مقایسهٔ فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در مهارت سنگ ورزش باستانی و پرس سینه

تیمور جعفرنژادگرو[۱]، نادر فرهپور[۲]

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۷/۲۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۴/۱۷

چکیده

ورزش باستانی یکی از قدیمی‌ترین ورزش‌های بشری است. یکی از سؤال‌هایی که در مورد این رشتهٔ بسیار کهن جلب توجه کرده، این است که اثر تمرینی فنون مختلف این رشته در مقایسه با ورزش‌های مدرن چگونه است؟ هدف مطالعهٔ حاضر، مقایسهٔ فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در مهارت سنگ ورزش باستانی و پرس سینه است. نمونهٔ آماری این پژوهش، شامل ۱۰ نفر از دانشجویان غیرورزشکار و بدون سابقهٔ ورزشی (با میانگین سنی و انحراف استاندارد ۳/۹۳±۲۴/۴ سال، قد ۱۰/۶۸±۱۷۵/۴۶ سانتی‌متر و وزن ۶/۳۵±۷۴/۶۷ کیلوگرم) بودند. هنگام اجرای هر مهارت، با استفاده از الکترودهای سطحی و دستگاه ۱۶ کاناله EMG مدل MA 300-16، متغیرهای الکترومایوگرافی اندازه‌گیری شد. الکترودها روی بخش جناغی و ترقوه‌ای عضلهٔ سینه‌ای بزرگ، عضلهٔ دو سر بازویی، سه‌سر بازویی، دلتوئید قدامی، دلتوئید خلفی بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM نصب شدند. نتایج پژوهش نشان داد عضلات دو سر بازویی، در مقایسه با (p=۰/۰۱۳) فعالیت EMG بیشتری در مهارت سنگ دارند، در حالی که فعالیت الکترومایوگرافی عضلهٔ سه‌سر بازویی در حرکت پرس سینه بیشتر از مهارت سنگ ورزش باستانی است و این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار (p=۰/۰۰۱) است. احتمالاً یکی از دلایل بیشتر بودن میزان فعالیت الکترومایوگرافی در عضلهٔ سه‌سر بازویی در حرکت پرس سینه به‌دلیل جابه‌جایی عمودی بیشتر مرکز ثقل هالتر در پرس سینه در مقایسه با سنگ است.

کلیدواژه‌های فارسی: ورزش باستانی، مهارت سنگ، پرس سینه، الکترومایوگرافی.

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان (نویسندهٔ مسئول)
Email: jteymour@yahoo.com
۲. دانشیار دانشگاه بوعلی سینا همدان
Email: naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه

ورزش باستانی[1] یکی از قدیمی‌ترین ورزش‌های بشری است. هر چند مکان و ابزارهای مورد استفاده این ورزش در طول چند صد سال گذشته تغییر یافته است و همچنین در هر دوره ممکن است حرکتی به آن اضافه شده باشد، در کل قالب قدیمی آن حفظ شده است. ابزارهای این رشته نمادهایی از ابزارهای جنگی قدیمی است (۱). با وجود اهمیت این رشته هنوز تبیینی علمی از آن صورت نگرفته و آموزش علمی و سبک‌های مختلف آموزشی آن مدوّن نشده است. بعضاً حتی ممکن است باورهای سنتی نه چندان علمی در مورد اثرات این ورزش بیان شود، اما هیچ‌یک از این باورها تا کنون به محک آزمایش علمی گذاشته نشده است.

ورزش زورخانه‌ای دارای حرکاتی همچون پازدن، چرخ زدن، میل گرفتن، کباده کشیدن، شنا رفتن و سنگ گرفتن است. سنگ گرفتن از حرکات قدرتی در ورزش باستانی است. سنگ گیرنده در بالای گود، در جایی از زمین که لنگ انداخته‌اند به پشت می‌خوابد و سه بالش، یکی را زیر سر و دو تای دیگر را زیر بازوی راست و چپ می‌گذارد و دو سنگ با دو دست خود چنان می‌گیرد که سرهای هلالی آن دو به سوی سرش باشد و پی در پی به پهلوی چپ و راست می غلطد. هنگامی که بر پهلوی چپ است، سنگی را که در دست دارد مستقیم چنان بالا می‌برد که بازوی خمیده‌اش راست شود و به همان شیوه هنگامی که بر پهلوی راست است، سنگی را که در دست چپ دارد مستقیم به بالا می‌برد، این گونه سنگ گرفتن را «غلطان» می‌گویند.

