

بررسی کمی تغییرپذیری دامنه حرکتی مفصل آرنج بر اثر خستگی عضلانی

*محمدعلی سنجری^۱، سعیده سیدمحسنی^۱، محمد کمالی^۲، محمدرضا نیکمرام^۳

۱- دکترای بیومکانیک، استادیار گروه علوم پایه توانبخشی، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
 ۲- کارشناس ارشد ارتوز و پروتز، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
 ۳- دکترای تخصصی آموزش بهداشت، دانشیار، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
 ۴- دکترای تخصصی فیزیولوژی، دانشیار گروه علوم پایه توانبخشی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

چکیده

هدف: هدف از این مطالعه بررسی کمی تغییرپذیری دامنه حرکتی مفصل آرنج بر اثر خستگی اسکلتی عضلانی است.

روش بررسی: با نمونه گیری غیراحتمالی قضاوتی، تعداد ۱۰ فرد سالم وارد مطالعه شدند. هر آزمودنی چهار فعالیت خسته کننده را با دو وزنه که وزنشان ۱۰ و ۲۰ درصد حداکثر توانایی دینامیک فرد در خم کردن آرنج سمت غیر غالب بود، در دو سرعت تکرار انجام می داد. با استفاده از الکتروگونیا متر و الکترودهای سطحی الکترومیوگرافی، دامنه حرکتی آرنج و فعالیت عضلات بازویی زند اعلائی (براکیورادیالیس) و دوسر بازویی ثبت شد. آنالیز افت و خیز بدون روند (DFA) نیز برای محاسبه هم بستگی تغییرات دامنه حرکتی به کار رفت. همچنین، تأثیر شرایط آزمایش با آنالیز کروسکال-والیس آزموده شد.

یافته ها: آنالیز آماری نشان داد که در سه حالت از چهار فعالیت در حال آزمایش، هم بستگی بلندمدت بین نوسانات دامنه حرکتی وجود داشت ($0.05 < \alpha < 1$). با وجود تفاوت بیومکانیکی بین این سه حالت آزمون، ضریب هم بستگی بلندمدت یکسان بود ($P=0.0548$). فعالیت در وضعیت بار زیاد و سرعت تکرار کم، با دیگر وضعیت ها متفاوت بود ($P=0.047$).

نتیجه گیری: در تمرینات تکرار شونده ورزشی یا توانبخشی، پیشنهاد می شود بار زیاد با سرعت کم در وضعیت بیومکانیکی کنترل شده ای حمل شود؛ زیرا چنین فعالیت هایی، در حین خستگی ممکن است به آسیب های اسکلتی عضلانی منجر شود.

کلیدواژه ها: دامنه حرکتی، تغییرپذیری، خستگی عضلانی، آنالیز افت و خیز بدون روند

دریافت مقاله: ۹۰/۱۲/۰۷
 پذیرش مقاله: ۹۲/۰۵/۲۷

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، میرداماد، میدان مادر، خیابان شهید شاه نظری، خیابان نظام، دانشکده توانبخشی، آزمایشگاه بیومکانیک.

* تلفن: ۲۲۲۲۸۰۵۱ (۲۱) ۹۸+

* رایانامه:

