

مقایسه تأثیر قدرت انقباض عضله دو سر بازویی در زوایای ۴۵ و ۹۰ درجه مفصل آرنج بر طیف فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی

دکتر سعید طالبیان، دکتر غلامرضا علیانی، دکتر حسین باقری، دکتر محمد اکبری، دکتر محمد رضا هادیان، فیزیوتراپیست نضال حماد

دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

مقدمه: فعالیت روزانه دارای انقباضات عضلانی دینامیک است که سبب تولید سیگنالهای میوالکتریک غیر ساکن در ثبت الکترومیوگرافی می‌شود. زمانی که نیروی عضلانی تغییر می‌کند، تغییراتی در تعداد واحد حرکتی، مناطق عصبی، اندازه و انواع واحدهای حرکتی بوجود می‌آید. این عوامل روی شکل موج پتانسیل عمل واحد حرکتی (MUAP) تأثیر می‌گذارند. لذا در ارزیابی الکترومیوگرافی تفاوت‌های بارزی را بوجود می‌آورند. هدف این تحقیق بررسی توانایی شاخصهای طیف فرکانس در اندازه‌گیری تغییرات متعاقب نیرو است.

مواد و روشها: بیست فرد سالم در این تحقیق شرکت کردند و از عضله دو سر بازویی آنان در دو زاویه ۴۵ و ۹۰ درجه مفصل آرنج ثبت الکترومیوگرافی طی سه انقباض ایزومتریک حداکثر در برابر دینامومتر به مدت ۱۰ ثانیه با استراحت ۲ دقیقه ای بین انقباضات بعمل آمد. فرکانسهای میانه و میانگین فعالیت عضلانی و تخمین قدرت به همراه گشتاور تولید شده محاسبه و مورد بررسی قرار گرفتند.

یافته‌ها: فرکانس میانه و میانگین در زاویه ۴۵ درجه نسبت به ۹۰ درجه کاهش می‌یابد ($P < 0.05$). همچنین تفاوت معنی داری بین گشتاور تولید شده در دو زاویه وجود دارد بطوریکه در زاویه ۴۵ درجه گشتاور بیشتری نسبت به ۹۰ درجه بوجود می‌آید ($P < 0.05$). در زاویه ۹۰ درجه همبستگی منفی بین گشتاور تولید شده و فرکانس‌های میانگین و میانه وجود دارد ($r = -0.77, P = 0.01$) و ($r = -0.69, P = 0.03$).

نتیجه‌گیری و توصیه‌ها: وضعیت هندسی عضله تأثیر عمده ای بر گشتاور و شاخصهای طیف فرکانس در انقباض حداکثر دارد. بدنبال تغییرات طول و زاویه مفصل، میانگین و میانه طیف فرکانس تغییر یافته و لذا این دو متغیر تخمین مناسبی از رفتار عضله را فراهم می‌سازد.

کلمات کلیدی: الکترومیوگرافی، گشتاور عضلانی، فرکانس میانه، فرکانس میانگین، عضله دو سر

مقدمه

سیگنال EMG در واقع نشانگر ظهور الکتریکی فعالیت دسته جمعی نورماسکولار همراه با انقباض عضله می‌باشد این سیگنال به خصوصیت فیزیکی و آناتومیکی عضله، کنترل، نظم و ترتیب سیستم اعصاب محیطی بستگی دارد. یکی از روشهای ارزیابی رفتار فعالیت عضله ارزیابی ویژگیهای طیف فرکانس و تخمین تغییرات عملکردی آن بر اساس دامنه تغییرات این ویژگی‌ها است

طیف فرکانس تحت تاثیر موارد زیر است:

- ۱- بسیج واحدهای حرکتی (Motor Unit Recruitment)
- ۲- همزمانی واحدهای حرکتی (Motor Unit Synchronization)
- ۳- تغییر در سرعت هدایت فیبر عضلانی (Muscle Fibre Velocity)

ارزیابی رفتار عضله بر اساس متغیرهای طیف فرکانس به دلایل مؤثر فوق‌الذکر می‌تواند تخمین مناسبی را در امر تحقیق بوجود بیاورد. به دلیل حساس بودن میانگین و میانه طیف فرکانس به روش ثبت و نحوه الکتروود گذاری ارزیابی در این روند را با مشکل مواجه می‌سازد لذا محققین سعی در استاندارد نمودن و ارائه روشی مطمئن دارند. در حال حاضر نتایج متقاضی در مورد اثرات فاکتورهای مختلف بر روی طیف قدرت و به موجب آن فرکانسهای میانه و میانگین در متون وجود دارد. اکنون روشن شده که از فرکانس میانه و میانگین برای ارزیابی انحراف فرکانس بخصوص در فعالیت و خستگی عضلانی استفاده می‌گردد هر دوی این فرکانسها با میانگین سرعت هدایت فیبرهای عضله داری رابطه خطی هستند و در حین انقباض مداوم بعنوان تابعی از زمان کاهش می‌یابد (۱).

