تاثیر تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش بر استراتژی کنترلی و نرخ بالا رفتن الکترومیوگرافی در حرکات سریع تک مفصله آرنج

مهدی رافعی بروجنی*[۱]، بهروز عبدلی[۲]، علیرضا فارسی[۳]، محمد علی سنجری[۴]

۱- دانشجوی دکتری رفتار حرکتی، دانشگاه شهید بهشتی

۲- دانشیار گروه رفتار حرکتی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی

۳- استادیار گروه رفتار حرکتی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی

۴- استادیار دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

تاریخ دریافت مقاله۹۰/۶/۳۰ **تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۸/۲۸**

چکیده

هدف تحقیق: هدف از اجرای این تحقیق مطالعه تاثیر تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش زمین بر استراتژی کنترلی و نرخ بالا رفتن الکترومیوگرافی در حرکات سریع تک مفصله آرنج بود. **روش‌شناسی**: پانزده نفر مرد، راست دست که هیچ گونه سابقه بیماری یا آسیب عصبی – حرکتی نداشتند، با میانگین سنی(۳/۸± ۲۴/۸) در این تحقیق شرکت کردند. از آزمودنی‌ها خواسته شد که حرکت فلکشن آرنج را با حداکثر سرعت با ۹۰ درصد حداکثر دامنه حرکتی مفصل آرنج در هفت جهت مختلف با توجه به نیروی گرانش زمین اجرا کنند. در حین اجرای حرکات الکترومیوگرافی سطحی از عضلات دوسر و سر خارجی سه سر بازویی به عمل آمد. با تقسیم دامنه فعالیت (تفاضل اوج فعالیت از فعالیت حالت استراحت) بر دامنه زمانی فعالیت (تفاضل زمان اوج فعالیت از زمان آغاز به فعالیت عضله) شیب رسیدن به اوج الکترومیوگرافی یا نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی (RER) در حرکات مختلف محاسبه شد. با استفاده از آزمون آماری آنالیز واریانس درون‌گروهی با اندازه‌گیری مکرر نتایج تحلیل شدند (P≤۰/۰۵). **نتایج**: در نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی عضله دوسر بازویی تفاوت معنی‌داری در جهات مختلف مشاهده نشد. نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی بین وضعیت حرکتی صفحه افقی حول محور عمودی با وضعیت حرکتی صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش) (P= ۰/۰۱۸)، وضعیت حرکتی صفحه سهمی حول محور عرضی (در جهت گرانش) (P= ۰/۰۳۱)، حالت طاق باز (P= ۰/۰۰۳) و وضعیت حرکتی آویزان (P= ۰/۰۱۴) در عضله سه سر بازویی تفاوت معنی‌داری داشت. **نتیجه‌گیری**: جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش باعث استفاده همزمان از دو استراتژی کنترلی حساس و غیر حساس به سرعت در عضلات دو سر و سه سر بازویی می‌شود و تاثیر معنی‌داری بر نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی در عضله سه سر بازویی دارد.

واژه‌های کلیدی: استراتژی حساس به سرعت، استراتژی غیر حساس به سرعت، الکترومیوگرافی سطحی، حرکات تک مفصله

The effect of change in movement direction in relation to gravity on control strategy and rate of electromyography rise in fast single joint elbow movements

Abstract

Purpose: The purpose of this research was to study the effect of change in movement direction in relation to gravity on control strategy and rate of electromyography rise in fast single joint elbow movements. Fifteen right handed men without any history of neuromotor injury (mean age of 24.8 ± 3.8 year) participated in this study. We asked of subjects to perform elbow flexion as fast as possible in seven different directions in respect to gravity with 90 percent of full range of motion. While they were performing movements surface electromyography done from biceps and lateral head of triceps. By dividing electromyography activity range (peak activity minus rest activity) on time range of activity (time of peak activity minus time of onset) slop of receive to peak of electromyography or rate of electromyography rise computed. Data analyzed by use of repeated measure intracase variance analyze (P ≤0.05). There were not any different in biceps muscle but rate of electromyography rise had significant different between movement in horizontal plane around vertical axis with movement in sagittal plan around frontal axis(against gravity), sagittal plan around frontal axis(with gravity), supine and dangle positions in triceps muscle. Movement direction in relation to gravity cause to use simultaneously of speed sensitive and speed insensitive strategies in fast single degree of freedom elbow flexion and had significant effect on rate of electromyography rise in triceps muscle.

Key words: speed sensitive strategy, speed insensitive strategy, surface electromyography, single joint movements

* **آدرس نویسنده مسئول:** مهدی رافعی بروجنی

تهران، اوین، دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی

E-Mail: m_rafei@sbu.ac.ir

مقدمه

در کنترل حرکتی به چگونگی کنترل حرکات بوسیله سیستم اعصاب مرکزی (CNS)[1] و درک منطق عملکرد این سیستم پرداخته می‌شود. از آنجایی که عملکرد سیستم اعصاب مرکزی مستقیماً قابل مشاهده نیست، حرکات ظهور بسیار جذابی از فعالیت سیستم اعصاب مرکزی هستند. در مقایسه با پدیده‌هایی مثل حافظه، عاطفه، خیال حرکات بسیار راحت‌تر قابل مشاهده و اندازه‌گیری می‌باشند. مهمترین هدف تحقیقات مربوط به کنترل حرکتی درک چگونگی تعامل سیستم اعصاب مرکزی با کل بدن و محیط برای تولید حرکات هدفمند و هماهنگ شده است(۱).