sanjarima@alum.sharif.edu



مقدمه

ارزیابی خستگی عضلانی، برای بررسی احتمال آسیب در بیماران مثل بیماران مبتلا به فلج مغزی یا پارکینسون که دچار سفتی عضلانی اند یا افرادی که فعالیت الکتریکی عضلات آن‌ها به صورت عادی زیاد است، از طریق روش‌های متداول الکترومیوگرافی سطحی به خوبی میسر نیست. در روش‌های متداول اندازه‌گیری خستگی، هر عضله به صورت مجزا مدنظر قرار می‌گیرد و خستگی از طریق ثبت فعالیت الکتریکی اندازه‌گیری می‌شود (۱). با توجه به مسائل زیر، نمی‌توان از روی الکترومیوگرافی سطحی تک‌تک عضلات، کارایی کل سیستم بدن فرد آزمودنی یا روند درمانی را به صورت کل‌نگر ارزیابی کرد: ۱. استراتژی‌های پویا و گاهی پیچیده‌ای که سیستم اعصاب مرکزی (CNS) در به‌کارگیری عضلات^۱ حین خستگی اتخاذ می‌کند؛ ۲. فعالیت واحدهای حرکتی^۲ و دینامیک بازتوانی^۳ آن‌ها (۲)؛ ۳. فعال‌بودن زنجیره‌ای از عضلات با خصوصیات آناتومیکی و فیزیولوژیک متفاوت، معمولاً در فعالیت‌های روزانه یا تمرینات توان‌بخشی بررسی‌کننده خستگی.

علاوه بر این، در بسیاری از کاربردها، حد تحمل و روند خسته شدن فرد به عنوان یک سیستم، مطلوب است و نه ارزیابی چند عضله به تنهایی. در همین راستا، توجه محققان به سمت ارزیابی نتیجه فعالیت سیستم اسکلتی عضلانی که غالباً حرکت است، معطوف شده است (۳). به دلیل سهولت نسبی اندازه‌گیری دامنه حرکتی نسبت به اندازه‌گیری سیگنال عضلانی، این رویکرد اهمیت بیشتری پیدا کرده است. یکی از روش‌های محاسباتی، روش افت و خیز بدون روند یا DFA^۴ است. از این روش می‌توان برای تحلیل داده‌های دامنه حرکتی که از نوع سری‌های زمانی سیستم‌های پیچیده محسوب می‌شوند، استفاده کرد. به کمک آن می‌توان اطلاعات مهم و پنهانی را از زمان‌بندی داده‌های هارمونیک و تغییرپذیری حرکتی^۵ استخراج کرد. گفتنی است که این روش، به طور موفقیت‌آمیز در زمینه‌های مختلف مثل تحلیل نوروپاتی و اثر آن بر راه رفتن به کار گرفته شده است (۴، ۵). بنابراین استفاده از آن برای تحلیل خستگی و نقش CNS در آن از روی داده‌های دامنه حرکتی مفاصل، ممکن است مفید باشد.

در سال ۲۰۰۸، باشان و همکاران (۶) تحقیقی در زمینه تکرارپذیری و اعتبار روش‌های مختلف DFA انجام دادند. با توجه به اینکه DFA روشی ریاضی و کمی محسوب می‌شود، اعتبار تحقیق، بیشتر به داده‌برداری و فرایند اندازه‌گیری معطوف است. در این تحقیق، با رعایت دقت، تمام آزمون‌ها را یکی از نویسندگان انجام

می‌داد. افزون بر این، اندازه‌گیری زاویه آرنج، به صورت کاملاً کمی و با حسگر الکترونیکی (الکتروگونیاومتر) انجام می‌شد. باید گفت که حتی نبود دقت بسیار بالا در حسگر، در نتایج این تحقیق تأثیر نمی‌گذارد؛ زیرا در روش DFA، روند سیگنال به صورت کمی بررسی می‌شود و نه مقادیر مطلق.

هدف از این مطالعه، به‌کارگیری روش عددی DFA روی داده‌های دامنه حرکتی مفصل آرنج در فعالیتی منجر به خستگی است. این کار به منظور بررسی روند خستگی و نقش CNS در وضعیت‌های مختلف فعالیت خسته‌کننده در افراد سالم صورت می‌گیرد تا به کمک آن بتوان کارایی روشی جدید در ارزیابی روند درمان توان‌بخشی را در بیماران با آسیب مرکزی آزمود. با استفاده از نتایج این تحقیق می‌توان به برخی یافته‌هایی رسید که با امکانات مفصل الکترومیوگرافی به دست می‌آید.

