مقاله پژوهشی

بررسی تغییرات نوروفیزیولوژیک خستگی عضلانی در افراد سالم و بیماران مبتلا به درد قدام زانو

دکتر سعید خاتم ساز [1]، ملیحه موسوی قمی [2]، دکتر سعید طالبیان [3]

1- استاد یار گروه آموزشی زیست شناسی، دانشکده علوم پایه، دانشگاه آزاد اسلامی واحد کازرون
2- مدرس گروه آموزشی فیزیولوژی ، دانشکده پرستاری، دانشگاه آزاد اسلامی واحد سیرجان
3- استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: خستگی عضلانی عاملی برای آسیب‌دیدگی‌است. توانایی انجام حرکت بدون خطا و کنترل پذیری آن در کاهش ضایعات اثر مهمی دارد. به دنبال خستگی تکرارپذیری حرکت کاهش می یابد. ارزیابی کنترل حرکت به‌دنبال خستگی می‌تواند بستری مناسب برای بررسی تغییرات بوجود آمده باشد و در توصیه های درمانی جهت جلوگیری از صدمات کمک نماید. هدف این تحقیق بررسی تغییرات بوجود آمده در کنترل حرکت بر اساس بروز خستگی از دیدگاه فیزیولوژیک در افراد سالم و بیماران با درد جلوی زانو است. .

روش بررسی: تعداد 15 خانم (10 فرد سالم و 5 بیمار با علائم دو طرفه) داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. ثبت الکترومیوگرافی سطحی از عضلات واستوس مدیالیس، واستوس لترالیس و رکتوس فموریس هر دو سمت (20 عضله سالم و 10 عضله بیمار) در حین آزمون خستگی در دو زنجیره باز و بسته بدست آمد. قبل و بلا فاصله بعد از خستگی پنج تکرار دینامیک تعیین و سه تکرار میانی آن جهت مقایسه ضریب قرینگی به‌عنوان شاخص ارزیابی کنترل و کاهش میانه طیف فرکانس به عنوان شاخص خستگی در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: به‌دنبال خستگی در هر دو گروه میانه طیف فرکانس کاهش معنی‌داری نشان داد که در گروه بیماران این کاهش بیشتر بود. همچنین کاهش معنی‌داری در شاخص قرینگی در بعد از خستگی مشاهده شد. این معیار در بین دو گروه در قبل از خستگی معنی دار بود ولی بعد از خستگی تفاوتی نداشت.

نتیجه‌گیری: خستگی سبب کاهش میانه فرکانس در حرکات دینامیک می‌گردد. بدنبال درد و اختلال عملکرد مراکز بالای سیستم کنترل حرکت از سینرژی های متفاوتی استفاده می کنند. بعد از خستگی الگوی سینرژی تغییر کرده و در انقباضات دینامیک ضریب قرینگی کاهش می یابد این تغییر وابسته به اختلال عملکردی و درد بوده و الگوی ثابتی ندارد.

کلید واژه ها: خستگی عضلانی، کنترل حرکت، ضریب قرینگی، الکترومیوگرافی سطحی، درد جلوی زانو

(ارسال مقاله 90/10/10،پذیرش مقاله 91/1/23)

نویسنده مسئول : سیرجان –دانشگاه آزاد اسلامی

Email: maliheh. moosavi@yahoo.com

مقدمه

خستگی عبارت است از ناتوانی در حفظ و تداوم نیروی مورد نیاز یا مورد انتظار و به عنوان کاهش موقتی در ظرفیت کاری نیز تعریف می‌شود (1و2). بدنبال مراتب اولیه بروز خستگی فرایند فیزیولوژیکی و نورولوژیکی طی تغییر در رفتار سبب حفظ نیروی عضلانی شده که این امر به شکل افزایش دامنه پتانسیل عمل واحدهای حرکتی و کاهش فرکانس نورونهای حرکتی است و در الکترومیوگرافی ثبت و مشخص می‌شود. از دلایل کاهش فرکانس فعالیت‌های واحد حرکتی در خستگی، طولانی‌تر شدن زمان انقباض و شل‌شدن عضله می‌باشد (1). خستگی سبب ایجاد مهار رفلکسی در عضله می‌گردد و میزان این مهار برای افراد تمرین نکرده و تمرین‌کرده یکسان است.