گونهٔ دیگر سنگ گرفتن آن است که ورزشکار به پشت می‌خوابد و پاهایش را دراز می‌کند و دو سنگ را با هم و پی در پی روی سینه بالا و پایین می‌برد، این سنگ گرفتن را جُفتی می‌نامند.

ابزار سنگ دوپاره و راست گوشه است (از جنس چوب) که از درازا با بست های فلزی به یکدیگر چسبانیده شده و یک طرف آن هلالی است. درازای سنگ یک متر، پهنای آن هفتاد سانتی‌متر و ضخامت آن ۵ سانتی‌متر است. در مرکز ثقل سنگ، فضایی خالی وجود دارد که در آن دستگیره‌ای گذاشته‌اند و روی آن را با پارچه‌ای پوشانده‌اند تا دست ورزشکار را هنگام سنگ گرفتن زخم نکند. وزن هر دو سنگ از بیست کیلو تا صد و بیست کیلو است. سنگ را در قدیم (سنگ زور) و (سنگ نعل) هم می‌نامیدند؛ زیرا به شکل نعل است.

با توجه به توسعه‌ای که اخیراً در ورزش زورخانه‌ای به‌وجود آمده است، بررسی‌های علمی و ارزیابی عملکرد ورزشکاران این رشته از جنبه‌های مختلف ضروری است. یکی از سؤال‌هایی که در مورد این ورزش بسیار کهن جلب توجه نموده، این است که اثر تمرینی فنون مختلف این

1. Bastani sport

رشته در مقایسه با ورزش‌های مدرن چگونه است؟ مهارت سنگ[1] (سنگ گرفتن جُفتی) یکی از حرکات ورزشی باستانی است که از جنبهٔ کینماتیکی، شباهت بسیاری با حرکت پرس سینه[2] دارد. پرس سینه (۲) و پرس سنگ هر دو حرکاتی چند مفصله[3]اند که برای انجام آن‌ها به حرکت اکستنشن آرنج و هوریزنتال فلکشن مفصل شانه نیاز است.

برای ارزیابی الگو و میزان فعالیت الکتریکی عضلات طی تمرینات قدرتی (۳)، فعالیت‌های ورزشی (۴)، بازتوانی (۵) و همچنین برای بررسی سازگاری‌های عصبی حاصل از تمرین قدرتی (۶) از الکترومایوگرافی سطحی استفاده می‌شود. در این پژوهش بر در صددیم با بررسی علمی و تکیه بر روش‌های نوین و دانش حرکت‌شناسی و بیومکانیک تبیین صحیحی از عملکرد عضلات در مهارت سنگ زدن در ورزش باستانی فراهم آوریم تا بدین‌وسیله گامی در علمی کردن هر چه بیشتر ورزش باستانی برداشته شود که نماد تاریخ و تمدن کشور است. اهمیت پژوهش حاضر بدین سبب است که هر چند الگوی کینماتیکی این دو حرکت در کمربند شانه‌ای به هم نزدیک است، باسخ این سؤال که آیا مهارت سنگ گرفتن توانایی تقویت مناسب عضلات کمربند شانه‌ای و اندام فوقانی را دارد یا خیر و اگر این قابلیت را داراست تا چه اندازه‌ای این امر میسر می‌شود هنوزمشخص نیست. بهترین جواب زمانی حاصل می‌شود که مقایسه‌ای بین میزان درگیری عضلات در این مهارت با حرکتی کاملاً شناخته‌شده و بین‌المللی (که مورد قبول جامعهٔ ورزش است) همچون پرس سینه انجام شود. فرضیه‌های پژوهش حاضر عبارت‌اند از: ۱- فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (شامل مقادیر RMS همسان‌سازی شده و مقادیر MPF) آگونیست و آنتاگونیست در مهارت سنگ ورزش باستانی (سنگ گرفتن جُفتی) از حرکت پرس سینه بیشتر است؛ ۲- مقادیر یک تکرار بیشینه در حرکت پرس سنگ، در مقایسه با حرکت پرس سینه کمتر است.

