مقایسه استقامت عضلات کمربند شانه‌ای در بیماران مبتلا به سندرُم گیرافتادگی و افراد سالم

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

چکیده

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

روش بررسی: با استفاده از نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده ۱۵ بیمار مبتلا به سندرُم گیرافتادگی شـانه با میانگین سـنی ۴۵،۳۰ سال و ۱۵ فرد سالم (سن ۴۵،۸۰ سال) طی یک مطالعه مورد- شـاهدی مورد مقایسـه قرار گرفتند. اسـتقامت 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 مقایسـه با افراد سـالم بیماران مبتلا به سـندرُم گیرافتادگی دارای استقامت کمتری در عضلات مسـئول حرکات چرخش به خارج($P=۰،۰۰۲$)، اسکاپشـن($P<۰،۰۰۰۱$) و عضلات چرخاننده کتف به بالا بودند($P=۰،۰۰۵$). در بیماران مبتلا به سـندرُم گیرافتادگی نسبت استقامت عضلات چرخاننده به خارج به اسـتقامت عضلات چرخاننده به داخل به‌طور معناداری کمتر از گروه کنترل بود($P<۰،۰۰۰۱$).

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

کلیدواژه‌ها: سـندرُم گیرافتادگی ، عضلات کمربند شـانه‌ای ، استقامت عضلانی ، عدم تعادل عضلانی

۱ـ دکترای فیزیوتراپی، اسـتادیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
۲ـ کارشناس ارشد فیزیوتراپی
۳ـ دکترای فیزیوتراپی، اسـتاد دانشکده توانبخشـی دانشـگاه علوم پزشکی تهران
٤ـ دکترای فیزیوتراپی، دانشیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
۵ـ متخصص ارتوپدی
٦ـ دانشـجوی کارشناسـی ارشـد 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، دانشـگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه فیزیوتراپی.
* **تلفن:**۲۲۱۸۰۰۳۹
* **رایانامه:** afsoonnodehi@yahoo.com