دانستن تاثیر تغییر زاویه مفصلی بر قدرت انقباض عضلانی در عضلات مختلف بدن بخصوص عضلاتی که در اعمال مختلف روزمره و یا در فعالیتهای ورزشی خاص نقش ویژه ای دارند از اهمیت زیادی برخوردار بوده و راهگشایی انجام فعالیتهای کم ضررتر و یا تجویز و روشهای مفیدتر

می‌باشد. تغییرات در فرکانس میانه و میانگین سیگنال الکتریکی عضله در مطالعات بسیار زیادی و با روشهای متفاوت تحقیقی مورد اشاره قرار گرفته است. با استفاده از مدل‌های ریاضی نشان داده شده است که انحراف فرکانس در حین خستگی رخ می‌دهد، و رابطه مستقیم با کاهش سرعت هدایت فیبر عضلانی دارد. همچنین در مطالعه تجربی بدنبال انقباضات ایزومتریک با قدرتهای متفاوت، کاهش سرعت هدایت فیبر عضلانی و فرکانس مشاهده شد (۲).

در عضله دوسر کاهش فرکانس میانگین در طولهای بلندتر حدود ۳۰ درصد و در طول‌های کوتاهتر ۴۱ درصد است. همچنین فرکانس میانگین در انقباضات ایزومتریک کمی بیشتر از همین شاخص در انقباضات دینامیک است. کاهش در شاخصهای فرکانسی پس از خستگی بسیار مشخص‌تر می‌باشد. بعلاوه کاهش فرکانس میانگین پس از خستگی نسبت به قبل از آن در وضعیت‌های مختلف بین ۲۵ تا ۲۹ درصد متفاوت است (۳).

بررسی‌ها نشان می‌دهد که نیروی عضلانی تاثیر ضعیفی روی فرکانس میانگین (Mean Frequency) دارد. درحالیکه تغییر Geometry عضله و زاویه آرنج تاثیر عمده ای روی فرکانس میانگین دارند (۴).

بررسی دامنه فعالیت الکترومیوگرافی عضله دو سر بازوئی نسبت به تغییرات سرعت تولید نیروی ایزومتریک نشان می‌دهد که RMS (Root Mean Square) بشکل منحنی خطی افزایش پیدا می‌کند (۵).

تغییرات فرکانس میانه به کاهش‌های سرعت هدایت فیبر عضلانی در انقباضات ممتد و خسته کننده مرتبط هستند. با این وجود در مطالعات آزمایشگاهی مشاهده شده است که فرکانس میانه نسبت به سرعت هدایت فیبر عضلانی تاثیر بیشتری نشان می‌دهد و با کاهش آن کاهش می‌یابد (۶).

در تغییرات نیرو با افزایش RMS و Average Rectified Value (ARV) میزان فرکانس میانه و میانگین طیف فرکانس کاهش می‌یابد (۷).

خستگی سبب کاهش فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی در تمامی طولها می‌گردد. اما در ابتدای بروز خستگی کاهش فرکانس بطور تقریباً مشابه در تمام طولهای عضله دیده شده

هدف از این تحقیق ارزیابی رفتار عضله بر اساس متغیرهای طیف فرکانس به منظور شناسایی حساسیت آن در تعیین دقیق عملکرد یک عضله خاص در شرایط کنترل شده بر اساس سمت غالب و مغلوب و در دو زاویه مشخص همراه با ارزیابی قدرت عضله توسط نیروسنج است. بنابراین سئوال این است که آیا در شرایط کنترل شده رابطه‌ای بین متغیرهای طیف فرکانس و تغییرات قدرت عضله بر اساس سمت غالب یا غیر غالب و بازوی گشتاور وجود دارد؟ و آیا ارزیابی طیف فرکانس روشی مناسب برای تخمین عملکرد عضله است یا خیر؟

