مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۹، مهر ۱۳۹۹، ۷۱۲-۶۹۳

تأثیر شش هفته تمرینات اصلاحی بر کینماتیک کتف مردان دارای نقص چرخش پایینی کتف: یک کارآزمایی بالینی تصادفی

نورالله جاودانه[1]

دریافت مقاله: ۹۹/۳/۳۱ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۹/٤/۲۲ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۹/۵/۸ پذیرش مقاله: ۹۹/۵/۱۱

چکیده

زمینه و هدف: یکی از فرم‌های غیر طبیعی راستای کتف، نقص چرخش پایینی کتف می‌باشد که شامل پایین آمدن، ابداکشن و تیلت قدامی اسکاپولا می‌باشد که به طور بالقوه باعث کاهش چرخش بالایی و تیلت خلفی کتف می‌شود. لذا هدف از مطالعه حاضر تعیین تأثیر شش هفته تمرینات اصلاحی بر کینماتیک کتف مردان دارای نقص چرخش پایینی کتف بود.

مواد و روش‌ها: این مطالعه کارآزمایی بالینی در دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی در سال ۱۳۹۸ انجام گرفت. تعداد ۲۴ فرد واجد شرایط به صورت در دسترس انتخاب و به‌طور تصادفی به دو گروه مساوی ۱۲ نفره (گروه تمرینات اصلاحی کتف و گروه کنترل)، تقسیم شدند. گروه کنترل در طی مطالعه درمان خاصی را دریافت نکردند. میزان زاویه چرخش فوقانی و تیلت خلفی کتف قبل و بعد از اعمال تمرینات اصلاحی در گروه مداخله، با رویه یک‌سان، توسط دستگاه MyoMotion 3D شرکت نوراکسون اندازه‌گیری شدند. داده‌ها با استفاده از آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر و آزمون t زوجی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

یافته‌ها: افزایش معنی‌داری در میزان زاویه چرخش فوقانی در زوایای ۳۰° (P=۰/۰۳۸)، ۶۰° (p<۰/۰۰۱)، ۹۰° (p<۰/۰۰۱) و ۱۲۰° (p<۰/۰۰۱) و تیلت خلفی در زوایای ۳۰° (p<۰/۰۰۱)، ۶۰° (p<۰/۰۰۱)، ۹۰° (p<۰/۰۰۱) و ۱۲۰° (p<۰/۰۰۱) ابداکشن شانه پس از اعمال مداخله تمرینی در گروه مداخله نسبت به گروه کنترل مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد که مداخله تمرینات اصلاحی کتف باعث بهبود زاویه تیلت خلفی و چرخش فوقانی کتف در افراد دارای نقص چرخش پایینی کتف می‌شود.

واژه‌های کلیدی: تمرینات اصلاحی، کینماتیک کتف، نقص چرخش پایینی کتف

۱- دکتری حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
تلفن: ۰۲۱-۲۲۲۲۸۰۰۱، دورنگار:۰۲۱-۲۲۲۶۹۵۴۷: پست الکترونیکی: njavdaneh68@gmail.com

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

مقدمه

راستای طبیعی کتف برای حرکت بهینه اسکاپولوهومورال مورد نیاز است. یک استاندارد برای راستای کتف توصیف شده است که مشخص می‌کند که لبه داخلی کتف موازی ستون فقرات و در حدود سه اینچ از خط وسط قفسه سینه فاصله دارد. استخوان کتف روی قفسه سینه بین مهره‌های دوم و هفتم پشتی قرار گرفته است؛ کتف در ناحیه سینه‌ای به‌صورت تخت است و حدود ۳۰ درجه چرخش قدامی در صفحه فرونتال دارد [۱]. دیسکینزیای کتف (Scapular dyskinesia)، تغییر در موقعیت طبیعی و الگوی حرکتی غیرطبیعی کتف است [۲].

یکی از فرم‌های غیر طبیعی راستای کتف، سندرم چرخش پایینی کتف می‌باشد که شامل پایین آمدن، پروترکشن و تیلت قدامی اسکاپولا می‌باشد [۳]. مشخصه سندرم چرخش پایینی کتف (Scapular downward rotation syndrome)، افزایش طول عضله تراپزیوس فوقانی و سفتی عضله لواتور اسکاپولا می‌باشد و به طور بالقوه باعث کاهش چرخش بالایی کتف می‌شود [۴]. سندرم چرخش پایینی کتف، همان‌طور که توسط sahrman شرح داده شده است، دارای این ویژگی‌ها است: ۱- زاویه تحتانی کتف نسبت به ریشه خار کتف به ستون فقرات نزدیک‌تر است و ۲- مفصل آکرومیوکلویکولار از مفصل استرنوکلویکولار پایین‌تر قرار گرفته است [۵]. ایمبالانس‌های عضلانی درگیر با این اختلال بین عضلات چرخاننده بالایی و پایینی کتف وجود دارند. در ارتباط با ایمبالانس در طول عضلات، اختلال سندرم چرخش پایینی کتف عموماً با کوتاهی لواتور اسکاپولا (Levator scapulae) و رومبوئید و طول افزایش یافته تراپزیوس فوقانی (Upper trapezius) و سراتوس انتریور (Serratus anterior) همراه است. هم‌چنین، ضعف در تراپزیوس تحتانی (Lower trapezius) می‌تواند نقش مهمی در کافی نبودن چرخش بالایی کتف ایفاء کند. تأخیر در به‌کارگیری چرخاننده‌های بالایی کتف طی ابداکشن شانه در آزمودنی‌ها با چرخش بالایی کاهش یافته، نشان داده شده است. تغییرات در غلبه بین چرخاننده‌های فوقانی می‌تواند موجب اختلال در بالانس عضلانی اطراف کتف شود که منجر به ناهنجاری‌هایی در عضلات درگیر در چرخش کتف می‌شود [۶].

افراد دارای سندرم چرخش پایینی کتف، محدودیت‌هایی را در چرخش بالایی کتف در زاویه ۶۰ درجه ابداکشن شانه، تجربه می‌کنند و هم‌چنین دارای الویشن جبرانی شانه هستند. فعالیت بیش از حد عضله تراپزیوس فوقانی در نتیجه الویشن کتف در این عضله، نقاط ماشه‌ای مایوفاشیال ایجاد می‌کند که موجب دردهای فشاری می‌گردد. به این منظور، در راستای درمان ایمبالانس‌های عضلانی در آزمودنی‌های دارای سندرم چرخش پایینی کتف، استفاده از تمریناتی که راستای طبیعی کتف را با تکیه بر تقویت چرخاننده‌های بالایی و کشش چرخاننده‌های پایینی کتف برمی‌گردانند، ضروری است [۷]. طبق مطالعات گذشته، تمرینات جهت بهبود اختلالات کتف می‌تواند موجب بهبود عملکرد عضلات، بهبود راستای ترقوه و در نتیجه بهبود راستای کمربند شانه‌ای و عملکرد کتف شود

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

[۶]. بهبود این عوامل می‌تواند علاوه بر بهبود عملکرد عضلات از نظر فعالیت الکتریکی، موجب بهبود هماهنگی و زمان‌بندی در فعالیت عضلات شود و در نتیجه باعث بهبود کینماتیک کتف شود.