هـر چند که میزان تحمل افـراد تمرین‌کرده دو بـرابـر تمرین نکرده است. همچنین خستگی سبب بروز تغییر مختصری در حس وضعیت می‌شود. یعنی باید مقدار بیشتری حرکت انجام شود تا فرد متوجه حرکت شود. فرد با خستگی تعداد واحدهای حرکتی بیشتری را برای یک کار معین به‌کار می‌گیرد (3) تمرینات خستگی‌آور منجر به کاهش ATP و مصرف محصولات ناشی از هیرولیز ATP مثل ADP، PI و یون هیدروژن می‌شود. اندازه‌گیری غلظت کلسیم آزاد میوپلاسمیک در طی مرحله خستگی نشان می‌دهد که یون کلسیم در مرحله تتانیک، تنها تغییرات اندکی در طی مرحله خستگی متوسط پیدا می‌کند. فعالیت عضله موجب کاهش یون پتاسیم در عضله می‌شود (4). تغییرات الکترومیوگرافی در واحدهای حرکتی عضلات بعد از خستگی به‌دنبال تحریکات تتانیک باعث افزایش دامنه

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

الکترومیوگرافی (Electromyography: EMG)، پایایی و سطح زیر منحنی به‌وجود آمده می‌شود در حالی‌که نیروی تولید شده کاهش می‌یابد (5). Costa مطرح کرد که رفتار پایدار یک سیستم فیزیولوژیک ارتباط نزدیکی با نوسانات بزرگتر در همان سیستم دارد در این روش سیستم فیزیولوژیکی می‌تواند به تغییرات ناگهانی که توسط تحریکات ایجاد می‌شود تطابق پیدا کند. وسعت نوسانات در سیگنال‌های فیزیولوژیکی می‌تواند توسط واحد اندازه‌گیری محاسبه شده دوره‌های زمانی به دست آید (6). لذا به نظر می‌رسد تفاوت عمده‌ای بین پاسخ EMG و تولید نیرو بعد از خستگی وجود دارد که نیاز دارد از معیار دیگری برای سنجش پاسخ میوالکتریک استفاده نمود. در این رابطه Lee بحث شاخص قرینگی را در تعیین پاسخ ارادی با استفاده از الکترومیوگرافی مطرح کرد و در بیماران با ضایعه سیستم اعصاب مرکزی آن را مورد ارزیابی قرار داد (7). بررسی اثر خستگی بر ضریب قرینگی مشخص شده است که به دنبال خستگی شاخص قرینگی رفتار عضلانی کاهش می یابد (8). همچنین میزان اثر بخشی خستگی بر ضریب قرینگی عضلات اکستانسور ستون فقرات در بیماران با سابقه کمر درد نشان از کاهش آن دارد و میزان این کاهش می‌تواند بعنوان یک معیار در نظر گرفته شود (8). به نظر می‌رسد در رفتارهای دینامیک شاخص قرینگی عامل مناسبی برای تعیین ارزیابی کنترل مرکزی باشد. تاکنون بررسی بر روی شاخص قرینگی فعالیت عضلانی بعد از خستگی در عضلات اکستانسور زانو انجام نشده است. علت آن جدید بودن پارامتر شاخص قرینگی است که جا دارد تحقیقات زیادی بر روی این پارامتر کنترل حرکت از دیدگاه الکترونورو فیزیولوژی انجام گیرد.

