بررسی زمان‌بندی و سطح فعالیت الکتریکی عضلات اطراف مفصل زانو در الگوهای حرکتی فعال و واکنشی در مردان سالم

*حسن جعفری I
دکتر غلامرضا شاه‌حسینی II
دکتر اسماعیل ابراهیمی III
دکتر محمدجعفر شاطرزاده IV

چکیده

در نگرش جدید به عوامل کنترل حرکتی و نقش عوامل عصبی عضلانی، دیگر توانایی تولید نیرو در عضله به عنوان تنها عامل مهم نبوده، بلکه میزان سرعت، آمادگی سیستم عصبی عضلانی و نوع الگو و همکاری(synergy) عضلات در به کارگیری آنها به عنوان عوامل مهمتر در کنترل حرکت، ایجاد ثبات لحظه به لحظه و جلوگیری از صدمه به مفاصل بسیار حائز اهمیت می‌باشند. هدف از این مطالعه سنجش و تعیین زمان‌بندی و سطح فعالیت الکتریکی عضلات اطراف مفصل زانو (پهن داخلی و خارجی، رکتوس فموریس، همسترینگ داخلی و خارجی و گاسترکنمیوس) با کاربرد الکترومیوگرافی سطحی برای شناسایی و بررسی نحوه فعالیت و به کارگیری این عضلات در یک سری الگوهای حرکتی فعال و واکنشی بوده است. این تحقیق به روش شبه تجربی روی ٤٠ نفر از افراد سالم و جوان در دامنه سنی ٢٠ تا ٣٠ سال با میانگین سنی ٢٥/٣٦ انجام شد. این افراد به روش نمونه‌گیری ساده انتخاب شدند و بطور متوالی و با ترتیب تصادفی در معرض الگوهای حرکتی قرار گرفتند و در حین این کار ثبت الکترومیوگرافی از عضلات صورت گرفت. ثبت الکترومیوگرافی در جهت سنجش زمان شروع فعالیت و سطح فعالیت الکتریکی عضلانی (اندازه گیری شاخص IAV)در تمام الگوهای حرکتی روی افراد مورد مطالعه انجام شد. الگوهای حرکتی در ٣ گروه قرار داشتند، الگوی حرکات فعال شامل FSU و LSU، الگوهای حرکتی انفجاری شامل پرش عمودی و پرش به جلو و الگوهای حرکتی واکنشی (بهم ریختگی زاویه‌ای سطح اتکا) شامل بهم ریختگی قدامی با زانوی صاف و خم و بهم ریختگی خلفی با زانوی صاف و خم بود که از ٦ عضله مورد مطالعه به صورت سطحی سیگنال الکترومیوگرافی ثبت گردید. براساس نتایج به دست آمده اغلب عضلات در حرکات واکنشی بطور معنی داری سریعتر از حرکات فعال وارد عمل شدند. عضله VM در حرکت بهم ریختگی قدامی ١٨٢/٦ میلی ثانیه سریعتر از حرکت FSU وارد عمل شد($P<0/0001$) و عضله مدیال همسترینگ ٢٧٩/٥ میلی ثانیه سریعتر عمل نمود. عضله گاستروکنمیوس در حرکت پرش به جلو ٢٣/١٥٤ میکروولت فعالیت داشت در حالی که در حرکت FSU در فاز بالا رفتن، فعالیت آن ٥/٤٦ میکروولت بود. عضلات VM و VL در بهم ریختگی قدامی بطور معنی‌داری سریعتر از عضلات خلفی وارد عمل می‌شوند. برای مثال عضله فعالیت VM ٢٣/٣ میلی ثانیه سریعتر از MH بود. در حالی که در حرکات با بهم ریختگی خلفی نتیجه عکس شده و عضلات خلفی سریعتر عمل کردند. عضله همسترینگ داخلی در تمام حرکات واکنشی با سطح فعالیت بیشتری نسبت به همسترینگ خارجی و نسبت به خودش در حرکات فعال وارد عمل می‌شود. در حرکت بهم ریختگی خلفی سطح اتکا، عضله MH ٧/٢ میکروولت بیشتر از عضله LH فعالیت داشت. نتایج نشان داد که حرکات یادگیری شده از کارایی بالاتری در تصمیم‌گیری CNS در جهت انتخاب الگوی حرکتی برخوردار می‌باشد و فعالیتهای غیرضروری عضلانی، کمتر صورت می‌گیرد. عضله گاستروکنمیوس نقش برجسته‌ای را در حرکات انفجاری و همچنین بهم ریختگی خلفی سطح اتکا دارد که حتی از میزان فعالیت عضلات VM و VL نیز در این حرکات بیشتر می‌باشد. نقش عضله همسترینگ داخلی در حرکات واکنشی کاملاً واضح بوده و بطور بارزی بیش از عضله همسترینگ خارجی است. این عضله می‌تواند به عنوان یک فعال ساز سیستم کنترل وضعیت و ثبات دهنده لگن و تنه در بهم ریختگی بدن، حتی از ناحیه مچ پا، عمل کند.

کلیدواژه‌ها: ١ – الکترومیوگرافی سطحی ٢ – بهم‌ریختگی تعادل ٣ – کنترل عصبی عضلانی ۴ – حرکت واکنشی

این مقاله خلاصه‌ای است از پایان نامه آقای حسن جعفری جهت دریافت مدرک کارشناسی ارشد فیزیوتراپی به راهنمایی دکتر اسماعیل ابراهیمی و مشاوره دکتر غلامرضا شاه‌حسینی و دکتر محمدجعفر شاطرزاده، سال ١٣٨١.

I) کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران، تهران(*مولف مسئول).
II) استادیار گروه ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران.
III) دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران.
IV) استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی اهواز.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

مقدمه

بسیاری ازمطالعات انجام شده درسالهای اخیر بیانگر توجه عمیق و رو به رشد نسبت به عوامل عصبی ـ عضلانی در جهت تأمین و حفظ ثبات عملکردی مفصل می‌باشد.

در نگرش جدید دیگری توانایی تولید نیرو در عضله به عنوان تنها عامل مهم در نظر گرفته نمی‌شود بلکه میزان سرعت، آمادگی سیستم عصبی ـ عضلانی و نوع الگو و همکاری (synergy) عضلات در جهت ایجاد ثبات لحظه به لحظه، حفظ و کنترل وضعیت مفصل بسیار حائز اهمیت می‌باشد(۱، ۲، ۳).

در دو دهه اخیر تحقیقات متعددی در جهت شناسایی این سیستم در بدن بویژه در اندام تحتانی صورت گرفته است.