مقدمه

سندرُم گیرافتادگی[1] 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[2] آناتومیکی قوس کوراکوآکرومیون یا سرِ استخوان بازو، ضعف یا فرسایش تاندونهای روتیتور کاف، سفتیِ کپسول خلفی، تغییر کینماتیک شانه، ضعف یا اختلال عملکردی عضلات کتف و تغییرات پاسچرال از جمله عوامل ایجادکننده این سندرُم می‌باشند(۲،۳). سندرُم گیرافتادگی هنگامی ایجاد می‌شود که بافتهای نرم که شامل تاندون‌های سوپرااِسپیناتوس، سرِ بلند عضله دوسر و بورسِ زیرِ آکرومیون است، در فضای زیر آکرومیون، بین سر بازو و قوس کوراکوآکرومیون و قسمت جلویی آکرومیون فشرده شوند. جابجایی غیرطبیعی سرِ استخوان بازو به سمت بالا یا قدام حفره گلنوئید و حرکات غیرطبیعی استخوان کتف از جمله اختلالات کینماتیکی هستند که می‌توانند با کاهش فضای ساب آکرومیون منتهی به سندرُم 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 سرِ استخوان بازو در مرکز حفره گلنوئید در طی دامنه میانی حرکت می‌باشند(۵،۶). هنگامی که عضلات شانه خسته می‌شوند، مکانیک مفصل دچار تغییر می‌گردد که می‌تواند به‌عنوان یکی از عوامل پاتولوژیهای شانه باشد. علاوه براین 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 اسکاپولوهومرال خصوصاً در دامنه میانی بالابردن بازو اتفاق می‌افتد(۸). عضلات روتیتور کاف با دلتوئید تشکیل زوج نیرویی را می‌دهند که درصورتی که عضلات روتیتور کاف عملکرد مطلوبی داشته‌باشند، سرِ استخوان بازو تقریباً در مرکز حفره گلنوئید قرار می‌گیرد(۹،۱۰). ضعف عضلات اسکاپولوتوراسیک می‌تواند منتهی به وضعیت قرارگیری غیرطبیعی کتف شده و با اختلال در ریتم اسکاپولوهومرال مانع عملکرد طبیعی شانه شود(۱۱). افزایش جابجایی فوقانی و قدامی سرِ استخوان بازو در بیماران با سندرُم گیرافتادگی نشان داده شده است(۱۲). همچنین به دنبال ضعف یا ایجاد خستگی در عضلات دلتوئید و روتیتور کافِ نمونه‌های سالم، افزایش جابجایی فوقانی سرِ استخوان بازو گزارش شده است(۲،۳،۱۲). تغییر کینماتیک کتف در افراد مبتلا به سندرُم 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 روتیتور کاف قبل از حرکت شانه وارد عمل می‌شوند تا ثبات مفصل گلنوهومرال 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 لاتیسموس 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 روتیتور کاف توصیه می‌شود(۱۸). استقامت[3] توانایی انجام کار برای مدت زمان طولانی و مقاومت کردن در برابر خستگی است که شامل استقامت عضلانی و استقامت قلبی ـ عروقی می‌باشد. استقامت عضلانی، توانایی عضلات برای انجام انقباضات مکرر طی زمان را نشان می‌دهد، در حالیکه استقامت قلبی ـ 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 سندرُم گیرافتادگی) می‌تواند باعث خستگی و ضعف و مهار عضلات ثباتی گلنوهومرال و اسکاپولوتوراسیک گردد و بدین ترتیب با ایجاد ضربات میکروسکوپی مکرر، باعث واکنش التهابی و ضایعه بافتهای نرم فضای زیر آکرومیون و سرانجام درد گردد(۲۰،۲۱). به دنبالِ ضایعات مختلف، قدرت و انعطاف‌پذیری، اغلب به‌عنوان اجزای اصلی برنامه‌های ارزیابی و درمان فیزیوتراپی بیماران درنظر گرفته می‌شوند؛ در حالیکه توجه کمتری به بررسی و حفظ و برگرداندن استقامت عضلانی و ظرفیت هوازی و استقامت قلبی ـ عروقی می‌گردد.

هدف از این مطالعه مقایسه استقامت عضلات مفاصل گلنوهومرال و اسکاپولوتوراسیک در دو گروه بیماران مبتلا به سندرُم گیرافتادگی و افراد سالم بوده است.

1- Impingement Syndrome
2- Variations
3- Endurance

روش بررسی

در ایـن مطالعـه مـوردی ـ شـاهدی[1]، ابتـدا طی یـک مطالعه متدولوژیک، ۲۰ آزمودنی (۱۰ بیمار مبتلا به سـندرُم گیرافتادگی و ۱۰ فرد سـالم) از نظر میزان تکرارپذیری روشهای اندازه‌گیری استقامت عضلات مسـئول حرکات مفاصل مجموعه شانه مورد بررسـی قـرار گرفتند(جدول۱). سـپس بـه روش نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده، ۱۵ بیمار مبتلا به سندرُم گیرافتادگی با میانگین سنی ۴۵،۳۰ سـال، وزن ۶۸،۳۱کیلوگرم، قد ۱۶۴،۸۲سانتی‌متر و همچنین ۱۵ فرد سـالم با میانگین سنی ۴۵،۸۰ سال، وزن ۷۰،۲۵ کیلوگرم و قد ۱۶۴،۲۱ سـانتی‌متر مورد مقایسه قرار گرفتند. کلیه آزمودنی‌ها راسـت دست و سـمت 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[2] اندازه‌گیری شد.

معیارهای انتخاب برای افراد بیمار شـامل مثبت بودن آزمون‌های سـندرُم گیرافتادگی، تاریخچه درد در درماتومهای C_5-C_6 درد با لمس تاندون‌های روتیتور کاف، وجود درد با ابداکشن ایزومتریک مقاومتی و بالا بردن فعال بازو در صفحه کتف و شدت درد کمتر از ۵ طبق مقیاس درجه‌بندی شـده درد (مطابق تشـخیص اولیه توسط پزشکان متخصص) بود(۱۳).

