Research on Medicine

Original Article

The Quarterly journal of School of Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

Vol.43; No.1; 2019

Effects of frontal, sagittal, and scapular surfaces on the upper and upper scapular surfaces of the scapula and the scapular rhythm

Seyed Hossein Hosseinimehr*[1], Mehrdad Anbarian[2]

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities and Social Sciences, University of Kurdistan, Sanandaj, Iran
2. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran

(Received: 2018/07/29 Accept: 2018/12/17)

Abstract

Backgroundm: *Scapulohumeral rhythm (SHR) has been established as the kinematic hallmark indicating motion of the shoulder joint. Numerous studies have investigated the effect of different factors on SHR. The purpose of the present study was to determine the scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm ratio among frontal, sagittal, and scapular planes in different humeral abduction angles.*

Materials and Methods: *In the curremnt experimental study, conducted at the University of Kurdistan in 2018, 35 healthy male individuals participated. Two inclinometers were used to measure humeral abduction and scapular upward rotation in scapular rest position, 45°, 90°, and 135° shoulder abduction in frontal, sagittal, and scapular planes. Participants performed humeral abduction with dominant shoulder in different planes. The scapular motility rhythm was calculated from the distribution of glenohumeral abduction rate on the upper scapular rotation from the rest position of the scapula to 45, 90 and 135 degrees of shoulder abduction at different levels.*

Results: *No significant difference was found in scapular upward rotation ($p=0.07$) and scapulohumeral rhythm ($p=0.48$) among frontal, sagittal, and scapular planes in 45° humeral abduction, but the scapula had more upward rotation in 90° humeral abduction in frontal plane compared with sagittal plane ($p<0.05$). Also, the scapula had more upward rotation in 135° humeral abduction in frontal plane compared with scapular and sagittal planes ($p<0.05$). On the other hand, findings showed that scapulohumaral rhythm ratio from scapular rest position to 45°, 90°, and 135° humeral abduction in frontal plane was less compared with that of sagittal and scapular planes ($p<0.05$). On the other hand, findings showed that scapulohumaral rhythm ratio from scapular rest position to 90° humeral abduction in sagittal plane was more as compared with frontal plane while scapulohumaral rhythm ratio from scapular rest position to 135° humeral abduction in sagittal plane was more than those of the two other planes ($p<0.05$).*

Conclusion: *It seems that there are significant differences in scapular upward rotation and scapulohumaral rhythm ratio among frontal, sagittal, and scapular planes. These findings can be useful in clinical assessments and future studies.*

Keywords: *Scapular upward rotation; Frontal plane; Sagittal plane; Scapular plane; Scapulohumeral rhythm*

* *Corresponding author:Seyed Hossein Hosseinimehr*
E-mail:hosseinimehrhossein@gmail.com, s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-14]

پژوهش در پزشکی
فصلنامه علمی پژوهشی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی
مقاله پژوهشی
دور ۴۳، شماره ۱، ۱۳۹۷، صفحات ۲۳ تا ۲۷

بررسی تاثیر سطوح حرکتی فرونتال، ساجیتال و اسکاپولا برمیزان چرخش بالایی کتف و نسبت به ریتم اسکاپولا

سیدحسین حسینی‌مهر*[۱]، مهرداد عنبریان [۲]

۱- گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و اجتماعی، دانشگاه کردستان، سنندج، ایران
۲- گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰۵/۰۷ تاریخ پذیرش مقاله:۱۳۹۷/۰۹/۲۶

چکیده:

سابقه و هدف: ریتم اسکاپولوهومرال به‌عنوان یک سند کینماتیکی، نشان‌دهنده وضعیت حرکت مفصل شانه است. مطالعه‌های مختلفی به بررسی عوامل مختلف روی ریتم اسکاپولوهومرال پرداخته‌اند. در این مطالعه هدف ما تعیین تاثیر سطح حرکتی برمیزان چرخش بالایی کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای مختلف ابداکشن شانه است. این تحقیق در سال ۱۳۹۷ در دانشگاه کردستان انجام شد.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق تجربی، تعداد ۳۵ آزمودنی مرد سالم به‌صورت تصادفی به‌عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. از دو اینکلینومتر برای اندازه گیری ابداکشن شانه و میزان چرخش بالایی کتف در پوزیشن استراحت کتف، ۴۵، ۹۰ و۱۳۵ درجه ابداکشن شانه استفاده شد. آزمودنی‌ها عمل ابداکشن بازو را با دست برتر در سطوح فرونتال، ساجیتال و اسکاپولا انجام می¬دادند. ریتم اسکاپولوهومرال از تقسیم میزان ابداکشن گلنوهومرال بر چرخش بالایی کتف از پوزیشن استراحت کتف تا ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در سطوح مختلف محاسبه شد و مورد قضاوت آماری قرار گرفتند.

یافته‌ها: در ۴۵ درجه ابداکشن شانه، تفاوت معناداری در میزان چرخش بالایی کتف ($p=۰/۰۷$) و ریتم اسکاپولوهومرال ($p=۰/۴۸$) بین سطوح حرکتی فرونتال، ساجیتال و اسکاپولا وجود نداشت اما در ۹۰ درجه ابداکشن شانه، میزان چرخش بالایی کتف در سطح فرونتال بیشتر از سطح ساجیتال ($p>۰/۰۵$) و در ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه، میزان چرخش بالایی کتف در سطح فرونتال بیشتر از دو سطح دیگر بود (۵درصد>p). از طرف دیگر نتایج مطالعه نشان داد که نسبت ریتم اسکاپولوهومرال از صفر تا ۹۰ درجه در سطح ساجیتال بیشتر از سطح فرونتال بود در حالی که نسبت ریتم اسکاپولوهومرال از صفر تا ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در سطح ساجیتال بیشتر از دو سطح دیگر بود (۵درصد>p).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد که میزان چرخش بالایی کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال حین ابداکشن بازو در سطوح فرونتال، ساجیتال و اسکاپولا متفاوت است. این نتایج می‌تواند در ارزیابی‌های کلینیکی و مطالعه‌های پژوهشی استفاده شود.

واژگان کلیدی: چرخش بالایی کتف، سطح فرونتال، سطح ساجیتال، سطح اسکاپولا، ریتم اسکاپولوهومرال

مقدمه:

ریتم اسکاپولوهومرال۱ به عنوان تعامل کینماتیکی بین دو استخوان کتف و بازو مطرح شده است. در واقع، بیان شده است که در هنگام حرکت بازو به بالای سر، به ازای مقدار حرکت اتفاق افتاده در مفصل گلنوهومرال، به طور همزمان در استخوان کتف نیز مقدار مشخصی چرخش بالایی اتفاق میافتد. در مطالعه‌های مختلف این نسبت ۲:۱ گزارش شده است (۱). در واقع بیان شده است که در طی ابداکشن کامل بازو، به ازای هر دو درجه حرکت در مفصل گلنوهومرال، یک درجه حرکت در مفصل اسکاپولوتوراسیک صورت میگیرد. به‌عبارتی دیگر در ۱۸۰ درجه ابداکشن شانه، ۱۲۰ درجه حرکت در مفصل گلنوهومرال و ۶۰ درجه حرکت در مفصل اسکاپولوتوراسیک انجام می‌شود (۱). مطالعه‌های متعددی حرکت دو یا ۳سه بعدی مفصل گلنوهومرال و اسکاپولوتوراسیک را با استفاده از ریتم اسکاپولوهومرال بررسی کردهاند(۷-۲). از آنجا که برهم‌خوردن این ریتم، به دلیل کاهش یا افزایش میزان حرکت در مفاصل

1 scapulohumeral rhythm

نویسنده مسئول: : سیدحسین حسینی‌مهر
پست الکترونیک: *s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir* *hosseinimehrhossein@gmail.com*

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-14]

گلنوهومرال یا اسکاپولوتوراسیک است، مطالعه‌ها بیان کردهاند که این کاهش یا افزایش ممکن است عواقبی از جمله اختلال‌هایی در مفصل شانه را در پی داشته باشد. از این رو مطالعه‌ها بیان کردهاند که ریتم اسکاپولوهومرال به‌عنوان یک سند کینماتیکی۲، نشان‌دهنده وضعیت حرکت مفصل شانه است(۷-۲).

