

مقایسه استقامت عضلات کمر بند شانه‌ای در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی و افراد سالم

*افسون نودهی مقدم^۱، زهرا روحبخش^۲، اسماعیل ابراهیمی^۳، مهیار صلواتی^۴، داوود جعفری^۵، زهرا محمدی^۶

چکیده

هدف: تغییرات خفیف در عملکرد و هماهنگی عضلات کتف و گلنوهومرال می‌تواند منتهی به اختلال مفصل شانه گردد. سندرم گیرافتادگی به‌عنوان شایعترین علت درد شانه گزارش شده است. هدف از این مطالعه بررسی استقامت عضلات مجموعه شانه در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی بوده است.

روش بررسی: با استفاده از نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده ۱۵ بیمار مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه با میانگین سنی ۴۵٫۳۰ سال و ۱۵ فرد سالم (سن ۴۵٫۸۰ سال) طی یک مطالعه مورد-شاهدی مورد مقایسه قرار گرفتند. استقامت عضلات گلنوهومرال و اسکاپولوتوراسیک با استفاده از یک دینامومتر دستی مورد بررسی قرار گرفت. از آنالیز آماری تی مستقل برای مقایسه گروهها استفاده گردید.

یافته‌ها: در مقایسه با افراد سالم بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی دارای استقامت کمتری در عضلات مسئول حرکات چرخش به خارج ($P=۰٫۰۰۲$)، اسکاپشن ($P<۰٫۰۰۱$) و عضلات چرخاننده کتف به بالا بودند ($P=۰٫۰۰۵$). در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی نسبت استقامت عضلات چرخاننده به خارج به استقامت عضلات چرخاننده به داخل به‌طور معناداری کمتر از گروه کنترل بود ($P<۰٫۰۰۱$).

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه کاهش استقامت عضلات روتاتور کاف و چرخاننده‌های به سمت بالای کتف را در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی نشان می‌دهد. بنابراین استقامت عضلانی باید در برنامه ارزیابی و درمان فیزیوتراپی این بیماران در نظر گرفته شود.

کلیدواژه‌ها: سندرم گیرافتادگی، عضلات کمر بند شانه‌ای، استقامت عضلانی، عدم تعادل عضلانی

- ۱- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
- ۲- کارشناس ارشد فیزیوتراپی
- ۳- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
- ۴- دکترای فیزیوتراپی، دانشیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
- ۵- متخصص ارتوپدی
- ۶- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

دریافت مقاله: ۸۸/۵/۱۵
پذیرش مقاله: ۸۹/۲/۲۱

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، اوین، بلوار دانشجو، بن‌بست کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه فیزیوتراپی.

* تلفن: ۲۲۱۸۰۰۳۹

* ایمانامه: afsoonnodehi@yahoo.com



مقدمه

سندرم گیرافتادگی^۱ از جمله شایع‌ترین اختلالات شانه می‌باشد که ۴۴ تا ۶۵ درصد کلیه موارد دردهای شانه را شامل می‌شود (۱). این عارضه به دلایل مختلفی ایجاد می‌شود. گوناگونیهای^۲ آناتومیکی قوس کورا کوآرومیون یا سر استخوان بازو، ضعف یا فرسایش تاندونهای روتاتور کاف، سفتی کپسول خلفی، تغییر کینماتیک شانه، ضعف یا اختلال عملکردی عضلات کتف و تغییرات پاسجرال از جمله عوامل ایجادکننده این سندرم می‌باشند (۲،۳). سندرم گیرافتادگی هنگامی ایجاد می‌شود که بافتهای نرم که شامل تاندون‌های سوپراسپیناتوس، سر بلند عضله دوسر و بورس زیر آرومیون است، در فضای زیر آرومیون، بین سر بازو و قوس کورا کوآرومیون و قسمت جلویی آرومیون فشرده شوند. جابجایی غیرطبیعی سر استخوان بازو به سمت بالا یا قدام حفره گلوئید و حرکات غیرطبیعی استخوان کتف از جمله اختلالات کینماتیکی هستند که می‌توانند با کاهش فضای ساب آرومیون منتهی به سندرم گیرافتادگی شوند (۳،۴).

شانه مفصل متحرکی می‌باشد که شدیداً برای ثبات دامنه میانی خود روی کنترل عضلانی تکیه دارد. عضلات با کنترل عصبی خود مسئول حفظ سر استخوان بازو در مرکز حفره گلوئید در طی دامنه میانی حرکت می‌باشند (۵،۶). هنگامی که عضلات شانه خسته می‌شوند، مکانیک مفصل دچار تغییر می‌گردد که می‌تواند به عنوان یکی از عوامل پاتولوژیهای شانه باشد. علاوه بر این خستگی عضلات شانه می‌تواند حرکت همزمان استخوان کتف با بازو را تحت تأثیر قرار دهد (۷). مک‌کوئین نشان داد که وقتی عضلات شانه خسته می‌شوند بی‌ثباتی کتف و اختلال در ریتم اسکاپولوهورال خصوصاً در دامنه میانی بالابردن بازو اتفاق می‌افتد (۸). عضلات روتاتور کاف با دلتوئید تشکیل زوج نیرویی را می‌دهند که در صورتی که عضلات روتاتور کاف عملکرد مطلوبی داشته‌باشند، سر استخوان بازو تقریباً در مرکز حفره گلوئید قرار می‌گیرد (۹،۱۰). ضعف عضلات اسکاپولوهورال می‌تواند منتهی به وضعیت قرارگیری غیرطبیعی کتف شده و با اختلال در ریتم اسکاپولوهورال مانع عملکرد طبیعی شانه شود (۱۱). افزایش جابجایی فوقانی و قدامی سر استخوان بازو در بیماران با سندرم گیرافتادگی نشان داده شده است (۱۲). همچنین به دنبال ضعف یا ایجاد خستگی در عضلات دلتوئید و روتاتور کاف نمونه‌های سالم، افزایش جابجایی فوقانی سر استخوان بازو گزارش شده است (۲،۳،۱۲). تغییر کینماتیک کتف در افراد مبتلا به سندرم گیرافتادگی نشان داده شده است (۱۳،۱۴). به علت نقش مهم عضلات شانه در ایجاد و کنترل حرکات شانه، اختلال

