

تعیین تاثیر تغییر سرعت زاویه ای بر تغییرپذیری حرکتی عضلات سینرژیست اکستانسور زانو طی حرکات ایزوکینتیک

فهیمه خالقی^۱، دکتر غلامرضا علیایی^۲، دکتر سعید طالبیان مقدم^۲، دکتر کاظم مال میر^۳، دکتر حسین باقری^۲،
دکتر نورالدین نخستین انصاری^۲، دکتر شهره جلالی^۴

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: تاکنون مطالعات متعددی در زمینه تاثیر سرعت زاویه ای بر متغیرهای مکانیکی و فیزیولوژیکی مانند گشتاور، نیرو و سطح فعالیت عضلات انجام شده است اما تاکنون تاثیر آن بر روی کنترل الگوی فعالیت عضلات سینرژیست حین انجام یک تکلیف خاص ارزیابی نشده است. مطالعه حاضر با استفاده از متد محاسباتی تعیین و آنالیز سینرژی های عضلانی در قالب فرضیه **uncontrolled manifold: UCM** تغییرپذیری سینرژی های عضلانی را با تغییر سرعت بررسی کرده است.

روش بررسی: ۱۲ شرکت کننده خانم با میانگین سنی ۲۵ سال بدون هیچ اختلال حرکتی یا نرولوژیکی داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. پس از قرارگیری افراد بر روی دینامومتر Biodex از آنها خواسته شد ده حرکت متوالی فلکشن و اکستنشن زانو را با حداکثر قدرت در دو سرعت $45^{\circ}/s$ و $300^{\circ}/s$ انجام دهند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات وستوس داخلی، وستوس خارجی و رکتوس فموریس حین اجرای حرکات ایزوکینتیک ثبت و مقادیر واریانس داخل (**Variance UCM: VUCM: UCM**) و مقادیر واریانس عمود بر آن (**Variance Orthogonal: VORT**) نسبت به **Jacobian matrix** مناسب به طور کمی محاسبه شد. در نهایت نتایج بین دو سرعت با آزمون آماری **t-test** مستقل مقایسه گردید.

یافته ها: میانگین نسبت **VUCM/VORT** در هر دو سرعت بزرگتر از یک بود و میانگین مقادیر **VUCM** بین دو سرعت تفاوت معناداری نداشت ($P > 0.05$).

نتیجه گیری: تغییر پارامتر سرعت نمیتواند در اتخاذ یک سینرژی حرکتی مناسب توسط سیستم کنترل حرکت بمنظور تثبیت یک متغیر اجرایی خاص تاثیر گذار باشد. بنابراین سرعت زاویه ای عامل مهمی در ارزیابی کنترل حرکات ایزوکینتیک نمیشد.

کلید واژه ها: تغییرپذیری، سرعت زاویه ای، سینرژی عضلانی، عضلات اکستانسور زانو

(ارسال مقاله ۱۳۹۴/۱/۲۰، پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۵/۴)

نویسنده مسئول: تهران، خیابان انقلاب، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، دکتر غلامرضا علیایی

Email: olyaeegh@sina.tums.ac.ir

مقدمه

از تعداد لازم برای اجرای یک تکلیف حرکتی است. به عبارت دیگر یک تکلیف حرکتی یک الگوی حرکتی خاص و منفرد را تعیین نمیکند به طوری که سیستم عصبی مرکزی با مسئله انتخاب یک راه حل مناسب مواجهه مییابد (۲). Gelfand و Tsetlin مجموعه ای از قواعد کلی برای سازماندهی گروهی از واحدهای ساختاری که توسط یک هدف مشترک بهم میپیوندند را به زبان ریاضی بیان داشتند (۳). واحدهای ساختاری همواره بر اساس تکلیف حرکتی مدنظر سازماندهی میشوند بطوریکه اگر عنصری خطایی در خروجی مشترک ایجاد کند، عناصر دیگر همکاریشان را در جهت به حداقل رساندن خطای اولیه بدون نیاز

