

بررسی تغییرات فعالیت عضلات ساق پا به دنبال افزایش سرعت راه رفتن

سعید طالبیان^{Ph.D.}، غلامرضا علیانی^{Ph.D.}، حسین باقری^{Ph.D.}، محمدرضا هادیان^{Ph.D.}*

*گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

تاریخ وصول: دی ماه ۸۲، تاریخ پذیرش: اسفند ماه ۸۲

چکیده

هدف: به کارگیری روش ارزیابی کمی طیف فرکانس الکترومیوگرافی برای بررسی تغییرات استراتژی کنترل حرکت **مواد و روشها:** تعداد بیست و پنج فرد سالم (۱۵ زن و ۱۰ مرد) در محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال در این تحقیق شرکت کردند و برای راه رفتن 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 ثبات روی عضلات تیبیالیس آنتریور و گاستروکنمیوس به طور تصادفی شروع به راه رفتن کردند. **یافته‌ها:** با افزایش سرعت راه رفتن، میانگین و میانه طیف فرکانس فعالیت عضله گاستروکنمیوس کاهش می‌یابد، در حالی که برعکس فرکانس به کارگیری واحدهای حرکتی از سطح سگمنتال نخاعی افزایش معنی‌داری را نشان می‌دهد ($P < 0.05$). عضله تیبیالیس آنتریور در دو نوع انقباض کانستریک در مراحل Initial Swing و Mid Swing و اکستریک در انتهای Stance در سه سرعت مختلف ارزیابی شد. مقایسه فرکانس میانگین فعالیت عضلانی، کاهش نسبی را در فرکانس انقباض کانستریک نشان داد، در حالی که افزایش میانه فرکانس در نوع انقباض اکستریک عضله با افزایش سرعت اتفاق می‌افتد. نرخ آتش واحدهای حرکتی عضله تیبیالیس 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. همزمان با افزایش سرعت در مرحله تند مقادیر RMS و ARV و IAV افزایش معنی‌داری را دارند ($P < 0.05$). بررسی تخمین قدرت عضلانی براساس حداکثر قدرت انقباضی عضلات فوق به صورت ایزومتریک نشان داد که به دنبال افزایش سرعت در مقایسه با سرعت متوسط نیروی عضلانی افزایش می‌یابد و فرد مجبور به استفاده از بیشتر فیبرهای عضلانی است و این در حالی است که در سرعت کند نیز در مقایسه با سرعت معمول مقادیر فوق افزایش مختصری می‌یابند ($P < 0.05$). **نتیجه‌گیری:** مکانیزم کنترل حرکت با ثابت بودن نسبی محیط (Enviroment) و تکلیف حرکتی (Task) در سطح تغییرات فردی (Individual) از یک الگوی ثابت تبعیت می‌کند و براساس زمان و فاکتورهای بیومکانیکی تغییراتی را در رفتار حرکتی ارائه می‌دهد. به طوری که افزایش Firing Rate برای تولید نیروی بیشتر همراه با افزایش فرکانس انقباضی عضله نیست و شناخت حرکتی فرد از نوع وظیفه خواسته شده تعیین کننده به کارگیری واحدهای فعال حرکتی است. **واژه‌های کلیدی:** آنالیز حرکت انسان، الکترومیوگرافی، راه رفتن، کنترل حرکت

مقدمه

حرکت و چگونگی کنترل آن استوار است. به عبارتی دیگر کنترل حرکت تنظیم کننده مکانیزمهای ضروری برای انجام حرکت است. این که چگونه سیستم عصبی مرکزی (CNS) سازمان‌بندی بسیاری از عضلات و مفاصل را به کار منفرد همراه با هماهنگی آنان به عهده دارد؟ و چگونه از اطلاعات حسی به دست آمده از محیط و بدن برای انتخاب و کنترل حرکت

حرکت یکی از جنبه‌های اصلی زندگی است. انجام حرکات مهارتی برای توانایی‌های ما از قبیل راه رفتن، دویدن، بازی کردن غذاخوردن ضروری است و ارتباط فرد را با جامعه فراهم می‌سازد. محدوده کنترل حرکت بر مطالعه چگونگی و ساختار ^{*} آدرس مکاتبه: تهران، دانشگاه علوم پزشکی تهران، صندوق پستی ۱۶۸-۱۶۵۳۵ Email: talebian@sina.tums.ac.ir

