

بررسی ریتم اسکاپولوهومرال و نسبت قدرت ایزومتریک عضلات آگونیسست به آنتاگونیست شانه در بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار

سید حسین حسینی مهر^۱، مهرداد عنبریان^۲، محمد تقی خسروی^۳

۱- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان*

۲- دانشیار دانشگاه بوعلی سینا همدان

۳- دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه گیلان

تاریخ پذیرش: ۹۲/۰۸/۲۵

تاریخ دریافت: ۹۲/۰۳/۰۴

پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فناوری

چکیده

هدف از این مطالعه، بررسی و مقایسه‌ی ریتم اسکاپولوهومرال و نسبت قدرت ایزومتریک عضلات آگونیسست به آنتاگونیست شانه در بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار بود. تعداد ۴۰ آزمودنی (۲۰ بازیکن هندبال با میانگین سنی ۲۲/۲۱±۲/۱ سال و ۲۰ غیرورزشکار با میانگین سنی ۲۲/۲۱±۲/۳ سال) به صورت تصادفی به عنوان نمونه‌ی آماری انتخاب شدند. برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات شانه از دینامومتر دستی نیکلاس و برای اندازه‌گیری دامنه‌ی حرکتی بازو و کتف از اینکلینومتر استفاده شد. ریتم اسکاپولوهومرال از تقسیم الیوشن بازو بر چرخش بالایی کتف در زوایای ۴۵، ۹۰، ۱۳۵، از ۴۵ تا ۹۰ و از ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در صفحه‌ی فرونتال محاسبه شد. نتایج این مطالعه نشان داد که درمقایسه‌ی نسبت قدرت عضلات آگونیسست به آنتاگونیست، تفاوت معنی‌داری بین شانه‌ی برتر و غیربرتر افراد غیرورزشکار وجود نداشت؛ در حالی که در بازیکنان هندبال در نسبت قدرت عضلات ابداکتور به اداکتور ($p=0/002$) تفاوت معنی‌داری بین شانه‌ی برتر و غیربرتر وجود داشت. همچنین در ریتم اسکاپولوهومرال، تفاوت معنی‌داری در زوایای مختلف ابداکشن شانه، بین شانه‌ی برتر و غیربرتر افراد غیرورزشکار وجود نداشت؛ در حالی که در بازیکنان هندبال تفاوت معنی‌داری در ریتم اسکاپولوهومرال در ۹۰ درجه ($p=0/01$)، ۱۳۵ درجه ($p=0/02$) و از ۴۵ تا ۹۰ درجه‌ی ابداکشن ($p=0/02$) بین شانه‌ی برتر و غیربرتر وجود داشت. با توجه به نتایج مطالعه‌ی حاضر، تعادل گروه‌های عضلانی شانه، به‌ویژه تعادل نسبت عضلات ابداکتور به اداکتور در شانه‌ی برتر ورزشکاران پرتاب از بالای سر که فعالیت آنها به صورت یک‌طرفه صورت می‌گیرد، برای جلوگیری از برهم‌خوردن ریتم اسکاپولوهومرال توصیه می‌شود.

واژگان کلیدی: ریتم اسکاپولوهومرال، قدرت عضلات شانه، دامنه‌ی حرکتی شانه.

مقدمه

بیومکانیک مفصل شانه یک زمینه‌ی تحقیقی جالب است که مورد توجه زیادی قرار گرفته‌است. توانایی شانه جهت انجام حرکات وسیع، بر اساس تعامل ساختارهای فراوانی است که به محرک مکانیکی واکنش نشان می‌دهند و بر طبق آن سازگار می‌شوند. تثبیت‌کننده‌های دینامیکی و استاتیکی مفصل شانه در مقابل نیروهای اعمال شده بر مفصل شانه واکنش نشان می‌دهند تا پایداری را در پوزیشن‌های گوناگون، در طی حرکات مختلف ایجاد کنند (۱). به‌طور کلی انجام بیشتر فعالیت‌های روزمره، نیازمند ترکیب و هماهنگی مفاصل اسکاپولوتراسیک و گلنوهومرال است. با توجه به اینکه مجموعه‌ی کمر بند شانه از کتف، بازو، ترقوه و جناغ تشکیل شده‌است، برای انجام ابداکشن کامل بازو، حرکت هر کدام از این قسمت‌ها مهم است و کتف نیز نقش مهمی در به حداکثر رساندن میزان ابداکشن بازو دارد (۲). اولین بار سهم اسکاپولوتراسیک در کینماتیک مجموعه‌ی شانه‌ی نرمال توسط کاتچارت^۱ (۱۸۸۴) توصیف شده‌است (۳). تعامل کینماتیکی بین کتف و بازو توسط کادمن^۲ (۱۹۳۴) به‌عنوان ریتم اسکاپولوهومرال نامیده شده‌است (۴). پس از کادمن، این تعریف به‌صورت روشی معتبر برای تحلیل حرکات دینامیکی مجموعه‌ی شانه با نسبت ۲:۱ شناخته شده‌است (در طی ابداکشن کامل بازو به ازای هر دو درجه حرکت در مفصل گلنوهومرال یک درجه حرکت در مفصل اسکاپولوتراسیک صورت می‌گیرد. به‌عبارتی دیگر در ۱۸۰ درجه‌ی ابداکشن شانه، ۱۲۰ درجه‌ی حرکت در مفصل گلنوهومرال و ۶۰ درجه در مفصل اسکاپولوتراسیک صورت می‌گیرد).