در عملکرد این عضلات می‌تواند حرکت کتف، کلاویکل و یا استخوان بازو را تغییر دهد (۱۵). تعدادی از مطالعات تأثیر مثبت تمرینات تقویتی، کششی و کنترل حرکتی را روی عملکرد شانه نشان داده‌اند (۴،۱۶). عضلات براساس نقش عملکردی خود به سه گروه عضلات ثباتی لوکال، ثباتی گلوبال و حرکتی گلوبال تقسیم می‌شوند. عضلات لوکال روتاتور کاف قبل از حرکت شانه وارد عمل می‌شوند تا ثبات مفصل گلوهورال را افزایش دهند؛ درحالیکه عضلات بزرگتر گلوبال با توجه به اینکه با فاصله‌ای به مفصل متصل می‌شوند، نقش ثباتی کمتری در مفصل خواهند داشت (۱۷). در تمرینات توانبخشی که از مقاومت زیاد استفاده شود، هر دو گروه عضلات لوکال و گلوبال وارد عمل می‌شوند. به‌عنوان مثال تمرین مقاومتی چرخش به داخل شانه، همه عضلاتی را که در چرخش به داخل نقش دارند (ساب اسکاپولاریس، ترس ماژور، پکتورالیس ماژور و مینور و لاتیسیموس دورسی) را وارد عمل می‌کند که در برخی موارد می‌تواند اختلال عملکردی را تشدید کند. بنابراین تمرینات با مقاومت کم و تکرار زیاد برای افزایش استقامت عضلات روتاتور کاف توصیه می‌شود (۱۸). استقامت^۳ توانایی انجام کار برای مدت زمان طولانی و مقاومت کردن در برابر خستگی است که شامل استقامت عضلانی و استقامت قلبی - عروقی می‌باشد. استقامت عضلانی، توانایی عضلات برای انجام انقباضات مکرر طی زمان را نشان می‌دهد، درحالیکه استقامت قلبی - عروقی شامل انجام فعالیتهای عمومی بدن در مدت زمان طولانی بدون خستگی است (۱۹).

انجام فعالیتهای شدید و مکرر در محیط کار یا ورزش (به‌عنوان یکی از عوامل مؤثر در ایجاد سندرم گیرافتادگی) می‌تواند باعث خستگی و ضعف و مهار عضلات ثباتی گلوهورال و اسکاپولوهورال گردد و بدین ترتیب با ایجاد ضربات میکروسکوپی مکرر، باعث واکنش التهابی و ضایعه بافتهای نرم فضای زیر آرومیون و سرانجام درد گردد (۲۰،۲۱). به دنبال ضایعات مختلف، قدرت و انعطاف‌پذیری، اغلب به‌عنوان اجزای اصلی برنامه‌های ارزیابی و درمان فیزیوتراپی بیماران در نظر گرفته می‌شوند؛ درحالیکه توجه کمتری به بررسی و حفظ و برگرداندن استقامت عضلانی و ظرفیت هوازی و استقامت قلبی - عروقی می‌گردد.

هدف از این مطالعه مقایسه استقامت عضلات مفصل گلوهورال و اسکاپولوهورال در دو گروه بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی و افراد سالم بوده است.



روش بررسی

در این مطالعه موردی - شاهده‌ای، ابتدا طی یک مطالعه متدولوژیک، ۲۰ آزمودنی (۱۰ بیمار مبتلا به سندرم گیرافتادگی و ۱۰ فرد سالم) از نظر میزان تکرارپذیری روشهای اندازه‌گیری استقامت عضلات مسئول حرکات مفاصل مجموعه شانه مورد بررسی قرار گرفتند (جدول ۱). سپس به روش نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده، ۱۵ بیمار مبتلا به سندرم گیرافتادگی با میانگین سنی ۴۵،۳۰ سال، وزن ۶۸،۳۱ کیلوگرم، قد ۱۶۴،۸۲ سانتی‌متر و همچنین ۱۵ فرد سالم با میانگین سنی ۴۵،۸۰ سال، وزن ۷۰،۲۵ کیلوگرم و قد ۱۶۴،۲۱ سانتی‌متر مورد مقایسه قرار گرفتند. کلیه آزمودنی‌ها راست دست و سمت درگیر همه بیماران نیز شانه راست بوده است. جنسیت افراد مورد بررسی ۱۱ زن و ۴ مرد در هر دو گروه بود.

