

تأثیر تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش زمین بر فراخوانی برنامه حرکتی تعمیم یافته در حرکت های تک مفصلی سریع آرنج با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی

مهدي رافعي بروجني^۱، دکتر بهروز عبدلي^۲، دکتر علیرضا فارسي^۳، دکتر محمد علي سنجری^۴

^۱- دانشجوی دوره دکتری تربیت بدنی و علوم ورزشی - 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

چکیده

زمینه و هدف: کنترل دقیق کینماتیک و کینتیک اندام و همچنین تعامل آن با جهان خارج یک امر ضروری برای اجرای اعمال حرکتی ماهرانه است. نیروی گرانش نقش مهمی در جهت گیری فضایی، حس عمقی، جابجایی و آغاز یا متوقف کردن حرکت ها دست بر عهده دارد. هدف از اجرای این تحقیق مطالعه تأثیر تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش زمین بر فراخوانی برنامه حرکتی تعمیم یافته در حرکت های تک مفصلی سریع آرنج بود.

روش بررسی: ۱۵ نفر از دانشجویان داوطلب با میانگین سنی ($24/8 \pm 3/8$) که هیچ گونه سابقه بیماری عصبی - حرکتی نداشتند در این تحقیق شرکت کردند. نود درصد حداکثر دامنه حرکتی مفصل آرنج به عنوان زاویه هدف در نظر گرفته شد. از آزمودنی ها خواسته شد که حرکت فلکشن هدفمند آرنج را با حداکثر سرعت ممکن در هفت وضعیت مختلف با توجه به نیروی گرانش زمین اجرا کنند. در حین اجرای حرکت، الکترومیوگرافی سطحی از عضلات دوسر و سر خارجی سه سر بازویی به عمل آمد. متغیرهای زمان بندی نسبی، فعالیت نسبی و توالی انقباض عضلانی از **RMS** داده ها استخراج شد. با استفاده از آنالیز واریانس درون موردی با اندازه گیری مکرر ($P \leq 0/05$) نتایج تجزیه و تحلیل شدند.

یافته ها: الگوی فعالیت عضلانی در سه وضعیت با بقیه تفاوت داشت همچنین تفاوت معنی داری بین فعالیت نسبی و زمان بندی نسبی در چند وضعیت حرکت مشاهده شد. در وضعیت شماره چهار، حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی (در جهت گرانش)، توالی انقباض عضلانی در هفت نفر تغییر پیدا کرد.

نتیجه گیری: به نظر می رسد که تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش یکی از عوامل تأثیر گذار در برنامه ریزی و اجرای حرکت های دست می باشد و می تواند باعث فراخوانی برنامه حرکتی تعمیم یافته متفاوت شود.

کلید واژه ها: جهت حرکت، نیروی گرانش، برنامه حرکتی تعمیم یافته، حرکت های تک مفصلی

(وصول مقاله: ۱۳۹۰/۵/۹ پذیرش مقاله: ۱۳۹۰/۶/۷)

نویسنده مسئول: ولنجک - بلوار دانشجو - دانشگاه شهید بهشتی - دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

Email: m_rafei@sbu.ac.ir

مقدمه

اجرا بوجود می آید تا درجات آزادی مختلف را سازماندهی و هماهنگ کنند. این ساختارهای انتزاعی برنامه حرکتی هستند. در این دیدگاه، برای اجرای هر حرکت یک برنامه حرکتی جداگانه شکل می گیرد (۳).

به منظور حل مشکلات انباشتگی (Storage) و بدیع بودن (Novelty) نظریه برنامه حرکتی، اشمیت (۱۹۷۵ و ۱۹۷۶) پیشنهاد کرد که یک عمل برنامه ریزی شده می تواند در بین ابعاد خاصی تعمیم یابد. مهمترین بخشهای نظریه برنامه حرکتی تعمیم یافته (Generalized motor program (GMP)) را می توان این گونه خلاصه کرد: الف) برنامه حرکتی ذخیره شده در حافظه مسئول تولید الگوهای حرکتی است. ب) جنبه های خاصی از الگوی حرکتی مثل زمان کلی، نیروی کلی و انتخاب عضله تغییر می کنند که به آنها پارامتر گفته می شود. ج) جنبه های دیگر

حرکت بخش جدا نشدنی زندگی انسان از قبل از تولد تا زمان مرگ است (۱). از آنجا که حرکت در تمام ابعاد زندگی نقش دارد، درک ماهیت کنترل حرکتی، دانستن آن چه به طور واقعی کنترل می شود و چگونگی سازماندهی فرایندهای مختلف این حرکت ها ضروری است. به طور ساده، کنترل حرکتی مطالعه قامت بدن، حرکت ها و مکانیسم های زیربنایی آن است. در طی سالها، تلاشهای تحقیقاتی نظام مند به رشد شماری از نظریه ها و مدل های مرتبط با کنترل حرکتی ختم شده که هر یک به نوبه خود به طور چشمگیری به درک ما از کنترل حرکتی در انسان کمک کرده است (۲).

