

تاثیر اعمال بارخارجی بر چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال ورزشکاران پرتاب از بالای سر در طی ابداکشن شانه

دکتر مهرداد عنبریان^۱، سید حسین حسینی‌مهر^۲، دکتر علی اصغر نورسته^۳، دکتر جواد فردمال^۴

چکیده

زمینه و هدف: مطالعات قبلی بیان کرده‌اند که نفص عملکردی ریتم اسکاپولوهومرال می‌تواند فرد را مستعد پاتولوژی های مفصل گنوهومرال کند. هدف از این مطالعه، بررسی تاثیر اعمال بارخارجی بر چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال ورزشکاران پرتاب از بالای سر در طی ابداکشن شانه بود. هدف از این مطالعه، بررسی تاثیر اعمال بارخارجی بر چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال ورزشکاران پرتاب از بالای سر در طی ابداکشن شانه بود.

مواد و روش‌ها: ۲۰ ورزشکار پرتاب از بالای سر (۱۰ نفر بازیکن هندبال، ۵ نفر بازیکن تنیس و ۵ نفر بازیکن والیبال) به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. از دو اینکلینومتر برای اندازه‌گیری چرخش بالایی کتف و میزان ابداکشن شانه استفاده شد. آزمودنی‌ها ابداکشن شانه برتر را در شرایط اعمال بار (وزنه ۳/۵ کیلوگرمی) و بدون اعمال بار در صفحه فرونتال انجام دادند. ریتم اسکاپولوهومرال از تقسیم میزان ابداکشن گنوهومرال بر چرخش بالایی کتف از ۰ تا ۴۵، ۴۵ تا ۹۰ و ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در صفحه‌ی فرونتال محاسبه شد.

یافته‌ها: نتایج این مطالعه نشان داد که در شرایط اعمال بار کتف در ۹۰ درجه ابداکشن شانه چرخش بالایی بیشتری داشت (۰/۰۲/۰۳) $p=$ همچنین تفاوت معنی‌داری در ریتم اسکاپولوهومرال از ۴۵ تا ۹۰ درجه ابداکشن شانه بین شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار وجود داشت بطوریکه در شرایط اعمال بار نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کاهش معنی‌داری نسبت به شرایط بدون اعمال بار داشت (۰/۰۳/۰۳) $p=$.
نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد افزایش چرخش بالایی کتف در ورزشکاران پرتاب از بالای سر در ۹۰ درجه ابداکشن شانه و مشارکت بیشتر مفصل اسکاپولوتراسیک از گنوهومرال در دامنه ۹۰-۴۵ درجه ابداکشن شانه در شرایط اعمال بار، به عنوان یک مکانیسم حمایتی برای ایجاد جهت گیری مناسب حفره گنوتئید با سر بازو و جلوگیری از آسیب‌های شانه می‌باشد. این مورد می‌تواند در ارزیابی‌های کلینیکی مفید باشد.

واژگان کلیدی: ریتم اسکاپولوهومرال، بار خارجی، ورزشکاران پرتاب از بالای سر

مقدمه

درد و اختلالات شانه به طور معمول ورزشکارانی را که از اندام فوقانی‌شان به طور مکرر استفاده می‌کنند، تحت تاثیر قرار می‌دهد (۱). در طی عمل پرتاب کردن، دامنه حرکتی مجموعه شانه وابستگی زیادی به حرکات ترکیبی میان مفاصل جناغی ترقوه‌ای، اخروی ترقوه‌ای، کتفی سینه‌ای و بازویی دوری دارد (۲). شکل مفصل بازویی دوری و تحرک‌پذیری کتف در ارتباط با قفسه سینه مسئول اصلی میزان تحرک‌پذیری این مجموعه مفصلی (کمپلکس شانه) می‌باشد (۱،۲). اولین بار سه‌م مفصل کتفی سینه‌ای در کینماتیک مجموعه‌ی شانه‌ی نرمال توسط کاتچارت^۱ (۱۸۸۴) توصیف شده است (۳). تعامل کینماتیکی بین کتف و بازو توسط کادمن^۲ (۱۹۳۴) به‌عنوان ریتم اسکاپولوهومرال نامیده شده است (۴). پس از کادمن، این تعریف به‌صورت روشی معتبر برای تحلیل حرکات دینامیکی مجموعه‌ی شانه با نسبت ۲:۱ شناخته‌شده است (در طی ابداع‌کن کامل بازو به ازای هر دو درجه حرکت در مفصل بازویی دوری یک درجه حرکت در مفصل کتفی سینه‌ای صورت می‌گیرد. به‌عبارتی دیگر در ۱۸۰ درجه‌ی ابداع‌کن شانه، ۱۲۰ درجه‌ی حرکت در مفصل بازویی دوری و ۶۰ درجه در مفصل کتفی سینه‌ای صورت می‌گیرد) (۴). اینچنین یکپارچگی اجازه می‌دهد کتف یک سطح پایدار برای حرکات بازویی دوری ایجاد کرده و اجازه حرکت بهینه بازو در طی دامنه حرکتی کامل آن را فراهم می‌سازد (۵). اگر وضعیت کتف تغییر کند این الگوی نرمال حرکات یکپارچه نیز تحت تاثیر قرار می‌گیرد. به این دلیل ریتم اسکاپولوهومرال به‌عنوان یک شاخص حرکتی کمپلکس شانه در بررسی‌های کلینیکی در نظر گرفته می‌شود (۸-۵).

