

بررسی نحوه بروز خستگی در عضله ران بیماران با ضایعه نخاعی استفاده‌کننده از دستگاه‌های باز توانی تحریک الکتریکی عصبی کاربردی یک مطالعه توصیفی

محمدرضا روحی*^۱، سام الهیاری^۲

تاریخ دریافت ۱۳۹۹/۰۱/۰۹ تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۰۴/۰۸

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: در این پژوهش حد بحرانی خستگی عضلانی برای بیماران استفاده‌کننده از دستگاه‌های توان‌بخشی تحریک الکتریکی کاربردی به‌منظور راه رفتن بررسی گردید. این افراد کنترل عضلانی ارادی نداشته و برای راه‌رفتن باید توسط الکتریسیته به‌صورت مصنوعی تحریک شوند و به دلیل دارا نبودن هرگونه حس عضلانی، خستگی به‌موقع تشخیص داده نمی‌شود. با استفاده از این سیستم، با ایمنی بیشتری این کار انجام‌شده و روند آموزشی سرعت می‌یابد.

مواد و روش کار: در پژوهش زمان نزدیک شدن به حد بحرانی خستگی عضله ران افراد با ضایعه نخاعی مورد بررسی قرار گرفته است. در آزمایشات عملی ۱۶ بیمار پاراپلژیک به تفکیک ۱۱ مرد و ۵ زن در بازه سنی ۵۳-۲۷ سال که دارای آسیب نخاعی در بازه مهره‌ای T4-T12 بودند به‌طور تصادفی انتخاب شدند. سیستمی طراحی شد که عضله ران را تحریک و از نتایج حاصله قبل از رسیدن به حد بحرانی خستگی آن را تشخیص داد.

یافته‌ها: با انطباق نمودارهای تحریکات الکتریکی اعمال‌شده به بیماران و نمودار الکترومایوگرام اصلاح‌شده در سیکل‌های تحریک عضله چهارسر، عضله ابتدا با اختلاف شیب بالاتری شروع به فعالیت می‌کند اما با گذشت ۵-۸ سیکل اختلاف به حداقل خود رسیده و در زمان نزدیک شدن به حد بحرانی خستگی دوباره اختلاف شیب شروع می‌شود، ولتاژ مورد نیاز برای تحریک زنان ۱۸۰ و مردان ۲۲۵ ولت برای بالا آمدن ساق به اندازه ۶۰ درجه بوده است.

بحث و نتیجه‌گیری: نتایج آزمایش‌ها پس از رسیدن MVIC عضله چهارسر به ۸۰ درصد بوده و به‌طور متوسط پس از طی ۲۹۰ سیکل معادل ۲۳۲ متر طی مسافت رخ داده است. همچنین میان استفاده‌ی منظم از دستگاه و تأخیر در زمان بروز خستگی عضله رابطه معنی‌داری به دست آمد ($P < 0.001$) پس از تکرار آزمایش تمامی افراد طی مدت‌زمان بیشتری [به‌طور متوسط ۱۱ درصد دیرتر] دچار خستگی شده‌اند.

کلیدواژه‌ها: تحریک الکتریکی سطحی، ضایعه نخاعی، راه‌رفتن به کمک ابزار، خستگی

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و یکم، شماره پنجم، ص ۳۸۰-۳۷۲، مرداد ۱۳۹۹

آدرس مکاتبه: تهران، میدان بنی‌هاشم خیابان افشاری خیابان شقایق پلاک ۲۲ واحد ۱۹، تلفن: ۰۹۱۲۸۳۶۹۵۷۹

Email: mre.rouhi@gmail.com

مقدمه

اندام تحتانی از دست می‌دهند که باعث محدودیت شدید این افراد می‌شود اما قابل جبران می‌باشد (۴-۲). برای این بیماران اثرات جانبی شدیدی می‌تواند پدیدار شود، مانند کاهش وزن، آتروفی شدید عضلانی، اسپاستیسیته^۳ (۵)، ادما^۴ (۶)، زخم دکوبیتوس^۵ (۷)، ترومبوز عمیق عروق^۶ (۸-۱۰)، اوستئوپروزیس^۷ (۱۱)، افسردگی (۱۲)، اختلال تنفسی محدودکننده^۸ (۱۳)، زوال

جمعیت بیمارانی که از ضایعه نخاعی در دنیا رنج می‌برند در حدود ۵، ۱۰ نفر در هر ۱۰۰، ۰۰۰ نفر تخمین زده می‌شود (۱). این بیماران در صورتی که سطح A یا B ضایعه نخاعی [طبق استاندارد جهانی تقسیم‌بندی آسیب‌های نخاعی] را دارا باشند توانایی ایستادن، راه رفتن و انجام هرگونه حرکت مختارانه را در

^۱ گروه مهندسی پزشکی بیومکانیک، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران (نویسنده‌ی مسئول)