استقامت عضلانی به وسیله دینامومتر دستی اندازه‌گیری شد. معیارهای انتخاب برای افراد بیمار شامل مثبت بودن آزمون‌های سندرم گیرافتادگی، تاریخچه درد در درماتومهای C_۵-C_۶ درد با لمس تاندون‌های روتاتور کاف، وجود درد با اداکشن ایزومتریک مقاومتی و بالا بردن فعال بازو در صفحه کتف و شدت درد کمتر از ۵ طبق مقیاس درجه‌بندی شده درد (مطابق تشخیص اولیه توسط پزشکان متخصص) بود (۱۳).

معیارهای حذف نمونه‌ها عبارت بودند از: شروع علائم به دنبال ضایعات تروماتیک، دررفتگی مفاصل گلنومرال و آکرومیوکلایویکولار، سابقه جراحی، شکستگی، بدخیمی و بی‌ثباتی شانه و ابتلا به سندرم‌های درد گردنی، بیماریهای نورولوژیکی و روماتیسمی، دیابت و افسردگی (۱۳).

معیار انتخاب برای افراد سالم تطابق داشتن سن و جنس آنها با افراد بیمار و نداشتن درد بود. پس از انتخاب نمونه‌ها، روش تحقیق و جزئیات لازم برای آنها شرح داده شده و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه کتبی اخذ شد. سپس اطلاعات فردی از طریق پرسشنامه و مصاحبه جمع‌آوری گردید.

روش انجام آزمون استقامت عضلات مفصل گلنومرال:

برای اندازه‌گیری استقامت عضلات چرخاننده کتف به خارج و داخل، آزمودنی در وضعیت دمر روی تخت قرار می‌گرفت. شانه در ۹۰ درجه اداکشن روی تخت و آرنج نیز ۹۰ درجه خم و از تخت آویزان بود (زویا با گونیومتر استاندارد اندازه‌گیری می‌شد). یک حوله تا شده در زیر بازو قرار داده شده و دینامومتر روی سطح جلویی ساعد، بالای میج برای حرکت چرخش داخلی (شکل ۱) و روی سطح پشتی برای چرخش خارجی قرار داده می‌شد. از فرد خواسته می‌شد با حداکثر نیروی خود در جهات چرخش به

خارج و داخل، به دینامومتر که توسط آزمونگر نگه داشته شده بود، نیرو وارد کند. در این حالت حداکثر نیروی ایزومتریکی که شخص وارد می‌کرد روی صفحه دیجیتالی دستگاه ثبت می‌گردید (۲۲). به منظور ارزیابی استقامت ۲۰٪ و ۳۰٪ از حداکثر نیروی انقباضی به دست آمده از حرکات ذکر شده، آزمودنی ۳۰٪ از حداکثر نیروی انقباضی خود را به دستگاه وارد می‌کرد و به او گفته می‌شد تا زمانی که می‌تواند این نیرو را حفظ نماید. زمانیکه نیروی وارده به دستگاه به زیر ۲۰٪ از حداکثر انقباض می‌رسید، به عنوان خستگی تلقی شده و مدت زمان نگهداری این انقباض توسط زمان‌سنج به عنوان استقامت ثبت می‌گردید (۲۲).

برای اندازه‌گیری استقامت عضلات اداکتور شانه، آزمودنی در حالت نشسته و شانه مورد بررسی در ۷۵ درجه اداکشن در صفحه فرونتال قرار می‌گرفت. آزمونگر با یک دست مانع بالا رفتن شانه آزمودنی می‌شد و با دست دیگر دینامومتر را بین شانه و آرنج او روی بازو حفظ می‌کرد. از فرد خواسته می‌شد با حداکثر نیرو در جهت بالا به دینامومتر نیرو وارد کند (۲۲، ۲۳). سپس از فرد خواسته می‌شد تا زمانی که می‌تواند ۳۰٪ نیروی حداکثر را حفظ نماید و مدت زمان نگهداری این نیرو به عنوان استقامت عضلات اداکتور ثبت می‌گردید (۲۲، ۲۳).

برای اندازه‌گیری استقامت عضلات حرکت اسکاپشن با چرخش به سمت خارج، آزمودنی در وضعیت نشسته قرار می‌گرفت. شانه در ۷۵ درجه اداکشن در صفحه کتف قرار می‌گرفت (به‌طوریکه انگشت شست به سمت بالا قرار داشت). آزمونگر با یک دست مانع بالا رفتن شانه بیمار می‌شد و با دست دیگر دینامومتر را که بین شانه و کتف بیمار قرار داشت در مقابل نیروی آزمودنی به سمت بالا حفظ می‌نمود (۲۳). مدت زمان حفظ ۳۰٪ نیروی حداکثر ثبت می‌گردید.

برای اندازه‌گیری استقامت عضلات حرکت اداکشن افقی، آزمودنی در وضعیت طاقباز روی تخت قرار می‌گرفت. شانه در ۹۰ درجه فلکشن، آرنج نیز ۹۰ درجه خم بود. دینامومتر بین شانه و آرنج قرار داده می‌شد. از فرد خواسته می‌شد در مقابل نیروی آزمونگر که به سمت خارج و پایین وارد می‌شد مقاومت کند (۲۲). مدت زمان حفظ نیروی ۳۰٪ از حداکثر انقباض، به عنوان استقامت ثبت می‌گردید.