استفاده می‌کند؟ و اینکه چگونه مسائل و مشکلات حرکتی می‌توانند کمی شوند و در بیماران به صورت دسته بندی شده مورد ارزیابی قرار گیرند؟ سؤالاتی 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 براساس تغییرات حرکتی و ظرفیت انجام حرکت استوار است. استراتژی درمانی به منظور افزایش کیفی و کمی پوسچر و حرکات کاربردی بیماران طرح ریزی می‌شود، به طوری که پرداختن به کنترل تولید حرکت و طبیعت زندگی از ضروریات اصلی تمرین‌های کلینیکی است. به طور کلی حرکت از تعامل سه فاکتور سر چشمه می‌گیرند: فرد تکلیف کاری (Task) و محیط حرکت دارای ویژگی‌های نوع فعالیت و تحت نفوذ قرار گرفتن آن توسط محیط است. فردی که حرکتی را انجام می‌دهد، نیاز به 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 روند و پروسه‌های درگیر درون خود فرد، بدون در نظر داشتن واقعیت‌های محیطی و تکلیف کاری باشد، تصویر ناکاملی را ارائه خواهد داد. در محدوده فردی منشاء حرکت از تعامل و همکاری ساختمان‌های مغزی و مراتب تکمیل و پردازش اطلاعات است. لفظ کنترل تولید حرکت 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 که به عنوان یک نتیجه کنترل حرکت در ارتباط با عملها یا فعالیت‌های ویژه معمولاً مطالعه می‌شود. به عنوان مثال فیزیولوژیستهای متخصص در کنترل حرکت، آن را از دیدگاه اینکه چگونه انسان راه می‌رود، می‌دود، صحبت می‌کند، می‌خندد 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 در واقع نتایج خروجی را که از سیستم عصبی به سیستم‌های عمل کننده بدن یا عضلات منتقل شده است تحت پوشش قرار می‌دهد. بد توسط تعداد زیادی از عضلات و مفاصل شکل گرفته است که تمام اینها باید در حین حرکت عمل کرده و هماهنگ کنترل شدند.

این معضل هماهنگی عضلات و مفاصل به تعداد زیاد در واقع مشکل درجه آزادی نامیده می‌شود. درک برای ایجاد حرکت و عمل ضروری است. همانطوری که عمل برای درک ضروری است. درک تجمع و ترکیب دریافت‌های حسی به سوی فهم و برداشت روانی اطلاعات است. سیستم‌های حسی درکی، اطلاعات درباره استقرار بدن (به عنوان مثال وضعیت بدن در فضا) و شکل‌های آن در محیط مورد نظر را برای تنظیم حرکت فراهم می‌سازد. بنابراین اطلاعات حسی / درکی به طور واضح مجموعه توانایی فرد برای عملکرد مؤثر در درون محیط است. بر این اساس علم و دانش حرکت به مفهوم مطالعه سیستم‌های کنترل درک (Perception) و نقش آن در تعیین و تشخیص عمل ما است. همچنین حرکت بدون حضور شناخت و پردازشهای مربوط به آن انجام نمی‌شود و یکی از ضروریات کنترل تولید حرکت است. کنترل حرکت شامل سیستم‌های درک و عمل است که برای اهداف و علائق خاص سازمان‌بندی شده‌اند. در محدوده فردی بسیاری از سیستمها برای تولید حرکت کاربردی و عملی با هم تعامل دارند. هر کدام از این اجزا کنترل حرکت یعنی درک، شناخت و عمل می‌تواند به طور مجزا مورد مطالعه قرار گیرند. به علاوه تأثیر و نفوذ اجزای فردی، نوع تکلیف کاری همچنین می‌تواند تداخلی را با تابع حرکت داشته باشد. ارزیابی کنترل حرکت و بررسی ویژگی‌های آن برای تشخیص بیماریهای عصبی-عضلانی یکی از جدیدترین روش‌های الکترونوروفیزیولوژی بالینی است که براساس تغییرات رفتار پاسخهای الکترومیوگرافی و رفلکسهای شناخته شده در این خصوص است. ارزیابی کنترل حرکتی با استفاده از الکترومیوگرافی می‌تواند شناخت جدیدی در استفاده از آن در تشخیصهای کلینیکی یا ارزیابی‌های رفتاری بدهد. استفاده از الکترومیوگرافی با الکتروود ثبات سطحی برای شناخت

درحالی که در سرعت‌های بین ۳۵ تا ۵۵ سانتیمتر در ثانیه این افراد مستقل تر هستند [۴]. استفاده از الکترومیوگرافی برای تعیین میزان قدرت عضلانی براساس تبدیل فوریه نشان می‌دهد که ارزیابی سیگنالها در حوزه فرکانس و یا زمان می‌تواند تخمین مناسبی از میزان قدرت عضلانی باشد [۶ و ۵]. مقایسه بین ارزیابی نیرو توسط الکترومیوگرافی و آنالیز کینتیک راه رفتن در سه سرعت مختلف در مورد عضله خلف ساق 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 پارامترهای فوق دارای اندازه‌های مشابه بودند [۷].

