

مقایسه الگوی فعالیت عضلانی کمر بند شانه‌ای در فعالیت‌های عملکردی انتخابی بین بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه و افراد سالم

*مهرناز کجیاف والا^۱، محمد جعفر شاطرزاده^۲، شاهین گوهرپی^۳، فاطمه اسفندیاریپور^۲، رضا صالحی^۲

چکیده

هدف: هدف این تحقیق مقایسه الگوی فعالیت عضلانی کمر بند شانه‌ای در بیماران دچار سندرم گیرافتادگی شانه و افراد سالم در الگوهای حرکتی عملکردی می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه مقایسه‌ای مورد-شاهدی، ۱۵ بیمار مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه به صورت ساده و در دسترس از بین مراجعین کلینیک ارتوپدی اوستا و ۱۵ فرد سالم از طریق هم‌تاسازی با بیماران انتخاب و با استفاده از ثبت الکترومیوگرافی سطحی از عضلات سینه‌ای بزرگ، دوزنقه‌ای فوقانی و میانی، تحت خاری و سه بخش عضله سه‌گوش (دلتوئید)، فعالیت الکتریکی و وارد عمل شدن عضلات مذکور در حین فعالیت‌های عملکردی الگوهای حرکتی زنجیره‌باز با و بدون اعمال مقاومت خارجی و الگوهای حرکتی زنجیره بسته توأم با مقاومت محوری در دو گروه مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت. برای تحلیل داده‌ها از آزمون تی مستقل استفاده شد.

یافته‌ها: الگوهای زمانی متفاوتی از توالی وارد عمل شدن عضلات در هر یک از دو گروه سالم و بیمار حین فعالیت‌های عملکردی مذکور وجود داشت. به این ترتیب که زمان وارد عمل شدن هر یک از عضلات دوزنقه‌ای فوقانی، تحت خاری و سه بخش عضله سه‌گوش بین دو گروه اختلاف معنادار داشت ($P < 0.05$).

نتیجه‌گیری: تغییرات در الگوی فعالیت عضلانی رابطه تنگاتنگی با الگوی حرکتی مورد ارزیابی دارد که این رابطه ناشی از راستای انجام حرکت و میزان فشار بر روی فضای آناتومیک هدف است. الگوی حرکتی دی ۲ اکستنشن کمترین تغییرات و الگوی حرکتی تری‌پاد بیشترین تغییرات را در حوزه زمان از خود نشان دادند.

کلید واژه‌ها: الگوی فعالیت عضلانی / الگوهای حرکتی عملکردی / کمر بند شانه‌ای / سندرم گیرافتادگی شانه / الکترومیوگرافی سطحی

۱. کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپوراهواز
 ۲. دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپوراهواز
 ۳. دانشجوی دکترای فیزیوتراپی، عضو هیئت علمی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپوراهواز

تاریخ دریافت مقاله: ۸۷/۸/۵

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۵/۳

* آدرس نویسنده مسئول:

اهواز، خ گلستان، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور، دانشکده توانبخشی، گروه فیزیوتراپی
 تلفن: ۰۶۱۱-۳۷۴۳۱۰۶

*E-mail: mehrnaz_pt@yahoo.com



مقدمه

سندرم گیرافتادگی شانه^۱ از شایعترین علل درد و ناتوانی شانه (شیوع ۴۴ تا ۶۵ درصد) است (۱). بر اساس مدل کینزیوپاتولوژیک^۲، حرکات تکراری به‌ویژه زمانی که حرکت از استانداردهای اصلی کینزیولوژیک خارج گردد، منجر به آسیب بافتی می‌شود (۲). یکی از نقش‌های مهم فعالیت عضلانی، افزایش سفتی مفصل^۳ است. تأمین ثبات عملکردی مفصل^۴ یا به عبارت دیگر حفظ شرایط هموستاز مفصل در طول حرکات بدن وابسته به مجموعه‌ای از مکانیزمهای پویا^۵ و ایستا^۶ است. یک جنبه مهم در معاینات بالینی مفصل شانه، ارزیابی الگوی فعالیت مجموعه عضلاتی است که در ارتباط با آن عمل می‌کنند. بر پایه مشاهدات بالینی اغلب مشکلات شانه ناشی از اختلال در زمانبندی فعالیت عضلات مفصل کتفی - پشتی است (۳). کاملاً روشن است که اسکاپولا نقش مهمی در ثبات و تحرک مفصل شانه دارد. تغییرات ناچیز در عملکرد عضلات کتفی - پشتی می‌تواند راستا و نیروهای درگیر در حرکت مفصل شانه را تحت تأثیر قرار دهد. این تغییرات می‌تواند باعث اعمال بار اضافی بر عضلات و بروز علائم گیرافتادگی شود (۴).