شناسایی فاکتورهایی که زیربنای کنترل عصبی حرکات تک مفصله هستند، مدتهاست که یکی از جاذبه‌های تحقیقاتی است(۲). این حرکات نمونه‌ای رایج برای درک چگونگی کنترل حرکات ارادی بوسیله مغز هستند. حرکتی که به طور مکرر در تحقیقات استفاده می‌شود، فلکشن ساده آرنج از یک وضعیت ثابت به وضعیت دیگر است. به این عمل، حرکت جهت‌دار می‌گویند. در حرکات جهت‌دار می‌توان ویژگی‌های مکانیکی و الگوهای فعالیت عضلانی وابسته به آن یا به طور ویژه، تغییرات زمان‌بندی و دامنه جهش‌های متوالی فعالیت الکترومیوگرافی در عضلات موافق و مخالف را مطالعه کرد. الگوهای الکترومیوگرافی بازتابی از همگرایی در مجتمع نورون‌های حرکتی و واسطه‌ای نخاع است که مربوط به فرمان‌های مرکزی و سیگنال‌های آورانی وابسته به کینماتیک می‌باشد (۳).

حرکات تک مفصلی که با حداکثر سرعت و هدفمند انجام می‌شوند، دارای الگوی سه مرحله‌ای از فعالیت عضلانی هستند. آغاز جهش الکترومیوگرافی عضلات موافق[2] معمولاً اولین رویداد قابل شناسایی است که همراه با حرکت سریع اختیاری است. این مرحله حدود چند دهم ثانیه قبل از اولین تغییرات کینماتیک قابل ثبت اتفاق می‌افتد. اولین جهش عضلات موافق همراه با فعالیت نسبتاً کم عضله مخالف[3] است و با جهش الکترومیوگرافیک عضله مخالف همراهی می‌شود. در حین جهش عضله مخالف، عضله موافق نسبتاً آرام است. جهش عضله مخالف می‌تواند بوسیله دومین جهش در عضله موافق همراهی شود. در انتها، معمولاً فعالیت عضلات موافق و مخالف به میزان قابل مشاهده افزایش می‌یابد. الگوی سه مرحله‌ای در حین حرکات بسیار سریع قابل مشاهده است(۳).

تغییر در الگوهای الکترومیوگرافی در حین حرکات ساده، به عنوان پایه‌ای برای تعدادی از فرضیه‌های توجیه کننده فرایند کنترل این حرکات استفاده شده است. تعدادی از این فرضیه‌ها بر این تصور هستند که الکترومیوگرافی شاخص پایایی از سیگنال‌های کنترلی سیستم اعصاب مرکزی است و نشان دهنده فرایندهای کنترل حرکات ارادی هستند. گروه دیگری از فرضیه‌ها بر اساس این تصور هستند که الکترومیوگرافی به طور مساوی از مشارکت سیگنالهای کنترلی مرکزی و فعالیت چرخه بازتابهای محیطی بوجود می‌آید. برای هر دو این گروه‌ها تحلیل الگوهای الکترومیوگرافی ابزار مفیدی است(۴).

یکی از فرضیه‌هایی که به خوبی توسعه پیدا کرده و در گروه اول قرار دارد فرضیه استراتژی دوگانه[4] است. این استراتژی توسط گوتلیب و همکاران[5]، (۱۹۸۹) ارائه شده است. آنها دو استراتژی کنترلی برای حرکات هدفمند سریع ارائه کردند: استراتژی حساس به سرعت[6] و غیر حساس به سرعت[7]. این استراتژی‌ها وابسته به نوسانات تکانه فعالیت در مجتمع واحدهای حرکتی[8] است که عضلات موافق و مخالف را عصب‌رسانی می‌کنند. وقتی حرکات بوسیله استراتژی وابسته به سرعت اجرا می‌شوند، نرخ فراخوانی اولیه[9] و نرخ شلیک[10] نورون‌های حرکتی آلفا تغییر می‌کند و باعث تفاوت در نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی[11] می‌شود. حرکاتی که با سرعت‌های مختلف اجرا می‌شوند با استفاده از استراتژی حساس به سرعت و حرکات اجرا شده با سرعت مشابه با بکارگیری استراتژی غیر حساس به سرعت اجرا می‌شوند. توجه شود که سرعت واقعی حرکت عملکردی از

[1] Central Nervous System
[2] Agonist
[3] Antagonist
[4] Dual Strategy Hypothesis
[5] Gottlieb et al.
[6] Speed sensitive strategy
[7] Speed insensitive strategy
[8] Motor unit pools
[9] Initial rate of recruitment
[10] Firing rate
[11] Rate of EMG rise

