

بررسی پایایی زمان شروع به فعالیت عضلات اطراف مفصل زانو، در مواجهه با اغتشاش پیش بینی نشده و ناگهانی چرخشی

فاطمه قاسمی دهچشمه^۱، دکتر علی امیری^۲، دکتر نادر معروفی^۲، دکتر علی اشرف جمشیدی^۲، دکتر شهره جالایی^۳

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه علوم پزشکی ایران

۲- دکترای تخصصی فیزیوتراپی، استادیار گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی ایران

۳- دکترای تخصصی آمار زیستی، استادیار دانشکده ی توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: وجود یا عدم وجود پایایی در نتایج حاصل از ثبت الکترومیوگرافی سطحی عضلات، همواره مورد سوال بوده است (۱) هدف از مطالعه‌ی حاضر، سنجش میزان پایایی زمان تاخیری واکنش الکترومیوگرافی عضلات اطراف مفصل زانو، در مواجهه با اغتشاش پیش‌بینی نشده‌ی چرخشی در صفحه‌ی عرضی، از ناحیه‌ی سطح اتکا بود.

روش بررسی: در مطالعه‌ی حاضر ۲۰ خانم سالم و عاری از هرگونه دفورمیتی مشخص در اندام تحتانی با دامنه‌ی سنی ۱۹ تا ۳۰ سال شرکت داشتند. از هر فرد ثبت الکترومیوگرافی سطحی از شش عضله‌ی اطراف مفصل زانو، به تفکیک در ۴ وضعیت شامل: چرخش خارجی (Ext Rot) از ناحیه‌ی کف پا در صفحه‌ی عرضی با زانوی خم و زانوی صاف و چرخش داخلی (Inter Rot) در همین شرایط در وضعیت ایستاده روی یک پا (Single leg stance)، طی ۴ مرحله انجام گرفت. تکرار پذیری درون جلسه‌ی (Intra session) از طریق ضریب همبستگی درون گروهی ICC: Intraclass correlation coefficients برای زمان وارد عمل شدن عضلات در مواجهه با اغتشاش در چهار حالت اعمالی، مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: از نتایج حاصل در ۲۴ حالت مورد بررسی، ۱۸ حالت عضلات در زمان وارد عمل شدن تکرارپذیری متوسط تا بالاداشتند (طبقه بندی مونرو)

نتیجه گیری: عضلات از نظر میزان پایایی زمان تاخیری وارد عمل شدن، در مواجهه با اغتشاش چرخشی، با توجه به زاویه‌ی مفصلی و جهت اعمال چرخش در صفحه‌ی عرضی، مقادیر متفاوتی را نشان دادند. از نظر جهت چرخش، اکثر عضلات در مواجهه با اغتشاش چرخش خارجی (ساعتگرد) نسبت به چرخش داخلی (خلاف ساعتگرد) و از نظر زاویه‌ی مفصلی در اغتشاشات با زانوی صاف نسبت به اغتشاشات با زانوی خم، میزان پایایی بیشتری نشان دادند.

کلید واژه‌ها: عضلات زانو، الکترومیوگرافی سطحی، پایایی، اغتشاش چرخشی

(ارسال مقاله ۱۳۹۳/۶/۲، پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۱۱/۵)

نویسنده مسئول: میدان مادر، خ شهید شاه نظری، خ نظام، دانشکده توان بخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

Email: amiri.alip10@yahoo.com

مقدمه

ارتباط بین کینتیک عضلانی (نبرو) (Kinetic) و کینماتیک عضلانی (تغییر طول و سرعت تغییر طول) (Kinematic) طی هر دو موقعیت استاتیک (Static) و دینامیک (Dynamic) در مقاومت در مقابل حرکت که امپدانس مکانیکی (Mechanical Impedance) نامیده میشود، نشان میدهد که فعالیت مناسب عضلانی میتواند پایداری مکانیکی را فراهم کند. (۹)

این ویژگی بر اهمیت نقش هم انقباضی (Co Contraction) عضلات آنتاگونیست اشاره دارد که همراه با فعالیت رفلکسی عضلات منجر به ایجاد یک سفتی عضلانی (Muscle Stiffness) و ویسکوزیتی در جهت ایجاد مقاومت در مقابل ایجاد چرخش می‌شود.

وقتی توانایی سیستم برای ایجاد سفتی مفصلی و

مفصل زانو به علت قرارگیری میان دو اهرم بلند، در معرض وارد شدن نیروهای مختلف میباشد که میتوانند در این مفصل ایجاد آسیب کنند و باتوجه به اینکه میزان شیوع آسیب‌های لیگامانی در مفصل زانو نسبتا بالاست، و اکثر آسیب‌های ایجاد شده به طور ناگهانی و در زمان کوتاهی اتفاق می‌افتند، بنابراین فهم علت ایجاد این آسیب‌ها و بررسی عوامل پیشگیری کننده از ایجاد این آسیب‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. (۲-۴)

نیروهای وارده به مفصل زانو به نحوی باید کنترل شوند. در این مفصل جهت‌گیری و ساختار مناسب لیگامانها، کپسول مفصلی و منیسک به طور چشمگیری در ایجاد ثبات (Stability) شرکت دارند ولی با در نظر گرفتن نیروهای زیادی که از این مفصل می‌گذرد این میزان ثبات کافی نیست. (۵-۸)

در صفحه‌ی عرضی ایجاد میشوند که بیانگر این هستند که دانش بیشتری باید در زمینه‌ی حرکات چرخشی بدن و رفتار عضلانی در طی تغییرات ایجاد شده‌ی در این صفحه حاصل شود بنابراین شناسایی بیشتر چگونگی کنترل حرکتی در این صفحه ضروری به نظر می‌رسد. (۱۲) همچنین با نگاهی به مکانیسم‌های ایجاد آسیب در مفصل زانو شاهد هستیم که بیشتر آسیب‌های لیگامانی مفصل زانو در اثر حرکات ناگهانی در این صفحه ایجاد میشوند (۲) پس با توجه به اهمیت این صفحه از آنجایی که بیشتر مطالعات بر روی اعمال اغتشاشات ناگهانی در صفحه‌ی ساجیتال و اغتشاشات انتقالی انجام شده است اطلاعات کافی در زمینه‌ی حرکات در این صفحه وجود ندارد در حالی که می‌تواند نقش مهمی در درمان ایفا کند. (۱۲)

بنابراین بر خلاف اکثر مطالعات قبلی، در این مطالعه صفحه‌ی عرضی مورد مطالعه قرار گرفته است.

