

مجله دانشکده پزشکی

دانشگاه علوم پزشکی تهران

سال ۶۲، شماره ۷، صفحات ۵۵۶ تا ۵۶۴ (۱۳۸۳)

بررسی تغییرات استراتژی کنترل حرکت بدنبال افزایش سرعت راه رفتن

دکتر سعید طالبیان (استادیار)، دکتر غلامرضا علیایی (دانشیار)، دکتر حسین باقری (دانشیار)، دکتر محمدرضا هادیان (دانشیار)
گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

مقدمه: ارزیابی کنترل حرکت و بررسی ویژگیهای آن در جهت تشخیص بیماریهای عصبی عضلانی یکی از جدیدترین روشهای الکترونوروفیزیولوژی بالینی است که بر اساس تغییرات رفتار پاسخهای الکترومیوگرافی و رفلکسهای شناخته شده در این خصوص می باشد. ارزیابی کنترل حرکتی با استفاده از الکترومیوگرافی می تواند شناخت جدیدی در بکارگیری از آن در تشخیصهای کلینیکی و یا ارزیابیهای رفتاری بدهد. بر این اساس می توان با کمک الکترومیوگرافی و ثبت سطحی از عضلات مورد نظر یکی از کامل ترین جنبه های کنترل حرکت یعنی راه رفتن یا گیت (Gait) را ارزیابی نمود. در این تحقیق بکارگیری روش ارزیابی کمی طیف فرکانس الکترومیوگرافی جهت بررسی تغییرات استراتژی کنترل حرکت مورد ارزیابی قرار گرفته است.

مواد و روش ها: تعداد بیست و پنج فرد سالم (۱۵ زن و ۱۰ مرد) در محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال در این تحقیق شرکت کردند و جهت راه رفتن بر روی تردمیل قرار گرفته و بدون کفش، با سه سرعت عادی (۸۰ متر در دقیقه)، کند (۴۰ متر در دقیقه) و تند (۱۲۰ متر در دقیقه) پس از نصب الکترودهای سطحی ثابت بر روی عضلات تیبالیس آنتریور و کاستروکنمیوس بطور تصادفی شروع به راه رفتن کردند.

یافته ها: با افزایش سرعت راه رفتن، میانگین و میانه طیف فرکانس فعالیت عضله گاستروکنمیوس کاهش می یابد، در حالیکه برعکس فرکانس بکارگیری واحدهای حرکتی از سطح سگمنتال نخاعی افزایش معنی داری را نشان میدهد ($P < 0.05$). عضله تیبالیس آنتریور در دو نوع انقباض کانستریک در مراحل Initial Swing و Mid Swing و اکستریک در انتهای Stance در سه سرعت مختلف مورد ارزیابی قرار گرفت. مقایسه فرکانس میانه فعالیت عضلانی، کاهش نسبی را در فرکانس انقباض کانستریک (Con.) نشان داد، در حالیکه افزایش میانه فرکانس در نوع انقباض اکستریک عضله (Ecc.) با افزایش سرعت اتفاق می افتد. نرخ آتش واحدهای حرکتی عضله تیبالیس آنتریور نیز با افزایش سرعت افزایش می یابد ($P < 0.05$). در انقباض اکستریک تغییر قابل ملاحظه ای در افزایش یا کاهش فعالیت واحدهای حرکتی دیده نمی شود. هم زمان با افزایش سرعت در مرحله تند مقادیر ARV، RMS و IAV افزایش معنی داری را دارند ($P < 0.05$). بررسی تخمین قدرت عضلانی بر اساس حداکثر قدرت انقباضی عضلات فوق بصورت ایزومتریک نشان داد که بدنبال افزایش سرعت در مقایسه با سرعت متوسط نیروی عضلانی افزایش می یابد و فرد مجبور به بکارگیری بیشتر فیبرهای عضلانی است، و این درحالیست که در سرعت کند نیز در مقایسه با سرعت معمول مقادیر فوق افزایش مختصری می یابند ($P < 0.05$).

نتیجه گیری و توصیه ها: مکانیزم کنترل حرکت با ثابت بودن نسبی محیط (Environment) و تکلیف حرکتی (Task) در سطح تغییرات فردی (Individual) از یک الگوی ثابتی تبعیت می کند و براساس زمان و فاکتورهای بیومکانیکی تغییراتی را در رفتار حرکتی ارائه می دهد. بطوریکه افزایش Firing Rate در جهت تولید نیروی بیشتر همراه با افزایش فرکانس انقباضی عضله نمی باشد و شناخت حرکتی فرد از نوع وظیفه خواسته شده تعیین کننده بکارگیری واحدهای فعال حرکتی است.