استفاده از Force Plate در ارزیابی گیت به همراه الکترومیوگرافی از کامل‌ترین 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 روی آن برای ارزیابی سیکل راه رفتن و اندازه‌گیری معیارهای گیت در بسیاری از موارد به دلیل کنترل مناسب سرعت و شرایط آزمایش کاربرد زیادی دارد. در یک پژوهش که در دانشگاه مریلند آمریکا انجام شده است، اثر تمارین هوازی بر سرعت گیت، فرکانس و قرینگی آن روی افراد سالم و بیماران مبتلا به همی‌پلژی ارزیابی شده است. نتایج به دست آمده روی ۵ مرد مبتلا به همی‌پلژی نشان داد که بعد از سه هفته تمرین 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 قبل از تمرینهای هوازی دارای سرعت و مهارت بیشتری بوده است [۹]. مقایسه تأثیر سرعت بر مقادیر کینتیک در مقایسه با کینماتیک نشان می‌دهد که تغییرات کینتیک بیشتر از کینماتیک است [۱۰].

مواد و روشها

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 آزمایشها برای ثبت اطلاعات فردی و

واحدهای حرکتی فعال بسیار مشکل است درحالی که 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 برای ارزیابی‌های کنترل حرکت استفاده شود. بر این اساس می‌تواند با کمک الکترومیوگرافی و ثبت سطحی از عضلات مورد نظر یکی از کاملترین جنبه‌های کنترل حرکت یعنی راه رفتن یا گیت (Gait) را ارزیابی نمود. در این تحقیق به کارگیری روش ارزیابی کمی طیف فرکانس الکترومیوگرافی برای بررسی تغییرات نخاعی در کنار فعالیت عضلانی دو عضله تیالیس آنتریور و گاستروکنمیوس تعیین شده است و تأثیر سه سرعت مختلف را در حین راه رفتن مورد بررسی قرار داده است. در ارزیابی کمی تغییرات حرکتی در مراحل مختلف راه رفتن، استفاده از الکترومیوگرافی و فیلم برداری روشهایی ارزان، متداول و شناخته شده‌ای هستند. الکترومیوگرافی اغلب به صورت تحلیل یافته‌های خام براساس زمان حضور و خاتمه فعالیت عضلانی و به صورت یک سو شده صورت می‌گیرد، که سابقه آن به کارهای Basmajian و Deluka در سالهای دو دهه ۷۰ و ۸۰ بر می‌گردد [۲ و ۱]. 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 حدود مراکزی مشاهده می‌شود که گزارشهای دقیق از قبیل فعالیت‌ها ارائه شود [۳ و ۲].

نقش ارزیابی سرعت راه رفتن در برنامه‌ریزی توانبخشی اهمیت زیادی دارد به طوری که با استفاده از شتابسنجهای موارای صورتی 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

آنتروپومتری در این تحقیق شرکت کردند.

از دستگاه الکترومیوگرافی دو کاناله Diza مدل 14C11 برای 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 برای انجام مراحل راه رفتن بر 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 بر روی عضلات تیبیالیس آنتریور و گاستروکنمیوس به طور 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 نرم افزار Matlab و برنامه اختصاصی که برای این آزمایش تهیه شده بود قرار گرفت.

اندام تحتانی غالب افراد انتخاب و پس از توضیح مراتب آزمایشها افراد در مراتب زیر شرکت می کردند:

ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک

برای ثبت حداکثر فعالیت عضلانی، ابتدا افراد روی تخت در حالت طاق باز قرار می گرفتند و پس از آماده سازی افراد و شستشوی محل الکترودهای ثبات با الکل از دو عدد بار الکتروده ثبات سطحی در ابعاد ۵/۱×۱ سانتیمتر با فاصله ۳ سانتیمتر بین الکتروده فعال و غیرفعال آنان استفاده شد که الکتروده فعال ثبات برای عضله تیبیالیس آنتریور ۴ سانتیمتر پایین تر از برجستگی تیبیا و برای عضله گاستروکنمیوس روی میانه خط بین چین پوپلیته و نوک قوزک خارجی پا قرار گرفت. الکتروده زمین به صورت حلقوی روی ۱/۳ تحتانی ساق توسط نوار بسته شد. سطح پالمار و دور ساق پای افراد به تناوب بر پدال فلزی قابل تنظیمی که به پایین تخت متصل شده قرار گرفته و از آنان درخواست شد 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 شد. سطح فعالیت عضلانی به طور مداوم برای حداکثر تلاش فرد کنترل شده و توسط دستگاه

الکترومیوگرافی به کامپیوتر منتقل و ذخیره شد.

