

## بررسی ویژگیهای طیف فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی در طولهای مختلف عضله ابداکتور پولیسیس برویس در دو نوع انقباض ایزومتریک و دینامیک

دکتر غلامرضا علیایی<sup>۱</sup>، دکتر محمدرضا هادیان<sup>۲</sup>، دکتر حسین باقری<sup>۲</sup>، دکتر سعید طالبیان<sup>۲</sup>، محسن عابدی<sup>۲</sup>  
<sup>۱</sup> استاد دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران  
<sup>۲</sup> دانشیار دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران  
<sup>۳</sup> کارشناس ارشد فیزیوتراپی

### چکیده

زمینه و هدف: این پژوهش با هدف بررسی و مقایسه اثر طولهای مختلف عضله ابداکتور پولیسیس برویس (Abd.Pol.Bre) بر روی تغییرات طیف فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی و خستگی موضعی عضلانی و همچنین بررسی اثر خستگی عضلانی بر روی طیف فرکانس است.

روش بررسی: در ۲۰ نفر از افراد سالم بین سنین ۲۰ تا ۳۴ سال انجام شد. در این تحقیق هر فرد در مجموع ۳ دقیقه انقباض ایزومتریک، ۶ دقیقه انقباض دینامیک عادی، ۶ دقیقه انقباض دینامیک سرعتی و ۶ دقیقه انقباض دینامیک با فنر انجام میداد که هر کدام از این انقباضها در سه طول کوتاه، متوسط و بلند (یا به عبارتی زوایای ۰، ۴۵ و ۹۰ درجه) انجام می شد. بین هر کدام از مراحل انقباضی مدت ۵ دقیقه زمان استراحت در نظر گرفته می شد. قبل و بعد از هر مرحله نیز موج الکترومیوگرافی عضله توسط دستگاه ثبت شده و در نهایت طیف فرکانس آن مورد بررسی قرار می گرفت.

یافته ها: با استفاده از آزمون آماری  $t$  مشخص گردید که با کاهش طول عضله فرکانس میانه و میانگین افزایش می یابد ( $P=0/000$ ). همچنین تست خستگی سبب کاهش شاخصهای فرکانسی میشد که این کاهش در انقباض ایزومتریک کمتر از انقباض دینامیک بود و بیشترین کاهش مربوط به انقباض دینامیک با فنر بود. بیشترین میزان انحراف فرکانس به لحاظ عددی مربوط به طول کوتاه عضله بود که البته از نظر آماری اختلاف معناداری را نسبت به طولهای دیگر نشان نمی داد نتیجه گیری: بطور کلی این تحقیق بیانگر رابطه بین طول عضله و خستگی موضعی عضلانی با تغییرات طیف فرکانس است.

واژگان کلیدی: سیگنال الکترومیوگرافی، خستگی موضعی عضلانی، طیف فرکانس، انقباض ایزومتریک، انقباض دینامیک

تاریخ وصول مقاله: شهریور ۱۳۸۵

تاریخ پذیرش مقاله: آبان ۱۳۸۵

نویسنده مسئول: استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

olyaeigh@sina.tums.ac.ir

کشور دانمارک جهت ثبت امواج الکترومیوگرافی در مراحل مختلف آزمایش الکترودها که بصورت دو الکتروود مجزا (فعال و غیرفعال) بوده و قطر آنها در حدود یک سانتی متر بود. در ضمن فاصله آنها از هم در حدود ۳ سانتی متر بود - ژل برای برقراری ارتباط بین الکترودها و پوست اسپلینتهای مختلف جهت قرار دادن دست وانگشتها در وضعیتهای مورد نظر استرپ جهت ثابت نگه داشتن مچ دست وانگشتان در وضعیتهای مختلف - فنر برای انجام آزمایش در مرحله انقباض دینامیک مقاومتی که دارای سطح مقطع نیم سانتی متر و طول ۵ سانتی متر بود - نرم افزار کامپیوتری با عنوان MAT.LAB برای تبدیل پارامترهای حوزه زمانی سیگنال الکترومیوگرافی به پارامترهای حوزه فرکانسی - دستگاه کامپیوتر مدل 486PC جهت ثبت و ذخیره امواج الکترومیوگرافی در مراحل مختلف و در نهایت برد اسیلوسکوپ حافظه دار مدل VERSION 2-SOB/830 .