جهت مطالعه در این زمینه الکترومیوگرافی کینزیولوژیک به عنوان یک روش و ابزار، جایگاه ویژه‌ای را برای خود در بسیاری از مطالعات داشته است که در این روش سنجش زمان‌بندی و سطح فعالیت الکتریکی عضلات جهت شناسایی رفتارها و الگوهای به کارگیری آنها در حرکات بارز بوده است(٤و ٥).

Kasai و همکارانش بیان کردند که در حرکت ایستادن روی پنجه پا در وضعیتهای مختلف، عضله TA قبل از عضله گاستروسولئوس فعالیت می‌کند که این الگوی فعالیت در آماده سازی حالت بدن (posture) در رسیدن به هدف اصلی صورت می‌گیرد(٦).

Wilk وهمکارانش گزارش کردند که هر حرکتی که در زنجیره بسته در اندام تحتانی صورت می‌گیرد، لازم نیست فعالیت همزمان بیشتری را داشته باشد و این مسئله بسیار وابسته به حالت کلی بدن است(۷).

طبق مطالعه Huston و Wojtys انتقال قدامی و پاسیو تیبیا در اغلب خانمها باعث می‌شود که عضله کوادری سپس ابتدا وارد عمل گردد، در صورتی که در آقایان ابتدا عضله همسترینگ عمل می‌کند. آنها بالا بودن درصد پارگی ACL را در خانمهای ورزشکار به این یافته نسبت دادند(۸).

Shultz و همکارانش تأثیر بهم ریختگی چرخشی در یک سری از عضلات اطراف زانو را بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که بهم ریختگی در هر جهت که باشد، عضله گاستروکنمیوس سریعتر از همسترینگ و عضله همسترینگ نیز بطور معنی‌داری قبل از کوادری سپس فعالیت می‌کند. همچنین آنها رابطه نزدیکی را بین بهم ریختگی چرخشی مفصل زانو و عملکرد عضله همسترینگ خارجی درکنترل این چرخشها پیدا کردند(۳).

Fitzgerald نیز درمانهای بهم ریختگی (Perturbation training) را در درمان استئوآرتریتها مؤثر دانست(۹).

در مرور تحقیقات گذشته مشاهده می‌شود که در بسیاری از موارد روی حرکات فعال تاکید شده است و در بررسی همکاریهای واکنشی جهت حفظ ثبات مفصلی کمتر روی افراد سالم برای یافتن یک معیار(Norm) و همچنین شناسایی رفتارهای عضلانی مطالعه گردیده است.

با توجه به کارهای گذشته دراین تحقیق سعی شد تا با بررسی نقش الگوهای فعال درکنار الگوهای واکنشی به عنوان عوامل بهم ریختگی، شناسایی نقش این عوامل در به کارگیری سیستم عضلانی و مطالعه روی همکاری عضلانی درجهت حفظ ثبات عملکردی مفصل وکل بدن صورت گیرد تا در نهایت با شناخت همکاریهای به کار رفته عضلانی جهت کنترل وضعیت و مقایسه رفتار تک تک عضلات جایگاه عضلات در ثبات دینامیک اندام تحتانی بهتر شناخته شود.

بطور واضح‌تر هدف دراین مطالعه سنجش وتعیین زمان‌بندی، توالی به کارگیری عضلانی و سطح فعالیت الکتریکی عضلات اطراف مفصل زانو بود که عضلات بررسی شده شامل عضلات پهن داخلی وخارجی، رکتوس فموریس، همسترینگ داخلی وخارجی وگاستروکنمیوس بودند.

از تمام عضلات فوق در ٦ کانال مجزا ثبت الکترومیوگرافی سطحی در حین انجام الگوهای حرکتی فعال(Active) و واکنشی(Reactive) صورت گرفت.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

روش بررسی

این مطالعه به صورت شبه تجربی انجام شد و تأثیر تغییر الگوی حرکتی برفعالیت عضلانی مورد بررسی قرار گرفت.

هر آزمودنی بطور متوالی و با ترتیب تصادفی در معرض تمام سطوح متغیر مستقل قرار می‌گرفت. متغیر مستقل در این آزمون در ۱۰ سطح شامل الگوهای حرکتی فعال و الگوهای حرکتی واکنشی بود.

متغیر وابسته نیز شامل زمان‌بندی (زمان شروع و زمان خاتمه فعالیت الکتریکی عضله) و سطح فعالیت الکتریکی عضله بود که توسط الکترومیوگرافی سطحی ثبت می‌گردید.

این تحقیق از نوع اندازه گیری مکرر بود و افراد مورد مطالعه شامل ۳۰ نفر از مردان سالم و جوان بین ۲۰ تا ۳۰ سال بودند که در صورت نداشتن معیارهای حذف نمونه با روش نمونه‌گیری ساده در مطالعه قرار می‌گرفتند.

این معیارها شامل هر گونه مشکل عضلانی ـ اسکلتی، سابقه درد در مفصل زانو در گذشته و سابقه شکستگی، دررفتگی، جراحی، ضربات شدید در اندام تحتانی بوده است. ضرورتی نداشت که این افراد به صورت منظم و حرفه‌ای در یک رشته ورزشی فعالیت داشته باشند.

بیماران ۱۰ روز پیش از شرکت در آزمون سابقه ابتلا به بیماری که نیاز به مصرف دارو (بخصوص داروهای مسکن و آرام‌بخش) داشته باشد و همچنین اعتیاد به الکل و مواد مخدر نداشتند. پس از دادن توضیحات لازم درمورد نحوه و روش انجام مطالعه به بیماران، آنها موافقت آگاهانه خود را به صورت رضایت نامه کتبی اعلام می‌کردند.

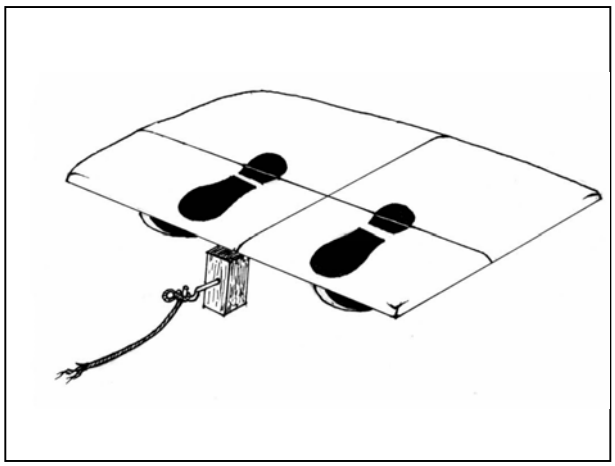
میانگین سنی این افراد ۲۵/۳۶ سال، میانگین وزن آنها ۶۷/۹۳ کیلوگرم و میانگین قد آنها ۱۷۸/۱ سانتیمتر بود.