مطالعات متعددی حرکت ۲ یا ۳ بعدی مفصل گلنوهومرال و کتف را با استفاده از ریتم اسکاپولوهومرال^۳ بررسی کرده‌اند (۵-۸). از آنجا که برهم‌خوردن این ریتم، به دلیل کاهش یا افزایش میزان حرکت در مفاصل گلنوهومرال یا اسکاپولوتراسیک است، مطالعات بیان کرده‌اند که این کاهش یا افزایش ممکن است عواقبی در پی داشته‌باشد. از این رو ریتم اسکاپولوهومرال به‌عنوان یک سند کینماتیکی، نشان‌دهنده‌ی وضعیت حرکت مفصل شانه است (۵-۸). کمپلکس شانه برای ثبات خود به کنترل عضلات وابستگی زیادی دارد. عضلات اطراف شانه مسئول حفظ سر استخوان بازو در مرکز حفره‌ی گلنوئید در طی دامنه‌ی میانی حرکت هستند (۱). هرگونه اختلال در این مکانیسم می‌تواند منجر به جابه‌جایی غیرطبیعی سر استخوان بازو در حین حرکت شود (۱). عضلات روتیتور کاف با دلتوئید تشکیل زوج نیرویی را می‌دهند که در صورت مطلوب

-
1. Catchart
 2. Cadman
 3. Scapohumeral rhythm

بودن عملکرد عضلات روتیتورکاف سر استخوان بازو تقریباً در مرکز حفره‌ی گلنویید قرار می‌گیرد (۱،۲). تحقیقات نشان داده‌اند که عدم تعادل عضلات اسکاپولوتوراسیک (دندان‌های قدامی، دوزنقه، سینه‌ای کوچک، متوازی الاضلاع، گوشه‌ای) می‌تواند منجر به وضعیت قرارگیری غیرطبیعی کتف شده و با اختلال در ریتم اسکاپولوهورمال مانع عملکرد طبیعی شانه شود (۲). همچنین به دنبال عدم تعادل یا ایجاد خستگی در عضلات دلتوئید و روتیتورکاف، افزایش جابه‌جایی فوقانی سر استخوان بازو دیده شده‌است (۹). مل و همکارانش^۱ (۲۰۰۵) در مطالعه‌ی خود با عنوان اثر پارگی عضلات روتیتورکاف بر ریتم شانه به این نتیجه رسیدند که در افراد با پارگی کامل عضلات روتیتورکاف در مقایسه با گروه کنترل، چرخش بالایی و الویشن کتف، به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (۱۰). اینمن و همکارانش (۱۹۹۴) نشان دادند که شانه‌هایی با ناپایداری چندجهته، یک نسبت افزایشی در ریتم اسکاپولوهورمال دارند (۱۱) (میزان حرکت مفصل گلنوهومرال به اسکاپولوتوراسیک بیشتر از نسبت ۲:۱ است)؛ در حالی که شانه‌هایی با سندروم گیرافتادگی یا پارگی عضلات روتیتورکاف گرایش به کاهش این نسبت دارند. همچنین اندو و همکارانش^۲ (۲۰۰۴) در مطالعه‌ی خود با تأثیر سن بر کینماتیک شانه نشان دادند که چرخش بالایی و تیلت خلفی در بزرگسالان با افزایش سن کاهش می‌یابد که تمایل به التهاب بافت نرم شانه را موجب می‌شود (۱۲). وانگ و همکارانش (۲۰۰۱) در مطالعه‌ی خود با هدف ارزیابی ارتباط میان تحرک‌پذیری شانه، قدرت عضلات روتیتورکاف و صدمات و درد در والیبالیست‌های نخبه به این نتیجه رسیدند که عدم تعادل عضلات روتیتورکاف (نسبت چرخش‌دهنده‌های داخلی به خارجی) یک فاکتور مهم در بروز آسیب‌های شانه است (۱۳). به‌طور کلی با توجه به میزان شیوع درد شانه، به‌ویژه در ورزشکاران پرتاب از بالای سر به دلیل فعالیت‌های تکراری آنها (۲۵-۱۰ درصد) (۱۴) و با توجه به اینکه تغییرات در مفصل شانه و الگوهای حرکت کتف به‌عنوان یک منبع نقص عملکرد مکانیکی، ممکن است منجر به ایجاد سندروم گیرافتادگی شوند (۲) و همچنین با توجه به اینکه نقص ریتم طبیعی اسکاپولوتوراسیک می‌تواند بیمار را مستعد درگیری اختلالات مفصل گلنوهومرال کند و به دلیل نقش مهمی که عضلات کمر بند شانه در تولید و کنترل حرکت شانه دارند و نقص (عدم تعادل) و تخریب این عضلات می‌تواند ریتم حرکت کتف و ترقوه یا بازو را تغییر دهد (۲) و از طرف دیگر، مطالعه به بررسی و مقایسه‌ی نسبت قدرت ایزومتریک گروه‌های مختلف عضلات شانه (فلکسور، اکستنسور، اداکتور، اداکتور، چرخش‌دهنده‌های داخلی و خارجی و دورکننده و

1. Mell et al
2. Endo et al

نزدیک‌کننده‌های افقی) و ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای مختلف ابداکشن شانه در ورزشکاران پرتاب از بالای سر و افراد غیرورزشکار نپرداخته‌است. محقق با این ایده در ذهن، تحقیق حاضر را انجام دارد.