تغییرات کینماتیک کتف در ارتباط با نقص‌های عملکردی توسط محققین زیادی گزارش شده است. آنها ارتباط بین حرکت غیرنرمال کتف و پاتولوژی‌های شانه مانند سندروم گیرافتادگی (۹،۱۰) و ناپایداری گلوهورمال را نشان داده‌اند (۱۱). بر اساس این مدارک، برنامه‌ها و پروتکل‌های توانبخشی جهت تحرک و ثبات کتف برنامه‌ریزی می‌شود (۱۲،۱۳).

طبق اصول تمرینی، بار باید به طور تدریجی در تمرینات مقاومتی افزایش یابد. با وجود این، این مورد که چه اتفاقی با اعمال بار در کینماتیک کتف و ریتم اسکاپولوهومرال اتفاق می‌افتد نامشخص است. در ادبیات تحقیق موارد متناقض در ارتباط با تاثیر بار خارجی بر حرکت کتف وجود دارد. بعضی از محققین گزارش کرده‌اند که بار تاثیر معنی‌داری بر ریتم اسکاپولوهومرال ندارد (۱۴،۱۵،۱۶) بعضی دیگر تاثیر بار یا مقاومت خارجی بر پوزیشن کتف و ریتم اسکاپولوهومرال را گزارش کرده‌اند (۸،۱۵،۱۶). به‌طور کلی با توجه به میزان شیوع درد شانه، به ویژه در ورزشکاران پرتاب از بالای سر به دلیل فعالیت‌های تکراری آنها (۲۵-۱۰ درصد) (۱۷) و با توجه به اینکه تغییرات در مفصل شانه و الگوهای حرکت کتف به‌عنوان یک منبع نقص عملکرد مکانیکی، ممکن است منجر به ایجاد پاتولوژی‌های شانه شوند (۱۶-۱۴) و با توجه به اینکه نقص ریتم طبیعی کتفی سینه‌ای می‌تواند بیمار را مستعد درگیری اختلالات مفصل بازویی کتفی کند (۱۶-۱۴) و با توجه به کمبود اطلاعات در زمینه کینماتیک کتف و ریتم اسکاپولوهومرال در مورد ورزشکاران پرتاب از بالای سر، این مطالعه قصد بررسی چرخش بالای کتف و ریتم اسکاپولوهومرال ورزشکاران پرتاب از بالای سر در طی ابداع‌کن شانه در شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار را دارد. علاوه بر این با توجه به این که آگاهی و دانش در مورد حرکت کتف عامل مهمی در ایجاد

استراتژی‌های پیشگیری در افراد بدون نشانه‌های بیماری می‌باشد نتایج این مطالعه می‌تواند در توسعه آزمون‌های کلینیکی برای ارزیابی افراد با اختلالات شانه و در زمینه ایجاد برنامه‌های درمانی مفید باشد.