مطالعاتی که نقش تمرینات حرکتی را بر روی نقص چرخش پایینی کتف انجام بررسی کرده‌اند، بیش‌تر بر روی تأثیرات آنی و حاد اصلاح کتف به صورت فعال یا غیرفعال تمرکز داشته است [۸-۱۱]. هم‌چنین عمده مطالعات قبلی فاقد گروه کنترل هستند و به این دلیل نمی‌توان مقایسه دقیقی بین گروه‌های تمرینی و یک گروه کنترل انجام داد [۱۰]. بنابراین با بررسی مطالعات در این زمینه، مطالعه‌ای که تأثیر تمرینات اصلاحی چرخش دهنده بالایی و تیلت دهنده خلفی کتف را به صورت جامع و طولانی مدت در افراد دارای نقص چرخش پایینی کتف مورد بررسی قرار داده باشد، یافت نشد. لذا هدف از این مطالعه تعیین تأثیر شش هفته تمرینات اصلاحی بر کینماتیک کتف افراد دارای اختلال چرخش پایینی کتف بود.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع کارآزمایی بالینی تصادفی شده و دارای کد اخلاق IR.KHU.REC.1398.011 از دانشگاه خوارزمی و کد کارآزمایی IRCT20180813040787N1 از کارآزمایی بالینی ایران می‌باشد. طرح تحقیق به صورت پیش آزمون-پس آزمون با یک گروه مداخله و یک گروه کنترل بود. جامعه آماری مطالعه حاضر را مردان ۲۰ تا ۴۵ ساله مبتلا به نقص چرخش پایینی کتف تشکیل می‌داد که برای درمان خود به مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه خوارزمی در بهار ۱۳۹۸ مراجعه می‌کردند. نمونه‌ها براساس معیارهای ورود به تحقیق به‌صورت هدف‌مند انتخاب و به صورت تصادفی به دو گروه مداخله (تمرینات اصلاحی کتف) و گروه کنترل تقسیم شد. مکان انجام اندازه‌گیری متغیرها و انجام مداخلات دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی بود.

حجم نمونه طی یک مطالعه آزمایشی بر روی ۷ نفر از آزمودنی های مطالعه در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ در نرم افزار G*Power بر اساس شاخص چرخش پایینی کتف محاسبه شد. مطالعه مقدماتی اندازه اثر ۰/۳۰ را نشان داد. با روش آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر با ۲ گروه و ۲ جلسه آزمون، با توان ۰/۸۰ و همبستگی ۰/۵۰ بین اندازه گیری‌ها، حجم نمونه کلی ۲۴ نفر محاسبه گردید.

معیارهای ورود به مطالعه شامل افراد دارای نقص چرخش پایینی کتف، آزمودنی‌ها فاقد سابقه جراحی ستون فقرات، کتف و شانه در فاصله زمانی سه سال قبل از تحقیق، آسیب شانه در فاصله زمانی شش ماه قبل از تحقیق، اختلالات دیگر کتف غیر از اختلال چرخش پایینی کتف مانند کتف‌بالی و یا کتف افتاده، درد رادیکولار در گردن و دست‌ها، وجود هرگونه آسیب شانه مثل گیرافتادگی شانه، تاندونیت و شانه یخ زده، ناپایداری شانه، سندرم خروجی قفسه سینه، بیماری پوکی استخوان، شانه گرد (با زاویه بیش‌تر از ۵۲ درجه) و میزان زاویه کایفوز بیشتر از ۵۰ و کمتر از ۲۰ درجه بودند. هم‌چنین معیارهای خروج از مطالعه شامل عدم شرکت منظم در برنامه

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

های تمرینی به مدت دو جلسه به صورت متوالی و سه جلسه به صورت غیرمتوالی و درد غیرقابل تحمل در طول دوره توان-بخشی بود. برای روش‌های تصادفی سازی، لیستی از اعداد که هر یک به طور تصادفی به یک نوع درمان اختصاص داشت، تهیه شد. سپس گروه‌بندی بر اساس دستورالعمل به هر یک از شرکت کنندگان اختصاص یافت. تصادفی‌سازی با روش بلوک‌های تصادفی (Block Style Randomization Scheme) با سایز ۲ به نسبت ۱:۱ صورت گرفت (شکل ۱). روش تصادفی‌سازی توسط یک فیزیوتراپ که از نحوه تقسیم تصادفی بیماران بی اطلاع بود، انجام گرفت. در این مطالعه ارزیاب‌ها و تحلیل‌گر آماری به صورت Blinding بودند. قبل از شروع مطالعه، نمونه‌ها فرم رضایت‌نامه آگاهانه را مطابق با استانداردهای معاهده هلسینکی امضاء می‌کردند.

پس از حضور نمونه‌ها در محل آزمایشگاه، جهت کسب اطلاعات اولیه از آن‌ها، برگه جمع‌آوری اطلاعات اولیه به ایشان تحویل داده شد. برگه جمع‌آوری اطلاعات شامل سؤالاتی از قبیل قد، وزن، سن، سابقه بیماری، میزان فعالیت در هفته، مدت زمان مبتلاء به درد، سمت درد و غیره بود. آزمودنی‌ها با حداقل لباس با استفاده از ترازوی دیجیتال (مارک سکا، ساخت کشور آلمان) با دقت ۱۰۰ گرم وزن شدند. قد آن‌ها نیز به طور ایستاده، بدون کفش، سر با وضعیت طبیعی، شانه، کفل‌ها و باسن در تماس با دیوار به‌وسیله قد سنج (مارک سکا، ساخت کشور آلمان) اندازه گرفته شد. هم‌چنین شاخص توده بدنی با تقسیم وزن (کیلوگرم) بر قد (متر مربع) اندازه گیری شد [۲۰]. بررسی میزان چرخش پایینی کتف، به‌وسیله کالیپر ورنیر ساخت شرکت میتوتیو (Mitutoyo Caliper) کشور در حالت استاتیک انجام گرفت. پس از بررسی معیارهای ورود و خروج از تحقیق، آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی به دو گروه مداخله و کنترل تقسیم‌بندی شدند. گروه مداخله تمرینات اصلاحی چرخش دهنده بالایی به مدت شش هفته (۱۸ جلسه) انجام دادند و گروه کنترل فقط رهنمودهای مربوط به اصلاح پوسچر در خانه را دریافت کردند. در پایان با مشخص شدن اثربخش بودن تمزینات اصلاحی در گروه مداخله، به منظور رعایت مسائل اخلاقی، تمرینات به گروه کنترل آموزش داده شد و در اختیارشان قرار گرفت تا از مزایای آن بهرمند شوند.

برای اندازه‌گیری چرخش پایینی کتف از کالیپر استفاده شد. اندازه‌گیری راستای کتف بر اساس روش تعدیل شده Kibler انجام گرفت [۱۲]. آزمودنی ایستاده روی دو پا و بازوها در کنار بدن به حالت ریلکس قرار می‌گرفت. آزمون‌گر با مارکر، چهار نقطه آناتومیکی را مشخص می‌کرد که شامل ۱. ریشه خار کتف، ۲. زاویه تحتانی کتف، ۳. دومین مهره پشتی و ۴- هفتمین مهره پشتی بود. میزان چرخش پایینی به این شیوه محاسبه شد: اختلاف فاصله بین ریشه خار کتف و دومین مهره پشتی از فاصله‌ی بین زاویه تحتانی کتف و هفتمین مهره پشتی؛ اگر مثبت بود نشان دهنده چرخش پایینی کتف بود. Lee و همکاران پایایی بین و درون آزمون‌گر این روش را در ۳۰ آزمودنی با میانگین سنی ۲۰ سال دارای سندرم چرخش پایینی کتف مورد بررسی قرار دادند. پایایی بین و درون آزمون‌گر بالایی برای این روش گزارش کردند

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

(Intraclass correlation coefficients =۰/۸۵ ،ICC=۰/۸۸) (ICC) [۱۲]. در این مطالعه افرادی که شاخص چرخش پایینی آن‌ها بیش‌تر از پنج میلی‌متر بود، وارد مطالعه شدند.

برای اندازه‌گیری کینماتیک کتف از (Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, USA) MyoMotion 3D ساخت کشور آمریکا استفاده شد. سنسورهای پیشرفته (Inertial measurement unit) IMU، اطلاعات کینماتیکی شامل زوایا، سرعت، شتاب و حتی جهت حرکت اندام‌ها و مفاصل را با دقت، سرعت و اعتبار بالایی ثبت می‌کنند. عدم نیاز به دوربین‌های ثبت حرکت و هم‌چنین عملکرد بی‌سیم و پرتابل بودن از مزایای دیگر این سیستم در مقایسه با سیستم‌های قدیمی و دوربینی می‌باشد.