وسیله اصلی استفاده شده در این تحقیق دستگاه الکترومیوگرافی سطحی به صورت تله متریک بود.

این دستگاه معروف به MT8 بوده و ساخت شرکت MIE می‌باشد.

پرآمپلی فایر این دستگاه دارای مقاومت درونده بیش از 10^8 اهم بود و gain دستگاه روی ۴۰۰۰ قرار داشت و فرکانس نمونه برداری دستگاه در این تحقیق ۶۲۵ هرتز تعیین شده بود.

الکترودهای استفاده شده دراین تحقیق از نوع یک بار مصرف Ag / Agcl ساخت کمپانی Skintact و فاصله بین دوالکترود دراین تحقیق ۲ سانتیمتر ± ۲ میلیمتر بود. همچنین دراین تحقیق از یک تخته تعادل طراحی شده با ابعاد بزرگ استفاده گردید که توسط ۲ تکیه گاه از هر دو سمت ثابت می‌شد و جهت ایجاد بهم ریختگی از هر سمت، تکیه گاه مربوط به آن سمت بطور ناگهانی خارج می‌گردید و فرد را در همان جهت دچار بی ثباتی می‌کرد(تصویر شماره ۱).



تصویر شماره ۱- نمایی از تخته تعادل در جهت بهم ریختگی قدامی

سطح بالایی این وسیله توسط دو خط میانی بلند و کوتاه که وسط دو ضلع آن را به هم متصل می‌کرد از هم جدا شده بود.

ـ روش آزمایش: عضلاتی که در این تحقیق مورد ارزیابی قرار گرفتند شامل ۶ عضله گاستروکنمیوس، عضله پهن داخلی و خارجی، عضله رکتوس فموریس و عضلات همسترینگ داخلی و خارجی بودند که روی هر شش

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

عضله ۳ الکترود (۲ ثبات و ۱ الکترود رفرنس) قرار داده می‌شد.

الکترودهای ثبات در ناحیه‌ای در میانه مسیر بین مرکز عصب‌گیری عضله و تاندون انتهایی بطور موازی با فیبرهای عضلانی قرار داده می‌شد(۱۰).

برای صحت و شناسایی بهتر عضله، از انقباضات ایزومتریک براساس روشهای MMT، استفاده می‌گردید(۱۱).

لازم به ذکر است که قبل از نصب الکترودها موارد لازم جهت آماده سازی سطح بین پوست و الکترود رعایت می‌شد و بعد از نصب الکترودها تمام آنها و قسمتی از کابلهای آن توسط باندکشی به اندام تحتانی ثابت می‌گردید تا در حد امکان از ایجاد آرتیفکتهای مکانیکی توسط الکترودها و کابلهای آن جلوگیری شود. آزمونهای این تحقیق در ۳ دسته اصلی الگوهای حرکتی تقسیم شدند.

دسته اول الگوهای حرکتی فعال که شامل حرکت بالا رفتن از پله از جلو و بالا رفتن از پله از پهلو بود.

دسته دوم حرکات ناگهانی یا انفجاری که شامل پرش عمودی و پرش به جلو بود.

دسته سوم، الگوهای حرکتی واکنشی که شامل ٤ حرکت بهم ریختگی قدامی با زانوی صاف و خم و بهم ریختگی خلفی با زانو صاف و خم بود. در حین انجام تمام این حرکات نحوه فعالیت عضلانی و پاسخ عضلات به بهم ریختگی ثبت می‌گردید.

در حرکات FSU و LSU فرد از یک پله ۲۸ سانتیمتری توسط پای غالب طی۳ ثانیه بالا رفته، ۲ ثانیه مکث می‌کرد و۳ ثانیه بعد نیز به وضعیت اول خود باز می‌گشت. این وضعیت باعث می‌شد که ما در ثبت و آنالیز الکترومیوگرافی، این دو آزمون را به ۲ فاز مجزا یعنی فاز بالا رفتن(FSU-Upward, LSU-Upward) و دیگری فاز پایین آمدن(FSU-Downward, LSU-Downward) تفکیک کنیم. در ۲ حرکت DJ و VJ فرد مسافتی در حد ۳۰ تا ٤۰ سانتیمتر را با دو پا و با توجه به عادت همیشگی و فردی خود می‌پرید.

در الگوهای حرکتی بهم ریختگی نحوه پا گذاشتن روی تخته تعادل از اهمیت برخوردار بود. در بهم ریختگی قدامی، فرد میانه پاشنه‌های خود را روی خط میانی بلند قرار داده و فاصله دو پا از خط میانی کوتاه به یک اندازه بود. در این وضعیت بهم ریختگی نیز از سمت جلو اعمال می‌شد و در بهم ریختگی خلفی مفصل متاتارسوفارنژیال روی خط میانی بلند قرار می‌گرفت و بهم ریختگی از خلف اعمال می‌گردید. نکته‌ای که فرد مورد آزمون باید به آن توجه می‌کرد این بود که در ۱ تا ۱/۵ ثانیه اول نباید با وجود بهم ریختگی وضعیت، پاهای خود را روی سطح اتکا جا به جا کند. در حین انجام این حرکات ۱۲ ثانیه ثبت برای حرکات فعال و ۵ ثانیه ثبت الکترومیوگرافی برای حرکات واکنشی صورت می‌گرفت. پس از ثبت کردن، آنالیز سیگنالهای الکترومیوگرافی انجام می‌شد که در حوزه زمان شامل تعیین زمان شروع و خاتمه سیگنال الکترومیوگرافی بود که روی موج envelop صورت می‌گرفت.

زمان شروع و خاتمه فعالیت در حرکات فعال لحظه جدا شدن و انحراف به بالای ممتد و مداوم سیگنال الکترومیوگرافی از سطح فعالیت پایه و بازگشت به آن در نظر گرفته می‌شد و در حرکات واکنشی نیز این زمان مربوط به پاسخ M2 یا همان پاسخ بینابینی long loop Reflex ثبت شده در سیگنال بود.

در حوزه توان در الکترومیوگرافی ثبت شده، سطح فعالیت الکتریکی با اندازه‌گیری شاخص IAV بر اساس پردازش سیگنال اینتگراسیون در فاصله زمانی شروع تا خاتمه سیگنال مورد نظر، صورت می‌گرفت و میزان آن براساس میکروولت برای عضلات مختلف در تمام الگوهای حرکتی بیان می‌شد.