^۲ پزشک عمومی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

^۳ Spasticity

^۴ Edema

^۵ decubitus ulcer

^۶ deep vein thrombosis

^۷ osteoporosis

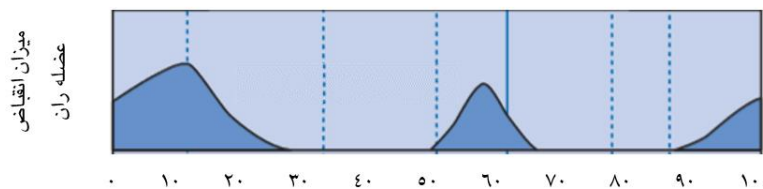
^۸ restrictive respiratory disorders

مواد و روش کار

در این مطالعه توصیفی، آزمایش‌ها بر روی نمونه‌ای ۱۶ نفری از بیماران پاراپلژیک به تفکیک ۱۱ مرد و ۵ زن که به‌صورت تصادفی از جامعه آماری انتخاب شده‌اند انجام پذیرفته که بازه سنی آن‌ها ۲۷ الی ۵۳ سال و دارای آسیب نخاعی بین مهره‌های T4 – T12 بوده‌اند. نتایج الکترومایوگرام از طریق محاسبه‌ی داده‌های میانگین این افراد گزارش شده است. از تمامی این بیماران رضایت‌نامه آگاهانه گرفته شده و پروسه آزمایش و نکات ایمنی به‌طور کامل برای آن‌ها تشریح شده است.

مطابق دستگاه پاراستپ حد ایمن و مورد تأیید سازمان غذا و داروی آمریکا در ولتاژ تحریکی برای بیماران بین ۰ تا ۲۲۵ ولت با ولتاژ متغیر بوده و به‌صورت مقاطع بین ۱-۰ میلی‌ثانیه تحریک و ۴۲ میلی‌ثانیه عدم تحریک است (۱۹).

در ابتدا الکترودها به عضلات چهارسر ران پای بیمار متصل می‌گردد و سپس ولتاژ وارد شده به شخص را به‌تدریج افزایش داده تا زمانی که ساق پای شخص به‌صورت ۶۰ درجه مانند مطالعات پیشین (۲۰) قرار گیرد. سپس ولتاژ از روی اسیلوسکوپ خوانده و یادداشت شده و با یک شیب ثابت این ولتاژ بین صفر و ولتاژ یادداشتی برای هر بیمار خاص شروع به نوسان می‌نماید. نمودار ۱ نمایانگر زمان‌بندی این تحریکات و تقریب آن می‌باشد.



نمودار (۱): نحوه رفتار انقباضی عضله چهارسر حین درصد سیکل راه رفتن طبیعی طی شده (۱۱)

به‌وسیله دستگاه‌های توان‌بخشی $MVIC$ ۸۰٪ قرار داده شده است زیرا تقریباً در مقایسه نمودار تحریکی دوزنقه‌ای استفاده شده و شکل واقعی انقباض عضله چهارسر در صورت رد شدن قدرت شخصی که مقدار کمی آتروفی عضلانی را قبل از دچار شدن به عارضه پاراپلژیا تجربه نموده است، از ۸۰ درصد قدرت موردنیاز در هر لحظه احتمال عدم تحمل وزن شخص بر روی این عضله شدیداً کاهش پیدا می‌کند. این نکته قابل توجه است که انتخاب این درصد باید بر اساس میزان آتروفی عضلات شخص پاراپلژیک و همچنین میزان $MVIC$ ۱۰۰ درصد وی صورت پذیرد اما با توجه به وجود اختلاف در میزان آتروفی، حداکثر $MVIC$ و حتی شرایط یک شخص در اوقات مختلف روز می‌تواند عدد ۸۰ درصد را به‌عنوان میانگین در نظر گرفت.

تندرستی قلبی عروقی^۱ (۱۴) و چاقی و کاهش HDL (۱۵). تا به امروز درمان قطعی برای بیماران ضایعه نخاعی وجود ندارد، اما دو دستگاه استفاده‌کننده از سیستم تحریک الکتریکی کاربردی^۲ در دنیا موجود است که در آمریکا پاراستپ (۱۶) و در ایران با نام پاراواک (۱۷) شناخته شده‌اند. بیماران استفاده‌کننده از دستگاه‌های بازتوانی در صورت عدم داشتن آتروفی شدید و سالم بودن عضلات و اعصاب اندام تحتانی توانسته‌اند از این دستگاه‌ها استفاده نمایند و در زمان استفاده از آن‌ها راه بروند. در گذشته بدون توجه به رخ دادن پدیده حد بحرانی خستگی در عضلات شخص، بیماران از دستگاه پاراستپ استفاده نموده‌اند که این عمل باعث کاهش ایمنی در مسافت‌های طولانی و افزایش خطر افتادن ناگهانی آن‌ها شده است. سیستم پاراواک به این الگوریتم تشخیص حد بحرانی خستگی عضلات مجهز نبوده و سیستم پاراستپ نیز تنها به یافته‌های محدودی در این موضوع دست یافته است (۱۸). با توجه به عدم در دسترس بودن نمونه خارجی این دستگاه‌ها در ایران سیستمی در سال ۱۳۹۸ توسط دانشجویان دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی و دانشگاه صنعتی خواجه‌نصیرالدین طوسی در ایران طراحی و ساخته شد. شایان توجه است هدف این پژوهش شبیه‌سازی انقباض و انبساط عضلات در حالت نشسته یا خوابیده و تشخیص زمان نزدیک شدن به حد بحرانی خستگی است.