توالی زمانی وارد عمل شدن عضلات در طول حرکت فاکتور مهمی در هماهنگی حرکات اسکاپولا و بازو می‌باشد. اینمن^۷ اولین محقق بود که بر اهمیت زوج نیروهای عضلانی به عنوان یک اصل ضروری در مکانیک چرخشی مفصل کتفی - پشتی تأکید کرد (۴). ترتیب زمانی و شدت فعالیت عضلات در طول حرکت نقش به‌سزایی در هماهنگ نمودن حرکت اسکاپولا حین بالا بردن اندام فوقانی دارد (۴). نتایج مطالعات انجام شده نشان می‌دهد که ترتیب وارد عمل شدن عضلات کمر بند شانه‌ای حین انجام فعالیت‌های ایزومتریک^۸ و ایزوتونیک^۹ در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه افزایش یا کاهش داشته است (۵-۸). کول و همکاران تفاوت‌های واضحی در زمان تأخیر عضلات کمر بند شانه‌ای در دو گروه سالم و بیمار مشاهده کردند که از نظر آماری معنادار بود (۴). بر اساس مطالعات گذشته در کل شواهدی که وجود الگوهای غیر طبیعی فعالیت عضلانی در این بیماران را نشان دهد محدود است (۴). بیشتر مطالعاتی که تاکنون انجام شده به بررسی زمانبندی فعالیت عضلانی در حرکات تک صفحه‌ای پرداخته و مبنا الگوهای حرکتی عملکردی نبوده است. لذا در این پژوهش با هدف بررسی الگوی فعالیت عضلانی در الگوهای حرکتی عملکردی اندام فوقانی بر اساس تقسیم بندی لفارت (۳) شش الگوی حرکتی هدف انتخاب شد. هدف از انتخاب این الگوهای حرکتی، انتخاب الگوهای حرکتی ساده به پیچیده بدون اعمال نیروی محوری و توأم با

نیروی محوری و بدون چرخش محوری و یا توأم با چرخش محوری بود. لذا الگوهای حرکتی ابداسیون در دو صفحه اسکاپولار و فرونتال به عنوان الگوهای حرکتی ساده، الگوهای حرکتی دی^{۱۰} فلکشن^{۱۱} و دی^{۱۲} اکستنشن^{۱۲} به عنوان الگوهای حرکتی با چرخش محوری اندام و الگوهای حرکتی تری‌پاد^{۱۳} و پرس‌آپ^{۱۳} به عنوان الگوهای حرکتی توأم با نیروی محوری انتخاب شدند. این مطالعه با هدف بررسی مقایسه ای الگوی فعالیت عضلانی کمر بند شانه‌ای در فعالیت‌های عملکردی انتخابی در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه و افراد سالم طراحی شده است.

روش بررسی

این بررسی بر روی دو گروه ۱۵ نفره از مردان و زنان سالم (میانگین سنی ۲۴/۴۶±۲/۴۷) به عنوان گروه کنترل و مردان و زنان مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه (میانگین سنی ۲۵/۲۰±۲/۶۲) به عنوان گروه آزمون از بین مراجعین به کلینیک ارتوپدی اوستا صورت گرفت. کلیه افراد از جامعه در دسترس به صورت نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده انتخاب شده بودند. معیارهای ورود به مطالعه افراد کنترل عبارت بودند از: عدم سابقه درد، جراحی یا صدمات شدید در اندام فوقانی.

معیارهای ورود به مطالعه افراد گروه آزمون عبارت بودند از: وجود درد مفصل شانه، درد کمتر از ۳ مطابق با معیار VAS در زمان انجام تست، مشاهده اختلال در الگوی حرکتی مفصل کتفی - پشتی، عدم فعالیت حرفه‌ای در یک رشته ورزشی.

معیارهای خروج از مطالعه در گروه آزمون شامل شکستگی، دررفتگی، جراحی گردن یا شانه، التهاب کپسول شانه، ناهنجاری و بدشکلی در ناحیه گردن، درد و محدودیت حرکتی در گردن و شانه بودند که توسط پزشک متخصص تشخیص داده می‌شد. همه افراد رضایت نامه کتبی را از جهت انجام مراحل آزمون و مسائل اخلاقی پر کرده بودند.