ـ روشهای آماری: پس از به دست آوردن آمار توصیفی تمام متغیرها وسنجش توزیع طبیعی در متغیرها با آزمون K– S، برای مقایسه آماری وضعیت عضلات مختلف در یک الگوی حرکتی و در مرحله بعد، یک عضله درالگوهای حرکتی مختلف، از آزمونهای GLM-Repeated measure(۱۲) و Paired t test استفاده

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

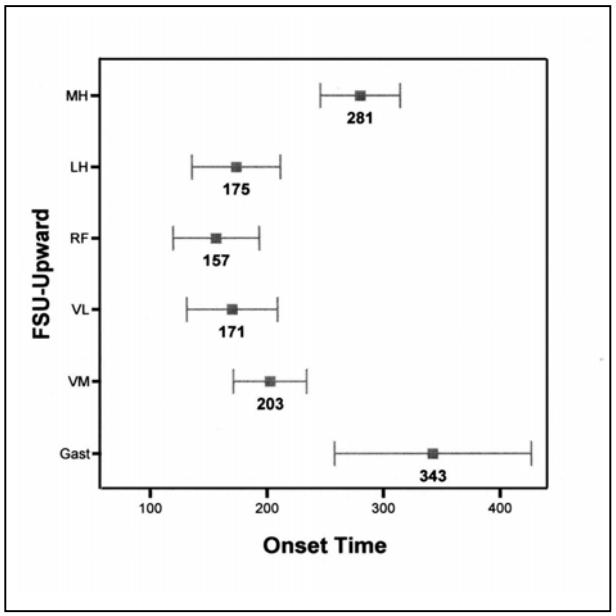
شد و برای به دست آوردن t و ارزش P آزمونهای آماری صورت گرفت. در این تحقیق از برنامه SPSS نسخه ۱۰/۵ استفاده گردید.

نتایج

در بررسی توزیع طبیعی، تعداد کمی از متغیرها توزیع آنها طبیعی نبود که این متغیرها اغلب در حوزه متغیرهای زمانی قرار داشتند و این وضعیت به علت ماهیت داده‌های الکترومیوگرافی، مورد انتظار بود.

ـ مقایسه بین عضلات مختلف در هر یک از الگوهای حرکتی: درحرکت FSU-Upward عضلات چهارسرران سریعتر از عضلات خلفی بویژه عضله گاستروکنمیوس و همسترینگ داخلی فعالیت کرده بودند.

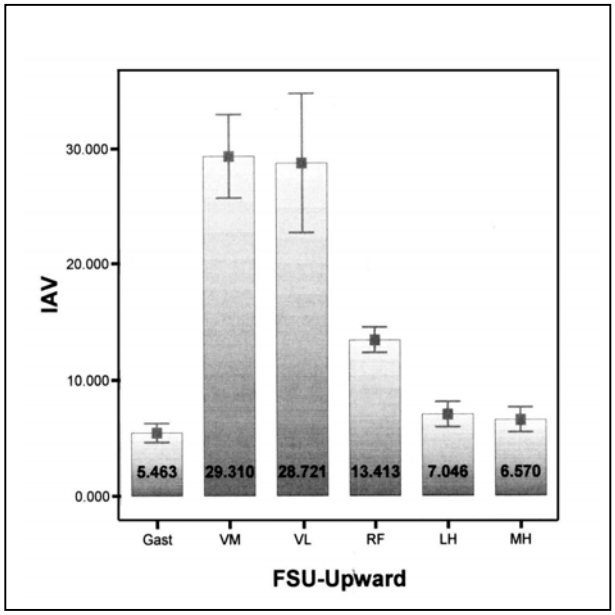
برای مثال عضله VM ۷۸/۳ میلی ثانیه سریعتر از عضله همسترینگ داخلی فعالیت کرده بود (P<۰/۰۰۰۱). این در حالی است که در حرکات فعال از نظر زمانی عضله همسترینگ خارجی وضعیت مشابهی را با عضلات قدامی زانو داشت(تصویر شماره ۲).



تصویر شماره ۲- زمان‌بندی عضلات در الگوی حرکتی بالا رفتن از پله از جلو در فاز بالا رفتن

در ۳ حرکت فعال دیگر یعنی LSU در فاز بالا رفتن و پایین آمدن و FSU-Downward در بررسی وضعیت زمان‌بندی به علت پراکندگی زمانی رابطه معقول و قابل استدلالی به دست نیامد.

سطح فعالیت عضله VM و VL در تمام حرکات فعال نسبت به سایر حرکات با اختلاف معنی‌داری بیشتر بود (سطح فعالیت VM ـ شاخص IAV ـ درحرکت ـLSU Upward ۲۹/۳۰ میکروولت به دست آمد)(تصویر شماره ۳).



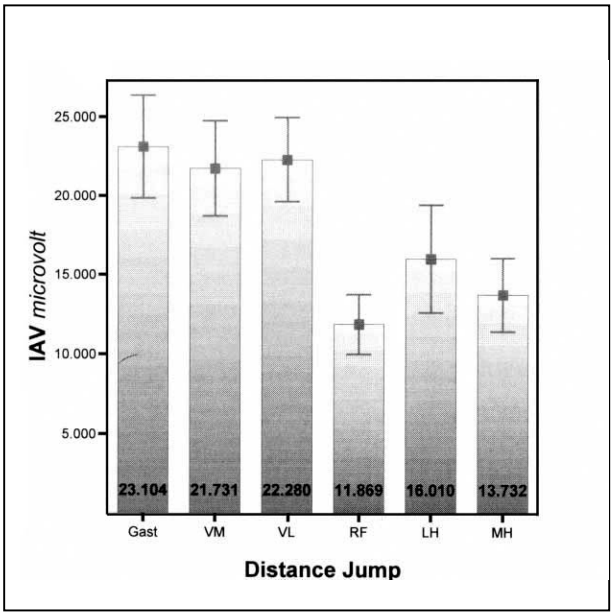
تصویر شماره ۳- سطح فعالیت الکتریکی عضلات در حرکت بالا رفتن از پله از جلو در فاز بالا رفتن

در حرکات انفجاری در هر دو حرکت DJ و VJ، عضلات چهارسر ران سریعتر از عضلات همسترینگ داخلی و خارجی و گاستروکنمیوس وارد عمل شدند.

عضله VM در حرکت VJ با اختلاف ۱۳۱/۵ میلی ثانیه و P< ۰/۰۰۰۱ زودتر از عضله MH وارد عمل شد.

این اختلاف معنی‌دار بین عضله کوادری سپس و سایر عضلات خلفی اندام تحتانی نیز دیده شد(تصویر شماره ٤).