تا از آنجایی که این نوع اغتشاش از نقطه نظر جابجایی بسیار کم مرکز ثقل (Center Of Gravity) نسبت به سطح اتکا با سایر اغتشاشات متفاوت است (۱۳) و احتمالاً مکانیسم‌های کنترل حرکتی متفاوتی در وارد عمل کردن عضلات دخیل میباشد میزان پایایی رفتار عضلانی از نظر زمان وارد عمل شدن عضله در مواجهه با این نوع از اغتشاش برای هر فرد، را مورد بررسی قرار دهیم.

روش بررسی

در این مطالعه که به روش شبه تجربی و بر روی یک گروه آزمودنی از افراد سالم انجام شد به روش نمونه‌گیری از جامعه‌ی دردسترس یک نمونه‌ی ۲۰ نفری از خانم‌های دانشجوی دانشکده‌ی علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران، جهت انجام تحقیق بصورت غیراحتمالی و به روش نمونه‌گیری ساده انتخاب شدند. افراد شرکت کننده، فاقد هر گونه بیماری نورولوژیک و یا سابقه‌ی جراحی یا دفورمیتی مشخص در اندام تحتانی و با پای راست غالب، با محدوده‌ی سنی ۱۹ الی ۳۰ سال بودند.

پس از آماده کردن سطح پوست شامل اصلاح مو (Shaving)، استفاده از سمباده، تمیز کردن سطح پوست با الکل و اتصال الکترودها (از جنس نقره-کلرید نقره) بر روی سطح پوست، ثبت الکتریکی صورت میگرفت، محل الکترودها به قرار زیر بود:

بایسپس فموریس در وسط (۵۰درصد) خطی که تکمه‌ی ایسکیال را به اپی کوندیل خارجی تیبیا وصل میکند. در عضله‌ی

جلوگیری از آسیب لیگامانی- کپسولی در نظر گرفته میشود، زمان مناسب وارد عمل شدن عضلات اطراف مفصل در واکنش به یک اغتشاش ناگهانی اهمیت ویژه ای می‌یابد.

یکی از نیروهایی که منجر به ایجاد بی ثباتی احتمالی در زانو میشود وارد شدن یک اغتشاش ناگهانی (Unexpected) و در زمان کوتاه میباشد بنابراین بررسی عوامل ایجاد ثبات مفصلی و نحوه‌ی عملکرد عضلانی در وارد عمل شدن در زمان مناسب از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. (۴) یکی از روش‌های متداول بررسی زمان تاخیری فعال شدن عضلات در مقابل اعمال اغتشاش به مفصل، استفاده از الکترومیوگرافی سطحی میباشد.

وجود پایایی در ثبت فعالیت الکتریکی عضلات همواره مورد سوال محققان بوده است. تکرارپذیری به این معناست که نمرات یک ابزار سنجش تا چه میزان عاری از خطای اندازه‌گیری هستند یعنی در صورت عدم تغییر مفاهیم مورد نظر در فرآیند سنجش، نمرات حاصل از یک سنجش چقدر پایایی دارند (۱۰) اگرچه تاکنون مطالعاتی بر روی پایایی واکنش الکتریکی برخی عضلات صورت گرفته است، بطوریکه در مطالعه‌ی که De Vries و همکارانش بر روی عضله‌ی دو سربازویی انجام دادند، با ۰/۹۲ میزان همبستگی (Test-retest Correlation Coefficients) نشانگر میزان تکرار پذیری بالایی در این عضله بود. و یا در مطالعه‌ی Vitasallo بر روی عضله‌ی رکتوس فموریس و وستوس داخلی و وستوس خارجی میزان همبستگی $r = 0/98$ (Reliability Coefficient) مشاهده شد (۱) ولی اکثر این مطالعات بر روی وضعیت‌های غیرعملکردی (Nonfunctional) انجام گرفته است (۱) تاکنون مطالعات بسیار کمی در زمینه‌ی تکرار پذیری زمان تاخیری (Onset Latency) وارد عمل شدن عضلات حین اعمال اغتشاش ناگهانی صورت گرفته است و از آنجایی که عواملی همچون محل نامناسب الکتروود گذاری، خستگی، تفاوت در نوع، دامنه و سرعت انقباض عضلانی تکرارپذیری الکترومیوگرافی را تحت تاثیر قرار میدهد (۱۱) در مطالعه‌ی حاضر به بررسی پایایی (Reliability) زمان وارد عمل شدن عضلات اندام تحتانی حین اغتشاش پیش بینی نشده‌ی سطح اتکا در صفحه‌ی عرضی (Horizontal Plane) در وضعیت تحمل وزن پرداخته شد، علت انتخاب اغتشاش در صفحه‌ی عرضی، اهمیت حرکات بدن در صفحه‌ی عرضی حتی حین فعالیت‌هایی مانند راه رفتن میباشد بطوریکه در مطالعاتی مشاهده شده است که حتی استراتژی‌های وابسته به سن، شامل حرکات چرخشی بدن و نوسانات اندام فوقانی طی راه رفتن نیز

سقوط فرد ابتدا ۳ مرتبه اغتشاش جهت اشنایی فرد اعمال میشد، در صورت توانایی فرد در حفظ تعادل حین اعمال اغتشاش در هر دو وضعیت زانوی صاف و زانوی خم، فرد در مطالعه شرکت داده می‌شد. جهت جلوگیری از سقوط فرد حین مواجهه با اغتشاش از یک تن پوش که کل تنه را در بر میگرفت و از ناحیه ی دو شانه به واسطه ی طناب به قلابی در سقف اتصال داشت، استفاده میشد.

جهت اعمال اغتشاش از دستگاهی که برای این مطالعه طراحی شده بود استفاده شد. دستگاه مورد استفاده در این تحقیق دارای یک صفحه‌ی دایره‌ای شکل به قطر ۴۰ (سانتی متر)، بود که بر روی یک صفحه‌ی مستطیلی شکل به ابعاد ۶۰ در ۸۰ (سانتی متر) قرار گرفته، این دستگاه در فاصله‌ی ۱۵ سانتی-متری از سطح زمین قرار گرفته و دارای قابلیت اعمال اغتشاش ناگهانی در صفحه‌ی عرضی با دامنه‌ی ۳۰-۳۵ درجه و سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه در دو جهت ساعتگرد و خلاف ساعتگرد در صفحه‌ی عرضی بود. (شکل ۱)



شکل ۱- دستگاه اعمال اغتشاش چرخشی

جهت بدست آوردن تکرارپذیری درون جلسه‌ای (Intrasession) ثبت از عضلات در ۴ مرحله در هر کدام از وضعیت‌های گفته شده انجام شد، ترتیب وارد شدن اغتشاشات به صورت تصادفی بود تا جهت اغتشاش برای فرد قابل پیش بینی نباشد. جهت جلوگیری از اثرات ناشی از خستگی بین ۴ مرحله ثبت، استراحت کافی به افراد شرکت کننده داده میشد. (شکل ۲)