یک سنسور کوچک IMU که بر روی یک قسمت بدن قرار می‌گیرد، جهت گیری زاویه‌ای ۳D را به نمایش می‌گذارد. حسگرهای IMU که با بندهای مخصوص و یا بندهای الاستیک بر روی دو قسمت مجاور بدن متصل می‌شوند که می‌توانند دامنه حرکتی مشترک بین این بخش‌ها را محاسبه کنند. سنسورهای MyoMotion IMU حرکت بدن انسان را به گیرنده MyoMotion بر روی کامپیوتر انتقال می‌دهد تا محاسبات تغییرات زاویه‌ای مفصل انتخاب شده را محاسبه کند. سنسورهای MyoMotion IMU شامل شتاب سنج ۳D، ژیروسکوپ و مغناطیس سنج که اندازه‌گیری زاویه چرخش ۳D از هر سنسور IMU در فضای مطلق است. سیستم تجزیه و تحلیل حرکت Noraxon MyoMotion 3D کاملاً بی‌سیم است و نیازی به کالیبراسیون فضای اندازه‌گیری ندارد. سنسورهای MyoMotion IMU را می‌توان با ۱۶ قسمت بر اساس مدل بدن که در نرم افزار ۳MR پیشنهاد شده است، قرار داد (Noraxon Inc., Scottsdale, AZ, USA) [۱۶].

کالیبراسیون سنسور IMU برای موقعیت بدن قبل از هر بار اندازه‌گیری انجام شد. تمام مراحل اندازه‌گیری در وضعیت ایستاده روی پاها با پوسچر صاف به طوری که پاها به اندازه عرض شانه ها باز و بازوها در کنار بدن بود، صورت گرفت. برای استاندارد کردن وضعیت سر، از هر یک از شرکت کنندگان خواسته می‌شد که نشانه‌ای که در فاصله سه متری بر روی دیوار قرار داشت نگاه کنند. برای استاندارد کردن پوسچر بازوها از شرکت کنندگان خواسته می‌شد که با ایستادن بر روی پاها در وضعیت پوسچر راحت، بازوها را سه بار به عقب و جلو تاب دهند و سپس بازوها در در یک وضعیت طبیعی در کنار بدن نگه دارند. سنسورها در سه قسمت ریشه خار کتف، قسمت بالایی بازو و اولین مهره پشتی نصب می‌شد. چرخش بالایی/پایینی، تیلت قدامی/خلفی کتف و تغییرات زاویه شانه با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰ هرتز در حرکت کامل ابداکشن شانه ثبت شد. حرکت بالا و پایین رفتن بازو در شش ثانیه به‌وسیله مترونوم کنترل می‌شد. هر آزمودنی این کار را برای ۳ بار انجام می‌داد و میانگین ۳ تکرار صحیح برای محاسبه کینماتیک مورد استفاده قرار می‌گرفت [۱۶].

اطلاعات کینماتیکی جمع‌آوری شده با نرم افزار شرکت نوراکسون (Noraxon MyoResearch 3.14.32 windows software) در چهار زاویه ۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درجه فاز بالا رفتن ابداکشن شانه مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. حرکت

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

حول محور X به عنوان چرخش بالایی/پایینی کتف و حرکت حول محور Z به عنوان تیلت قدامی- خلفی در نظر گرفته شد [۱۳].

پروتکل تمرینات اصلاحی کتف: تمرینات انتخاب شده بر روی چرخش بالایی و تیلت خلفی کتف تمرکز داشتند که بر اساس مطالعات پیشین انتخاب شدند و شامل: بالا بردن بازوها در حالت رو به دیوار [۱۴]، بالا بردن بازوها در حالت پرون [۱۴]، بالابردن بازوها در حالت حرکت رو به عقب [۱۴]، چرخش بالایی کتف [۴]، بالا بردن شانه در جهت فیبرهای عضله ذورنقه تحتانی [۱۵]، ابداکشن شانه در صفحه اسکاپولا در زاویه بالاتر از ۱۲۰ درجه [۱۵]، بالا بردن کتف، کشش عضله لواتور اسکاپولا و کشش عضله پکتورالیس مینور [۱۷-۱۹] بود. اصل اضافه‌بار مداخله تمرینی بر اساس اصول توصیه شده دانشکده طب ورزشی آمریکا اعمال می‌شد [۲۰].

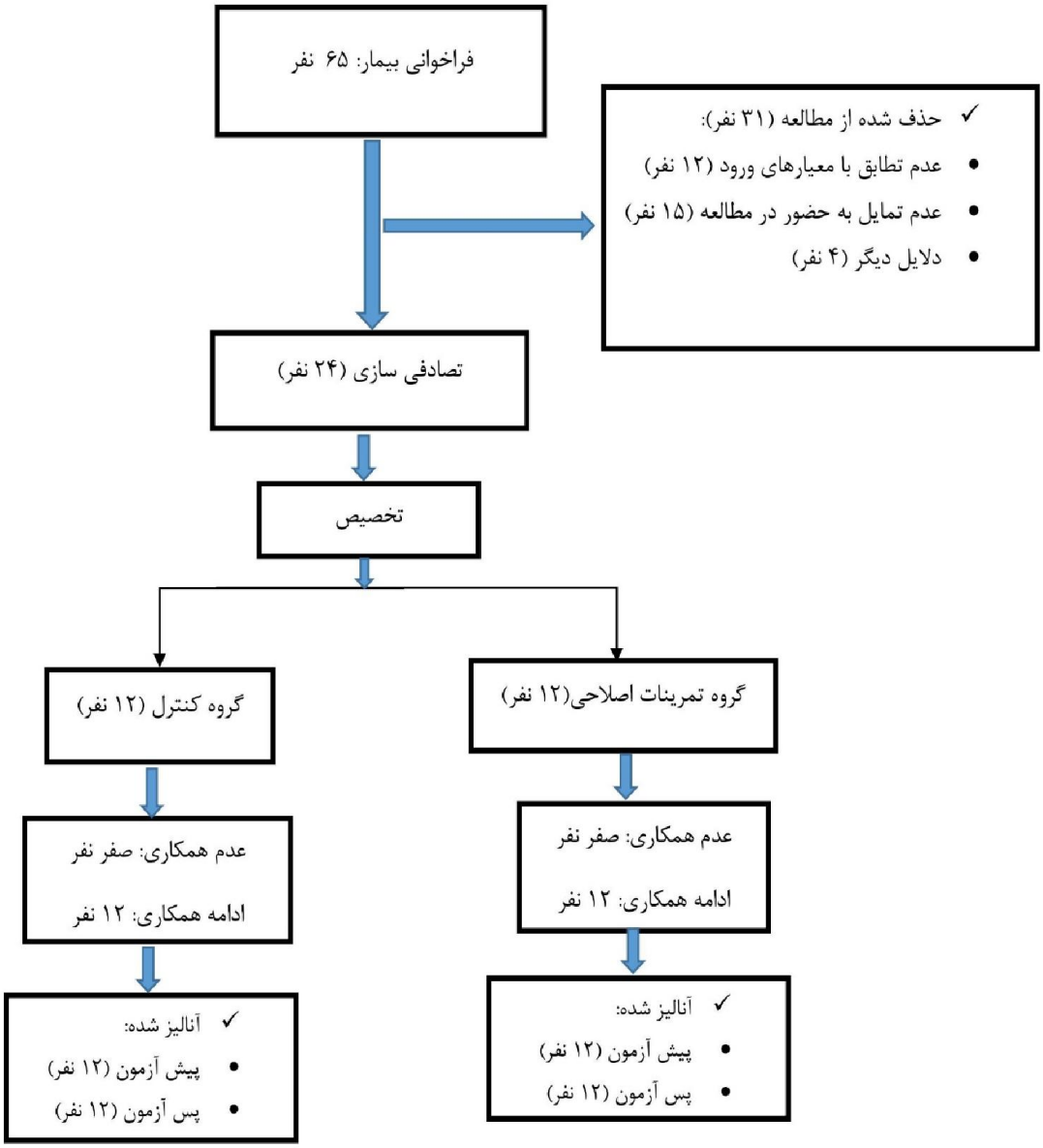
تمرینات به دو صورت با و بدون مقاومت صورت گرفت. در تمرینات بدون مقاومت از وزن بدن برای اجرای تمرینات استفاده شد و در تمرینات همراه با مقاومت از وزنه‌های آزاد و باندهای الاستیکی به عنوان مقاومت در تمرینات استفاده گردید. به منظور بازآموزی و فراخوانی صحیح الگوهای حرکتی کتف و شانه و هم‌چنین برای جلوگیری از تشدید درد و سازگاری بیشتر با شرایط، تمرینات در دو هفته اول بدون مقاومت و تنها با وزن بدن انجام شد. در دو هفته اول تمرینات در سه ست ۱۰ تا ۱۵ تکراری انجام می‌گرفت. در چهار هفته بعدی، یکی از تمرینات با استفاده از تراباند انجام می‌گرفت. اصل اضافه‌بار در این تمرین بر اساس رنگ تراباند اعمال شد. رنگ‌های استفاده شده بر اساس مقاومت از کم به زیاد شامل زرد، قرمز، سبز و آبی بود. در این تمرین اصل اضافه بار زمانی اعمال می شد که آزمودنی حرکت را به طور کامل و بدون هیچ گونه چالشی اجرا می‌کرد. شدت تمرین به طور پیش‌رونده‌ای با توجه به میزان مقاومت هر نوار از رنگ زرد به قرمز و بالاتر افزایش پیدا می‌نمود. سایر تمرینات با استفاده از دمبل انجام گرفت. در هفته سوم میزان وزنه بر اساس ۳۰ درصد حداکثر یک تکرار (One-repetition maximum) مشخص شد و هر هفته ۱۰ درصد به این میزان اضافه می‌گردید. تمرینات بر اساس اصل اضافه بار تدریجی انجام شد؛ به این صورت که بر اساس حرکتی که آزمودنی انجام می‌داد، فاکتورهای شدت، تکرار و زمان بر اساس ویژگی‌های فردی افزایش پیدا می‌کرد. در این تحقیق زمان استراحت بین هر ست ۳۰ ثانیه و بین هر تمرین یک دقیقه در نظر گرفته شد. تمرینات سه روز در هفته به صورت یک روز در میان به مدت شش هفته (۱۸ جلسه) انجام گرفت. هر جلسه به طور متوسط ۴۵ تا ۶۰ دقیقه طول می‌کشید که شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن، ۳۰ تا ۴۵ دقیقه تمرینات اصلی و ۵ دقیقه سردکردن بود. حداکثر تعداد افراد در یک جلسه ۳ نفر بود [۲۰]. جزئیات بیش‌تر در جدول ۱ گزارش شده است.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]