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]



تصویر شماره ۴- سطح فعالیت الکتریکی عضلات در حرکت پرش به جلو

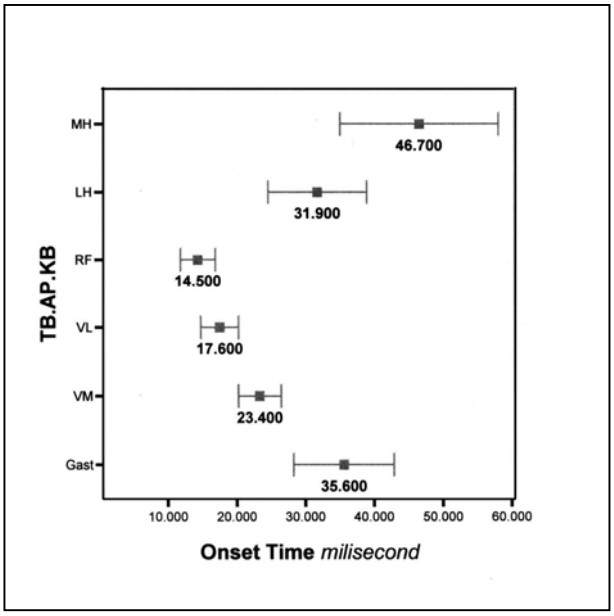
در زمینه سطح فعالیت در الگوهای پرشی، عضله گاستروکنمیوس در پرش به جلو با ۲۳/۱ میکروولت بیشترین سطح ثبت الکترومیوگرافی را داشت و ۲ عضله VM و VL نیز از سطح فعالیت بالایی برخوردار بودند.

نکته قابل ذکر آن است که در تفاوت ۲ حرکت VJ و DJ، ۲ عضله MH و LH سطح فعالیت بیشتر و معنی‌داری را در حرکت DJ نسبت به VJ نشان دادند(P=۰/۰۰۷).

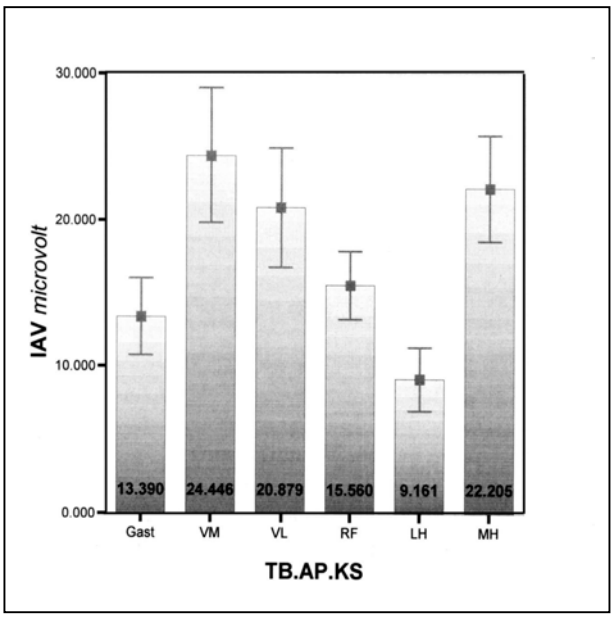
در حرکات واکنشی، در بهم ریختگی قدامی سطح اتکا، عضلات قدامی(کوادری سپس) با تأخیر زمانی کمتری نسبت به عضلات خلفی(همسترینگ وگاستروکنمیوس) وارد عمل شدند(تصویر شماره ۵).

برای مثال عضله VM در حرکت بهم ریختگی قدامی با زانوی خم با اختلاف معنی‌دار ۲۳/۳ میلی ثانیه و ۱۲/۲ میلی ثانیه نسبت به ۲ عضله همسترینگ داخلی و گاستروکنمیوس وارد عمل شد.

لازم به ذکر است که سطح فعالیت (شاخص IAV) عضلات قدامی نیز در بهم ریختگی قدامی بطور معنی‌داری بیشتر از عضلات خلفی بود(تصویر شماره ٦).



تصویر شماره ۵- زمان‌بندی فعالیت عضلانی در حرکت بهم ریختگی قدامی با زانوی خم



تصویر شماره ۶- سطح فعالیت الکتریکی عضلات در حرکت بهم ریختگی قدامی با زانوی صاف

بر عکس این حالت در بهم ریختگی خلفی دیده شد که عضلات خلفی بویژه همسترینگ داخلی و گاستروکنمیوس با اختلاف معنی‌داری نسبت به قسمتهای مختلف عضله کوادری سپس هم از نظر زمانی و هم از نظر سطح فعالیت الکتریکی عمل نمودند.

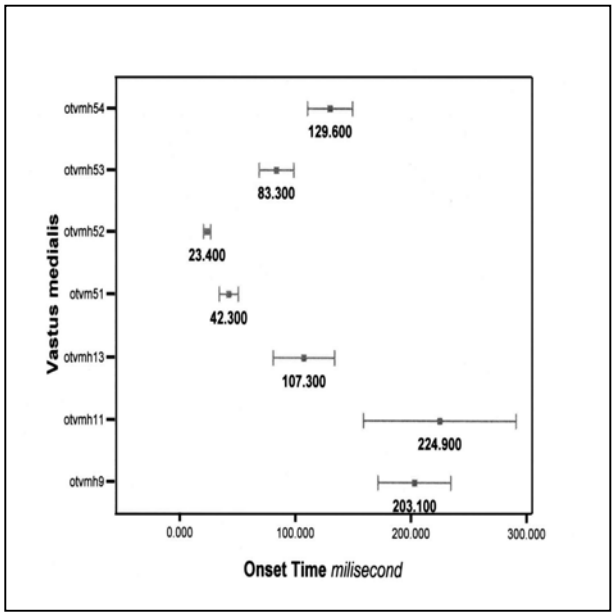
[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

برای مثال عضله گاستروکنمیوس در حرکت بهم ریختگی خلفی با زانوی صاف ٦٨/٤ میلی ثانیه سریعتر از عضله VM (P<٠/٠٠٠١) و عضله همسترینگ داخلی با اختلاف ٦ میکروولت سطح فعالیت بیشتری را نسبت به عضله VM از خود نشان داد(P=٠/٠٠١).

باید به این نکته اشاره کرد که در تمام حرکات واکنشی چه بهم ریختگی قدامی وچه خلفی عضله همسترینگ داخلی بطور بارز و معنی‌داری سطح فعالیت بیشتری را نسبت به عضله همسترینگ خارجی بدون توجه به جهت بهم ریختگی از خود نشان می‌دهد.

برای مثال در حرکت بهم ریختگی خلفی با زانوی صاف این اختلاف درحد ١٣ میکروولت، به صورت معنی داری بیشتر بود.