زمان است که به طور خاص وابسته به وضعیت نیروی خارجی است. بنابراین، فرضیه استراتژی دوگانه به سرعت واقعی حرکت تاکید ندارد (یا به اندازه‌های آن مثل میانگین و اوج سرعت) بلکه بر متغیرهای درونی تاکید می‌کند که بوسیله مغز برای تغییر سرعت حرکت استفاده می‌شوند. در استراتژی حساس به سرعت الکترومیوگرافی با نرخ ثابت اما متفاوت از لحاظ مدت زمان بالا می‌رود. استراتژی غیر حساس به سرعت بیان می‌کند که دامنه تکانه اولیه با توجه به کل تکلیف انتخاب می‌شود و فعالیت اولیه نورون‌های حرکتی آلفا مستقل از تغییراتی است که بعدها در حرکت ایجاد می‌شود. دامنه تکانه اولیه غیرحساس به تغییر در متغیرهای تکلیف است. وقتی که سرعت حرکت بوسیله تغییر نیروی اینرسی دست‌کاری می‌شود، شیب الکترومیوگرافی در وضعیت‌های نیرویی متفاوت، ثابت باقی می‌ماند. این مساله مربوط به استراتژی غیر حساس به سرعت است. بنابراین، سرعت حرکت تاثیری بر نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی ندارد (۴) و (۵) و (۶).

محققان دیگر تفسیرهای جایگزین را ارائه کرده‌اند، آنها اعتقاد دارند که استراتژی غیرحساس به سرعت به‌طور مستقیم نشان‌دهنده به حداکثر رسیدن شیب الکترومیوگرافی به علت اشباع مجتمع نورون‌های حرکتی است (۷). بر خلاف این دیدگاه گوتلیب و همکاران(۱۹۹۰) با نشان دادن نرخ ثابت بالارفتن الکترومیوگرافی در حرکات با سرعت زیر بیشینه، دلایلی را ارائه کردند. آنها پیشنهاد کردند که استراتژی غیر حساس به سرعت به علت محدودیت های فیزیکی نیست بلکه یک استراتژی انتخاب شده توسط سیستم کنترل حرکت است. آزمودنی‌ها انتخاب می‌کنند که شدت تکانه را با وجود آزادی برای تعدیل شدت و مدت آن ثابت نگه دارند(۸).

محدودیت زمان در دسترس برای تولید نیرو در ورزش‌های مختلف (۵۰ تا ۲۵۰ هزارم ثانیه دوی سرعت، بوکس، شوت فوتبال) مانعی برای رسیدن به حداکثر نیروی عضلانی است که به طور مشخص بیش از ۳۰۰ هزارم ثانیه برای توسعه یافتن به طول می‌انجامد. به طور مشابه، سازگاری قامتی سریع که برای جلوگیری از افتادن در پاسخ به از دست دادن تعادل یا آشفتگی سطح اتفاق می‌افتد قبل از تولید حداکثر نیروی عضله بوجود می‌آید (۹).

حداکثر نرخ توسعه نیرو[1]، شیب منحنی نیرو زمان تحت شرایط انقباض ایزومتریک است. اغلب نرخ توسعه نیرو بیشتر از اوج نیرو بر اجرای تکلیف تاثیر می‌گذارد. نرخ توسعه نیرو، نقش مهمی در توانایی اجرای حرکات سریع و نیرومند در ورزشکاران و افراد غیر فعال که نیاز به کنترل اختلالات پیش‌بینی‌نشده در تعادل قامت دارند، بر عهده دارد. افزایش توانایی تولید نیرو موازی با افزایش نرخ بالا رفتن الکترومیوگرافی است(۱۰). تغییر در نرخ بالا رفتن الکترومیوگرافی نشان‌دهنده تغییرات عصبی است. افزایش توالی فراخوانی نورون‌های حرکتی و فراخوانی واحدهای حرکتی دارای آستانه بالا در اولین مرحله از انقباض عضلانی توجیه‌کننده افزایش نرخ بالا رفتن الکترومیوگرافی هستند (۱۱) و (۱۲).

گزارش شده است که وقتی حرکت فلکشن سریع آرنج در صفحه افقی در مسافت‌های مختلف با تاکید بر سرعت یا تاکید بر سرعت و دقت انجام شد، استراتژی غیر حساس به سرعت مسئول اجرای حرکت بود (۶). وقتی سرعت حرکت تغییر کرد و بقیه متغیرها ثلبت بودند از استراتژی حساس به سرعت برای اجرای حرکات استفاده شده است(۱۳). وقتی حرکات فلکشن و اکستنشن در صفحه افقی با مسافت‌های مختلف و اینرسی یکسان اجرا شدند، مرحله بالارفتن الکترومیوگرافی عضله موافق مستقل از فاصله و نیرو بود و استراتژی غیر حساس به سرعت بکار گرفته شد (۱۴). گزارش شده است که در انقباض ایزومتریک نیز از همان استراتژیهای استفاده می‌شود که در انقباضات ایزوتونیک کاربرد دارد. انتخاب استراتژی بر اساس نیازهای گشتاوری مربوط به تکلیف است. حرکات با مسافت، سرعت، دقت و نیروی مختلف بوسیله یکی از قوانین مربوط به فعالیت عضله کنترل می‌شوند که در کنترل عضله‌های موافق و مخالف اعمال می‌گردند(۱۵).