روش بررسی

تعداد 20 خانم سالم و 10 خانم مبتلا به سندرم درد کشکی رانی در محدوده سنی 20-30 سال بطور داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. بیماران با توجه به شیوع آن پس از معاینه توسط متخصص ارتوپد و ارزیابی اولیه و تکمیل پرسشنامه، از نحوه ارزیابی آگاه می‌شدند. مدت آزمون 45 تا 60 دقیقه بود و در دو جلسه انجام می شد. در مرحله اول آموزش روش ارزیابی در دو زنجیره باز و بسته به افراد داده می‌شد. سپس فرد بر روی تخت به پشت می‌خوابید؛ محل قرارگیری الکترودهای الکترومیوگرافی برای عضلات واستوس داخلی، رکتوس فموریس و واستوس خارجی بر اساس دستورالعمل SENIAM مشخص می‌شد. الکتروگونیامتر بر روی سطح خارجی ران و ساق به نحوی قرار می‌گرفت که محور چرخش آن در سطح خارجی فضای مفصلی زانو که با لمس دقیق مشخص می‌شد واقع می‌شد. سپس بازوهای الکتروگونیامتر توسط چسب محکم می‌شد. پس از نصب الکتروگونیامتر، الکترودهای ثبات الکترومیوگرافی توسط چسب مخصوص بر روی مناطق مورد نظر (عضلات واستوس مدیالیس و لترالیس و رکتوس فموریس) قرار می‌گرفت.

ثبت فعالیت الکترومیوگرافی

الف- قبل از خستگی

جهت ثبت حداکثر تلاش فرد به منظور نرمال کردن سیگنال‌های الکترومیوگرافی در حرکات دینامیک زنجیره باز و بسته، با استفاده از الکترو دینامومتر، در وضعیت نشسته بر روی لبه تخت با ثبات (فیکساسیون) مناسب اندام قرار می گرفت، به نحوی که بتواند10 ثانیه انقباض ارادی همراه با ثبت الکترومیوگرافی را به تعداد سه بار به عمل آورد. بین هر تکرار 2 دقیقه استراحت در نظر گرفته می‌شد. بنابراین فرد سه بار در دامنه میانی فلکشن ران (60 درجه) که توسط الکتروگونیامتر تعیین می‌شد، حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات اکستانسور زانو را انجام می‌داد. میزان نیروی تولید شده توسط الکترودینامومتر نمایش داده می‌شد و از فرد درخواست می‌شد حداکثر نیرو را در سه تکرار مشابه و با حداکثر تلاش انجام دهد و همزمان ثبت الکترومیوگرافی از عضلات مورد نظر انجام می‌شد. چنانچه هر سه تکرار شبیه به هم از نظر نیروی تولید شده با 10% خطا بود، به عنوان حداکثر انقباض اردی، اطلاعات وی ذخیره می‌شد. بعد از تعیین حداکثر تلاش، افراد به طور تصادفی یکی از دو روش آزمون زنجیره باز و بسته را به نوبت انجام می‌دادند. در زنجیره باز فرد لبه تخت می‌نشست و با آموزش اولیه و تثبیت ران مورد آزمایش، فرد شروع به اکستنشن زانو (مرحله کانسنتریک) از زاویه 80 درجه فلکشن تا حداکثر اکستنشن آن بدون مقاومت خارجی و تنها با تحمل وزن ساق می‌کرد. به مجرد رسیدن به دامنه انتهایی، فلکشن زانو را انجام می‌داد (مرحله اکسنتریک). این حرکت را پنج بار انجام می‌داد. برای دقت بیشتر، در تحلیل اطلاعات از سه تکرار میانی انتخاب می‌شد. در زنجیره بسته فرد کنار تخت می‌ایستاد و با خم کردن زانوی اندام مقابل تا 90 درجه و بدون خم شدن مفصل ران در این اندام، بر روی اندام مورد آزمایش انتقال وزن می‌کرد. با آموزش اولیه و کنترل دامنه فلکشن زانو، اندام مورد آزمایش در زنجیره بسته تا 80 درجه فلکشن که توسط الکتروگونیامتر کنترل می‌شد خم می‌گردید. در این مرحله نیز از فرد خواسته می‌شد به دنبال تریگر زمانی آغاز

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

حرکت، شروع به فلکشن زانو (مرحله اکسنتریک) از اکستنشن کامل تا فلکشن 80 درجه با تحمل وزن کند. به مجرد رسیدن به دامنه مورد نظر، اکستنشن زانو را انجام می‌داد (مرحله کانسنتریک). این حرکت را نیز پنج بار انجام می‌داد که اطلاعات سه تکرار میانی برای محاسبه انتخاب می شد.