با مرور ادبیات تحقیق در زمینه بررسی چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال مشاهده میشود که تحقیق‌های زیادی در این حیطه انجام شده است. گزارش شده است که اختلاف معناداری در چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال میان شانه برتر و غیر برتر با استفاده از تحلیلهای سه‌بعدی وجود ندارد(۸). در گزارشی دیگر عدم یکسانی حرکت کتف در ۱۴ درصد از آزمودنیهای سالم با استفاده از آزمون‌های ایستا و ۱۸ درصد عدم یکسانی حرکت کتف در شانه‌های نرمال با استفاده از آزمون‌های دینامیک گزارش کردند(۹). همچنین در تحقیقی به بررسی تاثیر بار خارجی بر کینماتیک کتف و ریتم اسکاپولوهومرال پرداختند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که طی ابداکشن بازو، چرخش خارجی، چرخش بالایی و تیلت خلفی در کتف اتفاق می‌افتد. همچنین آن‌ها دریافتند که شرایط اعمال بار باعث افزایش چرخش بالایی و تیلت خلفی کتف در ۶۰ و ۹۰ درجه ابداکشن میشود(۱۰). علاوه بر این، در الویشن شانه در سطح فرونتال، Ogston & Ludewig (۲۰۰۷) گزارش کردند که افراد با ناپایداری چندجهته۳ شانه کاهش معنادار در چرخش بالایی کتف در سطح فرونتال نشان دادند(۱۱). به طور کلی، با مرور ادبیات تحقیق مشخص میشود که تحقیق‌های زیادی به بررسی عواملی همچون پاتولوژیهای شانه، تاثیر بار خارجی، برتر و غیر برتر بودن دست، ورزشکار و غیر ورزشکار بودن، خستگی، اعمال بار خارجی و عامل سن روی ریتم اسکاپولوهومرال پرداخته شده است. نکته جالب در این تحقیق‌ها گزارشهای ضد و نقیض در خصوص مقدار نسبت ریتم اسکاپولوهومرال و نتایج متناقض تحقیق‌های محققان مختلف است. فرض ما در این مطالعه این است که ممکن است یکی از دلایل تناقض در نتایج و آمار ضد و نقیض در مقدار نتایج، مربوط به سطح حرکتی که ابداکشن بازو انجام گرفته باشد. در واقع سوال تحقیق ما این است که آیا در زوایای مختلف ابداکشن شانه در سطوح مختلف ساجیتال، فرونتال و اسکاپولا میزان چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال یکسان است؟ به نظر میرسد پاسخ این سوال میتواند راهنماییهای خوبی برای محققان و کلینسینها۴ در مطالعه‌ها و ارزیابیهای کلینیکی آن‌ها فراهم کند. بنابراین هدف ما در این مطالعه تعیین تاثیر سطوح حرکتی فرونتال، ساجیتال و اسکاپولا بر روی چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای مختلف ابداکشن شانه است.