روش بررسی

نمونه‌گیری به صورت غیراحتمالی قضاوتی، از بین دانشجویان داوطلب دختر تحصیلات تکمیلی صورت گرفت. تعداد ۱۰ نفر فرد سالم با میانگین سنی $22/8 \pm 1/3$ و با وضعیت بدنی سالم، بدون آسیب اسکلتی عضلانی و نیز نداشتن ضعف عضلانی و سابقه آسیب مفصل و درد آرنج، پس از اخذ رضایت‌نامه و تکمیل اطلاعات آماری شامل وزن، قد، سن و اندازه‌های آنتروپومتری اندام فوقانی وارد مطالعه شدند. حجم نمونه با در نظر گرفتن روابط آماری و مطالعات مرتبط انتخاب شده است.

با توجه به اهمیت حرکات تکرارشونده در مبحث خستگی و مشخص بودن عضلات بازو و دسترسی آن‌ها برای ثبت الکترومیوگرافی سطحی، فعالیت تکرارشونده وزنه‌زدن به عنوان آزمون این مطالعه انتخاب شد. با در نظر گرفتن اینکه نمونه‌ها سالم بودند، معیارهای خروج از آزمون شامل رضایت‌ناداشتن آزمودنی برای ادامه طرح، خستگی و عوامل مخدوش‌کننده دیگر مانند ناتوانی در تعقیب ریتم مترونوم بود. اگر بعد از آزمون، در سیگنال‌ها مشکلات فنی از جمله نویز یا به‌درستی ثبت نشدن دیده می‌شد، داده‌ها از مسیر پردازش و آنالیز آماری خارج می‌شدند.

به منظور تعیین وزنه‌های مناسب برای هر فرد، از دستگاه ایزوکینتیک (۳ Biodex System Inc.) استفاده شد و حداکثر توانایی دینامیک فرد در خم کردن آرنج سمت غیر غالب، برحسب کیلوگرم نیرو به دست آمد تا درصدی^۷ از آن برای انجام آزمون انتخاب شود. برای این منظور، در آزمون ایزوکینتیک، فرد سه تکرار کامل فلکشن/اکستنشن مفصل آرنج را در حداکثر گشتاور

1- Muscle recruitment

2- Motor unit

3- Recovery

4- Detrended Fluctuation Analysis

5- Motor Variability

6- Trend

7- Submaximal



و با نرم‌افزار، به صورت صدای تیک‌تاک پخش می‌گردید. این کار در موقعیت مید پوزیشن^۲ دست، یعنی محور طولی دمبل عمود بر افق، به صورت هموار و با سرعت یکنواخت حرکت تکرار شونده، تا مرحله خستگی ادامه می‌یافت. بین هر آزمون، حداقل ۵ دقیقه زمان استراحت داده می‌شد تا آثار خستگی تاحد درخور توجهی کاهش یابد. شرایط چهارگانه شامل دو سطح بار و دو سرعت تکرار برای انجام فعالیت خسته‌کننده، در جدول ۱ خلاصه شده است. برای آشنایی بیشتر فرد با سرعت انجام حرکات، آزمونگر قبل از آزمون اصلی، چندین بار بدون وزنه، حرکت هماهنگ با مترونوم را انجام می‌داد.

خود انجام می‌داد. حداکثر مقدار گشتاور بر طول مؤثر بازوی فرد تقسیم می‌شد تا از آن برای محاسبه مقدار وزنه در آزمون استفاده شود. سپس وزنه‌های مدنظر برای دمبل‌زدن، از طریق محاسبه ۱۰ و ۲۰ درصد این مقدار به دست آمد. به منظور ثبت دامنه حرکتی فلکشن/اکستنشن مفصل آرنج و ثبت هم‌زمان فعالیت عضلات بازویی زند اعلاایی و دوسر بازویی، به ترتیب از الکتروگونیا متر سیستم بیومتریکس مدل SG^۱ با فرکانس ۵۰ هرتز و الکترودهای سطحی این سیستم با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. آزمونگر، به صورت تصادفی با هریک از وزنه‌ها، حرکت را با دو سرعت آهسته و تند، به ترتیب ۲۰ و ۴۰ سیکل در دقیقه (۸، ۷) انجام می‌داد. این سرعت به وسیله مترونوم با آهنگ تنظیم می‌شد

