

بررسی تغییرات فرکانس میانه و توان عضلات اکستانسور گردن مردان سالم به دنبال بروز خستگی پویا (دینامیک)

مجتبا عبائی^۱، غلامرضا علیایی^۲، سعید طالبیان مقدم^۳، نسترن قطبی^۴

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

۲- استاد، دکترای فیزیوتراپی، تهران - پیچ شمیران - دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- دانشیار، دکترای فیزیوتراپی، تهران - پیچ شمیران - دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- استادیار، دکترای فیزیوتراپی، تهران - پیچ شمیران - دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: عضلات گردن در فعالیت های بسیاری با انقباض پویا فعالیت می کنند. افرادی مانند کشاورزان، کارگران صنعتی و نیز ورزشکاران حرفه ای در معرض بروز خستگی عضلات گردن قرار دارند. هدف از این مطالعه مقایسه اثر خستگی پویا بر شاخص های حوزه توان و فرکانس الکترومیوگرافی بود. **روش بررسی:** در این مطالعه ۲۰ مرد جوان سالم عضلات گردن را به صورت پویا تا رسیدن به خستگی منقبض کردند. با ثبت EMG سطحی از لواتور اسکاپولا، پاراسپینال ها و تراپزیوس فوقانی به عنوان اکستانسورهای گردن، تاثیر خستگی پویا بر حوزه ی فرکانس (MedF)، و توان (RMS) قبل و بعد از خستگی مقایسه گردید.

یافته ها: نتایج مطالعه حاضر بیان می کند که فرکانس میانه بعد از خستگی پویا (دینامیک) کاهش می یابد ($P < 0.05$). RMS عضلات لواتور اسکاپولا و تراپز فوقانی دنبال خستگی پویا افزایش معنی داری نشان داد ($P < 0.05$). نیروی عضلات پاراسپینال با توجه به کاهش معنی دار RMS و افزایش فرکانس میانه کاهش یافت.

نتیجه گیری: این مطالعه نشان داد که MedF به دنبال خستگی پویا کاهش می یابد. در حوزه توان RMS تراپزیوس فوقانی و لواتور اسکاپولا در خستگی پویا افزایش معنادار یافت. پاراسپینال ها با توجه به کاهش معنادار RMS و افزایش MedF پس از خستگی، دچار کاهش نیرو شد.

کلید واژه ها: خستگی عضلانی، الکترومیوگرافی سطحی، اکستانسورهای گردن، انقباض پویا (دینامیک).

(وصول مقاله: ۱۳۸۸/۶/۲۸ پذیرش مقاله: ۱۳۸۸/۹/۱۲)

نویسنده مسئول: تهران، خیابان انقلاب، پیچ شمیران، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

email: olyaeigh@sina.tums.ac.ir

مقدمه

است. علی رغم این مطالعه با EMG سطحی، بسیار رایج می باشد (۵، ۶، ۷، ۸، ۹، ۱۰). طیف چگالی EMG سطحی، خلاصه ای از تمام توزیعات طیفی پتانسیل عمل واحد حرکتی فعال، که توسط EMG ثبت شده اند را نشان می دهد. تغییر در طیف چگالی، اغلب به عنوان نشانه ای از خستگی عضلانی محسوب می شود. جابجایی به سمت طیف فرکانسی کمتر طی یک انقباض مداوم نشان دهنده^۱ خستگی موضعی عضله می باشد (۹). فرکانس میانه [median power frequency (MedF)] از رایج ترین (و حساس ترین) شاخص های منفرد مورد استفاده در بررسی تغییرات طیف چگالی می باشد. (۱۰، ۱۱، ۱۲، ۱۳)

علاوه بر این، متغیرهای وابسته به آمپلی تود، مثل شاخص فعالیت عضله [rectified mean square (RMS)] نیز در آنالیز

ضعیف شدن عضله در اثر خستگی، آن را برای آسیب دیدگی به دنبال افزایش شدت فعالیت یا اعمال یک نیروی ناگهانی، مستعد می کند (۱). ناراحتی عضلانی اسکلتی در گردن با نوع و شکل مشاغلی که در دسته ی کارهای دستی طبقه بندی می شوند مانند کشاورزی ... در ارتباط می باشد. گردن درد مزمن با قدرت ایزومتریک (isometric neck strength) عضلات ارتباط دارد. (۲).