ب- انجام روش خستگی

خستگی عضلات اکستانسور ران در دو زنجیره باز و بسته به شرح زیر انجام می شد :

1- *خستگی در زنجیره باز*

بعد از ثبت فعالیت الکترومیوگرافی در قبل از خستگی از افراد خواسته می‌شد لبه تخت بنشینند و سپس با قرار دادن یک وزنه به میزان 10 کیلوگرم بر روی مچ پای مورد نظر و با قرار دادن زانو در زاویه اکستنشن20-10 درجه حداکثر تلاش خویش را برای حفظ وضعیت موجود بکنند. ادامه این وضعیت همراه با انقباض ایزومتریک عضلات اکستانسور زانو بتدریج سبب بروز خستگی عضلانی می‌شد به نحوی که افراد پس از گذشت چند دقیقه دچار عدم توانایی در نگه‌داری اکستنشن زانو می‌شدند. همزمان با انجام تست خستگی ثبت الکترومیوگرافی عضلات نیز انجام می‌شد. مطالعه متوسط و میانه طیف فرکانس ثانیه اول و آخر این مدت و کاهش آنان، حکایت از بروز خستگی در هریک از عضلات فوق دارد.

وزنه 10 کیلوگرمی به دلیل حداکثر نیروی اعمال شده در یک حالت استاتیک سبب بروز خستگی در اکثر افراد می‌شد. معیار آن حدود 15 درصد وزن افراد بود. که با توجه به اینکه افراد وزنهای مختلف و نزدیک بهم دارند با محاسبه کسری از وزن و حذف اعشار در حدود 9 تا 11 کیلو بود، لذا از یک وزنه 10 کیلویی ثابت که توسط ولکرو به ساق متصل می‌شد استفاده شد.

2- *خستگی در زنجیره بسته*

بلافاصله پس از بروز خستگی در زنجیره باز، از افراد خواسته می‌شد، ابتدا در کنار تخت پنج بار حرکت فلکشن اکستنشن را بدون مقاومت انجام دهند و سپس کنار تخت بایستند و قبل از رفع خستگی این مرحله شروع به حرکت به سمت فلکشن زانو در زنجیره بسته کنند و در محدوده 60 درجه فلکشن زانو وضعیت موجود را تا لحظه بروز خستگی مجدد و درد عضلانی حفظ کنند. در واقع خستگی در زنجیره بسته شامل یک دوره خستگی ایزومتریک در زنجیره باز و متعاقب آن خستگی ایزومتریک در زنجیره بسته بود.

ج- بعد از خستگی:

1- زنجیره باز : بلافاصله پس از بروز خستگی در زنجیره باز بصورت ایزومتریک از افراد خواسته می‌شد پنج بار حرکت فلکشن اکستنشن را شبیه به حالت قبل از خستگی انجام دهند و اطلاعات آن جهت مقایسه با قبل از خستگی ذخیره می‌شد.

2- زنجیره بسته: در این مرحله نیز بلافاصله پس از بروز خستگی عضلانی در حالت نیمه چمباتمه از افراد درخواست می‌شد شبیه به حالت قبل از خستگی پنج بار حرکت فلکشن اکستنشن را در زنجیره بسته انجام دهند.

وسایل و تجهیزات مورد استفاده

در این تحقیق از دستگاه الکترومیوگرافی مدل Data log، کامپیوتر و سایر متعلقات این دستگاه استفاده گردید. دستگاه Biometrics EMG مدل DataLog با خصوصیات هشت کانال مجزا است که دراین پژوهش از چهار کانال آن سه تا برای EMG و یکی برای گونیامتر با فرکانس نمونه برداری 1000 هرتز استفاده شد با مشخصات زیر:

1-Gain (100-200µv/Div.)
2-Amplified differentially
3-Sweep: (1sec/Div)
4- Bandpass filter (10 Hz-500Hz)

متغیرهای تحقیق شامل موارد زیر بود:

1- تغییرات میانه طیف فرکانس فعالیت الکترومیوگرافی. 2- تغییرات شاخص قرینگی فعالیت الکترومیوگرافی با مقایسه میزان (Root Means square: RMS) سه تکرار حرکتی و تعیین قرینگی این سه تکرار توسط نرم افزار.