تغییرپذیری حرکتی (**Motor variability**) یکی از شاخصه های حرکت انسان است. تلاش های مکرر برای انجام یک وظیفه حرکتی همواره منجر به الگوهای متفاوت کینتیک، کینماتیک و فعالیت عضلانی میگردد که نه تنها عامل ناخوشایندی که محققان را مجبور به ثبت تکرارهای زیاد هر وظیفه حرکتی کند نمیباشد بلکه بعنوان پنجره ای است که در آن سیستم سازماندهی مرکزی، حرکات ارادی را کنترل میکند (۱). یکی از خاستگاه های اصلی تغییرپذیری حرکتی، فراوانی حرکتی (**Motor redundancy**) است. به این معنا که در هر سطح از آنالیز سیستم تولید حرکات ارادی تعداد عناصر کمک کننده بیش

حرکات متوالی اکستنشن با سرعت ثابت تشخیص داده و بررسی کنیم که آیا با تغییر سرعت حرکت، الگوی سینرژی بین عضلات اکستانسور تغییر میکند. ابتدا فرض بر آن بود که در تکرارهای مختلف تغییرات همگام مقادیر M-modes، نه یک ترکیب ثابت، برای اجرای حرکات زانو در جهات قدامی-خلفی با سرعت ثابت اتفاق می‌افتد. بعد از آن که این فرضیه تایید شد، یعنی VUCM بزرگتر از VORT شد، ترکیب M-modes یا سینرژی عضلات اکستانسور را در دو سرعت مختلف مقایسه کردیم.

روش بررسی

تعداد ۱۲ خانم بدون هیچ اختلال حرکتی و نرولوژیکی با میانگین سنی $25 \pm 2/5$ ، میانگین قد $162 \pm 5/9$ و میانگین وزن 57 ± 7 از طریق نمونه گیری ساده به طور داوطلبانه وارد مطالعه شدند. افراد قبل از شرکت در آزمون فرم رضایت آگاهانه را تکمیل و امضا کردند.

در این تحقیق از دستگاه الکترومیوگرافی مدل Biometric DataLog (Biometrics Ltd, Gwent, UK) و از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک مدل Biodex system3 (Biodex Medical, Shirley, New York, USA) استفاده شد. ابتدا محل‌های الکتروگذاری با الکلی تمیز شده و سپس الکترودهای نقره-نقره کلرید به قطر ۱ سانتیمتر و فاصله ۲ سانتیمتر براساس دستورالعمل Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles: SENIAM در محل خود موازی با فیبرهای عضلات وستوس مدیالیس، وستوس لترالیس و رکتوس فموریس چسبانده شدند. محل الکتروگذاری برای عضله وستوس مدیالیس در چهار پنجم خط بین قدامی- فوقانی الیاک و فضای مفصلی در قدام لبه فوقانی لیگامان داخلی، برای عضله رکتوس فموریس یک دوم خط بین خار قدامی- فوقانی الیاک و قسمت فوقانی پتلا و برای عضله وستوس لترالیس دو سوم خط بین خار خاصره قدامی-فوقانی و کنار خارجی پتلا در نظر گرفته شد. الکتروژ زمین هم روی میج دست راست افراد بسته شد. قبل از شروع آزمون جهت بررسی ثبت و تنظیمات الکترومیوگرافی، در وضعیت استراحت نشسته طی چند حرکت خم و راست کردن زانو EMG سه عضله ثبت گردید. فعالیت الکترومیوگرافی در حالت استراحت در دامنه بین ۲ تا ۲۰ میکروولت قرار داشت. سپس از فرد خواسته شد روی صندلی دینامومتر ایزوکینتیک بنشیند به طوری که مفصل هیپ در زاویه ۵۵ درجه و مفصل زانو در زاویه ۹۰ درجه قرار داشت. محور دینامومتر با محور چرخش مفصل زانو (با کننیل خارجی