شکل ۲- آزمودنی حین اعمال اغتشاش

سمی تندنیوس الکتروود در وسط (۵۰درصد) خطی که تکمه‌ی ایسکیال را به اپی کوندیل داخلی تیبیا وصل میکند. در سرخارجی گاستروکنمیوس الکتروود در یک سوم فوقانی خطی که سر استخوان فیولا را به پاشنه وصل میکند. در سر داخلی گاستروکنمیوس الکتروود در حجیم ترین قسمت عضله قرار داده میشود، در وستوس خارجی نصب الکتروود با زاویه‌ی ۱۵ درجه نسبت به خط عمود، ۱۰ سانتیمتر بالا و ۸ سانتیمتر خارج نسبت به لبه‌ی فوقانی پتلا و در وستوس داخلی نصب الکتروود با زاویه‌ی ۵۵ درجه نسبت به خط عمود، ۴ سانتیمتر بالا و ۳ سانتیمتر نسبت به لبه‌ی فوقانی- داخلی پتلا به سمت داخل بر روی پوست چسبانده شد. (اندازه‌گیری‌ها از مرکز الکتروود) SENIAM فاصله‌ی مرکز تا مرکز دو الکتروود در تمام عضلات ۲۰ mm در نظر گرفته شد.

از فرد شرکت کننده خواسته میشد به صورت یک پا (Single Leg Stance) بر روی پای غالب (در این مطالعه افراد با پای راست غالب انتخاب شدند)، یک پا بایستد و پای دیگر را با زانوی در وضعیت خم، کنار بدن نگهدارد. جهت جلوگیری از

اغتشاش اعمالی به طور ناگهانی و بدون اطلاع فرد از زمان و جهت اعمال اغتشاش و در ۴ وضعیت به تفکیک انجام گرفت: چرخش در جهت خارجی (ساعتگرد) با زانوی صاف، چرخش در جهت خارجی (ساعتگرد) با زانوی حدود ۳۰ درجه خم، چرخش در جهت داخلی (خلاف ساعتگرد) با زانوی صاف و چرخش در جهت داخلی (خلاف ساعتگرد) با زانوی حدود ۳۰ درجه خم به تفکیک، انجام شد.

بنابراین در مطالعه‌ی حاضر نیز، در عضلات، نقطه‌ی شروع به فعالیت هر عضله، لحظه‌ای در نظر گرفته شد که دامنه‌ی سیگنال الکترومیوگرافی به میزان ۲ برابر انحراف معیار (Standard deviation) زمان استراحت عضله، از نظر دامنه، از میزان میانگین دامنه‌ی زمان استراحت فراتر رفته بود. در مطالعه‌ی حاضر، زمان استراحت عضله ۲۰۰ الی ۷۰۰ میلی ثانیه قبل از لحظه‌ی اعمال اغتشاش، انتخاب شد که این محدوده مربوط به سیگنال الکترومیوگرافی عضله قبل از اعمال اغتشاش به علاوه هرگونه نویز احتمالی بود.

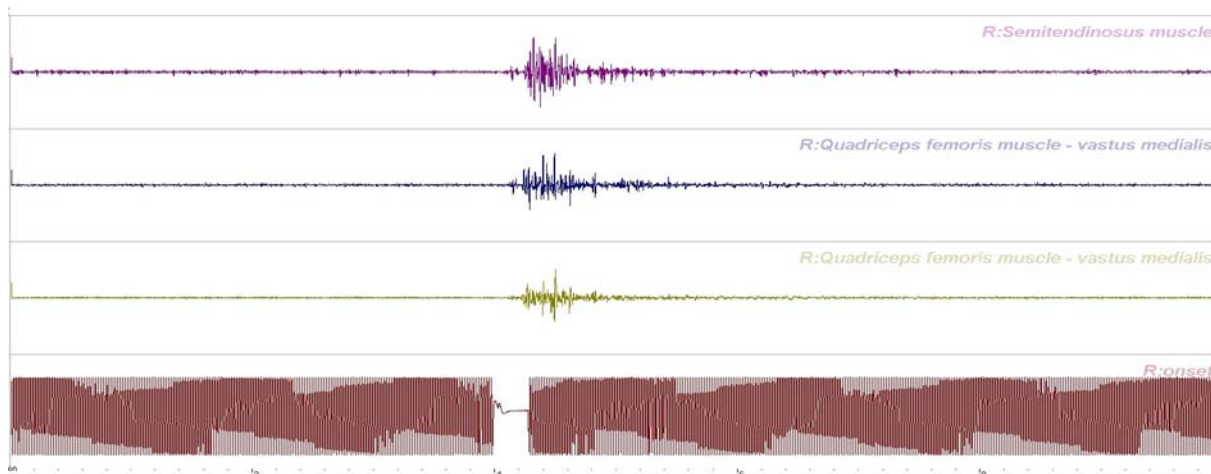
با همزمان سازی دستگاه اعمال اغتشاش با دستگاه الکترومیوگرافی از طریق اتصال این دستگاه با یکی از کانالها (کانال ۷)، لحظه‌ی اعمال اغتشاش بصورت یک سیگنال الکتریکی با یک تغییر ناگهانی (افت ناگهانی دامنه) در روند امواج در حال ثبت از کانال مربوط به دستگاه الکتریکی، که با دستگاه الکترومیوگرافی همزمان سازی (Synchronisation) شده بود در صفحه‌ی مانیتور تشخیص داده می‌شد. به منظور بدست آوردن زمان تاخیری وارد عمل شدن عضله، در واکنش به اغتشاش اعمالی، فاصله‌ی زمانی میان لحظه‌ی اعمال اغتشاش و لحظه‌ی شروع به فعالیت عضله محاسبه شد.

شکل ۳ به عنوان نمونه، مربوط به ۳ سیگنال خام الکترومیوگرافی و یک سیگنال مربوط به دستگاه اعمال اغتشاش ثبت شده از ۴ تا از کانالهای مورد ثبت در مطالعه‌ی حاضر میباشد، که ۳ سیگنال بالا مربوط به کانالهای ۴، ۵ و ۶ در مطالعه‌ی حاضر و چهارمین سیگنال در تصویر مربوط به کانال ۷ که همان سیگنال مربوط به دستگاه اعمال اغتشاش است، میباشد، تصویر نمونه‌ی مربوط به اغتشاش داخلی (خلاف ساعتگرد با زانوی صاف) میباشد. (شکل ۳)

ثبت الکتریکی با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی شانزده کاناله‌ی مدل (ME6000) ساخت شرکت (Mega electronic LTD) محصول کشور فنلاند بود. در این مطالعه از ۷ کانال جهت ثبت الکتریکی استفاده شد، ۶ کانال برای ثبت از عضلات و ۱ کانال جهت همزمان سازی (Synchronisation) با دستگاه الکتریکی اعمال اغتشاش، استفاده شد.