۳ - روش انجام آزمایش و جمع آوری داده ها  
آزمایش در دو جلسه جداگانه با حداقل یک روز فاصله زمانی بین آنها انجام گردید .

جلسه اول: ابتدا شخص با نحوه انجام کار آشنا شده و الکترودهای دستگاه روی دست نصب گردید. الکتروود فعال روی بالک عضله A.P.B و الکتروود غیر فعال حدود ۳ سانتی متر پایین تر قرار گرفت. الکتروود زمین هم در بالای ساعد نصب شد. دست فرد در حالیکه مفصل آرنج تا ۹۰ درجه خم شده بود، روی سطح صاف دسته صندلی مخصوص قرار گرفته و در مراحل مختلف آزمایش برای نگه داشتن عضله در وضعیتهای مورد نظر از اسپلینتهایی که قبلا آماده شده بود ، استفاده گردید. پس از این مراحل ، دستگاه الکترومیوگرافی روشن شده و مطابق پارامترهای زیر تنظیم گردید:

Sweep: 40ms/div Gain: 2mv/div

اتصالات بین دستگاه الکترومیوگرافی و کامپیوتر نیز توسط سیم رابط برقرار گردیده و دستگاه کامپیوتر پس از روشن شدن روی برنامه

خستگی عضلانی به شکلهای متفاوتی تعریف شده است. یکی از تعاریف مشهور آن عبارت است از اینکه: خستگی عضلانی کاهش در حداکثر ظرفیت تولید نیرو توسط عضله است که در اثر ورزش یا فعالیت‌های بدنی رخ می‌دهد (۱).

از علایم همراه با خستگی می‌توان به گرفتگی عضلات، سفتی و درد اشاره کرد. خستگی عضلانی همچنین با کاهش ظرفیت تولید نیرو، کاهش سرعت هدایت عضله و کاهش سرعت انقباضی و انباشته شدن متابولیتها همراه است (۲).

یکی از مباحث مهمی که به شناخت مکانیزم پیچیده خستگی و رابطه آن با سایر عوامل کمک می‌کند ، ایجاد یک روش مطمئن و کمی جهت ارزیابی و اندازه‌گیری خستگی است. تاکنون از روشهای متفاوتی برای این کار استفاده شده است که هر کدام محاسن و معایب خاص خود را دارند (۳ ، ۴ و ۵).

اخیرا استفاده از روش تجزیه و تحلیل طیف فرکانسی برای کاربردهای تحقیقی و بالینی در خستگی عضلانی مرسوم شده است که در پژوهش حاضر به همین مقوله خواهیم پرداخت .

## روش بررسی

### ۱ - متغیرها و جمعیت نمونه

در این مطالعه متغیرهای مستقل شامل: انقباض ایزومتریک در طولهای مختلف و همچنین انقباضهای دینامیک عادی ، سرعتی و مقاومتی در طولهای مختلف و متغیرهای وابسته تشکیل شده از خستگی موضعی عضلانی و ویژگیهای طیف فرکانس (فرکانس میانه و میانگین).

جمعیت نمونه مورد مطالعه شامل ۲۰ نفر از دانشجویان دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران بودند که همگی از سلامت کامل برخوردار بوده و بطور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند .

### ۲ - وسایل و تجهیزات مورد استفاده

دستگاه ثبت و تشخیص الکتریکی (الکترومیوگرافی) با نام DISA مدل 14HOS ساخت

نقطه سرعت حرکت خود را با آن تنظیم می‌کرد. در انقباض دینامیک عادی و مقاومتی این سرعت یکسان بود و در انقباض سرعتی دو برابر حالت قبلی می‌شد. برای انجام انقباض دینامیک مقاومتی از یک فنر جهت اعمال مقاومت در برابر حرکت استفاده می‌شد. پس از ثبت امواج الکترومیوگرافی توسط کامپیوتر، کلیه اطلاعات وارد نرم افزار MAT.LAB شده و علاوه بر رسم طیف فرکانس هر موج، اعداد مربوط به فرکانس میانه و میانگین بدست می‌آمد که با استفاده از این اعداد فرکانسی در مراحل بعدی به بررسی و مقایسه تغییرات طیف فرکانس و خستگی عضلانی در حالت‌های گوناگون پرداختیم.

#### ۴- روش تحلیل داده ها:

برای اندازه گیری میانگین و انحراف معیار مربوط به شاخصهای فرکانسی طیف از نرم افزار آماری SPSS استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها ابتدا فرکانسهای میانگین و میانه در انقباض ایزومتریک قبل و بعد از انجام انقباض و در هر سه طول عضله با هم مقایسه گردیدند. همین کار قبل و بعد از انقباضات دینامیک انجام شد. مقایسه‌ها با استفاده از آزمون آماری t صورت گرفت. در نهایت برای بررسی اثر مقایسه ای سه نوع انقباض دینامیک بر طیف فرکانس و خستگی عضله از آزمون ANOVA یا آنالیز واریانس یکطرفه استفاده شد.

#### یافته‌ها

برای بررسی یافته‌های حاصل از تحقیق، ابتدا سنجش طیف فرکانس را در انقباض ایزومتریک و سپس در انقباضات دینامیک انجام دادیم. در هر مرحله ابتدا برای بررسی کلی وجود یا عدم وجود رابطه، از آنالیز واریانس یکطرفه ANOVA استفاده کرده و سپس جهت ارزیابی چگونگی وجود رابطه از آزمون Multiple paired t test سود بردیم.

همانطور که در شکل شماره یک مشخص است در یک مقایسه کلی بین انقباضهای مختلف پس از

خاص مربوط به ثبت موج تنظیم شد. انتخاب نوع انقباض و طولهای مختلف عضله به شیوه تصادفی و با قید قرعه بود.

الف) نحوه انجام آزمایش در انقباض ایزومتریک و زاویه صفر درجه

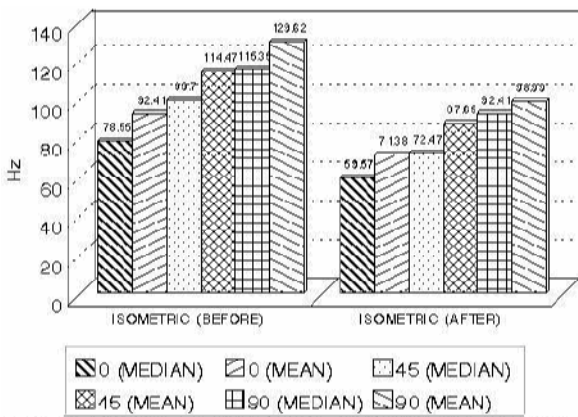
ابتدا انگشت شست فرد از ناحیه مفصل M.P با استفاده از استراپ بر روی اسپلینت مربوطه در زاویه صفر درجه ثابت نگه داشته شد. فرد انگشت خود را در جهت ابداسیون و با حداکثر توان ممکن حرکت داده و ثابت نگه می‌داشت (انقباض ایزومتریک). بلافاصله پس از شروع انقباض به مدت ۵ ثانیه موج الکترومیوگرافی عضله در حال انقباض با استفاده از دستگاه کامپیوتر ثبت می‌شد. فرد به مدت ۳ دقیقه به انقباض خود ادامه داده و در پایان دوباره به مدت ۵ ثانیه موج الکترومیوگرافی ثبت می‌گردید. پس از پایان هر انقباض فرد به مدت ۵ دقیقه استراحت کرده و سپس همین کار در یک زاویه دیگر تکرار می‌شد.