روش شناسی

مطالعه‌ی حاضر از نوع نیمه‌تجربی است. آزمودنی‌های تحقیق حاضر شامل دو گروه بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار بودند (جدول ۱). بعد از توضیح در مورد مطالعه، کسب رضایت‌نامه‌ی شرکت در پژوهش و پرکردن پرسش‌نامه‌ی تندرستی (سابقه‌ی آسیب‌دیدگی) و اطلاعات دموگرافیک (قد، جرم، سن، رشته‌ی ورزشی و غیره) از بین افراد واجد شرایط شرکت در پژوهش تعداد ۴۰ نفر (۲۰ نفر هندبالیست، ۲۰ نفر غیرورزشکار) به‌صورت تصادفی انتخاب شدند. هیچ‌کدام از آزمودنی‌های تحقیق ناهنجاری‌های شانه، گردن (سر به جلو و شانه‌ی گرد) و ناحیه‌ی ستون فقرات پشتی (کیفوز بیش از حد پشتی) نداشتند. همچنین 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. بازیکنان هندبال حداقل دو سال سابقه‌ی باشگاهی داشتند. برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات شانه از دینامومتر دستی نیکلاس^۱ (۱۱،۱۲) ($ICC = 0/85-0/89$) و برای اندازه‌گیری دامنه‌ی حرکتی بازو و کتف از اینکلینومتر^۲ (۱۳) استفاده شد ($ICC = 0/86-0/91$). ریتم اسکاپولوهومرال از تقسیم ابداکشن بازو بر چرخش بالایی کتف در زوایای ۴۵، ۹۰، ۱۳۵، ۴۵، ۹۰ تا ۹۰ و از ۹۰ تا ۱۳۵ درجه‌ی ابداکشن شانه در صفحه‌ی فرونتال محاسبه شد (۱۵).

جدول ۱. مشخصات آزمودنی‌های تحقیق

آزمودنی‌ها	تعداد	سن (سال)	قد (سانتیمتر)	وزن (کیلوگرم)
بازیکنان هندبال	۲۰	۲۲/۱±۲/۱	۱۷۹/۴±۳/۹	۷۴/۳±۵/۳
غیرورزشکار	۲۰	۲۲/۱±۲/۳	۱۷۳/۹±۳/۵	۷۵/۷±۵/۹

روش اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات

همه‌ی تست‌های عضلانی با استفاده از روش ارائه‌شده توسط کندال^۳ (۲۰۰۵) انجام شدند (۱۶). برای هر تست قدرت، از آزمودنی خواسته می‌شد تا در پوزیشن مناسب قرار گیرد و

1. Nikolas Manual Muscle Testing
2. Inclinator
3. kendall

آموزش می‌دید تا این پوزیشن را حفظ کند. آزمونگر به دینامومتر، فشاری مناسب بر خلاف نیروی تولیدی آزمودنی به دینامومتر وارد می‌کرد. حداکثر نیروی تولیدی ثبت می‌شد. هر آزمون شامل ۳ انقباض ۵ ثانیه‌ای با ۵۰ ثانیه استراحت برای هر انقباض بود و میانگین تکرارها برای تحلیل‌های آماری مورد استفاده قرار می‌گرفت.

روش اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک چرخش‌دهنده‌های داخلی و خارجی بازو

برای انجام آزمون قدرت ایزومتریک حرکات چرخش به خارج و داخل بازو، 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 گونیامتر استاندارد اندازه‌گیری شده بود). دینامومتر روی سطح جلویی ساعد بالای مچ، برای حرکت چرخش داخلی و روی سطح پشتی برای چرخش خارجی قرار داده شده بود. از فرد خواسته می‌شد با حداکثر نیروی خود در جهت چرخش به داخل و خارج، به دینامومتر که توسط آزمونگر نگه داشته شده بود، نیرو وارد کند. در این حالت حداکثر نیروی ایزومتریکی که شخص وارد می‌کرد، روی صفحه‌ی دیجیتالی دستگاه ثبت شد (شکل ۱). (۱۶).



شکل ۱. روش اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک چرخش‌دهنده‌های داخلی بازو (۱۶)

روش اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک ابداکشن و اداکشن شانه

برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک حرکت ابداکشن، آزمودنی در حالت نشسته قرار می‌گرفت و شانه مورد بررسی در ۷۵ درجه ابداکشن در صفحه‌ی فرونتال قرار می‌گرفت. آزمونگر با یک دست مانع بالارفتن شانه‌ی 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 (۱۶). برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک حرکت اداکشن، آزمودنی در حالت نشسته و شانه مورد بررسی در ۷۵ درجه ابداکشن در صفحه‌ی فرونتال قرار می‌گرفت. آزمونگر با یک دست مانع

پایین آمدن شانه‌ی آزمودنی و با دست دیگر دینامومتر را بین شانه و آرنج او زیر بازو حفظ کرده و از فرد می‌خواست که با حداکثر نیرو در جهت پایین به دینامومتر نیرو وارد کند.

روش اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک فلکشن و اکستنشن شانه

برای اندازه‌گیری قدرت فلکشن شانه از آزمودنی خواسته می‌شد تا در وضعیت طاقباز بر روی تخت دراز بکشد. شانه‌ی آزمودنی از تخت آویزان بود و دینامومتر بر سطح پشتی انتهای ساعد قرار گرفته و از آزمودنی خواسته می‌شد تا با آرنج صاف، در حالی که آزمونگر به سمت پایین نیرو وارد می‌کند، به سمت بالا نیرو وارد کند (۱۶). برای اندازه‌گیری قدرت اکستنشن شانه از آزمودنی خواسته می‌شد تا بر روی تخت دراز بکشد. شانه‌ی آزمودنی از تخت آویزان بود و دینامومتر بر سطح جلویی انتهای ساعد قرار گرفته و از آزمودنی خواسته می‌شد تا با آرنج صاف، در حالی که آزمونگر به سمت پایین نیرو وارد می‌کند، به سمت بالا نیرو وارد کند.