مقدمه

حرکت یکی از جنبه‌های اصلی زندگی است. انجام حرکات مهارتی برای توانایی‌های ما از قبیل راه رفتن، دویدن، بازی کردن و غذا خوردن ضروری است و ارتباط فرد را با جامعه فراهم می‌سازد. محدوده کنترل حرکت بر مطالعه چگونگی و ساختار حرکت و چگونگی کنترل آن استوار است. به عبارتی دیگر کنترل حرکت تنظیم کننده مکانیزم‌های ضروری برای انجام حرکت می‌باشد. این که چگونه سیستم عصبی مرکزی (CNS) سازمان‌بندی بسیاری از عضلات و مفاصل را بطور منفرد همراه با هماهنگی آنان بعهده دارد؟ و چگونه از اطلاعات حسی بدست آمده از محیط و بدن برای انتخاب و کنترل حرکت استفاده می‌کند؟ و اینکه چگونه مسائل و مشکلات حرکتی می‌توانند کمی شوند و در بیماران بصورت دسته بندی شده مورد ارزیابی قرار گیرند؟ سئوالاتی هستند که در این خصوص همواره مطرح است. متخصصین توانبخشی زمان قابل توجهی را برای باز آموزی حرکتی بیمارانی که دچار مشکلات کنترل حرکتی هستند سپری می‌کنند. مداخله‌های این افراد اغلب بر اساس تغییرات حرکتی و ظرفیت انجام حرکت استوار می‌باشد. استراتژی درمانی به منظور افزایش کیفی و کمی پوسچر و حرکات کاربردی بیماران طرح‌ریزی می‌شود، بطوریکه پرداختن به کنترل تولید حرکت و طبیعت زندگی از ضروریات اصلی تمرین‌های کلینیکی است. بطورکلی حرکت (Movement) از تعامل سه فاکتور سر چشمه می‌گیرند: فرد (Individual)، تکلیف کاری (Task) و محیط (Environment). حرکت دارای ویژگی‌های نوع فعالیت و تحت نفوذ قرار گرفتن آن توسط محیط می‌باشد. فردی که حرکتی را انجام می‌دهد، نیاز و خواستگاه حرکتی و نوع آن را از محیط با ویژگی‌های آن دریافت می‌کند. پتانسیل فرد در جهت تعامل و همکاری نوع فعالیت و ضروریات محیطی نشان دهنده توانایی و عملکرد وی است. تجزیه و تحلیل کنترل تولید حرکت (Motor Control) چنانچه تنها بر روی روند و پروسه‌های درگیر درون خود فرد، بدون در نظر داشتن

واقعتهای محیطی و تکلیف کاری باشد، تصویر نا کاملی را ارائه خواهد داد. در محدوده فردی منشاء حرکت (Movement) از تعامل و همکاری ساختمانهای مغزی و مراتب تکمیل و پردازش اطلاعات می‌باشد. لفظ کنترل تولید حرکت (Motor Control) به تنهایی گویا نیست و در واقع سرچشمه حرکت و ایجاد آن از تعامل چندگانه پردازش، شامل آن دسته از عواملی که در ارتباط با درک (Perception)، شناخت (Cognition) و عمل (Action) هستند تشکیل می‌شود. حرکت اغلب جزئی از عمل است. بعنوان یک نتیجه کنترل حرکت در ارتباط با عملها یا فعالیتهای ویژه معمولا مطالعه می‌شود. بعنوان مثال فیزیولوژیستهای متخصص در کنترل حرکت، آن را از دیدگاه اینکه چگونه انسان راه می‌رود، می‌دود، صحبت می‌کند، می‌خندد و یا مهارتهای ایستادن و گرفتن را انجام می‌دهد کار می‌کنند. از طرف دیگر سایر محققین کنترل حرکت را در یک فعالیت خاص نظیر راه رفتن همراه با مراتب پردازش کنترلی و ارتباط آن با فعالیت خواسته شده را مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌دهند. کنترل عمل (Control of Action) در واقع نتایج خروجی را که از سیستم عصبی به سیستمهای عمل کننده بدن یا عضلات منتقل شده است تحت پوشش قرار می‌دهد. بدن توسط تعداد زیادی از عضلات و مفاصل شکل گرفته است که تمام اینها باید در حین حرکت عمل کرده و هماهنگ کنترل شوند.

این معزل هماهنگی عضلات و مفاصل به تعداد زیاد در واقع مشکل درجه آزادی نامیده می‌شود (Berstein 1967). درک برای ایجاد حرکت و عمل ضروری است. همانطوریکه عمل برای درک ضروری است. درک تجمع و ترکیب دریافت‌های حسی به سوی فهم و برداشت روانی یا سایکولوژیک اطلاعات است. سیستمهای حسی/درکی، اطلاعات درباره استقرار بدن (بعنوان مثال وضعیت بدن در فضا) و شکل‌های آن در محیط مورد نظر را برای تنظیم حرکت فراهم می‌سازد. بنابراین اطلاعات حسی/درکی بطور واضح مجموعه توانایی فرد برای عمل کرد مؤثر در درون محیط است (Rosenbaum 1991). بر این اساس علم و دانش حرکت به مفهوم مطالعه سیستمهای کنترل درک (perception) و نقش آن در تعیین و تشخیص عمل ما می‌باشد. همچنین حرکت

ماوراء صوتی سرعت راه رفتن در افراد مسن مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داده است که افراد با سرعت کمتر از ۲۵ سانتیمتر در ثانیه نیازمند به مراقبت بیشتری توسط پرستار یا افراد خانواده برای انجام فعالیتهای روزمره خودشان هستند. در حالیکه در سرعت‌های بین ۳۵ تا ۵۵ سانتیمتر در ثانیه این افراد مستقل‌تر می‌باشند (۴). استفاده از الکترومیوگرافی برای تعیین میزان قدرت عضلانی بر اساس تبدیل فوری به نشان می‌دهد که ارزیابی سیگنالها در حوزه فرکانس و یا زمان می‌تواند تخمین مناسبی از میزان قدرت عضلانی باشد (۶،۵).