به اقدام تصحیحی از جانب کنترل کننده تغییر میدهند. سیستم-هایی که مطابق با این اصل عمل میکنند و جبران خطا بین عناصر وجود دارد سینرژی نامیده میشوند. اصل فراوانی (Principle of abundance) بیان میکند که همه عناصر یا درجات آزادی در اجرای یک تکلیف حرکتی بمنظور ایجاد ثبات و انعطاف پذیری شرکت میکنند (۴). به این ترتیب این اصل مشکل فراوانی حرکتی را نامربوط میداند به این معنی که هیچ یک از درجات آزادی حذف یا بی حرکت نمیشود. فرضیه uncontrolled manifold مطابق با نظر Tsetlin و Gelfand بعنوان یک رویکرد محاسباتی برای مطالعه سینرژی‌ها پیشنهاد شده است. طبق این فرضیه هرگاه کنترل کننده (CNS) یک سیستم چند عنصری بخواهد یک مقدار خاصی از یک متغیر اجرایی (Performance variable) را تثبیت کند، یک فضای فرعی درون فضای متغیرهای عنصری (Elemental variable) انتخاب می‌کند به طوری که داخل این فضای فرعی مقدار مطلوب متغیر اجرایی حتمی است. این فضای فرعی uncontrolled manifold نامیده میشود. بدین ترتیب کنترل کننده به عناصر اجازه تغییرپذیری بدون تاثیر در مقدار مطلوب متغیر اجرایی را میدهد. واژه uncontrolled manifold به این ویژگی اساسی اشاره دارد که متغیرهای عنصری تا زمانیکه داخل فضای UCM باقی بمانند کمتر کنترل میشوند (۱). تغییرپذیری بر اساس تأثیری که بر ثبات متغیر اجرایی دارد به دو مؤلفه تقسیم میشوند. جزء اول موازی با UCM (VUCM) و جزء دو عمود بر آن است (VORT). اگر VUCM به طور معناداری بزرگتر از VORT باشد ($VUCM/VORT > 1$) به این معناست که سیستم مطابق فرضیه UCM عمل میکند، اگر اختلافی بین آنها نباشد ($VUCM/VORT = 1$) سیستم عناصر را به طور مستقل از هم کنترل میکند و در صورتی VORT به طور معناداری بزرگتر از UCM ($VUCM/VORT < 1$) گردد نشان میدهد که ترکیب متغیرهای عنصری منجر به عدم ثبات متغیر اجرایی در میان تکرارها میشود (۵).

در اکثر مطالعات قبلی در این زمینه از رویکرد UCM در سطوح متغیرهای مکانیکی از قبیل زاویه مفصلی و نیروی انگشتان یا متغیر فیزیولوژیک‌تر، الکترومیوگرافی (EMG)، برای تشخیص سینرژی‌های عضلانی مرتبط با تکالیف وضعیتی استفاده شده است (۷۶). در این مطالعه قصد داریم با عبور از مراحل UCM و با استفاده از مفهوم M-muscle modes (M-modes)، گروه‌های عضلانی به طور مشترک فعال برای اجرای یک تکلیف خاص، سینرژی بین عضلات اکستانسور زانو را در

