصل ضروری در مکانیک چرخشی مفصل کتفی- پشتی تأکید کرده است. شدت فعالیت عضلات در طول حرکت نقش به‌سزایی در هماهنگ نمودن حرکت اسکاپولا حین بالابردن اندام فوقانی دارد (۱۰). نتایج مطالعات انجام شده نشان می‌دهد که شدت فعالیت عضلات کمربند شانه‌ای حین انجام فعالیت‌های ایزومتریک و ایزوتونیک در بیماران مبتلا به سندرم گیر افتادگی شانه افزایش یا کاهش داشته است (۱۴-۱۱).

در هیچ‌یک از مطالعاتی که تاکنون انجام شده است مبنای تقسیم‌بندی، فعالیت‌های عملکردی زنجیره حرکتی نبوده است. از آنجا که این تقسیم‌بندی از نظر عملکردی اختصاصی‌تر است، این مطالعه با هدف بررسی فعالیت الکتریکی عضلات کمربند شانه‌ای در فعالیت‌های عملکردی انتخابی در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه و افراد سالم طراحی شده است. برای مقایسه فعالیت بین عضلات مختلف و افراد باید از یک مرجع استاندارد استفاده کرد که این روش نرمال‌سازی (Normalization) نام دارد. یکی از مشکلاتی که در گروهی از تحقیقات گذشته دیده می‌شود، عدم نرمال‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی در

آنها می‌باشد که تفسیر نتایج را با مشکلاتی روبرو می‌کند. در این تحقیق این مسئله مورد توجه قرار گرفته است.

روش بررسی

این بررسی که به روش شبه تجربی انجام شده بر روی دو گروه ۱۵ نفره از مردان و زنان سالم (میانگین سنی ۲/۴۲ ± ۲۵/۰۳ سال) به عنوان گروه شاهد و مردان و زنان مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه (میانگین سنی ۲/۶۲ ± ۲۴/۸۶ سال) به عنوان گروه آزمون صورت گرفت. کلیه افراد از بین بیمارانی که به درمانگاه ارتوپدی مورد نظر مراجعه می‌کردند به صورت نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده انتخاب شدند.

معیارهای ورود به مطالعه افراد شاهد عدم سابقه درد مفصل شانه، عدم سابقه جراحی یا صدمات شدید در اندام فوقانی، عدم تغییر شکل در اندام فوقانی و عدم فعالیت حرفه‌ای در یک رشتهٔ ورزشی و پرکردن فرم رضایت‌نامه کتبی بود، در صورتی که افراد مورد مطالعه یکی از معیارهای فوق را نداشتند از مطالعه خارج می‌شدند. معیارهای ورود به مطالعه افراد گروه آزمون وجود درد مفصل شانه، درد کمتر از ۳ مطابق با معیار VAS در حین انجام تست، مشاهده اختلال در الگوهای حرکتی مفصل کتفی- پشتی، عدم فعالیت حرفه‌ای در یک رشته ورزشی و پرکردن فرم رضایت‌نامه کتبی بود.

معیارهای خروج از مطالعه در گروه آزمون شامل شکستگی، دررفتگی، جراحی گردن یا شانه، التهاب کپسول شانه، ناهنجاری و بدشکلی در ناحیه گردن و درد و محدودیت حرکتی در گردن و شانه بودند، که توسط پزشک متخصص ارجاع داده می‌شدند.

برای انجام تحقیق حاضر از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی استفاده شد. پری‌آمپلی‌فایر مورد استفاده در این تحقیق دارای بهره CMRR۴×۱۰^{۳} (Common Mode Rejection Ratio) برابر با ۱۰۸×d B و ساخت شرکت MIE انگلستان بود. فرکانس نمونه‌برداری ۸۳۳ هرتز انتخاب شد. الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای چسبنده یک‌بار مصرف AgCl/AgI بودند. قبل از شروع به الکترودگذاری آماده‌سازی پوست انجام می‌گرفت. از مزیت‌های سیستم الکترومیوگرافی سطحی استفاده شده در این تحقیق وجود الکترود رفرنس برای هر کانال ثبت‌کننده به‌طور جداگانه بود که این خود باعث کاهش نویز (noise) و همچنین پدیده ثبت از عضلات مجاور (cross talk) بین کانال‌های مختلف می‌گردید.