مواد و روش‌ها

تعداد نمونه و تجهیزات

تعداد بیست و پنج فرد سالم (۱۵ زن و ۱۰ مرد) در محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال پس از آشنایی با مراتب آزمایش و تکمیل پرسشنامه مربوط به آزمایشات جهت ثبت اطلاعات فردی و آنتروپمتری در این تحقیق شرکت کردند.

از دستگاه الکترومیوگرافی دو کاناله Diza مدل 14C11 جهت ثبت و تقویت پتانسیل عمل عضله و دستگاه تردمیل Maraton مدل 472 با امکان تغییر سرعت و کامپیوتر ۴۸۶ با برد A/D ۱۲ بیتی متصل به دستگاه الکترومیوگرافی استفاده شد. افراد پس از آموزش اولیه جهت انجام مراحل راه رفتن بر روی تردمیل قرار گرفته و بدون کفش، با سه سرعت عادی (۸۰ متر در دقیقه)، کند (۴۰ متر در دقیقه) و تند (۱۲۰ متر در دقیقه) بر اساس روشهای متداول پس از نصب الکترودهای سطحی ثبات بسر روی عضلات تیبالیس آنتریور و کاستروکنمیوس بطور تصادفی شروع به راه رفتن کردند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلانی آنان از طریق برد A/D دوازده بیتی به کامپیوتر منتقل شده و مورد ارزیابی نهایی با استفاده از نرم‌افزار Matlab و برنامه اختصاصی که برای این آزمایش تهیه شده بود قرار گرفت.

بدون حضور شناخت و پردازش‌های مربوط به آن انجام نمیشود و یکی از ضروریات کنترل تولید حرکت می‌باشد. کنترل حرکت شامل سیستمهای درک (Perception) و عمل (Action) است که برای اهداف و علائق خاص سازمان‌بندی شده‌اند. در محدوده فردی بسیاری از سیستمها جهت تولید حرکت کاربردی و عملی با هم تعامل دارند. هر کدام از این اجزاء کنترل حرکت یعنی درک، شناخت و عمل می‌تواند بطور مجزا مورد مطالعه قرار گیرند بعلاوه تأثیر و نفوذ اجزاء فردی، نوع تکلیف کاری همچنین می‌تواند تداخلی را با تابع حرکت داشته باشد. ارزیابی کنترل حرکت و بررسی ویژگیهای آن در جهت تشخیص بیماریهای عصبی عضلانی یکی از جدیدترین روشهای الکترونوروفیزیولوژی بالینی است که بر اساس تغییرات رفتار پاسخ‌های الکترومیوگرافی و رفلکس‌های شناخته شده در این خصوص می‌باشد.

ارزیابی کنترل حرکتی با استفاده از الکترومیوگرافی می‌تواند شناخت جدیدی در بکارگیری از آن در تشخیص‌های کلینیکی و یا ارزیابی‌های رفتاری بدهد. در ارزیابی کمی تغییرات حرکتی در مراحل مختلف راه رفتن، استفاده از الکترومیوگرافی و فیلم برداری روشی هایی ارزان، متداول و شناخته شده‌ای هستند. الکترومیوگرافی عمدتاً بصورت تحلیل یافته‌های خام بر اساس زمان حضور و خاتمه فعالیت عضلانی و بصورت یک سو شده صورت می‌گیرد، که سابقه آن به کارهای آقای Basmajian و Deluka در سالهای دو دهه ۷۰ و ۸۰ برمی‌گردد (۱،۲).

در واقع بررسی میزان فعالیت عضلانی در مراتب مختلف گیت با تخمینی از قدرت عضلانی تا کنون انجام نشده است و همانطور که اشاره شد بیشتر تحقیقات در آزمایشگاه‌های آنالیز حرکتی امروزه با رشد تکنولوژی بر پایه استفاده از دوربینهای حساس به نور مادون قرمز و ارزیابی کینماتیک حرکتی در کنار ثبت الکترومیوگرافی عضلات استوار است و به دلیل محدودیت‌هایی که این روش‌های گران قیمت دارند در محدود مرکزی مشاهده می‌شود که گزارشات دقیق از این قبیل فعالیتها ارائه گردد (۳،۲).