مواد و روش‌ها

مطالعه‌ی حاضر از نوع نیمه‌تجربی است. آزمودنی‌های تحقیق حاضر شامل ۲۰ ورزشکار پرتاب از بالای سر (۱۰ نفر بازیکن هندبال، ۵ نفر بازیکن تنیس و ۵ نفر بازیکن والیبال) بود. مشخصات آزمودنی‌های تحقیق را در جدول ۱ ارایه شده است. بعد از توضیح در مورد مطالعه، کسب رضایت‌نامه‌ی شرکت در پژوهش و پرکردن پرسش‌نامه‌ی تندرستی محقق ساخته (سابقه‌ی آسیب‌دیدگی) و اطلاعات دموگرافیک (قد، جرم، سن، رشته‌ی ورزشی و غیره) از بین افراد واجد شرایط شرکت در پژوهش تعداد ۲۰ نفر (۱۰ نفر بازیکن هندبال، ۵ نفر بازیکن تنیس و ۵ نفر بازیکن والیبال) به‌صورت تصادفی انتخاب شدند. با استفاده از پرسشنامه هیچ‌کدام از آزمودنی‌ها درد شانه، گردن و تاریخچه‌ی صدمه یا جراحی مجموعه‌ی شانه، ناحیه بالای سینه، بالای پشت یا بازو را در طی سال گذشته نداشتند (۱۸،۱۹). آزمودنی‌ها ۵-۳ سال سابقه‌ی باشگاهی داشتند. برای اندازه‌گیری حداکثر قدرت ایزومتریک از دینامتر دستی نیکلاس ($ICC = 0/88$) و برای اندازه‌گیری دامنه‌ی حرکتی بازو و کتف از اینکلینومتر (۲۰) استفاده شد ($ICC = 0/86-0/91$). اندازه‌گیری‌ها بر روی دست برتر آزمودنی‌ها (دستی که عمل پرتاب کردن را انجام می‌دادند) صورت گرفت. آزمودنی‌ها ابداعکن شانه برتر را در شرایط اعمال بار (۲۵ درصد حداکثر قدرت ایزومتریک ابداعکنورها، ۳/۵ کیلوگرم) و بدون اعمال بار در زوایای ۹۰، ۴۵ و ۱۳۵ درجه به‌صورت تصادفی انجام می‌دادند. ریتم اسکاپولوهومرال (نسبت میزان حرکت مفصل گنوهومرال به اسکاپولوتراسیک) از تقسیم ابداعکن گنوهومرال بر چرخش بالایی کتف در زوایای ۲۰ تا ۴۵، ۴۵ تا ۹۰ و ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداعکن شانه در صفحه‌ی فرونتال محاسبه شد (۲۰).

جدول ۱. مشخصات آزمودنی‌های تحقیق

آزمودنی‌ها	تعداد	سن (سال)	قد (سانتیمتر)	جرم (کیلوگرم)
ورزشکاران پرتاب از بالای سر	۲۰	۲۳/۴±۲/۴	۱۸۹/۴±۴/۹	۸۵/۳±۵/۳

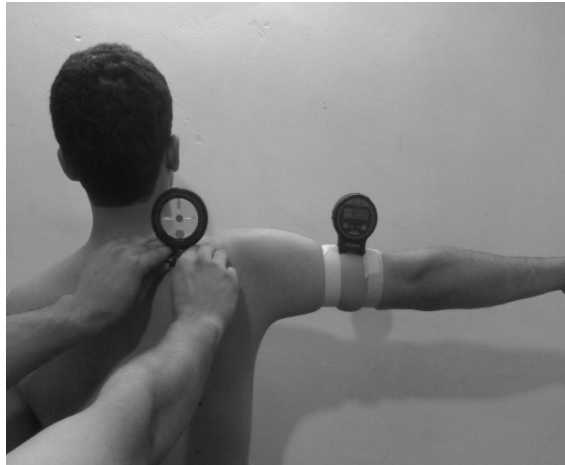
روش اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک ابداعکن شانه

برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک حرکت ابداعکن، آزمودنی بر روی صندلی می‌نشست و شانه مورد بررسی در وضعیت ۷۵ درجه ابداعکن در صفحه فرونتال قرار می‌گرفت. آزمونگر با یک دست مانع بالارفتن شانه آزمودنی و با دست دیگر دینامومتر را بین شانه و آرنج او روی بازو حفظ کرده و از فرد می‌خواست که با حداکثر نیرو در جهت بالا به دینامومتر نیرو وارد کند (۲۱). ۲۵ درصد حداکثر قدرت ایزومتریک (تقریباً ۳/۵ کیلوگرم) به عنوان میزان بار خارجی انتخاب شده بود.

روش اندازه‌گیری ریتم اسکاپولوهومرال

از یک اینکلینومتر برای اندازه‌گیری الویشن شانه و اینکلینومتر دیگر برای اندازه‌گیری چرخش بالایی کتف استفاده شد. از آزمودنی در حالت ایستاده با پای برهنه خواسته می‌شد تا اکستنشن کامل آرنج، وضعیت خنثی مچ و