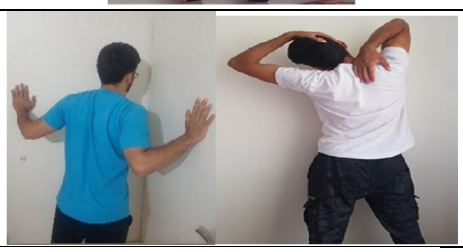
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]

[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]



شکل۱- فلوچارت ارزیابی و ورود به مطالعه افرادی دارای نقص چرخش پایینی کتف

جدول ۱- پروتکل تمرینات اصلاحی کتف در طی شش هفته در افراد دارای نقص چرخش پایینی کتف

تمرین	هفته	۱ تکرار بیشینه (%)	نوع مقاومت	تکرار (ست)	شکل تمرین
چرخش بالایی کتف	۱،۲	-	وزن بدن	۱۵-۱۰ (۳)	
	۳	تراباند زرد	تراباند	۱۰ (۳)	
	۴	تراباند قرمز			
	۵	تراباند سبز			
	۶	تراباند آبی			
بالا بردن بازوها در حالت رو به دیوار	۱،۲	-	وزن بدن	۱۵-۱۰ (۳)	
	۳	۳۰	دمبل	۱۰ (۳)	
	۴	۴۰			
	۵	۵۰			
	۶	۶۰			
بالا بردن بازوها در حالت حرکت رو به عقب	۱،۲	-	وزن بدن	۱۵-۱۰ (۳)	
	۳	۳۰	دمبل	۱۰ (۳)	
	۴	۴۰			
	۵	۵۰			
	۶	۶۰			
بالا بردن شانه در جهت فیبرهای عضله تراپز تحتانی	۱،۲	-	وزن بدن	۱۵-۱۰ (۳)	
	۳	۳۰	دمبل	۱۰ (۳)	
	۴	۴۰			
	۵	۵۰			
	۶	۶۰			
ابداکشن شانه در صفحه اسکاپولا در زاویه بالاتر از ۱۲۰ درجه	۱،۲	-	وزن بدن	۱۵-۱۰ (۳)	
	۳	۳۰	دمبل	۱۰ (۳)	
	۴	۴۰			
	۵	۵۰			
	۶	۶۰			
بالا بردن کتف	۱،۲	-	وزن بدن	۱۵-۱۰ (۳)	
	۳	۳۰	دمبل	۱۰ (۳)	
	۴	۴۰			
	۵	۵۰			
	۶	۶۰			
کشش عضله لواتور اسکاپولا و عضله پکتورالیس مینور	۱			۱۰ ثانیه * ۳ نوبت	
	۲			۱۵ ثانیه * ۳ نوبت	
	۳			۲۰ ثانیه * ۳ نوبت	
	۴			۲۵ ثانیه * ۳ نوبت	
	۵			۳۰ ثانیه * ۳ نوبت	
	۶			۳۰ ثانیه * ۳ نوبت	

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. از آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری های مکرر برای بررسی تغییرات بین گروهی استفاده شد. هم‌چنین آزمون t زوجی، جهت بررسی تفاوت میانگین‌های درون‌گروهی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون و آزمون t مستقل جهت بررسی متغیرهای جمعیت شناسی بین دو گروه مورد استفاده قرار گرفت. اندازه اثر و ۹۵ درصد فاصله اطمینان جهت اندازه‌گیری معنی‌داری بالینی محاسبه شد. سطح معنی‌داری در آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. اندازه اثر کوهن از طریق فرمول زیر محاسبه گردید [۲۱].:

$$D= M_1 - M_2/\sqrt{S1^2 + S2^2}/2$$

در این فرمول، d یعنی شاخص Cohen، M_1 نشان دهنده میانگین داده‌های پیش آزمون یا گروه اول، M_2 یعنی میانگین داده‌های پس آزمون یا گروه دوم، S_1 نشان دهنده انحراف معیار داده‌های پیش آزمون یا گروه اول و S_2 انحراف معیار داده‌های پس آزمون یا گروه دوم. اندازه اثر به روش Cohen's d برای هر یک از متغیرها محاسبه شد به نحوی که مقادیر ۰/۲-۰/۵ اندازه اثر کوچک، ۰/۵-۰/۸ اندازه اثر متوسط و ۰/۸ به بالا اندازه اثر بالا در نظر گرفته شد [۲۱]. هم‌چنین درصد تغییرات از طریق فرمول زیر محاسبه گردید:

درصد تغییرات $= M_1\text{-}M_2/M_1\times100$

نتایج

مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۲ آمده است. نتایج آزمون t مستقل نشان داد که بین متغیرهای دموگرافیک آزمودنی‌ها در دو گروه تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (P>۰/۰۵). در مرحله قبل از مداخله، ۶۵ نفر برای ورود به مطالعه بررسی شدند که ۳۱ نفر به دلیل عدم تطابق با معیارهای ورود و خروج و هم‌چنین عدم تمایل برای شرکت در مطالعه، حذف شدند و در نهایت ۲۴ مرد وارد مطالعه شدند.

جدول ۲- مشخصات دموگرافیک آزمودنی ها در دو گروه مداخله و کنترل

متغیر	گروه کنترل (n= ۱۲)	گروه تمرینات کتف (n= ۱۲)	مقدار p*
سن (سال)	۳۰/۷۱ ± ۵/۷۷	۳۱/۵۸ ± ۵/۳۷	۰/۹۱۲
وزن (کیلوگرم)	۷۷/۸۳ ± ۵/۰۵	۷۸/۸۸ ± ۵/۰۵	۰/۷۲۳
قد (سانتی متر)	۱۷۹/۰۰ ± ۵/۱۸	۱۷۸/۰۰ ± ۴/۹۸	۰/۸۶۵
شاخص توده بدن (کیلوگرم/مترمربع)	۲۳/۰۶ ± ۱/۸۵	۲۳/۲۶ ± ۱/۷۶	۰/۸۳۶
شاخص چرخش پایینی کتف	۱/۷۵ ± ۰/۱۴	۱/۷۰ ± ۰/۱۰	۰/۷۸۲

**** آزمون t مستقل، P < ۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار***

نتایج آزمون t زوجی نشان داد که در گروه مداخله در پیش و پس آزمون در متغیرهای میزان زاویه تیلت خلفی کتف در زوایای ۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درجه (P= ۰/۰۰۱) و میزان زوایه چرخش فوقانی کتف در زوایای ۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درجه (P= ۰/۰۰۱) تفاوت معنی‌داری وجود دارد ولی برای گروه شاهد تفاوت معنی‌داری برای متغیرهای فوق مشاهده نشد (P>۰/۰۵). هم‌چنین نتایج اندازه اثر بالایی را برای گروه مداخله برای تمامی متغیرها (اندازه اثر بالاتر از ۰/۸۰) به جزء

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

چرخش فوقانی کتف در زاویه ۳۰ درجه (اندازه اثر کوچک‌تر از ۰/۵۰) نشان دادند، در صورتی‌که اندازه اثر برای گروه کنترل کوچک بود (اندازه اثر کم‌تر از ۰/۵۰) (جدول ۳).