Mean Square: ده فعالیت دینامیک سه عضله وستوس داخلی، وستوس خارجی و رکتوس فموریس برای هر فرد در هر تکرار و در هر دو سرعت $45^\circ/s$ و $300^\circ/s$ در پنجره زمانی ۱۰۰ هزارم ثانیه‌ای محاسبه و در نرم افزار SPSS نسخه ۱۹ برای تعیین مقادیر M-modes به روش Component Analysis: PCA Principle وارد شد. در گام بعدی با طراحی Jacobian matrix مناسب در برنامه Excel بمنظور تعیین ارتباط تغییرات مقادیر M-modes با تغییرات متغیر عملکردی در اینجا سرعت ثابت اکستنشن زانو، مقادیر VUCM و VORT محاسبه گردید. در انتها با توجه به توزیع نرمال متغیرها با آزمون Kolmogorov-Smirnov، میانگین مقادیر VUCM با آزمون آماری t-test مستقل بین دو سرعت مقایسه شد. سطح معنی داری $0/05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین نسبت VUCM/VORT در هر دو سرعت بزرگتر از یک بود و بین دو سرعت میانگین مقادیر VUCM تفاوت معناداری نداشت ($P>0/05$). (جدول ۱، ۲، ۳)

فمور) هم راستا گردید. برای تثبیت بهتر تنه و ران استرپ های دستگاه به نحوی محکم بسته شدند که فرد در وضعیت راحت باشد و اختلالی در عملکرد عضلات کوادریسپس ایجاد نشود. مچ پای فرد توسط استرپ از ناحیه دو انگشت بالای مائلول خارجی به بازوی اهرمی دستگاه وصل و محکم گردید. قبل از شروع اجرای مراحل به طور تصادفی مشخص کردیم که ابتدا چه سرعت تست شود. قبل از شروع کار اصلاح جاذبه انجام شد و پروتکل دستگاه از قبیل نوع انقباض، دامنه، تعداد تکرار و سرعت حرکت تنظیم گردید. به این ترتیب بعد از شروع اجرای پروتکل در یک مرحله فرد با حداکثر قدرت در دامنه ۱۰ تا ۹۰ درجه زانو و با ۱۰ تکرار در یک سرعت ثابت به صورت تصادفی انتخاب شده ($45^\circ/s$ یا $300^\circ/s$) زانویش را به صورت کانستریک صاف (اکستنشن) و به صورت کانستریک خم (فلکشن) کرد. بعد از ۱۰ دقیقه استراحت دوباره اصلاح جاذبه انجام شد و پروتکل بعدی به همان روش اما این بار با سرعت دیگر انجام شد. فعالیت الکترومیوگرافی سه عضله وستوس مدیالیس، لترالیس و رکتوس فموریس با فرکانس نمونه برداری یک کیلو هرتز حین اجرای دو پروتکل ثبت و ذخیره گردید.

از نرم افزار Biometrics DataLog برای خوانش داده‌های الکترومیوگرافی استفاده شد. شاخص Root RMS

جدول ۲- مقادیر عددی مربوط به حرکت اکستنشن با سرعت $300^\circ/s$

| شماره فرد | VUCM | VORT | VUCM/VORT |
|-----------|-------|-------|-----------|
| ۱ | ۰/۳۲ | ۰/۲۶ | ۱/۲۴ |
| ۲ | ۰/۰۵ | ۰/۰۶ | ۰/۸۳۶ |
| ۳ | ۰/۰۰۳ | ۰/۰۰۸ | ۰/۳۴ |
| ۴ | ۴/۰۹ | ۳/۷۱ | ۱/۱۰۲ |
| ۵ | ۱/۹۴ | ۱/۷۶ | ۱/۱۰ |
| ۶ | ۳/۵۸ | ۳/۰۸ | ۱/۱۷ |
| ۷ | ۰/۱۰ | ۰/۰۷ | ۱/۳۷ |
| ۸ | ۰/۰۵ | ۰/۳۸ | ۱/۳۷ |
| ۹ | ۰/۱۱ | ۰/۰۸۶ | ۱/۳ |
| ۱۰ | ۰/۱۱ | ۰/۰۸ | ۱/۴۴ |
| ۱۱ | ۶/۳۵ | ۵/۵۵ | ۱/۱۴ |
| ۱۲ | ۱/۳۱ | ۱/۰۸ | ۱/۰۸ |