روش اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک اداکشن و اداکشن افقی شانه

برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک حرکت اداکشن افقی، آزمودنی در وضعیت طاقباز روی تخت قرار می‌گرفت. شانه در ۹۰ درجه فلکشن، آرنج نیز ۹۰ درجه خم بود. دینامومتر بین شانه و آرنج قرار داده می‌شد. از فرد خواسته می‌شد در مقابل نیروی آزمونگر که به سمت خارج و پایین وارد می‌کند، مقاومت کند (۱۶). برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک حرکت اداکشن افقی، آزمودنی در وضعیت طاقباز روی تخت قرار می‌گرفت. شانه در ۹۰ درجه فلکشن، آرنج نیز ۹۰ درجه خم بود. دینامومتر بین شانه و آرنج قرار داده شده بود. از فرد خواسته می‌شد در مقابل نیروی آزمونگر که به سمت داخل نیرو وارد می‌کند، مقاومت کند.

روش اندازه‌گیری ریتم اسکاپولوهومرال نیز به شرح زیر بود:

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 کرونال باشد را انجام دهند. اینکلینومتر به‌طور عمودی دقیقاً زیر سر متحرک دلتوئید با استفاده از یک نوار متصل به بازو شده بود. از آزمودنی خواسته می‌شد تا به‌طور فعال اداکشن بازو را انجام دهد و در ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه نگه دارد (شکل ۲). وضعیت استراحت اداکشن شانه‌ی صفر درجه بود. درجه‌ی چرخش بالایی کتف با استفاده از اینکلینومتر دوم که بر روی لبه بالایی کتف (خار کتف) قرار گرفته بود، اندازه‌گیری می‌شد (۱۵). ریتم اسکاپولوهومرال توسط تقسیم‌کردن اداکشن شانه بر چرخش بالایی کتف محاسبه می‌شد (۱۵). آزمودنی حرکت را در اداکشن ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه

نگه داشته و مقدار عددی دو اینکلینومتر یادداشت و جهت محاسبه ریتم استفاده می‌شد. همچنین در دامنه‌ی حرکتی ۴۵ تا ۹۰ درجه ابداکشن و ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن نیز مقدار ریتم اسکاپولوهومرال محاسبه می‌شد. به این صورت که مقدار چرخش بالایی کتف از ۴۵ درجه تا ۹۰ درجه ابداکشن محاسبه و در فرمول محاسبه ریتم قرار داده می‌شد (مقدار ابداکشن ۴۵ درجه) و این مورد برای ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن نیز محاسبه می‌شود. آزمودنی هر حرکت را سه بار با دست برتر و غیر برتر انجام داده و میانگین سه حرکت جهت تجزیه و تحلیل استفاده می‌شد.



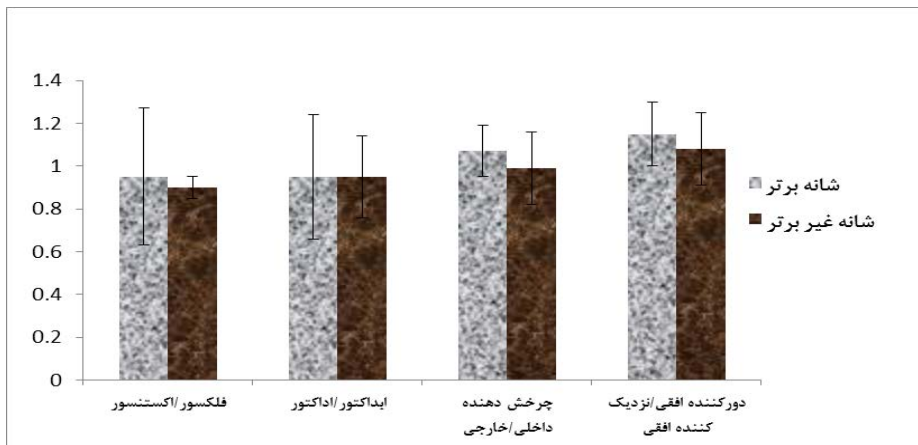
شکل ۲. روش اندازه‌گیری ریتم اسکاپولوهومرال در ۹۰ درجه ابداکشن شانه (۱۵)

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 نرمال بودن داده‌ها، آزمون تی همبسته برای مقایسه‌ی تفاوت قدرت گروه‌های عضلانی، چرخش بالایی کتف، نسبت قدرت عضلات آگونیسست به آنتاگونیسست و ریتم اسکاپولوهومرال بین شانه برتر و غیر برتر در هر گروه در زوایای مختلف ابداکشن شانه استفاده شد.

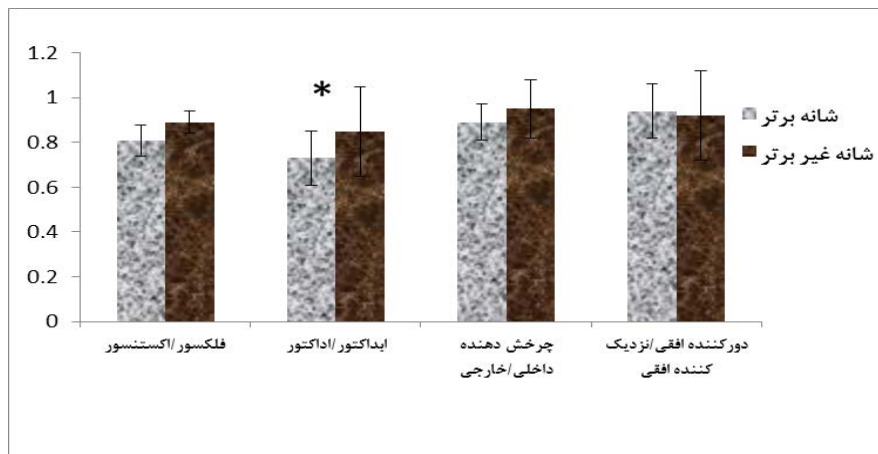
نتایج

نتایج این مطالعه نشان داد که درمقایسه‌ی نسبت قدرت عضلات آگونیسست به آنتاگونیسست (نمودار ۱)، تفاوت معنی‌داری بین شانه‌ی برتر و غیر برتر افراد غیر ورزشکار وجود ندارد؛ در حالی که در بازیکنان هندبال در نسبت قدرت عضلات ابداکتور به اداکتور ($p= ۰/۰۰۲$)