انگشت شست متمایل به صفحه‌ی کروئال باشد را انجام دهند. اینکلینومتر به‌طور عمودی دقیقاً زیر سر متحرک دلتوئید با استفاده از یک نوار به بازو متصل شده بود. از آزمودنی خواسته می‌شد تا به‌طور فعال ابداکشن بازو را در شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار به صورت تصادفی انجام دهد و در ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه نگه دارد (شکل ۱). در وضعیتی که دستها در کنار بدن بود وضعیت استراحت کتف (میزان چرخش بالایی/ پایینی) اندازه‌گیری می‌شد. درجه‌ی چرخش بالایی کتف با استفاده از اینکلینومتر دوم که بر روی لبه بالایی کتف (خار کتف) قرار گرفته بود، اندازه‌گیری می‌شد (۲۰). ریتم اسکاپولوهومرال توسط تقسیم‌کردن ابداکشن شانه بر چرخش بالایی کتف محاسبه می‌شد (۲۰). آزمودنی حرکت را در ابداکشن ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه نگه داشته و مقدار عددی دو اینکلینومتر یادداشت و جهت محاسبه ریتم استفاده می‌شد. ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای ۰ تا ۴۵، ۴۵ تا ۹۰ و ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه محاسبه می‌شد. آزمودنی هر حرکت را سه بار با دست برتر با اعمال بار و بدون اعمال بار به صورت تصادفی (دو دقیقه استراحت بین هر تکرار) انجام داده و میانگین سه حرکت برای تجزیه و تحلیل استفاده می‌شد.



شکل ۱ روش اندازه‌گیری ریتم اسکاپولوهومرال در ۹۰ درجه ابداکشن شانه (۲۳)

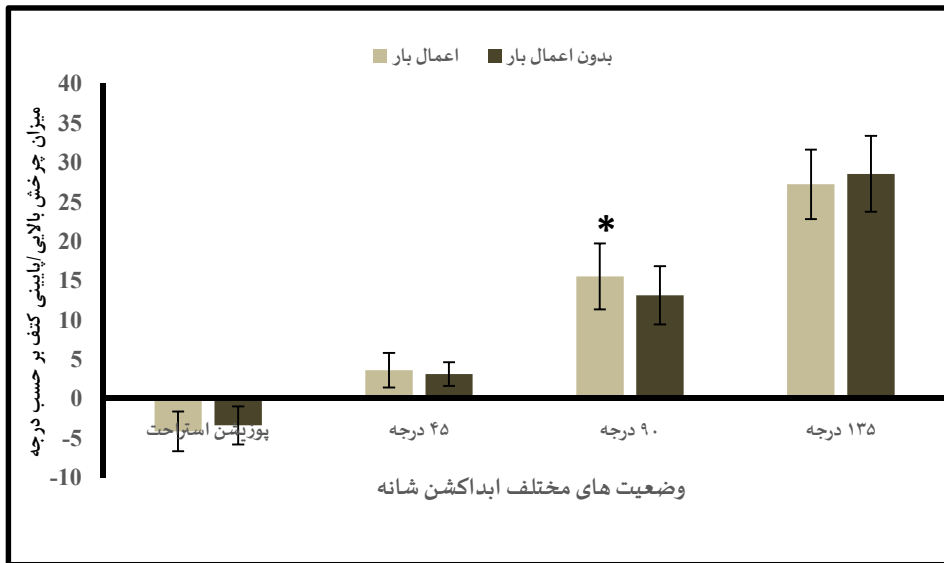
روش‌های آماری

از آمار توصیفی برای تعیین میانگین و انحراف استاندارد داده‌ها و رسم آن در قالب جداول و نمودارها و برای آزمون فرضیه‌های تحقیق از آمار استنباطی شامل آزمون کالموگراف - اسمیرنوف برای تعیین نرمال بودن داده‌ها، آزمون تی همبسته برای مقایسه‌ی تفاوت چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال بین شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار در زوایای مختلف ابداکشن شانه استفاده شد.

نتایج

نتایج این مطالعه نشان داد که درمقایسه‌ی چرخش بالایی کتف تفاوت معنی داری در ۹۰ درجه ابداکشن شانه بین شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار وجود داشت ($p=0/02$) بطوریکه در شرایط اعمال بار، در ۹۰ درجه ابداکشن شانه چرخش بالایی بیشتری داشت (نمودار ۱) همچنین تفاوت معنی‌داری در ریتم اسکاپولوهومرال از ۴۵ تا

۹۰ درجه ابداکشن شانه بین شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار وجود داشت ($p=0.03$) بطوری که در شرایط اعمال بار نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کاهش معنی‌داری نسبت به شرایط بدون اعمال بار داشت (جدول ۲).