معیارهـای حـذف نمونه‌ها عبـارت بودند از: شـروع علائم به دنبـال ضایعـات تروماتیـک، دررفتگی مفاصـل گلنوهومرال و آکرومیوکلاویکـولار، سـابقه جراحـی، شکسـتگی، بدخیمـی و بی‌ثباتی شـانه و ابتلا به سـندرُم‌های درد گردنـی، بیماریهای نورولوژیکی و روماتیسمی، دیابت و افسردگی(۱۳).

معیار انتخاب برای افراد سـالم تطابق داشـتن سن و جنس آنها بـا افراد بیمـار و نداشـتن درد بود. پـس از انتخـاب نمونه‌ها، روش تحقیـق و جزئیات لازم برای آنها شـرح داده شـده و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه کتبی اخذ شد. سپس اطلاعات فردی از طریق پرسشنامه و مصاحبه جمع‌آوری گردید.

روش انجام آزمون استقامت عضلات مفصل گلنوهومرال:

برای اندازه‌گیری اسـتقامت عضلات چرخاننده کتف به خارج و داخل، آزمودنی در وضعیت دمر روی تخت قرار می‌گرفت. شانه در ۹۰ درجه ابداکشن روی تخت و آرنج نیز ۹۰ درجه خم و از تخت آویزان بود (زوایا با گونیومتر استاندارد اندازه‌گیری می‌شد). یک حوله تاشده در زیر بازو قرار داده شده و دینامومتر روی سطح جلویی سـاعد، بالای مچ برای حرکت چرخش داخلی(شکل ۱) و روی سطح پشـتی برای چرخش خارجی قرار داده می‌شد. از فرد خواسـته می‌شد با حداکثر نیروی خود در جهات چرخش به خارج و داخل، به دینامومتر که توسـط آزمونگر نگه داشته شده بود، نیـرو وارد کند. در این حالت حداکثـر نیروی ایزومتریکی کـه شـخص وارد می‌کـرد روی صفحه دیجیتالی دسـتگاه ثبت می‌گردید(۲۲). به‌منظور ارزیابی استقامت ۲۰٪ و ۳۰٪ از حداکثر نیروی انقباضی به‌دست 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 دسـتگاه به زیر ۲۰٪ از حداکثر انقباض می‌رسید، به‌عنوان خسـتگی تلقی شده و مدت زمان نگهداری این انقباض توسط زمان‌سنج به‌عنوان استقامت ثبت می‌گردید(۲۲).

برای اندازه‌گیری اسـتقامت عضلات ابداکتور شانه، آزمودنی در حالت نشسـته و شـانه مورد بررسـی در ۷۵ درجه ابداکشن در صفحـه فرونتال قرار می‌گرفت. آزمونگر با یک دسـت مانع بالا رفتن شـانه آزمودنی می‌شـد و با دسـت دیگر دینامومتر را بین شانه و آرنج او روی بازو حفظ می‌کرد. از فرد خواسته می‌شد با حداکثـر نیرو در جهت بالا بـه دینامومتر نیرو وارد کند(۲۲،۲۳). سـپس از فرد خواسـته می‌شـد تا زمانی‌که می‌تواند ۳۰٪ نیروی حداکثـر را حفظ نماید و مدت زمان نگهداری این نیرو به‌عنوان استقامت عضلات ابداکتور 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 ابداکشن در صفحه کتف قرار می‌گرفت (به‌طوریکه انگشـت شست به سمت بالا قرار داشت). آزمونگر با یک دست مانع بالارفتن شـانه بیمار می‌شد و با دست دیگر دینامومتر را که بین شـانه و کتف بیمار قرار داشـت در مقابـل نیروی آزمودنی به سـمت بالا حفظ می‌نمود(۲۳). مدت زمان حفظ ۳۰٪ نیروی حداکثر ثبت می‌گردید.