علاوه بر تحریکات الکتریکی عضلات شخص به‌صورت هم‌زمان داده‌های الکترومایوگرام عضله چهارسر توسط دستگاه ساخته‌شده مانیتور شده و توسط نرم‌افزار متلب با داده‌های تحریکات الکتریکی مقایسه شده است. جهت داده‌گیری سرعت ضبط این ماژول ۱۰ داده بر ثانیه بوده و خروجی خود را به‌صورت نموداری در متلب نمایش می‌دهد. سرعت پردازش کنترلر ۱۶ مگاهرتز بوده است. حد بحرانی خستگی برای عضله چهارسر رسیدن قدرت خروجی این عضله به ۸۰ درصد قدرت ماکسیمم خود به دلایل ذکر شده ذیل انتخاب شده است.

$MVIC$ به معنی حداکثر میزان انقباض ایزومتریک داوطلبانه^۳

است (۲۰)، در آزمایشات این پژوهش مبنای عدم توانایی راه رفتن

^۳maximal voluntary isometric contraction

^۱ cardio-pulmonary fitness degeneration

^۲Functional Electrical Stimulation

مورد ۳: مانند مورد ۱ است با این تفاوت که دارای مقدار شیب بیشتری نسبت به حالت انقباضی بوده و منحنی S شکلی را تشکیل می‌دهد.

مورد ۴: پدیده‌ای که در عضلات بدون حس این بیماران رخ می‌دهد به‌عنوان ملاک دیگری برای تشخیص حد بحرانی خستگی انتخاب شده است. مقدار انقباض مانده در عضله پس از اتمام تحریک الکتریکی است هرچقدر به حد بحرانی خستگی نزدیک‌تر شویم این مقدار افزایش می‌یابد به‌صورتی که پس از اتمام آزمایش و قطع جریان الکتریکی برای چند ثانیه انقباض در عضله به‌صورت بصری قابل تشخیص بوده و سپس به تدریج به حالت بی‌حس و لخت خود بازمی‌گردد.

نحوه تشخیص حد بحرانی خستگی با توجه به ملاک عدم توانایی عضله برای ایجاد نیرویی معادل ۸۰ درصد حداکثر قدرت خروجی لازم با محاسبه اختلاف بین دو نمودار در فاز دوم و تقسیم آن بر مقدار کل تحریک الکتریکی صورت پذیرفته است و با رسیدن به این مقدار می‌توان حد بحرانی خستگی عضله را اعلام نمود. نوع دیگری از حد بحرانی خستگی که باعث ایجاد خطر هنگام استفاده از دستگاه‌های پاراستپ و پاراواک می‌شود بیشتر در بیمارانی مشاهده شد که آتروفی بالاتری نسبت به میانگین افراد جامعه آماری داشتند. میزان بالای انقباض باقی‌مانده در این بیماران نهایتاً باعث قفل شدن عضله می‌شود، بدین معنی که دامنه حرکات به میزان ۸۰ درصد به حالت اولیه تنزل می‌یابد.

در مقایسه بین پاسخ مردان و زنان تفاوت خاصی مشاهده نشد به‌جز این مورد که ولتاژ موردنیاز برای تحریک زنان در حدود ۱۸۰ و مردان در حدود ۲۲۵ ولت برای بالا آمدن ساق پا به اندازه ۶۰ درجه بوده است. در مورد ۳ بیمار مرد دارای آتروفی عضلانی در تمامی ۴ متغیر ذکر شده با ۸ مرد سالم تفاوت به جهت خستگی زودتر مشاهده می‌شود، اعم از دیرتر رسیدن به حد ماکسیمم قدرت، حد انقباض باقی‌مانده بالاتر و غیره.

برای آزمودن میزان اختلاف داده‌ها میان مردان، زنان و شخص دارای آتروفی از T Test بهره برده شده است که در جداول زیر مقدار این تفاوت‌ها ذکر شده است، البته نتایج دقیق‌تر وابسته به انجام آزمایش بر روی تعداد بیشتری از افراد می‌باشد که بنا به شرایط آزمایشات در این پژوهش امکان آن فراهم نشد و امید است در آینده نزدیک به آن پرداخته شود. مقایسه این نتایج در جداول ۱ و ۲ قابل ملاحظه است.