مشخصات تقویت کننده‌ی (Amplifier) این دستگاه الکترومیوگرافی عبارتست از: پهنای باند ۸-۵۰۰ هرتز، (Bandwidth) بهره معادل ۳۰۵ (Gain)، با امپدانس ورودی (Input Impedance) ۱۰ اهم و نسبت حذف سیگنال‌های مشترک (Common Mode Rejection Ratio) ۱۱۰ دسی بل، با فرکانس نمونه‌گیری (Sampling Rate) ۱۰۰۰ هرتز بود. ثبت سیگنال الکترومیوگرافی در هر مرتبه اعمال اغتشاش، در مدت زمان ۱۰ ثانیه صورت گرفت، (شکل ۳) جهت بدست آوردن زمان شروع به فعالیت عضله، پس از جمع‌آوری سیگنالهای الکتریکی ابتدا سیگنالها یکسوسازی شد (Rectified)، و سپس سیگنالها به صورت مربع میانگین ریشه (Root Mean Square) با فاصله‌ی ۱۰ میلی ثانیه درآمده و مورد پردازش قرار گرفتند.

در یک ثبت الکترومیوگرافی میبایست قبل از اینکه فعالیت شروع گردد، زمانی را به عنوان زمان استراحت، از عضله ثبت صورت گیرد تا بتوان میزان نویز را قبل از شروع فعالیت عضله مشاهده کرد، در ابتدا در زمان بدون فعالیت میانگین نویز ثبت شده را محاسبه میکنیم و میانگین آن را به اضافه‌ی ۲ SD میکنیم تا زمان شروع به فعالیت عضله در واکنش به اغتشاش اعمالی حاصل شود. (۱۴)



شکل ۳- نمونه سیگنال ثبت شده در سه عضله حین اعمال اغتشاش

منظور تجزیه و تحلیل داده‌های بدست آمده از روش در این مطالعه با حدود اطمینان ۹۵٪ استفاده شد، مقادیر تکرار پذیری بین ۰ تا ۲۵ ضعیف، ۲۶ تا ۴۹ پایین، ۵۰ تا ۶۹ متوسط، ۷۰ تا ۸۹ بالا، ۹۰ تا ۱۰۰ خیلی بالا در نظر گرفته شد (طبقه بندی مونرو) (۱۵) نتایج بدست آمده از ۶ عضله در ۴ نوع اغتشاش به صورت آورده شده در جداول ۱ و ۲ ارائه شده است.

یافته ها

مقادیر حاصل از بررسی پایایی زمان واکنش عضلات و شاخص‌های مرکزی و پراکندگی زمان واکنش عضلانی (بر حسب میلی ثانیه) در واکنش به چرخش خارجی زانو (ساعتگرد) در دو وضعیت زانوی صاف و خم و در واکنش به چرخش داخلی (خلاف ساعتگرد) با زانوی صاف و خم در شش عضله مورد نظر، به ترتیب در جداول ۱ و ۲ آورده شده است. همچنین مقادیر مربوط به خطای استاندارد اندازه گیری (Standard Error of Measurement) در محاسبه‌ی میزان پایایی در جدول ۳ آورده شده است.

همانطور که در تصویر مشاهده میشود، محل اعمال اغتشاش با یک افت ناگهانی در دامنه‌ی سیگنال مربوط به دستگاه اعمال اغتشاش (چهارمین سیگنال تصویر) تشخیص داده میشود. همچنین جهت تایید صحت تشخیص نقطه ی واکنش عضلانی در مواجهه با اغتشاش با استفاده از نرم‌افزار، زمان شروع به فعالیت عضلات در سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی نیز به روش چشمی تعیین شد، و نتایج عددی حاصل از روش نرم‌افزار با نتایج حاصل از بررسی چشمی سیگنال‌های الکترومیوگرافی ثبت شده تطبیق داده شد. ۳۰ دقیقه بین مراحل تست به افراد شرکت کننده استراحت داده میشود.

در این مطالعه از آمار توصیفی جهت بررسی مشخصات دموگرافیک استفاده شد، مطالعه بر روی افراد با محدوده ی سنی ۱۹ تا ۳۰ سال با میانگین وزن ۵۸ کیلوگرم با انحراف معیار ۱۰ کیلوگرم و میانگین قد ۱۶۷/۵ با انحراف معیار ۵/۲۵ انجام شد، از آزمون (کولموگروف- اسمیرنف) جهت بررسی توزیع طبیعی داده‌ها استفاده شد.

Interclass correlation coefficient: ICC به

جدول ۱ - تکرار پذیری زمان واکنش عضلات در اغتشاش ساعتگرد به تفکیک با زانوی صاف و خمیده

تکرار پذیری		چرخش داخلی (ساعتگرد)			تکرار پذیری		چرخش خارجی (ساعتگرد) با زانوی صاف			عضله
میانگین	تکی پایایی	دامنه	میانگین انحراف معیار (میلی ثانیه)	میانگین	تکی پایایی	دامنه	میانگین انحراف معیار (میلی ثانیه)	میانگین		
۰/۶۲۸	۰/۲۹۷	۱۰/۶	۱۳۹/۷	۳۰/۰۲	۰/۷۵۵	۶/۳	۱۴۵/۴	۲۸/۶	گاسترخارجی	
۰/۶	۰/۲۷۲	۱۱/۸	۱۳۴	۲۹/۱	۰/۵۴۹	۱۲/۴	۱۲۵/۳	۱۹/۳	گاسترداخلی	
۰/۷۳۲	۰/۴	۱۰/۱	۱۳۷/۹	۲۲/۷	۰/۷۵۴	۷/۲	۱۳۵/۴	۲۴/۷	بایسپس فموریس	
۰/۴۷۸	۰/۱۸۶	۱۵	۱۳۴/۱	۲۵	۰/۶۱	۱۰/۵	۱۴۶/۶	۲۳	سمی تندنیوس	
۰/۶۷۳	۰/۳۴	۱۵/۴	۱۳۷/۴	۲۴/۷	۰/۸۴۸	۷/۴	۱۴۲/۸	۲۴/۷	وستوس لتالیس	
۰/۶۰۷	۰/۲۸۷	۳/۳	۱۳۵/۷	۲۲/۸	۰/۸۲۸	۸/۶	۱۳۷/۵	۲۶/۱	وستوس مدیالیس	

جدول ۲- تکرارپذیری زمان واکنش عضلات در اغتشاش خلاف ساعتگرد به تفکیک با زانوی صاف و خم