جدول ۱. تعریف بار و سرعت تکرار زیاد و کم در آزمون‌های انجام شده به صورت تصادفی برای هر آزمودنی.

شرایط آزمون	بار		نرخ تکرار	
	وضعیت	مقدار	وضعیت	مقدار
آزمون ۱	زیاد	۲۰ درصد	سریع	۴۰ سیکل در دقیقه
آزمون ۲	زیاد	DMVC	آرام	۲۰ سیکل در دقیقه
آزمون ۳	کم	۱۰ درصد	سریع	۴۰ سیکل در دقیقه
آزمون ۴	کم	DMVC	آرام	۲۰ سیکل در دقیقه

DMVC=dynamic maximum voluntary contraction torque

دینامیک بودن فعالیت، تبدیل فوریه زمان کوتاه^۴ برای هر سیکل حرکت به کار رفت. شیب منفی فرکانس میانه، نشانه خستگی عضله در طول آزمون است. برای تجزیه و تحلیل آماری، از آزمون ناپارامتری کروسکال-والیس بین گروه‌ها استفاده شد و برای آنالیز تکمیلی^۵، معیار توکی - کرامر به کار رفت. برای تعیین اثر میزان بار و سرعت تکرار بر میزان هم‌بستگی بلندمدت^۶، از آنالیز پراکنش دوطرفه با اندازه‌گیری مکرر^۷ استفاده شد.

با توجه به ماهیت تناوبی فعالیت، سری زمانی ثبت شده شبیه به تابع سینوس است؛ با این تفاوت که بر اثر خستگی و تفاوت‌های استراتژی‌های کنترلی، دامنه و فرکانس هر سیکل، متفاوت با دیگر سیکل‌هاست. همین تفاوت‌ها حامل اطلاعات خستگی است و با روش DFA می‌توان آن‌ها را استخراج کرد (۹). در این تحقیق، استخراج پارامتر تغییرات^۳ از روش‌های دینامیک غیرخطی میسر می‌شود. از آنالیز افت‌وخیز بدون روند (DFA) نیز برای بررسی کمی تغییرات دامنه حرکتی مفصل آرنج در اثر خستگی استفاده شد. در مراحل بعد، سری زمانی دامنه حرکتی مفصل به عنوان داده‌های ورودی آنالیز DFA به کار رفت. شیب نمودار DFA به عنوان شاخص هم‌بستگی زمانی (α) بررسی شد: اگر $\alpha < 0.5$ باشد، هم‌بستگی کوتاه‌مدت بین سیکل‌ها وجود دارد؛ اگر $0.5 < \alpha \leq 1$ باشد، هم‌بستگی بلندمدت وجود دارد؛ اگر $1 < \alpha$ باشد، تکرار سیکل‌ها شبیه به حالت نویز براونی است. برای محاسبه معیار خستگی از روی داده‌های حاصل از ثبت سیگنال عضلانی، از فرکانس میانه استفاده شد (۸) و به سبب

یافته‌ها

آنالیز نتایج مربوط به ثبت سیگنال عضلانی به صورت کمی نشان داد که تمامی افراد به حد خستگی رسیده‌اند. این موضوع، با مقادیر منفی شاخص فرکانس میانه برای همه افراد، در شکل ۱ نشان داده شده است. مقادیر میانگین و انحراف معیار فرکانس میانه بر حسب هرتز، برای عضله دوسر بازویی که نقش بیشتری در آزمون‌ها ایفا می‌کند، برای چهار آزمون به ترتیب برابر است با: (۰/۱۴) (۰/۲۵)، (۰/۱۴) (۰/۲۰)، (۰/۰۸) (۰/۱۱) و (۰/۰۴) (۰/۰۶) -

