بررسی بکارگیری واحدهای حرکتی در عضلات بازکننده زانو

مرضیه نجفی[۱]، سبحان نجفی[۲]، دکتر سعید طالبیان[۳]

۱- کارشناس دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- کارشناسی ارشد مدیریت اجرائی-MBA دانشگاه مالک اشتر

۳- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: شرایط بیومکانیک اندام میتواند تاثیر بارزی بر بکارگیری واحدهای حرکتی داشته باشد. الکترو میوگرافی سطحی روشی است برای ارزیابی فعالیت عضلانی و زمان شروع آن در هنگام فعالیتهای مختلف. هدف از این تحقیق استفاده از این روش برای تعیین کارکرد مراکز کنترل حرکت به ازای نوع کار در عضلات اکستانسور مفصل زانو است.

روش بررسی: تعداد ده فرد سالم در این تحقیق شرکت کردند و در دو زنجیره باز و بسته پنج بار حرکت خم و باز شدن زانو را همزمان با ثبت الکترومیوگرافی عضلات انجام دادند. پس از محاسبه انتگرال هر یک از تکرارها بر اساس زنجیره (باز – بسته) و نوع انقباض (کانسنتریک – اکسنتزیک) متوسط سه تکرار میانی از پنج تکرار محاسبه و مقایسه شدند.

یافته ها: مقایسه بکارگیری واحدهای حرکتی در سه عضله اکستانسور زانو در دو نوع انقباض کانسنتریک و اکسنتریک در زنجیره باز تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ولی در زنجیره بسته برای دو عضله واستوس مدیالیس و واستوس لترالیس این تفاوت معنی‌دار بود ($P<0.05$). نتایج نشان داد که تفاوت معنی داری در بکارگیری واحدهای حرکتی سه عضله بین دو زنجیره باز و بسته در دو نوع انقباض وجود دارد ($P<0.00$).

نتیجه گیری: : در زنجیره باز بین دو انقباض کانسنتریک و اکسنتریک نحوه بکارگیری واحدهای حرکتی تفاوتی ندارند. این فرایند حاکی از آن است که صرف نظر از نوع انقباض در زنجیره باز وارد ساختن نرونهای حرکتی در یک الگوی کنترلی قرار دارند. در زنجیره بسته انقباض کانسنتریک از بکارگیری واحدهای بیشتری نسبت به اکسنتریک بر خوردار است که با مکانیزم میزان دخالت جزء انقباضی نسبت به عوامل غیر انقباضی همسو است و این امر ناشی از طبیعت دو نوع فعالیت است که در زنجیره بسته بیشتر عینیت پیدا کرده‌است. مقایسه بین دو زنجیره نشان داد که در زنجیره بسته هر دو نوع انقباض (اکسنتریک و کانسنتریک) دارای حجم بیشتری از واحدهای حرکتی هستند. بدین معنی که در زنجیره بسته به لحاظ اثر نیروهای وارده این افزایش اتفاق افتاده‌است.

واژگان کلیدی: کنترل حرکت، انتگرال الکترومیوگرافی، بکارگیری واحد حرکتی، مفصل زانو، کوادریسپس

(وصول مقاله:۱۳۸۹/۱۱/۲ پذیرش مقاله:۱۳۸۹/۱۲/۲۱)