بـرای اندازه‌گیری اسـتقامت عضـلات حرکت اداکشـن افقی، آزمودنـی در وضعیـت طاقباز روی تخت قرار می‌گرفت. شـانه در ۹۰ درجه فلکشـن، آرنج نیز ۹۰ درجه خم بود. دینامومتر بین شـانه و آرنج قرار داده می‌شـد. از فرد خواسته می‌شد در مقابل نیروی آزمونگر که به سـمت خارج و پایین وارد می‌شد مقاومت کنـد(۲۲). مـدت زمان حفظ نیـروی ۳۰٪ از حداکثـر انقباض، به‌عنوان استقامت ثبت می‌گردید.

روش انجام آزمون استقامت عضلات مفصل اسکاپولوتوراسیک:

برای اندازه‌گیری حداکثر قدرت ایزومتریک حرکت ابداکشـن و چرخش به بالای کتف، آزمودنی در وضعیت طاقباز روی تخت و شانه در ۹۰ درجه فلکشن با آرنج صاف قرار می‌گرفت. آزمودنی دسـتش را کمی به بالا حرکت می‌داد، به‌طوری‌که کتف از تخت

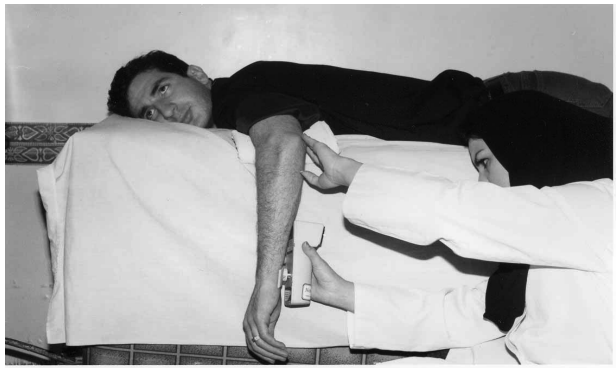
1- Case-Control Design

2- Muscle Test; Lafayette Instrument Co, Lafayette IN Nicholas Manual

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

بـرای اندازه‌گیری حداکثر قدرت ایزومتریک حرکت اداکشـن 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 می شد در مقابل نیروی آزمونگر که به سمت پایین وارد می شد به سمت بالا نیرو وارد کند(۲۲،۲۴).

بـرای اندازه‌گیری اسـتقامت، آزمودنـی ۳۰٪ از حداکثر نیروی انقباضی خود را به دسـتگاه وارد می‌کرد و به او گفته می‌شـد تا زمانیکه می‌تواند این نیرو را حفظ نماید. زمانیکه نیروی وارده به دستگاه به زیر ۲۰٪ از حداکثر انقباض می‌رسید، به‌عنوان خستگی تلقی شـده و مدت زمان نگهداری این انقباض توسط زمان‌سنج به‌عنوان استقامت ثبت می‌گردید(۲۲،۲۴).



تصویر۱- 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

مقادیـر ضرایب تکرارپذیـری (ICC) روش‌هـای اندازه‌گیری استقامت در دامنه ۰،۹۹-۰،۹۲ قرار داشت (جدول ۱).

جدول۱- 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

تفاوت معناداری بین دو گروه از نظر متغیرهای سـن، وزن و قد وجود نداشـت. همچنین نتایج آزمون تی مسـتقل نشـان داد که گروه بیماران کاهش معناداری در اسـتقامت حرکات چرخش به خارج، ابداکشـن و چرخش به بالای کتف و اسکاپشن داشتند، درحالی‌که تفاوت معناداری در میزان استقامت حرکات چرخش خارجی، ابداکشن، اداکشـن و اداکشن و چرخش به پایین کتف مشاهده نگردید(جدول۲).

بیـن میزان قدرت و شـدت درد بیماران رابطـه معناداری دیده نشد(جدول۳).

نسـبت اسـتقامت حرکت چرخش به خارج به حرکت چرخش داخلـی، در افراد بیمار به‌طور معناداری کمتر از افراد سـالم بود. درحالی‌که هیچ‌گونه تفاوت معناداری در نسـبت قدرت حرکت ابداکشن به حرکت اداکشن مشاهده نگردید(جدول۴).