1- Biometrics Data Acquisition, Goniometer and Movement Analysis, Biometrics Ltd

2- Mid position

3- Drift

4- Short-time fourier transformation

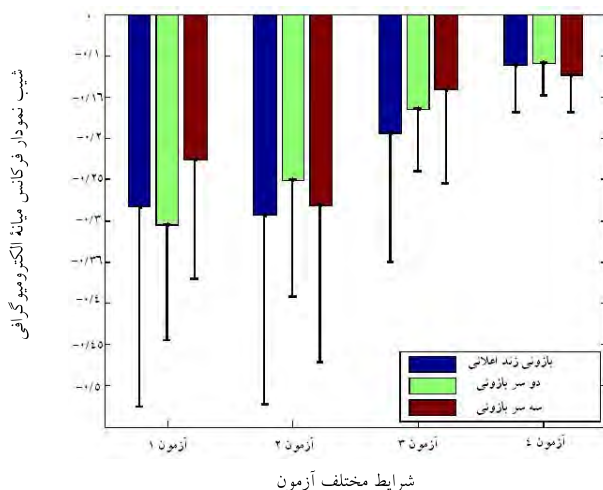
5- Post hoc multiple comparison

6- Long-range correlation

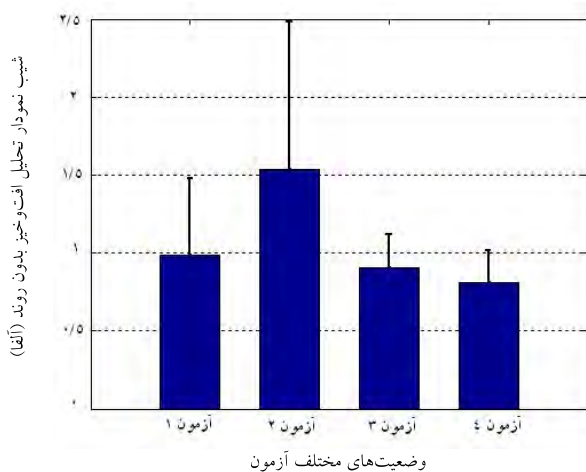
7- Two-way repeated measure ANOVA



نتایج تحلیل DFA برای شش نفر از افراد که برآزش خطی برای شیب منحنی α آن‌ها مناسب بود ($P < 0.001$ ، $r^2 > 0.62$)، برابر 0.49 (0.49)، 0.54 (0.94)، 0.90 (0.21) و 0.81 (0.20) بوده است. در شکل ۲ آمده است. محاسبات نشان می‌دهد که میانگین و انحراف معیار مقادیر شیب منحنی α ، برای چهار آزمون به ترتیب



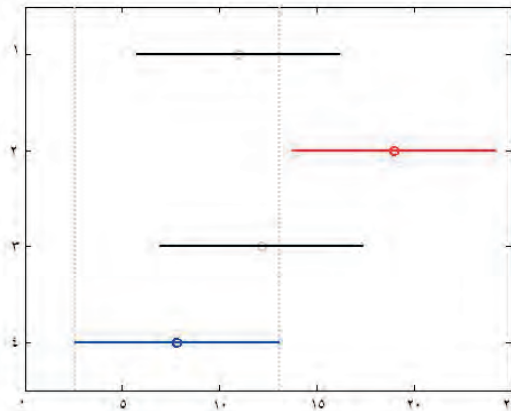
شکل ۱. مقادیر منفی در شاخص فرکانس میانه الکترومیوگرافی سطحی، به منظور بررسی خستگی عضلانی.