جدول ۱- مقادیر عددی مربوط به حرکت اکستنشن با سرعت $45^\circ/s$

| شماره فرد | VUCM | VORT | VUCM/VORT |
|-----------|--------|-------|-----------|
| ۱ | ۰/۰۰۸ | ۰/۰۱۴ | ۰/۵۵ |
| ۲ | ۰/۰۰۲ | ۰/۰۰۵ | ۰/۴۰ |
| ۳ | ۰/۰۰۷۵ | ۰/۰۰۸ | ۰/۹۴ |
| ۴ | ۰/۱۳۷ | ۰/۱۱۴ | ۱/۲۰ |
| ۵ | ۲/۱۸ | ۱/۸۸۴ | ۱/۱۶ |
| ۶ | ۰/۳۱۹ | ۰/۲۲۵ | ۱/۴۲ |
| ۷ | ۰/۰۰۱ | ۰/۰۰۳ | ۰/۳۳ |
| ۸ | ۰/۰۹۲ | ۰/۰۸۶ | ۱/۰۸ |
| ۹ | ۰/۰۹۱ | ۰/۰۶۷ | ۱/۳۵ |
| ۱۰ | ۰/۰۲۳ | ۰/۰۱۳ | ۱/۷۹ |
| ۱۱ | ۰/۰۳۷ | ۰/۰۵۲ | ۰/۷۱ |
| ۱۲ | ۲۴/۷۸ | ۲۱/۲۴ | ۱/۱۷ |

محاسبه VUCM و VORT با جایگذاری مقادیر M-mode به دست آمده هر یک از عضلات VM, VL, RF به روش PCA در

Jacobian matrix مناسب و سپس نسبت VUCM/VORT در دو سرعت $45^\circ/s$ و $300^\circ/s$

جدول ۳

| تکلیف حرکتی | میانگین VUCM | انحراف معیار | سطح معناداری |
|-----------------------------|--------------|--------------|--------------|
| اکستنشن زانو با سرعت ۴۵°/s | ۲/۵۱ | ۷/۴۱ | P=۰/۶۵ |
| اکستنشن زانو با سرعت ۳۰۰°/s | ۱/۵۰ | ۲/۰۹ | |

مقایسه میانگین مقادیر VUCM با آزمون آماری t-test مستقل بین دو سرعت ۴۵°/s و ۳۰۰°/s نشان داد سرعت پارامتر تاثیرگذاری در اتخاذ یک سینه‌زنی اکستانسوری مناسب توسط کنترل کننده بمنظور اجرای وظیفه حرکتی با سرعت ثابت نیست.

بحث

تا کنون در مطالعات متعدد تاثیر تغییر سرعت زاویه ای بر گشتاور تولیدی عضلات، گشتاور خالص مفصل، تغییر سطح فعالیت الکترومیوگرافی عضلات آگونیست و آنتاگونیست و استراتژی بکارگیری واحدهای حرکتی عضلات داخلی و خارجی زانو بررسی شده است (۱۰-۸). برای مثال طی پژوهشی توسط Miller و همکاران در سال ۲۰۰۰ مطرح شد سطح هم فعالیت عضلات وستوس لترالیس و وستوس مدیالیس بر خلاف عضلات بایسپس فموریس و رکتوس فموریس وابسته به سرعت نیست و فرکانس میانه این عضلات به عنوان روش پیگیری استراتژی بکارگیری واحدهای حرکتی، با تغییر سرعت تغییر نمیابد (۸). در مطالعه‌های دیگر Kellis & Baltzopoulos گزارش کردند فعالیت عصبی در نتیجه فعالیت عضلانی در شرایط انقباضی کانستریکی و اکستنتریکی ایزوکینتیکی متفاوت است و به سرعت حرکت وابسته است. نتایج این مطالعه نشان داد یکی از عوامل تاثیرگذار بر گشتاور خالص مفصل، هم فعالیت عضلات آنتاگونیست است که خود به مقاومت، عضله تحت بررسی و سرعت حرکت بستگی دارد به طوری که انتگرال فعالیت الکترومیوگرافی عضلات زانو با افزایش سرعت بمنظور جلوگیری از بار گذاری بیش از حد و کمک به ثبات مفصل افزایش میابد (۹). اما در مطالعه حاضر از دیدگاه کنترل حرکت به بررسی تاثیر سرعت پرداخته شده است و سوال اصلی این بوده که آیا در تمرینات ایزوکینتیک زانو پارامتر سرعت در اتخاذ یک سینه‌زنی حرکتی مناسب توسط کنترل کننده بمنظور تثبیت یک متغیر اجرایی خاص تاثیر گذار است. بدین منظور ابتدا با یک متد محاسباتی در قالب ارائه شده توسط فرضیه uncontrolled manifold سینه‌زنی اکستانسوری زانو تشخیص داده شد و سپس تغییر پذیری الگوی فعالیت عضلات سینه‌زنیست بدنال تغییر سرعت حرکت بررسی شد. در مطالعات قبلی در زمینه UCM نشان داده شده است که شاخص فعالیت عضلانی (EMG) مرتبط با یک تکلیف حرکتی خاص میتوانند با اجزا یا principle