روش‌شناسی پژوهش

در این پژوهش نمونه‌ای از دانشجویان غیرورزشکار بررسی شدند تا از اثرات یادگیری مهارت‌های حرکتی قبلی بر عملکرد حرکتی جلوگیری شود. نمونهٔ آماری این پژوهش، شامل ۱۰ نفر از دانشجویان غیرورزشکار، ناآشنا با ورزش باستانی و بدون سابقهٔ ورزشی منظم با میانگین سنی و انحراف استاندارد ۳/۹۳±۲۴/۴ سال، قد ۱۰/۶۸±۱۷۵/۴۶ سانتی‌متر و وزن ۶/۳۵±۷۴/۶۷ کیلوگرم

1. Sang skill
2. Bench press
3. Multi-joint

بودند. این افراد سابقهٔ هیچ‌گونه آسیب دیدگی، عمل جراحی و مشکلات اسکلتی و عصبی - عضلانی نداشتند. ابتدا، طریقهٔ گرفتن سنگ و اجرای این مهارت و همچنین روش اجرای پرس سینه، توسط مربی مربوط به هر رشته به آزمودنی‌ها آموزش داده شد. بدین ترتیب که فرد حرکت پرس و مهارت سنگ را در حالی که دستش از آرنج دارای اکستنشن بود، شروع می‌کرد، سپس دست تا نزدیک جناغ پایین می‌آمد و در نهایت، به نقطهٔ ابتدایی برگردانده می‌شد. در پژوهش حاضر آموزش به‌طور تئوری و عملی بود و بعد از آموزش، میزان یک تکرار بیشینهٔ (1-RM) هر فرد در هر دو مهارت با استفاده از فرمولرابطه زیر محاسبه شد (۷).

$$1RM=\frac{\text{مقداربار}}{1-0.02(\text{تعدادتکرار})}$$

روش اجرای مهارت سنگ و پرس سینه در شکل ۱ نشان داده شده است. در زمان اجرای این دو مهارت به فرد گفته می‌شد هنگام بالا بردن وزنه با تمام قدرت و در حالی که نفسش را بیرون می‌دهد این عمل را انجام دهد. طی این مراحل فرد به‌صورت کلامی تشویق می‌شد تا تمام تلاش خود را طی اجرای دو مهارت انجام دهند (۸).

شکل ۱. روش اجرای مهارت سنگ (بالا) و پرس سینه (پایین)

یک هفته بعد از اندازه‌گیری یک تکرار بیشینهٔ فرد و بعد از ۱۰ دقیقه گرم کردن (به‌منظور ثبت امواج الکترومایوگرافی سطحی) ابتدا موهای سطوح مورد نظر تراشیده و پوست با پنبه و الکل ایزوپروپیل ۵٪ آماده الکترودگذاری شد و سپس الکترودها روی عضلات منتخب نصب شدند. الکترودها بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM روی بخش جناغی و ترقوه‌ای عضلهٔ سینه‌ای بزرگ، عضلهٔ دوسر بازویی، سه‌سر بازویی، دلتوئید قدامی، دلتوئید خلفی نصب شدند (شکل ۲) (۹). الکترود زمین[1] نیز روی زائدهٔ آخرمی استخوان کتف قرار داده شد.

ج

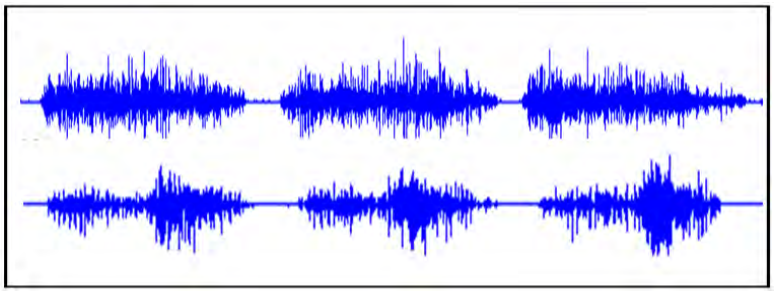
شکل ۲. محل نصب الکترودها روی عضلات طبق پروتکل اروپایی SENIAM، سمت راست و چپ به‌ترتیب دلتوئید قدامی و دو سر بازویی(A)، سمت راست و چپ به‌ترتیب بخش جناغی و ترقوه‌ای عضلهٔ سینه‌ای بزرگ و عضلهٔ سه‌سربازویی(B)، بخش خلفی عضلهٔ دلتوئید (C)