الکترودگذاری به این صورت بود که ابتدا یک انقباض حداکثر از عضله به صورت ایزومتریک گرفته می‌شد همزمان لمس و مشاهده بالک عضله صورت می‌گرفت. الکترودهای ثبات در حد فاصل مرکز عصب‌دهی عضله و تاندون انتهایی قرار داده می‌شدند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر بود. الکترود زمین در کنار آنها و در فاصله‌ای برابر با آنها قرار می‌گرفت. سپس کابل‌ها به دستگاه انتقال‌دهنده و الکترودها متصل می‌شدند. الکترودها و کابل‌ها بر روی پوست ثابت می‌شدند تا از هرگونه حرکت و ایجاد آرتیفکت حرکتی (Motion Artifact) جلوگیری گردد. سپس از فرد خواسته می‌شد تا چند دقیقه‌ای راه برود تا به کابل‌ها عادت کند. زمان ثبت سیگنال‌ها ۵ ثانیه انتخاب شد. یک‌بار از فرد انقباض ایزوتونیک عضلات کمربند شانه‌ای گرفته می‌شد تا صحت کارکرد دستگاه و عدم وجود آرتیفکت حرکتی در سیگنال تأیید گردد سپس آزمون‌های اصلی تحقیق انجام می‌گرفت. برای انجام این تحقیق از ۲ دسته آزمون استفاده شد که مشتمل بر انقباضات ارادی با حداکثر مقاومت و ۶ الگوی حرکتی بود. به منظور انجام انقباضات مقاومتی ارادی حداکثر یک روند مشخص در نظر گرفته شد به این

صورت که قبل از گرفتن انقباض حداکثر ۳ ثانیه فعالیت عضله در سطح پایه حفظ می‌شد سپس انقباض مقاومتی حداکثر گرفته می‌شد که مدت زمان این انقباض ۵ ثانیه بود پس از آن ۳ ثانیه استراحت داده می‌شد تا فعالیت عضله به سطح پایه برگردد. این روند برای تک‌تک عضلات به‌کار برده شد (از این انقباض به منظور نرمال‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی استفاده شد). آزمون‌های حرکتی شامل ۶ الگوی حرکتی عملکردی بود. قبل از انجام هر الگوی حرکتی ۳ ثانیه فعالیت عضلات در الگوی مربوطه در سطح پایه حفظ می‌شد سپس دستور شروع الگوی حرکتی داده می‌شد مدت زمان انجام الگوی حرکتی ۵ ثانیه بود و پس از آن ۳ ثانیه استراحت داده می‌شد تا فعالیت عضلات دوباره به سطح پایه برگردد.

الگوهای حرکتی عملکردی مورد استفاده در این طرح پژوهشی عبارت بودند از :

۱- الگوی حرکتی press-up

بیمار روی صندلی قرار گرفته با هر دو دست لبه صندلی را می‌گرفت و با فشار دست‌ها روی لبه صندلی تنه را از روی آن بلند می‌کرد بدون اینکه از پاها برای بلندشدن کمک بگیرد .

۲- الگوی حرکتی Tripod

بیمار در وضعیت چهار دست و پا قرار می‌گرفت دست مورد آزمون بر روی تخته چرخشی قرار داده می‌شد و با دستور انجام الگوی حرکتی دست دیگر از روی زمین بلند می‌شد.

۳- الگوی حرکتی D2Flexion

اندام فوقانی در وضعیت اکستانسیون (Extension) اداکسیون (Adduction) و چرخش داخلی از ناحیه شانه قرار می‌گرفت و دستور حرکتی در جهت فلکسیون (Felexion)، ابداکسیون‌ها و چرخش خارجی شانه داده می‌شد. این حرکت با گرفتن یک عدد وزنه ۱ کیلویی انجام می‌شد.

۴- الگوی حرکتی D2Extension

اندام فوقانی در وضعیت فلکسیون، ابداکسیون و چرخش خارجی شانه قرار می‌گرفت و دستور حرکتی در جهت اکستانسیون، اداکسیون و چرخش داخلی شانه داده می‌شد. این حرکت با گرفتن یک عدد وزنه ۱ کیلویی انجام می‌شد.

۵- الگوی حرکتی ابداکسیون در صفحه فرونتال

اندام فوقانی در شروع حرکت در کنار بدن قرار می‌گرفت. دستور حرکتی ابداکسیون در صفحه فرونتال داده می‌شد.