تکرارپذیری		چرخش (داخلی) خلاف ساعتگرد با زانوی خم		تکرارپذیری		چرخش (داخلی) خلاف ساعتگرد با زانوی صاف		عضله		
میانگین	تکی پایایی	دامنه	میانگین انحراف معیار (میلی ثانیه)	میانگین	تکی پایایی	دامنه	میانگین انحراف معیار (میلی ثانیه)			
۰/۳۴	۰/۰۰۹	۶/۴	۱۴۴/۳	۲۳/۸	۰/۷۲۳	۰/۳۹۵	۸/۱	۱۳۸/۱	۲۳/۳	گاستر خارجی
۰/۳	۰/۰۷۶	۲۶/۵	۲۵/۵	۰/۶۲۶	۰/۲۹۵	۲۷/۵	۱۴۵/۶	۲۷/۷	۱۴۴/۶	گاستر داخلی
۰/۳۶۶	۰/۱۲۶	۹	۱/۳	۲۴/۴	۰/۷۳۲	۰/۴	۱۰/۱	۱۳۷/۹	۲۸/۵	بایسپس فموریس
۰/۷۲۱	۰/۳۹۲	۷/۳	۲۷/۲	۰/۵۷۷	۰/۲۵۴	۹/۱	۱۳۶/۵	۲۴/۵	۱۳۴/۴	سمی تندنیوس
۰/۱۴۵	۰/۰۴۱	۲۰/۸	۴/۷	۲۷/۲	۰/۶۷۴	۰/۳۴۱	۱۳	۱۴۶/۲	۲۸/۵	وستوس لترالیس
۰/۳۲۹	۰/۱	۸/۲	۱۱/۷	۳۳/۲	۰/۸۶	۰/۶۰۳	۱۶/۵	۱۴۱	۲۶/۴	وستوس مدیالیس

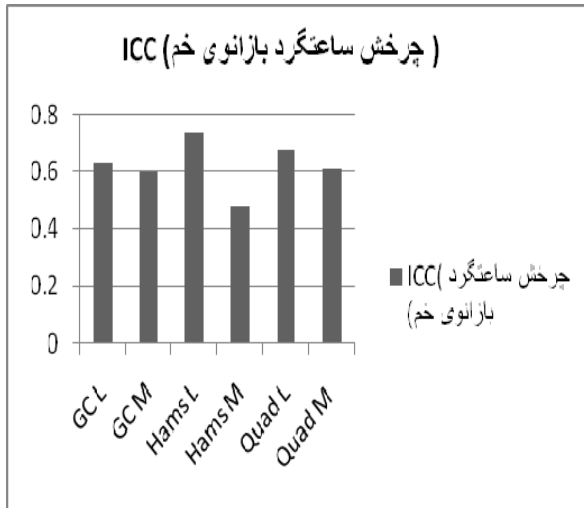
جدول ۳- مقادیر عددی مربوط به خطای اندازه گیری SEM (Standard Error of Measurement) در محاسبه ی میزان پایایی در حالات مختلف

نوع اغتشاش				عضله
داخلی با زانوی خم	داخلی با زانوی صاف	خارجی با زانوی خم	خارجی با زانوی صاف	
۲/۶	۲/۵۹	۳/۳۱	۳/۱	گاستر خارجی
۲/۹	۳/۱	۳/۲	۲/۲	گاستر داخلی
۲/۷	۳/۱	۲/۵	۲/۶	همسترینگ خارجی
۳	۲/۷	۲/۷	۲/۵	همسترینگ داخلی
۳	۳/۱	۲/۷	۲/۷	کوادریسپس خارجی
۳/۷	۲/۷	۲/۵	۲/۷	کوادریسپس داخلی

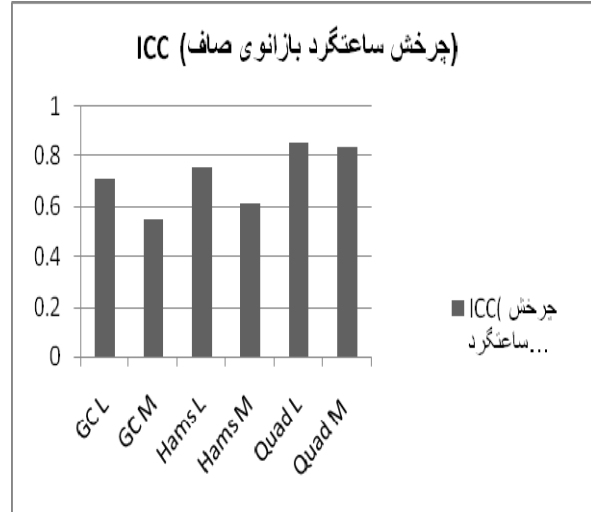
ستونی هر چهار وضعیت چرخش خارجی (ساعتگرد) با زانوی صاف؛ چرخش خارجی (ساعتگرد) با زانوی خم، چرخش داخلی (خلاف ساعتگرد) با زانوی صاف، چرخش داخلی (خلاف ساعتگرد) با زانوی خم، به ترتیب در نمودارهای الف، ب، ج، د آورده شده است. ستون عمودی نمودار میزان پایایی را براساس معیار (Intra Class Correlation)، نمودار افقی نام هر کدام از عضلات مورد ثبت می باشد.

نتایج حاصل از خطای اندازه گیری میزان پایایی در این مطالعه در مقایسه با میزان خطاهای اندازه گیری شده در مطالعات مشابه، مانند مطالعه ی Shultz میزان کمتری داشت. بطوریکه دامنه ی خطای اندازه گیری در مطالعه ی Shultz در محدوده ی ۵/۰۴ تا ۱۷/۷۶ بود. در مطالعه ی ما میزان خطای اندازه گیری در محدوده ی ۲/۲ تا ۳/۱ بود.