نمودار ۱. میزان چرخش بالایی/ پایینی کتف در زوایای مختلف ابداکشن شانه با و بدون اعمال بار خارجی

* تفاوت معنادار نسبت به شرایط بدون اعمال بار

جدول ۲. نسبت ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای مختلف ابداکشن در شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار

وضعیت	از ۰ تا ۴۵ درجه ابداکشن (انحراف استاندارد)	از ۴۵ تا ۹۰ درجه ابداکشن (انحراف استاندارد)	از ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن (انحراف استاندارد)
اعمال بار	۶/۴:۱ (۴/۸)	۳/۱:۱ (۲/۳)	۲/۹:۱ (۱/۹)
بدون اعمال بار	۶/۵:۱ (۴/۲)	۴/۲:۱ (۲/۲)	۲/۶:۱ (۱/۵)
مقدار t	-۰/۰۹	-۲/۴	۰/۵
سطح معنی‌داری	۰/۹۲	۰/۰۳	۰/۶۱

$P < 0.05$ به عنوان سطح معنادار در نظر گرفته شده است

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این مطالعه، بررسی چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهومرال ورزشکاران پرتاب از بالای سر در طی ابداکشن شانه در شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار بود. نتایج این مطالعه نشان داد که در مقایسه‌ی چرخش بالایی کتف تفاوت معنی‌داری در ۹۰ درجه ابداکشن شانه بین شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار وجود داشت بطوری که در شرایط اعمال بار، در ۹۰ درجه ابداکشن شانه، کتف چرخش بالایی بیشتری داشت. همچنین تفاوت معنی‌داری در ریتم اسکاپولوهومرال از ۴۵ تا ۹۰ درجه ابداکشن شانه بین شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار وجود داشت آنچنان که در شرایط اعمال بار نسبت ریتم اسکاپولوهومرال کاهش معنی‌داری نسبت به شرایط بدون اعمال بار داشت، این بدین معناست که مشارکت مفصل اسکاپولوتراسیک از ۴۵ تا ۹۰ ابداکشن شانه در شرایط اعمال بار بیشتر از مفصل گنوهومرال بوده است. به طور کلی مطالعات بیان کرده‌اند که در ۳۰ درجه اول ابداکشن یا ۴۵ درجه اول فلکشن، کتف به ستون مهره‌ای نزدیک یا از آن دور می‌شود تا روی سینه وضعیت پایداری پیدا کند (۲۲). بعد از اینکه پایداری ایجاد شد، کتف با حرکات چرخش بالایی، پروترکشن یا دورشدن و بالارفتن، به سمت خارج، جلو و بالا حرکت می‌کند. در مراحل اولیه‌ی ابداکشن یا فلکشن، همه‌ی حرکات به استثنای حرکات پایدارکنندگی کتف، بیشتر در مفصل گنوهومرال انجام داده می‌شوند. بعد از ۳۰ درجه ابداکشن یا ۴۵ تا ۶۰ درجه فلکشن، نسبت حرکات دوری بازویی به کتف ۵ به ۴ است؛ یعنی به ازای هر ۵ درجه ابداکشن بازو، کتف ۴ درجه چرخش بالایی پیدا می‌کند (۲۲). در دامنه‌ی حرکتی کامل ۱۸۰ درجه‌ی خم‌کردن یا دورکردن، نسبت گنوهومرال به اسکاپولوتراسیک ۲ به ۱ است. لذا ۱۲۰ درجه‌ی حرکت گنوهومرال و ۶۰ درجه حرکت اسکاپولوتراسیک، دامنه‌ی حرکتی ۱۸۰ درجه را تولید می‌کند (۲۲).

اغلب تصور بر این است که درد یا گیرافتادگی شانه نتیجه صدمه یا ضعف عضلات کلاهدک چرخاننده^۱ بدون توجه به کینماتیک و پوزیشن کتف می‌باشد. مرور ادبیات تحقیق دلالت بر این می‌کند که نقص عملکردی اسکاپولوتراسیک مولفه مهمی در ایجاد پاتولوژی گنوهومرال می‌باشد (۲۳). نقص عملکردی به عنوان غیر طبیعی بودن پوزیشن استراحت و حرکت کتف در ارتباط با انواع مختلف پاتولوژی‌های شانه تعریف شده است (۲۴، ۲۵). بعضی از این پاتولوژی‌ها شامل تخریب ریتم اسکاپولوهومرال، تنش غیر طبیعی لیگامنت قدامی تحتانی گنوهومرال، کاهش فضای تحت اخرمی وقتی که بازو در پوزیشن ابداکشن است و اختلال در فعالیت عضله سوپراسپیناتوس می‌باشد (۲۶، ۲۷). ریتم طبیعی اسکاپولوتراسیک نیازمند فعالیت مناسب چرخش دهنده‌های بالایی کتف می‌باشد (۲۸-۳۴). چرخش دهنده‌های بالایی کتف عضلات دوزنقه بالایی، دوزنقه پایینی و دندان‌ای قدامی می‌باشند (۲۸) به طور کلی این عضلات در دستیابی دامنه کامل فوروارد فلکشن و ابداکشن مهم هستند (۲۸). وارنر و همکارانش^۲ (۲۶) مدارکی در جهت اینکه گیرافتادگی شانه در ارتباط با کتف بالی شکل و نقص عملکردی کتف گزارش کردند. تصور بر این است که در طی الویشن شانه در صورت کینماتیک مناسب کتف، حجم فضای تحت اخرمی به حداکثر می‌رسد بنابراین کاهش شیوع گیرافتادگی داخلی و خارجی عضلات روتیتورکاف اتفاق می‌افتد (۳۱). بزرگترین خطر برای گیرافتادگی موقعی است که کتف به داخل بچرخد و تیلت قدامی داشته و چرخش بالایی کم داشته باشد، این خطر موقعی که ابداکشن در سطح کتف با چرخش داخلی انجام شود، افزایش می‌یابد (۲۸). همچنین گزارش شده‌است که حرکات نرمال کتف در افراد با درد شانه تغییر