و در ۱۳ نفر از ۱۶ نفر مورد آزمایش کاهش قدرت در کم‌تر از ۲۵۰ سیکل برای یک پا رخ داد، این تعداد سیکل با احتساب طول ۴۰ سانتیمتر به ازای هر قدم یک فرد معادل ۲۰۰ متر طی مسافت است. دلیل این مسافت کم و رسیدن به حد بحرانی خستگی زودهنگام عضله این افراد آتروفی قابل توجهی است که پس از دچار شدن به عارضه پاراپلژی و عدم ارتباط مغز با این عضلات برایشان به وجود آمده است (۱۰). لازم به توضیح است که پس از سه بار تکرار این آزمایش برای افراد تمامی آن‌ها رکورد قبلی تعداد سیکل تا رسیدن به حد بحرانی خستگی خود را پشت سر گذاشتند و دو نفر مرد و یک نفر زن آزمایش را بدون رسیدن به حد بحرانی خستگی بحرانی تا ۳۵۰ سیکل طی نمودند که معادل ۲۸۰ متر است.

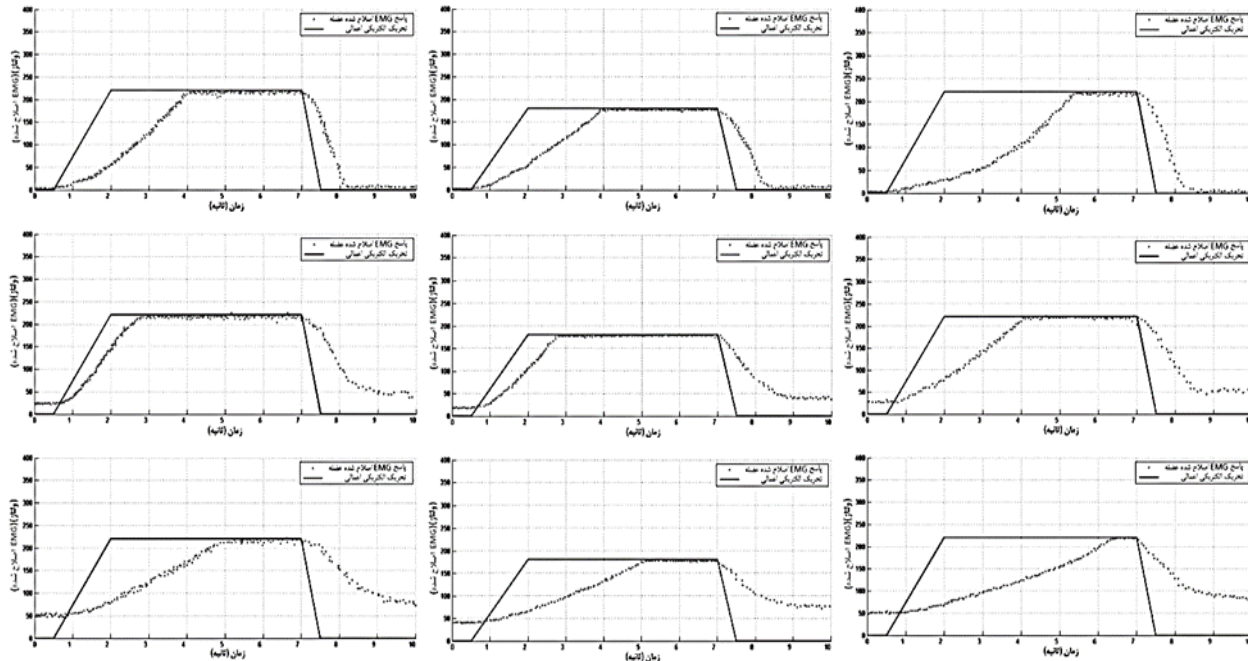
یافته‌ها

هدف این پژوهش یافتن روشی برای تعیین زمان رسیدن به حد بحرانی خستگی در عضلات افراد بیمار است و حد بحرانی خستگی برای عضله چهارسر رسیدن قدرت خروجی این عضله به ۸۰ درصد قرار داده شده است. با انطباق نمودارهای تحریکات الکتریکی اعمال شده به بیماران و نمودار الکترومایوگرام اصلاح شده که در شکل ۱ آورده شده‌اند نکات ذیل به دست می‌آید:

۱. شیب متفاوت دو نمودار در فاز اول تحریک (افزایش ولتاژ از ۰ تا حداکثر ولتاژ موردنیاز شخص)
۲. اختلاف زمان رسیدن عضله به حد تحریک ماکسیمم با زمان رسیدن تحریکات الکتریکی اعمال شده
۳. تفاوت نرخ کاهش انقباض عضله (کاهش ولتاژ از حداکثر ولتاژ موردنیاز شخص تا صفر)
۴. مقدار انقباض مانده عضله پس از قطع تحریک عضله در ذیل به تشریح هر یک از موارد ذکر شده در بالا پرداخته شده است:

مورد ۱: طبق مشاهدات انجام شده در سیکل‌های ابتدایی تحریک عضله چهارسر، عضله ابتدا با اختلاف شیب بالاتری شروع به فعالیت می‌کند اما با گذشت ۵-۸ سیکل این اختلاف به حداقل خود رسیده و در زمان نزدیک شدن به حد بحرانی خستگی عضله دوباره این اختلاف شیب شروع می‌شود. این رفتار در تمامی موارد زیر تکرار شده است بدین معنی که ابتدا باید تعدادی سیکل از تحریک بگذرد تا بر اینرسی عدم فعالیت عضله در مدت زمان طولانی فائق آمده و سپس رفتار نزدیک‌تر به حالت طبیعی را از خود بروز دهد.

مورد ۲: این اختلاف زمان با استفاده از نمودار به‌سادگی قابل اندازه‌گیری بوده و به‌عنوان یکی از مهم‌ترین ملاک‌ها انتخاب شده است.



شکل (۱): نمودارهای مقایسه میانگین پاسخ EMG اصلاح شده عضله ران (به ترتیب از بالا به پایین: سیکل اول، سیکل هشتم به بعد و سیکل نهایی ۲۵۰ به بعد) (به ترتیب از راست به چپ: مرد دارای آتروفی، زنان، مردان)

جدول (۱): بررسی تفاوت میان پاسخ عضلات مردان سالم و زنان

	سیکل‌های ابتدایی		سیکل‌های هشتم به بعد		سیکل آخر	
	متغیر اول	متغیر دوم	متغیر اول	متغیر دوم	متغیر اول	متغیر دوم
تعداد مشاهدات	۲۵۶	۲۱۱	۲۴۹	۱۸۳	۱۸۶	۱۵۶
میانگین	۱۲۴/۲۴۶۴۶۶۱	۹۶/۹۹۶۵۹	۱۴۹/۵۰۰۲	۱۱۴/۰۱۱۷	۱۳۴/۶۰۳۵۰۵۴	۱۱۱/۱۹۵۷۰۵۱
میانگین اختلاف فرضی
واریانس	۷۱۵۸/۶۰۴۷۵۳	۴۹۵۰/۴۶۹	۵۵۷۰/۲۰۱	۳۸۵۳/۶۹۱	۳۷۲۰/۴۱۶۵۰۹	۲۵۲۳/۷۸۲۶۴۱
t Stat	۳/۷۹۹۹۳۶۴۷۷		۵/۳۸۵۱۷۱		۳/۸۹۱۵۶۵۲۹۷	
df	۴۶۵		۴۲۳		۳۴۰	
t Critical 1-tail	۱/۶۴۸۱۳۷۱۲۸		۱/۶۴۸۴۶۴		۱/۶۴۹۳۴۷۶۱۲	
P(T<=t) 1-tail	8.19839 e-05		6.02 e-08		5.99264 e-05	
t Critical 2-tail	۱/۹۶۵۰۷۸۶۴۱		۱/۹۶۵۵۸۸		۱/۹۶۶۹۶۵۶۶۵	
P(T<=t) 2-tail	۰/۰۰۰۱۶۳۹۶۸		1.2 e-07		۰/۰۰۰۱۱۹۸۵۳	

جدول (۲): بررسی تفاوت میان پاسخ عضلات مردان با عضلات سالم و ۳ مرد دارای آتروفی

	سیکل‌های ابتدایی		سیکل‌های هشتم به بعد		سیکل آخر	
	متغیر اول	متغیر دوم	متغیر اول	متغیر دوم	متغیر اول	متغیر دوم
تعداد مشاهدات	۲۵۶	۱۷۷	۲۴۹	۱۴۹	۱۸۶	۱۶۰
میانگین	۱۲۴/۲۴۶۵	۹۲/۹۲۶۳	۱۴۹/۵۰۰۲	۱۳۴/۹۷۷۶	۱۳۴/۶۰۳۵	۱۱۸/۱۸۵
میانگین اختلاف فرضی
واریانس	۷۱۵۸/۶۰۵	۶۵۲۹/۹۱۷	۵۵۷۰/۲۰۱	۵۱۳۷/۱۳۷	۳۷۲۰/۴۱۷	۲۷۶۹/۷۶۵
t Stat	۳/۸۸۹۱۱۴		۱/۹۲۶۱۳۵		۲/۶۸۷۸۳۷	
df	۳۸۹		۳۲۲		۳۴۴	
t Critical 1-tail	۱/۶۴۸۷۸		۱/۶۴۹۶		۱/۶۴۹۲۹۵	
P(T<=t) 1-tail	5.92 e-05		۰/۰۲۷۴۸۴		۰/۰۰۳۷۷۱	
t Critical 2-tail	۱/۹۶۶۰۸۱		۱/۹۶۷۳۵۹		۱/۹۶۶۸۸۴	
P(T<=t) 2-tail	۰/۰۰۰۱۱۸		۰/۰۵۴۹۶۸		۰/۰۰۷۵۴۱	