(نمودار ۲) تفاوت معنی‌داری بین شانه‌ی برتر و غیربرتر وجود داشت. در چرخش بالایی کتف (جدول ۲) و ریتم اسکاپولوهومرال (جدول ۳) تفاوت معنی‌داری در زوایای مختلف ابداکشن شانه بین شانه‌ی برتر و غیربرتر در افراد غیرورزشکار وجود نداشت؛ در حالی که در بازیکنان هندبال تفاوت معنی‌داری در چرخش بالای کتف در ۹۰ و ۱۳۵ درجه‌ی ابداکشن (جدول ۴) و ریتم اسکاپولوهومرال در ۹۰ درجه (۰/۰۱)، ۱۳۵ درجه (۰/۰۲) و از ۴۵ تا ۹۰ درجه ابداکشن (جدول ۵) $(p= ۰/۰۲)$ بین شانه‌ی برتر و غیربرتر وجود داشت.



شکل ۱. مقایسه نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست در افراد غیر ورزشکار در شانه برتر و غیر برتر



شکل ۲. مقایسه نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست در بازیکنان هندبال در شانه برتر و غیر برتر

جدول ۲. چرخش بالایی کتف در زوایای ۰، ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه‌ی ابداکشن شانه در شانه‌ی برتر و غیربرتر افراد غیرورزشکار

غیرورزشکار	صفر درجه ابداکشن	۴۵ درجه ابداکشن	۹۰ درجه ابداکشن	۱۳۵ درجه ابداکشن
شانه‌ی برتر	-۸/۲۵±۳/۲۷	-۳/۱±۲/۵	۱۲/۸۵±۴/۰۶	۲۷/۵۵±۴/۷
شانه‌ی غیربرتر	-۸/۱۵±۳/۳۹	-۲/۴±۲/۳۴	۱۳/۶±۴/۰۷	۲۶/۸±۴/۵
مقدار تی	-۰/۰۹	-۰/۶۹	-۰/۵۸	۰/۵
سطح معنی‌داری	۰/۹۲	۰/۴۹	۰/۵۶	۰/۶۱

جدول ۳. ریتم اسکاپولوهورمال در زوایای مختلف ابداکشن بین شانه‌ی برتر و غیربرتر افراد غیرورزشکار

غیرورزشکار	در ۴۵ درجه ابداکشن	در ۹۰ درجه ابداکشن	در ۱۳۵ درجه ابداکشن	از ۴۵ تا ۹۰ درجه ابداکشن	از ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن
شانه‌ی برتر	۷/۴±۱/۹	۴/۵±۱/۲	۳/۸±۰/۵۲	۳/۲±۱/۶	۳/۲±۰/۸۸
شانه‌ی غیربرتر	۷/۰۸±۲/۳	۴/۴±۱/۲	۳/۹±۰/۶۲	۳/۲±۱/۷	۳/۸±۱/۵
مقدار تی	۰/۵۵	۰/۲۳	-۰/۶۲	-۰/۰۷	-۱/۴
سطح معنی‌داری	۰/۵۸	۰/۸۱	۰/۵۳	۰/۹۴	۰/۱۵

جدول ۴. چرخش بالایی کتف در زوایای ۰، ۴۵، ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن شانه در شانه‌ی برتر و غیربرتر بازیکنان هندبال

بازیکنان هندبال	صفر درجه ابداکشن	۴۵ درجه ابداکشن	۹۰ درجه ابداکشن	۱۳۵ درجه ابداکشن
شانه‌ی برتر	-۷/۹±۱/۰۷	-۲/۸±۲/۳	۱۱/۵±۳/۸	۲۳/۴±۵/۰۳
شانه‌ی غیربرتر	-۸/۰۵±۱/۲	-۲/۸±۱/۱	۱۴/۴±۲/۱۶	۲۶/۷±۳/۷
مقدار تی	۰/۴	-۰/۰۸	-۲/۹۵	-۲/۳
سطح معنی‌داری	۰/۶۸	۰/۹۳	۰/۰۰۵*	۰/۰۲*

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

جدول ۵. ریتم اسکاپولوهورمال در زوایای مختلف ابداکشن بین شانه‌ی برتر و غیربرتر بازیکنان هندبال

بازیکنان هندبال	در ۴۵ درجه ابداکشن	در ۹۰ درجه ابداکشن	در ۱۳۵ درجه ابداکشن	از ۴۵ تا ۹۰ درجه ابداکشن	از ۹۰ تا ۱۳۵ درجه ابداکشن
شانه‌ی برتر	۸/۰۳±۲/۸	۴/۵±۱	۴/۲±۰/۷۲	۳/۷±۲/۰۸	۲/۸±۱/۴
شانه‌ی غیربرتر	۷/۴±۱/۷	۳/۸±۰/۵۴	۳/۸±۰/۴۵	۲/۶±۰/۴۴	۲/۸±۱/۶
مقدار تی	۰/۷۲	۲/۵	۲/۳	۲/۴	-۱/۰۲
سطح معنی‌داری	۰/۴۷	۰/۰۱*	۰/۰۲*	۰/۰۲*	۰/۹۷