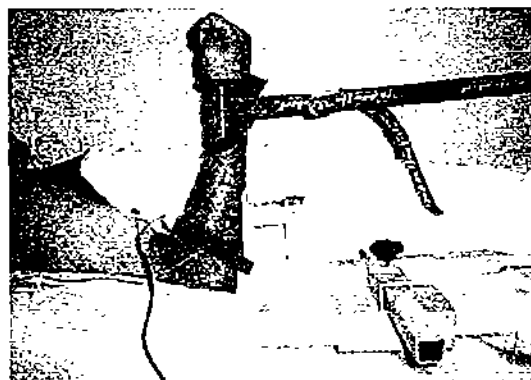
مواد و روش‌ها

تعداد بیست مرد سالم در محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال که سمت راست آنان غالب بود بطور داوطلبانه پس از آگاهی از شرایط و نحوه آزمایش و تکمیل پرسشنامه در این تحقیق شرکت کردند. در این آزمایش از دستگاه الکترومیوگرافی Premier مدل Medelec و دستگاه Dynamometer مدل Medical Research به همراه گونیامتر ویژه با قابلیت تعیین و ثبت زاویه مورد نظر برای کنترل و مشخص نمودن زاویه مفصل آرنج استفاده شد (شکل ۱).

است در حالیکه با پیشرفت خستگی و زمانی که انجام فعالیت دیگر امکان پذیر نباشد بیشترین درصد کاهش فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی در طول کوتاه عضله نسبت به طول بلند آن دیده می‌شود. بطوریکه در طول کوتاه ۴۱٪ کاهش فرکانس نسبت به حالت عادی است و در طول بلند تنها ۳۰٪ کاهش مشاهده می‌شود. اثر طول عضله مستقل از خستگی عضلانی بنحوی است که به ازای هر ۲۰٪ افزایش در طول عضله تقریباً ۱۸٪ کاهش در فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی رخ می‌دهد (۴).

ارزیابی فعالیت عضله دوسر بازویی با روش Mechanomyographic نشان داد که این عضله نسبت به عضله سولنوس دچار خستگی زودرس می‌شود و دریک فعالیت ممتد ایزومتریک رفتار فزایک و قدرتی دارد (۸).

مقایسه دو روش EMG و Mechanomyographic در طی فعالیت حداکثر و زیر حداکثر عضله دو سر بازویی با انقباض ایزوکینتیک نشان داد، نتایج مشابهی در مقادیر میانگین طیف فرکانس و مؤلفه‌های حوزه زمان در دو روش وجود دارد. بطوریکه در فعالیت دینامیک یافته‌های الکترومیوگرافی در کنار یافته‌های گشتاور تولید شده توسط عضله از اعتبار خوبی برای ارزیابی فعالیت و استراتژی واحدهای حرکتی برخوردار می‌باشد (۹).

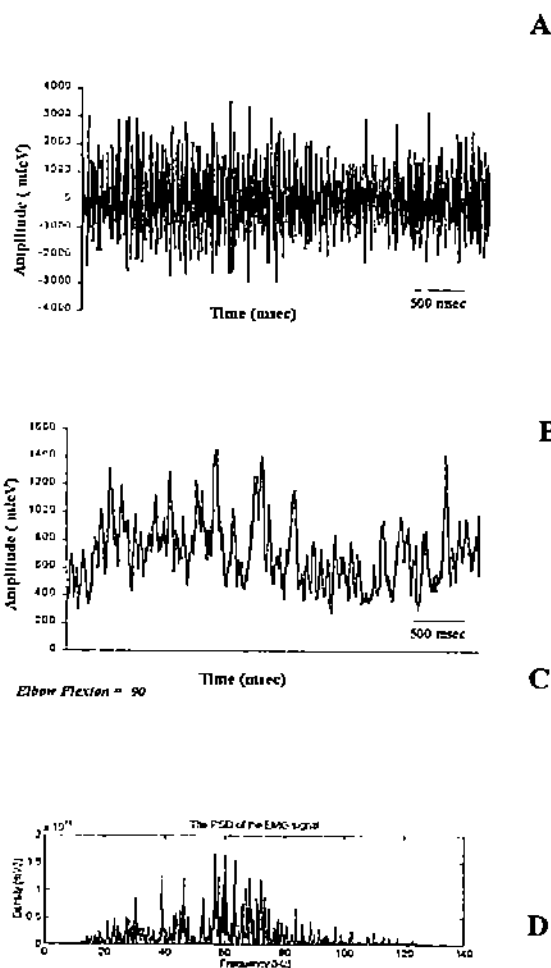


شکل ۱- وضعیت قرار گیری مفصل آرنج در دو زاویه ۲۵ و ۹۰ درجه فلکشن.