مواد و روش‌ها:

مطالعه حاضر از نوع تجربی و مقایسه قبل و بعد است. تعداد ۳۵ نفر مرد سالم در این تحقیق شرکت کردند. در ابتدا در مورد هدف مطالعه برای آزمودنیهای تحقیق توضیح داده شد و بعد از پرکردن پرسشنامه تندرستی محقق ساخته (برای اطلاع از سابقه آسیب‌دیدگی در نواحی مختلف بدن) و اطلاعات دموگرافیک (قد، جرم، سن و...) افراد واجد شرایط شرکت در پژوهش به صورت تصادفی انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه حاضر عبارت بود از: ۱- نداشتن درد شانه، گردن و تاریخچه صدمه یا جراحی مجموعه شانه، ناحیه بالای سینه، بالای پشت یا بازو در سال گذشته. ۲- نداشتن سابقه یا حضور فعال در رشتههای مختلف ورزشی. بعد از انتخاب افراد واجد شرایط، رضایتنامه شرکت در پژوهش از آزمودنیها اخذ شد. برای اندازهگیری دامنه حرکتی بازو و کتف از دو اینکلینومتر۵ (۱۲) استفاده شد (ICC = 91/0-86/0). از یک اینکلینومتر برای اندازهگیری ابداکشن شانه(The Base Line Bubble Inclinometer, White Plains, New York 10602 U.S.A) و اینکلینومتر دیگر برای اندازهگیری چرخش بالایی کتف (Digital Protractor Inclinometer, Absolute/IP65, V82413-00B) استفاده شد. از آزمودنی در حالت ایستاده با پای برهنه خواسته میشد تا اکستنشن کامل آرنج، وضعیت خنثی مچ و انگشت شست متمایل به صفحه کرونال باشد را انجام دهند. اینکلینومتر اول (برای اندازه‌گیری میزان ابداکشن بازو) به‌طور عمودی زیر سر متحرک دلتوید با استفاده از یک نوار متصل به بازو شده بود. از آزمودنی خواسته میشد تا ابداکشن فعال بازوی برتر (دستی که عمل پرتاب کردن توپ را انجام میدادند) را در سطوح فرونتال، ساجیتال و اسکاپولا (به‌طور تصادفی) انجام دهد و در ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه نگه دارد(شکل۱). از آزمودنی درخواست میشد هر ۴۵ درجه حرکت را در یک ثانیه انجام دهد، این کار با مترونوم تنظیم شده بود. برای کنترل حرکت ابداکشن در سطح اسکاپولا از یک پایه فلزی استفاده‌شده بود. این پایه ۳۰ درجه قدام نسبت به سطح فرونتال قرارگرفته بود. برای جلوگیری از حرکت جانبی سر و تنه در حین انجام آزمون‌ها از آزمودنی خواسته‌شده بود تا به هدف مشخص‌شده در راستای دید او در فاصله دو متری نگاه کند. از یک فرد کمکی برای تایید پوزیشن مناسب و صحیح شروع و ادامه حرکت صحیح ابداکشن استفاده شده بود. این فرد در پشت سر آزمودنی بافاصله قرار میگرفت و حرکت را تایید میکرد. در وضعیتی که دستها در کنار بدن بود، پوزیشن استراحت کتف (میزان چرخش بالایی/ پایینی) اندازهگیری میشد. درجه چرخش بالایی کتف با استفاده از اینکلینومتر دوم که روی لبه بالایی کتف (خار کتف) قرار گرفته بود، اندازهگیری می‌شد(۱۲). ریتم اسکاپولوهومرال توسط تقسیم‌کردن ابداکشن شانه بر چرخش بالایی کتف محاسبه میشد(۱۲). آزمودنی حرکت را در ابداکشن ۴۵،۹۰ و ۱۳۵ درجه نگه داشته و مقدار چرخش بالایی کتف با استفاده از اینکلینومتری که روی خار کتف قرار داشت، یادداشت و برای محاسبه ریتم استفاده میشد. آزمودنی حرکت در هر سطح را سه بار انجام میداد و میانگین سه حرکت برای تجزیه و تحلیل استفاده می‌شد.