سیستم های عصبی، عضلانی و اسکلتی انسان دارای اجزاء قابل کنترل و مستقلی هستند که به آنها درجات آزادی گفته می شود. محققین پیشنهاد کرده اند که ساختارهای وابسته به

همچنین، پاپاکسانتیس و همکاران، (۱۹۹۸a, b, ۱۹۹۸, ۲۰۰۳ و ۲۰۰۵) با مقایسه مسیر حرکت دست (انگشت اشاره) در صفحه ساجیتال (حرکت به سمت بالا و پایین از مفصل شانه) در شرایط گرانش و بدون گرانش با نیرو و سرعتهای مختلف به مطالعه شیوه برخورد سیستم اعصاب مرکزی با نیروی گرانش پرداختند. حرکت در جهت پایین به طور معنی داری از انحنای کمتر برخوردار بود. علاوه بر آن تاثیر معنی دار جهت حرکت بر نیمرخ سرعت مشاهده شد و زمان شتابگیری به کل زمان حرکت برای حرکت به سمت پایین بیشتر از حرکت به سمت بالا بود (۷ و ۸). با افزایش زمان حرکت حداکثر انحراف از خط مستقیم در حرکت به سمت بالا و پایین بیشتر شد (۹). اطلاعات حاصل از بی وزنی نشان داد که حرکت به سمت پایین از انحنایش کاسته می شود اما انحنای حرکت به سمت بالا اندکی تغییر می کند (۱۰). نیمرخ سرعت و مدت حرکت در حالت بدون گرانش نوسانات گذرای نشان داد اما با تمرین در محیط بدون گرانش به ارزشهای گرانش طبیعی بازگشت (۱۱). به طور کلی پاپاکسانتیس و همکاران بیان نمودند که به علت وجود تفاوت‌های کینماتیک بین حرکت در جهت بالا و پایین، این دو حرکت از برنامه حرکتی متفاوتی پیروی می کنند.

با مطالعه تحقیقات انجام شده در این زمینه مشخص می شود این تصور که گرانش نقش تعیین کننده در عدم تقارن حرکات عمودی دارد بر اساس مقایسه حرکات افقی و عمودی دست بوده که بوسیله نمونه‌ها با یک قامت صاف انجام می شده است. اما این دو جهت حرکت بر گروههای متفاوتی از عضلات موافق و مخالف وابسته است. وقتی انسان در محیط گرانشی نمو می یابد، سیستم اسکلتی و عضلانی ممکن است با به حساب آوردن گرانش سازگار شود (برای مثال، بعضی از عضلات مثل سولفوس عملکرد ضد گرانشی دارند). این امکان وجود دارد که عضلات یا بخشی از عضلات، که برای حرکت در طول محور عمودی مورد استفاده قرار می گیرند دارای ویژگیهای متفاوتی نسبت به آنها باشد که برای حرکات افقی استفاده می شوند (۱۲). علاوه بر آن پاپاکسانتیس و همکاران نشان دادند که تفاوت بالا و پایین در کینماتیک به علت بهینه سازی کینماتیک حرکات در جهت یا خلاف جهت گرانش است. نشان داده شده است که تاثیر آن در نبود گرانش نیز باقی می ماند. اینکه چگونه مغز انسان تحت قیود گرانشی پیامهای حرکتی را ایجاد می کند و حرکتهای دست را کنترل می کند هنوز یک بحث باز در حوزه علوم عصبی حرکتی است (۱۲و۶).

مثل توالی رویدادها، زمان بندی نسبی و نیروی نسبی از یک پاسخ به پاسخ دیگر کاملاً ثابت باقی می ماند که به آنها وجوه جوهری می گویند. وجوه جوهری زیربنای برنامه حرکتی هستند و در حافظه سازماندهی می شوند (۴ و ۵). شناسایی عواملی که در برنامه ریزی و اجرای حرکتها تاثیرگذار هستند به درک هرچه بهتر ما از کنترل حرکتی کمک می کنند.