جدول۳- میانگین و انحراف استاندارد مقادیر متغیرهای کینماتیک کتف و تفاوت های درون گروهی در فاز بالا رفتن حرکت ابداکشن شانه

متغیر	زاویه (درجه)	گروه	پیش آزمون (انحراف معیار ± میانگین)	پس آزمون (انحراف معیار ± میانگین)	تفاوت درون گروهی		
					تفاوت پیش و پس آزمون (درصد تغییرات)	اندازه اثر	مقدار p*
چرخش فوقانی کتف	۳۰	مداخله	۵/۹۰ ± ۱/۹	۶/۶۴ ± ۱/۴۱	-۰/۷۴ (٪ -۱۲/۵)	-۰/۴۶	۰/۰۳۷
		کنترل	۵/۳۶ ± ۰/۸۹	۵/۴۳ ± ۰/۹۱	۰/۰۷ (٪ -۱/۳)	-۰/۰۷	۰/۸۴۲
	۶۰	مداخله	۷/۸۷ ± ۲/۴۳	۱۰/۱۱ ± ۲/۲۳	-۲/۲۴ (٪ -۲۸/۶)	-۰/۹۶	۰/۰۰۷
		کنترل	۸/۰۶ ± ۲/۱۴	۷/۹۶ ± ۲/۰۸	۰/۰۷ (٪ ۱/۴)	۰/۰۵	۰/۹۰۱
	۹۰	مداخله	۱۳/۰۸ ± ۱/۹۶	۱۷/۵۸ ± ۲/۲۳	-۴/۵ (٪ -۳۴/۴)	-۲/۱۶	۰/۰۰۱
		کنترل	۱۳/۲۷ ± ۲/۲۳	۱۳/۰۹ ± ۲/۰۵	۰/۱۸ (٪ ۱/۳)	-۰/۰۷	۰/۸۴۰
	۱۲۰	مداخله	۱۹/۶۶ ± ۲/۵۷	۲۵/۵۸ ± ۳/۱۰	-۵/۹۲ (٪-۳۰/۱)	۲/۱۱	۰/۰۰۱
		کنترل	۲۰/۳۰ ± ۳/۲۵	۱۹/۶۱ ± ۲/۵۰	۰/۷۰ (٪ ۳/۴)	۰/۲۴	۰/۸۳۳
تیلت خلفی کتف	۳۰	مداخله	۶/۹۱ ± ۲/۶۰	۲/۹۱ ± ۲/۱۰	-۴/۰۰ (٪ ۵۷/۸)	۱/۴۲	۰/۰۲۴
		کنترل	۷/۳۲ ± ۲/۶۷	۶/۰۳ ± ۲/۱۲	۱/۲۵ (٪ ۱۷/۰)	۰/۲۹	۰/۲۸۲
	۶۰	مداخله	۱/۹۱ ± ۲/۵۰	-۱/۴۵ ± ۲/۸۴	۳/۳۶ (٪ ۱۷۵/۹)	۱/۲۷	۰/۰۰۱
		کنترل	۲/۰۸ ± ۲/۳۵	۱/۱۱ ± ۲/۷۴	۱/۰۰ (٪ ۴۸/۰)	۰/۳۹	۰/۵۵۰
	۹۰	مداخله	-۲/۰۸ ± ۲/۸۸	-۹/۰۰ ± ۳/۷۹	۶/۹۲ (٪ -۳۳۲/۰۰)	۲/۰۲	۰/۰۰۱
		کنترل	-۲/۲۶ ± ۲/۳۰	-۳/۳۳ ± ۲/۹۳	۱/۰۸ (٪ ۴۸/۰۰)	۰/۴۱	۰/۸۷۰
	۱۲۰	مداخله	-۶/۶۱ ± ۲/۰۶	-۱۱/۶۰ ± ۲/۲۳	۴/۹۴ (٪ ۱۷/۷)	۲/۲۸	۰/۰۰۱
		کنترل	-۶/۹۱ ± ۱/۹۹	-۷/۱۶ ± ۲/۰۵	۰/۲۵ (٪ ۳/۱)	۰/۱۳	۰/۷۷۰

****آزمون t زوجی، P<۰/۰۵ اختلاف معنی‌دار***

برای بررسی تفاوت بین گروهی در پیش و پس آزمون بعد از مداخلات تمرینی از آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری های مکرر استفاده شد. نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد که توزیع فراوانی متغیرها در مراحل پیش آزمون و پس آزمون از توزیع نرمال برخوردار هستند (P>۰/۰۵). آزمون ام باکس نشان داد که ماتریس‌های کواریانس مشاهده شده مربوط به متغیر میزان زاویه تیلت خلفی و چرخش فوقانی کتف، همسان (بدون تفاوت معنی‌دار) هستند (P>۰/۰۵). بنابراین شرط همسانی کوواریانس برقرار بود و امکان استفاده از واریانس برای داده‌های تکرار شده جهت تحلیل استنباطی این داده‌ها

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

وجود داشت. هم‌چنین نتایج آزمون لون، همگنی واریانس‌های خطای بین گروه‌ها را نشان داد (P= ۰/۷۵). از طرفی نتایج آزمون کرویت موخلی نشان داد که شرط کرویت برقرار است (P= ۰/۰۰۱). با توجه به معنی‌داری اثر متقابل زمان و گروه در تمامی زوایا برای میزان زاویه تیلت خلفی و چرخش فوقانی، نتیجه می‌گردد که روند موجود به گروه وابسته است، به عبارت دیگر میزان تغییرات زاویه تیلت فوقانی و چرخش فوقانی کتف طی زمان در دو گروه یکسان نبوده است و بین دو گروه تفاوت معنی‌داری وجود دارد. در نهایت نتایج آزمون آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر تفاوت معنی‌داری با اندازه اثر بالایی (بالاتر از ۰/۸۰) را در سه فاکتور اثر زمان، اثر گروه و اثر متقابل زمان و گروه در متغیرهای تیلت خلفی و چرخش فوقانی کتف در تمامی زوایا بین دو گروه مداخله و کنترل نشان داد. اندازه اندازه اثر تمرینات اصلاحی بر فاکتورهای چرخش فوقانی و تیلت خلفی کتف نسبت به گروه کنترل، بالا مشاهده شد (جدول ۴).