جلسه دوم: در صورتیکه در جلسه اول، آزمایشهای مربوط به انقباض ایزومتریک انجام شده باشد در جلسه دوم انقباضات دینامیک انجام می‌گرفت و بالعکس.

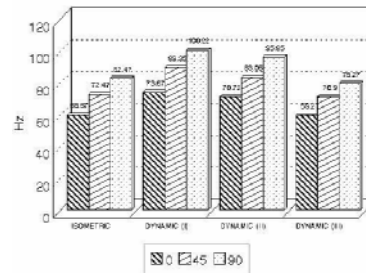
#### ب) نحوه انجام آزمایش دینامیک

در این جا نیز پس از طی مراحل مقدماتی و انتخاب نوع انقباض دینامیک و طول مورد نظر، آزمایش شروع می‌شد. مدت انجام هر کدام از انواع انقباضهای دینامیک ۶ دقیقه بود که با فواصل ۵ دقیقه استراحت بین آنها انجام می‌گرفت. در اینجا نیز در پایان هر مرحله انقباض، به مدت ۵ ثانیه موج الکترومیوگرافی عضله به صورت ایزومتریک ثبت می‌شد. برای مطمئن شدن از ثابت بودن سرعت انجام انقباض از برنامه کامپیوتری تراکر (تعقیب کنایی) استفاده گردید که در آن نقطه ای نورانی روی صفحه مانیتور با سرعت ثابت حرکت کرده و فرد با تعقیب

انجام آزمایش خستگی دیده می شود که در همه انقباضها با افزایش زاویه (و یا بعبارتی کوتاه شدن طول عضله) فرکانس میانه افزایش پیدا می کند که بیشترین افزایش مربوط به زاویه ۹۰ درجه در انقباض دینامیک عادی و کمترین آن مربوط به زاویه ۰ درجه در انقباض ایزومتریک و دینامیک با فنر است.



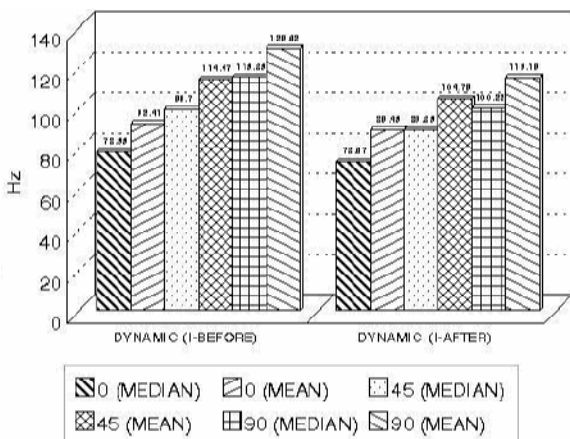
مقایسه فرکانس میانه و میانگین قبل و بعد از تست خستگی شکل (۳)



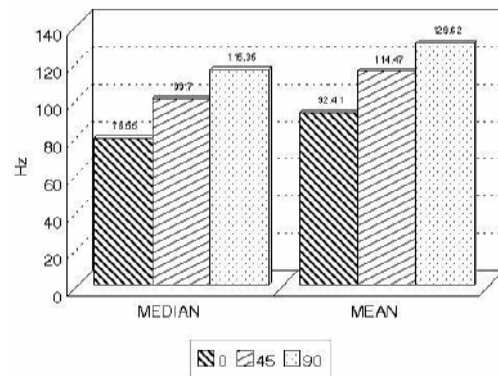
مقایسه فرکانس میانه بعد از تست خستگی شکل (۱)

در شکل شماره چهار همین مقایسه برای قبل و بعد از انجام آزمایش خستگی در انقباض دینامیک عادی صورت گرفته است که در اینجا نیز فرکانسهای میانه و میانگین کاهش معناداری را پس از انجام آزمایش خستگی نسبت به قبل از آن نشان می دهد  $P=0.02$ ,  $P=0.001$  و  $P=0.001$  به ترتیب برای زوایای ۰ و ۴۵، ۹۰ درجه.