یکی از عواملی که به نظر می‌رسد در برنامه‌ریزی و اجرای اعمال حرکتی موثر است، تعامل اندام با محیط و شرایط محیطی است که حرکت در آن اجرا می‌شود(۱۶). از آنجایی که در محیط گرانشی متولد می‌شویم نیروی گرانش نقش مهمی در جهت‌گیری فضایی[2]، حس عمقی[3]، جابجایی و

[1] Rate of force development
[2] Spatial orientation
[3] Proprioception

آغاز یا متوقف کردن حرکت‌های ما برعهده دارد (۱۷). تحقیقات قبلی نشان داده است که تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش باعث فراخوانی برنامه حرکتی (۱۸) و الگوی فعالیت عضلانی متفاوت (۱۹) می‌شود علاوه بر این، در تحقیقات قبلی تاثیر تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش زمین بر استراتژی کنترلی مورد استفاده در حرکات سریع و هدفمند مطالعه نشده است، در این تحقیق با تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش در پی بررسی این موضوع هستیم که آیا تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش می‌تواند بر نرخ بالا رفتن الکترومیوگرافی تاثیر گذار باشد و یا به عبارت دیگر جهت حرکت بر نرخ توسعه نیرو تاثیر گذار است یا خیر؟ علاوه بر این در پی مطالعه نوع استراتژی مورد استفاده توسط سیستم اعصاب مرکزی برای کنترل حرکات سریع و هدفمند مشابهی که تنها جهت حرکت در آنها تغییر می‌کند، هستیم.

روش‌شناسی تحقیق

پانزده نفر از دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی، راست دست که هیچ گونه سابقه بیماری یا آسیب عصبی– حرکتی نداشتند، با میانگین سنی (۳/۸ ±۲۴/۸) در این تحقیق شرکت کردند. بعد از آشنایی با مراحل انجام تحقیق و اخذ رضایت نامه فردی، از آنها خواسته شد که ۴۸ ساعت قبل از شرکت در این تحقیق فعالیت بدنی نداشته باشند و به مدت ۲۴ ساعت قبل از آن از نوشیدن چای، قهوه و داروهای آرام بخش خودداری کنند.

دامنه حرکتی کامل مفصل آرنج آزمودنی‌ها به این شکل اندازه‌گیری شد که آنها ایستاده بودند درحالی که ساعدشان در وضعیت آناتومیک و بازویشان موازی با خط میانی بدن قرار داشت. محور گونیامتر بر روی اپی-کندیل خارجی استخوان بازو بود. بازوی ثابت آن موازی با محور طولی استخوان بازو و در امتداد برجستگی آخرومیون و بازوی متحرک موازی با محور طولی زند زبرین در امتداد زائده آرنجی قرار گرفته بود. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد که فلکشن آرنج را تا حداکثر ممکن انجام دهند و با حرکت بازوی متحرک گونیامتر به موقعیت جدید، دامنه حرکتی آرنج اندازه‌گیری شد (۲۰). ۹۰ درصد دامنه حرکتی مورد استفاده قرار گرفت. این زاویه براساس طول آرنج بر روی یک کاغذ رسم می شد، سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد که مرکز آرنجشان را در محل تلاقی دوخط تشکیل دهنده زاویه قرار دهند. بر روی هدف رسم شده روی کاغذ، یک توپ پینگ پنگ از سقف آویزان شده بود که با توجه به قد آزمودنیها قابلیت سازگار شدن را داشت و به عنوان هدف حرکت مورد استفاده قرار می‌گرفت. از آنها خواسته شد که حرکت فلکشن آرنج را با حداکثر سرعت در ۱. صفحه افقی حول محور عمودی، ۲. صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش)، ۳. صفحه عرضی حول محور سهمی(به این منظور اندام فوقانی از مفصل شانه آبداکشن ۹۰ درجه داشت و کف دست به سمت بالا بود)، ۴. صفحه سهمی حول محور عرضی (در جهت گرانش) (در این وضعیت اندام فوقانی از مفصل شانه فلکشن ۱۸۰ درجه داشت و دست به سمت عقب خم می‌شد)، ۵. حالت خوابیده به پهلو، ۶. حالت طاق باز و در ۷. حالت آویزان(این وضعیت با استفاده از یک تخت خواب ویژه حاصل می‌شد به این صورت که فرد روی این تخت دراز می‌کشید تخت به سمت پایین خم می‌شد و با حمایتی که از زیر شانه‌ها به عمل می‌آمد سرش به سمت پایین و پاها در بالا قرار می‌گرفت. توسط یک کمربند از افتادن او به عقب جلوگیری می‌شد) (شکل ۱) اجرا کنند. به منظور مقابله با اثرات انتقال و توالی از روند همانندسازی متقابل[1] به شیوه لاتین اسکوئر[2] استفاده شد. به این صورت که از یک آزمودنی به آزمودنی دیگر ترتیب اجرای حرکات تغییر می‌کند. در حین اجرای حرکات از الکترومیوگرافی سطحی برای ثبت