1. Ground electrode

به‌منظور کوتاه شدن مدت آزمون و جلوگیری از بروز خستگی، آزمودنی‌ها دو تکرار ۳ ثانیه‌ای MVIC برای هر عضله به‌صورت تصادفی اجرا کردند و سپس، بعد از ۵ دقیقه استراحت، هر آزمودنی مهارت سنگ و پرس سینه را با ۷۰ درصد وزنه یک تکرار بیشینه و با ۱۰ دقیقه استراحت بین اجرای مهارت‌ها اجرا کردند. فاصلهٔ دست‌ها هنگام اجرای دو مهارت برای هر فرد، یکسان در نظر گرفته می‌شد و کمی بیشتر از عرض شانه بود. اجرای هر حرکت کامل پرس سینه و پرس سنگ ۳ ثانیه بود که فاز پایین آوردن ۲ ثانیه و فاز بالا بردن یک ثانیه طول می‌کشید (این امر به‌وسیلهٔ مترونوم تنظیم می‌شد). هنگام اجرای هر مهارت، با استفاده از الکترودهای سطحی و دستگاه ۱۶ کاناله EMG مدل MA 300-16 ساخت شرکت Motion Lab Systems, USA متغیرهای الکترومایوگرافی اندازه‌گیری شد. اطلاعات الکترومایوگرافی خام (شکل ۳) با شیوهٔ میانگین ریشهٔ مربعی[1] (RMS) تحلیل شد. فعالیت EMG هنگام انجام دو مهارت پرس سینه و سنگ با وزنه‌ای معادل ۷۰ درصد یک تکرار بیشینه و طی شش مرتبه اجرای مهارت (پایین آوردن و بالا بردن) توسط دستگاه EMG ثبت گردید. اولین و ششمین اجرا به‌دلیل متفاوت بودن الگوی حرکتی حذف شدند. برای نرمال کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی، اطلاعات RMS هر عضله طی اجرای هر مهارت به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک[2] (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب شد (۱۰). علاوه بر مقادیر همسان‌سازی شده، دامنهٔ فعالیت الکترومایوگرافی مقادیر میانهٔ فرکانس[3] عضلات نیز طی اجرای دو مهارت محاسبه شد. در این آزمایش‌ها داده‌ها با فرکانس نمونه‌برداری[4] برابر ۲۵۰۰ هرتز و با پهنای باند ۱۲۵۰ هرتز ثبت شدند. همچنین برش فرکانس سیگنال‌های بین ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. از فیلتر ناچ[5] برای حذف نویزهای ایجاد شده توسط برق شهری استفاده شد. در پژوهش حاضر نسبت CMRR[6] برابر ۱۰۰ دسی‌بل و فاصلهٔ مرکز تا مرکز الکترودها برابر ۱۷ میلی متر بود. از نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۶ برای تجزیه و تحلیل دادها استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون کولموگروف - اسمیرنوف (آزمون K-S) و برای تجزیه و تحلیل‌های آماری از آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (ANOVA Repeated Measure) استفاده شد. سطح معنی‌داری در این پژوهش ($p\leq ۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.

---

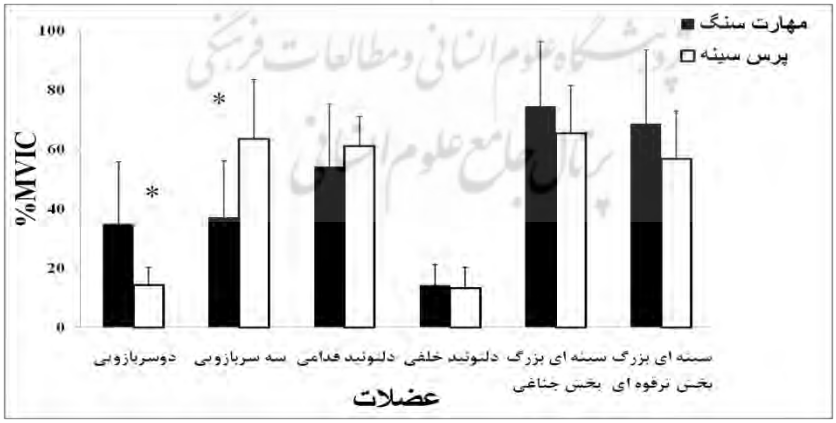
1. Root Mean Square
2. Maximum voluntary Isometric Contraction (MVIC)
3. Median power frequency
4. Sampling frequency
5. Notch filter
6.Common mode rejection ratio