دستگاه الکترومیوگرافی بر اساس برنامه مورد نظر در پژوهش تنظیم می‌شد. سپس با انجام فعالیت ارادی بر اساس روش تحقیق ثبت الکترومیوگرافی انجام می‌گرفت. آنالیز اطلاعات توسط نرم افزارهای طراحی شده در محیط MATLAB و Visual Recurrence Analysis انجام شد. جهت ارزیابی آماری از نرم افزار SPSS ویرایش 11 استفاده شد.

یافته‌ها

مقایسه میانه طیف فرکانس در دو حالت ایزومتریک و داینامیک نشان داد که تفاوت معنی‌داری در قبل و بعد از خستگی بدنبال فعالیت ایزومتریک و داینامیک در دو زنجیره باز و بسته در افراد سالم و بیمار وجود دارد (جدول 1).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

جدول1-مقایسه میانگین (انحراف معیار) میانه طیف فرکانس فعالیت ایزومتریک و داینامیک در دو زنجیره باز و بسته بصورت کانسنتریک و اکسنتریک عضلات واستوس مدیالیس، رکتوس فموریس و واستوس لترالیس قبل و بعداز خستگی برحسب هرتز در افراد سالم و بیمار (برحسب هرتز)

				قبل از خستگی			بعداز خستگی					
				واستوس مدیالیس	واستوس لترالیس	رکتوس فموریس	واستوس مدیالیس	سطح معنی داری	واستوس لترالیس	سطح معنی داری	رکتوس فموریس	سطح معنی داری
سالم	ایزومتریک			61/96 (5/5)	101/28 (7/64)	76/57 (14/32)	46/18 (4/35)	0/00	54/74 (10/01)	0/00	51/08 (7/7)	0/00
	داینامیک	کانسنتریک	باز	58/02 (5/44)	98/23 (8/11)	69/72 (13/73)	48/89 (3/55)	0/00	70/09 (5/66)	0/00	46/61 (7/03)	0/00
			بسته	81/71 (7/38)	108/53 (8/34)	90/54 (15/88)	53/89 (4/03)	0/00	91/73 (6/65)	0/00	51/12 (6/53)	0/00
		اکسنتریک	باز	58/30 (5/95)	96/4 (7/66)	72/24 (14/24)	45/84 (4/69)	0/00	76/99 (5/93)	0/00	46/31 (4/59)	0/00
			بسته	76/71 (8/12)	115/45 (9/52)	97/83 (16/72)	46/53 (4/13)	0/00	65/25 (4/35)	0/00	44/46 (6/31)	0/00
بیمار	ایزومتریک			49/8 (3/93)	81/13 (8/96)	81/42 (9/24)	33/57 (2/44)	0/00	42/85 (4/42)	0/00	39/62 (8/57)	0/00
	داینامیک	کانسنتریک	باز	43/66 (0/88)	76/36 (3/73)	73/93 (10/25)	36/38 (0/73)	0/00	61/09 (2/99)	0/00	49/28 (6/83)	0/00
			بسته	61/13 (2/26)	77/18 (3/78)	66/24 (5/07)	47/02 (0/97)	0/00	50/77 (2/49)	0/00	41/40 (3/17)	0/00
		اکسنتریک	باز	49/37 (1/30)	81/81 (3/62)	45/24 (6/90)	39/69 (0/8)	0/00	65/97 (2/92)	0/00	32/32 (4/93)	0/00
			بسته	82/16 (2/15)	83/00 (3/68)	77/06 (10/01)	58/68 (1/53)	0/00	51/87 (2/30)	0/00	42/81 (5/56)	0/00