شکل۱- تصویری از آزمودنی برای اندازه‌گیری چرخش بالایی کتف و ابداکشن ۹۰ درجه بازو در سطح فرونتال(۱۲)

برای آزمون فرضیههای تحقیق از آمار استنباطی شامل آزمون کالموگروف - اسمیرنف برای تعیین نرمال‌بودن داده‌ها، آزمون ANOVA با اندازه‌گیری مکرر(۳×۱) برای تعیین اثر سطح حرکتی و زاویه ابداکشن بازو بر چرخش بالایی و ریتم اسکاپولوهومرال استفاده شد. همچنین از آزمون تحلیل واریانس یکطرفه و آزمون تعقیبی توکی برای مقایسه تفاوت چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال بین سطوح مختلف استفاده شد. سطح معناداری برای تمامی آزمون ها کمتر از ۵درصد در نظر گرفته شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ انجام شد.

یافته‌ها:

در جدول ۱ ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنیهای تحقیق آورده شده است.

جدول۱- مشخصات آزمودنی‌های تحقیق

تعداد	سن(سال)	قد(سانتی‌متر)	جرم(کیلوگرم)
۳۵	۲۱/۲±۶/۴	۱۸۱/۴±۴/۱	۸۱/۳±۳/۵

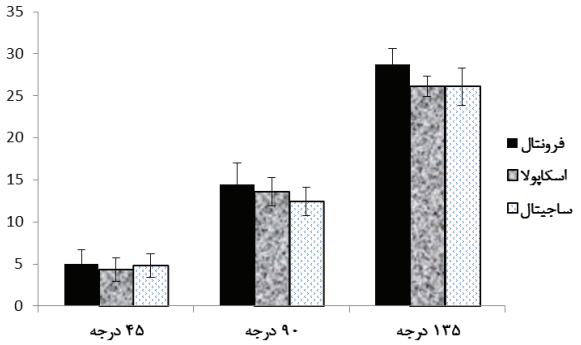
نتایج آزمون آماری ANOVA با اندازه‌گیری مکرر (۳×۱) نشان داد که فاکتورهای

2 kinematic hallmark
3 Multidirectional instability
4 Clinicians
5 Inclinometer

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-14]

سطح حرکتی(F= 26/14 ،p =0/0001) و زاویه ابداکشن بازو(F= 1/09 ،p =0 /0001) بر چرخش بالایی کتف و نسبت ریتم اسکاپولوهومرال تاثیرگذار است.

همچنین نتایج این مطالعه نشان داد که در ۴۵ درجه ابداکشن شانه، تفاوت معناداری در میزان چرخش بالایی کتف بین سطوح حرکتی فرونتال، ساجیتال و اسکاپولا وجود ندارد (p=۰/۰۷) اما در ۹۰ درجه ابداکشن شانه، میزان چرخش بالایی کتف حین ابداکشن بازو در سطح فرونتال بیشتر از سطح ساجیتال بود (p< ۵درصد) و در ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه، میزان چرخش بالایی کتف حین ابداکشن بازو در سطح فرونتال بیشتر از دو سطح دیگر بود (نمودار ۱).



نمودار۱. میزان زوایای بین سطوح مختلف بر حسب زوایای مختلف

از طرف دیگر نتایج مطالعه نشان داد که تفاوت معناداری در نسبت ریتم اسکاپولوهومرال از صفر تا ۴۵ درجه ابداکشن شانه بین سطوح حرکتی ساجیتال، فرونتال و اسکاپولا وجود ندارد (p< ۰/۴۸) در حالی‌که نسبت ریتم اسکاپولوهومرال از صفر تا ۹۰ درجه در سطح ساجیتال بیشتر از فرونتال بود. همچنین نسبت ریتم اسکاپولوهومرال از صفر تا ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در سطح ساجیتال بیشتر از دو سطح دیگر بود(p< ۵ درصد).