مطابق شکل شماره دو، فرکانسهای میانه و میانگین با کاهش طول عضله (قبل از انجام آزمایش خستگی) افزایش می یابند که در این میان افزایش فرکانس میانگین بیشتر از میانه است.



مقایسه فرکانس میانه و میانگین قبل و بعد از تست خستگی (در انقباض ایزومتریک) شکل (۴)



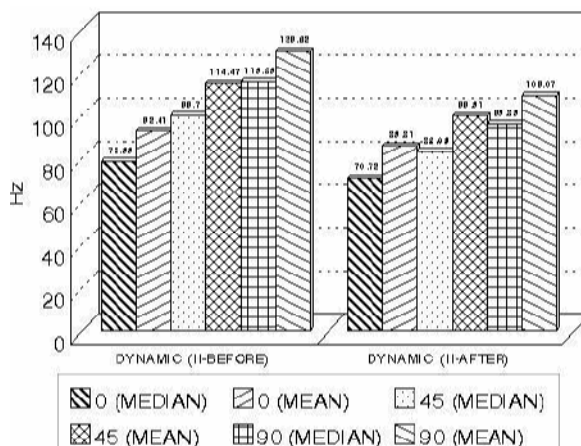
مقایسه فرکانس میانه و میانگین قبل از تست خستگی شکل (۲)

شکل بعدی مربوط به مقایسه فرکانسهای میانه و میانگین در طولهای مختلف عضله قبل و بعد از انجام انقباض دینامیک سرعتی است. در اینجا نیز فرکانسهای میانه و میانگین پس از انجام تست خستگی

در شکل شماره سه مقایسه ای بین فرکانسهای میانه و میانگین در طولهای مختلف عضله قبل و بعد از انجام انقباض ایزومتریک صورت گرفته است. در این شکل دیده می شود که در هر سه زاویه، فرکانسهای میانه و میانگین پس از انجام آزمایش خستگی نسبت به قبل از آن کاهش یافته است که از لحاظ آماری این تفاوت معنادار است  $P=0.000$

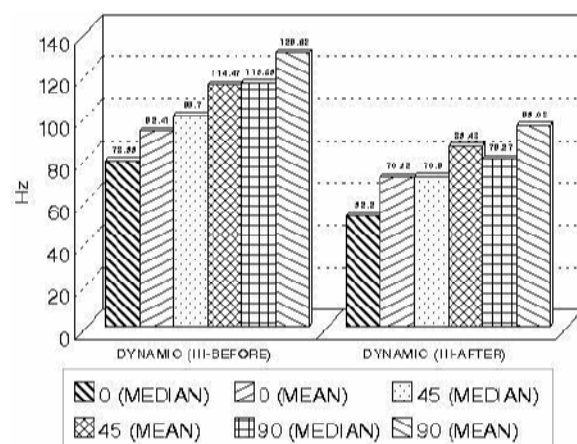
Multiple paired t test از آزمون (موضعی عضله) استفاده شد. در جداول شماره یک و دو اثر این دو نوع انقباض بر درصد تغییرات فرکانس های میانه و میانگین نشان داده شده است. همانطور که دیده می شود در هر دو حالت میانگین های مربوط به طول های مختلف عضله در انقباض دینامیک کاهش معناداری را نسبت به انقباض ایزومتریک نشان می دهد.

کاهش معناداری را نسبت به قبل از آن نشان می دهد  $P=0.03$ ,  $P=0.000$  و  $P=0.000$  به ترتیب برای زوایای ۰، ۴۵ و ۹۰ درجه.



مقایسه فرکانس میانه و میانگین قبل و بعد از تست خستگی (در انقباض دینامیک) (شکل ۵)

و سرانجام در شکل شماره شش همین مقایسه در انقباض دینامیک مقاومتی صورت گرفته که در نتیجه در اینجا نیز فرکانسها پس از انجام آزمایش خستگی نسبت به قبل از آن کاهش معناداری را نشان می دهد  $P=0.001$ ,  $P=0.04$  و  $P=0.000$  به ترتیب برای زوایای ۰، ۴۵ و ۹۰ درجه.