در ابتدا مطالعه متدولوژیک (pilot) بر روی یک گروه ۵ نفره از افراد سالم انجام شد که طی آن کلیه مراحل تحقیق مورد بررسی قرار گرفت و پس از رفع مواردی چند در روش کار مرحله اصلی تحقیق انجام پذیرفت. جهت انجام تحقیق حاضر از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی استفاده شد. هدف از انتخاب این دستگاه غیر اختصاصی بودن آن است،

- | | |
|---------------------------------|------------------------------|
| 1-Shoulder impingement syndrome | 2-Kinesiopathologic model |
| 3-Joint stiffness | 4-Functional joint stability |
| 5-Dynamic | 6-Static |
| 7-Inman | 8-Isometric |
| 9-Isotonic | 10-D2F (Diagonal 2 Flexion) |
| 11-D2E (Diagonal 2 Extension) | 12-Tripod |
| 13-Press-up | |



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 که سرعت حرکت با مترونوم کنترل می‌شد و پس از آن ۳ ثانیه استراحت داده می‌شد تا فعالیت عضلات مجدداً به سطح پایه برگردد.

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

۱- الگوی حرکتی پرس آپ: بیمار روی صندلی قرار می‌گرفت 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 جهت بلند شدن کمک بگیرد (شکل ۱).



شکل ۱

۲- الگوی حرکتی تری‌پاد: 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 (شکل ۲).



شکل ۲

- | | |
|----------------------------------|--------------------------------|
| 1- preamplifier | 2- Common mode rejection ratio |
| 3- Adhesive disposable electrode | 4- Innervation |
| 5- Pectoralis major | 6- Sternal |
| 7- Infraspinatus | 8- Tres minor |
| 9- Deltoid | 10- Trapezius |
| 11- Motion artifact | |

میدان دید وسیعی دارد و چون گروه عضلات را در بر می‌گیرد به منظور ثبت الگوی حرکتی در این پژوهش مناسب است. پری آمپلی فایر^۱ مورد استفاده در این تحقیق دارای بهره^۳ 4×10^3 ، $CMRR^2$ برابر با ۱۰۸ dB و ساخت شرکت MIE انگلستان بود. فرکانس نمونه برداری ۸۳۳ هرتز انتخاب شد. الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای چسبنده^۳ یکبار مصرف AgI/AgCl بودند.

الکتروود گذاری به روش دلوکا و باسماژین (۹) انجام گرفت. بدین صورت که یک انقباض حداکثر از عضله به صورت ایزومتریک گرفته می‌شد و همزمان لمس و مشاهده با لک عضله صورت می‌گرفت. الکترودهای ثبات در بین حد فاصل مرکز عصب دهی^۴ عضله و تاندون انتهایی قرار داده می‌شدند. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی متر بود. الکتروود گذاری به شرح زیر صورت گرفت:

- عضله سینه‌ای بزرگ^۵: بخش جناغی^۶ روی یک سوم فاصله بین برجستگی بزرگ تا زائده گریفویید در حالی که فرد بازویش را ۹۰ درجه دور کرده است (abduction).
- عضله تحت خاری^۷ و گرد کوچک^۸: روی یک دوم فاصله بین زاویه تحتانی تار ریشه خار استخوان کتف (scapula) و ۲ سانتی متر خارج تر از لبه داخلی استخوان کتف.
- سه‌گوش^۹ قدامی و خلفی: روی یک پنجم فاصله بین آکرومیون تا اپیکوندیل خارجی از قدام و خلف.
- سه‌گوش میانی: در وسط فاصله بین زائده غرابی (آکرومیون) و محل اتصال سه‌گوش به استخوان بازو.
- دوزنقه‌ای^{۱۰} فوقانی: در وسط فاصله بین زائده خاری هفتمین مهره گردنی و لبه خلفی زائده آکرومیون در راستای خط دوزنقه‌ای
- دوزنقه‌ای میانی: در وسط خط افقی بین ریشه خار استخوان کتف و مهره‌های پشتی سینه‌ای.

الکتروود زمین در کنار آنها و در فاصله‌ای برابر با آنها قرار می‌گرفت. سپس کابلها به دستگاه انتقال دهنده و الکترودها متصل می‌شدند. الکترودها و کابلها بر روی پوست ثابت می‌شدند تا از هرگونه حرکت و ایجاد حرکت مصنوعی^{۱۱} جلوگیری گردد. سپس از فرد خواسته می‌شد تا چند دقیقه‌ای راه برود تا به کابل‌ها عادت کند. زمان ثبت سیگنال ۵ ثانیه انتخاب شد. یکبار از فرد انقباض ایزوتونیک عضلات کمر بند شانه‌ای گرفته می‌شد تا صحت کارکرد دستگاه و عدم وجود آرتیفکت حرکتی در سیگنال تأیید گردد، صحت ثبت سیگنال مناسب با بررسی طیف فرکانس صورت می‌گرفت که می‌بایستی از منحنی توزیع نرمال تبعیت می‌کرد. در ادامه آزمونهای اصلی تحقیق انجام می‌گرفت که مشتمل بر ۶ الگوی حرکتی بود. قبل از انجام هر الگوی حرکتی ۳ ثانیه