ثبت انقباض در حین راه رفتن

پس از خاتمه مرحله نخست و جداسازی الکترودها، از بیماران درخواست شد روی تردمیل قرار گرفته و تمرینات مربوط به آموزش راه رفتن با سه سرعت مختلف را کسب نمایند. به دنبال آموزش، الکترودهای ثبات و زمین مطابق با مرحله نخست روی عضلات مورد نظر متصل و به طور تصادفی سرعت حرکت روی تردمیل انتخاب و در حین راه رفتن فعالیت عضلانی در خلال ۶ Step یا ۳ Stride ثبت شد. اطلاعات دریافتی از فعالیت عضلانی از طریق برد A/D به کامپیوتر منتقل و ضبط شد.

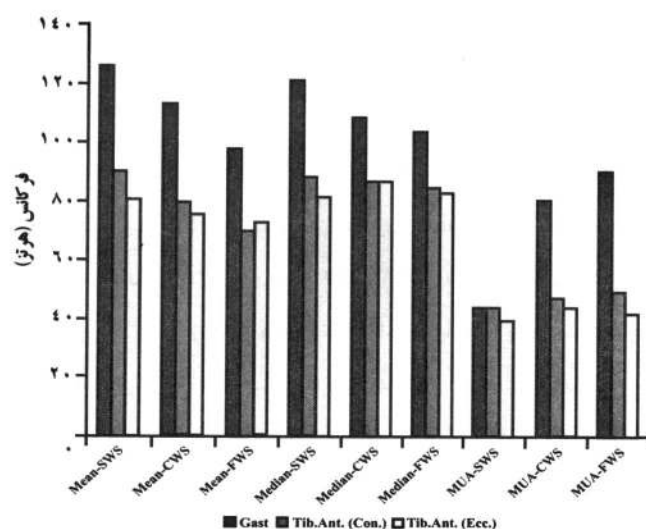
مشخصات ثبت الکترومیوگرافی

فرکانس ثبت الکترومیوگرافی بین (high pass frequency) ۲۰ Hz و (low 10 kHz pass frequency) انتخاب شد. با حساسیت (sensitivity) 500 μ V/Div و سرعت ۲۵ms/Div سیگنالهای الکترومیوگرافی ثبت و توسط برد A/D ۱۲ بیتی هشت کاناله و توانایی ۱۲۸۰۰۰ نمونه با فرکانس نمونه برداری 1kHz، اطلاعات به شکل aschi ذخیره و ارزیابی شدند.

یافته ها

تعداد بیست و پنج داوطلب سالم (۱۵ زن و ۱۰ مرد) با میانگین سنی ۲۸/۴±۲۴ 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 یافته های الکترومیوگرافی در حالت دینامیک و در محدوده زمانی فعالیت عضلانی شامل، چگالی طیف فرکانس (Power Spectrum Density)، به صورت مقایسه میانگین و میانه طیف فرکانس فعالیت عضلانی گاستروکنمیوس و تیبیالیس آنتریور، و واحدهای حرکتی فعال به طور مجزا، و بار دیگر براساس ارزیابی و تخمین قدرت عضلانی با معیارهای حوزه زمان نظیر (ARV, Average Rectified Value, Root