1 Rotator cuff

2 Warner et al

می‌کند. مطالعات متعددی تغییرات در کینماتیک کتف با سندروم گیرافتادگی را گزارش کرده‌اند (۲۹،۳۰). در مطالعه‌ای کاهش معنی‌دار تیلت خلفی در بیماران با نشانه‌ی بیماری در مقایسه با سمت غیردرگیر و افراد بدون نشانه گزارش شد (۲۹،۳۰). این مطالعه هیچ اختلاف معنی‌داری در مقدار چرخش بالایی یا چرخش داخلی گزارش نکرد. در مطالعه‌ای دیگر کاهش چرخش بالایی، کاهش تیلت خلفی و افزایش چرخش داخلی در افراد با سندروم گیرافتادگی گزارش شد (۲۹،۳۰). از طرف دیگر مطالعات نشان دادند که ورزشکاران پرتاب از بالای سر ممکن است بیشتر مستعد تغییرات کینماتیک کتف به دلیل خستگی شوند (۳۳). مطالعه‌ای نشان داد که بعد از انجام پروتکل خستگی، افزایش تیلت قدامی کتف، چرخش داخلی و چرخش پایینی مشاهده شد (۳۱). در مطالعه‌ی دیگری مشخص شد که شناگران با تجربه گیرافتادگی چرخش بالایی کمتری بعد از تمرین داشتند (۳۲). این الگوی تغییر کینماتیک کتف ممکن است باعث شود افراد در مراحل پایانی تمرین، به دلیل افزایش تماس اکرومیون و کاهش فضای تحت اخرومی، بیشتر مستعد آسیب شوند (۳۲). کان و همکارانش^۱ (۲۰۰۸) اخیراً تاثیر ۳ کیلوگرم بار بر روی ریتم اسکاپولوهورمال در طی ابداکشن شانه در سطح اسکاپشن را مورد بررسی قرار دادند. آنها کاهش معنی‌داری چرخش بالایی بین ۳۵ و ۴۵ درجه ابداکشن شانه تحت شرایط اعمال بار گزارش کردند (۳۴). این تثبیت در زمانی که ثقل و بار خارجی در مقابل گشتاور تولیدی عضلات ابداکتور قرار می‌گیرند، اتفاق می‌افتد. این محققین بیان کردند که با افزایش بار خارجی، سیستم عصبی مرکزی ممکن است تحرک کتف را کاهش داده و یک سطح پایدار و مستحکم برای حرکت گلنوهومرال ایجاد کند (۳۴). برای نگره داری این پوزیشن یا ابداکشن بیشتر بازو، نیاز به نیروی برابر یا بیشتر گشتاور داخلی است. از این رو سیستم عصبی مرکزی نیاز است تا پوزیشن دیگری برای ایجاد موقعیت مناسب حفره دوری با سر هومروس ایجاد کند که این مورد ممکن است با افزایش تیلت خلفی در کتف فراهم شود. در نتایج مطالعه ما ریتم اسکاپولوهورمال در دامنه ۰-۴۵ درجه و چرخش بالایی کتف در ۴۵ درجه ابداکشن شانه بین شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار تفاوت معنی‌داری نداشت در توجیه این نتایج شاید بتوان این ادعا را کرد که آزمودنی‌های تحقیق حاضر افرادی بودند که در فعالیت‌های ورزشی به طور منظم شرکت می‌کردند و به دلیل تکرار و شدت تمرینات آنها، ممکن است سازگاریهای عصبی عضلانی در جهت غلبه گشتاور داخلی بر گشتاور خارجی (ثقل و بار خارجی) در مجموعه شانه آنها صورت گرفته باشد، از طرف دیگر ما معتقدیم افزایش چرخش بالایی کتف در ورزشکاران پرتاب از بالای سر در ۹۰ درجه ابداکشن شانه در شرایط اعمال بار به عنوان یک مکانیسم حمایتی برای ایجاد موقعیت مناسب حفره گلنوتید با سر بازو و جلوگیری از آسیب‌های شانه می‌باشد که این مورد می‌تواند در ارزیابی‌های کلینیکی مفید باشد. لازم به ذکر است که مطالعه حاضر ابداکشن در سطح فرونتال را مورد بررسی قرار داده در صورتیکه کان و همکارانش (۲۰۰۸) ابداکشن در سطح کتف را مورد بررسی قرار داده‌اند (۳۴) و این ممکن است در توجیه تناقض نتایج مهم باشد. در پایان باید خاطر نشان کرد که در تحقیق حاضر به بررسی چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهورمال ورزشکاران پرتاب از بالای سر در طی ابداکشن شانه در شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار در سطح فرونتال پرداخته شده است، بررسی این موضوع در سطوح دیگر حرکتی نیز توصیه می‌شود همچنین آزمودنی‌های این تحقیق ترکیبی ورزشکاران پرتاب از بالای سر (هندبال، تنیس و والیبال) بودند. به نظر می‌رسد انجام مطالعه‌ای در این زمینه با مقایسه‌ی ورزشکاران رشته‌های مختلف پرتاب از بالای سر حایز اهمیت باشد.