ـ مقایسه سطح فعالیت و زمان شروع فعالیت درالگوهای حرکتی مختلف: ٢ عضله VM و VL در اغلب فعالیتها بطور مشابهی وارد عمل شدند این دو عضله بطور معنی‌داری در الگوهای بهم ریختگی سریعتر فعالیت کردند که این حالت در بهم ریختگی قدامی بارزتر بود(تصویر شماره ٧).



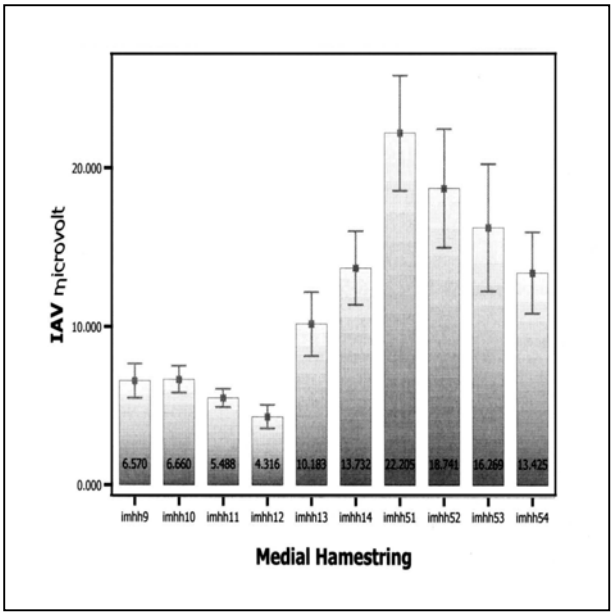
تصویر شماره ٧- زمان‌بندی عضله پهن داخلی در الگوهای حرکتی مختلف

عضله VM در حرکت بهم ریختگی قدامی با زانوی خم ١٧٩/٧ میلی ثانیه نسبت به حرکت FSU-Upward سریعتر عمل کرده بود.

دو عضله همسترینگ داخلی و خارجی نیز در تمام حرکات واکنشی سریعتر از حرکات فعال وارد عمل شده بودند.

نکته قابل توجه آنکه عضله همسترینگ داخلی در تمام حرکات بهم ریختگی سطح فعالیت بالایی را نشان داده بود که در بیشترین مقدار خود ٢٢/٢ میکروولت بوده است(تصویر شماره ٨).

در حالی که این عضله در حرکات فعال، فعالیت بسیار اندک و کمی را دارد. برای مثال در حرکت LSU-Downward ٤/٣ میکروولت و در حرکت FSU-Upward ٦/٥ میکروولت فعالیت کرده بود.



تصویر شماره ٨- سطح فعالیت عضله همسترینگ داخلی در الگوهای حرکتی مختلف

بحث

حرکاتی که از قبل آموخته و یادگیری شده‌اند مانند FSU در فاز بالا رفتن، نسبت به حرکات LSU و FSU در فاز پایین آمدن، از کارایی بالاتری برخوردار بوده و

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

سیستم کنترل مرکزی را درگیر انتخاب وضعیت در جهت به کارگیری عضلات در بین درجات آزادی(DF) نمی‌کند(۱۳).

بنابراین به نظر می‌رسد الگوی حرکتی یادگیری شده مراکز بالای حرکتی CNS را درگیر محاسبات جهت انجام حرکت نکرده و تا حد زیادی به صورت غیر آگاهانه و ساب کورتیکال کنترل می‌گردد.

این مطالب نشان دهنده آن است که یادگیری، از پراکندگی فعالیتهای عضلانی و انجام عملکردها و فعالیتهای غیر ضروری می‌کاهد.

عضله گاستروکنمیوس نقش بارزی در حرکات پرشی دارد(۱٤و ۱۵) که حتی این نقش به عنوان یک عضله دو مفصلی از عضلات پهن داخلی و پهن خارجی بیشتر می‌باشد.

بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که نقش این عضله دو مفصلی در حرکات انفجاری که کل اندام تحتانی باید یکباره عملکردی را انجام دهد، از حرکات آرام‌تر و ایزوله‌تر مانند FSU بیشتر است.

علاوه بر آن عضلات خلفی اندام تحتانی بویژه همسترینگ داخلی و خارجی فعالیت همزمان بیشتری را با عضلات قدامی در الگوهای حرکتی انفجاری و واکنشی نسبت به حرکات معمول فعال مانند FSU و LSU نشان می‌دهد.

بر اساس این مطلب شاید بتوان گفت حرکاتی که ماهیت تند شونده و کند شونده دارند از الگوهای همکاری وسیعتر در اندام تحتانی و همزمانی انقباضات آنتاگونیست جهت تامین ثبات بیشتر بهره می‌برند.

فعالیت عضلات خلفی اندام تحتانی بویژه همسترینگ داخلی و همسترینگ خارجی در حرکت پرش به جلو بیشتر از حرکت پرش به بالا می‌باشد.

این وضعیت ناشی از تمایل COG به جلو در حرکت پرش به جلو می‌باشد که با فعالیت بیشتر و بارزتر این عضلات به صورت یک انقباض همزمان قویتر خود را نشان می‌دهد.

در بهم ریختگی قدامی سطح اتکا، عضلات قدامی سریعتر وارد عمل می‌شوند.

در این حالت عضلات VM و VL سطح فعالیت بالایی را نسبت به سایر عضلات دارند.

در بهم ریختگی خلفی سطح اتکای عضلات خلفی تقدم زمانی را نسبت به عضلات قدامی نشان می‌دهد. همچنین سطح فعالیت عضلات خلفی بویژه همسترینگ داخلی و گاستروکنمیوس نسبت به عضلات قدامی (VM&VL) بالاتر و بارزتر می‌باشد.

این وضعیت ناشی از الگوی به کارگیری عضلات با توجه به وضعیت کلی بدن در شرایط عدم تعادل است.