مقایسه ضریب قرینگی فعالیت سه عضله اکستانسور زانو در قبل و بعد از خستگی نشان داد که کاهش معنی داری در این رفتار در هردو گروه دیده می‌شود(جدول 2).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

جدول 2- مقایسه میانگین (انحراف معیار) ضریب قرینگی فعالیت داینامیک عضلات واستوس مدیالیس، رکتوس فموریس و واستوس لترالیس در دو زنجیره باز و بسته در قبل و بعد از خستگی در افراد سالم

	قبل از خستگی				بعداز خستگی							
	زنجیره باز		زنجیره بسته		زنجیره باز				زنجیره بسته			
	کانسنتریک	اکسنتریک	کانسنتریک	اکسنتریک	کانسنتریک	سطح معنی‌داری	اکسنتریک	داری‌سطح معنی	کانسنتریک	سطح معنی‌داری	اکسنتریک	سطح معنی‌داری
سالم	0/82 (0/08)	0/83 (0/07)	0/81 (0/08)	0/82 (0/07)	0/54 (0/05)	0/00	0/53 (0/05)	0/00	0/51 (0/06)	0/00	0/51 (0/05)	0/00
بیمار	0/45 (0/03)	0/62 (0/04)	0/63 (0/05)	0/66 (0/05)	0/35 (0/02)	0/00	0/56 (0/04)	0/00	0/49 (0/05)	0/00	0/47 (0/04)	0/00

مقایسه اطلاعات مربوط به سن، قد، وزن و شاخص جرم بدن تفاوت معنی داری را بین دو گروه نشان نداد. مقایسه متغیرهای فعالیت عضلانی در قبل و بعد از خستگی نشان داد که میانه فرکانس فعالیت در هر دو شرایط ایزومتریک و داینامیک (کانسنتریک و اکسنتریک) تفاوت معنی داری بین دو گروه وجود دارد ($P<0,05$).

مقایسه ضریب خستگی بین دو گروه در قبل از خستگی تفاوت معنی داری داشت ولی در بعد از خستگی به غیر از کانسنتریک زنجیره باز این تفاوت معنی دار نبود (جدول 3).

جدول 3- مقایسه ضریب قرینگی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در حین انجام انقباض داینامیک قبل و بعداز خستگی در بین دو گروه

			t	سطح معنی داری	تفاوت میانگین دو گروه
قبل از خستگی	زنجیره باز	کانسنتریک	13/9	0/00	0/36
		اکسنتریک	8/04	0/00	0/21
	زنجیره بسته	کانسنتریک	6/13	0/00	0/18
		اکسنتریک	5/75	0/00	0/16
بعد از خستگی	زنجیره باز	کانسنتریک	11/1	0/00	0/19
		اکسنتریک	-1/6	0/11	-0/3
	زنجیره بسته	کانسنتریک	1/29	0/20	0/02
		اکسنتریک	1/95	0/06	0/03

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

بحث

در این تحقیق بدنبال خستگی میانه طیف فرکانس در انقباض ایزومتریک و دینامیک کاهش یافت این امر در کنار تغییرات میزان فعالیت نشان دهنده کاهش توان عضله و کاهش سرعت هدایت فیبر عضلات است که با نتایج Janet و Thomas (5و1) مطابقت دارد. همچنین کاهش انرژی عضله که می‌تواند میزان مدت زمان انجام کار را باعث شود یکی از عواملی بود که در این تحقیق بدست آمد اگرچه بطور مستقیم کار ارزیابی نشده است ولی می‌توان نتیجه گرفت که کاهش کار نیز از عوارض خستگی است که در این خصوص Emery نیز گزارشی را در سال 1994 ارائه نموده بود. (2)