¹ Kon et al

نتیجه گیری: نتایج این مطالعه نشان داد که در شرایط اعمال بار کتف در ۹۰ درجه ابداکشن شانه چرخش بالایی بیشتری داشت. همچنین تفاوت معنی‌داری در ریتم اسکاپولوهورمرا ل از ۴۵ تا ۹۰ درجه ابداکشن شانه بین شرایط اعمال بار و بدون اعمال بار وجود داشت بطوری که در شرایط اعمال بار نسبت ریتم اسکاپولوهورمرا ل کاهش معنی‌داری نسبت به شرایط بدون اعمال بار داشت. به نظر می‌رسد که افزایش چرخش بالایی کتف در ورزشکاران پرتاب از بالای سر در ۹۰ درجه ابداکشن شانه و مشارکت بیشتر مفصل اسکاپولوتراسیک از گنوهومرا ل در دامنه ۹۰-۴۵ درجه ابداکشن شانه در شرایط اعمال بار، به عنوان یک مکانیسم حمایتی برای ایجاد پوزیشن مناسب حفره گلوئید با سر بازو و جلوگیری از آسیب‌های شانه می‌باشد. این نتایج می‌تواند در ارزیابی‌های کلینیکی مفید واقع شود.

تشکر و قدردانی:

در پایان از مسئولین دانشگاه بوعلی سینا، تمامی آزمودنی‌هایی که در انجام این مطالعه شرکت کردند و پژوهشگاه تربیت بدنی برای حمایت مالی از انجام این تحقیق تشکر و قدردانی می‌نماییم.

References:

1. Ranson C, Gregory P. 2008. Shoulder injury in professional cricketers. *J Phys Ther Sport*, 9(1): 34-39.
2. Fayad F, Hoffmann G, Hanneon S, Yazbeck C, Lefevre-Colau MM, Poiraudau S, et al. 2006. 3-D scapular kinematics during arm elevation: effect of motion velocity. *J Clin Biomech*. 21(9): 932-941.
3. Cathcart CW. 1884. Movements of the shoulder girdle involved in those of the arm on the trunk. *J Anat Physiol*. 18: 211-8.
4. Codman EA. 1934. Normal motions of the shoulder joint. *The shoulder*. Boston: Thomas Todd Co. 32-64.
5. Myers J, Laudner K, Pasquale M, Bradley J, Lephart S. 2005. Scapular position and orientation in throwing athletes. *Am J Sports Med*. 33(2): 263-271.
6. Ludewig PM, Reynolds JE. 2009. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther* 39(2): 90-104. Jozeph Hamill, Kathleen k, knutzen. 2009. Biomechanic basis of human movement. 3rd edition. 146-147.
7. Hebert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE. 2002. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *J Arch Phys Med Rehabil*. 83(1): 60-9.
8. Pascoal AG, Vander H, Pezarat FF, Carita I. 2000. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *J Clin Biomech*, 15: 21-24.
9. Hebert L J, Moffet H., McFadyen BJ, Dionne CE. 2002. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *J Arch Phys Med Rehabil*; 83(1): 60-69.
10. McClure PW, Michener LA, Karduna A R. 2006. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *J Phys Ther*; 86(8), 1075-1090.