components کافی توصیف شوند. این رویکرد با استفاده از روش PCA تلاشی در جهت تعیین سینه‌زنی های حرکتی است. در گام اول در جهت تشخیص سینه‌زنی ها، M-modes بعنوان متغیرهای مرکزی مستقل که توسط CNS داخل سینه‌زنی‌ها سازماندهی میشوند را شناسایی کردیم. در گام دوم در فضای M-modes برای ارتباط تغییرات مقادیر M-modes با متغیر اجرایی، فضای بی اثر Jacobian matrix یا همان UCM را محاسبه کردیم. این فضای بی اثر تخمین خطی از یک مانیفولد در فضای M-modes فراهم می آورد، مقادیری که سرعت ثابت اکستنشن زانو را تثبیت میکنند. سپس واریانس فضای M-modes را بر این UCM و عمود به آن تصویر کردیم. نتایج نشان داد که در اکستنشن های متوالی زانو واریانس UCM به طور معناداری بیشتر از واریانس عمود بر آن بود بنابراین میتوان نتیجه گیری کرد که تغییرات مقادیر M₁-mode, M₂-mode, M₃-mode طی تکرارها با هدف تثبیت سرعت ثابت اکستنشن زانو یکدیگر را جبران کرده اند. در مرحله بعد با مقایسه واریانس UCM در هر دو سرعت به این نتیجه رسیدیم که در تمرینات ایزوکینتیک هرگاه کنترل کننده یک سیستم چند عنصری بخواهد مقدار مطلوب یک متغیر اجرایی خاص را تثبیت کند، سرعت حرکت پارامتر تاثیرگذاری نیست یا به عبارت دیگر سرعت زاویه ای عامل مهمی در ارزیابی کنترل حرکات ایزوکینتیک نمیشد. از دیدگاه دیگر نتایج این مطالعه نشان میدهد در اجرای وظایف حرکتی با سرعت های ثابت متوسط کارکرد عضلات سینه‌زنیست شبیه به هم بوده و از یک الگوی درگیری پیروی می کنند به طوری که رفتار عضلات به صورت نظم دار و غیر عملکردی میباشد که به نوبه خود اثبات میکند تمرینات ایزوکینتیک به منظور آماده کردن افراد برای اجرای بهینه تکالیف عملکردی کافی نیست.

جهت بسط نتایج این مطالعه به یک اصل کلی

پزشکی تهران به کد IR.TUMS.REC.۱۳۹۴.۱۳۶۹ می‌باشد که بدینوسیله نویسندگان مراتب قدردانی خود را از مسوولین پژوهشی دانشگاه و افرادی که ما را در این کار یاری داده‌اند اعلام مینمایند.