همچنین نتایج ما نشان داد که مراکز کنترل نیز بطور اندک ولی مشخص در روند خستگی محیطی وارد می‌شوند و تغییرات آن از طریق ارزیابی ضریب قرینگی که شاخصی از ارزیابی سیستم مرکزی است نمود پیدا کرده است. خستگی عضلانی می‌تواند تغییرات مهمی در استفاده از سینرژی‌های عضلانی بوجود بیاورد به طوری که بدنبال خستگی دینامیک کاهش ضریب قرینگی دیده شد. این یافته با نتایج Talebian و همکاران در تضاد است(8). آنان گزارش کردند که بدنبال خستگی ایزومتریک عضلات تنار افزایش قرینگی وجود دارد. این اختلاف می‌تواند ناشی از تعداد بیشتر عضلات در تحقیق ما و دینامیک بودن آن در مقایسه با تحقیق آنان باشد. به عبارت دیگر الگوی استفاده از چند عضله متفاوت از تعداد محدود و نوع رفتار است. ضریب قرینگی در بیماران با درد عضلانی اسکلتی متفاوت با افراد سالم است و کاهش دارد و همچنین بدنبال خستگی دینامیک کاهش می‌یابد این یافته با نتایج کار Talebian و همکارانش که روی بیماران کمردردی نتایج را گزارش کردند مطابقت دارد.(9)

انجام فعالیت در گروه افراد سالم و بیمار سبب خستگی شد که با استفاده از شاخص میانه این امر نشان داده شد. لذا به دنبال فعالیت ایزومتریک میانه طیف فرکانس کاهش پیدا می‌کند. به عبارت دیگر خستگی محیطی ناشی از اختلال عملکرد عضلات دیده شد. هرسه قسمت عضله کوادریسپس در این فعالیت دچار این کاهش شدند. از طرفی در فعالیت دینامیک هم کاهش میانه طیف فرکانس در هر دو نوع زنجیره و دو نوع انقباض دیده شد. این روند کاهش در میانه طیف فرکانس نشانه تغییرات در سرعت انقباض فیبرهای عضلانی متعاقب خستگی است. نکته بسیار مهم این است که ضریب قرینگی رفتار عضلات نیز در بعد از خستگی با کاهش همراه بود به عبارت دیگر در ارزیابی سیستم کنترل حرکت مشخص می‌شود که خستگی عضلانی می‌تواند نظم بکارگیری عضلات را دچار اختلال کند. آیا خستگی در مرکز نیز اتفاق افتاده؟ هنوز مشخص نیست ولی شواهد دال بر این است که سیستم کنترل مرکزی نیز دستخوش تغییرات می‌شود. مقایسه دو گروه نشان داد که میانه طیف فرکانس قبل از خستگی تفاوت معنی‌داری را بین دو گروه دارد که نشان دهنده رفتار طبیعی این عضله نزد بیماران است. پس از بروز خستگی همه عضلات اکستانسور زانو در فعالیت ایزومتریک دچار تفاوت عمده بین دو گروه می‌شوند. این امر نشان می‌دهد که خستگی سبب کاهش بیشتر متغیرهای طیف در گروه بیماران می‌شود که حکایت از بروز خستگی بیشتر در این افراد یا کارآمدی کمتر نزد این گروه است. در واقع بیماران برای انجام کار نیاز دارند همزمانی بیشتری برای بکارگیری واحدهای حرکتی داشته باشند و مراکز کنترل حرکت تنظیمات متفاوتی را در مقایسه با افراد سالم ارائه می‌دهند. شاید یکی از دلایل بروز درد در مفصل نیز عدم قابلیت بکارگیری این عضلات بویژه در فعالیت های سخت باشد. قرینگی رفتار کلی سه عضله با هم یا ضریب قرینگی در بیماران کاهش را در مقایسه با افراد سالم در قبل از خستگی نشان می‌دهد این امر می تواند تفاوت عمده در ارزیابی سیستم مرکزی در انتخاب گروه عضلات در برنامه حرکتی باشد ولی در بعد از خستگی علی رغم وجود این کاهش تفاوت معنی دار نبود که به نظر می رسد حاکی از ورود مشابه عضلات سینرژی در این بیماران باشد.