شکل ۶

۶- الگوی حرکتی ابداکسیون در صفحه اسکاپولا^۵: اندام فوقانی در شروع حرکت در کنار بدن قرار می‌گیرد و دستور حرکتی ابداکسیون در صفحه اسکاپولا داده می‌شد (شکل ۶).



شکل ۶

نحوه 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 حرکت مصنوعی و کاذب و یا پارازیت^۶، سیگنال حذف شده و مجدداً آزمون گرفته می‌شد. در صورتی که سیگنال از لحاظ سلامت مورد تأیید قرار می‌گرفت، ادامه کار که شامل یافتن زمان شروع و زمان حداکثر بود شروع می‌شد. این کار بر روی سیگنال envelope انجام می‌گرفت. Envelope یک سیگنال یک سو شده است که از یک فیلتر پایین گذر^۷ عبور کرده باشد. زمان شروع در الگوهای حرکتی به طور قراردادی لحظه جدا شدن و افزایش مداوم سیگنال الکترومیوگرافی از سطح دامنه پایه فرض شد و زمان حداکثر زمانی که سیگنال به حداکثر میزان خود می‌رسید. جهت تجزیه و تحلیل آماری از برنامه اس.پی.اس.اس. نسخه ۱۱/۵

1- Extension
3- lexion
5- Scaption
7 - Low pass filter

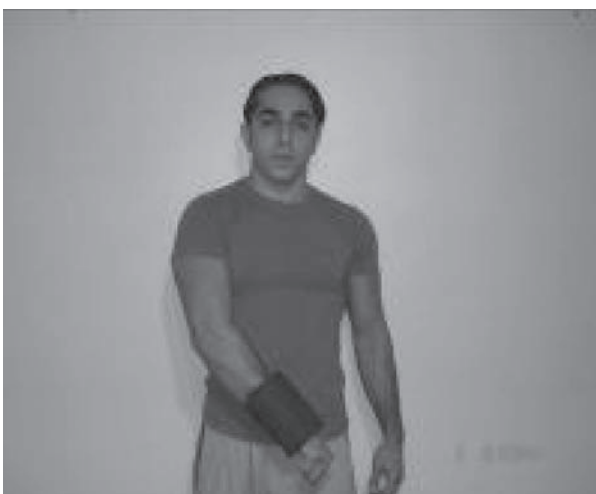
2- Adduction
4- Abduction
6 -Noise

۳- الگوی حرکتی دی^۲ فلکشن: اندام فوقانی در وضعیت اکستانسیون^۱، اداکسیون^۲ و چرخش داخلی از ناحیه شانه قرار می‌گیرد و دستور حرکتی در جهت فلکسیون^۳، ابداکسیون^۴ و چرخش خارجی شانه داده می‌شد این حرکت با گرفتن یک عدد وزنه ۱ کیلویی انجام می‌شد (شکل ۳).



شکل ۳

۴- الگوی حرکتی دی^۲ اکستنشن: اندام فوقانی در وضعیت فلکسیون، ابداکسیون و چرخش خارجی شانه قرار می‌گیرد و دستور حرکتی در جهت اکستانسیون، اداکسیون و چرخش داخلی شانه داده می‌شد این حرکت با گرفتن یک عدد وزنه ۱ کیلویی انجام می‌شد (شکل ۴).



شکل ۴

۵- الگوی حرکتی ابداکسیون در صفحه فرونتال: اندام فوقانی در شروع حرکت در کنار بدن قرار می‌گیرد و دستور حرکتی ابداکسیون در صفحه فرونتال داده می‌شد (شکل ۵).

1- Extension



جدول ۱- مقایسه متغیرهای پایه ای و زمینه ای در دو گروه سالم و بیمار

متغیر	گروه	میانگین	انحراف معیار	مقدار احتمال
وزن	سالم	۶۵/۹۳	۸/۹۷	۰/۶۵۳
	بیمار	۶۴/۴۰	۹/۴۷	
قد	سالم	۱/۶۹	۰/۰۸۶	۰/۳۵۹
	بیمار	۱/۶۶	۰/۰۸۵	
سن	سالم	۲۴/۴۶	۲/۴۷	۰/۴۳۸
	بیمار	۲۵/۲۰	۲/۶۲	

نتایج حاصل از مقایسه متغیرهای تحقیق (زمان شروع به فعالیت عضلات در الگوهای حرکتی مورد نظر) بین افراد سالم و بیماران مبتلا به گیرافتادگی شانه نیز در جدول شماره ۲ درج شده است.