بحث و نتیجه‌گیری

روی یک صندلی نشسته و از آن‌ها خواسته شده تا مفصل زانو را در زاویه ۶۰ درجه در حالت فلکشن نگاه‌دارند و در چهار حالت قدرتی (۴۰-۶۰-۸۰-۱۰۰٪) به صورت ایزومتریک انقباض انجام دهند. پروسه هر عمل ۳۰ ثانیه فعالیت و ۳ دقیقه استراحت بوده است و این عمل سه بار ادامه یافته است. نتایج این مقاله با بررسی داده‌های الکترومایوگرام و فرکانس میانگین^۳ و میانگین‌گیری از داده‌ها به دست آمده است و مزیت آن قابلیت شخصی‌سازی برای هر بیمار است اما نحوه انجام آزمایش تنها روی یک حالت (نگه‌داشتن زانو در حالت ۶۰ درجه) بوده است. با توجه به اینکه هر عضله در کل بازه حرکتی خود حداکثر قدرت‌های متفاوتی را از خود بروز می‌دهد نتایج این تحقیق بر روی افرادی که مانند شرایط تحقیق پیش رو در حال تمرینات ورزشی انقباضی ایزومتریک هستند به‌دقت مقاله قابل ارجاع است. در مقاله اینوکا (۲۳) برعکس مقاله اولیویرا انقباضات در حالت غیرایزومتریک صورت پذیرفتند. تقسیم‌بندی میزان خستگی بر اساس عضلات اصلی درگیر در عمل صورت پذیرفته است، در آزمایشات انجام‌شده اندام فوقانی شخص بیشتر درگیر بوده و همچنین قیود حرکتی توسط گیره‌هایی بر عضلات شخص اعمال شد. همچنین مشاهده شده است که افراد با

جمعیت بیمارانی که از ضایعه نخاعی در دنیا رنج می‌برند در حدود ۱۰،۵ نفر در هر ۱۰۰،۰۰۰ نفر تخمین زده می‌شود (۱). این بیماران در صورتی که سطح A یا B ضایعه نخاعی (طبق استاندارد جهانی تقسیم‌بندی آسیب‌های نخاعی) را دارا باشند توانایی ایستادن، راه رفتن و انجام هرگونه حرکت مختارانه را در اندام تحتانی از دست می‌دهند اما با دستگاه‌های استفاده‌کننده از سیستم تحریک الکتریکی کاربردی^۱ موجود که در آمریکا پاراستپ (۱۶) و در ایران با نام پاراواک (۱۷) نام دارند بیماران در صورت عدم داشتن آتروفی شدید و سالم بودن عضلات و اعصاب اندام تحتانی توانسته‌اند در زمان استفاده از آن‌ها راه بروند. در گذشته بدون توجه به رخ دادن پدیده حد بحرانی خستگی در عضلات شخص، بیماران از دستگاه پاراستپ استفاده نموده‌اند که این عمل باعث کاهش ایمنی در مسافت‌های طولانی و افزایش خطر افتادن ناگهانی آن‌ها شده است. هدف این پژوهش تشخیص زمان نزدیک شدن به حد بحرانی خستگی بوده است و جمع‌بندی یافته‌ها و نتایج به شرح ذیل است.

مقاله اولیویرا (۲۰) بر روی ۷۷ نفر با بیماری دیستروفی عضلانی^۲ تحقیق انجام داده است. به این صورت که این بیماران بر

^۳Fmed^۱Functional Electrical Stimulation^۲muscular dystrophy

تنفس منظم و عمیق نمایند در نتیجه به طور میانگین هر شخص توانست ۱۱ درصد نتایج خود در آزمایش دوم را بهبود ببخشد. در ابتدای کار نتایج به سمت مطلوب و نزدیک تر شدن به نمودار تحریک پیش رفت که نشان دهنده افزایش تعداد واحدهای موتور^۲ در حال استفاده در هر عضله است.

با استفاده از این سیستم تشخیص حد بحرانی خستگی، می توان با ایمنی بیشتری این کار را انجام داد و روند آموزشی را سرعت بخشید تا بتوان هشدار برای کاربر ارسال نمود که در نزدیک ترین محل ممکن نشسته و به استراحت بپردازد تا تعادل وی در قدم های بعدی به هم نخورد. همچنین می توان از نتایج این پژوهش برای اشخاصی که به تازگی از این دستگاه های باز توانی استفاده می کنند بهره برد؛ بدین صورت که مدت زمانی که می توانند بدون رخ دادن حد بحرانی خستگی در عضلات خود از دستگاه استفاده کنند تعیین شود.