بحث و نتیجه‌گیری:

تحقیق نشان داد که در ۴۵ درجه ابداکشن شانه، تفاوت معناداری در میزان چرخش بالایی کتف بین سطوح حرکتی فرونتال، ساجیتال و اسکاپولا وجود ندارد. به عبارتی دیگر، میزان چرخش بالایی کتف در ۴۵ درجه ابداکشن شانه در سطوح مختلف حرکتی، از نظر آماری تفاوتی با هم نداشتند اما در ۹۰ درجه ابداکشن شانه، میزان چرخش بالایی کتف حین ابداکشن بازو در سطح فرونتال بیشتر از سطح ساجیتال بود و در ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه، میزان چرخش بالایی کتف حین ابداکشن بازو در سطح فرونتال بیشتر از دو سطح دیگر بود. از طرف دیگر، نتایج مطالعه نشان داد که تفاوت معناداری در نسبت ریتم اسکاپولوهومرال از صفر تا ۴۵ درجه ابداکشن شانه بین سطوح حرکتی ساجیتال، فرونتال و اسکاپولا وجود ندارد در حالی‌که نسبت ریتم اسکاپولوهومرال از صفر تا ۹۰ درجه در سطح ساجیتال بیشتر از فرونتال بود. همچنین نسبت ریتم اسکاپولوهومرال از صفر تا ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در سطح ساجیتال بیشتر از دو سطح دیگر بود.

همان‌طور که در قسمت روش شناسی ذکر شد پوزیشن استراحت کتف در حالتی که بازوها در کنار بدن قرار داشت، اندازه‌گیری شد. با مروری بر ادبیات تحقیق مشخص میشود که توافقی روی زوایای پوزیشن استراحت کتف وجود ندارد. به طوری‌که میزان چرخش بالایی/ پایینی کتف با بازوی ریلکس در کنار بدن از ۵/۴ درجه (۱۳)، ۳ درجه (۱۴و ۱۵)، ۲- درجه (۱۶) تا ۵/۳- (۱۷) گزارش‌شده است. مقدارهای منفی مربوط به چرخش پایینی کتف است. در مطالعه حاضر میزان چرخش بالایی/ پایینی کتف ۶۸/۳۷±۲/۱- بود یعنی در پوزیشن استراحت (در حالی‌که دست‌ها در کنار بدن بود) کتف به طور میانگین ۲/۶۸ درجه چرخش پایینی (علامت منفی) داشته است.