روش انجام آزمون استقامت عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک: برای اندازه‌گیری حداکثر قدرت ایزومتریک حرکت اداکشن و چرخش به بالای کتف، آزمودنی در وضعیت طاقباز روی تخت و شانه در ۹۰ درجه فلکشن با آرنج صاف قرار می‌گرفت. آزمودنی دستش را کمی به بالا حرکت می‌داد، به‌طوری‌که کتف از تخت



تصویر ۱- نحوه اندازه‌گیری استقامت حرکت چرخش داخلی

با استفاده از برنامه SPSS ۱۱ استقامت عضلانی در دو گروه سالم و بیمار با آنالیز آماری تی مستقل مورد مقایسه قرار گرفت.

یافته‌ها

مقادیر ضرایب تکرارپذیری (ICC) روش‌های اندازه‌گیری استقامت در دامنه ۰,۹۹-۰,۹۲ قرار داشت (جدول ۱).

جدول ۱- مقادیر ضرایب همبستگی درون‌گروهی و میزان خطای استاندارد حاصله از دو بار تکرار روش‌های اندازه‌گیری استقامت در دو گروه

متغیر	ضریب همبستگی درون‌گروهی		میزان خطای استاندارد	
	سالم	بیمار	سالم	بیمار
حرکت چرخش به خارج	۰,۹۹	۰,۹۵	۳,۴۳	۴,۹۲
حرکت چرخش به داخل	۰,۹۹	۰,۹۸	۲,۶۱	۴,۴۳
حرکت ابداکشن	۰,۹۹	۰,۹۸	۱,۵۱	۲,۷۲
حرکت اداکشن	۰,۹۵	۰,۹۲	۶,۶۲	۷,۰۱
ابداکشن و چرخش به بالای کتف	۰,۹۹	۰,۹۵	۳,۸۴	۳,۴۴
اداکشن و چرخش به پایین کتف	۰,۹۵	۰,۹۲	۲,۱۱	۳,۶۰
حرکت اسکاپشن	۰,۹۶	۰,۹۵	۲,۱۱	۳,۶۰

بحث

نتایج این تحقیق نشان داد که گروه بیماران دارای استقامت کمتری در عضلات اینفرااسپیناتوس و ترس مینور (حرکت چرخش به خارج)، سوپراسپیناتوس (حرکت اسکاپشن) و سراتوس انتریور و تراپزیوس (ابداکشن و چرخش به بالای کتف) می‌باشند. سوپراسپیناتوس همراه با بقیه عضلات روتاتور کاف (اینفرااسپیناتوس، ترس مینور، و ساب‌اسکاپولاریس) ارتباط بین سر استخوان بازو و حفره گلوئید را با ایجاد نیروی فشارنده در حین حرکات گلوهورمال ایجاد می‌کند.

ضعف عضلات دلتوئید و روتاتور کاف می‌تواند موجب تغییر زوج نیروی بین این عضلات شود. دلتوئید سر بازو را به طرف آکرومیون می‌کشد. عضلات روتاتور کاف به‌عنوان ثبات‌دهنده‌های اصلی و عضلات پکتورالیس ماژور به‌عنوان ثبات‌دهنده‌های ثانویه

بلند می‌شود. سپس دینامومتر کف دست او قرار می‌گرفت. او در مقابل نیروی آزمونگر در جهت پایین و داخل (به سمت تخت) مقاومت می‌کرد (۲۲،۲۴).

برای اندازه‌گیری حداکثر قدرت ایزومتریک حرکت اداکشن و چرخش به پایین کتف، آزمودنی در وضعیت دمر روی تخت قرار گرفته و شانه با آرنج صاف در ۱۴۵ درجه ابداکشن و چرخش به سمت خارج قرار می‌گرفت (به‌طوری‌که انگشت شست به سمت خارج و دینامومتر بین شانه و آرنج بود)، از فرد خواسته می‌شد در مقابل نیروی آزمونگر که به سمت پایین وارد می‌شد به سمت بالا نیرو وارد کند (۲۲،۲۴).

برای اندازه‌گیری استقامت، آزمودنی ۳۰٪ از حداکثر نیروی انقباضی خود را به دستگاه وارد می‌کرد و به او گفته می‌شد تا زمانی که می‌تواند این نیرو را حفظ نماید. زمانیکه نیروی وارده به دستگاه به زیر ۲۰٪ از حداکثر انقباض می‌رسید، به‌عنوان خستگی تلقی شده و مدت زمان نگهداری این انقباض توسط زمان‌سنج به‌عنوان استقامت ثبت می‌گردید (۲۲،۲۴).

تفاوت معناداری بین دو گروه از نظر متغیرهای سن، وزن و قد وجود نداشت. همچنین نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که گروه بیماران کاهش معناداری در استقامت حرکات چرخش به خارج، ابداکشن و چرخش به بالای کتف و اسکاپشن داشتند، درحالی‌که تفاوت معناداری در میزان استقامت حرکات چرخش خارجی، ابداکشن، اداکشن و اداکشن و چرخش به پایین کتف مشاهده نگردید (جدول ۲).