شکل ۲. آمار توصیفی میانگین مقدار α به عنوان شاخص تحلیل DFA در هر آزمون.

$\alpha < 1$ باشد، نشان‌دهنده رفتار بی‌قاعده نوبه^۲ براونسی یا همان انتگرال نوبه^۲ (نویز) سفید است. طبق تحلیل ناپارامتری کروسکال - والیس معلوم شد که تفاوت معناداری بین شرایط آزمون ۲ و ۴ وجود دارد ($P = 0.047$). نمودار آنالیز تکمیلی با معیار توکی - کرامر، در شکل ۳ آمده است. با توجه به این نتایج، معلوم می‌شود که گروه ۲ و ۴ تفاوت معناداری داشته‌اند.

بررسی نتایج توصیفی فوق نشان می‌دهد که مقادیر α برای آزمون‌های ۱ و ۳ و ۴، در رابطه $0.5 < \alpha < 1$ صدق می‌کند. این موضوع نشان‌دهنده وجود هم‌بستگی بلندمدت است (۱۰). این هم‌بستگی‌ها، به نوعی خودوابستگی^۱ سیگنال را نشان می‌دهد. رفتار خودوابسته یا خودمتشابه، قسمتی از سیگنال با قسمت‌های دیگر همان سیگنال، بدون در نظر گرفتن مقیاس، تشابه دارد. اگر



شکل ۳. آنالیز تکمیلی برای تشخیص تفاوت‌های بین گروهی، بعد از آنالیز KW.

درباره اینکه تغییرپذیری به آسیب منجر می‌شود، همواره بحث وجود دارد. در تغییرپذیری زیاد ممکن است احتمال حرکات خطرناک خارج از محدوده مجاز نیز بیشتر شود (۱۱). اما از طرفی نیز افزایش تغییرپذیری ممکن است موجب بارگذاری نشدن یکنواخت روی مفاصل گردد که مفید است. به هر حال، به نظر می‌رسد آنجا که CNS کنترل کمتری روی زمان‌بندی و ریتم می‌کند، مثل حالت آزمون ۲ در تحقیق حاضر، احتمال آسیب نیز بیشتر خواهد بود. شایان ذکر است که تحقیق حاضر روی آزمودنی‌های خانم صورت پذیرفته است؛ لذا ممکن است اعداد به دست آمده، در جنس مرد متفاوت باشد. با این حال در حالت کلی انتظار می‌رود که آزمودنی‌های انسانی، با توجه به مباحث رفتار حرکتی، پاسخ مشابهی ارائه دهند. استفاده از روش DFA، به موازات روش‌های مبتنی بر طیف فرکانس (۱۲)، در تحقیقات جدید ادامه دارد (۱۴، ۱۳)؛ اما تا حد اطلاع نویسندگان، کاربرد این روش در تحلیل خستگی و تغییرات دامنه حرکتی بررسی نشده است. در تحقیقات آتی می‌توان با در نظر گرفتن توانایی چنین ابزارهایی، فرضیات جدید را آزمود.

از محدودیت‌های تحقیق حاضر، تعداد آزمودنی‌ها بود و اینکه نمونه‌های دردسترس، از یک جنس انتخاب شده بودند. این مسئله، در اصل آزمون که به دست آوردن هم‌بستگی‌های زمانی در سری‌های زمانی است، مداخله ایجاد نمی‌کند؛ اما پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آتی، از تعداد نمونه بیشتری به صورت مساوی از جامعه زنان و مردان استفاده شود. همچنین در این تحقیق از مدل خطی DFA استفاده شد که می‌توان مرتبه‌های بالاتر آن را نیز در آینده بررسی کرد.