جدول ٤- نتایج آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر برای بررسی تفاوت‌های بین دو گروه مداخله و کنترل پس از اعمال مداخله

متغیر	زاویه (درجه)	اثر زمان			تعامل گروه و زمان			اثر گروه			تفاوت بین گروهی (۰/۹۵ فاصله اطمینان)	
		مقدار p	مقدار F	اندازه اثر	مقدار p	مقدار F	اندازه اثر	مقدار p	مقدار F	اندازه اثر	اندازه اثر (۰/۹۵ فاصله اطمینان)	مقدار p*
چرخش فوقانی کتف	۳۰	۰/۰۰۱	۱۲۰/۱۲	۰/۹۵	۰/۰۰۱	۴۵/۵۰	۰/۸۹	۰/۰۰۱	۱۳/۱۰	۰/۹۵	(۰/۲۰، ۱/۴۱-) ۰/۵۹-	*۰/۰۳۸
	۶۰	۰/۰۰۱	۹۵/۳۰	۰/۹۶	۰/۰۰۱	۶۵/۲۵	۰/۹۳	۰/۰۰۱	۸/۸۶	۰/۹۰	(۱/۲۰، ۱/۹۲-)۱/۰۳	*۰/۰۰۱
	۹۰	۰/۰۰۱	۶۴/۲۵	۰/۹۸	۰/۰۰۱	۱۲۵/۴۵	۰/۹۴	۰/۰۰۱	۴۵/۸۶	۰/۹۳	(۱/۱۲-، ۳/۲-) ۲/۱۲-	*۰/۰۰۱
	۱۲۰	۰/۰۰۱	۱۸۲/۲۸	۰/۹۵	۰/۰۰۱	۱۴۶/۲۳	۰/۹۰	۰/۰۰۱	۳۵/۱۲	۰/۸۸	(۱/۰۶-، ۳/۴-) ۲/۰۵-	*۰/۰۰۱
تیلت خلفی کتف	۳۰	۰/۰۰۱	۴۱/۳۵	۰/۹۴	۰/۰۰۱	۷۵/۳۰	۰/۹۵	۰/۰۰۱	۱۰۲/۲۸	۰/۹۵	(۱/۸۹، ۰/۱۶) ۱/۰۱	*۰/۰۰۱
	۶۰	۰/۰۰۱	۱۸/۱۵	۰/۹۸	۰/۰۰۱	۱۷/۱۵	۰/۹۲	۰/۰۰۱	۶۰/۴۰	۰/۹۱	(۱/۷۲، ۰/۰۴) ۰/۸۸	*۰/۰۰۱
	۹۰	۰/۰۰۱	۹۵/۶۳	۰/۹۵	۰/۰۰۱	۷۸/۳۸	۰/۹۴	۰/۰۰۱	۸۹/۴۵	۰/۹۶	(۲/۸۶، ۰/۹۲) ۱,۹۰	*۰/۰۰۱
	۱۲۰	۰/۰۰۱	۷۳/۵۸	۰/۹۶	۰/۰۰۱	۱۱۶/۱۱	۰/۹۰	۰/۰۰۱	۱۴/۶۸	۰/۹۰	(۳/۱۸، ۱/۱۶) ۲/۱۷	*۰/۰۰۱

**** آنالیز واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر، $P<۰/۰۵$ اختلاف معنی‌دار***

بحث

نتایج تحقیق نشان داد که مداخله تمرینی تمرینات اصلاحی کتف تأثیر معنی‌داری در افزایش میزان تیلت خلفی و چرخش بالایی کتف افراد دارای نقص چرخش پایینی کتف دارد و گروه کنترل تفاوت معنی‌داری را از پیش آزمون به پس آزمون نشان نداده است. در مطالعه حاضر هم‌زمان با افزایش زاویه ابداکشن شانه، میزان تیلت خلفی و چرخش فوقانی کتف هم افزایش پیدا می‌کرد.

موقعیت استانداردی برای راستای کتف تعریف شده است که مشخص می‌کند که لبه داخلی کتف به طور موازی با ستون فقرات بوده و تقریباً ۷ تا ۸ سانتی‌متر از ستون فقرات فاصله دارد [۲۲]. تغییر در طول عضلات مرتبط با پاسچر در حال استراحت ممکن است بر راستای بدن تأثیر بگذارد [۲۳]. بنابراین بازگرداندن طول عضلات چرخاننده‌های بالایی و پایینی از طریق تمرینات اصلاحی برای تغییر راستای کتف و ترقوه در افراد دارای نقص چرخش پایینی کتف مهم است. در

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

حالت آناتومیکال، کتف در رابطه با قفسه سینه به طور میانگین ۵/۴ درجه چرخش رو به بالا، ۴۱/۱ درجه چرخش داخلی و ۱۳/۵درجه تیلت قدامی دارد. در هنگامی که بازو به ماکزیمم درجه الویشن می‌رسد کتف را وادار به حرکت حول سه محور می‌کند، به این صورت که ابتدا کتف به سمت بالا چرخیده و تیلت خلفی پیدا می‌کند، سپس به سمت داخل چرخیده نهایتاً با یک تغییر واضح به سمت خارج می‌چرخد. حداکثر این حرکات در الویشن بیش از ۸۰ درجه بازو اتفاق می‌افتد [۲۴]. طبق نظریه Kibler و همکاران فعال‌سازی عضلات کتف و قفسه سینه موجب بهبود راستای قرارگیری و موقعیت یابی کتف شده و یکی از مؤلفه‌های مهم در توان‌بخشی مفصل شانه می‌باشد. مفصل کتفی-سینه‌ای منحصر به فرد است؛ حرکت آن را ساختار استخوانی تعیین نمی‌کند، برعکس وضعیت دینامیک کتف به فعالیت هماهنگی عضلات اطراف کتف باز می‌گردد. بنابراین اختلال عملکردی و عصبی عضلانی در هر یک از این عضلات ممکن است باعث وضعیت غیر طبیعی کتف شود و یا اختلال حرکتی که منجر به اختلال عملکردی در شانه و گردن می‌شود را به وجود آورد [۲۵].

بهبود فعالیت و قدرت عضلات ضعیف شده در دیسکنزیای کتف از جمله نقص چرخش پایینی کتف و مهار عضلات بیش فعال موجب بازگشت کینماتیک نرمال کتف می‌شود. با افزایش دامنه ابداکشن بازو، حرکت کتف در مفصل کتفی سینه‌ای افزایش می‌یابد [۲۶]. به طور کلی هر چند طی حرکت بازو، کتف به ثبات نیاز دارد ولی از طریق چرخش بالایی کمک شایانی به دامنه حرکتی می‌کند و می‌تواند نقش بسیار زیادی در تولید این قبیل حرکات داشته باشد. از این رو افزایش چرخش فوقانی کتف به دنبال بهبود عملکرد ثابت کنندگی کتف پس از تمرینات مخصوص این ناحیه طبیعی به نظر می‌رسد.

Turgut و همکاران طی تحقیقی بر روی ۳۰ آزمودنی دارای دیسکتزیای کتف دریافتند که تمرینات ثبات دهنده، کششی و قدرتی عضلات رتیتورکاف برروی کینماتیک سه بعدی کتف مؤثر می‌باشد. تحقیق حاضر نشان داد که این تمرینات بر کینماتیک کتف به میزان اندکی مؤثر هستند. هم‌چنین این تمرینات موجب افزایش چرخش خارجی، چرخش فوقانی و تیلت خلفی در ۹۰ درجه الویشن شانه (از ۲/۵ به ۵/۹ درجه) شرکت کنندگان شده بود [۱۹]. هم‌چنین Struyf و همکاران نشان دادند که پس از شرکت در تمرینات ثبات دهنده، موقعیت قرارگیری کتف و قدرت عضلات آزمودنی‌ها بهبود معنی‌داری دارد [۲۷]. در راستای نتیجه این تحقیق می‌توان به این احتمالات اشاره کرد که این تمرینات موجب برگشت عضلات چرخاننده بالایی و پایینی کتف به طول طبیعی خود شده اند [۲۸]. هم‌چنین از دلایل دیگر این بهبود، احتمالاً می توان به تغیر سفتی عضلات چرخاننده پایینی کتف اشاره کرد.