مقایسه فرکانس میانه و میانگین قبل و بعد از تست خستگی (در انقباض دینامیک) (شکل ۶)

برای بررسی اثر دو نوع انقباض ایزومتریک و دینامیک عادی بر انصراف طیف فرکانس (خستگی

جدول (۱) اثر دو نوع انقباض ایزومتریک و دینامیک عادی بر کاهش فرکانس

مقدار P	انقباض دینامیک		انقباض ایزومتریک		
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
۰/۰۰۰	۵/۵	۳/۰۸	۱۰/۵۷	۲۲/۱۰	درصد تغییرات فرکانس میانگین در زاویه ۰ درجه
۰/۰۰۰	۹/۳۱	۸/۱۷	۱۲/۷۷	۲۲/۰۳	درصد تغییرات فرکانس میانگین در زاویه ۴۵ درجه
۰/۰۰۰	۹/۹۵	۱۰/۵۰	۹/۲۹	۲۲/۸۳	درصد تغییرات فرکانس میانگین در زاویه ۹۰ درجه

جدول (۲) اثر دو نوع انقباض ایزومتریک و دینامیک عادی بر کاهش فرکانس

مقدار P	انقباض دینامیک		انقباض ایزومتریک		
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
۰/۰۰۰	۶/۱۵	۵/۹۰	۱۴/۸۳	۲۲/۵۶	درصد تغییرات فرکانس میانه در زاویه ۰ درجه
۰/۰۰۱	۱۴/۲۰	۹/۴۰	۱۵/۱۹	۲۵/۱۷	درصد تغییرات فرکانس میانه در زاویه ۴۵ درجه
۰/۰۰۰	۱۰/۵۳	۱۲/۰۳	۱۲/۳۴	۲۷/۳۲	درصد تغییرات فرکانس میانه در زاویه ۹۰ درجه

۳- در انقباضهای دینامیک نیز فرکانسهای میانه و میانگین پس از آزمایش خستگی کاهش معناداری را نسبت به قبل از آن در هر سه زاویه نشان داده است.  
 ۴- کمترین میزان فرکانسهای میانه و میانگین مربوط به انقباض دینامیک با فنر است.  
 ۵- در انقباض ایزومتریک، درصد تغییرات شاخصهای فرکانسی در طولهای مختلف، تفاوت معناداری را نشان نمی دهد.  
 ۶- با نرمالیزه کردن اختلاف مقادیر فرکانسی مشخص گردید که درصد تغییرات فرکانس در انقباض ایزومتریک در تمام زوایا بیشتر از انقباض دینامیک عادی است.

بطور کلی از مجموع یافته های بالا نتایج زیر بدست می آید:  
 ۱- قبل از انجام آزمایش خستگی، رابطه معناداری بین طول عضله و فرکانسهای میانه و میانگین وجود دارد که این رابطه بر عکس می باشد. یعنی هر چه طول کاهش یابد، فرکانس بیشتر می شود.  
 ۲- در انقباض ایزومتریک، فرکانسهای میانه و میانگین پس از انجام آزمایش خستگی کاهش معناداری را نسبت به قبل از آن در هر سه زاویه نشان می دهد یعنی خستگی سبب کاهش فرکانس شده است.

## نتیجه گیری

کاهش فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی که در این تحقیق مشاهده شد، مطابق با تحقیقاتی است که قبلاً در این زمینه انجام شده است (۷,۳,۲).