نقش ارزیابی سرعت راه رفتن در برنامه ریزی توانبخشی اهمیت زیادی دارد بطوریکه با استفاده از شتاب سنجهای

نحوه انجام آزمایش

اندام تحتانی غالب افراد انتخاب و پس از توضیح مراتب آزمایشات، افراد در مراتب زیر شرکت می‌کردند:

۱- ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک: جهت ثبت حداکثر فعالیت عضلانی، ابتدا افراد بر روی تخت در حالت طاقباض قرار می‌گرفتند و پس آماده سازی افراد و شستشوی محل الکترودهای ثابت با الکل از دو عدد بار الکترود ثابت سطحی در ابعاد 1×0.5 سانتیمتر با فاصله ۳ سانتیمتر بین الکترود فعال و غیر فعال آنان استفاده شد که الکترود فعال ثابت برای عضله تیبالیس آنتریور ۴ سانتیمتر پایین تر از برجستگی نیبا و برای عضله گاستروکنمیوس بر روی میانه خط بین چین پوپلیته و نوک قوزک خارجی پا فرار گرفت. الکترود زمین بصورت حلقوی بر روی $1/3$ تحتانی ساق توسط نوار بسته شد. سطح پالمار و دورسال پای افراد به تناوب بر روی پدال فلزی قابل تنظیمی که به پایین تخت متصل شده قرار گرفته و از آنان درخواست می‌شد با حداکثر تلاش خویش سه بار انقباض ایزومتریک در جهات پلانتر فلکشن و دورسی فلکشن به مدت ۳ ثانیه انجام دهند.

برای هر تکرار استراحت بینابینی به مدت ۱ دقیقه در نظر گرفته می‌شد. سطح فعالیت عضلانی بطور مداوم جهت حداکثر تلاش فرد کنترل می‌شده و توسط دستگاه الکترومیوگرافی به کامپیوتر منتقل و ذخیره می‌شد.

۲- ثبت انقباض در حین راه رفتن: پس از خاتمه مرحله نخست و جدا سازی الکترودها، از بیماران در خواست می‌شد بر روی تردمیل قرار گرفته و تمرینات مربوط به آموزش راه رفتن با سه سرعت مختلف را کسب نمایند. بدنبال آموزش، الکترودهای ثابت و زمین مطابق با مرحله نخست بر روی عضلات مورد نظر متصل و بطور تصادفی سرعت حرکت بر روی تردمیل انتخاب و در حین راه رفتن فعالیت عضلانی در خلال ۶ Step یا ۳ Stride ثبت می‌شد. اطلاعات دریافتی از فعالیت عضلانی از طریق برد A/D به کامپیوتر منتقل و ضبط می‌شد.

۳- مشخصات ثبت الکترومیوگرافی: فرکانس ثبت الکترومیوگرافی بین ۲ Hz (high pass frequency) و ۱۰ kHz (low pass frequency) انتخاب گردید. با

حساسیت (sensitivity) $500 \mu V / Div$ و سرعت $25ms / Div$ سیگنالهای الکترومیوگرافی ثبت و توسط برد $12 A/D$ بی‌تی هشت کاناله و توانایی 128000 نمونه با فرکانس نمونه برداری $1kHz$ ، اطلاعات به شکل aschi ذخیره و مورد ارزیابی قرار گرفتند.

یافته ها

تعداد بیست و پنج داوطلب سالم (۱۵ زن و ۱۰ مرد) با میانگین سنی $28 \pm 4/24$ در این تحقیق شرکت کردند. اطلاعات الکترومیوگرافی ثبت شده در مراحل مختلف، با استفاده از نرم افزار SPSS و روش Non-Parametric با ارزیابی Wilcoxon مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. نتایج یک بار بر اساس یافته‌های الکترومیوگرافی در حالت داینامیک و در محدوده زمانی فعالیت عضلانی شامل، چگالی طیف فرکانس (Power Spectrum Density)، بصورت مقایسه میانگین و میانه طیف فرکانس فعالیت عضلانی عضلات گاستروکنمیوس و تیبالیس آنتریور، و واحدهای حرکتی فعال بطور مجزا، و با دیگر بر اساس ارزیابی و تخمین قدرت عضلانی با معیارهای حوزه زمان نظیر Average Rectified Value (ARV), Root Mean Square (RMS) و Integrated Average Value (IAV) بصورت خام و نرمال شده نسبت به حداکثر قدرت عضلانی، به شرح زیر ارائه می‌شود:

الف- اثر تغییرات سرعت بر روی طیف فرکانس EMG: با افزایش سرعت راه رفتن، میانگین و میانه طیف فرکانس فعالیت عضله گاستروکنمیوس کاهش می‌یابد، در حالیکه برعکس فرکانس بکارگیری واحدهای حرکتی از سطح سگمنتال نخاعی افزایش معنی داری را نشان می‌دهد ($P < 0.05$). عضله تیبالیس آنتریور در دو نوع انقباض کانستریک در مراحل Initial Swing و Mid Swing و اکستریک در انتهای Stance در سه سرعت مختلف مورد ارزیابی قرار گرفت. مقایسه فرکانس میانه فعالیت عضلانی، کاهش نسبی را در فرکانس انقباض کانستریک (Con.) نشان داد، در حالیکه