شکل ۱- حالت آویزان

[1] Counterbalancing
[2] Latin square

اطلاعات مربوط به فعالیت عضلانی، عضلات دوسر و سر خارجی سه سر بازویی استفاده شد. قبل از نصب الکترودهای سطحی، موهای زائد حذف و سپس با استفاده از الکل سطح پوست کاملاً تمیز شد. الکترودهای سطحی مدل skintackt با فاصله مرکز تا مرکز دو سانتیمتر بر روی برآمده ترین قسمت عضلات، در موقع خم و باز شدن کامل آرنج، نصب شدند. ابزار مورد استفاده دستگاه ME6000 مدل MT-M6T16 شانزده کاناله بود. برای تحلیل نتایج از نرم‌افزار مگاوین ۲/۲ استفاده شد. RMS داده‌های خام محاسبه و سپس به منظور مشخص نمودن شروع و پایان فعالیت عضلانی از یک بازه زمانی ۵۰۰ هزارم ثانیه‌ای قبل و بعد از حرکت استفاده شد و با اضافه کردن سه انحراف استاندارد به میانگین این بازه، نقطه شروع[1] و پایان[2] فعالیت دقیقاً محاسبه گردید. اوج فعالیت عضلانی مشخص شد و زمان رسیدن به این نقطه ثبت گردید. از کم کردن زمان مربوط به نقطه شروع از زمان حداکثر RMS دامنه زمانی یا Δt و از کم کردن میانگین RMS محاسبه شده در بازه زمانی ۰/۵ ثانیه‌ای قبل از حرکت از اوج RMS دامنه فعالیت یا ΔRMS بدست آمد. با تقسیم دامنه فعالیت بر دامنه زمانی شیب رسیدن به اوج الکترومیوگرافی یا نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی (RER) در وضعیت‌های مختلف محاسبه شد. طبق کاتالوگ ابزارهای اندازه‌گیری دارای روائی و پایایی بالا بودند. از یک طرح درون گروهی با اندازه‌گیری مکرر در این تحقیق استفاده شد به این طریق که یک گروه حرکت فلکشن سریع آرنج را در هفت جهت مختلف با توجه به نیروی گرانش زمین اجرا کردند. با استفاده از آزمون آماری تحلیل واریانس درون گروهی با اندازه‌گیری مکرر ($P\leq ۰/۰۵$) نتایج تحلیل شدند.

یافته‌های تحقیق

نتایج حاصل از آزمون کلموگروف – اسمیرنف نشان داد که داده‌ها دارای توزیع طبیعی هستند. از آنجایی که هر یک از اندازه‌گیری‌ها سه بار انجام شده بود از آزمون همبستگی درون گروهی (ICC)[3] استفاده شد که نتایج حاصل از آن در جدول ۱ ارائه شده است. همان‌طور که در جدول نیز ارائه شده است در همه وضعیت‌ها نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی دارای ضریب همبستگی درون گروهی بالاتر از ۰/۷۰ است. در ضمن این آزمون نشان‌دهنده پایایی ابزار اندازه‌گیری نیز می‌باشد.

میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تحقیق شامل مدت زمان لازم برای رسیدن به اوج الکترومیوگرافی Δt و تفاضل خط پایه از حداکثر الکترومیوگرافی ΔRMS و همچنین نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی در جدول ۲ بیان شده است. بیشترین مدت زمان لازم برای رسیدن به اوج عضله دوسر و سه سر بازویی در وضعیت حرکتی صفحه سهمی حول محور عرضی(خلاف جهت گرانش)، بیشترین مقدار مربوط به تفاضل اوج RMS از خط پایه آن برای عضله دو سر و سه سر بازویی در وضعیت حرکتی صفحه افقی حول محور عمودی و بیشترین نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی نیز در وضعیت حرکتی صفحه افقی حول محور عمودی بود.

فرض تحقیق برای عضله دوسر بازویی رد و در عضله سه سربازویی تایید شد. نتایج حاصل از آزمون واریانس درون گروهی با اندازه‌های تکراری تفاوت معنی‌داری را در متغیر نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی عضله دوسر بازویی نشان نداد ($F= ۲/۲۵۶$ و $P=۰/۰۸$).