شکل۳. فعالیت الکترومایوگرافی خام عضلهٔ سینه‌ای بزرگ (بخش جناغی) طی اجرای سه حرکت پرس سنگ (بالا) و پرس سینه (پایین)

یافته‌های پژوهش

ارزش‌های 1-RM در مهارت سنگ برابر ۲۲/۱۸±۳/۶۳ و در مهارت پرس سینه برابر ۳۹/۵۵±۳/۴۸ کیلوگرم بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد ارزش یک تکرار بیشینه در پرس سینه به‌طور معنی‌داری (P=۰/۰۰۱) از پرس سنگ بیشتر است. نمودار ۱ دامنهٔ فعالیت الکترومایوگرافی (RMS) عضلات دلتوئید قدامی، دلتوئید خلفی، دوسر بازویی، سه‌سر بازویی و بخش جناغی و ترقوه‌ای عضلهٔ سینه‌ای بزرگ را در دو مهارت سنگ ورزش باستانی و پرس سینه نشان می‌دهد. همان‌طور که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود، دامنهٔ فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوسر بازویی (p=۰/۰۱۳) در مهارت سنگ به‌صورت معنی‌داری بیشتر از پرس سینه است، در حالی که فعالیت عضلهٔ سه‌سر بازویی (p=۰/۰۰۱) در پرس سینه از پرس سنگ بیشتر است. میزان فعالیت الکترومایوگرافی سایر عضلات در دو مهارت اختلاف با یکدیگر نداشتند.



نمودار ۱. مقایسهٔ دامنهٔ فعالیت الکترومایوگرافی (RMS) عضلات طی اجرای پرس سینه و مهارت سنگ

مقادیر MPF عضلات هنگام اجرای دو مهارت پرس سینه و پرس سنگ در جدول ۱ آمده است. مقادیر MPF در عضلهٔ دلتوئید قدامی به‌صورت معنی‌داری (P=۰/۰۲۵) در حرکت پرس سینه بیشتر از پرس سنگ بود، در حالی که در مقادیر MPF سایر عضلات از لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس عضلات طی اجرای دو مهارت پرس سنگ و پرس سینه

عضلات	پرس سینه Median ±SD	پرس سنگ Median ±SD	مقدار p
سینه‌ای بزرگ (بخش جناغی)	۹۵/۰۱±۸/۶۳	۸۸/۷۷±۱۲/۷۹	۰/۱۳۱
سینه‌ای بزرگ (بخش ترقوه‌ای)	۹۶/۸۷±۱۵/۱۷	۸۹/۳۳±۷/۲۴	۰/۰۷۵
دوسر بازویی	۱۰۳/۰۸±۱۰/۲۲	۱۰۷/۰۷±۱۴/۰۲	۰/۳۴۴
سه‌سر بازویی	۱۱۱/۶۲±۸/۴۵	۱۰۵/۳۶±۱۶/۰۶	۰/۲۵۹
دلتوئید قدامی*	۱۱۲/۲۹±۱۰/۲۳	۱۰۵/۴۶±۱۳/۶۸	۰/۰۲۵
دلتوئید خلفی	۸۷/۲۹±۹/۶۶	۹۴/۲۱±۱۶/۸۵	۰/۲۴۳