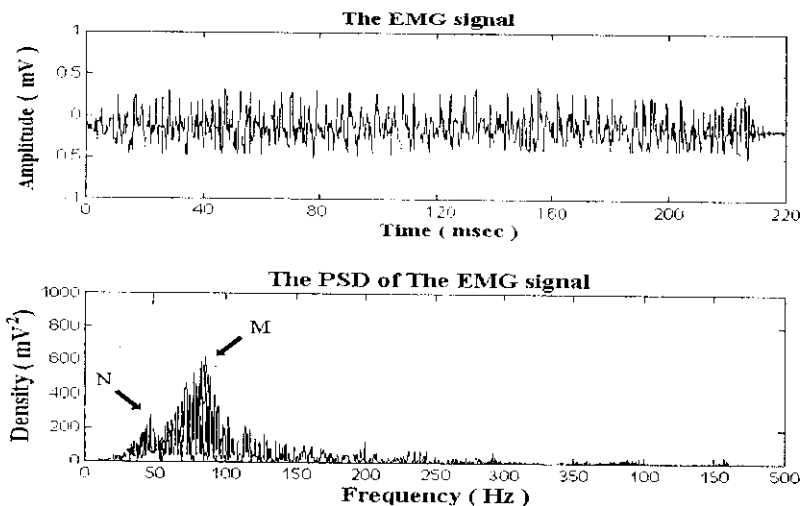
کانستریک (Con.) عضله تیبالیس آنتریور نیز ملاحظه می‌شود، در حالیکه افزایش میانه فرکانس در نوع اکستریک (Ecc.) با افزایش سرعت اتفاق می‌افتد. نرخ آتش واحدهای حرکتی عضله تیبالیس آنتریور نیز با افزایش سرعت افزایش می‌یابد ($P < 0.05$). در حالیکه در انقباض اکستریک تغییر قابل ملاحظه‌ای دیده نمی‌شود.

ب- ارزیابی ویژگیهای الکترومیوگرافی در حوزه زمان نظیر RMS, ARV و IAV نشان داد که هم زمان با افزایش سرعت در مرحله تند مقادیر مؤلفه‌های فوق افزایش معنی داری را دارند ($P < 0.05$). بررسی تخمین قدرت عضلانی بر اساس حداکثر قدرت انقباضی عضلات فوق بصورت ایزومتریک نشان داد که بدنبال افزایش سرعت در مقایسه با سرعت متوسط نیروی عضلانی افزایش می‌یابد و فرد مجبور به بکارگیری بیشتر فیبرهای عضلانی است، و این درحالیست که در سرعت کند نیز در مقایسه با سرعت معمول مقادیر فوق افزایش مختصری می‌یابند ($P < 0.05$) (شکلهای ۳، ۴، ۵).

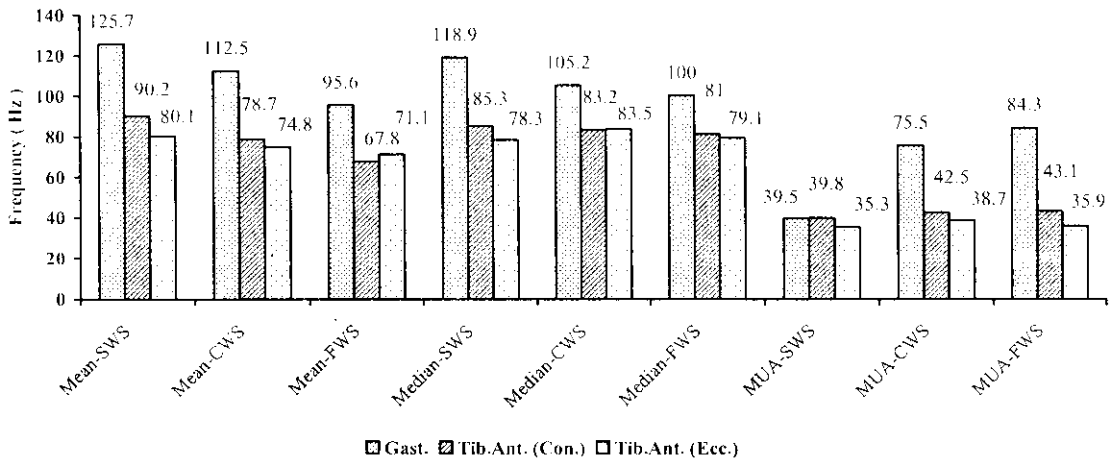
افزایش میانه فرکانس در نوع انقباض اکستریک عضله (Ecc.) با افزایش سرعت اتفاق می‌افتد، نرخ آتش واحدهای حرکتی عضله تیبالیس آنتریور نیز با افزایش سرعت افزایش می‌یابد. ($P > 0.05$). در انقباض اکستریک تغییر قابل ملاحظه‌ای در افزایش یا کاهش فعالیت واحدهای حرکتی دیده نمی‌شود (شکلهای ۱ و ۲).

با افزایش سرعت کاهش فرکانس میانگین طیف در خصوص عضله گاستروکنمیوس دیده می‌شود ($P < 0.05$). همچنین کاهش میانگین فرکانس فعالیت در انقباض کانستریک (Con.) عضله تیبالیس آنتریور ملاحظه می‌شود، در حالیکه میانگین فرکانس در نوع اکستریک (Ecc.) با افزایش سرعت تفاوت معنی داری را ندارد.