با حذف شرایط آزمون ۲ از آنالیز آماری فوق، بین سه گروه باقی‌مانده تفاوت معناداری نبود ($P=0/548$). نتایج آماری آنالیز پراکنش دو طرفه با اندازه‌گیری مکرر نشان داد که میزان بار ($P=0/275$) و سرعت تکرار فعالیت ($P=0/105$)، تأثیری بر میزان هم‌بستگی بلندمدت در تغییرات دامنه حرکتی نمی‌گذارد. این نتایج با آنالیز ناپارامتری فردمن^۱ نیز تأیید شد.

در این تحقیق، از روش DFA برای بررسی کمی تغییرات دامنه حرکتی مفصل آرنج در اثر خستگی استفاده شد. هر آزمودنی چهار فعالیت خسته‌کننده را به ترتیب تصادفی انجام داد. ثبت الکترومیوگرافی سطحی نشان داد که آزمودنی‌ها، در طی این فعالیت‌ها، با روندی تقریباً یکنواخت کاملاً خسته شده‌اند. گرچه تغییرات دامنه حرکتی به نظر تصادفی می‌آید، آنالیز DFA نشان داد که در سه حالت از چهار فعالیت در حال آزمایش، هم‌بستگی بلندمدت بین نوسانات دامنه حرکتی وجود دارد ($0/5 < \alpha \leq 1$). این موضوع نشان‌دهنده نقش کنترلی CNS در خستگی است و با وجود تفاوت بیومکانیکی بین این سه فعالیت، یکسان باقی می‌ماند. فقط وضعیت بار زیاد و سرعت تکرار کم، یعنی آزمون شماره ۲، با دیگر وضعیت‌ها متفاوت بود (شکل ۲). در آن، تغییرات دامنه حرکتی رفتار مرتبی نداشت و با توجه به شاخص α که در حدود $1/5$ محاسبه شده بود، به نوبت براونی شباهت داشت. در این حالت، پیچیدگی نقش CNS کم‌رنگ شده و کنترل به تعامل سیستم و محیط واگذار می‌شود. این روند که بر اثر خستگی رخ می‌دهد، در وضعیت پیش‌بینی ناپذیر محیطی، ممکن است آسیب‌رسان باشد.



تشکر و قدردانی

انجام این تحقیق مرهون زحمات مسئولان دانشکده توانبخشی و مرکز تحقیقات توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران است. تمام آزمایش‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک مرکز تحقیقات توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شد. بدین وسیله از تمام دانشجویانی که در طرح شرکت کردند و مسئولان مربوط کمال تشکر را می‌کنیم. این تحقیق با پژوهانه طرح مستقل تحقیقاتی دانشگاه علوم پزشکی ایران با شماره ۲۶۵/م ت میسر شد.

نتیجه‌گیری

باتوجه به یافته‌های تحقیق و دامنه متغیرها و شرایط می‌توان گفت که در محدوده تحقیق انجام شده، فعالیت‌های تکرارشونده سنگین با بار زیاد و با سرعت کم تکرار، ممکن است احتمال آسیب اسکلتی عضلانی را افزایش دهد. دلیل اصلی ممکن است نقش کم‌رنگ CNS در کنترل ریتم و هماهنگی در چنین وضعیتی باشد. لذا در تمرینات ورزشی یا توانبخشی که با وزنه همراه است و به صورت تکرارشونده انجام می‌شود، نباید در سرعت تکرار کم، از بارهای زیاد استفاده کرد.