یکی از عواملی که به نظر می رسد در برنامه ریزی و اجرای اعمال حرکتی دست موثر است، تعامل اندام با محیط و شرایط محیطی است که حرکت در آن اجرا می شود (۶). از آنجایی که در محیط گرانشی متولد می شویم نیروی گرانش نقش مهمی در جهت گیری فضایی، حس عمقی، جابجایی و آغاز یا متوقف کردن حرکت های ما برعهده دارد. سیستم اعصاب مرکزی ممکن است در یکی از دو سطح با گرانش برخورد کند: برنامه ریزی و اجرا. در سطح برنامه ریزی نیروی گرانش نه تنها به عنوان یک نیروی ساده که باید بر آن چیره شد به حساب نمی آید بلکه به عنوان یک عامل تاثیرگذار به شمار می رود که از آن می توان برای اجرای حرکتها استفاده کرد. در سطح اجرا باید پیشنهاد کرد که سیستم اعصاب مرکزی در طول حرکت و بر اساس اطلاعات حاصل از حس عمقی با گشتاورهای گرانشی مقابله می کند. به حساب آوردن گرانش به عنوان یک عامل مکانیکی مزاحم از محاسبه گشتاورهای گرانشی قبل از حرکت جلوگیری می کند و تاثیر قابل توجهی بر دقت حرکت می گذارد (۷).

به منظور بررسی نقش نیروی گرانش زمین در برنامه ریزی و اجرای حرکتها دست تحقیقاتی انجام شده است. جنتلی و همکاران (۲۰۰۷)، گزارش کردند که گشتاور گرانشی شانه زمانی که حرکت دست از مفصل شانه در صفحه ساجیتال انجام می شود به طور معنی داری متفاوت است اما در صفحه هوریزونتال اینگونه نیست. جالب اینکه، بعضی از پارامترهای کینماتیکی در جهات بالا و پایین و نه چپ و راست تفاوت معنی داری داشتند. مدت شتابگیری برای پایین رفتن بیشتر از بالا رفتن بود، در حالی که عکس آن برای حداکثر شتاب درست بود. اگرچه حرکت های عمودی و افقی دست مشترکاً از یک استراتژی استفاده می کنند، عدم تقارن کینماتیک بین حرکت به سمت بالا و پایین، نشان دهنده نیازهای حرکتی متفاوت با توجه به جهت حرکت است این یافته ها نشان می دهد که تعامل دست با دینامیک محیط در طی تولید مسیرهای دست به طور درونی ارائه می شود (۶).

حمایتی که از زیر شانه ها به عمل می‌آمد سرش به سمت پایین و پاها در بالا قرار می‌گرفت. توسط یک کمربند از افتادن او به عقب جلوگیری می‌شد) اجرا کنند. به منظور مقابله با اثرات انتقال و توالی از روند همانند سازی متقابل به شیوه لاتین اسکوتر استفاده شد.

از الکترومیوگرافی سطحی برای ثبت 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 skintact 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 تجزیه و تحلیل نتایج از نرم افزار مگاوین ۲/۲ استفاده شد. RMS داده-های خام محاسبه و سپس به منظور مشخص نمودن شروع و پایان فعالیت عضلانی از یک بازه زمانی ۰/۵ ثانیه ای قبل و بعد از حرکت استفاده شد و با اضافه کردن سه انحراف استاندارد به میانگین این بازه، نقطه شروع و پایان فعالیت دقیقاً محاسبه گردید. توالی انقباض عضلانی با کم کردن نقطه شروع به فعالیت عضله دوسر بازویی از عضله سه سر بازویی بدست آمد. برای محاسبه زمان بندی نسبی، زمان کل فعالیت محاسبه شد و از تقسیم زمان هر مرحله از انقباض به آن زمان بندی نسبی نیز استخراج گردید. حداکثر (RMS) الکترومیوگرافی عضلات در این حرکتها در مراحل مختلف اندازه گیری و با تقسیم آن بر حداکثر (RMS) بدست آمده از حداکثر انقباض ارادی (MVC)، فعالیت نسبی عضلات نیز محاسبه و با استفاده از آزمون آماری آنالیز واریانس درون موردی با اندازه گیری مکرر ($P \leq 0.05$) نتایج تجزیه و تحلیل شدند.