یکی از بهترین تمرینات در توان‌بخشی که موجب فعالیت عضلات در چرخش فوقانی می شود تمرینات شراگ (shrug exercises) می‌باشند. در تحقیقی که توسط Pizzari و همکاران انجام شد، نشان داد که ۳۰ درجه ابداکشن شانه در تمرین شراگ به همراه چرخش فوقانی، شدت فعالیت ذوزنقه ای فوقانی و تحتانی در افراد دارای بی ثباتی چند جهت شانه،

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

بهبود می بخشد. به‌علاوه تحقیق آن‌ها نشان داد که فعالیت عضلات مذکور موجب تسهیل چرخش فوقانی کتف می‌شود [۲۹]. هم‌چنین، نتایج تحقیق حاضر با تحقیق Choi و همکاران هم‌سویی دارد. هدف این تحقیق تعیین اثر تمرینات ترکیبی شراگ با ابداکشن شانه بر بهبود راستای کتف در آزمودنی‌های دارای سندرم چرخش پایینی کتف بود. بهبود معنی‌داری در ابداکشن شانه، افزایش معنی‌دار در تیلت ترقوه‌ای و هم‌چنین کاهش معنی‌دار در شاخص کتف چرخیده به پایین مشاهده شد [۶]. محدودیت اصلی این مطالعه این بود که یک مطالعه مقطعی بود و تأثیر آنی تمرینات شراگ را بر راستای کتف بررسی کرده است. بنابراین یک مطالعه طولی که تأثیرات طولانی مدت تمرینات شراگ را بر کینماتیک را بررسی کند ضروری بود. یکی از تمرینات اصلی استفاده در مطالعه حاضر تمرین شراگ بود که با توجه به گفته‌های فوق می‌تواند در بهبود کینماتیک و راستای کتف تأثیر داشته باشد.

هم‌چنین نتایج تحقیق حاضر با تحقیق Ha و همکاران هم‌سویی دارد. هدف این تحقیق تعیین اثر تمرینات بالابرنده کتف بر راستای کتف و ترقوه و قدرت عضلات بالابرنده کتف در آزمودنی‌های دارای سندرم چرخش پایینی، بود. نتایج، تغییرات معنی‌دار در راستای کتف و ترقوه را نشان داد [۳۰]. در این مطالعه فقط از تمرین چرخش دهنده بالایی در دو حالت با و بدون مقاومت استفاده شده است. این مطالعه فاقد گروه کنترل بود و اندازه‌گیری راستای کتف و کلاویکل فقط در حالت ایستا انجام شده است. از طرفی نتایج این مطالعه با نتایج مطالعات Yildiz و همکاران ناهم‌سو است. Yildiz و همکاران، تأثیر شش هفته تمرینات ثبات دهنده کتف را، بر روی کینماتیک افراد دارای دیسکنریای درد مزمن بررسی کردند. یافته‌ها نشان داد که فقط در چرخش خارجی بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده شده است و در فاکتورهای تیلت خلفی و چرخش بالایی کتف تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد، هر چند تمام فاکتورها در دو گروه بهبود یافته بودند [۳۱]. افراد شرکت کننده در این تحقیق دارای انواع مختلفی از اختلالات کتف بودند. در این مطالعه تمرینات ثبات دهنده کتف به همراه تمریناتی که بر ناحیه گردن تمرکز داشتند استفاده شد. بنابراین تأثیر واقعی تمرینات ثبات دهنده کتف در این مطالعه مشخص نیست. تمرینات ثباتی کتف در مطالعه فقط شامل تمرینات پوش -آپ پلاس (Push-up plus exercises) و ریترکشن کتف بود.

یکی از مکانیسم‌های درگیر احتمالی بهبود کینماتیک کتف در افراد دارای نقص چرخش پایینی کتف، احتمالاً افزایش قدرت عضلات مجموعه شانه و عضلات مسئول حفظ راستای بهینه کتف است که از این طریق به استفاده بهتر از عضلات مجموعه شانه کمک می‌کند. به نظر می‌رسد که افزایش قدرت عضلات موجب بهبود ریتم شانه می‌شود [۳۲]. به طور کلی این‌طور به نظر می‌رسد که تمرینات استفاده شده در این مطالعه برای شرکت کنندگان مبتلا به نقص چرخش پایینی کتف که به دلیل اختلال در موقعیت یابی کتف دچار افت در قدرت عضلانی شده بودند از طریق مکانیسم اصلاح رابطه طول و تنش عضلات عمل کننده بر موقعیت‌یابی و ثبات کتف موجب کاهش تنش عضلات در مجموعه کتف و بازو شده است

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

و هم‌چنین از طریق بهبود قابلیت انتقال انرژی در طول زنجیره حرکتی در افزایش قدرت عضلات مفصل شانه نقش داشته است [۳۳]. از سویی دیگر تمرینات استفاده شده احتمالاً تأثیراتی نظیر بهبود موقعیت و افزایش ثبات کتف به دلیل افزایش فعالیت عضلات تثبیت کننده و هم‌چنین تقویت و بهبود فراخوانی عضلات تنه به منظور بازگشت زوج نیروی طبیعی در مجموعه عضلات کتف را به دنبال داشته و از طریق این مکانیسم در بهبود کینماتیک کتف مؤثر بوده است [۳۴]. از طرفی تمرینات مورد نظر احتمالاً موجب ثبات پروگزیمال در این مفصل شده و تکیه گاه باثباتی برای اندام فوقانی جهت عملکرد بهینه آن به وجود آورده است[۳۵]. بارگذاری محوری (Axial loading) نیز ممکن است موجب تغییر در زوج نیروها و تأثیرگذاری بر کینماتیک کتف و تقارن شده باشد [۳۶].

محدودیت‌های مطالعه حاضر شامل زمان پی‌گیری در این مطالعه بعد از اتمام مداخلات وجود نداشت. هم‌چنین تمام شرکت کنندگان پژوهش مرد بودند. پیشنهاد می‌شود که مطالعات مشابه با دوره پی‌گیری طولانی‌تر و حجم نمونه بزرگ‌تر انجام شود. هم‌چنین، مقایسه دیگر روش‌های درمانی با روش تمرینات حرکتی یا در ترکیب با آن بر روی افراد دارای نقص چرخش پایینی کتف توصیه می‌شود.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد که مداخله تمرینی شامل تمرینات اصلاحی که بر شاخص‌های چرخش فوقانی و تیلت خلفی کتف تمرکز می‌کرد، احتمالاً باعث بهبود زاویه تیلت خلفی و چرخش فوقانی کتف در افراد دارای نقص چرخش پایینی کتف در هنگام بالا بردن بازو می‌شود.

تشکر و قدردانی

از کلیه آزمودنی‌ها که در اجرای این تحقیق ما را یاری کردند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]

[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

References

[1] Kibler W B and Sciascia A, The shoulder at risk: scapular dyskinesis and altered glenohumeral rotation. *Oper Techn Sport Med* 2016; 24(3): 162-69.

[2] Sahrmann S, Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines-e-book, 1th ed . *Elsevier Health Sci*, 2010; 19; 128-40

[3] Sahrmann S, Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes,1th ed. *Elsevier Health Sci* 2013;*5;240-80*

[4] Ha S-M, Kwon O-Y, Yi C-H, Cynn H-S, Weon J-H, and Kim T-H, Effects of scapular upward rotation exercises on alignment of scapula and clavicle and strength of scapular upward rotators in subjects with scapular downward rotation syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 2016; 26 (10): 130-36.

[5] Kang M-H, Choi J-Y, and Oh J-S, Effects of crossed brassiere straps on pain, range of motion, and EMG activity of scapular upward rotators in females with scapular downward rotation syndrome. *PM&R* 2015; 24(3): 162-69.

[6] Choi W-J, Cynn H-S, Lee C-H, Jeon H-S, Lee J-H, Jeong H-J, et al., Shrug exercises combined with shoulder abduction improve scapular upward rotator activity and scapular alignment in subjects with scapular downward rotation impairment. *J Electromyogr Kinesiol* 2014; 30(7): 100-09.

[7] Kim T-H and Lim J-Y, The effects of wall slide and sling slide exercises on scapular alignment and pain in subjects with scapular downward rotation. *J Phys Ther Sci* 2016; 28(2): 2666-9.

[8] Ha S-M, Kwon O-Y, Yi C-H, Jeon H-S, and Lee W-H, Effects of passive correction of scapular position on pain, proprioception, and range of motion in neck-pain patients with bilateral scapular downward-rotation syndrome. *Man ther* 2011; 16(6): 585-89.

[9] Van Dillen L R, Mcdonnell M K, Susco T M, and Sahrmann S A, The immediate effect of passive scapular elevation on symptoms with active neck

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

rotation in patients with neck pain. *Clin J Pain* 2007; 23(8): 641-47.

[10] Ashwini T, Karvannan H, and Prem V, Effects of movement impairment based treatment in the management of mechanical neck pain. *J Bodyw Mov Ther* 2018; 22(2): 534-39.