*سطح معنی‌داری $p \leq ۰/۰۵$

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این پژوهش نشان می‌دهد ارزش‌های یک تکرار بیشینه (مقادیر 1-RM) در مهارت سنگ ورزش باستانی به‌طور معنی‌داری کمتر از پرس سینه است که نشان‌دهندهٔ استراتژی ویژه‌ای در فراخوانی عضلات هنگام اجرای مهارت سنگ با هدف پایداری مفصل است، در حالی که بازده گشتاور[1] مفصل کاهش می‌یابد (۲). در تحقیقات گزارش شده است که شرایط دینامیکی مختلف[2] سطح بازده نیروی مختلفی را تولید می‌کنند، در حالی که شرایط ناپایدار[3] با بازده نیروی کمتر[4] مرتبط است (۱۱)؛ برای مثال اوج نیروی ایزومتریک به‌دست آمده در پرس سینه در شرایط ناپایدار ۶۰ درصد کمتر از نیروی تولید شده در شرایط پایدار است (۱۲). این مطلب نشان می‌دهد استراتژی حرکتی طی تمرین تحت شرایط ناپایدار ممکن است اثربخش نباشد؛ زیرا بخشی از فعالیت عضلانی برای پایدار کردن حرکت‌های نامطلوب به‌کار می‌رود (۱۳).

1.Torque
2.Different dynamic conditions
3.Unstable conditions
4.Lower force outputs

با توجه به نمودار ۱ مشخص می‌شود عضلات دوسر بازویی، بخش جناغی و ترقوه‌ای عضلهٔ سینه‌ای بزرگ در مهارت سنگ، در مقایسه با مهارت پرس سینه دامنهٔ فعالیت EMG بیشتری دارند که این اختلاف فقط در عضلهٔ دو سر بازویی معنی‌دار است، در حالی که فعالیت الکترومایوگرافی عضلهٔ دلتوئید قدامی و سه‌سر بازویی در حرکت پرس بیشتر از مهارت سنگ ورزش باستانی است و این اختلاف در عضلهٔ سه‌سر بازویی معنی‌دار است. در مرحلهٔ بالا بردن هالتر (push) در پرس سینه که شانه اداکشن افقی و آرنج اکستنشن دارد، عضلهٔ سینه‌ای بزرگ، دلتوئید قدامی و عضلهٔ سه‌سر بازویی به‌عنوان حرکت‌دهندهٔ اصلی عمل می‌کنند. همچنین، عضلهٔ پشتی بزرگ، دلتوئید خلفی و دوسربازویی به‌عنوان عضلات آنتاگونیست و بخش تحتانی و فوقانی عضلهٔ ذوزنقه به‌عنوان عضلات استبلایزر[1] عمل می‌کنند (۱۴، ۱۵). در مهارت سنگ نیز نقش عضلات به همین ترتیب است. وقتی حرکت اندام کمی در حرکت پرس نسبت به مهارت سنگ (به‌دلیل وجود هالتر که دو دست را به هم مرتبط می‌کند) محدود می‌شود، ممکن است عضلات آگونیست بیشتر درگیر شوند، در حالی که فعالیت عضلات استبلایزر و آنتاگونیست ممکن است به این دلیل که نیاز کمتری به حفظ کنترل الگوی کینماتیک[2] حرکت دارند، کاهش یابد (۱۶). همان‌طور که در پژوهش حاضر مشاهده شد فعالیت الکترومایوگرافی سه عضلهٔ دلتوئید قدامی و بخش جناغی و ترقوه‌ای سینهٔ بزرگ هنگام اجرای دو مهارت اختلاف معنی‌داری را نشان نداد، در حالی که فعالیت عضلهٔ سه‌سر بازویی به‌صورت معنی‌داری در پرس سینه بیشتر از پرس سنگ است. علت اینکه سه عضلهٔ آگونیست دیگر طی اجرای دو مهارت فعالیت مشابهی داشتند این است که در طبقه‌بندی هر دو مهارت (پرس سنگ و سینه) از لحاظ مسیر حرکت دست و نیاز به حفظ پایداری و تعادل، این دو حرکت بسیار به هم شبیه‌اند و تفاوت‌های اندکی دارند، احتمالاً مسیر حرکت دست در پرس سینه -به‌دلیل وجود هالتر- اندکی محدودتر از پرس سنگ باشد. احتمالاً یکی از دلایل کمتر بودن میزان فعالیت الکترومایوگرافی در عضلهٔ سه‌سر بازویی در مهارت سنگ جابه‌جایی عمودی کمتر مرکز جرم سنگ (در مهارت سنگ بخش تحتانی سنگ هنگام فاز بالا بردن و پایین آوردن فقط چرخش پیدا کرده و اندکی جابه‌جایی عمودی دارد) نسبت هالتر در پرس سینه باشد. برخورد آرنج در مرحلهٔ میانی حرکت با سطحی که فرد روی آن قرار گرفته برای لحظاتی سبب پایداری پسیو[3] در اندام می‌شود و احتمالاً یکی دیگر از دلایل کاهش فعالیت در عضلهٔ