خستگی عبارت است از کاهش نیروهای ارگانیک به دنبال یک کار شدید، یک کار طولانی مدت یا شرایط عملکردی نادرست (۳). تظاهرات خستگی عضلانی به صورت کاهش ظرفیت اعمال نیروی حداکثری عضله، در اثر انجام ورزش، دیده می شود (۴). ارزیابی عضلات انتخابی در گردن، با EMG به دلیل وجود بیش از ۲۰ جفت عضله در این ناحیه، کمی پیچیده

مطالعه حاضر از نوع مداخله ای بوده و در آزمایشگاه الکتروفیزیولوژی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران از پاییز ۱۳۸۷ تا تابستان ۱۳۸۸ به انجام رسید.

معیارهای ورود به مطالعه عدم وجود سابقه‌ی گردن درد در ۶ ماه گذشته، عدم انجام ورزش‌های حرفه‌ای مرتبط با اندام فوقانی، عدم سابقه‌ی انجام عمل جراحی، شکستگی، عفونت یا بدخیمی در ناحیه‌ی گردن، عدم سابقه‌ی صدمات و ضربه به ناحیه‌ی گردن و عدم وجود دیسفانکشن‌های پوسچرال و ساختاری ستون فقرات و معیار خروج ایجاد ناراحتی یا درد رادیکولار هنگام انجام آزمون، مصرف داروهای آرام بخش یا شل کننده^۴ عضله، افت فشار بیمار هنگام انجام آزمون، عدم همکاری فرد در انجام حداکثر تلاش بود.

ابتدا به وسیله‌ی پرسش نامه، اطلاعات اولیه ثبت شد. سپس فرد مورد آزمایش رضایت نامه‌ی شرکت آگاهانه در انجام آزمون را مطالعه و امضا نمود. برای فرد، هدف انجام این آزمایش و نیز الکترومیوگرافی سطحی به طور مختصر توضیح داده شد. برای گرم کردن عضلات ناحیه‌ی آزمایش، فرد مجموعه‌ای از حرکات فلکسیون و اکستنسیون گردن را با شدت ملایم و بدون تلاش زیاد به مدت دو دقیقه انجام داد.

برای ایجاد خستگی پویا با استفاده از قسمت نشیمنگاهی متحرک دستگاه B200، محلی برای نشستن فرد در داخل دستگاه تعبیه گردید. فرد بر روی صندلی دستگاه B200 طوری می‌نشست که کف پاهای وی بر روی زمین قرار می‌گرفت. دست‌های فرد آزاد و قادر بود کناره‌های صندلی را برای حفظ ثبات بگیرد. ارتفاع صندلی، برای نشستن راحت فرد و همچنین قرار گیری درست در مقابل پانل پیشانی دستگاه، تنظیم می‌شد. جلوی پیشانی اش با قسمت حفاظ سینه‌ای دستگاه که برای ناحیه‌ی پیشانی مناسب سازی شده بود، ثابت می‌شد. (شکل ۱).

حرکت و بررسی جنبه‌های فعالیت عضلانی و ایجاد خستگی، استفاده می‌شوند. با افزایش نیرو، RMS افزایش می‌یابد.

فرکانس میانه‌ی طیف و RMS با تغییر وضعیت الکترو روی پوست نسبت به عضله و تغییر وضعیت اندام، تغییر می‌کنند. همچنین، با سن فرد و... تحت تاثیر قرار می‌گیرند (۱۴). به خاطر ارتباط ضعیف بین آمپلی تود و گشتاور و نیز تفاوت‌های بین فردی زیاد، فرکانس میانه، هنگام تجزیه و تحلیل خستگی عضله در یک انقباض طولانی و کم شدت دینامیک، معتبرتر و مناسب‌تر می‌باشد (۱۲).