یافته‌ها

نتایج حاصل از آزمون کلموگروف - اسمیرنوف نشان داد که داده ها دارای توزیع طبیعی هستند. اندازه‌گیری‌ها سه بار برای هر وضعیت انجام شده بود نتایج آزمون همبستگی درون گروهی (ICC) مشخص کرد که تنها در تعداد اندکی از وضعیت‌های حرکتی در متغیرهای زمان اولین مرحله از فعالیت عضله دو سر و سه سر بازویی ضریب ICC کمتر از ۰/۷۰ است. الگوی فعالیت عضلانی عضله دو سر بازویی در وضعیت‌های حرکت در صفحه افقی حول محور عمودی، حرکت در صفحه عرضی حول محور سهمی، حرکت در صفحه سهمی

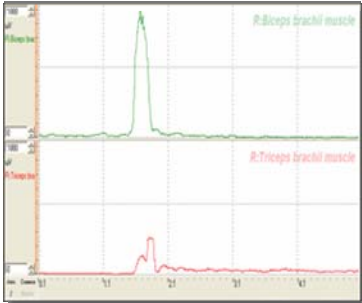
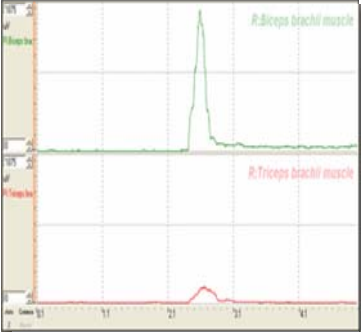
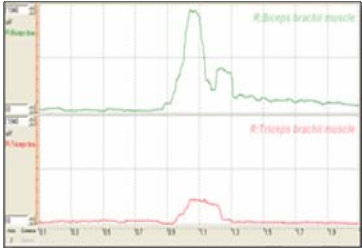
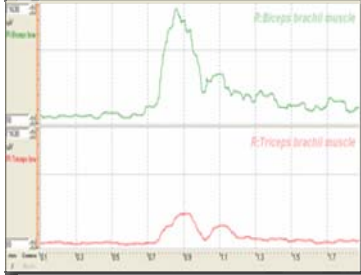
هدف از اجرای این تحقیق بررسی تاثیر جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش بر فراخوانی برنامه حرکتی تعمیم یافته در حرکت های سریع تک مفصلی آرنج بود. با بکارگیری حرکت تک مفصلی آرنج در جهات مختلف با توجه به نیروی گرانش (هم جهت، خلاف جهت، خنثی و دو مرحله‌ای) و استفاده از الکترومیوگرافی برای مقایسه وجوه جوهری آنها، هدف تحقیق حاضر پاسخ به این سوال است که آیا جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش می تواند باعث فراخوانی برنامه های حرکتی تعمیم یافته متفاوت شود؟ به عبارت دیگر آیا جهت حرکت با توجه به نیروی گرانش می تواند یکی از وجوه جوهری باشد؟

روش بررسی

پانزده نفر از دانشجویان رشته تربیت بدنی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه شهید بهشتی، که سمت غالب آنها سمت راست بود و هیچ گونه سابقه بیماری یا آسیب عصبی - حرکتی نداشتند، با میانگین سنی ($24/8 \pm 3/8$) در این تحقیق شرکت کردند. بعد از آشنایی با مراحل انجام تحقیق و امضای 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 آرامبخش خودداری کنند. دامنه حرکتی کامل مفصل آرنج افراد شرکت کننده در تحقیق محاسبه و براساس آن 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 می گرفت. 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

عمودی، حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش)، حالت خوابیده به پهلو، حالت آویزان و ده نفر از نمونه‌های وضعیت صفحه سهمی حول محور عرضی (در جهت گرانش) تک مرحله‌ای است. و در وضعیت های حرکت در صفحه عرضی حول محور سهمی و حرکت در حالت طاق باز دو مرحله-ای می‌باشد (شکل ۱).

حول محور عرضی (در جهت گرانش)، حرکت در وضعیت خوابیده به پهلو و حالت آویزان دو مرحله‌ای بود. در وضعیت حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش) و ۱۲ نفر از نمونه‌ها در وضعیت حرکت در حالت طاق باز این الگوی فعالیت تک مرحله‌ای می‌باشد. همچنین الگوی فعالیت عضلانی عضله سه‌سر در وضعیت‌های حرکت در صفحه افقی حول محور

	
<p>الگوی فعالیت عضلانی در وضعیت حرکت در حالت طاق باز</p>	<p>الگوی فعالیت عضلانی در وضعیت حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش)</p>
	
<p>الگوی فعالیت عضلانی در وضعیت حرکت در صفحه افقی حول محور عمودی</p>	<p>الگوی فعالیت عضلانی در وضعیت حرکت در صفحه عرضی حول محور سهمی</p>

شکل ۱- الگوی فعالیت عضلانی در چهار وضعیت

در جدول ۱ علاوه بر مشخص شدن توالی انقباض عضلانی، میانگین و انحراف استاندارد فعالیت نسبی، و زمان

بندی نسبی مربوط به فعالیت هر یک از عضلات دوسر و سه‌سر بازویی ارائه شده است.