1. Stabilizers
2. Kinematic pattern
3. Passive

سه‌سر بازویی است، در حالی که در حرکت پرس سینه به‌دلیل قرارگیری فرد روی میز پرس، آرنج با سطح برخوردی ندارد. در شرایطی که مسیر حرکت دست محدود نشود، برای کنترل حرکت به هم‌انقباضی بیشتری بین جفت عضلات آگونیست و آنتاگونیست همچون دلتوئید قدامی و خلفی، عضلهٔ دوسر بازویی و سه‌سر بازویی نیاز است که سبب کاهش گشتاور شبکه‌ای مفصل برای اجرای حرکت در برابر بار خارجی می‌شود (۱۵). با وجود این، فعالیت همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست به‌طور معمول، با یادگیری و تمرین حرکتی کاهش می‌یابد (۱۷- ۲۰). همان‌طور که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود برخی از عضلات آنتاگونیست (دوسر بازویی) در مهارت سنگ، در مقایسه با پرس سینه فعالیت بیشتری دارند که این فعالیت بیشتر در مهارت سنگ می‌تواند احتمالاً به تلاش بیشتری که عضلات آنتاگونیست برای کنترل حرکت نیاز دارند نسبت داده شود (۱۲، ۱۳).

میزان MPF عضلات مختلف هنگام اجرای دو مهارت (جدول ۱) نشان داد میزان فرکانس در عضلات -به‌جز عضلهٔ دلتوئید قدامی- هنگام اجرای دو مهارت پرس سنگ و پرس سینه اختلاف معنی‌داری ندارند. تعدادی از پژوهش‌ها بیان نموده‌اند که تغییر در مقادیر فرکانس عضلات تحت تأثیر دو عامل خستگی (۲۱، ۲۲) و نوع تار عضلانی (۲۳، ۲۴) قرار می‌گیرد. از سوی دیگر برخی از منابع (۲۵) بیان نموده‌اند که افزایش در فرکانس الزاماً نشان‌دهندهٔ فعالیت بیشتر واحدهای حرکتی تند انقباض نیست، بلکه ممکن است نتیجهٔ مقدار زیاد فایرینگ در واحدهای حرکتی کند انقباض، کاهش هماهنگی واحدهای حرکتی و یا احتمالات دیگر باشد. از آنجا که در پژوهش حاضر تکالیف با استراحت کافی بین مهارت‌ها و یک هفته بعد از اندازه‌گیری مقادیر یک تکرار بیشینه انجام شد، خستگی نمی‌تواند روی نتایج تأثیر گذاشته باشد. بیشتر بودن مقادیر فرکانس در عضلهٔ دلتوئید قدامی احتمالاً به‌دلیل فراخوانی تارهای عضلانی بزرگ‌تر یا در نتیجهٔ مقادیر زیاد فایرینگ در واحدهای حرکتی کند انقباض باشد (۲۳- ۲۵).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که مقادیر یک تکرار بیشینه در مهارت سنگ در مقایسه با حرکت پرس سینه کمتر می‌باشد. مقادیر RMS همسان‌سازی شده عضله سه سر بازویی طی اجرای حرکت پرس سینه و مقادیر RMS همسان‌سازی شده عضله دو سر بازویی در مهارت سنگ گرفتن بیشتر می‌باشد که نشان‌دهنده‌ی تقویت بهتر این عضلات در حرکات ذکر شده می‌باشد. این مطلب را باید در نظر داشت که با توجه به کم بودن تعداد نمونه‌ها، عدم متمایز نمودن دو فاز بالا بردن و پایین آوردن، عدم ثبت متغیرهای کینماتیکی و عدم الکتردگزاری بر روی تعداد زیادی از عضلات کمربند شانه‌ی (همچون بخش‌های مختلف عضله ذوزنقه و ...) و

اندام فوقانی (همانند عضلات ساعد و ....) مقایسه هر چه بهتر این مهارت‌ها نیاز به تحقیقات بیشتر و با نمونه‌های بیشتری دارد.