گونیامتر با قابلیت تنظیم در لبه تخت نصب شده بود. دو الکتروود ثبات الکترومیوگرافی بر روی میانه عضله و وتر عضله دوسر با فاصله ثابت ۴ سانتیمتر از هم قرار می‌گرفت. الکتروود زمین نیز بر روی ساعد نصب می‌شد. بازوی نیرو سنج در انتهای ساعد برای مقاومت در برابر حداکثر نیروی تولید شده توسط فرد واقع می‌گردید.

قائم نسبت به انتهای ساعد (یک سوم تختانی ساعد نزدیک به مچ دست) در دو زاویه ۴۵ و ۹۰ درجه بود. با اندازه گیری فاصله مفصل (اپیکندیل خارجی هومروس) تا سطح تماس خط اثر نیرو سنج بر حسب میلیمتر و ثبت در نرم افزار دستگاه، گشتاور توسط نرم افزار در حین اعمال نیرو محاسبه و نمودار آن همزمان با ثبت الکترومیوگرافی رسم می شد. با اعمال نیرو در مراتب آزمایش، (۳ بار هر بار ۱۰ ثانیه) توسط فرد، گشتاور تولید شده بر حسب نیوتن متر در رابانه ثبت و ذخیره می شد. در حین انجام سه تکرار حداکثر همزمان ثبت الکترومیوگرافی از عملکرد عضله به عمل می آمد. کلیه آزمایشات در دو سمت راست و چپ در دو جلسه جداگانه بطور تصادفی انجام شد.

پس از آماده سازی و آشنایی مراتب کار به فرد، از وی خواسته می شد بر روی تخت در حالت طاقباز قرار بگیرد. عضله دوسر دو طرف بطور تصادفی برای الکتروود گذاری آماده می شد. الکتروود فعال الکترومیوگرافی بر روی توده عضله و الکتروود غیر فعال آن حدود ۴ سانتیمتر پایین تر و داخل تر بر روی وتر عضله قرار می گرفت و الکتروود زمین بر روی ساعد نصب می شد. سپس با نصب گونیامتر در کنار تخت، مفصل آرنج در یکی از زوایای ۴۵ یا ۹۰ درجه بطور تصادفی قرار می گرفت. دستگاه دینامومتر (نیروسنج) برای تولید حداکثر نیروی ایزومتریک عضله در مسیر حرکت ساعد برای خم شدن آرنج تنظیم می شد به نحوی که خط اثر نیرو در زاویه



شکل ۲- ثبت سیگنالهای الکترومیوگرافی بصورت خام به مدت ۱۰ ثانیه در زاویه ۹۰ درجه بازو از عضله دوسر (A).

سیگنالهای یکوشده پس از گذراندن از یک فیلتر فرکانس پایین (25HZ)، (B). و مقایسه آن با گشتاور بکار گرفته در دو زاویه بر حسب Nm توسط دستگاه دینامومتر (C). طیف فرکانس فعالیت عضله با استفاده از نرم افزار MATLAB و روش (D) FFT

یافته ها

بررسی طیف فرکانس و گشتاور نشان داد که تفاوت معنی داری بین دو سمت راست و چپ علی رغم کاهش میانه و میانگین در سمت راست وجود ندارد. لذا ادامه نتایج بر اساس دو زاویه (۴۰ نمونه) و دو سمت (۲۰ نمونه) ارائه می گردد. بین دو زاویه ۴۵ و ۹۰ درجه مفصل آرنج، تفاوت معنی داری در فرکانس های میانه (Med. F) و میانگین (Mean F)، آنان وجود دارد. بطوریکه در زاویه ۴۵ درجه میانگین هر دو فرکانس کاهش می یابد ($P = 0.01$)، (جدول ۱).

بین فرکانس میانگین و گشتاور عضله دو سر بازویی در سمت راست (سمت غالب) در زاویه ۹۰ درجه مفصل آرنج ارتباط خطی منفی با ($P = 0.01$) و ($r = -0.77$) وجود دارد. همچنین بین گشتاور عضله و فرکانس میانه در زاویه ۹۰ درجه مفصل آرنج در سمت راست ارتباط منفی در حد ($r = -0.68$) با ($P = 0.03$) مشاهده شد. بین گشتاور عضله در زوایای ۴۵ و ۹۰ درجه مفصل آرنج نیز ارتباط خطی وجود دارد ($r = 0.55$)، ($P < 0.05$).