جدول ۲- مقایسه زمان وارد عمل شدن عضلات در شش الگوی حرکتی عملکردی بین دو گروه سالم و بیمار

عضله	گروه	اسکیشن			ابداکشن			دی ۲ ای			دی ۲ اف			پرس آب			تری پاد		
		مقدار	انحراف معیار	میانگین	مقدار	انحراف معیار	میانگین	مقدار	انحراف معیار	میانگین	مقدار	انحراف معیار	میانگین	مقدار	انحراف معیار	میانگین	مقدار	انحراف معیار	میانگین
سینه‌ای بزرگ	بیمار	۰/۵	۰/۵۳	۰/۷۱	۰/۷۶	۰/۷۱	۰/۷۱	۰/۹	۰/۸۳	۰/۱۴	۰/۲۵	۰/۴۱	۰/۵۴	۰/۰۵	۰/۷۲	۰/۰۷	۰/۰۷	۰/۰۷	۰/۶۷
دوزنقه‌ای فوقانی	سالم	۰/۵۱۰	۰/۳۷	۰/۷	۰/۷۸	۰/۷	۰/۱۹	۰/۹۹	۰/۸۲	۰/۱۸	۰/۳۲	۰/۴	۰/۴۶	۰	۰/۵۷	۰/۰۵۴	۰/۰۵۴	۰/۰۵۴	۰/۶۷
دوزنقه‌ای میانی	بیمار	۰/۲۹	۰/۲۱	۰/۱۹	۰/۲۱	۰/۱۹	۰/۱۹	۰/۰۱	۰/۳۶	۰/۲۱	۰/۲۳	۰/۲۳	۰/۳۴	۰/۰۳	۰/۵۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲
دوزنقه‌ای تحتانی	سالم	۰/۰۹	۰/۱۹	۰/۱۳	۰/۱۴	۰/۱۳	۰/۱۳	۰/۰۱	۰/۳۶	۰/۲۱	۰/۲۳	۰/۲۱	۰/۴۱	۰/۰۸	۰/۶۱	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۲
تحت خاری	بیمار	۰/۴۴	۰/۳۷	۰/۳۷	۰/۳۴	۰/۳۷	۰/۳۷	۰/۰۴۵	۰/۰۴	۰/۵۲	۰/۵۲	۰/۴۸	۰/۴۰	۰/۵۲	۰/۷۱	۰/۰۵	۰/۰۵	۰/۰۵	۰/۰۵
سه‌گوش قدامی	سالم	۰/۴۶	۰/۲۸	۰/۵۶	۰/۶۳	۰/۵۶	۰/۵۶	۰/۰۴۵	۰/۳۶	۰/۴۸	۰/۴۸	۰/۴۰	۰/۴۰	۰/۵۲	۰/۸۲	۰/۰۵	۰/۰۵	۰/۰۵	۰/۰۵
سه‌گوش میانی	بیمار	۰/۵۶	۰/۶۶	۰/۷۰	۰/۸۳	۰/۷۰	۰/۷۰	۰/۰۴۹	۰/۵۲	۰/۵۱	۰/۵۱	۰/۵۱	۰/۴۲	۰/۳۳	۰/۳۶	۰/۸۳	۰/۸۳	۰/۸۳	۰/۸۳
سه‌گوش خلفی	سالم	۰/۳۷	۰/۳۱	۰/۵۹	۰/۶۱	۰/۵۹	۰/۵۹	۰/۰۴۹	۰/۴۴	۰/۴۴	۰/۴۴	۰/۴۲	۰/۴۰	۰/۴۲	۰/۴۰	۰/۸۳	۰/۸۳	۰/۸۳	۰/۸۳
سه‌گوش قدامی	بیمار	۰/۲۶	۰/۴۴	۰/۵۴	۰/۳۴	۰/۵۴	۰/۵۴	۰/۰۱	۰/۳۴	۰/۲۶	۰/۲۶	۰/۲۶	۰/۴۴	۰/۸۱	۰/۸۷	۰/۰۴۲	۰/۰۴۲	۰/۰۴۲	۰/۰۴۲
سه‌گوش میانی	سالم	۰/۵۱۳	۰/۷۵	۰/۵۰	۰/۵۵	۰/۵۰	۰/۵۰	۰/۰۱	۰/۳۲	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۴۴	۰/۴۴	۰/۸۱	۰/۸۷	۰/۰۴۲	۰/۰۴۲	۰/۰۴۲	۰/۰۴۲
سه‌گوش خلفی	بیمار	۰/۲۸	۰/۴۲	۰/۲۷۴	۰/۴۳	۰/۲۷۴	۰/۲۷۴	۰/۰۰۸	۰/۳۲	۰/۳۶	۰/۳۶	۰/۴۴	۰/۴۴	۰/۸۱	۰/۸۷	۰/۰۴۲	۰/۰۴۲	۰/۰۴۲	۰/۰۴۲
سه‌گوش قدامی	سالم	۰/۳۵	۰/۳۵	۰/۴۱	۰/۴۸	۰/۴۱	۰/۴۱	۰/۰۰۸	۰/۴۰	۰/۴۸	۰/۴۸	۰/۴۸	۰/۹۷	۰/۱۱	۰/۳۹	۰/۰۳۵	۰/۰۳۵	۰/۰۳۵	۰/۰۳۵
سه‌گوش خلفی	بیمار	۰/۷۷	۰/۶۲	۰/۲۷۸	۰/۴۰	۰/۲۷۸	۰/۲۷۸	۰/۰۰۵	۰/۴۶	۰/۴۸	۰/۴۸	۰/۶۲	۰/۳۴	۰/۳۷	۰/۹۲	۰/۱۲۲	۰/۱۲۲	۰/۱۲۲	۰/۱۲۲
سه‌گوش خلفی	سالم	۰/۴۰	۰/۳۳	۰/۳۸	۰/۴۸	۰/۳۸	۰/۳۸	۰/۰۰۵	۰/۲۶	۰/۲۸	۰/۲۸	۰/۶۳	۰/۵۷	۰/۷۰	۰/۱۹	۰/۰۲۹	۰/۰۲۹	۰/۰۲۹	۰/۰۲۹