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

بحث و نتیجه گیری

هدف از مطالعه‌ی حاضر، بررسی و مقایسه‌ی ریتم اسکاپولوهورمال و نسبت قدرت ایزومتریک عضلات آگونیست به آنتاگونیست شانه در بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار بود. نتایج این مطالعه نشان داد که در نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست، تفاوت معنی‌داری بین شانه‌ی برتر و غیربرتر افراد غیرورزشکار وجود ندارد؛ در حالی که در بازیکنان هندبال نسبت قدرت عضلات اداکتور به اداکتور تفاوت معنی‌داری بین شانه‌ی برتر و غیربرتر وجود داشت (شانه‌ی برتر نسبت کم‌تر داشت).

در بررسی قدرت عضلات مجموعه‌ی شانه ورزشکاران پرتاب از بالای سر، بیشتر مطالعات توجه به قدرت چرخش‌دهنده‌های داخلی و خارجی داشته‌اند. مطالعات در زمینه‌ی مقایسه‌ی قدرت عضلات و تعادل گروه‌های عضلانی شانه نشان داده‌اند که در شناگران افزایش قدرت چرخش داخلی و اداکشن به دلیل سازگاری با نیازهای ورزشی این رشته وجود دارد (۱۷). از طرف دیگر، عدم تعادل در نسبت قدرت چرخش‌دهنده‌های داخلی به خارجی و نسبت اداکشن به اداکشن به عنوان دلیل درد شانه نیز گزارش شده‌است (۱۸). مطالعات گزارش کرده‌اند که عدم تعادل عضلانی، ثبات شانه را با تغییر بردارهای کشش^۱ تغییر می‌دهد. این تغییر بردار کشش به دلیل کاهش نیروهای فشاری که کمک به متمرکز کردن سر بازو می‌کند، ممکن است منجر به ناپایداری شانه شود (۱۹). ناپایداری شانه متعاقباً می‌تواند منجر به درد، گیرافتادگی و کاهش عملکرد مطلوب در ورزشکاران پرتاب از بالای سر شود (۱۸، ۱۹). در عمل پرتاب‌کردن در مرحله‌ی مقدماتی پرتاب، دست با فلکشن آرنج در حالت اداکشن و چرخش خارجی قرار دارد. در مرحله‌ی بعدی، آرنج با شتاب سریع باز و دست به حالت اداکشن افقی و چرخش داخلی برده می‌شود که نقش عضلات سینه‌ای بزرگ، پشتی بزرگ، گرد بزرگ و سه سر بازویی در این حرکات بسیار برجسته است. به دلیل حرکات تکراری پرتاب‌کردن در ورزش هندبال، به نظر می‌رسد که ماهیت این رشته‌ی ورزشی بر قدرت این گروه‌های عضلانی نیز تأثیر می‌گذارد و باعث معنی‌دار شدن تفاوت نسبت اداکتور به اداکتور بین شانه‌ی برتر و غیربرتر شده‌است. با توجه به اینکه مطالعات قبلی، عدم تعادل عضلانی را به عنوان یکی از عوامل درد نیز گزارش کرده‌اند، بررسی این فاکتور به عنوان یک عامل خطر در جلوگیری از آسیب شانه توصیه می‌شود. در مطالعه‌ی حاضر، در بازیکنان هندبال نسبت قدرت چرخش‌دهنده‌های خارجی به داخلی در شانه‌ی برتر کمتر بود (چرخش‌دهنده‌های داخلی قدرت بیشتر داشتند)، اما این تفاوت از لحاظ

1. vectors of pull

آماری معنی‌دار نبود. در تفسیر این نتایج باید بیان کرد که قدرت چرخش‌دهنده‌های داخلی و خارجی و نسبت بین آنها تحت تأثیر متغیرهای زیادی قرار دارد. مثلاً رامسی^۱ و همکارانش قدرت چرخش‌دهنده‌های شناگران دبیرستانی را در طی یک فصل رقابت (پیش‌فصل، نیم‌فصل و پایان فصل) مورد بررسی قرار دادند. نتایج مطالعه‌ی آنها نشان داد که قدرت چرخش‌دهنده‌های داخلی و خارجی به‌طور معنی‌داری در طی فصل افزایش یافت، اگر چه قدرت چرخش داخلی به‌طور معنی‌داری بیشتر از قدرت چرخش خارجی افزایش یافت. همچنین کاهش نسبت قدرت چرخش‌دهنده‌های خارجی به داخلی در آزمودنی‌ها مشاهده شد که اینها دلالت‌کننده‌ی این بود که شناگران ممکن است در انتهای فصل، همچنان که افزایش قدرت به‌طور نامتناسب به‌دست می‌آید، بیشتر مستعد آسیب باشند (۲۰). در تحقیق حاضر، چون بازیکنان هندبال در شرایط پیش از شروع فصل رقابت بودند، ممکن است بتوان دلیل معنی‌دارشدن نسبت چرخش‌دهنده‌ی داخلی به خارجی، که در بیشتر مطالعات قبلی در زمینه‌ی ورزشکاران پرتاب از بالای سر گزارش شده‌است، را توجیه کرد.