۶- الگوی حرکتی ابداکسیون در صفحه اسکاپولا(scaption)

اندام فوقانی در شروع حرکت در کنار بدن قرار می‌گرفت و دستور حرکتی ابداکسیون در صفحه اسکاپولا داده می‌شد.

نحوهٔ انتخاب آزمون‌ها در کلیه آزمودنی‌ها به روش تصادفی بود. به منظور اطمینان از سلامت سیگنال ابتدا سیگنال خام الکترومیوگرافی مورد بررسی قرار می‌گرفت. در صورت وجود آرتیفکت حرکتی و یا نویز (Noise) سیگنال حذف شده و مجدداً آزمون گرفته می‌شد. در صورتی که سیگنال از لحاظ سلامت مورد تأیید قرار می‌گرفت ادامه کار که شامل محاسبه سطح فعالیت عضلانی بود شروع می‌شد. به منظور نرمال‌سازی سطح فعالیت عضلانی (Normalized EMG) پس از تعیین شاخص IAV (Integrated Activity Value) عضله هدف و تقسیم آن

بر شاخص IEMG حداکثر فعالیت عضلانی محاسبه و درصد فعالیت عضلانی تعیین می‌شد.

برای تجزیه و تحلیل آماری از برنامه SPSS نسخه ۱۱/۵ استفاده شد. در ابتدا آزمون کولموگروف- اسمیرنوف (kolmogorov-smirnov) برای بررسی انطباق داده‌ها با توزیع نرمال انجام شد (بر اساس نتایج کلیه متغیرها از قوانین توزیع نرمال پیروی می کردند). سپس برای بررسی نحوه وارد عمل شدن عضلات در الگوهای حرکتی مختلف از آزمون‌های ارزیابی‌های تکرار شونده (Repeated measures) استفاده شد. برای مقایسه الگوی فعالیت عضلانی کمربند شانه‌ای بین گروه شاهد و آزمون از آزمون تی‌مستقل (Independent t-test) استفاده شد.

لازم به ذکر است سطح معناداری در کلیه آزمون‌ها کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

نتایجی که از مقایسه سطح فعالیت عضلانی در دو گروه آزمون و شاهد در الگوهای حرکتی عملکردی به‌دست آمد به‌شرح زیر می‌باشد:

- الگوی حرکتی ابداکسیون در صفحه فرونتال

در مقایسه درصد به کارگیری فعالیت عضلانی در عضلات مورد بررسی سه عضلهٔ تراپزیوس میانی، دلتوید میانی و اینفرااسپیناتوس در گروه آزمون نسبت به گروه شاهد به شکل معناداری افزایش سطح فعالیت نشان دادند (P<۰/۰۵، شکل ۱- الف).

- الگوی حرکتی ابداکسیون در صفحه اسکاپولار

در گروه آزمون در مقایسه با گروه شاهد افزایش سطح فعالیت کلیه عضلات مشاهده شد که در عضله تراپزیوس میانی حدود دو برابر و از لحاظ آماری‌معنی‌دار بود (P<۰/۰۵، شکل ۱-ب)

- الگوی حرکتی D2F

بیشترین تغییرات قابل مشاهده در سطح فعالیت در مقایسه گروه آزمون با گروه شاهد در عضلات تراپزیوس میانی، تراپزیوس فوقانی و دلتوید خلفی بود که از لحاظ آماری معنی‌دار می‌باشد (P< ۰/۰۵، شکل ۱- ج).