بین میزان قدرت و شدت درد بیماران رابطه معناداری دیده نشد (جدول ۳).

نسبت استقامت حرکت چرخش به خارج به حرکت چرخش داخلی، در افراد بیمار به‌طور معناداری کمتر از افراد سالم بود. درحالی‌که هیچ‌گونه تفاوت معناداری در نسبت قدرت حرکت ابداکشن به حرکت اداکشن مشاهده نگردید (جدول ۴).



جدول ۲- مقایسه شاخصهای دموگرافیک و قدرت حرکات در سمت مبتلا (غالب و راست) بین دو گروه (آزمون تی مستقل)

مقدار احتمال	انحراف معیار		میانگین		متغیر و واحد اندازه گیری
	بیمار	سالم	بیمار	سالم	
۰,۸۹	۱۰,۳۹	۱۰,۲۶	۴۵,۳۰	۴۵,۸۰	سن (سال)
۰,۵۱	۷,۴۸	۸,۴۵	۶۸,۳۱	۷۰,۲۵	وزن (کیلوگرم)
۰,۷۷	۴,۶۱	۱۰,۴۹	۱۶۴,۸۲	۱۶۴,۲۱	قد (سانتیمتر)
۰,۰۲	۳۵,۷۱	۳۹,۳۲	۴۴,۷۳	۷۶,۵۳	حرکت چرخش به خارج (ثانیه)
۰,۵۷	۳۱,۴۲	۲۰,۸۲	۴۳,۴۶	۴۸,۹۳	حرکت چرخش به داخل (ثانیه)
۰,۱۷	۱۹,۶۳	۹,۴۰	۲۳,۸۶	۳۱,۸۰	حرکت ابداکشن (ثانیه)
۰,۱۵	۲۵,۰۳	۲۲,۵۳	۳۵,۱۳	۵۰,۷۳	حرکت اداکشن (ثانیه)
۰,۰۵	۱۷,۴۲	۱۵,۶۱	۲۲,۸۰	۳۵,۱۳	ابداکشن و چرخش به بالای کتف (ثانیه)
۰,۲۹	۱۲,۲۲	۵,۹۶	۱۷,۸۰	۲۱,۶۰	اداکشن و چرخش به پایین کتف (ثانیه)
<۰,۰۰۱	۹,۳۴	۱۱,۲۰	۱۵,۳۳	۲۸,۸۰	اسکاپشن (ثانیه)

جدول ۳- همبستگی استقامت حرکات مختلف با شدت درد گروه بیماران

مقدار احتمال	ضریب همبستگی	حرکات
۰,۵۵	-۰,۱۷	حرکت چرخش به خارج
۰,۷۶	-۰,۰۸	حرکت چرخش به داخل
۰,۰۸	-۰,۴۵	حرکت ابداکشن
۰,۹۷	-۰,۰۱	حرکت اداکشن
۰,۶۲	-۰,۱۳	ابداکشن و چرخش به بالای کتف
۰,۶۸	-۰,۱۱	اداکشن و چرخش به پایین کتف
۰,۳۰	-۰,۲۸	حرکت اسکاپشن

جدول ۴- مقایسه نسبت قدرت حرکات آگونیست به آنتاگونیست در افراد سالم و بیمار

مقدار احتمال	انحراف معیار		میانگین		متغیر
	بیمار	سالم	بیمار	سالم	
<۰,۰۰۱	۰,۴۷	۰,۷۸	۰,۹۷	۱,۶۸	نسبت استقامت چرخش خارجی به چرخش داخلی
۰,۳۰	۰,۳۳	۰,۴۹	۰,۶۹	۰,۸۵	نسبت استقامت ابداکشن به اداکشن

گیرافتادگی می‌گردند. در هر دو تئوری فرض بر این است که با اختلال در عملکرد هماهنگ عضلات، زوج نیروهای شانه می‌تواند دچار تغییر گردد (۲،۳).

پارگی‌های روتیتورکاف اغلب در تاندون سوپرااسپیناتوس اتفاق افتاده و سندرم گیرافتادگی نیز اغلب تاندون سوپرااسپیناتوس را درگیر می‌کند. از دست رفتن عملکرد طبیعی سوپرااسپیناتوس در زوج نیروی آن با دلتوئید اختلال ایجاد می‌کند. بنابراین برگرداندن و حفظ قدرت و استقامت سوپرااسپیناتوس از اجزاء مهم توانبخشی شانه می‌باشد (۲۵).

استخوان بازو در حین ابداکشن به‌طور همزمان چرخش به خارج نیز انجام می‌دهد. این چرخش برای جلوگیری از برخورد توپروزیته بزرگ و بافت‌های نرم آن در هنگام عبور از زیر قوس

سر استخوان بازو را به طرف پایین می‌کشند. ضعف این عضلات می‌تواند با جابجایی سر استخوان بازو به سمت بالا از علت‌های التهاب یا پارگی روتیتورکاف و سندرم گیرافتادگی باشد. این جابجایی بیش از حد سر استخوان بازو با ضعف و یا خستگی دلتوئید و روتیتور در افراد سالم در حین ابداکشن یا اسکاپشن نشان داده شده است (۱۲، ۱۰، ۳).