پیشنهاد میشود در مطالعات آینده سایر گروه های عضلانی در مفاصل دیگر نیز مورد بررسی قرار گیرند.

قدردانی

نتایج ارائه شده در این مطالعه بخشی از طرح پژوهشی اجرا شده در مرکز تحقیقات دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم

REFERENCES

1. Latash M.L, Scholz J.P, Schoner G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *J Exercise and Sport Sciences* 2001;30:26-31.
2. Latash M.L, Gorniak G, Zatsiorsky. Hierarchies of synergies in human movements. *J Kinesiology* 2008;40:29-38.
3. Gelfand I.M, Tsetlin M.L. On mathematical modeling of the mechanisms of the central nervous system. In: *Models of the structural functional organization of certain biological systems*, edited by I.M Gelfand, V.S Gurfinkel, S.V Fomin 1966: 9-26.
4. Latash M.L, Anson J.G. Synergies in health and disease: Relation to adaptive changes in motor coordination. *J Physical Therapy* 2006;86:1151-60.
5. Latash M.L, Scholz J.P, Schoner G, Toward a new theory of motor synergies. *J Motor Control* 2007;11:276-308.
6. Laczko J, Domkin D, Johansson H, Jaric S, Latash M.L. Structure of joint variability in bimanual pointing task. *J Exp Brain Res* 2002;143:11-23.
7. Krishnamoorthy V, Latash M.L, Zatsiorsky M.V, Scholz J.P. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. *J Exp Brain Res* 2003;152:281-292.
8. Miller J.P, Croce R.V, Hutchins R. Reciprocal coactivation patterns of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed isokinetic movements. *J Electromyography and Kinesiology* 2000;10:233-9.
9. Kellis E, Baltzopoulos V. The effects of the antagonist muscle force on intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors. *Journal of Biomechanics* 2000;32:19-25.
10. Anthony R, Cornu C, Guevel A. Agonist muscle activity and antagonist muscle co-activity levels during standardized isotonic and isokinetic knee extensions. *J Electromyography and Kinesiology* 2009;19:449-58.

Research Article

Effects of angular velocity alteration on the motor variability of knee extensor muscle synergies during isokinetic movements

Khaleghi F¹, Olyaei GR^{2*}, Talebian Moghaddam S², Malmir K⁴, Bagheri H²,
Nakhostin Ansari N², Jalaei S⁴

1- MSc Student, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2- Full Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3- Assistant Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

4- Associate Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Abstract

Background and Aim: Several studies have investigated the effects of angular velocity on mechanical and physiological variables such as joint net torque, muscle force and myoelectrical activity, but so far its effects on the control of the pattern of synergist muscle activation during isokinetic movements have not been studied. In this experiment, a computational method of identifying and analyzing muscle synergies were used which is based on the framework of the uncontrolled manifold hypothesis to determine the variability of muscle synergies following movement velocity alteration.

Materials and Methods: Twelve healthy females without any known neurological or motor disorders participated in the experiment. The participants were positioned on a Biodex dynamometer. They were asked to perform ten continuous knee extension and flexion motions with maximal strength at 45°/s or 300°/s. Electromyographic activity of the vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL) and rectus femoris (RF) were recorded and variance within the UCM (VUCM) and orthogonal to the UCM (VORT) with respect to an appropriate Jacobian matrix was computed. An independent t-test was used to compare VUCM between two velocities.

Results: Across subjects, VUCM was significantly higher than VORT (VUCM>VORT) in both tasks. There was no significant difference in VUCM between two velocities (p>0.05).

Conclusion: Our findings suggest that angular velocity is not an important parameter when a controller of a multi-element system wants to stabilize a particular value of a performance variable.

Keywords: Variability, Angular velocity, Muscle synergies, Extensor muscle

***Correspondent Author:** Dr. Gholamreza Olyaei, Physiotherapy Faculty, Rehabilitation school, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Email: olyaeigh@sina.tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)