همچنین افزایش درصد تغییرات انحراف فرکانس در طولهای کوتاهتر که در مطالعات قبلی (۶) دیده شده بود، در این تحقیق نیز اثبات شد. هر چند در اینجا اختلاف بین درصد انحراف فرکانس در طولهای کوتاه و بلند معنادار نبود که این را می توان به تعداد کمتر افراد شرکت کننده در این تحقیق نسبت داد. در مورد اثر طول عضله بر شاخصهای فرکانسی نیز یافته های این تحقیق با تحقیقات دیگر مشابه است (۱۰,۹).

مثلاً در اینجا نیز دیده شد که قبل از انجام آزمایش خستگی با افزایش در طول عضله، فرکانس کاهش می یابد. هر چند میزان کاهش در این تحقیق در حدود ۸ درصد بود در حالیکه در تحقیق دیگری (۹) این میزان ۱۸ درصد گزارش شده است که این تفاوت مربوط به اختلاف نوع عضله و روش انجام آزمایش است.

در توضیح علل کاهش فرکانس که با افزایش در طول عضله رخ می دهد، مطالب متعددی بیان شده است (۱۱,۱۰,۹,۸). وقتیکه عضله ای کشیده می شود، قطر فیبرها کم می گردد و بالعکس. کاهش یا افزایش قطر فیبر عضله مستقیماً روی سرعت هدایت فیبر عضلانی اثر می گذارد، بطوریکه افزایش قطر سبب افزایش در سرعت نیز می شود. رابطه بین سرعت و طیف فرکانس نیز با مدل های ریاضی و مطالعات تجربی نشان داده شده است (۱۶,۱۰). بنابراین یکی از علل عمده کاهش فرکانس (میانگین و میانه) که با افزایش طول عضله رخ می دهد این است که وقتی که عضله طویل می شود، سرعت هدایت فیبر عضلانی کم شده و منجر به کاهش فرکانس می گردد. علاوه بر اثر قطر فیبر عضله روی سرعت هدایت، عامل دیگر مقاومت حجم مایع خارج سلولی است. افزایش در طول عضله،

سبب افزایش این مقاومت و کاهش سرعت هدایت فیبر عضله و در نتیجه کاهش فرکانس می گردد (۱۱). سومین عامل که بر سرعت هدایت فیبر عضله مؤثر می باشد این است که با افزایش طول عضله، زمان پتانسیل عمل فیبر عضلانی (MFAP) افزایش می یابد و باعث کاهش سرعت هدایت فیبر عضله در طولهای بلندتر و در نتیجه کاهش فرکانس می شود (۱۲). بنابراین علت عمده تغییرات شاخصهای فرکانسی که در حین تغییرات طول عضله رخ می دهد مربوط به سرعت هدایت فیبر عضلانی است (۱۳).

نکته مهم بعدی در مورد علت کاهش فرکانس در حین خستگی عضله است. وقتیکه عضله ای خسته می شود این حالت منجر به تجمع اسید لاکتیک و یون هیدروژن در ناحیه می شود. اگر این مواد در محل باقی مانده و دفع نگردند، می توانند سبب کاهش سرعت هدایت فیبر عضله و در نتیجه کاهش فرکانس شوند (۱۶). در انقباضاتی که با قدرت کم انجام می گردد (مثل انقباضات زیر حد ماکزیمم) جریان خون عضله بهتر از انقباضات حداکثر است. بنابراین وجود یک جریان خون مطلوب سبب دفع سریع مواد زاید از عضله و رفع خستگی می گردد و بنابراین اثر آن روی تغییرات طیف فرکانس ناچیز است. در مورد چگونگی تاثیر تجمع یونهای هیدروژن و اسید لاکتیک بر سرعت هدایت فیبر عضلانی می توان گفت که افزایش این مواد سبب اسیدی شدن محیط گشته و این حالت باعث کاهش تحریک پذیری غشاء فیبر عضله شده و سرعت هدایت را کم می کند. همچنین با اسیدی شدن محیط و کاهش تحریک پذیری غشاء، زمان موج پتانسیل عمل واحد حرکتی افزایش یافته و سبب کاهش سرعت هدایت فیبر عضله و کاهش فرکانس می گردد (۱۵,۱۴).