بحث

نتایـج این تحقیق نشـان داد کـه گروه بیماران دارای اسـتقامت کمتـری در عضلات اینفرااسـپیناتوس و تـرس مینور (حرکت چرخش بـه خارج)، سوپرااِسـپیناتوس (حرکت اسکاپشـن) و سـراتوس انتریـور و تراپزیوس (ابداکشـن و چرخش به بالای کتف) می‌باشند. سوپرااِسپیناتوس همراه با بقیه عضلات روتیتور کاف (اینفرااِسپیناتوس، ترس مینور، و ساب‌اسکاپولاریس) ارتباط بین سرِ استخوان بازو و حفره گلنوئید را با ایجاد نیروی فشارنده در حینِ حرکات گلنوهومرال ایجاد می‌کند.

ضعـف عضلات دلتوئید و روتیتـور کاف می‌تواند موجب تغییر زوج نیروی بین این عضلات شـود. دلتوئید سر بازو را به طرف آکرومیون می‌کشد. عضلات روتیتور کاف به‌عنوان ثبات‌دهنده‌های اصلی و عضلات پکتورالیس ماژور به‌عنوان ثبات‌دهنده‌های ثانویه

جدول۲- مقایسه شاخصهای دموگرافیک و قدرت حرکات در سمت مبتلا (غالب و راست) بین دو گروه (آزمون تی مستقل)

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

جدول۳- همبستگی استقامت حرکات مختلف با شدت درد گروه بیماران

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

جدول۴- مقایسه نسبت قدرت حرکات آگونیست به آنتاگونیست در افراد سالم وبیمار

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

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

در مورد علل سندرُم گیرافتادگی دو تئوری مهم وجود دارد: تئوری علل داخلی چنین بیان می‌کند که دژنراسیون تاندونها به‌علت استفاده بیش از حد و یا تروما می‌تواند منتهی به ضعف عضلانی گردد، درحالی‌که مطابق تئوری علل خارجی، فاکتورهایی خارج از تاندون مثل پاسچر غلط، شکل آکرومیون، سفتی کپسول خلفی و بی‌ثباتی و تغییر کینماتیک کتف و گلنوهومرال منجر به سندرُم 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 سوپرااِسپیناتوس اتفاق افتاده و سندرُم گیرافتادگی نیز اغلب تاندون سوپرااِسپیناتوس را درگیر می‌کند. از دست رفتن عملکرد طبیعی سوپرااِسپیناتوس در زوج‌نیروی آن با دلتوئید اختلال ایجاد می‌کند. بنابراین برگرداندن و حفظ قدرت و استقامت سوپرااِسپیناتوس 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 توبروزیته بزرگ و بافتهای نرم آن در هنگام عبور از زیر قوس

کوراکوآکرومیون و همچنین برای شل شدن لیگامانها و کپسول مفصلی گلنوهومرال ضروری می‌باشد تا اجازه دامنه حرکتی کامل را بدهد. اختلال در چرخش خارجی در حین بالا بردن بازو می‌تواند منتهی به سندرُم 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 سوپرااِسپیناتوس تا خلف به ناحیه میانی اینفرااسپیناتوس گسترش می‌یابد(۲۶). تقویت عضلات چرخاننده به خارج خصوصاً در ورزشکاران پرتابی توسط محققین زیادی تأکید شده‌است(۲۷). تایلِر و همکارانش در بررسی قدرت چرخشی شانه بیماران مبتلا به سندرُم گیرافتادگی نشان دادند که این بیماران علی‌رغم داشتن درجه عضلانی نرمال، ضعف قابل‌ملاحظه‌ای 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 گلنوهومرال به‌خصوص 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 سندرُم گیرافتادگی کاهش معناداری را نسبت به افراد سالم نشان می‌دهد.