[11] Lluch E, Arguisuelas M D, Quesada O C, Noguera E M, Puchades M P, Rodríguez J a P, et al., Immediate effects of active versus passive scapular correction on pain and pressure pain threshold in patients with chronic neck pain. *J Manipulative Physiol Ther* 2014; 37(9): 660-66.

[12] Lee J-H, Cynn H-S, Choi W-J, Jeong H-J, and Yoon T-L, Various shrug exercises can change scapular kinematics and scapular rotator muscle activities in subjects with scapular downward rotation syndrome. *Hum Mov Sci* 2016; 45 (3): 119-29.

[13] Celenay S T, Akbayrak T, and Kaya D O, A comparison of the effects of stabilization exercises plus manual therapy to those of stabilization exercises alone in patients with nonspecific mechanical neck pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 2016; 46(2): 44-55.

[14] Ha S-M, Kwon O-Y, Cynn H-S, Lee W-H, Park K-N, Kim S-H, et al., Comparison of electromyographic activity of the lower trapezius and serratus anterior muscle in different arm-lifting scapular posterior tilt exercises. *Phys Ther Sport* 2012; 13(4): 227-32.

[15] Ekstrom R A, Donatelli R A, and Soderberg G L, Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33 (5); 247-58.

[16] van den Noort JC, Wiertsema SH, Hekman KM, Schönhuth CP, Dekker J, Harlaar J. Measurement of scapular dyskinesis using wireless inertial and magnetic sensors: importance of scapula calibration. *J biomechanics* 2015; 48(12):3460-8.

[17] Lee J-H, Cynn H-S, Yoon T-L, Choi S-A, Choi W-J, Choi B-S, et al., Comparison of scapular posterior tilting exercise alone and scapular posterior tilting exercise after pectoralis minor stretching on scapular alignment and scapular upward rotators activity in subjects with short

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

pectoralis minor. *Phys Ther Sport* 2015; 16(3): 255-61.

[18] Lynch S S, Thigpen C A, Mihalik J P, Prentice W E, and Padua D, The effects of an exercise intervention on forward head and rounded shoulder postures in elite swimmers. *Int J Sports Med* 2010; 44(5): 376-81.

[19] Turgut E, Duzgun I, and Baltaci G, Effects of scapular stabilization exercise training on scapular kinematics, disability, and pain in subacromial impingement: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2017; 98(10):1915-23.

[20] Medicine A C O S, ACSM's guidelines for exercise testing and prescription, 1th ed. Lippincott Williams & Wilkins 2013,12:270-98

[21] Fritz C O, Morris P E, and Richler J J, Effect size estimates: current use, calculations, and interpretation. *J Exp Psychol Gen* 2012: 141(1): 2-12.

[22] Bunch W H and Siegel I M, Scapulothoracic arthrodesis in facioscapulohumeral muscular dystrophy. Review of seventeen procedures with three to twenty-one-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2015; 75(3): 372-76.

[23] Hrysomallis C and Goodman C, A review of resistance exercise and posture realignment. *J Strength Cond Res* 2019; 15(3): 385-390.

[24] Ludewig P M, Phadke V, Braman J P, Hassett D R, Cieminski C J, and Laprade R F, Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg A* 2009; 91(2): 378-86.

[25] Kibler W B, Ludewig P M, Mcclure P W, Michener L A, Bak K, and Sciascia A D, Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the 'Scapular Summit'. *Br J Sports Med* 2013; 47(14): 877-85.

[26] Mottram S, Dynamic stability of the scapula. *Man ther* 1997; 2(3): 123-31.

[27] Struyf F, Nijs J, Mollekens S, Jeurissen I, Truijen S, Mottram S, et al., Scapular-focused treatment in patients with shoulder impingement syndrome: a randomized clinical trial. *Clini rheumat* 2013; 32(1):73-85.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

[28] Neumann D A, Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation,1th ed . *Elsevier Health Sci*, 2013; 12; 100-40

[29] Pizzari T, Wickham J, Balster S, Ganderton C, and Watson L, Modifying a shrug exercise can facilitate the upward rotator muscles of the scapula. *Clin Biomech* 2014; 29(2): 201-05.

[30] Ha S-M, Kwon O-Y, Yi C-H, Cynn H-S, Weon J-H, and Kim T-H, Effects of Scapular Upward Rotation Exercises on Alignment of Scapula and Clavicle and Strength of Scapular Upward Rotators in Subjects With Scapular Downward Rotation Syndrome. *J Electromyogr Kinesiol* 2015; 12(1): 90-100.

[31] Yildiz T I, Turgut E, and Duzgun I, Neck and Scapula-Focused Exercise Training on Patients With Nonspecific Neck Pain: A Randomized Controlled Trial. *J Sport Rehabil* 2018; 27(5): 403-12.

[32] Falla D, Jull G, Russell T, Vicenzino B, and Hodges P, Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. *Phys ther* 2017; 87(4): 408-17.

[33] Javdaneh N, Soltanyan Z, and Ghasmi B, The effect of six week corrective exercises on pain and disability in patients with dyskinesias scapula syndrome. *anesthesia and pai* 2020; 10(4): 77-88 [Farsi] .

[34] Cools A, Witvrouw E, Declercq G, Vanderstraeten G, and Cambier D, Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *Int J Sports Med* 2014; 38: 64-68.

[35] Dillman C J, Murray T A, and Hintermeister R A, Biomechanical Differences of Open and Closed Chain Exercises with Respect to the Shoulder. *J Sport Rehabil*; 2019; 3(3): 228-38.

[36] Hardwick D H, Beebe J A, Mcdonnell M K, and Lang C E, A Comparison of Serratus Anterior Muscle Activation During a Wall Slide Exercise and Other Traditional Exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2016. 36(12): 903-10..

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]
[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]
[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]

The Effect of Six Weeks of Corrective Exercises on the Kinematics of the Scapula in Males with Scapular Downward Rotation Defect: A Randomized Clinical Trial

N. Javdaneh [1]

Received: 20/06/2020 Sent for Revision: 12/07/2020 Received Revised Manuscript: 29/07/2020 Accepted: 01/08/2020

Background and Objectives: One of the abnormal forms of scapular malalignment is the scapular downward rotation defect, which includes depression, protraction, and anterior scapula tilt, which potentially reduces the upper rotation and posterior tilting of the scapula. Therefore, the aim of this study was to determine the effect of six weeks of corrective exercises on the kinematics of the scapula in males with scapular downward rotation defect.

Materials and Methods: This randomized clinical trial was performed in the Faculty of Physical Education of Kharazmi University in 2019, Iran. Twenty-four eligible patients were selected and randomly divided into two equal groups of 12, corrective exercises and control group. The control group did not receive any specific treatment during the study. The scapular upward rotation and scapular posterior tilt were measured in the same way before and after the corrective exercises in the intervention group by Noraaxon's MyoMotion 3D device. Data were analyzed using two-way repeated measures ANOVA and paired t-test.

Results: A significant increase was observed in scapular upward rotation in the angles of 30º ($p=0.038$), 60º ($p<0.001$), 90º ($p<0.001$) and 120º ($p<0.001$), and in scapular posterior tilt in the angles of 30º ($p<0.001$), 60º ($p< 0.001$), 90º ($p<0.001$) and 120º ($p<0.001$) after applying the exercise intervention in the intervention group compared to the control group.

Conclusion: The results showed that the intervention of scapular correction exercises improves the angles of scapular upward rotation and scapular posterior tilt in people with scapular downward rotation defect.

Key words: Corrective exercises, Scapular kinematics, Scapular downward rotation defect

Funding: This study did not have any funds.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of the Faculty of Physical Education and Sport Sciences of the Kharazmi University approved this study (IR.KHU.REC.1398.011).

How to cite this article: Javdaneh N. The Effect of Six Weeks of Corrective Exercises on the Kinematics of the Scapula in Males with Scapular Downward Rotation Defect: A Randomized Clinical Trial . *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2020; 19 (7): 693-712. [Farsi]

1- PhD in Corrective Exercise and Sport Injury, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran, ORCID: 0000-0002-4858-9745.
Tel: (021) 22228001, Fax: (021) 22269547, E-mail: njavdaneh68@gmail.com

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2026-08-24]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1399.19.7.6.1]

[DOI: 10.29252/jrums.19.7.693]