پس از تصادفات اتومبیل، افزایش روز افزون ورزش حرفه‌ای و صدمات همراه با آن در ورزش‌هایی نظیر تیر و کمان، تیراندازی، گلف، کشتی، ژیمناستیک، والیبال و... یا مشاغل خاص مانند کشاورزی همچنین گسترش مشاغل صنعتی و سنگین، از مهمترین دلایل شکایات گردن درد می‌باشد. مطالعات بسیاری در مورد خستگی عضلات گردن پس از فعالیت‌های ایستا (Static) انجام شده است (۲۳-۱۵، ۱۲، ۱۱، ۹، ۴، ۱). اما مطالعات کمی اثرات خستگی پویا بر پاسخ‌های عضلانی را بررسی کرده‌اند. در این مطالعات محدود، ایجاد خستگی در وضعیت درازکش به صورت طاقباز یا دمر انجام شده است. با توجه به اینکه تا کنون مطالعه‌ای به بررسی اثرات خستگی پویا بر پاسخ‌های عضلات گردن در وضعیت نشسته نپرداخته و کاربردی تر بودن این وضعیت، مطالعه حاضر به بررسی اثرات خستگی پویا در وضعیت نشسته بر روی عضلات گردن پرداخت.

روش بررسی

۲۰ نفر از مردان سالم ۱۹ تا ۲۹ سال از بین دانشجویان دانشگاه علوم پزشکی تهران با متوسط سن $24/8 \pm 2/97$ سال به صورت تصادفی و داوطلبانه برای این مطالعه انتخاب شدند.



شکل ۱- ایجاد خستگی پویا

۳-عضله^ک لواتور اسکاپولا: جفت الکترودهای سطحی در هر طرف بین لبه^ک خلفی عضله^ک SCM و لبه^ک قدامی بخش نزولی عضله^ک تراپزیوس قرار داده می شد. (۷)

داده‌های الکترومیوگرافی سطحی ثبت شده از عضلات مورد مطالعه در دو بخش توان و فرکانس مورد بررسی قرار گرفت. برای نرمال کردن RMS های به دست آمده، RMS قبل و بعد از خستگی پویا را بر RMS_{Max} تقسیم کردیم. متغیرهای این مطالعه بر اساس آزمون Kolmogorov-Smirnov از توزیع نرمال برخوردار بودند ($P > 0.05$)، بنابراین از آزمون های پارامتریک (Paired T-test) در تجزیه و تحلیل داده ها استفاده شد. فاصله^ک معنادار بودن آماری $P < 0.05$ تعیین شد.

یافته ها

در این مطالعه MedF در همه^ک عضلات، پس از خستگی پویا، کاهش معناداری یافت. بیشترین میزان خستگی، در عضلات تراپزیوس فوقانی راست و چپ و کمترین کاهش در لواتور اسکاپولای چپ بود. در نمودار ۱ تغییرات MedF پس از خستگی پویا نسبت به قبل از آن مشاهده می شود.

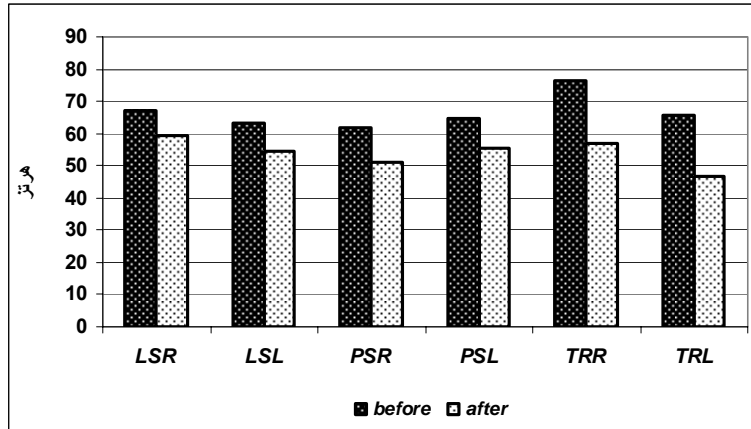
در دو سبد تعبیه شده بر روی دو بازوی دستگاه معادل یک هشتم وزن فرد وزنه به عنوان نیروی مقاوم در برابر حرکت اکستانسیون قرار داده می شد.

در شروع حرکت، سر و گردن در وضعیت فلکسیون قرار می گرفت (شکل ۱). با اکستانسیون گردن حرکت شروع میشد و با خم و راست کردن پیوسته گردن در دامنه^ک حرکتی کامل حرکت ادامه می یافت تا زمانی که فرد توانایی کامل کردن دامنه را نداشته باشد.