- الگوی حرکتی D2E

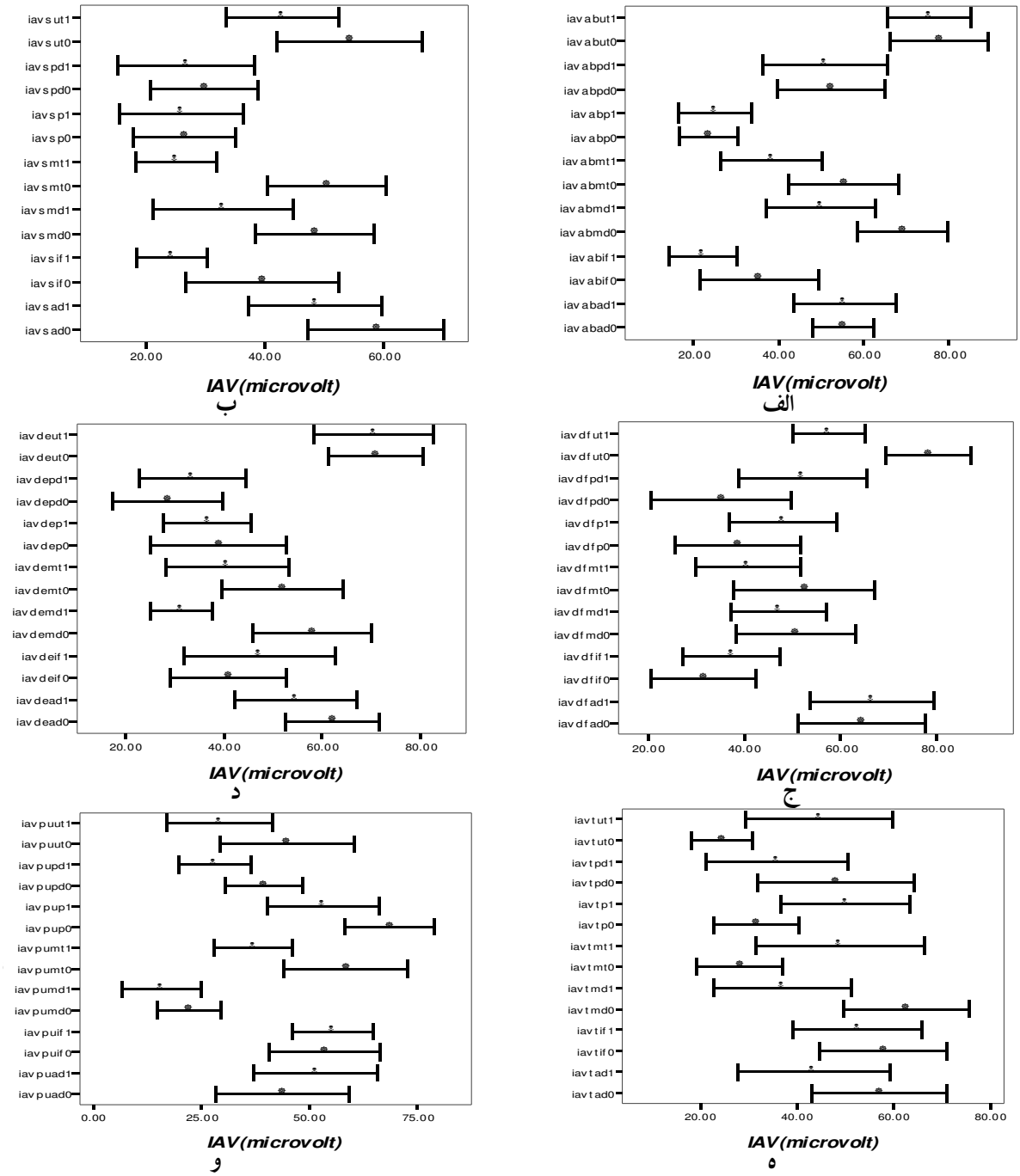
در بررسی کلی مشاهده شد که میزان تغییرات سطح فعالیت در دو گروه آزمون و شاهد بسیار ناچیز بوده و در اغلب موارد مشابه می‌باشد (شکل ۱- د).

- الگوی حرکتی Tripod

در بررسی سطح فعالیت عضلات در دو گروه آزمون و شاهد تغییرات در کلیه عضلات مورد بررسی حداکثر می‌باشد که از آن میان به غیر از مجموعه عضلات دلتوید که در گروه آزمون در مقایسه با گروه شاهد افزایش سطح فعالیت از خود نشان دادند در سطح فعالیت بقیه عضلات کاهش قابل ملاحظه‌ای دیده شد. همه این تغییرات از لحاظ آماری معنی‌دار می‌باشد (P< ۰/۰۵، شکل ۱- ه).

- الگوی حرکتی press- up

افزایش سطح فعالیت در کلیه عضلات به جز عضله اینفرااسپیناتوس در مقایسه گروه آزمون با کنترل مشاهده می‌شود که معنی‌دار می‌باشد (P<۰/۰۵، شکل ۱-و).