تنظیم دستگاه الکترومیوگرافی برای ثبت مناسب فعالیت

شامل موارد زیر بود:

Sensitivity: 1000 micV / Div

Time base: 100 ms / Div

High pass Filter: 5Hz

Low pass Filter 500 Hz

سیگنالهای ثبت شده توسط برد A/D دوازده بیتی با

فرکانس نمونه برداری 1 KHz بصورت ASCII ذخیره

می شد. پس از حذف ابتدا و انتهای مقادیر ثبت شده مدت

زمان سه ثانیه از ده ثانیه ثبت (ثبات در فعالیت

الکترومیوگرافی)، پردازش اطلاعات توسط نرم افزار

MATLAB بصورت یکسو نمودن سیگنال

(Rectification)، گذر از فرکانس پایین (۲۵ هرتز برای

حذف نویز ناشی از قرار گیری الکتروود)، محاسبه شاخص های

حوزه زمان نظیر RMS و ARV و همچنین شاخص های

فرکانس Mean & Median Frequency انجام می شد

(شکل ۲).

جدول ۱- شاخص های آماری (میانگین و انحراف معیار) مربوط به کل متغیرها

| گروه ها | تعداد | ARV (micV) | RMS (micV) | Med. F (Hz) | Mean F (Hz) | گشتاور (نیوتن/متر) |
|--------------------|-------|------------|------------|-------------|-------------|--------------------|
| زاویه ۴۵ درجه | ۴۰ | ۱۰۸۵/۰۰ | ۱۲۶۶/۳۸ | ۵۲/۷۵ | ۵۹/۲۵ | ۴۸۰۰۱ |
| | | (۷۲۵/۳۶) | (۸۵۶/۶۵) | (۸/۶۰) | (۶/۲۱) | (۱۰/۴۸) |
| زاویه ۹۰ درجه | ۴۰ | ۹۵۲/۱۱ | ۱۱۱۱/۰۵ | ۶۶/۴۹ | ۷۳/۰۳ | ۴۶/۱۱ |
| | | (۶۱۹/۴۸) | (۷۲۹/۸۵) | (۷/۶۵) | (۹/۳۳) | (۱۳/۶۰) |
| زاویه ۴۵ درجه راست | ۲۰ | ۱۱۶۶/۲۱ | ۱۳۴۳/۰۳ | ۵۳/۵۲ | ۵۸/۶۲ | ۴۶/۹۵ |
| | | (۸۱۱/۲۵) | (۹۳۴/۱۵) | (۸/۶۳) | (۶/۲۱) | (۱۲/۰۴) |
| زاویه ۹۰ درجه راست | ۲۰ | ۶۷۴/۸۰ | ۷۹۸/۷۱ | ۶۶/۴۹ | ۷۳/۵۴ | ۴۵/۹۳ |
| | | (۳۲۱/۶۴) | (۴۱۶/۵۶) | (۸/۹۶) | (۱۰/۶۱) | (۱۸/۶۶) |
| زاویه ۴۵ درجه چپ | ۲۰ | ۱۰۰۵/۷۹ | ۱۱۸۵/۷۳ | ۵۳/۹۹ | ۵۹/۸۸ | ۴۹/۰۷ |
| | | (۶۶۳/۲۸) | (۸۱۴/۱۶) | (۹/۰۳) | (۶/۴۸) | (۹/۱۸) |
| زاویه ۹۰ درجه چپ | ۲۰ | ۱۲۲۹/۴۱ | ۱۴۲۳/۴۰ | ۶۶/۵۰ | ۷۳/۵۹ | ۴۶/۳۰ |
| | | (۷۳۲) | (۸۵۶/۸۷) | (۶/۵۹) | (۸/۴۰) | (۶/۵۲) |