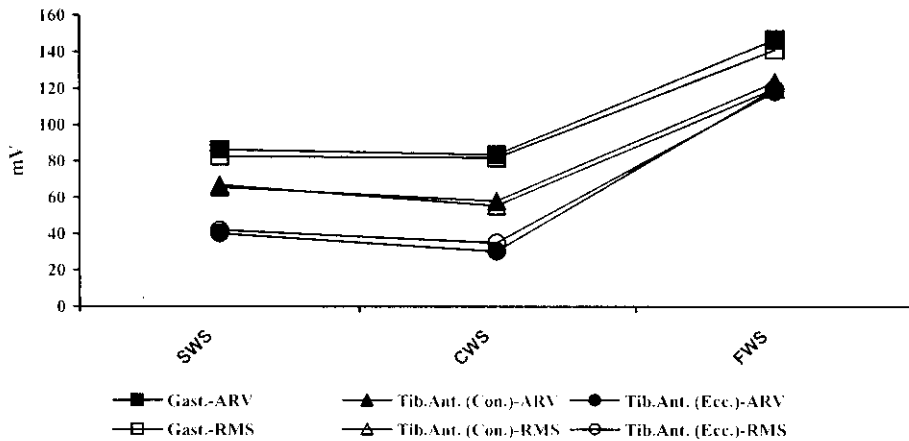
مقایسه میانه فرکانس فعالیت الکترومیوگرافی عضلات فوق و فعالیت واحدهای حرکتی در همان سرعتها نشان داد که با افزایش سرعت کاهش فرکانس میانه عضله گاستروکنمیوس و همراه با افزایش فرکانس فعالیت واحدهای حرکتی دیده می‌شود ($P < 0.05$). کاهش نسبی در میانه فرکانس در انقباض



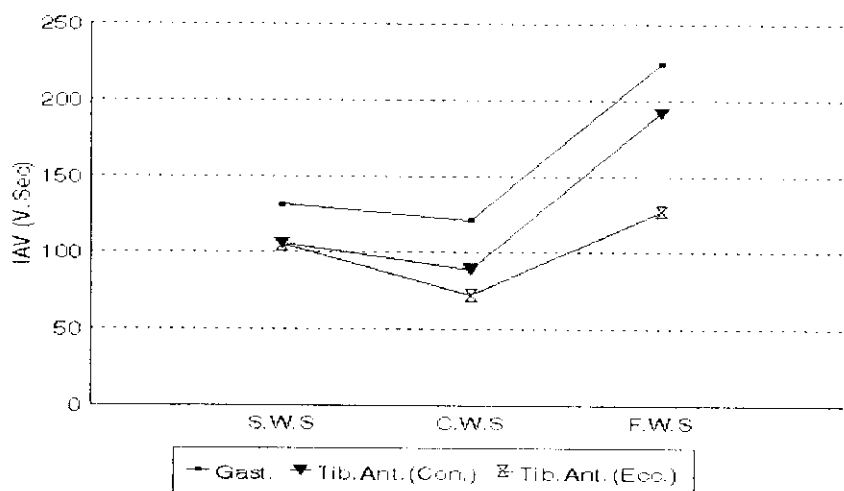
شکل ۱- ثبت الکترومیوگرافی در حوزه زمان و فرکانس. در حوزه فرکانس دو پیک ملاحظه می‌شود که اولین و کوچکترین آن (N) مربوط به فعالیت نروهای واحدهای حرکتی و دومین و بزرگترین چگالی مربوط به فعالیت عضلانی (M) است.



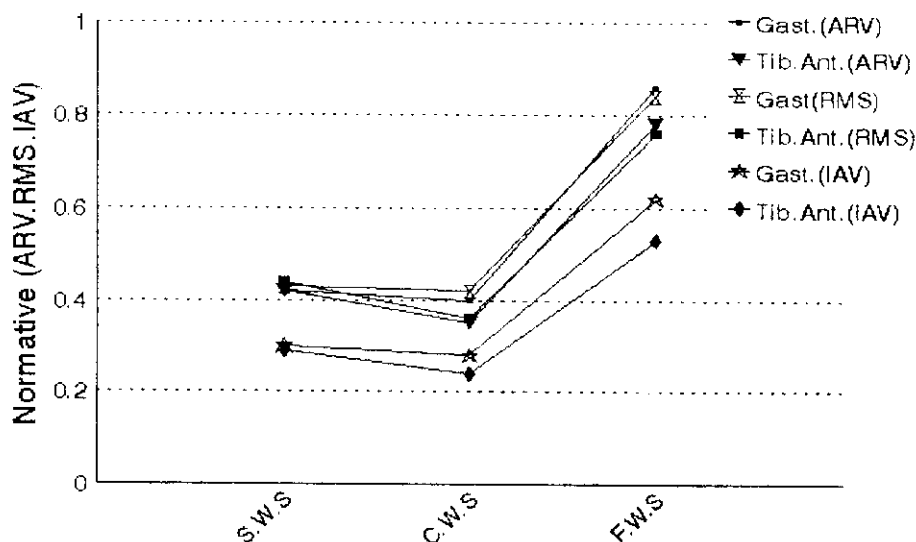
شکل ۲- مقایسه میانگین فرکانس متوسط، میانه و نرخ آتش واحدهای حرکتی فعالیت الکترومیوگرافی عضله گاستروکنمیوس و عضله تیبالیس آنتریور (Tib.Ant. در دو حالت کانستریک (Con.) و اکستریک (Ecc.) در حین راه رفتن در سه سرعت مختلف.