مطابق این نتایج، در الگوی حرکتی ابداکسیون در صفحه فرونتال، عضله تحت خاری در گروه آزمون نسبت به گروه کنترل دچار افزایش معنادار زمان تأخیر و مجموعه عضلات سه‌گوش و دوزنقه‌ای میانی در گروه آزمون نسبت به گروه کنترل دچار کاهش معنادار زمان تأخیر شدند. در الگوی حرکتی ابداکسیون در صفحه اسکاپولار افزایش معنادار زمان تأخیر عضلات تحت خاری، دوزنقه‌ای فوقانی و سه‌گوش خلفی و کاهش معنادار زمان تأخیر عضلات سه‌گوش قدامی و دوزنقه‌ای میانی در گروه آزمون نسبت به گروه کنترل دیده شد. در الگوی حرکتی دی ۲ فلکشن افزایش معنادار زمان تأخیر عضله

استفاده شد. در ابتدا آزمون کولموگروف - اسمیرنوف^۱ جهت بررسی انطباق داده‌ها با توزیع نرمال انجام شد (کلیه متغیرها از قوانین توزیع نرمال پیروی می‌کردند).

سپس برای بررسی نحوه وارد عمل شدن عضلات در الگوهای حرکتی مختلف از تحلیل ارزیابی‌های تکراری^۲ استفاده شد. برای مقایسه الگوی فعالیت عضلانی کمر بند شانه‌ای بین گروه کنترل و آزمون از آزمون تی مستقل^۳ استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین، انحراف معیار و مقدار احتمال در متغیرهای پایه ای و زمینه ای دو گروه در جدول (۱) ارائه شده که مبنی بر عدم اختلاف معنادار در این متغیرها و به عبارتی یکسان بودن دو گروه است.

1 - Kolmogorov-smirnov

2 - Repeated Measures

3 - Independent T.test



بحث

بر اساس مدل کینزیو پاتولوژی^۱ عاملی که سبب اختلال در الگوی حرکتی می‌شود در خود حرکت نهفته است. اختلال در حرکت در نهایت سبب بروز علائم بالینی می‌شود. تأثیر تجمعی حرکات غیرضرره‌ای تکراری^۲ و وضعیت‌های طولانی مدت، آسیب بافتی است (۲). ثبات عملکردی مفصل ناشی از رابطه و تعامل ترکیبی اجزای ایستا و پویا می‌باشد (۱۰). از آنجا که در کمر بند شانه‌ای عضله دوزنقه‌ای میانی به عنوان عضله ثابت دهنده دینامیک و تنظیم‌کننده رابطه حرکتی بین استخوانهای کتف و بازو و عضلات سینه‌ای بزرگ و دوزنقه‌ای فوقانی به عنوان ثابت دهنده‌های بالایی کمر بند شانه‌ای می‌باشند، صحت و دقت کارکرد عصبی - عضلانی در این عضلات نقش مهمی در ثبات دینامیک مفصل شانه دارد (۱۱).