بیشتر محققان معتقدند که در ابداکشن شانه، کتف چرخش بالایی، چرخش خارجی و تیلت خلفی پیدا می‌کند (۱،۲،۱۴، ۱۸، ۱۹). Inman و همکارانش بیان کردند که بین ۳۰ تا ۶۰ درجه الویشن بازو، کتف و بازو برای پیدا کردن یک پوزیشن پایدار تلاش میکنند که این مورد ممکن است به دو روش انجام شود(۱). در روش اول؛ حرکت ممکن است تنها در مفصل گلنوهومرال اتفاق بیفتد درحالی‌که کتف ثابت است (چرخش بالایی ندارد) تا پایداری حاصل شود. در روش دوم؛ کتف ممکن است روی قفسه سینه جابه‌جایی بالایی یا پایینی داشته باشد، یا ممکن است به جلو و عقب برای یافتن پوزیشن ثابت، حرکت کند. این فاز اولیه حرکت، سیتینگ اکشن یا سیتینگ فاز۶ نامیده شده است. از ۳۰ درجه ابداکشن یا ۶۰ درجه فلکشن به بعد نسبت میان بازو وکتف ثابت می‌شود. بنابراین، با انجام ابداکشن بیشتر، نسبت یک به دو در ارتباط با ۱۰ درجه حرکت گلنوهومرال برای هر ۱۵ درجه حرکت بازو اتفاق میافتد. در بخش نتایج این مطالعه وقتی نمودار یک را مشاهده میکنیم، متوجه می‌شویم که کتف در ۴۵ درجه ابداکشن شانه در سطوح مختلف حرکتی(ساجیتال، فرونتال و اسکاپولا) به طور میانگین حدود پنج درجه چرخش بالایی داشته است. البته باید خاطر نشان کرد که این مقدار عملا بیشتر است زیرا همان‌طور که در قسمت اول بحث و نتیجه‌گیری نیز ذکر کردیم در پوزیشن استراحت کتف یعنی حالتی که دستها در کنار بدن قرار داشت کتف دو درجه چرخش پایینی داشت، پس باید دو درجه به مقدار اندازهگیری شده در ۴۵ درجه ابداکشن شانه اضافه کرد. به طور مثال، اگر در ۴۵ درجه ابداکشن شانه کتف پنج درجه چرخش بالایی داشته، میزان حرکت در مفصل گلنوهومرال ۴۰ درجه و میزان حرکت در مفصل اسکاپولوتوراسیک پنج درجه است. ریتم اسکاپولوهومرال در این مورد از تقسیم ۴۰ بر پنج به دست می‌آید که در این مورد مقدارهشت است که به صورت ۸:۱ نمایش داده می‌شود، یعنی به ازای هرهشت درجه ابداکشن بازو، کتف یک درجه چرخش بالایی داشته است. نتایج مطالعه نشان داد که در ۴۵ درجه ابداکشن شانه در سطوح مختلف تفاوت معناداری در میزان چرخش بالایی کتف وجود ندارد. ما معتقدیم این میزان چرخش کم دلالت کننده این است که کتف در این دامنه حرکتی بیشتر به دنبال اتخاذ یک وضعیت پایدار برای خود و حفظ و نگهداری مناسب بازو در حفره خود (حفره گلنویید) است. اما نتایج مطالعه نشان داد که در ۹۰ درجه ابداکشن شانه در سطح فرونتال، کتف چرخش بالایی بیشتری از سطح ساجیتال و در ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در فرونتال کتف چرخش بالایی بیشتری از دو سطح دیگر داشت. ما معتقدیم شاید دلیل این اختلاف‌ها در میزان چرخش بالایی کتف در زوایای ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن بازو در سطوح مختلف حرکتی به این دلیل باشد که هنگامیکه بازو به بالا حرکت میکند در زوایای ۹۰ و بالاتر احتمال برخورد برجستگی بزرگ استخوان بازو با فضای تحت اخرمی وجود دارد. در واقع احتمال این برخورد در ۹۰ درجه ابداکشن شانه در سطح ساجیتال بیشتر است و این عامل ممکن است محدودیتی برای چرخش بالایی بیشتر کتف باشد و در ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه این مورد علاوه بر سطح ساجیتال در سطح اسکاپولا نیز اتفاق میافتد. هر چند که تمامی این موارد نیاز به تحقیق‌ها و مطالعه بیشتر در این زمینه دارد اما در صورت قبول این احتمال‌ها نتایج این مطالعه در دو بخش قابل تامل است. اول اینکه در هنگام انجام فعالیتهایی که در حدود ۹۰ درجه ابداکشن بازو انجام میگیرند توصیه ما این است که برای دستیابی به چرخش بالایی بیشتر کتف، ابداکشن بازو در سطح فرونتال یا اسکاپولا انجام بگیرد اما در زوایای حدود ۱۳۵ درجه برای دستیابی به چرخش بالایی بیشتر کتف توصیه ما این است که ابداکشن بازو در سطح فرونتال انجام گیرد. از طرف دیگر توصیه ما به کلینسینها و فیزیوتراپها این است که در ارزیابی کلینیکی خود و همچنین در تهیه پروتکل‌های توانبخشی و برنامه‌های بازتوانی اندام فوقانی، به این موارد توجه کنند.

در پایان باید خاطر نشان کرد که هر چند ارزیابی‌های کلینیکی با وسایلی همانند اینکلینومتر مزیت‌های خاص خودش را دارد اما نکته قابل توجه این است که هنگامی که دست به بالای سر میرود کتف تنها چرخش بالایی ندارد بلکه همزمان چرخش خارجی و تیلت خلفی نیز دارد ما معتقدیم که شاید تغییرها در حرکت‌های دیگر کتف یا حتی تغییرها در حرکت استخوان ترقوه و بازو باعث شده تا کتف در زوایای ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه چرخش بالایی متفاوت در سطوح مختلف داشته باشد و این مورد نیاز به یک مطالعه با ارزیابی سه بعدی کتف، ترقوه و بازو را میطلبد.