شکل ۱. *نسبت فعالیت عضلات در الگوهای حرکتی ابداکسیون در صفحه فرونتال(الف)، ابداکسیون در صفحه اسکاپولا ر(ب)، D2F(ج)، D2E (د)، tripod(ه) و press up(و)*

Ab: آزمون ابداکسیون، s: آزمون Scaption، df: آزمونD2F، de: آزمون D2E، t: آزمون Tripod، p: آزمون Pressup، ut: عضله تراپزیوس فوقانی، pd: عضله دلتوئید خلفی،p: عضله پکتورالیس ماژور، mt: عضله تراپزیوس میانی، md: عضله دلتوئید میانی،IF: عضله اینفرا اسپیناتوس، ad: عضله دلتوئید قدامی، 0: گروه بیمار، 1: گروه سالم

بحث

کنترل عصبی - عضلانی عبارت از پاسخ‌های وابران (حرکتی) به اطلاعات آوران (حسی) می‌باشد (۱۵). مهم‌ترین آوران در کنترل سیستم عصبی - عضلانی اطلاعات حس عمقی می‌باشد (۱۶). میزان دقت و صحت اطلاعات حس عمقی در کنترل و ثبات مفصل نقش حیاتی دارد. ثبات عملکردی مفصل ناشی از ارتباط و تعامل ترکیبی اجزای ایستا و پویا می‌باشد(۱۷). از آنجا که در کمربند شانه‌ای عضله تراپزیوس میانی به عنوان عضله ثبات‌دهنده دینامیک و تنظیم کننده رابطه حرکتی بین استخوان‌های کتف و بازو و عضلات پکتورالیس ماژور و تراپزیوس فوقانی به عنوان ثبات‌دهنده‌های بالایی کمربند شانه‌ای می‌باشند صحت و دقت کارکرد عصبی عضلانی در این عضلات نقش مهمی در ثبات دینامیک مفصل شانه دارد (۱۸). برای ایجاد ثبات عملکردی در یک مفصل وجود سفتی عضلانی عامل مهمی می‌باشد. سفتی عضلانی شامل سفتی درونی و سفتی رفلکسی است (۱۷). سطح فعالیت عضلات عمل‌کننده در یک پاسخ واکنشی به عوامل زیر بستگی دارد (۱۹):

۱- راستای اعمال حرکت ۲- میزان جابه‌جایی ۳- نوع جابه‌جایی مرکز ثقل یا سطح اتکا ۴- سرعت اعمال اغتشاش ۵- صفحه جابه‌جایی و اعمال اغتشاش

این مطالعه با هدف بررسی سطح فعالیت عضلانی عضلات پکتورالیس ماژور، تراپزیوس فوقانی و میانی، اینفرااسپیناتوس و سه بخش عضله دلتوید در طول فعالیت‌های عملکردی انتخابی و انقباضات مقاومتی ارادی حداکثر صورت گرفت. از انقباضات مقاومتی ارادی حداکثر برای نرمال‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی در عضلات مربوطه استفاده شد. با توجه به نتایج به‌دست آمده از گروه شاهد معلوم شد که نسبت فعالیت عضلات کمربند شانه‌ای در الگوهای حرکتی عملکردی به‌طور معناداری بیشتر از انقباض ایزومتریک است. در گروه بیماران با علائم گیرافتادگی شانه در بعضی از الگوهای حرکتی نسبت فعالیت عضلات کمربند شانه‌ای به‌طور معناداری بیشتر از انقباض ایزومتریک بود اما در بعضی دیگر تفاوت معنی‌دار وجود نداشت لذا مشاهده شد که نسبت فعالیت عضلات در بیماران وابسته به الگوی حرکتی (Task dependent) شده است. نتایج تحقیق هینترمستر (Hintermester) و همکاران نیز مؤید همین مطلب است (۴). در بیشتر مطالعاتی که تاکنون انجام شده است سطح فعالیت عضلانی عضلات کمربند شانه‌ای در حرکات تک صفحه‌ای بررسی شده‌است. به عنوان مثال در مطالعه‌ای سطح فعالیت عضلات تراپزیوس فوقانی و تحتانی و سراتوس قدامی در حرکت بالا بردن بازو در صفحه اسکاپولار بررسی شده که نتایج افزایش فعالیت عضلات تراپزیوس و کاهش فعالیت سراتوس قدامی را در افراد با گیرافتادگی شانه نشان داده است (۱۴). در پژوهش دیگری سطح فعالیت عضلات دلتوید و چرخاننده شانه در افراد سالم با بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه حین ابداکسیون در صفحه اسکاپولار به صورت ایزوتونیک از ۳۰ تا ۱۲۰ درجه ارزیابی شده و نتایج نشان‌داده که در بیماران سطح فعالیت عضلات مذکور در دامنه ۳۰ تا ۶۰ درجه به صورت معناداری نسبت به افراد سالم کمتر است (۸).