11. Ogston JB, Ludewig PM. 2007. Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. *Am J Sports Med*; 35(8): 1361–1370.
12. Blanch P. 2004. Conservative management of shoulder pain in swimming. *J Phys Ther Sport*; 5(3): 109–124.
13. Burkhart S, Morgan C, Kibler W. 2003. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology, part III: the SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *J Arthroscopy*; 19(6): 641–661.
14. De Groot JH, van Woensel W, van der H. 1999. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *J Clin Biomech*; 14(5): 309–314.
15. Höglfors C, Peterson B, Sigholm G, Herberts B. 1991. Biomechanical model of the human shoulder – II. The shoulder rhythm. *J Biomech*; 24(8): 699–709.
16. Michiels I, Grevenstein J. 1995. Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane. On the influence of abduction velocity and external load. *J Clin Biomech*; 10(3): 137–143.
17. Allander E. 1974. Prevalence, incidence, and remission rates of some common rheumatic diseases or syndromes. *Scand J Rheumatol*; 3: 145–53
18. Tayebi S.M, Razavi, S. M. H, Ghoban-alizadeh Ghaziani, F, Nabi Zadeh. M. 2009. Effect of volleyball exercise training on body composition, selected factors of physical fitness and their inter-relationships in beginner adolescent. *Journal of mazandaran university applied sport physiology*, 5(9):41-54(Persian).
19. Balouchi, R, Nikbakhat, M, Naghib Zadeh, M, Razzaghi, A. Gh, Borhani Kakhki, Z. 2010. An examination of the physical proportion of three ethnic groups in khoozestan province on the basis of anthropometrical characteristics. *Journal of mazandaran university applied sport physiology*, 6(11):37-48(Persian).
20. Filip S, Jo N, Stijn H, Sarah M, Steven T, Romain M. 2011. Scapular positioning and motor control in children and adults: A study using clinical measures. *J Man Ther*; 16:155e160.
21. Kendall FP, McCreary EK, Provance, PG, Rodgers MM, Romani WA. 2005. *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain*. 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams&Wilkins.
22. von Eisenhart-Rothe R, Matsen FA 3rd, Eckstein F, Vogl T, Graichen H. Pathomechanics in traumatic shoulder instability: scapular positioning correlates Cools AM, Dewitte V, Lanszweert F, Notebaert D, Roets A, Soetens B, Cagnie B, Witvrouw EE . 2007. Rehabilitation of scapular muscle balance: which exercises to prescribe? *Am J Sports Med.*; 35: 1744–51.
23. Kibler WB, Sciascia AD, Uhl TL, Tambay N, Cunningham T. 2008. Electromyographic analysis of specific exercises for scapular control in early phases of shoulder rehabilitation. *Am J Sports Med.*; 36:1789–98.
24. Luime JJ, Koes BW, Hendriksen IJ, Burdorf A, Verhagen AP, Miedema HS, Verhaar JA, 2004. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scand J Rheumatol*; 33: 73–81.
25. Ekstrom RA, Donatelli RA, Soderberg GL. 2003. Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *J Orthop Sports Phys Ther*; 33: 247–58.
26. Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. 1990. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med*; 18: 366–75.

27. Lehman GJ, Gilas D, Patel U. (2007). An unstable support surface does not increase scapulothoracic stabilizing muscle activity during push up and push up plus exercises. *J Man Ther*; 13: 500–6.
28. Escamilla RF, Yamashiro K, Paulos L, Andrews JR. 2009. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Am J Sports Med*; 39: 663–85.
29. Ludewig PM, Reynolds JE. 2009. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39(2): 90-104. Jozeph Hamill, Kathleen k, knutzen (2009). *Biomechanic basis of human movement*. 3rd edition, 146-147.
30. Hebert LJ, Moffet H, McFadyen BJ, Dionne CE. 2002. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*; 83(1): 60-9.
31. Tsai NT, McClure PW, Karduna AR.(2003. Effects of Muscle Fatigue on 3-Dimensional Scapular Kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*; 84: 1000-5.
32. Su K P, Johnson MP, Gracely EJ, Karduna AR. 2004. Scapular rotation in swimmers with and without impingement syndrome: practice effects. *J Med Sci Sports Exerc*; 36(7): 1117-23.
33. Karduna AR, Kerner PJ, Lazarus MD. 2005. Contact forces in the subacromial space: effects of scapular orientation. *J Shoulder Elbow Surg*; 14(4): 393-9.
34. KonY, Nishinaka N, Gamada K, Tsutsui H, Banks S. 2008. The influence of handheld weight on the scapulohumeral rhythm. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(6): 943–946.