برای ثبت سیگنال ها، الکترودهای دستگاه EMG بر روی عضلات مورد نظر به صورت دوطرفه، بدین ترتیب نصب شد:

۱-عضله^ک تراپزیوس فوقانی: جفت الکترودهای الکترومیوگرافی، با فاصله^ک ۲۰ میلی متر از یکدیگر، در جهت فیبرهای عضله و ۲۰ میلی متر در خارج نقطه^ک میانی خطی که مهره^ک هفتم گردن را به زائده^ک آکرومیون وصل می کند، نصب گردید (۲۴)

۲-عضله^ک پارا اسپینال: جفت الکترودهای دو قطبی سطحی، به صورت طولی، روی بالک، در فاصله^ک ۲ سانتی متر از خط میانی بدن و ۴ سانتی متر زیر محل اتصال کرانیال این عضلات (زیر برجستگی اکسی پیتال) در دو طرف، نصب می شد. (۲۵)

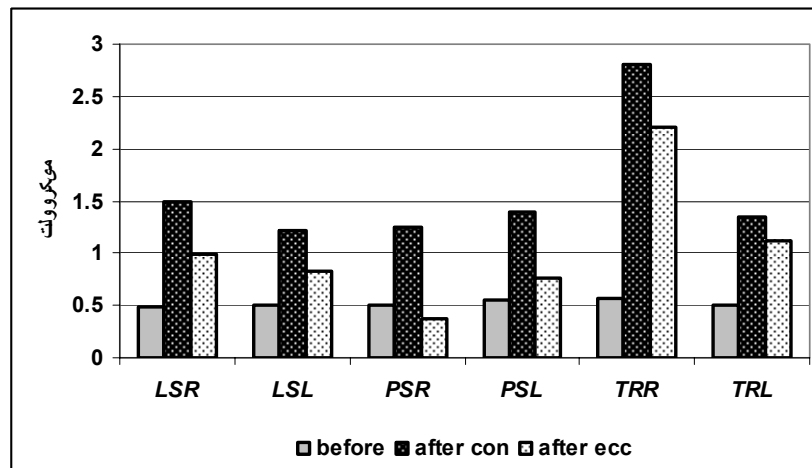


نمودار ۱- میانگین تغییرات میانه طیف فرکانس عضلات قبل و بعد از خستگی پویا

*لواتور اسکاپولای راست (LSR)، لواتور اسکاپولای چپ (LSL)، پارا اسپینال راست (PSR)، پاراسپینال چپ (PSL)، تراپزیوس فوقانی راست (TRR)، تراپزیوس فوقانی چپ (TRL)

چپ افزایش معنادار یافت ولی در پاراسپینال چپ تغییرات RMS معنادار نبود. در پاراسپینال راست کاهش معنادار RMS مشاهده شد. تغییرات RMS پس از خستگی در نمودار ۲ آمده است.

در این مطالعه، RMS پس از خستگی پویا در بخش کانستریک انقباض RMS پس از خستگی در همه‌ی عضلات، افزایش معنادار یافت. در بخش اکستریک انقباض پویا، RMS در عضلات لواتور اسکاپولای راست و چپ و تراپزیوس راست و



نمودار ۲- تغییرات RMS قبل و بعد از خستگی پویا در بخش کانستریک و اکستریک

*لواتور اسکاپولای راست (LSR)، لواتور اسکاپولای چپ (LSL)، پارا اسپینال راست (PSR)، پاراسپینال چپ (PSL)، تراپزیوس فوقانی راست (TRR)، تراپزیوس فوقانی چپ (TRL)

بحث

دیگری قرار گرفت. افراد مورد مطالعه‌ی آنها دامنه‌ی سنی گسترده تری نسبت به این تحقیق داشتند (۳۰ تا ۵۰ سال) و همچنین جنسیت آنها (مونث) با مطالعه‌ی حاضر متفاوت بود (۱۱). توجیه دیگر برای عدم کاهش MedF با خستگی می تواند این باشد که برای گروه های عضلانی ناهمگون تغییر در فعالیت بین سینرژیست ها ممکن است تفسیر جابجایی های در طیف فرکانس را دچار تغییر وانحراف نماید. این تغییر می تواند پیشنهاد