در اجرای این مطالعه محدودیت هایی وجود داشت، بهتر است در پژوهش های آتی تعداد بیماران مورد بررسی افزایش یابد، همچنین بررسی مدت زمان بروز خستگی در بیماران پیش و پس از انجام دوره های فیزیوتراپی می تواند موضوع تحقیقات آینده باشد.

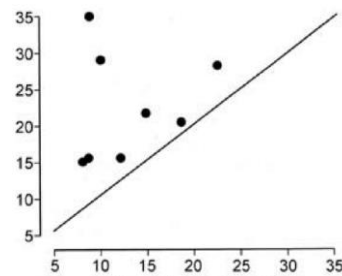
با توجه به تحقیقات و آزمایشات صورت پذیرفته نتیجه این پژوهش تعیین و ارسال هشدار موفقیت آمیز و به موقع در زمان نزدیک شدن به حد بحرانی خستگی عضله چهارسر را نبود. برای تشخیص به موقع حد بحرانی خستگی در این عضله و یا هر عضله دیگری، دو معیار شناسایی شد که به شرح ذیل بودند ۱. اختلاف زمان رسیدن عضله به حد تحریک ماکسیمم بازمان رسیدن تحریکات الکتریکی اعمال شده و ۲. مقدار انقباض مانده عضله پس از قطع تحریک عضله

نتایج آزمایش ها تشخیص حد بحرانی خستگی عضلات بیماران پاراپلژیک پس از رسیدن MVIC عضله چهارسر آن ها به ۸۰ درصد بوده و همچنین به طور متوسط پس از طی ۲۹۰ سیکل معادل ۲۳۲ متر طی مسافت بوده است و پس از تکرار آزمایش تمامی افراد طی مدت زمان بیشتری (به طور متوسط ۱۱ درصد دیرتر) دچار حد بحرانی خستگی عضلانی شده اند.

به دلیل نزدیکی سبک داده های جمع آوری شده در این آزمایشات پیشنهاد می شود در ادامه این تحقیق به مدل نمودن آن ها در شبکه های عصبی و فازی پرداخته شود.

تشکر و قدردانی

سن بالاتر دارای زمان خستگی دیرتری نسبت به افراد جوان بوده اند، که نحوه آن در نمودار ۲ آورده شده است.



نمودار (۲): نمودار نشانگر زمان خستگی عضلات برای افراد جوان / با سن بالاتر (۱۲)

در آزمایشات این پژوهش قیودی برای حرکت شخص قرار داده نشده است مگر قیودی که تحریکات الکتریکی دوزنقه ای شکل بر روی عضله چهارسر داشته اند. همچنین زمان رسیدن به حد بحرانی خستگی بر اساس سن قابل تعیین نبوده و نزدیک تر به این فرض است افرادی که مدت زمان کمتری از بروز عارضه پاراپلژیا در آن ها گذشته است یا به طور مداوم در حال فیزیوتراپی بوده اند از بقیه افراد دیرتر دچار خستگی می شوند.

در مقاله دلکسو (۲۴) تمرکز بر تعیین اثر خستگی بر روی عضلات افرادی است که حرکات ورزشی و انواع مختلفی از فشار بر روی عضله را در تریاتلون ها تجربه می کنند و مانند مقاله کوک و همکاران (۲۵) بر تأثیر نحوه تنفس و نوشیدن آب بر روی قدرت عضله تأکید داشته است؛ اما نحوه آزمایش وی برخلاف این پژوهش با گرفتن آزمایش خون و تعیین سطح گلوکز و... بوده است نقطه مشترک این پژوهش با مقاله گرین در فشار بالای تمرین ها روی عضلات است (۲۶) که جزو نکات مدنظر این پژوهش نیز هست زیرا با وجود آتروفی بالا در عضلات بیماران حتی ساده ترین کارها مانند راه رفتن در ابتدای آموزش این افراد باعث بروز سریع تر حد بحرانی خستگی در عضلاتشان می شود.

در تعریف خستگی در مقاله کوک (۲۵) به این نکته اشاره شده که کاهش میزان اکسیژن موجود در خون در رخ دادن سریع تر این پدیده تأثیر می گذارد پس در آزمایشات با توجه به این فرض این گونه عمل شد که در آزمایش دوم بیماران اندکی (به طور میانگین ۳ درصد) سیکل طولانی تری را تا رسیدن به حد بحرانی خستگی طی نمودند اما در آزمایش سوم از آن ها خواسته شد که قبل از شروع آزمایش و در حین آن مقداری آب نوشیده و شروع به

² Motor units

¹ Triathlon

این پژوهش دارای تأییدیه اخلاقی به شماره
IR.SBMU.RETECH.REC.1398.242

تعارض منافع

هیچ‌گونه تعارض منافع توسط نویسندگان بیان نشده است.

از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، مرکز رشد دانشگاه
صنعتی خواجه‌نصیرالدین طوسی برای فراهم آوردن شرایط ساخت
دستگاه جدید در سال ۱۳۹۸ و بیمارستان شهدای تجریش و
انجمن ضایعه نخاعی تهران برای معرفی بیماران به این طرح کمال
سپاسگزاری را داریم.