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

Email: marziyeh.najafi@yahoo.com

مقدمه

مهمترین نقش زانو در عملکرد تامین ثبات دینامیک تنه در حین رفتارهای روزانه است و مراکز کنترل حرکت تاثیر زیادی بر چگونگی این نقش دارد به نحوی که با بکارگیری درصد واحدهای حرکتی و کنترل فرکانس آتش نرونهای حرکتی در سطوح مرکزی می‌تواند تغییرات موثری بر نوع و نحوه استراتژی‌های کنترل نظیر Ankle Strategy و Hip Strategy و حتی Step Strategy داشته باشد(۱). اصول و طرح بیومکانیک اندام میتواند تاثیر بارزی بر بکارگیری واحدهای حرکتی داشته باشد به نحوی که بر اساس تئوری داینامیک و تئوری سیستم که نقش عوامل محیطی و درجه آزادی اندام را در تبیین کنترل مؤثر می‌دانند به نظر میرسد براین اساس الگوهای حرکتی بر میزان بکارگیری واحدهای حرکتی و نرخ آتش نرون‌های عصبی موثر باشد. عملکرد و میزان یادگیری‌های فرد میتواند تاثیر بسزایی برچگونگی الگوهای حرکتی داشته باشد. لذا در یک فعالیت معمولی و متداول که سطح یادگیری آن در کلیه افراد یک جامعه کامل باشد، تغییرات کنترل حرکت و استراتژی بکارگیری یا Recruitment تفاوت‌های فردی را نشان می‌دهد(۲). مهمترین عامل کنترل حرکت در زانو به عهده عضلات کوادریسپس و همسترینگ می‌باشد و به دلیل شاخص بودن مکانیسم فلکسوری در میان استرانژی‌های یاد شده کارکرد عضله کوادریسپس در فرایند کنترل حرکت آن با انقباضات اکسنتریک و کانسنتریک از اهمیت زیادی برخوردار است. لذا ارزیابی بکارگیری واحدهای حرکتی در حین تکرار حرکت و مدت زمان آن می تواند کمک زیادی به شناخت رفتار بیومکانیکال و کنترل آن داشته‌باشد(۱۱-۳) .

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

الکترومیوگرافی سطحی روشی است برای ارزیابی فعالیت عضلانی در هنگام فعالیتهای مختلف و کنترل آن بر اساس متغییرهای زمانی، دامنه و فرکانس. انتگرال الکترو میوگرافی یا iEMG جهت تعیین میزان و زمان شروع فعالیت واحد های حرکتی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در مطالعه ای که در سال ۱۹۹۶ توسط Higbe و همکارانش صورت گرفت از iEMG برای بدست آوردن تاثیر اموزش انقباضات Con & Ecc روی قدرت عضلانی و فعالیت عصبی استفاده شد . در این مقاله داده های بدست آمده از EMG دریک زمان مشخص بعنوان متوسط نیرو یکسو و انتگرال گیری شد و متوسط iEMG داده هارا در سه دوره آزمایش بدست اوردند. تغییرات iEMG کوادریسپس راست در حین فعالیت حداکثر انقباض Con & Ecc اندازه گیری شد و مشاهده کردند که حداکثر تغییرات iEMG برای دو گروهی که تحت آموزش بودند بسیار بیشتر از گروهی که تحت آموزش نبودند می باشد. با این وجود تغییرات iEMG بین دو گروهی که آموزش دیده بودند خیلی زیاد نبود. متوسط گشتاور ارزیابی شده در حین حداکثر انقباض Con & Ecc حرکت Ext زانو بوسیله iEMG ارزیابی شده است (۱۲). در پژوهشی دیگر که در سال ۱۹۸۶ توسط Aoki در دانشگاه Tohoku صورت گرفت ارتباط iEMG عضله سه سر بازویی را در ایجاد نیرو در باز کردن سریع آرنج بررسی کردند. در این مطالعه از iEMG برای بدست آوردن ارتباط بین فعالیت انفجاری اولیه در عضله سه سر بازویی و تفاوتهای بیومکانیکی آن مثل شتاب وسرعت وانرژی حرکت در باز کردن پرتابی آرنج استفاده کرده‌اند (۱۳). Schmitz و همکارانش از EMG برای مقایسه نسبت فعالیت به کار عضلات باز کننده زانو در انقباضات ایزوتونیک و ایزو کینتیک استفاده کردند. آنها با استفاده از EMG سطحی سیگنالهای عضلات واستوس داخلی و خارجی در انقباضات کانسنتریک را محاسبه و بعد ۱۰ بار تکرار انتگرال آنهارا بدست آوردند. نتایج حاصل شده از EMG نشان داد که انقباض ایزوتونیک باعث بکارگیری واحدهای حرکتی بیشتری نسبت به انقباض ایزوتونیک میشود(۱۴).