منابع

- 1-Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography (1985). 5th ed. Williams & Wilkins, Baltimore; 1985.
- 2-Liu JZ, Brown RW, Yue GH. A dynamical model of muscle activation, fatigue, and recovery. *Biophysical journal*. 2002;82(5):2344-59.
- 3-Voge KR, Dingwell JB. Relative timing of changes in muscle fatigue and movement coordination during a repetitive one-hand lifting task. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003 Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*. 2003;pp:1807-10.
- 4-Gates DH, Dingwell JB. Peripheral neuropathy does not alter the fractal dynamics of stride intervals of gait. *Journal of Applied Physiology*. 2007;102(3):965-71.
- 5-Gates DH, Su JL, Dingwell JB. Possible biomechanical origins of the long-range correlations in stride intervals of walking. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*. 2007;380:259-70.
- 6-Bashan A, Bartsch R, Kantelhardt JW, Havlin S. Comparison of detrending methods for fluctuation analysis. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*. 2008;387(21):5080-90.
- 7-Granata KP, England SA. Stability of dynamic trunk movement. *Spine*. 2006;31(10):E271.
- 8-Maclsaac D, Parker PA, Scott RN. The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2001;11(6):439-49.
- 9-Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride
- 10-Hausdorff JM, Peng CK, Ladin Z, Wei JY, Goldberger AL. Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of Applied Physiology*. 1995;78(1):349-58.
- 11-Potvin JR, O'brien PR. Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions: possible implications for spine stability. *Spine*. 1998;23(7):774-80.
- 12-McAndrew PM, Dingwell JB, Wilken JM. Walking variability during continuous pseudo-random oscillations of the support surface and visual field. *Journal of biomechanics*. 2010;43(8):1470-5.
- 13-Abe MO, Masani K, Nozaki D, Akai M, Nakazawa K. Temporal correlations in center of body mass fluctuations during standing and walking. *Human movement science*. 2010;29(4):556-66.
- 14-Damouras S, Chang MD, Sejdić E, Chau T. An empirical examination of detrended fluctuation analysis for gait data. *Gait & posture*. 2010;31(3):336-40.

Quantitative Analysis of Elbow Range of Motion Variability due to Muscular Fatigue

*Sanjari M.A.(Ph.D.)¹, Mohseni S.S.(M.Sc.)², Kamali M.(Ph.D.)³, Nikmaram M.R.(Ph.D.)⁴

Receive date: 26/02/2012

Accept date: 18/08/2013

1-Ph.D. of Biomechanics, Assistant professor, Department of Basic Rehabilitation Sciences, Rehabilitation Research Center, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2-M.Sc. of Orthotics and Prosthetics, Rehabilitation Research Center, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3-Ph.D of Health Education, Associate professor, Rehabilitation Research Center, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

4-Ph.D. of Physiology, Associate professor, Department of Basic Rehabilitation Sciences, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

***Correspondent Author Address:**

Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Shahid Shahnazari st., Madar sq., Mirdamad Blvd., Tehran, Iran.

*Tel: +98 (21) 22228051

*E-mail: sanjarima@alum.sharif.edu

Abstract

Objective: The goal of this study was quantitative analysis of elbow range of motion (ROM) variability due to musculo skeletal fatigue.

Material & Methods: Ten intact subjects using nonrandomized sampling were evaluated. Each subject performed four fatiguing tasks in two repetition rates using two weights that were 10 and 20 percent of their dynamic maximal voluntary contraction ability of non-dominant elbow flexion. The elbow range of motion (ROM), brachioradialis and biceps brachii activities were measured using an electrogoniometer and surface EMG electrodes. Detrended fluctuation analysis (DFA) was used to calculate ROM variability correlations. Effect of task condition was tested by Kruskal-Wallis test.

Results: Statistical analysis showed long term correlation between ROM fluctuations in three of the four tested conditions ($0.5 < \alpha \leq 1$). This reveals the controlling role of central nervous system (CNS) during fatigue that in spite of the biomechanical differences between these three test conditions, long-term correlation coefficients were the same ($P=0.548$). The test condition with high load and low repetition rate differed significantly in comparison with other conditions ($p=0.047$). In this case the CNS played a minor role.

Conclusions: In rehabilitation or sports repetitive exercises, it is recommended to do high load activities with low repetition rates in a biomechanically controlled condition because such activities during fatigue may result in musculoskeletal injuries.

Keywords: Range of motion, Variability, Muscular fatigue, Detrended fluctuation analysis (DFA)