در مورد علل سندرم گیرافتادگی دو تئوری مهم وجود دارد: تئوری علل داخلی چنین بیان می‌کند که دژنراسیون تاندونها به علت استفاده بیش از حد و یا تروما می‌تواند منتهی به ضعف عضلانی گردد، در حالی که مطابق تئوری علل خارجی، فاکتورهایی خارج از تاندون مثل پاسجر غلط، شکل آکرومیون، سفتی کپسول خلفی و بی‌ثباتی و تغییر کینماتیک کتف و گلنومرال منجر به سندرم



وضعیت قرارگیری غیرطبیعی کتف شده و با اختلال در ریتم اسکاپولوهومرال مانع عملکرد طبیعی شانه شود (۳۲).

در این تحقیق استقامت حرکت ابداکشن و چرخش به سمت بالای کتف در گروه بیماران کاهش معناداری داشت که می‌تواند کاهش استقامت عضلات سراتوس انتریور و تراپزیوس را نشان دهد. عضلات تراپزیوس و سراتوس انتریور زوج نیرویی را تشکیل می‌دهند که کتف را به سمت بالا می‌چرخاند. چرخش به سمت بالای کتف معمولاً در مطالعات تحقیقاتی و درمانهای بالینی اهمیت زیادی دارد. در صورتی که چرخش به سمت بالای کتف اتفاق نیفتد، عضله دلتوئید آندر کوتاه می‌شود که قادر به ایجاد انقباض مناسب نیست. همچنین این چرخش، قسمت خارجی آکرومیون را بالا می‌برد تا از گیرافتادگی بافت‌های نرم زیر لبه خارجی آکرومیون جلوگیری کند (۱۳، ۱۴).

کبلر بیان می‌کند که ثبات‌دهنده‌های تحتانی کتف (سراتوس انتریور، رومبویدها و تراپزیوس میانی و تحتانی) بیشتر از همه دچار ضعف یا مهار می‌گردند (۳۳).

مطالعات الکترومیوگرافیک دیر وارد عمل شدن عضلات ثباتی کتف را در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی نشان داده‌اند (۳۴). کاهش فعالیت عضله سراتوس انتریور در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی گزارش شده است که می‌تواند موجب کاهش چرخش به سمت بالای کتف این بیماران گردد (۱۳، ۱۴).

در واقع انجام فعالیتهای مکرر و شدید در محیط کار یا ورزش به علت ضربات مداومی که به شانه وارد می‌شود، می‌تواند موجب تغییر در بافت‌های نرم اطراف شانه شود. چنانچه این ضربات مداوم ادامه یابد، بافت ترمیم نیافته و در نتیجه خستگی و ضعف عضلانی ایجاد می‌شود که می‌تواند باعث صدمه به مفصل نیز گردد (۲۰، ۲۱).

نشان داده شده که خستگی عضلات شانه می‌تواند منجر به تغییر حس عمقی شانه شود (۳۵، ۳۶). ثبات عملکردی شانه حاصل ارتباط متقابل بین ثبات‌دهنده‌های استاتیک و داینامیک می‌باشد که این ارتباط با واسطه سیستم حسی - حرکتی (حس عمقی) ایجاد می‌شود. حس عمقی یک تکامل تخصصی حس لمس می‌باشد که شامل حس حرکت و وضعیت مفصل می‌باشد. گیرنده‌های حس عمقی در پوست، عضلات، مفاصل و همچنین لیگامانها و تاندونها قرار دارند که می‌توانند تغییر شکل‌های مکانیکی را به سیگنال‌های عصبی تبدیل نمایند. امروزه حس عمقی یک بخش مهم در توانبخشی ضایعات ورزشی می‌باشد. ضایعه مفصلی می‌تواند روی حس عمقی اثر گذاشته و رفلکسهای نوروماسکولار طبیعی که برای حفاظت مفصل هستند را دچار اختلال نماید (۳۸، ۳۷). افرادی مثل ویت و پدرسون کاهش حس وضعیت مفصل شانه را

کوراکوآکرومیون و همچنین برای شل شدن لیگامانها و کپسول مفصلی گلهومومرال ضروری می‌باشد تا اجازه دامنه حرکتی کامل را بدهد. اختلال در چرخش خارجی در حین بالا بردن بازو می‌تواند منتهی به سندرم گیرافتادگی گردد (۳). عملکرد مناسب عضلات چرخاننده به خارج در ورزشکاران رشته‌های پرتابی از اهمیت زیادی برخوردار است. اندروز و انجلو گزارش نمودند که پارگیهای روتیتور کاف در ورزشکاران پرتابی اغلب از ناحیه میانی سوپراسپیناتوس تا خلف به ناحیه میانی اینفراسپیناتوس گسترش می‌یابد (۲۶). تقویت عضلات چرخاننده به خارج خصوصاً در ورزشکاران پرتابی توسط محققین زیادی تأکید شده است (۲۷). تایلر و همکارانش در بررسی قدرت چرخشی شانه بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی نشان دادند که این بیماران علی‌رغم داشتن درجه عضلانی نرمال، ضعف قابل ملاحظه‌ای را در چرخاننده‌های خارجی در هنگامی که با یک دینامومتر دستی (مشابه ابزار مورد استفاده در تحقیق کنونی) تست می‌شوند، نشان می‌دهند. تعادل بین قدرت چرخاننده‌های داخلی و خارجی برای عملکرد طبیعی گلهومومرال به خصوص در ورزشکاران پرتابی بسیار مهم است (۲۸). آنگونه که در بخش نتایج نیز اشاره گردید نسبت قدرت حرکت چرخش به خارج به حرکت چرخش به داخل در بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی کاهش معناداری را نسبت به افراد سالم نشان می‌دهد.