در پژوهش حاضر برای بررسی سطح فعالیت عضلانی، بر اساس تقسیم‌بندی لفارت (۳) شش الگوی حرکتی هدف انتخاب شد. هدف از انتخاب این الگوهای حرکتی: ۱) انتخاب الگوهای حرکتی ساده به پیچیده ۲) بدون اعمال نیروی محوری و توأم با نیروی محوری ۳) بدون چرخش محوری و توأم با چرخش محوری بود. لذا الگوهای حرکتی ابداکسیون در دو صفحه اسکاپولار و فرونتال به عنوان الگوهای حرکتی ساده، الگوهای حرکتی D2F و D2E به عنوان الگوهای حرکتی با چرخش محوری اندام و الگوهای حرکتی press-up و Tripod به عنوان الگوهای حرکتی توأم با نیروی محوری انتخاب شدند. گفته شده که تمرینات

زنجیره بسته باعث افزایش تطابق سطوح مفصلی و تحریک بیشتر گیرنده‌های حس عمقی شده و به‌دنبال افزایش تحریک گیرنده‌های حس عمقی انسجام بیشتری در واحدهای عصبی - عضلانی صورت می‌پذیرد و هماهنگی و کنترل حرکت عضلات بهبود می‌یابد (۲۰). تغییرات رابطه تنگاتنگی با الگوی حرکتی مورد ارزیابی داشته که این رابطه را می‌توان ناشی از راستای انجام حرکت و میزان فشار بر روی فضای آناتومیک هدف دانست.

مقایسه الگوهای حرکتی مختلف در گروه کنترل نشان داد که نسبت فعالیت عضلات پکتورالیس ماژور، تراپزیوس فوقانی و میانی، اینفراسپیناتوس و سه بخش عضله دلتوید در الگوهای حرکتی ابداکسیون و press-up به نسبت سایر الگوهای حرکتی به طور معناداری بیشتر می‌باشد و در الگوی حرکتی Tripod این نسبت به میزان قابل‌توجهی کمتر می‌باشد.

در گروه بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه نسبت فعالیت عضلات مورد نظر در الگوهای حرکتی ابداکسیون، D2F و press-up به نسبت سایر الگوهای حرکتی به طور معناداری بیشتر و در الگوی حرکتی Tripod این نسبت کمتر بود.

مقایسه نسبت فعالیت عضلات کمربند شانه‌ای در افراد سالم و بیمار نشان داد که از مجموع الگوهای حرکتی مورد ارزیابی الگوی D2E کمترین تغییرات را در حوزه سطح فعالیت از خود نشان می‌دهد و مناسب‌ترین الگو برای شروع بازآموزی حرکتی در این بیماران است. در مقابل الگوی حرکتی Tripod قرار دارد که در حوزه سطح فعالیت تغییرات را در کلیه شاخص‌های اندازه‌گیری ایجاد کرده است و پیشنهاد می‌شود به عنوان آخرین الگوی حرکتی در روند درمان در نظر گرفته شود.

از جمله محدودیت‌های این پژوهش می‌توان موارد زیر را برشمرد:

۱- در دستگاه الکترومیوگرافی برای انتخاب فرکانس نمونه‌برداری محدودیت وجود داشت.

۲- عضله ترس مینور به دو دلیل عمقی بودن عضله و پدیده تداخل امواج با عضله اینفراسپیناتوس از مجموعه عضلات مورد بررسی حذف گردید.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به‌دست آمده در این تحقیق می‌توان چنین عنوان نمود که در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه کنترل عصبی- عضلانی مجموعه عضلات کمربند شانه‌ای براساس مدل کینزیوپاتولوژیک دچار اختلال می‌شود. کاهش سطح فعالیت عضلات اینفراسپیناتوس و تراپزیوس میانی در بیماران با گیرافتادگی شانه باعث اختلال ثبات عملکردی مفصل شانه می‌شود.