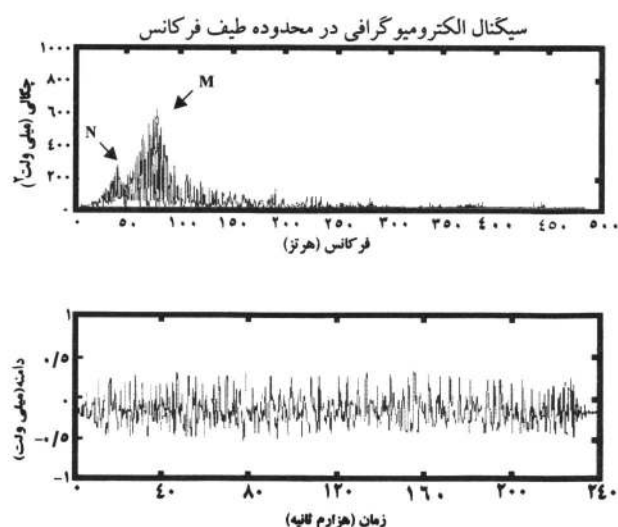
مرحله تند مقادیر مؤلفه‌های فوق افزایش معنی‌داری را دارند ($P < 0.05$). بررسی تخمین قدرت عضلانی براساس حداکثر قدرت انقباضی عضلات فوق به صورت ایزومتریک نشان داد که به دنبال افزایش سرعت در مقایسه با سرعت متوسط نیروی عضلانی افزایش می‌یابد و فرد مجبور به استفاده بیشتر فیبرهای عضلانی است، و این در حالی است که در سرعت کند نیز در مقایسه با سرعت معمول مقادیر فوق افزایش مختصری می‌یابند ($P < 0.05$) (شکلهای ۳-۶).



شکل ۲. مقایسه میانگین فرکانس متوسط، میانه و نرخ آتش واحدهای حرکتی فعالیت الکترومیوگرافی عضله گاستروکنمیوس و عضله تیبیالیس آنتریور (Tib.Ant.) در دو حالت کانسنتریک (Con.) و اکسنتریک (Ecc.) در حین راه رفتن در سه سرعت مختلف. با افزایش سرعت کاهش فرکانس میانگین طیف درخصوص عضله گاستروکنمیوس دیده می‌شود ($P < 0.05$). همچنین کاهش میانگین فرکانس فعالیت در انقباض کانسنتریک (Con.) عضله تیبیالیس آنتریور ملاحظه می‌شود، در حالی که میانگین فرکانس در نوع اکسنتریک (Ecc.) با افزایش سرعت تفاوت معنی‌داری را ندارد. مقایسه میانه فرکانس فعالیت الکترومیوگرافی عضلات فوق و فعالیت واحدهای حرکتی در همان سرعتها نشان داد که با افزایش سرعت کاهش فرکانس میانگین و میانه عضله گاستروکنمیوس و همراه با افزایش فرکانس فعالیت واحدهای حرکتی دیده می‌شود ($P < 0.05$). کاهش نسبی در میانگین فرکانس در انقباض کانسنتریک (Con) عضله تیبیالیس آنتریور نیز ملاحظه می‌شود، در حالی که افزایش میانه فرکانس در نوع اکسنتریک (Ecc) با افزایش سرعت اتفاق می‌افتد. نرخ آتش واحدهای حرکتی عضله تیبیالیس آنتریور نیز با افزایش سرعت افزایش می‌یابد ($P < 0.05$), در حالی که در انقباض اکسنتریک تغییر قابل ملاحظه‌ای دیده نمی‌شود.

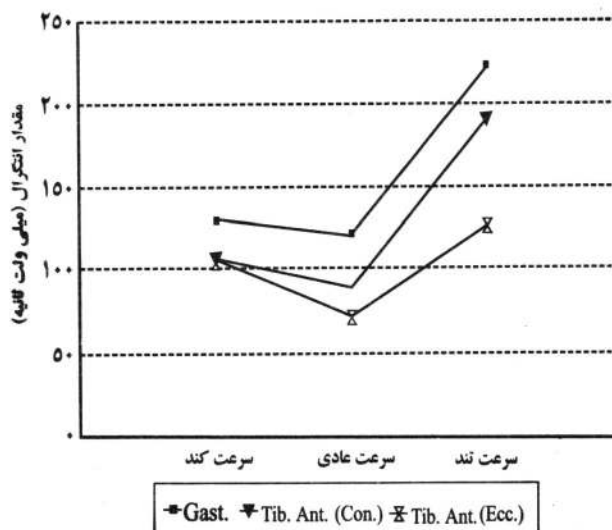
Integrated Average Value و Mean Square (RMS) به صورت خام و نرمال شده نسبت به حداکثر قدرت عضلانی، به شرح زیر ارایه می‌شود:

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 حالی که برعکس فرکانس به کارگیری واحدهای حرکتی از سطح سگمنتال نخاعی افزایش معنی‌داری را نشان می‌دهد ($P < 0.05$). عضله تیبیالیس آنتریور در دو نوع انقباض کانسنتریک در مراحل Initial Swing و Mid Swing و اکسنتریک در انتهای Stance در سه سرعت مختلف ارزیابی شد. مقایسه فرکانس میانگین فعالیت عضلانی، کاهش نسبی را در فرکانس انقباض کانسنتریک نشان داد، در حالی که افزایش میانه فرکانس در نوع انقباض اکسنتریک عضله با افزایش سرعت اتفاق می‌افتد. نرخ آتش واحدهای حرکتی عضله تیبیالیس آنتریور نیز با افزایش سرعت افزایش می‌یابد ($P < 0.05$). در انقباض اکسنتریک تغییر قابل ملاحظه‌ای در افزایش یا کاهش فعالیت واحدهای حرکتی دیده نمی‌شود (شکلهای ۱ و ۲).