تشکر و قدردانی:

محققان این مطالعه بر خود لازم می‌دانند که از تمامی آزمودنیهایی که در این تحقیق همکاری کردند و همچنین از دانشگاه کردستان برای حمایت مالی از این مطالعه تشکر و قدردانی کنند.

Sitting phase 6

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-14]

منابع:

1. Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observation on the function of the shoulder joint. Bone J Surg.1994; 26:1-31.

2. Ludewig PM, Reynolds J E. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. J Orthop Sports Phys Ther. 2009; 39(2): 90-04.

3. 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. Orthop Sports Phys Ther. 1999; 29(10): 574-83; discussion 584-6.

4. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Phys Ther. 2000; 80(3):276-1.

5. Hebert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. J Arch Phys Med Rehabil. 2002; 83(1): 60-9.

6. Hosseinimehr SH, Anbarian M, Norasteh AA, Fardmal J. Khosravi MT. The Comparison of Scapular Upward Rotation and Scapulohumeral Rhythm between Dominant and non-dominant Shoulder in Male Overhead Athletes and Non-athletes. J Man Ther. 2015; 20(6):758-2.

7. Hosseinimehr SH, Anbarian M, Norasteh AA, Fardmal J, Khosravi MT. The effect of age on scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm in healthly people during shoulder abduction. J Urmia Univ Med Sci. 2014; 25 (9):803-9.

8. Yoshizaki k, Hamada J, Tamai K, Sahara R, Fujiwara T, Fujimoto T. Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: Comparison of dominant andnondominant shoulders. J Shoulder Elbow Surg. 2009; 18, 756-3.

9. Warner JJ, Micheli L, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome: A study using Moire topographic analysis. J Clin Orthop Relat Res. 1992; 285:191-9.

10. Forte FC, De Castro MP, De Toledo JM, Ribeiro, DC, Loss JF. Scapular kinematics and scapulohumeral rhythm during resisted shoulder abduction – Implications for clinical practice. J Phys Ther Sport. 2009; 10:105–11.

11. Ogston JB, Ludewig PM. Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. Am J Sports Med. 2007; 35: 1361–70.

12. Struyf F, Nijs J, Horsten S, Mottram S, Truijen S, Meeusen R. Scapular positioning and motor control in children and adults: A study using clinical measures. J Man Ther. 2011; 16:155-60.

13. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, LaPrade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. J Bone Joint Surg. 2009; 91: 378–89.

14. Fung M, Kato S, Barrance PJ, Elias JJ, McFarland EG, Nobuhara K, Chao EY. Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation: a study with cadavers. J Shoulder Elbow Surg. 2001; 10: 278–5.

15. Ribeiro A, Pascoal AG. Resting scapular posture in healthy overhead throwing athletes. Man Ther 2013; 18(6):547-50.

16. Mandalidis DG, McGlone BS, Quigley RF, McInerney D, O'Brien M. Digital fluoroscopic assessment of the scapulohumeral rhythm. J Surg Radiol Anat. 1999; 21: 241–46.

17. Freedman L, Munro RR. Abduction of the arm in the scapular plane: Scapular and glenohumeral movement - A roentgenographic study. J Bone Joint Surg. 1966; 48: 1503-10.

18. Umehara J, Nakamura M, Nishishita S, Tanaka H, Kusano K, Ichihashi N. Scapular kinematic alterations during arm elevation with decrease in pectoralis minor stiffness after stretching in healthy individuals. J Shoulder Elbow Surg. 2018; 27(7):1214-20.

19. Kai Y, Gotoh M, Takei K, Madokoro K, Imura T, Murata S, Morihara T, et al. Analysis of scapular kinematics during active and passive arm elevation. J Phys Ther Sci. 2016; 28(6):1876-82.

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2026-11-14]