آزمون کرویت موچلی نشان داد که برابری ماتریس کوواریانس بین وضعیت های مختلف برای متغیر نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی رعایت نشده است($P <۰/۰۵$). تفاوت معنی داری در نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی عضله سه سر بازویی مشاهده شد (جدول ۳). به منظور تعیین محل دقیق تفاوتها از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. نتایج این آزمون نشان داد که بین وضعیت حرکتی صفحه افقی حول محور عمودی با وضعیت حرکتی صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش) ($P=۰/۰۱۸$)، وضعیت حرکتی صفحه افقی حول محور عمودی با وضعیت حرکتی صفحه سهمی حول محور عرضی(در جهت گرانش) ($P=۰/۰۳۱$)، وضعیت حرکتی صفحه افقی حول محور عمودی با حالت طاق باز($P=۰/۰۰۳$) و وضعیت حرکتی صفحه افقی حول محور عمودی با وضعیت حرکتی آویزان($P = ۰/۰۱۴$) تفاوت معنی‌داری وجود دارد.

[1] Onset
[2] Offset
[3] Intra-class correlation

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از تحقیق نشان داد که تنها در وضعیت حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی(خلاف جهت گرانش) و حالت طاق باز مدت زمان لازم برای رسیدن به اوج الکترومیوگرافی در عضله سه سر بازویی طولانی-تر از عضله دوسر بازویی است. در همه وضعیت‌ها تفاضل حداکثر RMS حاصل از الکترومیوگرافی از سطح پایه آن در عضله دوسر بازویی بیشتر از عضله سه‌سر بازویی بود. نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی نیز به تبع آن در همه وضعیت‌های حرکتی در عضله دوسر بازویی بیشتر از عضله سه‌سر بازویی بدست آمد که این مساله به علت حرکت دهنده اصلی بودن عضله دو سر بازویی است. نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل اطلاعات نشان داد که تفاوت معنی‌داری در نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی عضله دوسر بازویی وجود ندارد. در تحقیقات قبلی بیان شده است در حرکات سریعی که کمتر از ۰/۷ ثانیه به طول می‌انجامند شتاب گرانشی برای اجرای آن حرکت کافی نیست و باید عضله به طور فعال در آن درگیر شود (۱۲).

جدول ۱: نتایج حاصل از آزمون همبستگی درون‌گروهی

عضله / جهت حرکت	دوسر بازویی			سه سر بازویی		
	RER(mv/s)			RER(mv/s)		
	ICC(2,1)	ICC(2,3)	ICC(2,2)	ICC(2,1)	ICC(2,3)	ICC(2,2)
صفحه افقی حول محور عمودی	۰/۵۶	۰/۷۹		۰/۷۸	۰/۹۱	
صفحه سهمی حول محور عرضی(خلاف جهت گرانش)	۰/۴۵	۰/۷۱		۰/۵۲	۰/۷۶	
صفحه عرضی حول محور سهمی	۰/۳۴	۰/۶۱	۰/۷۸	۰/۵۱	۰/۷۶	
صفحه سهمی حول محور عرضی(در جهت گرانش)	۰/۶۲	۰/۸۳		۰/۲۲	۰/۴۶	۰/۷۳
حالت خوابیده به پهلو	۰/۴۸	۰/۷۳		۰/۷۲	۰/۸۹	
حالت طاق باز	۰/۳۱	۰/۵۷	۰/۸۳	۰/۴۵	۰/۷۱	
حالت آویزان	۰/۵۹	۰/۸۱		۰/۴۷	۰/۷۲	

جدول ۲: توصیف متغیرهای تحقیق

متغیر / وضعیت حرکت	Δt(s)		ΔRMS(mv)		RER(mv/s)	
	دوسر بازویی	سه سر بازویی	دوسر بازویی	سه سر بازویی	دوسر بازویی	سه سر بازویی
صفحه افقی حول محور عمودی	۰/۱۹۰±۰/۰۴	۰/۱۶۷±۰/۰۴	۱۴۵۴±۲۹۰	۴۹۷±۲۸۰	۲/۱۳±۷/۹۵۲	۳/۴۰±۲/۴۲
صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش)	۰/۲۲۱±۰/۰۷	۰/۲۵۱±۰/۱۰	۱۲۸۸±۲۹۶	۲۸۲/۷۹±۱۳۷	۱/۲۸±۶/۰۵۷	۱/۲۸±۰/۶۴
صفحه عرضی حول محور سهمی	۰/۱۹۳±۰/۰۵	۰/۱۶۶±۰/۰۵	۱۳۲۷±۴۱۹	۳۱۷/۱۴±۱۷۵	۲/۵۲±۷/۲۰۲	۲/۱۰±۱/۴۷
صفحه سهمی حول محور عرضی(در جهت گرانش)	۰/۱۸۴±۰/۰۶	۰/۱۸۱±۰/۰۷	۱۳۹۱±۴۹۰	۲۴۳/۲۹±۱۱۳	۴/۰۷±۶/۳۴۶	۲/۱۶±۱/۹۶
حالت خوابیده به پهلو	۰/۱۹۳±۰/۰۴	۰/۱۸۸±۰/۰۶	۱۴۰۵±۴۶۱	۳۴۴/۱۴±۱۳۵	۲/۳۶±۷/۴۴۸	۲/۳۹±۱/۴۸
حالت طاق باز	۰/۲۱۲±۰/۰۶	۰/۲۴۲±۰/۰۷	۱۳۳۹±۲۶۷	۳۲۶/۲۱±۱۵۴	۲/۰۴±۶/۷۴۹	۱/۵۸±۰/۹۶
حالت آویزان	۰/۲۲۰±۰/۱۰	۰/۱۷۱±۰/۰۶	۱۲۸۴±۳۶۱	۲۱۹/۵۷±۵۹	۳/۰۵±۶/۷۸۳	۲±۱/۴۰