از طرف دیگر، نتایج مطالعه نشان داد که در چرخش بالایی کتف و ریتم اسکاپولوهورمال تفاوت معنی‌داری در زوایای مختلف ابداکشن شانه بین شانه‌ی برتر و غیربرتر در افراد غیرورزشکار وجود نداشت؛ در حالی که در بازیکنان هندبال تفاوت معنی‌داری در چرخش بالای کتف در ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن (شانه‌ی برتر چرخش کم‌تر) و ریتم اسکاپولوهورمال در ۹۰ و ۱۳۵ درجه ابداکشن و از ۴۵ تا ۹۰ درجه ابداکشن بین شانه‌ی برتر و غیربرتر وجود داشت (شانه‌ی برتر ریتم بیشتر داشت؛ یعنی نسبت میزان حرکت مفصل گلنوهومرال به اسکاپولوتراپسک در شانه‌ی برتر بیشتر بود).

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 به خود بگیرد (۲۱). بعد از اینکه پایداری ایجاد شد، کتف با حرکات چرخش بالایی پروترکشن یا دورشدن و بالارفتن، به خارج، جلو و بالا حرکت می‌کند. در مراحل اولیه‌ی ابداکشن یا فلکشن، همه‌ی حرکات به استثنای حرکات پایدارکنندگی کتف، بیشتر در مفصل دوری بازویی انجام داده‌می‌شوند. 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 (۲۱). در دامنه‌ی حرکتی کامل ۱۸۰ درجه‌ی خم‌کردن یا دورکردن، نسبت دوری بازویی به کتف ۲ به ۱ است. لذا ۱۲۰ درجه‌ی حرکت دوری بازویی و ۶۰ درجه حرکت کتف، دامنه‌ی حرکتی

۱۸۰ درجه را تولید می‌کند (۲۱). گزارش شده‌است که حرکات نرمال کتف در افراد با درد شانه تغییر می‌کند. مطالعات متعددی تغییرات در کینماتیک کتف با سندروم گیرافتادگی را گزارش کرده‌اند (۲۲،۲۳). در مطالعه‌ای کاهش معنی‌دار تیلت خلفی در بیماران با نشانه‌ی بیماری در مقایسه با سمت غیردرگیر و افراد بدون نشانه گزارش شد (۲۲،۲۳). 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 (۲۲،۲۳). از طرف دیگر مطالعات نشان دادند که ورزشکاران پرتاب از بالای سر ممکن است بیشتر مستعد تغییرات کینماتیک کتف به دلیل خستگی شوند (۲۴). مطالعه‌ای نشان داد که بعد از انجام پروتکل خستگی، افزایش تیلت قدامی کتف، چرخش داخلی و چرخش پایینی مشاهده شد (۲۴). در مطالعه‌ی دیگری مشخص شد که شناگران با تجربه گیرافتادگی چرخش بالایی کمتری بعد از تمرین داشتند (۲۵). این الگوی تغییر کینماتیک کتف ممکن است باعث شود افراد در مراحل پایانی تمرین، به دلیل افزایش تماس اکرومیون و کاهش فضای تحت اخرمی، بیشتر مستعد آسیب شوند (۲۶). در مطالعه‌ی حاضر تفاوت معنی‌داری در چرخش بالای کتف در ۹۰ و ۱۳۵ درجه‌ی ابداکشن بین شانه‌ی برتر و غیربرتر در بازیکنان هندبال وجود داشت؛ به طوری که شانه‌ی برتر چرخش بالایی کمتری داشت. هر چند که شاید انتظار می‌رفت که در شانه‌ی برتر هندبالیست‌ها، به دلیل پرتاب‌های تکراری و نیاز این رشته‌ی ورزشی چرخش بالایی کتف بیشتر از شانه‌ی غیربرتر باشد، اما این مورد در شانه‌ی غیربرتر بیشتر بود. شاید دلایل توجیهی که برای این مورد بتوان عنوان کرد، این است که ممکن است سابقه‌ی آسیب‌دیدگی قبلی در محدودکردن چرخش بالایی کتف در شانه‌ی برتر تأثیرگذار باشد. هر چند آزمودنی‌های تحقیق حاضر در طی سال گذشته، سابقه‌ی آسیب‌دیدگی در نواحی شانه و اطراف آن نداشتند، اما بیشتر آنها سابقه‌ی آسیب‌دیدگی قبلی داشتند. از طرف دیگر، چون محققین در جمع‌آوری اطلاعات مربوط به ریتم اسکاپولوهومرال در مورد ورزشکاران هندبال مجبور به انجام تست‌ها بعد از تمرین این ورزشکاران در سالن ورزشی بودند، ممکن است با توجه به اینکه ورزش هندبال به صورت یک‌طرفه انجام می‌شود و به دلیل خستگی اندام برتر، باعث کاهش چرخش بالایی کتف در سمت برتر شده‌باشد. از آنجا که یک هندبالیست ممکن است برای اجرای پرتابی قدرتمند با فلکشن جانبی تنه این کاهش چرخش بالایی را جبران کند، اما به دلیل اثر کاهش چرخش بالایی کتف بر روی ریتم اسکاپولوهومرال و عواقب برهم‌خوردن ریتم (گیرافتادگی تاندون عضلات روتیتورکاف) انجام تحقیقات بیشتر در این زمینه توصیه می‌شود.

به‌طور کلی با توجه به نتایج پژوهش حاضر پیشنهادهای زیر توصیه می‌شود:

۱. فیزیوتراپی‌ها در ارزیابی و بازتوانی اختلالات شانه به نسبت تعادل عضلات آگونیست به آنتاگونیست و همچنین ریتم اسکاپولوهومرال در زوایای مختلف الیوشن شانه در شانه‌ی برتر و غیربرتر، به‌خصوص در ورزشکاران پرتاب از بالای سر توجه کنند.
۲. با توجه به اینکه برهم‌خوردن ریتم اسکاپولوهومرال باعث ایجاد آسیب در مفصل شانه می‌شود، به مربیان ورزشی توصیه می‌شود در تهیه برنامه‌های مقاومتی خود، توجه کافی در تعادل تقویت عضلات هر دو مفصل گلنوهومرال و اسکاپولوتراسیک داشته‌باشند.