جدول ۱- توالی انقباض عضلانی، میانگین و انحراف استاندارد متغیرها

زمان بندی نسبی		فعالیت نسبی		توالی رویداد	متغیر / وضعیت حرکت
سه سر بازویی	دوسر بازویی	سه سر بازویی	دوسر بازویی		
۰/۶۹۵±۰/۱۸	۰/۳۵۶±۰/۱۲	۰/۴۰۴±۰/۲۴	۰/۶۵۱±۰/۱۸	دوسر- سه سر	صفحه افقی حول محور عمودی
۰/۶۹۷±۰/۲۲	۰/۴۶۶±۰/۱۲	۰/۸۲۵±۰/۱۴	۰/۵۸۶±۰/۱۷	دوسر- سه سر	صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش)
۰/۵۶۶±۰/۲۵	۰/۴۴۰±۰/۱۶	۰/۳۷۱±۰/۱۹	۰/۶۰۵±۰/۱۴	دوسر- سه سر	صفحه عرضی حول محور سهمی
۰/۵۳۲±۰/۲۷	۰/۳۳۲±۰/۱۷	۰/۲۸۴±۰/۱۶	۰/۶۱۸±۰/۱۴	دوسر- سه سر (۸ نفر) سه سر- دوسر (۷ نفر)	صفحه سهمی حول محور عرضی (در جهت گرانش)
۰/۵۶۲±۰/۱۹	۰/۴۶۶±۰/۱۷	۰/۳۴۲±۰/۲۲	۰/۶۰۸±۰/۱۷	دوسر- سه سر	حالت خوابیده به پهلو
۰/۵۷۵±۰/۲۰	۰/۵۱۲±۰/۱۳	۰/۲۸۶±۰/۲۱	۰/۵۸۲±۰/۱۴	دوسر- سه سر	حالت طاق باز
۰/۶۱۰±۰/۱۷	۰/۴۳۶±۰/۱۷	۰/۲۵۳±۰/۱۶	۰/۵۵۳±۰/۱۴	دوسر- سه سر	حالت آویزان

وجود دارد ($P= ۰/۰۰۳$). در عضله سه سر تفاوت معنی دار وجود نداشت.

به منظور تعیین محل دقیق تفاوت بین تکرارها از آزمون تعقیبی بنفرونی استفاده شد. نتایج این آزمون نشان داد که تفاوت معنی داری بین وضعیت حرکت در صفحه افقی حول محور عمودی و حالت خوابیده به پهلو ($P= ۰/۰۳۲$)، حالت خوابیده به پهلو و حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش) ($P= ۰/۰۰۳$)، حالت طاق باز و حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی ($P= ۰/۰۴۳$) وجود دارد.

بحث

یکی از عوامل تاثیر گذار در اجرای اعمال حرکتی ماهرانه دست، تعامل آن با جهان خارج یا همان محیط است. از نظر مکانیکی، قیود اینرسیایی و گرانشی می توانند بر حرکت های دست تاثیر گذار باشند. پیشنهاد شده است که انتخاب یک مسیر خاص برای دست به منظور به حداقل رساندن نیروهای اینرسیایی است (۱۳ و ۱۴ و ۱۵). در حالی که تحقیقات دیگر پیشنهاد کرده اند که نه تنها اینرسی بلکه گرانش زمین نیز ممکن است در بوجود آمدن برنامه حرکتی نقش داشته باشند (۹ و ۱۱). مطالعات قبلی (۶- ۱۱) عدم تقارن کینماتیک حرکت دست از مفصل شانه در صفحه سهمی و تقارن کینماتیک آن در صفحه افقی را به عنوان دلیلی برای متفاوت بودن برنامه حرکتی مورد

با توجه به یافته های ارائه شده در جدول، مشاهده شد که در همه وضعیت ها در ابتدا عضله دو سر بازویی فعال می شود و تنها در وضعیت حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی (در جهت گرانش)، در هفت نفر از افراد توالی انقباض عضلانی تغییر پیدا کرده است. آزمون کرویت موچلی نشان داد که برابری ماتریس کوواریانس بین وضعیت های مختلف برای متغیر فعالیت نسبی رعایت شده است ($P > ۰/۰۵$). در عضله دو سر بازویی تفاوت فعالیت نسبی بین وضعیت های مختلف معنی دار نبود اما در عضله سه سر بازویی تفاوت معنی داری مشاهده شد ($p < ۰/۰۰۱$).