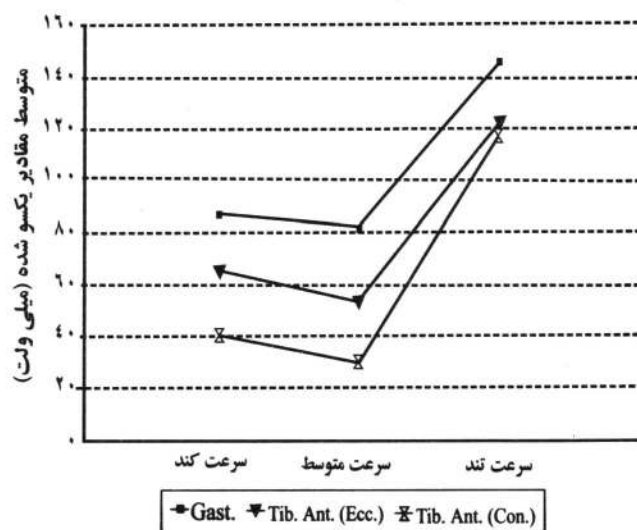


شکل ۱. ثبت الکترومیوگرافی در حوزه زمان و فرکانس. در حوزه فرکانس دو پیک ملاحظه می‌شود که اولین و کوچکترین آن (N) مربوط به فعالیت نورونهای واحدهای حرکتی و دومین و بزرگترین چگالی مربوط به فعالیت عضلانی (M)

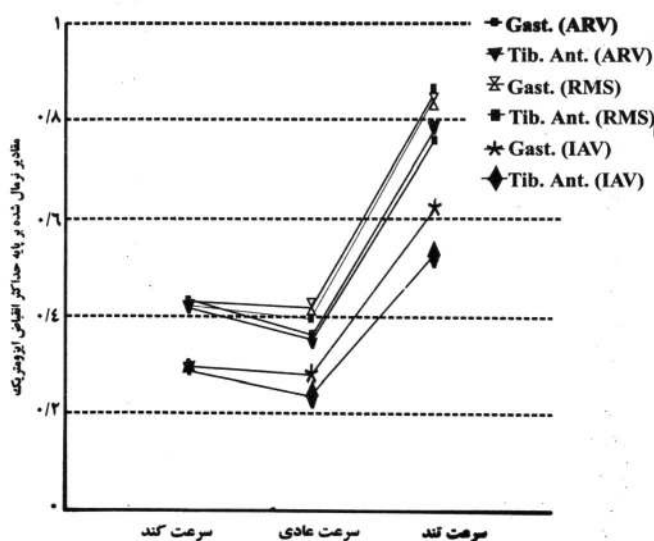
ب) ارزیابی ویژگی‌های الکترومیوگرافی در حوزه زمان نظیر RMS، ARV و IAV نشان داد که همزمان با افزایش سرعت در



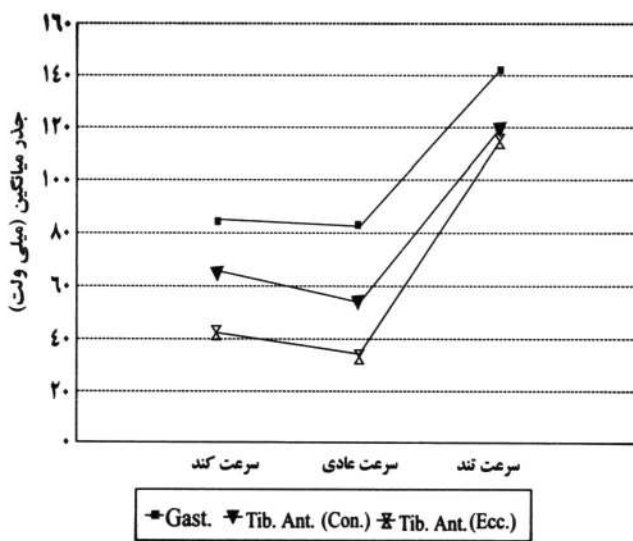
شکل ۵. مقایسه Integrated Average Value (IAV) عضلات گاستروکنمیوس (Gast) و تیبیالیس آنتریور (Tib.Ant.) در سه سرعت کند (SWS)، متداول (CWS) و تند (FWS). زمانی که سرعت راه رفتن از حالت متداول افزایش یا کاهش می‌یابد تفاوت معنی‌داری IAV هر دو عضله مشاهده می‌شود. به‌طوری‌که این افزایش برای انقباض کانستریک بیشتر از نوع اکسنتریک عضله تیبیالیس آنتریور است.