محدودیت‌های مطالعه‌ی حاضر:

۱. در تحقیق حاضر به بررسی و مقایسه‌ی قدرت ایزومتریک عضلات شانه و ریتم اسکاپولوهومرال در صفحه‌ی فرونتال پرداخته شده‌است، بررسی این موضوع در سطوح دیگر حرکتی نیز توصیه می‌شود.
۲. آزمودنی‌های این تحقیق بازیکنان هندبال و غیرورزشکار بودند. به‌نظر می‌رسد انجام مطالعه‌ای با مقایسه‌ی ورزشکاران رشته‌های ورزشی پرتاب از بالای سر و ورزشکاران رشته‌های ورزشی دیگر حایز اهمیت باشد.

تشکر و قدردانی

در پایان از تمامی آزمودنی‌هایی که در انجام این مطالعه شرکت کرده‌اند و پژوهشگاه تربیت بدنی جهت حمایت مالی از انجام این تحقیق تشکر و قدردانی می‌نماییم.

منابع

1. Roberto L, Peter K, Benjamin M. Shoulder biomechanics. *Eur J Radiol.* 2008; 68:16-24.
2. Allander E. Prevalence, incidence, and remission rates of some common rheumatic diseases or syndromes. *Scand J Rheumatol.* 1974; 3:145-53.
3. Cathcart CW. Movements of the shoulder girdle involved in those of the arm on the trunk. *Anat Physiol.* 1884; 18:211-8.
4. Codman EA. Normal motions of the shoulder joint. *The shoulder.* Boston: Thomas Todd Co. 1934; 32-64.
5. Ludewig P M, Reynolds J E. 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. 2009; 146-7.

6. 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.
7. Ludewig P M, Cook TM. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther.* 2000; Mar;80(3):276-91
8. Hebert LJ, H. Moffet, McFadyen BJ, Dionne CE. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83(1): 60-9.
9. Tsai NT, McClure PW, Karduna AR. Effects of Muscle Fatigue on 3-Dimensional Scapular Kinematics. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84: 1000-5.
10. Mell AG, LaScalza S, Guffey P, Maciejewski M, Carpenter JE, Hughes RE, et al. Effect of rotator cuff pathology on shoulder rhythm. *Shoulder Elbow Surg.* 2005; 14:58S-64S.
11. Inman VT, Saunders JBM, Abbott LC. Observation on the function of the shoulder joint. *Bone J Surg.* 1994; 26:1-31.
12. Endo K, Yukata N. Influence of age on scapulo-thoracic orientation. *Clinical Biomechanics.* 2004; 19:1009-13.
13. Wang HK, Cochrane T. Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *Sports Med Phys Fitness.* 2001; 41(3):403-10.
14. Su KP, Johnson MP, Gracely EJ, Karduna AR. Scapular rotation in swimmers with and without impingement syndrome: practice effects. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36(7): 1117-23.
15. Filip S, Jo N, Stijn H, Sarah M, Steven T, Romain M. Scapular positioning and motor control in children and adults: A study using clinical measures. *Manual Therapy.* 2011; 16:155e160.
16. Kendall, FP, McCreary EK, Provance, PG, Rodgers MM, Romani WA. *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain.* 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
17. Bak K, Magnusson S P. Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med.* 1997; 25(4):454-9.
18. Costill D L, Kovaleski J, Porter D, Kirwan J, Fielding R, King D. Energy expenditure during front crawl swimming: predicting success in middle-distance events. *Int J Sports Med.* 1985; 6(5):266-70.
19. von Eisenhart-Rothe R, Matsen FA 3rd, Eckstein F, Vogl T, Graichen H. Pathomechanics in traumatic shoulder instability: scapular positioning correlates

- with humeral head centering. Clin Orthop Relat Res.2005; (433): 82-9.
20. Ramsi, M., K. Swanik, et al. (2004). "Shoulder-Rotator Strength of High School Swimmers over the Course of a Competitive Season." J Sport Rehabil 13(1): 9-18.
 21. Lukasiewicz, A. C., 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; discussion 584-6.
 22. Ludewig, P. M. and J. E. Reynolds . 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, pp, 146-7.
 23. Hebert, L. J., H. Moffet, et al. Scapular behavior in shoulder impingement syndrome." Arch Phys Med Rehabil. 2002. 83(1): 60-9.
 24. Tsai, N. T., P. W. McClure, et al. Effects of Muscle Fatigue on 3-Dimensional Scapular Kinematics. Arch Phys Med Rehabil. 2003. 84: 1000-5.
 25. Su, K. P., M. P. Johnson, et al. Scapular rotation in swimmers with and without impingement syndrome: practice effects. Med Sci Sports Exerc. 2004. 36(7): 1117-23.
 26. Karduna, A. R., P. J. Kerner, et al. Contact forces in the subacromial space: effects of scapular orientation J Shoulder Elbow Surg. 2005. 14(4): 393-9.

ارجاع مقاله به روش ونگوور

حسینی مهر حسین، عنبریان مهرداد، خسروی محمد تقی. بررسی ریتم اسکاپولوهومرال و نسبت قدرت ایزومتریک عضلات آگونیسست به آنتاگونیست شانه در بازیکنان هندبال و افراد غیرورزشکار. مطالعات طب ورزشی، ۱۳۹۲؛ ۵ (۱۴): ۱۵-۳۰