منابع

۱. گودرزی، محمود (۱۳۸۳). «سیر تطور ورزش باستانی و زورخانه در ایران». مجله حرکت. شماره ۲۲. ص: ۱۷۰-۱۴۹.

2. Cacchio, A., Don, R., Ranavolo, A., Guerra, E., McCaw, ST., Procaccianti, R., Camerota, F., Frascarelli, M., Santilli, V. (2008). Effects of 8-Week strength training with two models of chest press machines on muscular activity pattern and strength. J Electromyogr Kinesiol; 18: 618-627.

3. Hakkinen, K., Komi, P. (1986). Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions. Eur J Appl Physiol; 55:147–55.

4. Kelly, BT., Backus, SI., Warren, RD., Williems, RJ. (2002). Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. Am J Sports Med; 30:837–47.

5. Hintermeister, RA., Lange, GW., Schulteis, JM., Bey, MJ., Hawkins, RJ. (1998). Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. Am J Sports Med; 26:210–9.

6. Carroll, TJ., Riek, S., Carson, RG. (2002). The sites of neural adaptation induced by resistance training in humans. J Physiol; 544:641–52.

۷. باچل و گرونز (۱۳۸۴). «تمرینات با وزنه، مراحل موفقیت». ترجمه حمید اراضی، انتشارات سازمان تربیت بدنی(مرکز ملی مدیریت و توسعه ورزش کشور).

8. McNair, PJ., Depledge, J., Brettkelly, M. (1996). Verbal encouragement effects on maximum effort voluntary muscle action. Br J Sports Med; 30: 28–35.

9. Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hagg, G. (1999). In: SENIAM8-European Recommendations for Surface Electromyography. Roessingh Researchand Development, Enschede.

10. Basmajian, CJ., D Luca. (1985). Muscles Alive (Their Function Revealed by Electromyography). Fifth edition.

11. Vera-Garcia, FJ., Greiner, SG., Mc Gill SM. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. Phys Ther; 80: 564-9.

12. Anderson, KG., Behm, DG. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. J Strength Cond Res; 18:637–40.

13. Korneki, S., Zschorlich, V. (1994). The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles, J iomech; 27:215–25.

14. Lee, SB., An, KN.(2002). Dynamic glenohumeral stability provided by three heads of the deltoid uscle. Clin Orthop Relat Res; 400:40–7.

15. McCaw, ST., Friday, J. (1994). A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. J Strength Cond Res; 8:259–64.

16. Sale, DG. (1988). Neural adaptations to resistance training. Med Sci Sport Exerc; 20: S135–45.

17. Carolan, B., Caffarelli, E. (1992). Adaptation in co activation after isometric resistance training. J Appl Physiol; 73: 911–917.

18. Osu, R., Franklin, DW., Kato, H., Gomi, H., Domen, K., Yoshioka, T., et al. (2002). Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. J Neurophysiol; 88:991–1004.

19. Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, Mattarl A. (2003), Role of co contraction in arm movement accuracy. J Neurophysiol; 89:2396–405.

20. Lander, JE., Bates, BT., Sawhill, JA., Hamill, J. (1985). A comparison between free weight and isokinetic bench pressing. Med Sci Sports Exerc; 17: 344–353.

21. Deluca, CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomechan; 13:135–63.

22. Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M., Katsuta, S. (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. J Electromyogr Kinesiol; 9:39–46.

23. Linnamo, V., Moritani, T., Nicol, C., Komi, PV. (2003). Motor unit patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. J Electromyogr Kinesiol; 13:93–101.

24. Mercer, JA., Bezodis, N., Delion, D., Zachry, T., Rubley, MD. (2006). EMG sensor location: does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions?. J Electromyogr Kinesiol; 16:198–204.

25. Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. (2004). Research Methods in Biomechanics. Human kinetics. PP: 173-174.