همچنین Moritani ارتباط بین طیف EMG سطحی و میزان بکارگیری واحدهای عضلانی هنگام افزایش اتقباض عضله را بررسی کرد. او یافت که با افزایش نیرو افزایش بسیار زیادی در آمپلی تود EMG سطحی ایجاد میگردد. این داده ها بیان کرد که تجزیه و تحلیل طیف EMG سطحی میتواند میزان بکارگیری واحدهای عضلانی در حین افزایش نیروی عضله را بخوبی اندازگیری کند (۱۵)

در این تحقیق از روش iEMG برای تعیین کارکرد مراکز کنترل حرکت به ازای نوع کار و فعالیت استفاده شده‌است.

روش تحقیق

در این تحقیق ده فرد سالم بطور داوطلب در صورت داشتن ضوابط ورود و پس از ارزیابی و تکمیل پرسشنامه در تحقیق شرکت کردند. در این تحقیق میزان تغییرات دامنه حرکت دردو جهت فلکشن و اکستنشن توسط گونیامتر تعیین و مدت زمان آن با استفاده از نرم افزار دستگاه الکترومیوگرافی محاسبه شد. از دستگاه الکترومیوگرافی Biometrics مدل DataLog با خصوصیات هشت کانال مجزا با حساسیت .100 µv/Div و سرعت .100 msec/Div و عرض باند 1000 Hz – 400 استفاده شد.

در مرحله اول آموزش روش ارزیابی در دو زنجیره باز و بسته به افراد داده می شد. سپس فرد بر روی تخت به پشت می خوابید محل قرار گیری الکترودهای الکترومیوگرافی برای عضلات واستوس داخلی، رکتوس فموریس و واستوس خارجی بر اساس دستورالعمل SENIAM مشخص و محل آن با پنبه و آب و صابون جهت کاهش مقاومت پوست شستشو داده می شد. دیژیتال الکتروگونیامتر بر روی سطح خارجی ران و ساق به نحوی قرار می گرفت که محور چرخش آن در سطح خارجی فضای مفصلی زانو که با لمس دقیق مشخص می شد واقع گردد. سپس بازو های الکتروگونیامتر توسط چسب محکم می شد. پس از نصب الکتروکونیامتر ، الکترودهای ثبات الکترومیوگرافی با خشک شدن پوست ناحیه توسط چسب مخصوص بر روی مناطق مورد نظر (عضلات واستوس مدیالیس و لترالیس و رکتوس فموریس) قرار می گرفت.

جهت ثبت حداکثر تلاش فرد به منظور نرمال کردن سیگنال های الکترومیوگرافی در حرکات دینامیک زنجیره باز و بسته، با استفاده از الکترو دینامومتر، در وضعیت نشسته بر روی لبه تخت با فیکسیشن مناسب اندام قرار می گرفت. به نحوی که بتواند ۱۰ ثانیه انقباض ارادی همراه با ثبت الکترومیوگرافی را به تعداد سه بار به عمل آورد. بین هر تکرار ۱ دقیقه استراحت در نظر گرفته می شد.

بنابراین فرد سه بار در دامنه میانی فلکشن ران (۶۰ درجه) که توسط الکتروگونیامتر تعیین می شد، حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات اکستانسور زانو را انجام می داد. میزان نیروی تولید شده توسط الگتروداینامومتر نمایش داده می شد و از فرد درخواست می‌شد حداکثر نیرو را در سه تکرار مشابه و با حداکثر تلاش انجام دهد و همزمان ثبت الکترومیوگرافی از