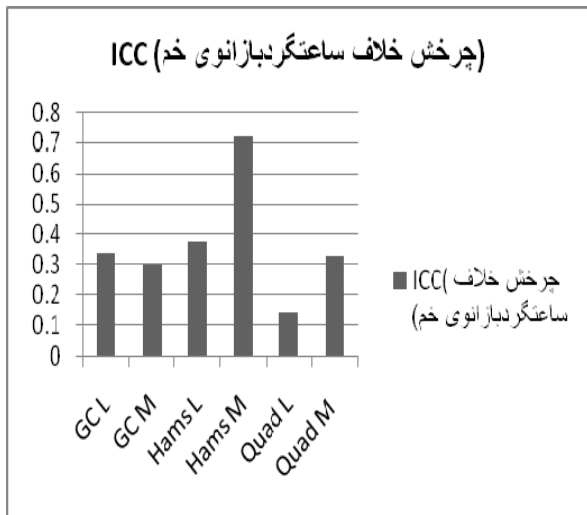
نمودار (۱) میزان پایایی عضلات را به منظور مقایسه ی عضلات با همدیگر به شکل ستونی نشان میدهد که نمودار



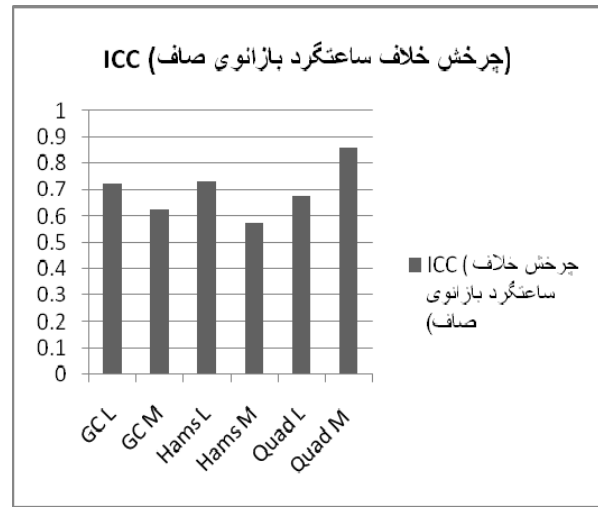
(ب)



(الف)



(د)



(ج)

نمودار ۱) الف، ب، ج، د: نمودارهای مقایسه‌ی پایایی شش عضله به تفکیک در هر کدام از ۴ نوع اغتشاش

جدول ۴ قابل مشاهده می‌باشد.

سطح معنی‌داری مقایسه‌ی زمان واکنش عضلانی در

مواجهه با اغتشاش در ۴ تکرار به تفکیک در هر یک از عضلات

جدول ۴- سطح معناداری زمان پاسخ عضلانی به تفکیک در هر کدام از ۴ حالت

عضله	ساعتگرد (خارجی) بازانوی صاف	ساعتگرد (خارجی) بازانوی خم	خلاف ساعتگرد (داخلی) بازانوی صاف	خلاف ساعتگرد (داخلی) بازانوی خم
گاستروکنمیوس لترال	۰/۸۲۲	۰/۵۷۲	۰/۵۱۸	۰/۸۵۷
گاستروکنمیوس مدیال	۰/۱۸۹	۰/۲۵۱	۰/۱۲۸	۰/۰۸۴
همسترینگ لترال	۰/۸۵۸	۰/۳۷۱	۰/۱۷۴	۰/۷۸۷
همسترینگ مدیال	۰/۶۷۸	۰/۲۵۴	۰/۵۸۳	۰/۸۷۷
کوادریسپس لترال	۰/۵۸۳	۰/۲۸۱	۰/۶۳۶	۰/۴۹
کوادریسپس مدیال	۰/۴۷۵	۰/۹۸	۰/۲۹۷	۰/۹۶۱

بحث

وجود پایایی همواره در مطالعات مربوط به ثبت الکترومیوگرافی سطحی مورد سوال بوده است (۱۱) در مطالعه‌ای که De Vries و همکارانش بر روی عضله‌ی دو سر بازویی انجام دادند، نتایج با ۰/۹۲ میزان همبستگی (Test-retest correlation coefficients) نشانگر میزان تکرار پذیری بالایی در ثبت الکترومیوگرافی این عضله بود. (۱۶) و یا در مطالعه‌ی Vitasallo بر روی عضله‌ی رکتوس فموریس و وستوس داخلی و وستوس خارجی میزان همبستگی $r=0/98$ برای هر کدام از عضلات (Reliability coefficient) نیز میزان بالایی از تکرارپذیری را نشان داد (۱۷،۱) در بیشتر مطالعات انجام شده، پایایی فعالیت عضلانی از نظر میزان دامنه‌ی فعالیت الکترومیوگرافی وارد عمل شدن عضله مورد بررسی قرار گرفته است و این مطالعات اغلب بر روی وضعیت‌های بدون تحمل وزن، مانند بررسی تکرارپذیری در گرفتن سطح خاصی از انقباض ایزومتریک یک عضله بوده است. (۱۱) در حالی که در مطالعه‌ی حاضر، پایایی زمان شروع به فعالیت عضله همراه با تحمل وزن، در وضعیت ایستاده و حین مواجهه با یک اغتشاش غیر منتظره مورد بررسی قرار گرفته است.

در این مطالعه اغتشاش چرخشی اعمالی، در دو جهت خارجی (ساعتگرد) و داخلی (خلاف ساعتگرد) و در دو وضعیت زانوی صاف و زانوی خم اعمال می‌شد. بنابراین با توجه به این معیارها، در مورد میزان پایایی صحبت خواهد شد.

در مطالعه‌ی حاضر اکثر عضلات اطراف زانو در وضعیت زانوی صاف نسبت به زانوی خم پایایی بیشتری در زمان تاخیری وارد عمل شدن نشان دادند، تنها عضلات گاستر داخلی و سمی تندنیوس تحت تاثیر زاویه‌ی مفصلی از نظر پایایی متفاوت بودند. بطور کلی عضلات، میانگین همبستگی ۰/۷۱۴ در وضعیت زانوی صاف در مقابل ۰/۶۱ در وضعیت زانوی خم را در چرخش ساعتگرد (چرخش خارجی) و ۰/۶۹ در زانوی صاف در مقابل ۰/۳۲ در زانوی خم را در وضعیت خلاف ساعتگرد (چرخش داخلی) نشان دادند. تنها عضله‌ی گاستروکنمیوس داخلی در چرخش ساعتگرد و سمی تندنیوس در چرخش خلاف ساعتگرد، در زانوی خم پایایی بالاتری نسبت به زانوی صاف، نشان دادند.

با توجه به نتایج حاصل، اکثر عضلات اندام تحتانی مورد بررسی در این مطالعه در مواجهه با اغتشاش ناگهانی سطح اتکا در صفحه‌ی عرضی، در وضعیت زانوی صاف در هر دو حالت چرخش در جهت ساعتگرد و خلاف ساعتگرد، از نظر زمان وارد

عمل شدن، نسبت به همین نوع از اغتشاش با زانوی خم، میزان پایایی بالاتری نشان دادند.