به منظور تعیین محل دقیق تفاوت بین تکرارها از آزمون تعقیبی بنفرونی استفاده شد. نتایج این آزمون نشان داد که تفاوت معنی دار بین وضعیت حرکت در صفحه افقی حول محور عمودی و صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش) ($P= ۰/۰۰۶$)، صفحه افقی حول محور عمودی و طاق باز ($P= ۰/۰۰۱$)، صفحه افقی حول محور عمودی و حالت آویزان ($P= ۰/۰۲۳$) وجود دارد.

آزمون کرویت موچلی نشان داد که برابری ماتریس کوواریانس بین وضعیت های مختلف در متغیر زمان بندی نسبی رعایت شده است ($p > ۰/۰۵$). نتایج حاصل از آنالیز واریانس درون موردی با اندازه گیری مکرر نشان داد که تفاوت معنی داری بین وضعیت های مختلف در زمان بندی نسبی عضله دو سر بازویی

گرانشی و جلوگیری از خارج از کنترل شدن سرعت حرکت دست شروع به فعالیت می‌کند و به رسیدن دست به هدف مورد نظر کمک می‌کند. دوم، علائق‌م کنترل چشمی بازو و کتف برای بی حرکت بودن و توجیه آزمودنی‌ها، حرکت اندکی در مفصل شانه به سمت پایین بوجود آمده و این حرکت باعث بروز انقباض زود هنگام در عضله سه سر بازویی شده است. تایید و رد هر کدام از این فرضیه‌ها نیازمند تحقیقات بیشتری است.

تفاوت معنی‌داری در فعالیت نسبی بین وضعیت‌های حرکتی صفحه افقی حول محور عمودی (وضعیت ۱) با وضعیت‌های حرکت در خلاف جهت نیروی گرانش (وضعیت ۲)، وضعیت حرکت در حالت طاق باز (وضعیت ۳) و مرحله‌ای (وضعیت ۴) و وضعیت حرکت در حالت آویزان که حرکت کاملاً با برعکس شدن فرد توسط تخت خواب در جهت گرانش انجام می‌شد، وجود داشت. این چهار وضعیت معرف تاثیرات مختلف نیروی گرانش بر دست است. در وضعیت صفحه افقی حول محور عمودی، تاثیر نیروی گرانش در طول دامنه حرکتی یکسان است و همان الگوی حرکتی است که توسط لئش (۲۰۰۶)، دارای الگوی سه مرحله‌ای انقباض عضلانی عنوان شده است (۱۳). بنابراین، با تغییر جهت حرکت دست با توجه به نیروی گرانش به همراه تغییر وضعیت قامت تغییر معنی‌داری در فعالیت نسبی عضله سه سر بازویی مشاهده می‌شود. البته باید توجه داشت که نیروی نسبی در این تحقیق اندازه‌گیری نشده است بلکه از فعالیت نسبی به عنوان نماینده یا عاملی که با تغییرش نیروی نسبی تغییر می‌کند استفاده شده است.

تفاوت معنی‌داری در زمان بندی نسبی بین وضعیت‌های حرکتی صفحه افقی حول محور عمودی و حرکت در حالت خوابیده به پهلو (وضعیت ۵) مشاهده شد. هر دو این حرکت‌ها در صفحه افقی انجام می‌شود. از آنجایی که تاثیر اینرسی، گرانش و سرعت حرکت کنترل شده است تنها می‌توان به این مساله اشاره کرد که تغییر وضعیت قامت عامل دیگری است که سیستم اعصاب مرکزی در برنامه‌ریزی این دو حرکت به حساب آورده است و باعث تاثیر معنی‌داری در زمان بندی نسبی شده است.

متغیر زمان بندی نسبی بین وضعیت‌های حرکت دست در صفحه سهمی حول محور عرضی (وضعیت ۴)، در جهت گرانش) با حرکت در حالت خوابیده به پهلو (وضعیت ۵) و حرکت در حالت طاق باز (وضعیت ۶) تفاوت معنی‌داری داشت. این سه حرکت نیز در سه صفحه و جهت مختلف با توجه به نیروی