اختلال عملکرد عضله دوزنقه‌ای اغلب در بیماران با سندرم گیرافتادگی شانه مشهود است. شواهدی که وجود الگوهای غیر طبیعی فعالیت عضلانی در این بیماران را نشان دهد محدود است (۴). روو و همکاران (۱۲) کاهش فعالیت دوزنقه‌ای فوقانی را در شناگران با شانه آسیب دیده گزارش کردند که اخیراً در این بیماران بیشتر افزایش فعالیت دوزنقه‌ای فوقانی مشهود است.

در مقایسه زمان شروع به فعالیت عضلات در الگوهای حرکتی زنجیره باز بدون اعمال مقاومت خارجی عضله تحت‌خاری در گروه بیمار نسبت به سالم افزایش زمان تأخیر نشان داده که ناشی از مهار عضلانی ثانویه به درد در گروه بیماران است. همچنین عضله دوزنقه‌ای میانی با کاهش زمان تأخیر مواجه شده بود که این به دلیل مکانیزم ایجاد هم‌انقباضی و حفظ ثبات اسکاپولا روی قفسه سینه می‌باشد.

کول و همکاران (۴) تفاوت‌های واضحی در زمان تأخیر عضلات مذکور در دو گروه کنترل و آزمون مشاهده کردند که از نظر آماری معنادار بود. ردی و همکاران (۷) در مطالعه‌ای که انجام دادند زمان شروع فعالیت عضله تحت‌خاری در گروه بیمار به صورت معناداری نسبت به افراد سالم کمتر بود. واتر وورت و همکاران (۱۳) رفتار عضله دوزنقه‌ای را در حرکت ابداسیون در صفحه اسکاپولا بررسی کردند. نتایج تغییرات رفتاری بارزی را در هر سه بخش این عضله در ورزشکاران آسیب دیده نشان داد که بیانگر نحوه به‌کارگیری ضعیف این عضله در این دسته از بیماران است.

در مقایسه زمان شروع به فعالیت عضلات در الگوهای حرکتی زنجیره باز با اعمال مقاومت خارجی، در الگوی حرکتی دی ۲ فلکشن عضله تحت‌خاری در گروه بیمار با یک تأخیر زمانی نسبت به سالم وارد عمل شده که به دلیل مهار عضلانی است. در الگوی حرکتی دی ۲

اکستشن تفاوت زمانی قابل ملاحظه‌ای مشاهده نشد.

در مقایسه زمان شروع به فعالیت عضلات در الگوهای حرکتی زنجیره بسته توأم با مقاومت محوری در دو گروه سالم و بیمار افزایش زمان تأخیر عضله سینه‌ای بزرگ و گروه عضلات سه‌گوش در گروه بیمار نسبت به سالم و کاهش زمان تأخیر عضلات دوزنقه‌ای فوقانی و میانی در گروه بیمار نسبت به سالم مشاهده شد. از آنجا که این الگوهای حرکتی الگوهای Over load هستند، تغییرات رفتاری در آنها زیاد است. دیوید و همکاران (۱۴) الگوی فعالیت چند عضله عمل‌کننده بر مفصل شانه را حین چرخش ایزوکینتیک داخلی و خارجی بررسی کردند. نتایج کاهش معنادار زمان تأخیر عضلات را نشان داد. ریچ و همکاران (۶) در بررسی توالی زمانی فعال شدن عضلات کمر بند شانه‌ای در زنجیره بسته در افراد سالم نشان دادند که زمان شروع به فعالیت عضله دوزنقه‌ای فوقانی تأخیر دارد.

با توجه به نتایج به دست آمده در مقایسه دو گروه کنترل و آزمون مشخص شد که از مجموع الگوهای حرکتی مورد ارزیابی الگوی حرکتی دی ۲ اکستشن کمترین تغییرات را در حوزه زمان از خود نشان می‌دهد. از آنجا که در این الگوی حرکتی مسیر انجام حرکت به شکلی است که فضای زیر آکرومیون را باز و فشار را از روی کلیه بافت‌های قرار گرفته در این فضا بر می‌دارد، انتظار می‌رود تفاوت زمانی قابل‌ملاحظه‌ای در پاسخ رفتاری زمانی در دو گروه کنترل و آزمون مشاهده نگردد که نتایج در هر دو گروه مؤید همین نکته می‌باشد. لذا الگوی حرکتی دی ۲ اکستشن مناسبترین الگوی حرکتی جهت شروع بازآموزی حرکتی در این گروه از بیماران می‌باشد. در نقطه مقابل این الگوی حرکتی، الگوی حرکتی تری‌پاد مطرح می‌شود که در حوزه زمان تغییراتی را در کلیه شاخص‌های اندازه‌گیری ایجاد کرده است. به نظر می‌رسد این الگوی حرکتی شرایط اعمال نیروی زیادی را بر فضای زیر آکرومیون ایجاد نماید، لذا پیشنهاد می‌شود این الگوی حرکتی در این گروه از بیماران به عنوان آخرین الگوی حرکتی در روند درمانی در نظر گرفته شود.