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

عضلات مورد نظر انجام می شد. چنانچه هر سه تکرار شبیه به هم از نظر نیروی تولید شده با ۱۰٪ خطا بود به عنوان حداکثر انقباض اردی، اطلاعات وی ذخیره می شد. 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 لب تخت می نشست. با آموزش اولیه و تثبیت ران مورد آزمایش و پایش دامنه حرکتی توسط الکتروگونیامتر به دنبال تریگر زمانی برای تعیین شروع حرکت، که بر روی تراسه های ثبت از سه عضله فرد مورد مطالعه علامت گذاری می‌شد، فرد شروع به اکستنشن زانو (مرحله کانسنتریک) از زاویه ۸۰ درجه تا حداکثر اکستنشن آن بدون مقاومت خارجی و تنها با تحمل وزن ساق می کرد. به مجرد رسیدن به دامنه انتهایی به مدت ۱ ثانیه صبر می کرد و سپس فلکشن زانو را انجام می داد(مرحله اکسنتریک). این حرکت را پنج بار انجام می داد. برای دقت بیشتر، در آنالیز RMS اطلاعات از سه تکرار میانی انتخاب می شد. در زنجیره بسته فرد کنار تخت می ایستاد و با خم کردن زانوی اندام مقابل تا ۹۰ درجه بدون خم شدن مفصل ران، بر روی اندام مورد آزمایش انتقال وزن می کرد. با آموزش اولیه و کنترل دامنه فلکشن زانو، اندام مورد آزمایش در زنجیره بسته تا ۸۰ درجه فلکشن که توسط الکتروگونیامتر کنترل می شد خم می شد. در این مرحله نیز از فرد خواسته می شد به دنبال تریگر زمانی آغاز حرکت، شروع به فلکشن زانو (مرحله اکسنتریک) از اکستنشن کامل تا فلکشن ۸۰ درجه با تحمل وزن کند. به مجرد رسیدن به دامنه مورد نظر به مدت ۱ ثانیه صبر می کرد و سپس اکستنشن زانو را انجام می‌داد (مرحله کانسنتریک). این حرکت را نیز پنج بار انجام می داد که اطلاعات سه تکرار میانی برای محاسبه Slope of iEMG انتخاب می شد. زمان محاسبه برای بررسی شیب از زمان شروع فعالیت تا رسیدن به حداکثر تلاش ارادی بود که پس از محاسبه این زمان برحسب میلی سکند، انتگرال الکترومیوگرافی برحسب میکروولت میلی‌سکند، به زمان بدست آمده تقسیم و شیب بر حسب میکروولت بدست می‌آمد. این شیب بعنوان نرخ بکارگیری واحدهای حرکتی در نظر گرفته شدند.

کلیه اطلاعات بدست آمده توسط نرم افزار Data Log فراخوانی و مورد تجزیه و تحلیل قرار می گرفت. از نرم افزار SPSS ویرایش ۱۳ برای ارزیابی آماری استفاده شد.

نتایج

آزمایشات سه بار در هر مرحله زنجیره باز و بسته انجام می‌شد و متوسط سه تکرار جهت محاسبات تحلیلی استفاده شد.

میانگین و انحراف معیار داوطلبین شرکت در تحقیق در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱- متغییرهای آنتروپومتریک افراد شرکت کننده در تحقیق

	سن	وزن (کیلوگرم)	قد (متر)	شاخص جرم بدن
میانگین	۲۲/۳	۶۷/۸	۱/۶۸	۲۱/۳
انحراف معیار	۰/۵	۳/۴۱	۰/۱۸	۰/۹۲

کلیه اطلاعات مربوط به بکارگیری واحدهای حرکتی فعالیت عضلات اکستانسور ران در جدول ۲ و ۳ گزارش شده است.

جدول۲- مقایسه میانگین بکارگیری واحدهای حرکتی عضلات واستوس مدیالیس، رکتوس فموریس و واستوس لترالیس در دو نوع انقباض کانسنتریک و اکسنتریک در زنجیره باز برحسب میکرو ولت

		زنجیره باز		سطح معنا داری
		میانگین	انحراف معیار	
واستوس داخلی	کانسنتریک	۰/۱۴۸	۰/۱۲	۰/۹۴
	اکسنتریک	۰/۱۴۹	۰/۱۷	
رکتوس فموریس	کانسنتریک	۰/۰۹۷	۰/۰۷۱	۰/۹۲
	اکسنتریک	۰/۱۰۷	۰/۱۱۰	
واستوس خارجی	کانسنتریک	۰/۱۲۲	۰/۰۸۷	۰/۲۲
	اکسنتریک	۰/۱۰۵	۰/۰۸۶	