در پایان ذکر این نکته ضروری است که از آنجا که خستگی عضلانی پدیده بسیار پیچیده ای بوده و هنوز جوانب ناشناخته بسیاری دارد لذا رابطه آن با طول عضله نیز هنوز بطور کامل شناخته شده نیست و در این مورد نظرات متفاوتی بیان شده است. مثلاً در

یک مورد گزارش شده است که خستگی عضلانی در طولهای بلند بیشتر از طولهای کوتاه دیده شده است (۱۶) که علت آن را هم افزایش ایسکمی عضله در طولهای بلند ذکر کرده‌اند. بنابراین برای شناخت بهتر این پدیده نیاز به تحقیقات و مطالعات بیشتر و کاملتری است .

#### تشکر و قدردانی:

این طرح با استفاده از بودجه اختصاصی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام پذیرفت. نویسنده لازم می‌دانند که از دانشگاه علوم پزشکی تهران برای حمایت مالی از این طرح تحقیقاتی تشکر نمایند.



## References:

1. Basmajian JV, DeLuca CJ. Muscle fatigue and time-dependent parameters of the surface EMG signal. In: *Muscle Alive*. 5th ed. Baltimore, Williams & Wilkins; 1985. p. 201-222.
2. Bendahan D, Jammes Y, Guillot C, Cozzone PJ. Combined electromyography-31p magnetic resonance spectroscopy study of human muscle fatigue during static contraction. *Muscle Nerve*, 1996; 19(6): 715-21.
3. Bigland-Ritchie B, Dawson NJ, Johansson RS. Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. *J Physiol*, 1986; 379: 451 - 459.
4. Chan K M, Andres LP, Polykovskaya Y, Brown WF. Dissociation of the electrical and contractile properties in single human motor units during fatigue. *Muscle Nerve*, 1998; 21(12): 1786-9.
5. Thomas CK, Johansson RS, and Bigland-Ritchie B. EMG changes in human thenar motor units with force potentiation and fatigue. *J Neurophysiol*, 2006; 95(3): 1518-26.
6. Bigland-Ritchie B, Thomas CK. Voluntary discharge frequencies of human motoneurons at different muscle lengths. *Muscle Nerve*, 1992; 15: 130 - 137.
7. Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve*, 1984; 7: 691- 699.
8. Brown T, McComas AJ. Muscle shortening, response latency, and conduction velocity. *Muscle Nerve*, 1996; 19: 1493-1495.
9. Bulow PM, Mehlsen J, Danneskiold SB. The twitch interpolation technique for study of fatigue of human quadriceps muscle. *J Neurosci Methods*, 1995; 62 (1-2): 103- 9.
10. Cestari LA, Marques E, Leirner AA. Effects of muscle length, frequency of stimulation & fatigue on the isometric tension in canine latissimus dorsi. *Artif Organs*, 1995; 19(3): 217 - 21.
11. Cresswell AG, Loscher WN, Thorstensson A. Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. *Exp Brain Res*, 1995; 105: 283 - 290.
12. Dolan P, Mannion AF, Adams MA. Fatigue of the erector spinae muscle: A quantitative assessment using frequency banding of the surface EMG signal. *Spine*, 1995; 20: 149-159.
13. Doud JR, Walsh JM. Muscle fatigue and muscle length interaction: effect on the EMG frequency components. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 1995; 35: 331-9.
14. Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 1992; 72 (5): 1631- 1648.
15. Fillipi GM, Troiani D. Relations among motor unit types, generated forces and muscle length in single moter units of anaesthetized cat peroneus longus muscle. *Exp Brain Res*, 1994; 101(3): 406 - 14.
16. Fitch S, McComas AJ. Influence of human muscle length on fatigue. *J Physiol*, 1985; 362: 205 - 213.
17. Fuglevand AJ, Bilodeau M, Enoka RM. Short-term immobilization has a minimal effect on the strength and fatigability of a human hand muscle. *J Appl Physiol*, 1995; 79(3): 847 - 55.