تغییرات MedF در همه‌ی عضلات، پس از خستگی پویا کاهش معناداری یافت. در تحقیقی که با انجام کار دینامیک خستگی پویا ایجاد شده بود نیز همانند مطالعه‌ی حاضر کاهش MedF به دنبال خستگی پویا مشاهده شد (۱). در مطالعاتی نیز کاهش فرکانس میانه دیده نشد. در مطالعه‌ی دو گروه زنان سالم و گردن دردی را از لحاظ سرعت و قدرت انقباض، بررسی کرده و مشاهده کردند که مقدار MedF کاهش نیافت. آنها احتمال دادند که یا عضله خسته نشد یا پاسخ خستگی تحت تاثیر عوامل

از علل احتمالی دیگر برای کاهش RMS می توان به کاهش احتمالی تعداد فیبرهای عضلانی فعال طی انجام کار اشاره کرد. علت دیگر کاهش آمپلی تود EMG، نیرومندی (Potentiation) فیبر عضله است طوری که در مقابل محرک خاص، عضله نیروی بیش از حد لازم تولید می کند (۱). به طور کلی از مطالعه حاضر می توان نتیجه گرفت که در مقایسه ی دو بخش انقباض پویا با یکدیگر، میزان افزایش فعالیت، پس از خستگی پویا در بخش کانستریک بیشتر از بخش اکستنریک موج دینامیک است (بجز در پاراسپینال ها). می توان نتیجه گرفت که پس از ایجاد خستگی به دلیل قدرت بیشتر انقباض اکستنریک، طی این نوع انقباض، عضله با فعالیت کمتری نسبت به انقباض کانستریک می تواند نیروی مورد نیاز را تأمین کند. به عبارتی خستگی اثر منفی بیشتری بر روی انقباض کانستریک می گذارد.

کننده ی این موضوع باشد که در بعضی شرایط خستگی عضله بدون تغییر و جایابی در MedF رخ می دهد (۲۶). کاهش مقادیر RMS در عضله پاراسپینال راست به دنبال خستگی پویا که در مطالعه ی ما مشاهده شد در مطالعات قبلی نیز سابقه داشته است. Hostens نیز در مطالعه ی خود، که یک کار دینامیک ممتد و طولانی برای خستگی عضلانی به کار برده می شد، شاهد کاهش میزان RMS بود که برای توجیه آن از روش "آنالیز همزمان طیف و آمپلی تود (JASA)" کمک گرفت و این کاهش را نشانه ی کاهش نیرو در عضله دانست (۱). در مطالعه ی ما مشاهده شد که به دنبال خستگی پویا در بخش انقباض اکستنریک RMS و همچنین MedF پاراسپینال های راست کاهش معناداری یافته است. با توجه به روش JASA، می توان نتیجه گرفت که این عضله، پس از خستگی پویا دچار کاهش نیرو شده است.

REFERENCES

- 1- Hostens I, Ramon H. Assessment of muscle fatigue in low level monotonous task performance during car driving. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2005; 15: 266–274
- 2- Ylinen J. J, Rezasoltani A, Julin M. V, Virtapohja H. A, et al. Reproducibility of isometric strength: measurement of neck muscles. *Clinical Biomechanics* 1999; 14 : 217-219
- 3- Sesboüé B, Guincestre J.Y. Muscular fatigue. *Annales de réadaptation et de médecine physique* 2006; 49: 348–354
- 4- Strang A. J, Berg W.P. Fatigue induced adaptive changes of anticipatory postural adjustment. *Exp Brain Res* 2007; 178: 49–61
- 5- Kamibayashi L, Richmond F. Morphometry of human neck muscles. *Spine* 1998; 23: 1314–23.
- 6- Thuresson M, Björn Ä, Linder J, Harms-Ringdahl K. Intra-rater reliability of electromyographic recordings and subjective evaluation of neck muscle fatigue among helicopter pilots. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2005; 15: 323–331
- 7- Sommerich C.M, Joines S.M.B, Hermans V, Moon S.D. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10: 377–398
- 8- Joines S.M.B, Sommerich C. M, Mirka G. A, Wilson J. R, Moon S. D. Low-level exertions of the neck musculature: A study of research methods. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2006; 16: 485–497
- 9- Björn Ä. Impaired neck motor function and pronounced pain-related fear in helicopter pilots with neck pain– A clinical approach. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18: 538–549
- 10- Roman-Liu D, Konarska M. Characteristics of power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30%MVC. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19: 864–874
- 11- Szeto P.G, Straker L.M, O_Sullivan P.B. EMG median frequency changes in the neck–shoulder stabilizers of symptomatic office workers when challenged by different physical stressors. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2005; 15: 544–5
- 12- Lin M, Liang H, Lin K, Hwang Y. Electromyographical assessment on muscular fatigue — an elaboration upon repetitive typing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2004; 14: 661–669
- 13- Esposito F, Orizio C, Veicsteinas A. Electromyogram and mechanomyogram changes in fresh and fatigued muscle during sustained contraction in men. *Eur J Appl Physiol* 1998; 78: 494-501
- 14- Mesin L, Corrado C, Marco G, Merletti R, Rainoldi A. A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestation of peripheral and central muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19: 851–863
- 15- Shieppati M, Nardone A, Schmid M. Neck muscle fatigue affects postural control in man. *Neuroscience* 2003;121: 277–285
- 16- Günendi Z, Taskiran O, Beyazova M. What is the optimal repetition number in electromyographic reaction time studies? *Clinical Biomechanics* 2005; 20: 754–758