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

جدول۳- مقایسه میانگین بکارگیری واحدهای حرکتی عضلات واستوس مدیالیس، رکتوس فموریس و واستوس لترالیس در دو نوع انقباض کانسنتریک و اکسنتریک در زنجیره بسته برحسب میکرو ولت

		زنجیره بسته		سطح معنا داری
		میانگین	انحراف معیار	
واستوس داخلی	کانسنتریک	۰/۴۷۸	۰/۲۹	۰/۰۴
	اکسنتریک	۰/۲۹۰	۰/۱۶	
رکتوس فموریس	کانسنتریک	۰/۵۱۱	۰/۴۹۲	۰/۰۸
	اکسنتریک	۰/۲۸۴	۰/۱۵۲	
واستوس خارجی	کانسنتریک	۰/۳۲۲	۰/۱۶۲	۰/۰۰
	اکسنتریک	۰/۲۲۵	۰/۱۱۸	

نتایج نشان داد که تفاوت معنی داری در بکارگیری واحدهای حرکتی سه عضله بین دو زنجیره باز و بسته در دو نوع انقباض وجود دارد ($P<0.00$).

نتیجه گیری

نتایج این تحقیق نشان داد که در زنجیره باز بین دو انقباض کانسنتریک و اکسنتریک نحوه بکارگیری یا Recruitment واحدهای حرکتی تفاوتی ندارند و کنترل سیستم حرکتی به یک میزان فعال می‌شوند این فرایند حاکی از آن است که صرف نظر از نوع انقباض در زنجیره باز به دلیل یک نواختی الگوی حرکتی که در مقابل وزن اندام حرکت را انجام می‌داد دلیلی بر تغییر یا وارد ساختن نرونهای حرکتی وجود نداشته‌است اگرچه در شرایط فیزیولوژیک و بر اساس شواهد قبلی تایید شده در انقباض اکسنتریک مقدار کمی فعالیت الکترومیوگرافی کمتر از نوع دوم است درحالیکه گشتاور حرکتی میزان بیشتری از کانسنتریک دارد. این پدیده در هر سه عضله چهار سر دیده‌شد. در زنجیره بسته انقباض کانسنتریک از بکارگیری واحدهای بیشتری نسبت به اکسنتریک بر خوردار بود. به نظر میرسد در این شرایط نیاز واحد فعال برای برگشت از حالت نیمه چمباتمه برای دو جزء عضله کوادریسپس یعنی واستوس داخلی و خارجی زیاد باشد هرچند که رکتوس نیز از این امر جدا نیست ولی علی رغم اختلاف معنی‌دار نبوده‌است. نیاز به بکار گیری واحدهای بیشتر در حالی اتفاق می‌افتد که طبق موارد مستند فعالیت الکترومیوگرافی در این شرایت نیز در نوع کانسنتریک بیشتر از اکسنتریک است. مقایسه بین دو زنجیره نشان داد که در زنجیره بسته هر دو نوع انقباض (اکسنتریک و کانسنتریک) دارای حجم بیشتری از واحدهای حرکتی هستند. بدین معنی که در زنجیره بسته به لحاظ اثر وزن افراد به نسبت وزن ساق و وزنه روی آن این اثر گذاری بیشتر است.

در نهایت با افزایش مقاومت و نوع انقباض می‌توان واحدهای حرکتی بیشتری را فعال نمود که این امر می‌تواند در تبیین روش درمانی برای بیماران سودمند باشد.