به نظر می‌رسد عضلات تحت‌خاری و دوزنقه‌ای میانی، بیشترین حساسیت را نسبت به تغییرات مجموعه شانه داشته باشند، لذا پیشنهاد می‌گردد در برنامه‌ریزی درمان برای بیماران با سندرم گیرافتادگی شانه از تمریناتی استفاده شود که میزان و زمان به‌کارگیری این دو عضله را بیشتر مدنظر قرار داده باشد. به عبارت دیگر به نظر می‌رسد نرمال شدن رفتار این دو عضله شاخص‌های مناسبی برای میزان مؤثر بودن برنامه‌درمانی بوده باشد.



نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج این طرح پژوهشی می‌توان چنین عنوان نمود که در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه الگوی حرکتی طبیعی کنترل حرکت در کمر بند شانه‌ای دستخوش تغییر می‌شود. کاهش فعالیت عضلات دوزنقه‌ای میانی و تحت‌خاری باعث اختلال ثبات عملکردی کمر بند شانه‌ای و اختلال در هدایت حرکت می‌شود. شناخت این اختلالات حرکتی در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه از جمله فوائد کاربردی این پژوهش می‌باشد.

از جمله محدودیت‌های این طرح پژوهشی می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:
 ۱- در دستگاه الکترومیوگرافی جهت انتخاب فرکانس نمونه‌برداری محدودیت وجود داشت.
 ۲- عضله گرد کوچک به دو دلیل عمقی بودن عضله و پدیده تداخل امواج با عضله تحت‌خاری، از مجموعه عضلات مورد بررسی حذف گردید.
 ۳- به دلیل محدودیت در نمونه‌گیری روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده و حجم نمونه کم انتخاب شد که این خود امکان تعمیم‌پذیری را به حداقل می‌رساند.

منابع:

- 1- Michener AL, McClure PW, Karduna A.R. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *J clinical biomech* 2003; 18: 369-379.
- 2- Sahrmann S.H. *Diagnosis and treatment of movement impairment syndrome*. Vol 1, Mosby, Missoari, 2002; P: 3.
- 3- Lephart SM, Henry T.Y. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. *J sp Rehab* 1996; 5:71-87.
- 4- Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Daneels LA, Cambier D.C. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *J sport Med* 2003; 31 (4): 542-549.
- 5- Hebert LJ, Moffet H, Mcfadyen BJ, Dionne C.E. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Arch phys Rehab* 2002; 83: 60-68.
- 6- Lucas KR, Plous BI, Rich P.A. Temporal sequence of muscle recruitment during scapular plane elevation: A pilot study.
- 7- Reddy AS, Mohr MJ, Pink MM, Jobe F.W. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscle in persons with subacromial impingement. *J shoulder and elbow surg* 2000; 9(6): 519 – 523.
- 8- Ludewig PM, Cook T.M. Alteration in shoulderkinematics and associated muscle activity in people with symptom of shoulder impingement. *J phys ther* 2000; 80(3): 276-285.
- 9- Basmajian JV, DeLuca C.J. *Muscle Alive: Their function revealed by electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams and wilkins; 1985.
- 10- Riemann BL, Lephart S.M. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional jointing stability. *J Athletic Training* 2002; 37: 71-79.
- 11- Riemann BL, Lephart S.M. The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athletic Training* 2002; 37: 80 – 84.
- 12- Ruwe PA, Pink M, Jobe FW, et al. The normal and the painful shoulders during the breast stroke. *Electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles*. *Am J sports med* 1994; 22: 789-796.
- 13- Wadsworth DJ, Bullock- Saxton J.E. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in free style swimmers with subacromial impingement. *Int J sport Med* 1997; 12(4): 618-624.
- 14- David G, Magarey ME, Jones MA, Dvir Z, Turker KS, Sharpe M. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the gelenohumeral Joint. *J clinical Biomech* 2000; 15: 95-102.