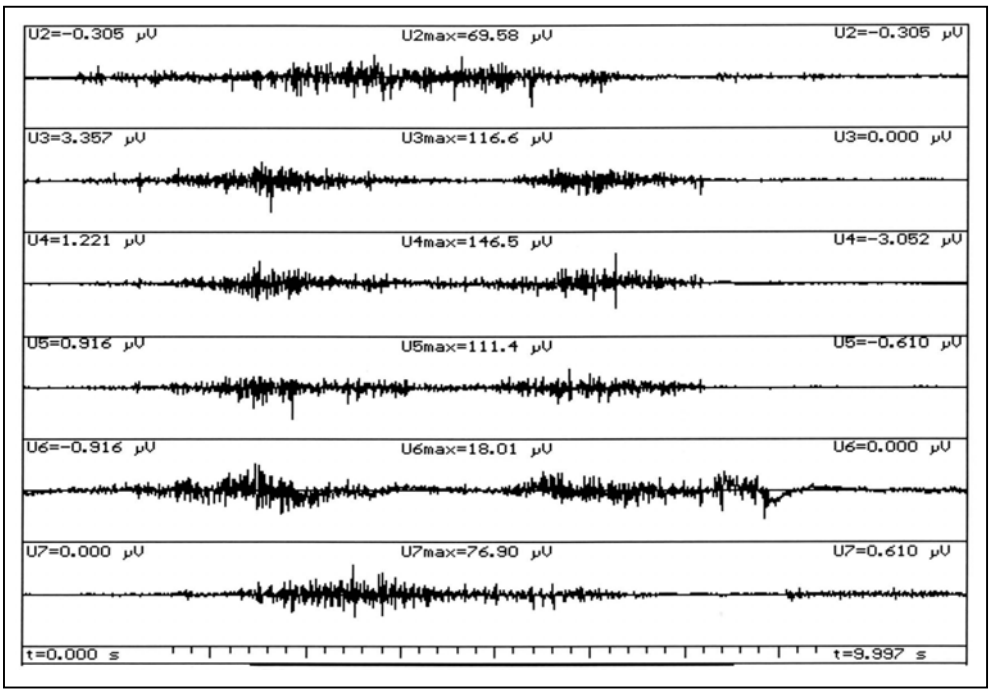
به عبارت دیگر اختصاصی بودن عملکرد با توجه به شرایط تحمیلی در بهم ریختگی کاملا قابل مشاهده می‌باشد که این خود تاییدی بر ماهیت از پیش برنامه‌ریزی شده این پاسخها است. در تمام بهم ریختگی‌های قدامی و خلفی عضله همسترینگ داخلی بیشتر از عضله همسترینگ خارجی فعالیت می‌کند(۳و ٤) که نشانه نقش ثبات دهندگی پروگزیمال توسط این عضله می‌باشد.

الگوی فعالیت عضلات پهن خارجی و پهن داخلی بسیار شبیه به هم بوده و در حرکات فعال و واکنشی مانند هم عمل می‌کنند(۳)، این وضعیت به گونه‌ای می‌تواند ناشی از عصب‌گیری مشترک و اتصال سری مشترک آن عضلات باشد. الگوی فعالیت عضلات همسترینگ داخلی و خارجی در حرکات فعال تا حدی شبیه به هم بوده اما در حرکات واکنشی از یکدیگر تبعیت نمی‌کند. در تمام حرکات واکنشی به کار رفته در این تحقیق، همسترینگ داخلی نقش بارزتری را از نظر زمانی و بویژه سطح فعالیت در حفظ حالت بدن در مقابله با بهم خوردگی تعادل نشان داد، این وضعیت تا حدی به علت عصب‌گیری متفاوت و اتصال سری متفاوت این عضلات بوده است.

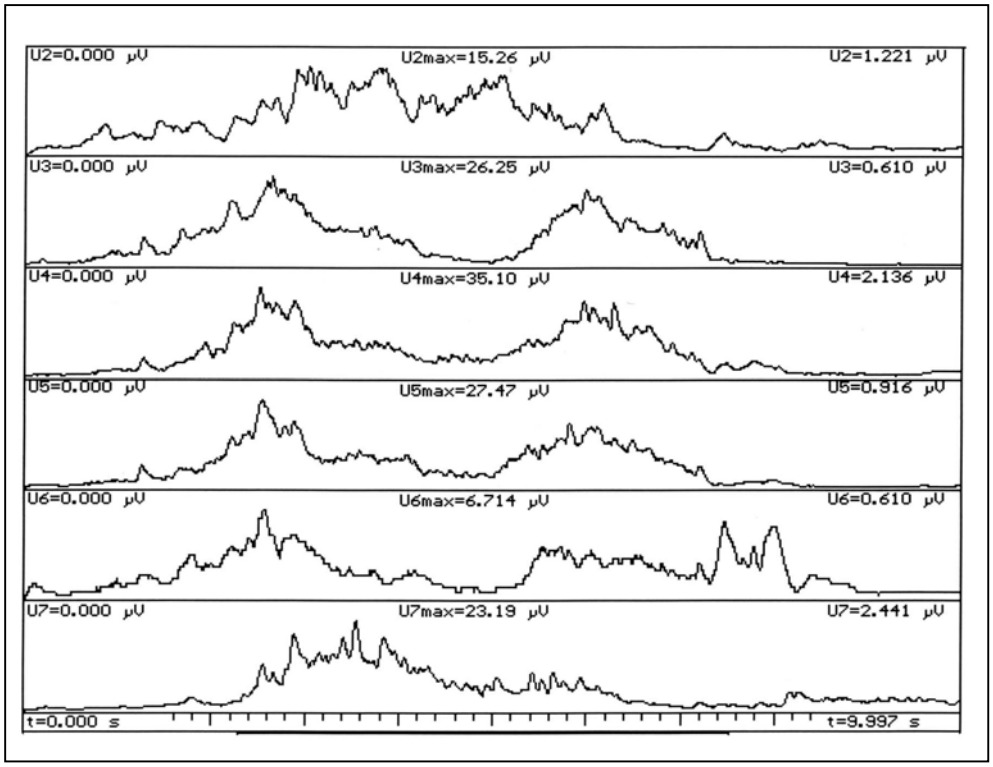
حرکات فعال پراکندگی بیشتر و حرکات واکنشی الگوهای فعالیت به صورت همکاری را در افراد مختلف از خود نشان می‌دهند. این وضعیت نشان دهنده انعطاف پذیری بالای الگوهای حرکتی فعال (کنترل کورتیکال) و عدم

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

انعطاف‌پذیری (پاسخ رفلکسی ساب کورتیکال) در الگوهای حرکتی واکنشی می‌باشد. در تمام حرکات واکنشی عضلات پهن داخلی و خارجی و عضلات همسترینگ سریعتر از حرکات فعال وارد عمل می‌شوند، که نشان‌دهنده نقش بارز سیستم فیدبک در به کارگیری سریع عضلات به صورت واکنشی می‌باشد. در آنالیز الگوی سیگنال الکترومیوگرافی فعالیت ۲ عضله گاستروکنمیوس و همسترینگ داخلی از ویژگی خاصی برخوردار است(تصویرهای شماره ۹ و ۱۰).