- 17- Allison G.T, Henry S.M. The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements—a pilot study. *Clinical Biomechanics* 2002; 17: 414–417
- 18- Benesch S. Reliability of peroneal reaction time measurement. *Clinical Biomechanics* 2000; 15: 21-28
- 19- Luttmann A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W. Study on surgeons in urology, Part II: Determination of muscular fatigue. *Electromyographical Ergonomics* 1996; 39: 298–313.
- 20- Kallenberg L, Schulte E, Disselhorst-Klug C, Hermens H.J. Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2007; 17: 264–27
- 21- Mademli L, Bierbaum S, Arampatzis A. Central and peripheral fatigue during submaximal repetitive isometric contractions in young and old adults. *Journal of Biomechanics* 2006; 39(1): 485-486
- 22- Kallenberg L, Hermens H.J. Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: Motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18: 780–788
- 23- Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R, Mesin L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait & Posture* 2008; 28: 179–186
- 24- Åström C, Lindkvist M, Burström L, Sundelin G, Karlsson J.S. Changes in EMG activity in the upper trapezius muscle due to local vibration exposure. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19: 407–415
- 25- Stapley P.J, Beretta M.V, Toffola E.D, Schieppati M. Neck muscle fatigue and postural control in patients with whiplash injury. *Clinical Neurophysiology* 2006; 117: 610–622
- 26- Sporrang H, Palmerud G, Kadefors R, Herberts P. The effect of light manual precision work on shoulder muscles—an EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1998; 8: 177–184

The Changes of median frequency and power of neck extensor muscles following dynamic fatigue in healthy men

Abaei M¹, Olyaei GH^{2*}, Talebian S³, Ghotbi N⁴

1- MSc of Physiotherapy

2- Full Professor of Tehran University of Medical Science

3- Associate Professor of Tehran University of Medical Sciences

4- Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences

Background and aim: Neck muscles contract dynamically in the majority of daily activities. Athletes, agricultures and industrial labors are predisposed to muscular fatigue.

Aim: The aim of the present study was to compare the effect of dynamic fatigue on power and frequency domains of EMG spectrum.

Material and methods: In this study 20 healthy young men contracted neck muscles dynamically, until muscular fatigue occurs. Surface electromyography was recorded of levator scapula, neck paraspinals and upper trapezius, as neck extensors. The effects of dynamic contraction on frequency (Median Frequency) and Power domains(RMS) were compared before and after fatigue.

Results: The results of the present study indicated that MedF decreases following dynamic fatigue ($P<0.05$). After dynamic fatigue, RMS of levator scapula and upper trapezius increased significantly ($P<0.05$). Regarding to significant decrease of RMS and increase of MedF, paraspinals encountered with force reduction .

Conclusion: Changes of MedF and RMS indicated that a continuous dynamic contraction tends to exhaust levator scapula and upper trapezius but decreases paraspinals force.

Key words: Muscle fatigue, surface electromyography, Neck extensors, Dynamic contraction

***Corresponding author:**

Dr.Gholamreza Olyaei, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.

Email: olyaeigh@sina.tums.ac.ir

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