شکل ۳- مقایسه (ARV و Root Mean Square (RMS) دو عضله گاستروکنمیوس (Gast.) و تیبالیس آنتریور (Tib.Ant.) در سه سرعت کند (SWS)، متداول (CWS) و تند (FWS)، با افزایش سرعت از حالت متداول به تند افزایش معنی داری در ARV هر دو عضله مشاهده می‌شود که برای هر دو نوع انقباض کانستریک (Con.) و اکستریک (Ecc.) تیبالیس آنتریور یکسان بوده است. بین دو حالت راه رفتن کند و معمولی افزایش مختصر ARV در سرعت کند ملاحظه شد. همچنین با افزایش سرعت از حالت متداول به تند افزایش معنی داری در RMS هر دو عضله مشاهده می‌شود. این افزایش برای هر دو نوع انقباض کانستریک و اکستریک تیبالیس آنتریور یکسان بوده است. در حین رفتن با سرعت کند افزایش مختصری در RMS در مقایسه با سرعت معمولی ملاحظه می‌شود.



شکل ۴- مقایسه (IAV) Integrated Average Value عضلات گاستروکنمیوس (Gast.) و تیبیالیس آنتریور (Tib.Ant.) در سه سرعت کند (SWS)، متداول (CWS) و تند (FWS). زمانیکه سرعت راه رفتن از حالت متداول افزایش یا کاهش می‌یابد تفاوت معنی‌داری در IAV هر دو عضله مشاهده می‌شود. بطوریکه این افزایش برای انقباض کانستریک بیشتر از نوع اکستریک عضله تیبیالیس آنتریور می‌باشد.



شکل ۵- مقایسه نرمال شده مقادیر ARV، RMS، IAV و فعالیت داینامیک عضلات گاستروکنمیوس (Gast.) و تیبیالیس آنتریور (Tib.Ant.) در سه سرعت کند (SWS)، متداول (CWS) و تند (FWS) نسبت به فعالیت حداکثر این عضلات بصورت ایزومتریک. زمانیکه سرعت راه رفتن از حالت متداول افزایش یا کاهش می‌یابد تفاوت معنی‌داری در متغیرهای فوق برای عضله تیبیالیس آنتریور بصورت کانستریک دیده می‌شود. در حالیکه این افزایش برای عضله گاستروکنمیوس با افزایش سرعت نسبت به سرعت متداول و کند همراه است باشد.

بحث

قبل از تمرین‌های هوازی دارای سرعت و مهارت بیشتری بوده است (۹). مقایسه تاثیر سرعت بر مقادیر کینتیک در مقایسه با کینماتیک نشان می‌دهد که تغییرات کینتیک بیشتر از کینماتیک است (۱۰).

در این تحقیق بکارگیری روش ارزیابی کمی طیف فرکانس الکترومیوگرافی جهت بررسی تغییرات استراتژی کنترل حرکت مورد ارزیابی قرار گرفته است. با این روش نرخ آتشباری واحدهای حرکتی در سطح سگمنتال نخاعی در کنار فعالیت عضلانی دو عضله تیبالیس آنتریور و گاستروکنمیوس تعیین شده است و تأثیر سه سرعت مختلف را در حین راه رفتن مورد بررسی قرار داده است. مکانیزم کنترل حرکت با ثابت بودن نسبی محیط (Environment) و تکلیف حرکتی (Task) در سطح تغییرات فردی (Individual) از یک الگوی ثابتی تبعیت می‌کند و براساس زمان و فاکتورهای بیومکانیکی تغییراتی را در رفتار حرکتی ارائه می‌دهد. بطوریکه افزایش Firing Rate در جهت تولید نیروی بیشتر همراه با افزایش فرکانس انقباضی عضله نمی‌باشد و شناخت حرکتی فرد از نوع وظیفه خواسته شده تعیین کننده بکارگیری واحدهای فعال حرکتی است. نقش برنامه‌ریزی و تغییرات عملکرد سیستم فعالیت عضلانی به دنبال تغییر در وظیفه خواسته شده می‌تواند راهکار مهمی در تشخیص و درمان بیماران داشته باشد. تغییر رفتار الزاما همراه با تغییر در بکارگیری بر اساس زمانبندی و افزایش قدرت عضله نیست و می‌تواند همراه با تغییرات در نرخ بکارگیری واحدهای حرکتی فعال باشد. لذا این پدیده می‌تواند کمک موثری در امر درمان و افزایش توانمندی بیماران بویژه در مواردی که بهینه کردن یک فعالیت مد نظر باشد مورد استفاده قرار گیرد. بعنوان مثال در افراد مسن که زمین خوردن در حین راه رفتن یکی از مهمترین علل ضایعات ارتوپدیک آنان همراه با پوکی استخوان بویژه در زنان می‌باشد، استفاده از روش‌های تحریک سیستم عصبی در ورزشهای کنترل شده و عملی نظیر راه رفتن و شناخت نحوه بکارگیری واحدهای حرکتی، می‌تواند پیشگیری خوبی با ایجاد هماهنگی و افزایش تطابق‌پذیری سیستم عصبی با تغییرات محیطی بوجود آورد. این پژوهش نشان داد که در یک فرایند حرکتی تمرین شده در سطح مهارت بالا نظیر راه رفتن می‌تواند به ازای تغییر سرعت،