ویلک بررسی نسبت قدرت عضلات آنتاگونیست به آگونیست را مهم دانسته و معتقد است تعادل مناسب بین گروههای عضلانی آگونیست و آنتاگونیست ثبات داینامیک 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 به‌داخل‌چرخاننده و به‌خارج‌چرخاننده را بررسی کرد که در سمت درگیر بیماران مبتلا به سندرُم گیرافتادگی کمتر از افراد سالم بود. این تفاوت در نسبت ذکر شده نشان‌دهنده عدم تعادل در عضلاتی است که به نگه‌داشتن سرِ استخوان بازو در داخل حفره گلنوئید کمک می‌کنند(۲۹).

علاوه بر نقش مهم عضلات روتیتور کاف در عملکرد شانه، عضلات اسکاپولوتوراسیک نیز با فراهم‌نمودن یک تکیه‌گاه ثابت برای عملکرد عضلات گلنوهومرال، 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 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 زوج‌نیرویی 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 صورتی‌که چرخش به سمت بالای کتف اتفاق نیفتد، عضله دلتوئید آنقدر 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، رومبوئیدها 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 سندرُم گیرافتادگی نشان داده‌اند(۳۴). کاهش فعالیت عضله سراتوس انتریور در بیماران مبتلا به سندرُم گیرافتادگی گزارش شده است که می‌تواند موجب کاهش چرخش به‌سمت بالای کتف این بیماران گردد(۱۳،۱۴).

در واقع انجام فعالیتهای مکرر و شدید در محیط کار یا ورزش به‌علت 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(۳۶، ۳۵). ثبات عملکردی شانه حاصل ارتباط متقابل بین ثبات‌دهنده‌های استاتیک و داینامیک می‌باشد که این ارتباط با واسطه سیستم حسی ـ 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 وُیت و پدرسون کاهش حس وضعیت مفصل شانه را

پس از ایجاد خستگی گزارش نموده‌اند(۳۶، ۳۵). بنابراین حرکات مکرری که موجب خستگی عضلات ثبات‌دهنده 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(۳۴،۳۶). ایرلنباش و همکارانش تغییرات ساختاری را در عضلات سوپرااسپیناتوس و دلتوئید بیماران با مراحل مختلف سندرُم گیرافتادگی تا پارگی کامل پیدا کردند. این افراد دارای کاهش اندازه فیبر عضلانی و همچنین تغییراتی در انتشار فیبرهای عضلانی خصوصاً در فیبرهای تندانقباض[1] در مراحل اولیه بیماری بودند. این مشاهده نشان داد که اختلالات عصبی ـ 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 سندرُم گیرافتادگی می‌باشد، به‌علت داشتن انقباضات اکستریک[2] مکرر با ایجاد ضایعه بافتی می‌تواند کاهش استقامت عضلانی را به همراه داشته باشد(۲۱).

نتیجه‌گیری

بیماران دچار سندرُم گیرافتادگی، دارای استقامت عضلانی کمتری در حرکات چرخش به خارج، اسکاپشن و حرکت ابداکشن و چرخش به‌سمت بالای کتف هستند. همچنین، نسبت استقامت عضلات چرخاننده به خارج به استقامت عضلات چرخاننده به داخل در این بیماران کاهش می‌یابد. کاهش استقامت عضلات روتیتور کاف و اسکاپولوتوراسیک و عدم تعادل چرخشی شانه با سندرُم گیرافتادگی ارتباط دارد. تمرینات استقامتی عضلات روتیتور کاف و عضلات چرخاننده به بالای کتف و عضلات ثباتی اسکاپولو توراسیک در درمان فیزیوتراپی بیماران مبتلا به سندرُم گیرافتادگی باید مورد تأکید قرار گیرد.

پیشنهاد می‌شود تحقیقات بیشتری در جامعه آماری بزرگتر و در بیماران مبتلا به سندرُم گیرافتادگی با شدتهای مختلف درد و پاتولوژی صورت گیرد.

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, Stahlschmidt 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 Surge. 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, Mattram 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.

1- Overuse 2- Fast Contruction 3- Eccentric

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, HardinJA, 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, Hellstrome 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.