دلیل این تفاوت را شاید بتوان به تفاوت در میزان جابجایی مرکز ثقل بدن، نسبت به سطح اتکا نسبت داد. بطوریکه در وضعیت زانوی صاف، مفصل زانو در قفل شدگی (Close Pack Position) قرار دارد و به همین دلیل نیروها نسبت به وضعیت زانوی خم به میزان کمتری توسط ساختارهای عضلانی-تاندونی جذب شده و به میزان بیشتری از این مفصل عبور کرده و به مرکز ثقل بدن (COG) میرسند، همچنین شاید دلیل دیگری، برای جابجایی بیشتر مرکز ثقل در زانوی صاف نسبت به زانوی خم ارتفاع بیشتر مرکز ثقل بدن در وضعیت زانوی صاف باشد، که همین امر نیز باعث جابجایی بیشتری در مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکا میشود. بنابراین در اغتشاش با زانوی صاف احتمالاً میزان بیشتری از جابجایی در مرکز ثقل، نسبت به اغتشاش با زانوی خم اتفاق می‌افتد، و شاید بتوان گفت از آنجایی که نقش جابجایی مرکز ثقل در این نوع از اغتشاش در زمان تاخیری وارد عمل شدن عضلات، نسبت به وضعیت زانوی خم، تعیین کننده تر است ما شاهد پایایی بالاتری در عضلات هستیم.

این احتمال با نتایج مطالعات گذشته در مورد تکرارپذیری همخوانی دارد بطوریکه نتایج حاصل از مطالعات تکرارپذیری در اغتشاشات انتقالی که با جابجایی بیشتری در مرکز ثقل بدن همراه هستند، نسبت به میزان تکرار پذیری در اغتشاشات چرخشی اعمالی از ناحیه‌ی تنه در صفحه‌ی عرضی نیز میزان پایایی بالاتری نشان میدهند. (۱۸،۱)

همچنین از آنجایی که کنترل حرکتی و وارد عمل شدن نگهدارنده‌های فعال اطراف مفصل زانو از مکانیسم‌های بسیار پیچیده‌ای تبعیت می‌کنند و وابسته به عملکرد گیرنده‌های مختلف حس عمقی و گیرنده‌های عضلانی-تاندونی اطراف مفصل هستند، تغییرات جزئی در فعال شدن این عناصر، در هر تکرار، زمان وارد عمل شدن نگهدارنده‌های فعال اطراف مفصل زانو یعنی عضلات را تحت تاثیر قرار میدهد (۱۸)

بنابراین شاید بتوان دلیل دیگر میزان کمتر پایایی زمان واکنش عضلانی را در زانوی خم را اینگونه بیان کرد که، ممکن است در وضعیت زانوی خم گیرنده‌های موجود در بافت‌های عضلانی-تاندونی و حتی لیگامانی-کپسولی مفصل، از میزان جابجایی مرکز ثقل، در زمان وارد عمل شدن عضله تعیین کننده‌تر هستند چراکه نسبت به زانوی صاف مورد کشش

۲۰۰۰ همخوانی داشت، بطوریکه در آن مطالعه نیز این دو عضله در چرخش داخلی نسبت به چرخش خارجی میزان پایایی بیشتری نشان دادند. (۱۹)

به نظر میرسد با توجه به اینکه اغتشاش اعمالی از ناحیه‌ی کف پا اعمال میشود، زمان وارد عمل شدن عضلات اطراف مفصل زانو به میزان زیادی وابسته به وقایع کینماتیکی و کینتیکی داخل مفصل مچ پا و میزان مشارکت عضلات ناحیه‌ی مفصل مچ پا در مقابله با این نوع اغتشاش میباشد، به طوریکه هرگونه تغییر در میزان انقباض عضلات مچ پا، بر روی میزان انتقال نیرو و وارد عمل کردن عضلات اطراف زانو تاثیرگذار است. بنابراین به نظر میرسد ثبت از عضلات ناحیه‌ی مچ پا جهت تعیین میزان مشارکت آنها در هر تکرار، حین مواجهه با این نوع اغتشاش، برای بررسی علل تفاوت در میزان پایایی عضلات اطراف زانو کمک کننده باشد.

با توجه به نتایج حاصل از این مطالعه میتوان نتیجه‌گیری کرد که از میان ۴ حالت اغتشاش مورد بررسی در اغتشاش خارجی با زانوی صاف، اکثر عضلات بر اساس طبقه‌بندی مونرو پایایی بالایی داشتند. (۱۵) کمترین میزان پایایی در اکثر عضلات مربوط به اغتشاش داخلی با زانوی خم بود.

بطور کلی عضلات در مواجهه با اغتشاش چرخشی در صفحه‌ی عرضی از ناحیه‌ی کف پا، میزان پایایی کمتری نسبت به اغتشاشات اعمالی همراه با جابجایی نشان دادند.

میزان تکرار پذیری زمان تاخیری وارد عمل شدن عضلات مورد بررسی در مطالعه‌ی حاضر، تحت تاثیر زاویه‌ی مفصل زانو و جهت اعمال چرخش، مقادیر متفاوتی را نشان داد.

توصیه میشود در سایر مطالعات مشابه وقایع مکانیکی مفاصل مچ و زانو نیز همزمان با اغتشاش، مورد بررسی قرار گیرد. همچنین توصیه میشود برخی از عضلات مفصل مچ پا بطور همزمان در اغتشاش، مورد ثبت قرار بگیرند.

قدردانی

این مقاله بر گرفته از پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد با عنوان "بررسی زمان تاخیری وارد عمل شدن عضلات اطراف مفصل زانو حین مواجهه با اغتشاش چرخشی اعمالی از سطح اتکا در صفحه‌ی عرضی در زنان سالم" می‌باشد که با کد اخلاق ۹۲/د/۱۳۰/۱۹۱۴ مورد تایید قرار گرفته و در سال ۱۳۹۲ با همکاری دانشگاه علوم پزشکی ایران به انجام رسیده است.

بیشتری قرار میگیرند. (۲) شاید بتوان گفت این نیز دلیل دیگری برای پایایی پایین‌تر عضلات درزانوی خم نسبت به زانوی صاف در طی این نوع از اغتشاش باشد.

دو عضله‌ی گاستروکنمیوس داخلی و سمی تندنیوس، همانطور که گفته شد از نظر تاثیر زاویه‌ی زانو بر روی پایایی نتایج متفاوتی نشان دادند. در مطالعه‌ای که Shultz در سال ۲۰۰۰ بر روی زمان واکنش عضلانی در مواجهه با اغتشاش اعمالی در صفحه‌ی عرضی از ناحیه‌ی تنه، انجام داد، به طور مشابهی نشان داد که در چرخش خارجی با زانوی صاف کمترین میزان پایایی مربوط به عضله‌ی گاستروکنمیوس داخلی بود. (۱۹) در مطالعه‌ی حاضر نیز این عضله در مقایسه با سایر عضلات در این نوع از چرخش کمترین میزان پایایی را نشان داد.

بطور کلی با توجه به نتایج مطالعه‌ی حاضر، میتوان گفت دو عضله‌ی گاستر داخلی و سمی تندنیوس، در وضعیت زانوی خم در مواجهه با اغتشاشات مذکور رفتار پایاتری داشته باشند.