نسبت به زاویه ۹۰ درجه کاهش پیدا کند. همچنین در دامنه‌های خارجی، یک عضله به دلیل قرارگیری فیبرها در طول بلند و تداخل مناسب آکین و میوزین، از قابلیت بهتری برای انقباض نسبت به دامنه میانی یا داخلی برخوردار است. لذا موقعیت فیبرهای عضله تاثیر عمده‌ای بر قدرت انقباض ایزومتریک عضله دارد. در زاویه ۴۵ درجه آرنج فعالیت دوسر افزایش می‌یابد و توان تولید گشتاور بیشتری را نیز دارد و در این حالت مزیت مکانیکی (بازوی گشتاور) تاثیر چندانی را بر عملکرد عضله دوسر نسبت به ۹۰ درجه فلکشن آرنج ندارد. براساس وضعیت قرارگیری فیبرهای عضلات و راستای آن، هندسه عضله تغییر کرده و تاثیر عمده‌ای بر گشتاور و شاخصهای طیف فرکانس در انقباض حداکثر دارد. بطوریکه بدنبال تغییرات طول و زاویه مفصل، میانگین و میانه طیف فرکانس تغییر می‌کند. در این تحقیق با کنترل فاصله بین دو الکترود ثبات و زاویه حرکتی مفصل همراه با حداکثر تلاش فرد (در سه تکرار با معیار نیروسنج) ملاحظه شد با افزایش قدرت عضله (اندازه‌گیری شده توسط نیروسنج) میانگین و میانه طیف فرکانس کاهش پیدا می‌کند. لذا می‌توان نتیجه‌گیری کرد که این دو متغیر تخمین مناسبی از رفتار عضله را فراهم می‌سازند.

همچنین تفاوت معنی داری بین گشتاور تولید شده در دو زاویه وجود دارد بطوریکه در زاویه ۴۵ درجه گشتاور بیشتری نسبت به ۹۰ درجه بوجود می‌آید ($P < 0.05$). درحالیکه تفاوت معنی داری بین دو زاویه در مقادیر RMS و ARV مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان می‌دهد که انقباض عضله دو سر بازویی در زاویه (۴۵ و ۹۰) درجه مفصل آرنج با حداکثر تلاش، اثرات متفاوتی بر طیف فرکانس الکترومیوگرافی دارد. با افزایش زاویه مفصلی فرکانس میانه و میانگین افزایش می‌یابد. یافته‌های حاضر با نتایج حاصل از مطالعه Ceachetto و همکارانش تا حدی همخوانی نداشت وی نشان داد که نیروی عضلانی تاثیر ضعیفی روی فرکانس میانگین (Mean Frequency) دارد و تغییر هندسی عضله و زاویه آرنج تاثیر عمده‌ای تنها روی فرکانس میانگین دارد. با توجه به بازوی گشتاور عضله، در زاویه ۴۵ درجه فعالیت عضله برای تولید نیرو نسبت به ۹۰ درجه که مزیت مکانیکی دارد بیشتر می‌شود. لذا فراخوانی واحدهای حرکتی و همزمانی آنان افزایش یافته و سبب می‌گردد مقدار فرکانس میانه و میانگین

منابع

1. Sbriccoli P, Bazzucchi I, Rospon A. I, De Vito G and Felici F, Amplitude and spectral Characteristics of biceps brachii EMG depend upon speed of isometric force generation. *J. Elect.and kines.* 2003;11: 139-147.
2. Arendt-Nielsen L .The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fiber conduction velocity. *Electr. Clini. Neuro.*1985; 60: 130-134.
3. Potvin J R. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during dynamic Appl. Physio. 1997; 82 (1):144-51.
4. Cechetto A D, Parker P A and Scott R N. The effects of four time-varying factors on the mean frequency of a myoelectric signal, *J.Electr.Kine.* 2001; 11: 347-354.
5. Farina D, Merletti R, Rainoldi A, Buonocore M and Casle R. Two methods for the measurement of voluntary torque in the biceps brachii muscle. *Med. Engin. Physi.* 1999; 21:533-40.
6. Merletti R and Conte L R. Surface EMG signal processing during isometric contractions. *J. Electr. Kine.* 1997; 7 (4): 241-250.
7. Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R and Shoji H. Electromyogram power spectra frequency associated with motor unit recruitment strategies. *J.Appl. Physiol.*, 1990; 68(3):1177-85.
8. Kimura T, Hamada T, Wantanabe T, Madea A, Oya T and Moritani T. Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction. *Eur J Appl Physiol.* 2004; Aug:92(4-5):533-9.
9. Beck TW, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Cramer JT, Coburn JW and Malek MH. Mechanomyographic time and frequency domain responses during submaximal isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Eur J Appl Physiol.* 2004; Jul:92(3):352-9.