تصویر شماره ۹- سیگنال خام الکترومیوگرافی در حرکت LSU



تصویر شماره ۱۰- سیگنال envelop در الگوی حرکتی LSU

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

در زمانی که سایر عضلات جهت فاز بالا رفتن و پایین آمدن فعال هستند این دو عضله تقریباً در سطح فعالیت کمی قرار دارند و بر عکس در فاصله بین این دو فاز که سایر عضلات در سطح فعالیت کم قرار دارند این دو عضله سطح فعالیت بالایی را نشان می‌دهند.

این نکته شاید خود تایید کننده نقش Proximal Stability توسط عضله همسترینگ داخلی و Distal Shaping توسط عضله دیستال مانند گاستروکنمیوس باشد(۱۶و ۱۷).

منابع

1- Barrata R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability, Am J Sports Med, 1988, 16(2): 113-22.

2- Wojtys EM, Wylie BB, Huston LJ. The effect of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translationin healthy knees, AM J Sports Med, 1996, 24(5):615-21.

3- Shultz SJ, Perrin DH, Adams M, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation, J Electromyogr Kinesiol, 2000, 10(3):159-70.

4- Shultz SJ, Perrin DH. Using surface electromyography to assess sex differences in neuromuscular response characteristics, J Athletic Training 1999; 34(2):165-76.

5- Turker KS. Electromyography: some methodological problem and issues, Phys Ther, 1993, 73:698-710.

6- Kasai T, Kawai K. Quantitative EMG analysis of anticipatory postural adjustments of voluntary contraction of leg muscles in standing man, Electeroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1994, 93:184-7.

7- Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. Acomparison of tibiofemoral joint forces and electeromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises, AM J Sports Med, 1996, 24(4):518-527.

8- Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance charactristics in elite female athletes, Am J Sports Med, 1996, 24:427-36.

9- Fitzgerald GK, Childs JD, Ridge TM, Irrgang JJ. Agility and perturbation training for a physically active individual with knee osteoarthritis, Phys Ther, 2002, 82: 327-82.

10- Brownstein B. Movement biomechanics and control. In Brownstein B, Bronner S. Functional Movements in Orthopaedic and Sports Physical Therapy. First ed., New York: Churchill Livingstone; 1997, PP:1-41.

11- Soderberg GL. Mannual of Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting. US Depertment of Health and Human Services, Public Health Service: NIOSH Publication; 1989, PP: 196-7.

12- Armitage P, Berry G. Statistical methods in Medical Research. 3rd ed. Oxford: Blackwell Scientific Publication;1994, PP: 207-385.

13- DeLuca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics, J Appl Biomechanics, 1997, 13:135-163.

14- Gregoire L, Veeger HE, Huijing PA. Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements, Int J Sports Med, 1984, 5:301-305.

15- Van Soest AJ, Schwab AL, Bobbert MF, Van Ingen Schnau GJ. The infeluance of the biarticularity of the gasterocnemius muscle on vertical jumping achievement, Jbiomechanics, 1993, 26:1-8.

16- Bloem BR, Allum JHJ, Carpenter MG, Honegger F. Is lower leg properioception essential for triggering human automatic postural responses? Exp Brain Res, 2000, 130:375-391.

17- Allum JHJ, Honegger F. Interaction between vestibular and proprioceptive inputs triggering and modulating human balance-

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

correcting responses differ across muscles, Exp Brain Res, 1998, 121:478-494.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]

TIMING AND ELECTRICAL ACTIVITY OF KNEE RELATED MUSCLES IN ACTIVE AND REACTIVE MOVEMENT PATTERNS IN HEALTY MEN

*H. Jafari, MSc [I] G.R. Shah Hosseini, MD [II] E. Ebrahimi, Ph.D [III] M.J. Shaterzadeh, Ph.D [IV]

ABSTRACT

New studies in neuromuscular control have indicated that the strength of muscle contraction isn't the only important factor in a task. But the speed at which a muscle responds, preparation of muscle and synergistic pattern at which a group of muscles recruit to a task or respond to a condition are much more important in constant joint stabilization and potential injury prevention. The purpose of this study was to assess the timing and scaling of knee related muscles' electrical activity. Included muscles were: vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, gastrocnemius, lateral hamstring and medial hamstring. The electrical activity was collected with the use of surface electromyography during selected active and reactive movement patterns. This research was a quasi-experimental design on 30 healthy young men (assigned by the sample of convenience) between 20-30 years of age (avg: 25.36). Our subjects sequentially and randomly were asked to perform different movement patterns and during these tests EMG signals were collected from each muscle. These signals were collected to assess onset time and the amount of muscle electrical activity (IAV) in each task. All movement patterns were in three main categories. Active movements included forward step up and lateral step up; abrupt movements included vertical jump and distance jump; and reactive movements (angular perturbation of base of support) included anterior and posterior perturbation with knee straight and knee bend. In this research both muscles in reactive movement patterns were significantly activated before active movements. Vastus medialis in anterior perturbation was activated 182.6 ms sooner than FSU ($P<0.0001$), and medial hamstring was 279.5 ms earlier under the same situation. The gastrocnemius muscle activity was 23.154 μv in distance jump, but 5.46 μv in FSU. In anterior perturbation VM and VL were significantly activated faster than posterior limb muscles, for example, VM was 23.3 ms before medial hamstring. However, in posterior perturbation the findings were vise versa and posterior muscles were faster. In all reactive movements medial hamstring had greater level of muscle activity, related to lateral hamstring and itself, in active movements. In posterior perturbation MH was activated 7.2 μv more than LH. Results indicated that learned movements had more efficiency in CNS decision for choosing a pattern of movement among possible ways of doing a task, and unnecessary muscle activity was much less in learned movements. Gastrocnemius muscle had a great role in abrupt and posterior perturbation movements in comparison with VM and VL muscles. The role of medial hamstring in reactive movements was clear and this role was not seen in lateral hamstring. This muscle can act as a propericeptive and postural muscle trigger, especially in proximal stability for trunk and pelvic region, and in distal perturbation we don't expect to see an ascending muscle synergy all the time.

Key Words: 1) Surface electromyography 2) Postural perturbation 3) Neuromuscular control 4) Reactive movement

---

This article is the summary of the thesis of H.Jafari,MSc in physiotherapy under supervision of E.Ebrahimi,Ph.D and consultation with G.R. Shah Hosseini,MD and M.J. Shaterzadeh, Ph.D, 2002.

I) *MSc in physiothropy, Iran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran(*Corresponding author).*

II) *Assistant professor of orthopaedic surgery, Iran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran.*

III) *Ph.D, Associate professor of physiotherapy, Iran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran.*

IV) *Ph.D, Assistant professor of physiotherapy, Ahvaz University of Medical Sciences and Health Services.*

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-27]