نیاز برای اجرای حرکت‌های دست در صفحه سهمی (حرکت به سمت بالا و پایین) گزارش کردند. یافته‌های این تحقیق نشان داد که الگوی فعالیت عضلانی در وضعیت‌های حرکت از مفصل آرنج در صفحه سهمی حول محور عرضی (وضعیت شماره ۲)، صفحه عرضی حول محور سهمی (وضعیت ۳) و حالت طاق باز (وضعیت ۶) نسبت به بقیه موارد متفاوت است. به طور ویژه در تمام موارد بجز وضعیت صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش) و حالت طاق باز عضله دوسر بازویی در دو مرحله فعال می‌شود. همچنین فقط در وضعیت حرکت در صفحه عرضی حول محور سهمی و حرکت در حالت طاق باز است که عضله سه سر بازویی الگویی دو مرحله‌ای را نشان می‌دهد. با توجه به وجود تفاوت در الگوی فعالیت عضلانی می‌توان به این نتیجه رسید که در این سه وضعیت برنامه حرکتی مورد نیاز برای اجرای حرکت از بقیه متفاوت است. در وضعیت صفحه عرضی حول محور سهمی و حالت طاق باز حرکت از حالت شروع تا رسیدن به ۹۰ درجه کاملاً مخالف نیروی گرانش انجام می‌شود و پس از عبور از این نقطه در جهت گرانش انجام می‌پذیرد. بنابراین، دوگونه بودن تاثیر نیروی گرانش در طول حرکت در این وضعیت‌ها می‌تواند یکی از عوامل تاثیرگذار بر متفاوت بودن برنامه حرکتی مورد نیاز برای اجرای این حرکت‌ها باشد.

وضعیت حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی (خلاف جهت گرانش) تنها وضعیتی است که دست در تمام دامنه حرکتی در جهت خلاف نیروی گرانش عمل می‌کند در این حالت فعالیت عضله موافق تک مرحله‌ای است. در این وضعیت به نظر می‌رسد که سیستم اعصاب مرکزی فرمانهایی را صادر می‌کند که بدون توقف تا رسیدن به هدف ادامه پیدا کند زیرا ممکن است در زمانی که انقباض عضله موافق متوقف می‌شود از شتاب حرکت به علت عمل نیروی گرانش برخلاف جهت حرکت و انقباض عضله مخالف به مقدار زیادی کاسته شود. بنابراین، انقباض عضله موافق تک مرحله‌ای است.

یافته‌های دیگر این تحقیق نشان داد که در تمام وضعیت‌ها بجز حرکت در صفحه سهمی حول محور عرضی (وضعیت ۴) توالی انقباض عضلانی شامل عضله موافق ۱، عضله مخالف و عضله موافق ۲ است. البته این شرایط در تمام آزمودنی‌ها در این وضعیت روی نداد. این تغییر در توالی انقباض عضلانی به دو دلیل ممکن است اتفاق افتاده باشد. نخست اینکه، در این وضعیت نیروی گرانش آغاز کننده حرکت بوده و سپس عضله موافق وارد عمل شده است و عضله مخالف برای کاهش شتاب

گرائش اجرا می‌شوند. بنابراین، در اینجا نیز این نیروی گرائش است که عامل تفاوت در بین این وضعیت‌های حرکتی است. از بررسی این یافته‌ها می‌توان به این نتیجه رسید که تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرائش می‌تواند بر الگوی فعالیت عضلانی و وجوه جوهری نیرو و زمان بندی نسبی و در مواردی بر توالی انقباض عضلانی تاثیر معنی‌داری داشته باشد. بنابراین، به نظر می‌رسد در مواردی که الگوی فعالیت عضلانی تغییر پیدا کرده است جهت حرکت با توجه به نیروی گرائش عاملی تاثیرگذار در فراخوانی برنامه حرکتی تعمیم یافته به حساب می‌آید. به عبارت دیگر نتایج این تحقیق همراستا با نظریه سیستم‌های پویا می‌باشد. زیرا با توجه به شرایط موجود یک برنامه حرکتی شکل گرفته و اجرا می‌شود. به هرحال، تایید نتایج حاصل از این تحقیق نیاز به مطالعات بیشتر دارد.

قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از پایان نامه تحت عنوان " تاثیر تغییر جهت حرکت با توجه به نیروی گرائش زمین بر فراخوانی برنامه حرکتی تعمیم یافته در حرکت‌های تک مفصلی سریع آرنج با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی" در مقطع دکتری در سال ۹۱-۱۳۹۰ کد ۱۸۴ می‌باشد که با حمایت دانشگاه شهید بهشتی اجرا شده است.