شکل ۳. مقایسه Average Rectified Value (ARV) دو عضله گاستروکنمیوس (Gast) و تیبیالیس آنتریور (Tib.Ant.) در سه سرعت کند (SWS)، متداول (CWS) و تند (FWS). با افزایش سرعت از حالت متداول به تند افزایش معنی‌داری در ARV هر دو عضله مشاهده می‌شود که برای هر دو نوع انقباض کانستریک (Con) و اکسنتریک (Ecc) تیبیالیس آنتریور یکسال بوده است. بین دو حالت راه رفتن کند و معمولی افزایش مختصر ARV در سرعت کند ملاحظه شد.



شکل ۶. مقایسه RMS و IAV فعالیت دینامیک عضلات گاستروکنمیوس (Gast) و تیبیالیس آنتریور (Tib.Ant.) در سه سرعت کند (SWS)، متداول (CWS) و تند (FWS) نسبت به فعالیت حداکثر این عضلات به‌صورت ایزومتریک. زمانی که سرعت راه رفتن از حالت متداول افزایش یا کاهش می‌یابد تفاوت معنی‌داری در متغیرهای فوق برای عضله تیبیالیس آنتریور به‌صورت کانستریک دیده می‌شود. درحالی‌که این افزایش برای عضله گاستروکنمیوس با افزایش سرعت نسبت به سرعت متداول و کند همراه است.



شکل ۴. مقایسه Root Mean Square (RMS) عضلات گاستروکنمیوس (Gast.) و تیبیالیس آنتریور (Tib.Ant.) در سه سرعت کند (SWS)، متداول (CWS) و تند (FWS). با افزایش سرعت از حالت متداول به تند افزایش معنی‌داری در RMS هر دو عضله مشاهده می‌شود. این افزایش برای هر دو نوع انقباض کانستریک و اکسنتریک تیبیالیس آنتریور یکسال بوده است. در حین رفتن با سرعت کند افزایش مختصری در RMS در مقایسه با سرعت معمولی ملاحظه می‌شود.

داده است.

مکانیزم کنترل حرکت با ثابت بودن نسبی محیط و تکلیف حرکتی در سطح تغییرات فردی از یک الگوی ثابتی تبعیت می‌کند و براساس زمان و فاکتورهای بیومکانیکی تغییراتی را در رفتار حرکتی ارائه می‌دهد به‌طوری‌که افزایش Firing Rate برای تولید نیروی بیشتر همراه با افزایش فرکانس انقباضی عضله نیست و شناخت حرکتی فرد از نوع وظیفه خواسته شده تعیین کننده به‌کارگیری واحدهای فعال حرکتی است. نقش برنامه‌ریزی و تغییرات عملکرد سیستم فعالیت عضلانی به‌دنبال تغییر در وظیفه خواسته شده می‌تواند راهکار مهمی در تشخیص و درمان بیماران داشته باشد. تغییر رفتار الزاماً همراه با تغییر در به‌کارگیری براساس زمانبندی و افزایش قدرت عضله نیست و می‌تواند همراه با تغییرات در نرخ به‌کارگیری واحدهای حرکتی فعال باشد. بنابراین این پدیده می‌تواند کمک مؤثری در امر درمان و افزایش توانمندی بیماران به‌ویژه در مواردی که بهینه کردن یک فعالیت مدنظر باشد مورد استفاده قرار گیرد. به‌عنوان مثال در افراد مسن که زمین خوردن در حین راه رفتن یکی از مهمترین علل ضایعات ارتوپدیک آنان همراه با پوکی استخوان به‌ویژه در زنان است. استفاده از روشهای تحریک سیستم عصبی در ورزشهای کنترل شده و عملی نظیر راه رفتن شناخت نحوه به‌کارگیری واحدهای حرکتی، می‌توان پیشگیری خوبی با ایجاد هماهنگی و افزایش تطابق‌پذیری سیستم عصبی با تغییرات محیطی به وجود آورد. این پژوهش نشان داد که در یک فرایند حرکتی تمرین شده در سطح مهارت بالا نظیر راه رفتن می‌تواند به ازای تغییر سرعت، تفاوت‌های بارزی را در عملکرد و به‌کارگیری واحدهای حرکتی داشته باشد. حتی سرعت کند نیز دارای ویژگی‌های خاص است و رفتار کنترل حرکت به ازای تغییر رفتار در کار مورد نظر از یک الگوی خطی تبعیت نمی‌کند.