ویلیک بررسی نسبت قدرت عضلات آنتاگونیست به آگونیست را مهم دانسته و معتقد است تعادل مناسب بین گروههای عضلانی آگونیست و آنتاگونیست ثبات دینامیک مفصل شانه را فراهم می‌کند. در تعادل عضلانی مناسب، قدرت عضلات چرخاننده خارجی بایستی حداقل ۶۵٪ قدرت عضلات چرخاننده داخلی باشد (۱۹، ۲۰). لیروکس در تحقیق خود نسبت قدرت عضلات به داخل چرخاننده و به خارج چرخاننده را بررسی کرد که در سمت درگیر بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی کمتر از افراد سالم بود. این تفاوت در نسبت ذکر شده نشان‌دهنده عدم تعادل در عضلاتی است که به نگر داشتند سر استخوان بازو در داخل حفره گلهوئید کمک می‌کنند (۲۹).

علاوه بر نقش مهم عضلات روتیتور کاف در عملکرد شانه، عضلات اسکاپولوتوراسیک نیز با فراهم نمودن یک تکیه‌گاه ثابت برای عملکرد عضلات گلهومومرال، نقش مهمی در ثبات شانه دارد. برای ایجاد ثبات، استخوان کتف بایستی هماهنگ با استخوان بازو حرکت نماید (۳۱، ۳۰). کامکار معتقد است که تغییر در عملکرد عضلات ثبات‌دهنده کتف می‌تواند عامل مهمی در ایجاد بیومکانیک غیرطبیعی و ضایعات کمربند شانه‌ای باشند. ضعف عضلات اسکاپولوتوراسیک می‌تواند منتهی به



نتیجه گیری

بیماران دچار سندرم گرفتادگی، دارای استقامت عضلانی کمتری در حرکات چرخش به خارج، اسکاپشن و حرکت ابداکشن و چرخش به سمت بالای کتف هستند. همچنین، نسبت استقامت عضلات چرخاننده به خارج به استقامت عضلات چرخاننده به داخل در این بیماران کاهش می‌یابد. کاهش استقامت عضلات روتاتور کاف و اسکاپولو تراسیک و عدم تعادل چرخشی شانه با سندرم گرفتادگی ارتباط دارد. تمرینات استقامتی عضلات روتاتور کاف و عضلات چرخاننده به بالای کتف و عضلات ثباتی اسکاپولو تراسیک در درمان فیزیوتراپی بیماران مبتلا به سندرم گرفتادگی باید مورد تأکید قرار گیرد. پیشنهاد می‌شود تحقیقات بیشتری در جامعه آماری بزرگتر و در بیماران مبتلا به سندرم گرفتادگی با شدتهای مختلف درد و پاتولوژی صورت گیرد.

پس از ایجاد خستگی گزارش نموده‌اند (۳۶، ۳۵). بنابراین حرکات مکرری که موجب خستگی عضلات ثبات دهنده شانه می‌شوند، می‌توانند موجب کاهش حساسیت دوک عضلانی که مهمترین گیرنده حس عمقی است شده و با ایجاد اختلال در پیام‌های حسی گیرنده‌های حس عمقی، رفلکس‌های نوروماسکولار طبیعی که برای حفاظت مفصل هستند را دچار اختلال نمایند (۳۶، ۳۴). ایرنباش و همکارانش تغییرات ساختاری را در عضلات سوپراسپیناتوس و دلتوئید بیماران با مراحل مختلف سندرم گرفتادگی تا پارگی کامل پیدا کردند. این افراد دارای کاهش اندازه فیبر عضلانی و همچنین تغییراتی در انتشار فیبرهای عضلانی خصوصاً در فیبرهای تند انقباض^۱ در مراحل اولیه بیماری بودند. این مشاهده نشان داد که اختلالات عصبی - عضلانی می‌تواند قبل از ضایعه ایجاد شود (۳۹). بنابراین می‌توان گفت که استفاده مکرر و مداوم از اندام فوقانی خصوصاً در فعالیتهای بالای سر که به‌عنوان یکی از عوامل مهم ایجادکننده سندرم گرفتادگی می‌باشد، به علت داشتن انقباضات اکستریک^۲ مکرر با ایجاد ضایعه بافتی می‌تواند کاهش استقامت عضلانی را به همراه داشته باشد (۲۱).