REFERENCES

1. Gallahue DL and Ozmun JC. *Understanding motor development, Infant, Children, Adolescents, Adult*. New York. Mc Graw Hill. 2006. 123
2. Rose DJ and Christina RW. *Motor control*. Translated by: Namazizadeh. M and Jalali. SH. Nerci Publication. (2008). 10-11.
3. Rosenbaum DA. *Human motor control*. New Yourk. Academic Press. 1991 . 5-10.
4. Summers JJ and Gerg Anson J. Current status of the motor program: Revisited. *Hum Move Sci*. 2009. (28): 566-577.
5. Schmidt RA and Lee TD. *Motor learning and control with behavioral emphasis*. Translated by: Farokhi. A., Bahram. A and Khalaj H, Nerci Publication. Tehran. (2008). 376-396.
6. Gentili R, Cahouet V, Papaxanthis C. Motor planning of arm movements is direction-dependent in the gravity field. *Neuroscience*. 2007. 145: 20-32.
7. Papaxanthis C, Pozzo T, McIntyre J. Arm end-point trajectories under normal and micro-gravity environments. *Acta Astronautica*. 1998b. 43(36).153-161.
8. Papaxanthis C, Pozzo T, Stapley P. Effects of movement direction upon kinematic characteristics of vertical arm pointing movements in man. *Neurosci Lett*. 1998a. (253):103-106.
9. Papaxanthis C, Pozzo T, Schieppati M. Trajectories of arm pointing movements on the sagittal plane vary with both direction and speed. *Exp Brain Res*. 2003. 148(4):498-503.
10. Papaxanthis C, Pozzo T, Popov K, McIntyre. J Hand trajectories of vertical arm movements in one-G and zero-G environments: Evidence for a central representation of gravitational force. *Exp Brain Res*. 1998. 120:496-502.
11. Papaxanthis C, Pozzo T, McIntyre J. Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity. *Neuroscience*. 2005. 35(2):371-383.
12. Le seach AB, McIntyre J. Multimodal reference frame for the planning of vertical arms movements. *Neuroscience Letters*. 2007. 423: 211-215.
13. Soechting JF, Bueno CA, Herrmann U, Flanders M. Moving effortlessly in three dimensions: Does Donders' law apply to arm movement. *J Neurosci*. 1995. 15:6271-6280.
14. Soechting JF, Flanders M. Movement planning: kinematics, dynamics, both or neither. In *Vision and action*. New York Harris L, Jenkin M. Cambridge University Press. 1998. 352-371.
15. Nishikawa KC, Murray ST, Flanders M. Do arm postures vary with the speed of reaching. *J Neurophysiol*. 1999. 81:2582-2586.
16. Latash MI. *Neurophysiological basis of movement*. United state. Human Kinetics. 2007. 224-28.

Effect of movement direction variation in relation to gravity on generalized motor program recruitment in fast single joint elbow movements by use of surface electromyography

Rafeei Borojeni M^{1*}, Abdoli B², Farsi A³, Sanjari M.A⁴

1. MSc of Physical Training
2. Associated professor of Shahid Beheshti University
3. Assistant Professor of Shahid Beheshti University
4. Assistant Professor of Tehran medical science university

Abstract

Background and aim: The precise control of arm kinematics and kinetics as well as interaction of the arm with the external world, is an essential condition to perform skillful motor actions. Gravity has significant effect on spatial orientation, proprioception, displacement, start and stop of hand movements. The purpose of this research was to study the effect of movement direction variation in relation to gravity on generalized motor program recruitment in fast single joint elbow movement by use of surface electromyography.

Materials and methods: Fifteen volunteer students (mean age 24.8± 3.8 years) without sensory motor impairments participate in this study. Ninety percent of full range of motion at the elbow joint was used as goal degree. Subjects asked to do aimed elbow flexion as fast as possible in seven different direction in relation to gravity. While they were performing movements, surface electromyography was recorded from biceps and lateral head of triceps muscles. Relative timing, relative activity and sequence of contraction were derived from RMS. Data were analyzed by using repeated measure variance analysis.

Results: Muscle activation patterns were different in three positions from rest. There were significant difference between relative activity ($p<0.001$) and relative timing ($p<0.003$) in some positions. In fourth position, sequence of muscle contraction was different in seven subjects.

Conclusion: It seems that change in movement direction in relation to gravity is one of effective parameters in movement planning and execution and it can recruit different generalized motor program.

Keywords: movement direction, gravity, generalized motor program, single joint movement.

*Corresponding author:

Mehdi Rafeei Boroujeni, Shahid Beheshti University of Medical Sciences.

Email: m_rafeei@sbu.ac.ir

This research was supported by Shahid Beheshti University of Medical Sciences