جدول ۳: نتایج حاصل از تحلیل واریانس درون موردی با اندازه‌های تکراری

dfs	F	P	Partial Eta Squared
۲/۶۳۸ و ۳۴/۲	۷/۷۳۸	۰/۰۰۱	۰/۳۷۳

به همین دلیل در وضعیت‌های با جهات متفاوت، گرانش بر نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی تاثیری نداشته است. در عضله سه‌سر بازویی که نقش متوقف‌کننده حرکت را بر عهده دارد تفاوت معنی‌داری بین وضعیت حرکت در صفحه افقی حول محور عمودی با وضعیت‌های حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش)، صفحه سهمی حول محور عرضی (در جهت گرانش)، طاق باز و حالت آویزان وجود داشت.

همانطور که قبلاً بیان شد دو استراتژی مختلف مربوط به کنترل حرکات هدفمند سریع در عضلات موافق و مخالف وجود دارد که عبارت از استراتژی حساس به سرعت و غیر حساس به سرعت است(۴). مطالعات قبلی نشان داده است که تغییر در دامنه و نیروی اعمال شده در حرکات سریع و هدفمند آرنج باعث استفاده از استراتژی غیر حساس به سرعت (۱۲) و تغییر سرعت و اندازه هدف منجر به استفاده از استراتژی حساس به سرعت(۴) می‌شود. تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش زمین در اجرای حرکت فلکشن سریع آرنج به نظر می‌رسد که هر دو استراتژی را به طور همزمان به کار گرفته است. نتایج این تحقیق مشابه با نتایج تحقیق گوتلیب و همکاران (۱۹۸۹ و ۱۹۹۰) و کورکوس و همکاران (۱۹۸۹ و ۱۹۹۰) نیست. زیرا عدم تغییر معنی‌دار در نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی عضله دو سر بازویی مشاهده شد که نشان‌دهنده استراتژی غیر وابسته به سرعت است به عبارت دیگر نرخ فراخوانی اولیه و نرخ شلیک نورونهای حرکتی آلفا تغییر معنی‌داری پیدا نمی‌کند. اما بر خلاف آن در عضله سه سر بازویی در وضعیت حرکت در صفحه افقی حول محور عمودی (وضعیت ۱) که گرانش در طی حرکت تاثیر ندارد و وضعیت‌های حرکتی دیگر یعنی حرکت در جهت گرانش (وضعیت ۴ و ۷)، خلاف جهت گرانش (وضعیت ۲) و حالت دومرحله‌ای (وضعیت ۶) که بخشی از حرکت در خلاف جهت گرانش و بخشی از حرکت در جهت گرانش اجرا می‌شود، از استراتژی وابسته به سرعت برای متوقف کردن حرکت استفاده می‌شود. به نظر می‌رسد که سیستم اعصاب مرکزی برای متوقف کردن حرکات سریع آرنج در حال بهره‌برداری از نیروی گرانش زمین برای متوقف کردن دست بوده است.

یکی از عوامل تاثیرگذار در بهبود عملکرد ورزشکاران سرعتی و حفظ تعادل قامت در مواقعی که آشفتگی در تعادل بوجود آید نرخ توسعه نیرو است که در حالت انقباض ایزومتریک محاسبه می‌شود (۷). یکی از تلاش‌های تحقیقاتی مربوط به محاسبه نرخ توسعه نیرو در وضعیت پویا است اما به علت تاثیر همزمان اجزاء الاستیک و سری عضله (تاندون)، اجزاء الاستیک و موازی عضله و همچنین سرعت حرکت در هر لحظه امکان محاسبه نیرو در این شرایط وجود ندارد(۲۱). مطالعات قبلی نشان داده است که نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی موازی با نرخ توسعه نیرو است و یکی از عوامل افزایش نرخ توسعه نیرو افزایش نرخ بالا رفتن الکترومیوگرافی است (۲۲, ۲۳). پس می‌توان از نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی به عنوان نماینده نرخ توسعه نیرو استفاده کرد. بنابراین، بر اساس نتایج تحقیق مشاهده می‌شود که جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش زمین تاثیر معنی‌داری بر نرخ توسعه نیرو در عضله موافق ندارد اما بر این متغیر در عضله مخالف تاثیرگذار است.