REFERENCES

1- Shumway-Cook A, Wollacott M H., Motor control, 3rd ed, Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2007; 12-33.
2- Montgomery P C, Connolly B H., Clinical applications for motor control, Slack Incorporated, USA, 2003; 53-65.
3- Bottas R, Nicol C C, Komi PV, Linnamo V, Adaptive changes in motor control of rhythmic movement after maximal eccentric actions, J Electrom & Kinesiol,2009;19: 347–356
4- Kouzaki M, Fukunaga T.Frequency features of mechanomyographic signals of human soleus muscle during quiet standing. J Neurosci Methods. 2008 Jun 20. 251-258.
5-Thelen D G., Chmanov E. S., Hoerth D. M., Best T. M., Swanson S. C., Young L. LI, M., Heiderscheit B. C, Hamstring Muscle Kinematics during Treadmill Sprinting. Med. Sci. Sports Exerc., 2005;V: 37(1), 108-114.
6-Farina D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. Exerc Sport Sci Rev 2006; Jul;34(3):121-7.

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

7- Billaut F, Basset F., Falgairette G, Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. Neuroscience letters,2005; V: 380(3), 265-269.
8- Shultz S. G, Perrin D. H., Adams J. M., Arnold B. L., Gansneder B. M., Granata K. P, Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. J Electromy & kinesiol. 2000; 10 (3),159-179.
9-. Cramer1 J T, Housh T J., Weir J P., Johnson G O., Berning J M., Perry S R., Bull A J., Gender muscle, and velocity comparisons of mechanomyographic and electromyographic responses during isokinetic muscle actions. Scand J Med Sci Sports 2004; 14: 116–127
10- Hart J M., Ingersoll C D. Quadriceps EMG frequency content following isometric lumbar extension exercise, J Electromy & Kinesiol, 2010; 20 (5), 840-844.
11- Nishihara K, Hosoda K, Futami T. Muscle fiber conduction velocity estimation by using normalized peak-averaging technique, J Electrom & Kinesiol, 13 (2003) 499–507.
12- Higbie E J, Cureton K J, Warren G L, Barry M. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. J Appl Physiol, 1996; 81: 2173-2181.
13- Aoki F, Agasaki H, Naksmur R. The relation of triceps brachii extension integrated to force in EMG of the rapid elbow, Tohoku J. exp. Med., 1986; 149: 287-291.
14- Schmitz R.J, Westwood k.c. Knee extensor electromyographic activityto work ratio is greater with isotonic than isokinetic contractions. J Athlet .Train 2001; 36 – 40.
15- Moritani t, Muro m. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. J Appl physiol 1987 56:260-265

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

Assessment of motor units recruitment at the knee extensor muscles

Najafi M[1*], Najafi S[2] Talebian S[3]

1- B.sc of Physio Therapy
2- MSc of MBA
3- Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences

Abstract

Background and Aim: Biomechanical conditions of limbs can affect on motor unit recruitment (MUR) markedly. Surface Electromyography (SEMG) is an approach for evaluation of muscle activities and onset time during different functions. The purpose of this study is to use SEMG for detection of central motor control in different functions of knee extensor muscles.

Materials and Methods: Ten healthy subjects contributed in this study. They were done five repetitions of knee flexion/extension in open and close chain separately during recording of SEMG simultaneously. Integrated EMG (iEMG) of three middle repeated cycles were detected according to chain (open- close) and kind of contraction (concentric- eccentric).then the Average of three slope of iEMG compared to each other.

Results: There were not significant differences in MUR of three extensor muscles for concentric and eccentric contractions in open chain but vastus medialis and lateralis muscles showed significant changes in close chain ($P<0.05$). Result showed that there were significant differences of MUR for two kind of muscle contractions between open and close chains ($P<0.05$).

Conclusion: Recruitment of motor units has not shown difference in open chain between concentric and eccentric contractions. This process indicates representative similarity of control pattern in two kind of contraction in open chain. Concentric contraction at close chain cycle has more MUR in comparison with eccentric contraction. It is equal to more interference of contractible compartment in concentric to eccentric contraction. This happens due to the nature of two kind of contraction particularly in close chain cycle. Comparison between two chains indicated that more motor units contribute in close chain (concentric and eccentric). It means that motor unit recruitment increased due to effect of increase of load in close chain.

Keyword: Motor control, Integrated EMG, Motor unit recruitment, Knee joint, Quadriceps muscle

***Corresponding author:**
Marzieh Najafi, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences
Email: marziyeh.najafi@yahoo.com

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

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