Hof و همکارانش توسط الکترومیوگرافی و آنالیز کینتیک مقایسه‌ای بین نیروهای مختلف در حین راه رفتن در سه سرعت مختلف در مورد عضله خلف ساق روی ۵ نفر انجام دادند که اطلاعات خام این دو روش متفاوت دارای اختلافی بین ۷ تا ۵۴ نیوتن متر با متوسط ۲۲ نیوتن متر بود ولی در محدوده نرمال شده پارامترهای فوق دارای اندازه‌های مشابه بودند [۷]. استفاده از Force Plate در ارزیابی گیت به همراه الکترومیوگرافی از کامل‌ترین 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 موفق‌تر بود [۸]. تردمیل و راه رفتن روی آن برای ارزیابی سیکل راه رفتن و اندازه‌گیری معیارهای گیت در بسیاری از موارد به دلیل کنترل مناسب سرعت و شرایط آزمایش کاربرد زیادی دارد. اثر تمارین هوازی بر سرعت گیت، فرکانس و قرینگی آن روی افراد سالم و بیماران مبتلا به همی‌پلژی ارزیابی شده است. نتایج به‌دست آمده روی ۵ مرد مبتلا به همی‌پلژی نشان داد که بعد از سه هفته تمرین 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 قبل از تمرینهای هوازی دارای سرعت و مهارت بیشتری بوده است [۹]. مقایسه تأثیر سرعت بر مقادیر کینتیک در مقایسه با کینماتیک نشان می‌دهد که تغییرات کینتیک بیشتر از کینماتیک است [۱۰].

در تحقیق حاضر به‌کارگیری روش ارزیابی کمی طیف فرکانس الکترومیوگرافی برای بررسی تغییرات استراتژی کنترل حرکت ارزیابی شده است. با این روش نرخ آتشباری واحدهای حرکتی در سطح سگمنتال نخاعی در کنار فعالیت عضلانی دو عضله تیبیالیس آنتریور و گاستروکنمیوس تعیین شده است و تأثیر سه سرعت مختلف را در حین راه رفتن مورد بررسی قرار

References

1. Basmajian JV. Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. 1984, Baltimore, Williams & Wilkins
2. Whittle MW. Gait Analysis: Methods of Gait Analysis. 1998, Oxford, Butterworth-Heinemann
3. Sisto SA. Future Directions in Gait Analysis, Rehabil.

- Res & Delvo Serv. 1998; 2: 85-122
4. **Potter JM, Evans AL, Duncan G.** Gait Speed and Activities of Daily Living Function in Geriatric Patients. Arch. Phys Med Rehabil. 1995; 76: 997-999
5. **Karlsson S, Erlandson BE and Gerdle B.** A Personal Computer-based System for Real-time Analysis of Surface EMG Signals during Static and Dynamic Contractions. J Electromyogr Kinesiol. 1994; 4: 170-180
6. **Krivickas LS, Nadler SF, Davies MR, Petroski GF, and Feinberg JH.** Spectral Analysis During Fatigue. Am J Phys Med Rehabil. 1996; 75: 15-20
7. **Hof AL, Pronk CAN, Best AV.** Comparison Between EMG to Force Processing and Kinetic Analysis fore the Calf Muscle Moment in Walking and Stepping. J Biomechanic. 1987; 20: 167-178
8. **Diets V, Duysens J.** Significance of Load Receptor Input during Locomotion. Gait and Posture. 2000; 11: 102-10
9. **Sliver KH, Macko RF, Forrester LW, Goldberg AP, Smith GV.** Effects of Aerobic Treadmill Training on Gait Velocity, Cadence and Gait Symmetry in Chronic Hemiparetic Stroke. Neurorehabil Neural Repair. 2001; 14: 65-71
10. **Jennifer L, Lelas GJ, Merriman PO, Riley D, Casey K.** Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed, Gait and Posture. 2003; 17: 106-112