به طور کلی با توجه به نتایج تحقیق حاضر می‌توان گفت در حرکات تک مفصلی و سریع آرنج جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش زمین باعث استفاده همزمان از هر دو استراتژی حساس و غیر حساس به سرعت می‌شود و نمی‌توان بیان نمود که در هر دو عضله به طور مشترک از یک استراتژی کنترلی استفاده می‌کنند (گوتلیب ۱۹۸۹) زیرا در این تحقیق مشاهده کردیم که به علت تاثیر همزمان و متفاوت نیروی گرانش در حرکت و متوقف شدن ساعد از دو استراتژی همزمان برای کنترل حرکات استفاده می‌شود. به عبارت دیگر با توجه به نیازهایی که محیط(نیروی گرانش) اعمال می‌کند سیستم اعصاب مرکزی به طور همزمان از هر دو استراتژی کنترلی استفاده می‌کند و از آنجایی که نرخ بالارفتن الکترومیوگرافی در صفحه افقی حول محور عمودی بیشترین مقدار را نسبت به وضعیت‌های دیگر داشته است توصیه می‌شود برای بهبود نرخ توسعه نیرو در ورزشهای سریع و نیرومند و همچنین برای حفظ وضعیت قامت و تعادل از تمرینات در این صفحه و حول محور عمودی استفاده شود.

منابع

1- Latash. M. L. (2008). Motor control: the heart of kinsiology. quest. 60: 19-30.

2- Sternad. D., Corcos. D. (2001). Effect of task and instruction on patterns of muscle activation: Wachholder and beyond. Mot Control. 5: 307-14.

3- Gottlieb. GL. (1998). Muscle activation patterns during two types of voluntary single-joint movement. J Neurophysiol. 80: 1860 -68.

4- Latash, M. L. (2008). neurophysiological basis of movements. 2nd Ed. Human Kinetics. USA. 96.

5- Khan. M. A., Garry. M.L., Franks. M.L. (1999). The effect of target size and inertial load on the control of rapid aiming movements A test of speed-sensitive and speed-insensitive strategies. Exp Brain Res. 124: 151-58.

6- Brindle, T. J., Nitz, A. J., Uhl, T. L., Kifer, E., Shapiro, R. (2006). Kinematic and EMG characteristics of simple shoulder movements with proprioception and visual feedback. J of Electro and Kin. 16: 236- 245.

7- Bullock. D. (1989). Saturation is not an evolutionarily stable strategy. Behav Brain Sci. 12: 21-30.

8- Gottlieb. G.L., Agarwal. G.C., Latash. M.L. (1990). Organizing principles for single joint movements. III. Speed-insensitive strategy as a default. J Neurophysiol. 63:625-34.

9- Blazevich. A.J., Horne. S., Cannavan. D., Coleman. D.R., Aagaard. P. (2008). Effect of contraction mode of slow-speed resistance training on the maximum rate of force development in the human quadriceps. Muscle Nerve. 38: 1133-40.

10- Andersen. L.L., Andersen. J.L., Suetta. CH., Kjær. M., Søgaard. K and Sjøgaard. K. (2009). Effect of contrasting physical exercise interventions on rapid force capacity of chronically painful muscles. J Appl Physiol. 107: 1413-20.

11- Kamen. G., Knight. C.A. (2004). Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 59, 1334 -8.

12- Van Cutsem. M., Duchateau. J., Hainaut. K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. J Physiol. 513 (Pt 1): 295-305.

13- Corcos, D. M., Gottlieb, G. L., Agarwal, G. C. (1989). Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. J neurophysi 62: 358-68.

14- Gottlieb, G. L., Latash, M. L., Corcos, D. M. Liubinskas, T. J., Argarwal, G. C. (1989). Organizing principles for single joint movements: I. A speed-insensitive strategy. J Neurophysiol. 62: 342 -50.

15- Corcos, D.M., Agarwal, G.C., Flaherty, B.P. (1990). Organizing principles for single-joint movements. IV. Implications for isometric contractions. J Neurophysiol. 64: 1033-40.

16- Gentili. R., Cahouet. V., Papaxanthis. C. (2007). Motor planning of arm movements is direction-dependent in the gravity field. Neuroscience. 145: 20–32.

17- Papaxanthis. C., Pozzo. T., McIntyre. J.(1998). Arm end-point trajectories under normal and micro-gravity environments. Acta Astronautica. 43(36):153-161.

18- Papaxanthis. C., Pozzo. T., McIntyre. J. (2005). Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity. Neuroscience.35(2):371–383.

۱۹-رافعی بروجنی، مهدی و عبدلی، بهروز و فارسی، علی رضا و سنجری، محمد علی. (۱۳۹۰). تاثیر تغییرجهت حرکت با توجه به نیروی گرانش زمین بر فراخوانی برنامه حرکتی تعمیم یافته در حرکات تک مفصلی سریع آرنج با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی. توانبخشی نوین در دست چاپ.

20- Norkin, C. C. White, D. J. (2003). Measurment of joint motion: a guide to goniometry. 3rd Ed. F.A. Davis Company, Philadelphia. p 99.

21- Delp. S .L and Loan. J.P. (2000). A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. Computation in science and engineering. 46-56.

22- Barry. B.K., Warman. G.E., Carson. R.G. (2005). Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. Exp Brain Res. 162: 122-132.

23- Del Balso, C., and Cafarelli, E. (2007). Adaptations in the activation of human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training. J Appl Physiol. 103: 402-11.