در مقایسه تاثیر جهت اعمال چرخش در این نوع از اغتشاش، بر روی میزان پایایی زمان تاخیری وارد عمل شدن عضلات، اکثر عضلات در چرخش ساعتگرد (خارجی) نسبت به چرخش داخلی (خلاف ساعتگرد) پایایی بیشتری نشان دادند، در اینجا نیز دو عضله‌ی گاستروکنمیوس داخلی و سمی تندنیوس نتایج متفاوتی داشتند. عضله‌ی گاستروکنمیوس داخلی که در چرخش داخلی با زانوی خم نسبت به چرخش خارجی با زانوی خم پایایی بیشتری نشان داد و همچنین عضله‌ی سمی تندنیوس در چرخش داخلی با زانوی خم نسبت به چرخش خارجی با زانوی صاف پایایی بیشتری نشان داد.

شاید بتوان میزان بیشتر پایایی در چرخش ساعتگرد را با میزان بی‌تعادلی کمتر، در این نوع اغتشاش مرتبط دانست. از آنجایی که افراد مورد مطالعه در تحقیق حاضر بر روی پای سمت راست به صورت یک پا ایستاده بودند، بنابراین در اغتشاش اعمالی با جهت داخلی که نیروی ناشی از اغتشاش، در جهت دور شدن از پای در حال تحمل وزن به فرد مورد تست اعمال میشود میزان بی‌تعادلی بیشتری ایجاد میشود، که البته از آنجایی که در این مطالعه وقایع بیومکانیکی رخ داده در مفصل در طی اغتشاش ثبت نشد نمیتوان با اطمینان در این زمینه صحبت کرد.

از نظر جهت چرخش نیز عضله‌ی گاستروکنمیوس داخلی و سمی تندنیوس رفتار متفاوتی نشان دادند، بطوریکه این دو عضله در چرخش خلاف ساعتگرد پایایی بالاتری نشان دادند. این یافته نیز کاملاً با تکرارپذیری مطالعه‌ی Shultz در سال

REFERENCES

1. Horstmann G, Gollhofer A, Dietz V. Reproducibility and adaptation of the EMG responses of the lower leg following perturbations of upright stance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1988; 70(5):447-52.
2. Magee DJ. *Orthopedic physical assessment*: Elsevier Health Sciences 2012
3. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2001; 31(10):546-66.
4. Bruhn S, Leukel C, Gollhofer A. Differential effects of stimulus characteristics during knee joint perturbation on hamstring and quadriceps reflex responses. *Human Movement Science* 2011 30(6):1079-91
5. Allen CR, Wong EK, Livesay GA, Sakane M, Fu FH, Woo SL. Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Journal of Orthopedic Research* 2000;18(1):109-15.
6. Finerman G, Noyes FR, Surgeons AAoO, Medicine AOSfS. *Biology and biomechanics of the traumatized synovial joint: the knee as a model*: Amer Academy of Orthopaedic; 1992.
7. Levy IM, Torzilli P, Warren R. The effect of medial meniscectomy on anterior-posterior motion of the knee. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 1982; 64(6):883-8.
8. Shoemaker S, Markolf K. The role of the meniscus in the anterior-posterior stability of the loaded anterior cruciate-deficient knee. Effects of partial versus total excision. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 1986; 68(1):71-9.
9. Cort JA, Potvin JR. Individual muscle contributions to knee joint impedance following a sudden perturbation: An in vivo inverted pendulum model. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011; 22(2):243-50.
10. Finch E, Association CP. *Physical rehabilitation outcome measures: a guide to enhanced clinical decision making*: BC Decker Ontario, Canada; 2002.
11. Di Fabio RP. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. *Physical Therapy* 1987; 67(1):43-8.
12. Cappa P, Patan[†] F, Rossi S, Petrarca M, Castelli E, Berthoz A. Effect of changing visual condition and frequency of horizontal oscillations on postural balance of standing healthy subjects. *Gait & Posture* 2008; 28(4):615-26.
13. Chen C-L, Lou S-Z, Wu H-W, Wu S-K, Yeung K-T, Su F-C. Postural responses to yaw rotation of support surface. *Gait & Posture* 2012 ; 37(2):296-9.
14. Portney L, Roy S, Echtermach J. *Electromyography and nerve conduction velocity tests*. Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment Philadelphia, PA, FA Davis 2006:273-316.
15. Domholdt E. *Rehabilitation research*: Elsevier Saunders; 2004.
16. deVries HA. "Efficiency of electrical activity" as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 1968; 47(1): 10-22.
17. Buskirk E, Komi P. Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. *Acta Physiologica Scandinavia* 1970; 79(2):29A.
18. Riemann BL, Lephart SM. The sensor motor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training* 2002;37(1):71.
19. Shultz SJ, Perrin DH, Adams JM, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10(3):159-70.

Research Article

Reliability of onset muscle activity of the knee joint on the exposure of unexpected rotary turbulence

Ghasemi F¹, Amiri A^{2*}, Maarufi N², Jamshidi A.A², Jalaei SH³

1-MSc of Physiotherapy of Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2-Assistant Professor of Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3- Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Abstract

Background and Aim: Reliability or unreliability of the results achieved from recording of surface electromyography of muscles has always been questioned. The aim of present study was to measure the reliability of the delayed reaction time of muscle electromyography of the knee joints on the exposure of unexpected rotary turbulence in the transverse plane from the area of supporting surface.

Materials and Methods: Twenty healthy women from 19 to 30 years old and free from any clear deformities in the lower extremities were participated in the present study. Surface electromyography of the six knee musculature was carried out for every subject separately in 4 situations including: External Rotation (Ext Rot) from plantar area on the transverse plane with bent and straight knee, Internal Rotation (Int. Rot) with the same conditions, Single Leg Stance situation in 4 stages, and repeatability of Intra Session through intra-class correlation coefficients when the muscles are in action on the exposure of turbulence in four applied forms were analyzed.

Result: The results from 24 analyzed forms showed that 18 forms of muscles at the time of action had moderate to high repeatability (Monroe Classification)

Conclusion: Regarding reliability, the muscles indicated different amounts in onset latency time, on the exposure of rotary turbulence, according to joint angle and the direction of applying rotation on the transverse plane. In respect to direction of rotation, most of the muscles indicated more reliability on the exposure of external rotation turbulence (clockwise) in relation to internal rotation (anti-clockwise) and also regarding the joint angle in turbulences with straight knee in relation to turbulences with bent knee.

Keyword: Knee muscles, Surface electromyography, Reliability, Rotational turbulence

***Corresponding Author:** Dr.Ali Amiri, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences.

Email: amiri.alipt10@yahoo.com

This research was supported by Iran University of Medical Sciences (IUMS)