لذا می‌توان مطرح کرد انجام فعالیت دینامیک سبک می‌تواند بر روند انقباض فیبرهای عضلانی اثر گذاشته و تغیرات فیزیولوژیک انقباضی را سبب گردد و تغییرات کنترل حرکت نیز در این امر اتفاق می‌افتد. لذا شاخص های الکترومیوگرافی سطحی تا حدود زیادی می تواند این رفتار را شناسایی کند.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

REFERENCES

1. Janet L, Taylor E, Butler S. Changes in muscle afferents motoneurons and motor drive during muscle fatigue. Eur J Appl Physiol 2000; 83: 106-115.
2. Emery L, Sitler M, Ryan J. Mode of action and angular velocity fatigue response of the hamstrings and quadriceps. Isokin and Exer Scie 1994; 3 : 4-8.
3. Walton DM, Kuchinad AR. Reflex inhibition during muscle fatigue in endurance-trained and sedentary individuals. Eur J Appl Physiol 2002; 87: 465-68.
4. Gandevia SC, Enoka RM, Fatigue, Neural and muscular mechanisms.1995; 132-139.
5. Thomas CK, Johansson RS, Bigland Ritchie B, EMG changes in human thenar motor units with force potentiation and fatigue. J Neuro Physiol 2006; Mar 95 (3): 1518-26.
6. Costa MG , Goldberger AL, Peng CK. Multiscale entropy analysis of biological signals. Phys Rev E. 2005;71(2): 2-20.
7. Lee DC, Lim HK, Mc Kay WB, Priebe MM, Holmes SA, Sherwood AM, Toward an objective interpretation of surface EMG pattern: a voluntary response index. J Elect and Kinesiol 2004; 14: 379-388.
8. Talebian S, Olyaei G.R. Abbaszadeh M. Partabian L. Evaluation of motor control following thenar muscle fatigue using symmetrical index. Tehran Univ Med J 2009; Aug 67(5): 326-331.
9. Talebian S, Hosseini M, Bagheri H, Olyaei GR, Reazasoltani A. Trunk muscle fatigue in subjects with a history of low back pain and a group of healthy controls measured by similarity index. J Back and Musculo Rehab 2011; 24: 17–22

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

Research Article

Neurophysiological changes following muscle fatigue in healthy subjects and patients with anterior knee pain syndrome

Khatamsaz S [1*], Moosavi M [2], Talebian S[3]

1- Assistant Professor of Islamic Azad University- Kazerun Branch.
2- Lecturer of Islamic Azad University- Sirjan Branch
3- Professor of Tehran University of Medical Sciences

Abstract

Background and Aim: Muscle fatigue is a factor that caused muscle injuries. Ability to perform movement without error and controllability has important role in reduction of injuries. Reproduce ability of motion is reduced after muscle fatigue. Evaluation of motor control can produce suitable conditions for assessment of these changes and help us treatment guide lines for prevention of injuries. The aim of this study was to evaluate motor control changes following onset of fatigue in patients with anterior knee pain as a physiological aspect.

Materials and Methods: Fifteen voluntary female (10 healthy, 5 patients with bilateral syndromes) participated in this study. During dynamic fatigue test (open and closed chain movements), muscle activities were recorded from bilateral vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris (20 healthy and 10 patients quadriceps muscles) by surface electromyography (sEMG). Five dynamic cycles of motions were selected before and immediately after fatigue and then average of three middle cycles were compared for Symmetry Index (SI) as motor control assessment. Also Median Frequency (MDF) were computed as an indicator for onset of fatigue.

Results: MDF reduced significantly in both groups. This reduction was markedly showed in patients group. Reduction of SI was significant after fatigue test. Comparison of SI between groups indicated that before fatigue there was significant difference but after fatigue test was not significant.

Conclusion: Dynamic motions can produce muscle fatigue and reduction of MDF. High central control system used different synergies following pain and functional impairment. Synergy patterns change after dynamic motions fatigue and cause reduction of SI. This change is dependent to pain and functional impairment and has not a stable pattern.

Key Words: Muscle fatigue, Motor control, Symmetry index, Surface electromyography, Anterior knee pain syndrome.

***Corresponding author:** Malihe Moosavi, Islamic Azad University- Sirjan Branch

Email: maliheh. moosavi@yahoo.com

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]