Normalized Electromyography of Shoulder Muscles during Selected Functional Tasks of Upper Limb in Patients with Shoulder Impingement Syndrome

Kajbaf Vala M., M.Sc.[1*], Shaterzadeh M.J., Ph.D.[2], Goharpey Sh., Ph.D.[2], Esfandiarpour F., M.Sc.[3], Salehi R.,M.Sc.[3]

1. Physiotherapist
2. Assistant Professor of physiotherapy, Rehabilitation School, Ahwaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahwaz, Iran
3. Instructor of physiotherapy, Rehabilitation School, Ahwaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahwaz, Iran

* Corresponding author, e-mail:mehrnaz_pt@yahoo.com

(Received 16 Oct. 2008 Accepted 8 April 2009)

Abstract

Background & Aims: Precise muscle activity pattern is required to maintain normal shoulder function and any alteration in muscle activity can result in movement impairment. The purpose of this study was to assess normalized electromyography (EMG) of shoulder muscles during selected functional tasks of upper limb in patients with shoulder impingement syndrome.

Methods: Test group consisted of 15 subjects with shoulder impingement syndrome selected by nonprobability convenient sampling and control group consisted of 15 matched healthy subjects. In each group selected exercises including open kinetic chain with and without external load and closed kinetic chain with axial load were done and during each exercise surface EMG from selected muscle was recorded.

Results: There was significant difference between the two groups in the activities of upper trapezius, infraspinatus and three regions of deltoid muscle ($P<0.05$).changes in normalized EMG were task dependent. Among all selected exercises, D_2E showed minimum changes and tripod showed maximum changes in muscle activity domain.

Conclusion: Decrease in activity domain of infraspinatus and trapezius muscles in patients with shoulder impingement syndrome causes impairment of shoulder function. D2E with causing minimum changes and Tripod with causing maximum changes in muscles activity domain are suggested respectively as the first and the last activity patterns in the treatment of these patients.

Keywords: Shoulder joint, Shoulder impingement syndrome, Electromyography, Exercise, Biomechanics

Journal of Kerman University of Medical Sciences, 2009; 16(4): 297-306

References

1. Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin Biomech* 2003: 18(5): 369-79.
2. Sachrmann SH. Diagnosis and treatment of movement impairment syndrome. Vol 1, Mosby, Missari, 2002; p3.
3. Kibler W.B., Ivingston B. Closed-chain rehabilitation upper and lower extremities. *J Am Acad Orthop Surg* 2001; 6:412-21.
4. Hintermeister RA, Lange G.W, Schultheis JM, Bey MJ, Hawkins RJ. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am J Sports Med* 1998; 26(2): 210-20.
5. Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles

during surface EMG Analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 2005; 15(4): 418- 28.

6. Illyes A, Kiss RM. Shoulder Muscle activity during Pushing, Pulling, elevation and overhead throw. *J Electromyogr Kinesiol* 2005; 15(3): 282- 9.
7. Myers JB, Pasquale MR, Laudner KG, Sell TC, Bradley JP, Lephart SM. On – the field resistance- tubing exercises for throwers. An electromyographic Analysis. *J Athl Train* 2005; 40(1): 15-22.
8. Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *J Shoulder and Elbow Surg* 2000; 9(6): 519- 23.
9. Rainold MM, Wilk KE, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Chmielewski T, et al. Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculatrure during common shoulder external rotation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2004; 34 (7): 385- 94.
10. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *J Sports Med* 2003; 31(4): 542-9.
11. Hebert LJ, Moffet H, Mcfadyen BJ, Dionne CE. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(1): 60-9.
12. Lucas KR, Polus BI, Rich PA. Temporal sequence of muscle recruitment during scapular plane elevation: *A pilot Study* 2005
13. Ludewig PM, Hoff MS, Osowski EE, Meschke SA, Rundquist PJ. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push- up exercises. *Am J Sports Med* 2004; 32(2): 484-93.
14. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther* 2000; 80(3): 279-91.
15. Williams GN, Chemielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder- mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31(10): 546-66.
16. Henry SM, Fung J, Horak FB. Effect of stance width on multidirectional postural responses. *J Neurophysiol* 2001; 85(2): 559-70.
17. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train* 2002; 37(1):71-9.
18. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train* 2002; 37(1): 80-4.
19. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther* 1997; 77(5): 517-33.
20. Mc Conell J. The management of chondromalacia patellae: A long term solution. *The Aust J of physiotherapy* 1986; 32: 215-23