استفاده از الکترومیوگرافی با الکتروود ثبات سطحی در جهت شناخت واحدهای حرکتی فعال بسیار مشکل است در حالیکه ارزیابی کلی نرخ آتشباری واحدهای حرکتی در محدوده طیف فرکانس و همچنین زمان شروع و خاتمه فعالیت واحدهای حرکتی با فرکانس خاص در ازای تغییرات نیروی انقباضی و زمان انقباض می‌تواند از طریق ثبت سطحی پتانسیل عمل عضله و پایانه عصبی عضلانی جهت ارزیابی‌های کنترل حرکت استفاده گردد. براین اساس می‌توان با کمک الکترومیوگرافی و ثبت سطحی از عضلات مورد نظر یکی از کامل ترین جنبه‌های کنترل حرکت یعنی راه رفتن یا گیت (Gait) را ارزیابی نمود.

مقایسه بین ارزیابی نیرو توسط الکترومیوگرافی و آنالیز کینتیک راه رفتن در سه سرعت مختلف در مورد عضله خلف ساق بر روی ۵ نفر نشان داد که اطلاعات خام این دو روش متفاوت دارای اختلافی بین ۷ تا ۵۴ نیوتن متر با متوسط ۲۲ نیوتن متر هستند. ولی در محدوده نرمال شده پارامترهای فوق دارای اندازه‌های مشابه بودند (۷). استفاده از Force Plate در ارزیابی گیت به همراه الکترومیوگرافی از کامل ترین روشهای آنالیز حرکتی است. مطالعات انجام شده نشان می‌دهد ارتباط نزدیکی بین نیروهای اعمال شده و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ساق پا وجود دارد و در بیماران مبتلا به پاراپلژی با کمک این روش می‌توان در برنامه‌های فیزیوتراپی آنان موفق تر بود (۸). تردمیل و راه رفتن بر روی آن برای ارزیابی سیکل راه رفتن و اندازه گیری معیارهای گیت در بسیاری از موارد به دلیل کنترل مناسب سرعت و شرایط آزمایش کاربرد زیادی دارد. اثر تمرین هوازی بر روی سرعت گیت، فرکانس و قرینگی آن روی افراد سالم و بیماران مبتلا به همی پلژی مورد ارزیابی قرار گرفته است. نتایج بدست آمده بر روی ۵ مرد مبتلا به همی پلژی نشان داد که بعد از سه هفته تمرین بر روی تردمیل انجام راه رفتن به میزان ۳/۱ متر بدون وسیله کمکی و بلند شدن از روی صندلی و برگشت به روی صندلی نسبت به

است و رفتار کنترل حرکت به ازای تغییر رفتار در کنار مورد نظر از یک الگوی خطی تبعیت نمی کند.

تفاوتهای بارزی را در عملکرد و بکارگیری واحدهای حرکتی داشته باشد. حتی سرعت کند نیز داری ویژگی‌های خاص

منابع

1. Basmajian JV. (1984) Muscle Alive : Their Functions Revealed by Electromyography, Baltimore, Williams & Wilkins.

2. Whittle MW. (1998) Gait Analysis : Methods of Gait Analysis , Oxford , Butterworth - Heinmann.

3. Sisto SA. (1998) Future Directions in Gait Analysis, Rehabil. Res. & Delvo. Serv , 2 : 85 - 122.

4. Potter JM , Evans AL and Duncan G. (1995) Gait Speed and Activities of Daily Living Function in Geriatric Patients, Arch. Phys Med Rehabil, 76 : 997-999.

5. Karlsson S, Erlandson BE and Gerdle B. (1994) A Personal Computer-based System for Real-time Analysis of Surface EMG Signals during Static and Dynamic

Contractions, J. Electromyogr. Kinesiol., 4 : 170-180.

6. Krivickas LS, Nadler SF, Davies MR, Petroski GF, and Feinberg JH. (1996) Spectral Analysis During Fatigue , Am. J. Phys. Med. Rehabil. 75 : 15 - 20.

7. Hof AL. Pronk CAN. and Best AV., (1987) Comparison Between EMG to Force Processing and Kinetic Analysis fore the Calf Muscle Moment in Walking and Stepping , J. Biomechanic, 20: 167-178 .

8. Diets V and Duysens J. (2000) Significance of Load Receptor Input during Locomotion, Gait and Posture, 11: 102-10.

9. Sliver KH, Macko RF, Forrester LW, Goldberg AP and Smith GV. (2001) Effects of Aerobic Treadmill Training on Gait Velocity, Cadence and Gait Symmetry in Chronic Hemiparetic Stroke, Neurorehabil. Neural. Repair., 14 : 65-71.

10. Jennifer L, Lelas G J, Merriman PO, Riley D and Casey K. (2003) Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed, Gait and Posture, 17 : 106-112.