منابع:

- 1- Vecchio P, Kavanagh R, Hazleman BL, King RH. Shoulder pain in a community-based rheumatology clinic. *Br J Rheumatol*. 1995; 34: 440-442.
- 2- Lewis JS, Green AS, Dekel S. The etiology of subacromial impingement syndrome. *Physiotherapy*. 2001; 87(9): 458-69.
- 3- Michener LA, McClure PW, Karduna AR. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin Biomech*. 2003; 18(5): 369-79.
- 4- Walther M, Werner A, Stahlshmidt T, Woelfel R, Gohlke F. The subacromial impingement syndrome of the shoulder treated by conventional physiotherapy, self-training, and a shoulder brace: Results of a prospective, randomized study. *J Shoulder Elbow Surg*. 2004; 13(4): 417-23.
- 5- Hess SA. Functional stability of the glenohumeral joint. *Man Ther*. 2000 May; 5(2): 63-71.
- 6- Pagnani MJ, Warren RF. Stabilizers of the glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg*. 1994; 3: 173-90.
- 7- Minning S, Eliot CA, Uhl TL, Malome TR. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during isometric shoulder elevation. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007; 17: 153-159.
- 8- McQuade KJ, Dawson J, Smidt GL. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximal resistive shoulder elevation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998; 24(2): 57-65.
- 9- Labriola JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles. *J Shoulder Elbow Surg*. 2005; 14(1, Supplement 1): S32-S38.
- 10- Wuelker N, Korell M, Thren K. Dynamic glenohumeral joint stability. *J Shoulder Elbow Surg*. 1998; 7(1): 43-52.
- 11- Kamkar A, Irrgang JJ, Whitney SL. Nonoperative management of secondary shoulder impingement syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993; 17(5): 212-24.
- 12- Sharkey NA, Marder RA. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *The Am J Sports Med*. 1995; 23(3): 270.
- 13- Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1999; 29(10): 574-83.
- 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): 276.
- 15- Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006; 16(3): 22.
- 16- Roy JS, Moffet H, Hebert LJ, Lirette R. Effect of motor control and strengthening exercises on shoulder function in persons with impingement syndrome: a single-subject study design. *Man Ther*. 2009; 14(2): 180-188.
- 17- Comerford MJ, Matram SL. Movement and stability dysfunction - contemporary developments. *Man Ther*. 2001; 6(1): 15-26.
- 18- Falla DL, Hess S, Richardson C. Evaluation of shoulder internal rotator muscle strength in baseball players with physical signs of glenohumeral joint instability. *Br J Sports Med*. 2003; 37(5): 430-432.
- 19- Kisner C, Colby LA. *Therapeutic exercise: foundations and techniques*, 4th edition. Philadelphia, PA, FA, Davis Company; 2001.
- 20- Wilk KE, Arrigo C. Current concepts in the rehabilitation of the athletic shoulder. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993; 18(1): 365-78.
- 21- Wilk KE, Meister K, Andrews JR. Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *Am J Sports Med*. 2002; 30(1): 136.
- 22- Magnusson SP, Gleim GW, Nicholas JA. Shoulder weakness in professional baseball pitchers. *Med Sci Sports Exer*. 1994; 26: 5-9.
- 23- Decker MJ, Hintermeister RA, Faber KJ, Hawkins RJ. Serratus anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. *Am J Sports Med*. 1999; 27(6): 784-791.



- 24- Donatelli R, Ellenbecker TS, Ekedahl SR, Wilkes JS, Kocher K, Adam J. Assessment of shoulder strength in professional baseball pitchers. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2000; 30(9): 544-51.
- 25- Thigpen CA, Padua DA, Morgan N, Kreps C, Karas SG. Scapular kinematics during supraspinatus rehabilitation exercise: a comparison of full-can versus empty-can exercise. *Am J Sports Med.* 2006; 34(4): 644-652.
- 26- Andrews JR, Angelo RL. Shoulder arthroscopy for the throwing athlete. *Tech Orthop.* 1988; 3: 75.
- 27- Reinold MM, Wilk KE, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Chmielewski T, et al. Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004; 34(7): 385-394.
- 28- Tyler TF, Nahow RC, Nicholas SJ, McHugh MP. Quantifying shoulder rotation weakness in patients with shoulder impingement. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005; 14(6): 570-4.
- 29- Leroux JL, Thomas E, Mailhe D. Isokinetic evaluation of rotational strength in normal shoulders and shoulders with impingement syndrome. *Clin Orthop Relat Res.* 1994; 304: 108-115.
- 30- Schmitt L, Snyder-Mackler L. Role of scapular stabilizers in etiology and treatment of impingement syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999; 29(1): 31-8.
- 31- Voight ML, Thomson BC. The role of the scapula in the rehabilitation of shoulder injuries. *J Athl Train.* 2000; 35(3): 364.
- 32- Kamkar A, Irrgang JJ, Whitney SL. Nonoperative management of secondary shoulder impingement syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993; 17(5): 212-24.
- 33- Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med.* 1998; 26(2): 325.
- 34- Moraes GFS, Faria CDCM, Teixeira-Salmela LF. Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008; 17(1, Supplement 1): S48-S53.
- 35- Voight ML, Hardin JA, Blackburn JA. The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder proprioception. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996; 23: 348-352.
- 36- Pedersen J, Lonn J, Hellstrom F, Djupsjoebacka M, Johansson H. Localized muscle fatigue on shoulder decreases the movement sense in human shoulder. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 1999; 31(7): 1047-1052.
- 37- Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part 1: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002; 31(1): 71-79.
- 38- Myers JB, Lephart SM. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *J Athl Train.* 2000; 35(3): 351-363.
- 39- Irlenbush U, Gansen H. Muscle biopsy investigations on neuromuscular insufficiency of the rotator cuff: a contribution to the functional impingement of the shoulder joint. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003; 12(1): 422-6.