References:

1. Kumar R, Lim J, Mekary RA, Rattani A, Dewan MC, Sharif SY, et al. Traumatic Spinal Injury: Global Epidemiology and Worldwide Volume. *World Neurosurg* 2018; 113: 345-63.
2. Varma A, Das A, Wallace G, Barry J, Vertegel A, Ray S, et al. Spinal Cord Injury: A Review of Current Therapy, Future Treatments, and Basic Science Frontiers. *Neurochem Res* 2013; 38(5): 895-905.
3. Johnson M. Transcutaneous electrical nerve stimulation: review of effectiveness. *Nurs Stand* 2014; 28(40): 44-53.
4. Kralj A, Bajd T, Turk R. Enhancement of gait restoration in spinal injured patients by functional electrical stimulation. *Clin Orthop Relat Res* 1988; (233): 34-43.
5. Nas K. Rehabilitation of spinal cord injuries. *World J Orthop* 2015; 6(1): 8.
6. Suehiro K, Morikage N, Murakami M, Yamashita O, Ueda K, Samura M, et al. A Study of Leg Edema in Immobile Patients. *Circulation* 2014; 78(7): 1733-9.
7. Grigorian A, Sugimoto M, Joe V, Schubl S, Lekawa M, Dolich M, et al. Pressure Ulcer in Trauma Patients: A Higher Spinal Cord Injury Level Leads to Higher Risk. *J Am Coll Clin Wound Spec* 2017; 9(1-3): 24-31.e1.
8. Mackiewicz-Milewska M, Jung S, Kroszczyński A, Mackiewicz-Nartowicz H, Serafin Z, Cisowska-Adamiak M, et al. Deep venous thrombosis in patients with chronic spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 2016; 39(4): 400-4.
9. Do J, Kim D, Sung D. Incidence of Deep Vein Thrombosis after Spinal Cord Injury in Korean Patients at Acute Rehabilitation Unit. *J Korean Med Sci* 2013; 28(9): 1382.
10. Alabed S, Belci M, Van Middendorp J, Al Halabi A, Meagher T. Thromboembolism in the Sub-Acute Phase of Spinal Cord Injury: A Systematic Review of the Literature. *Asian Spine Journal* 2016; 10(5): 972.
11. Soleyman-Jahi S, Yousefian A, Maheronnaghsh R, Shokraneh F, Zadegan S, Soltani A, et al. Evidence-based prevention and treatment of osteoporosis after spinal cord injury: a systematic review. *Eur Spine J* 2018; 27(8): 1798-1814.
12. Khazaeipour Z, Taheri-Otaghsara S, Naghdi M. Depression Following Spinal Cord Injury: Its Relationship to Demographic and Socioeconomic Indicators. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 2015; 21(2): 149-55.
13. Berlowitz D, Wadsworth B, Ross J. Respiratory problems and management in people with spinal cord injury. *Breathe* 2016; 12(4): 328-40.
14. Dearwater S, Laporte R, Cauley J, Brenes, G. Assessment of physical activity in inactive populations. *Med Sci Sports Exerc* 1985; 17(6): 651-55.
15. Koyuncu E, Nakipoğlu Yüzer G, Yenigün D, Özgirgin N. The analysis of serum lipid levels in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 2017; 40(5): 567-572.
16. Graupe D, Bazo HA. Thoracic Level Complete Paraplegia; Walking Performance, Training and Medical Benefits with the PARASTEP FES System. *Int J Phys Med Rehabil* 2015; 3(298): 10-4172.
17. Nekookar V, Erfanian A. Optimization of Stimulation Patterns in Paraplegic Walker-Assisted Walking

- using Functional Electrical Stimulation. Iranian Journal of Biomedical Engineering 2011; (4)4: 327-36.
8. Graupe D, Kohn K. Functional Neuromuscular Stimulator for Short-Distance Ambulation by Certain Thoracic Level Spinal-Cord-Injured Paraplegics. Surg Neurol 1998; 50(3): 202-7.
19. Klose K, Jacobs P, Broton J, Guest R, Needham-Shropshire B, Lebowitz N, et al. Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep®1 ambulation system: Part 1. Ambulation performance and anthropometric measures. Arch Phys Med Rehabil 1997, 78(8); 789-93.
20. Oliveira A, Correa F, Valim M, Oliveira C, Correa J. Determination of muscle fatigue index for strength training in patients with Duchenne dystrophy. Fisioterapia em Movimento 2010; 23(3): 351-60.
21. Wang J, Xiang Z, Gammad G, Thakor N, Yen S, Lee C. Development of flexible multi-channel muscle interfaces with advanced sensing function. Sensors and Actuators A: Physical 2016; 249: 269-75.
22. Whittle M, Levine D, Richards J. Gait Analysis. 5th ed. Elsevier Health Sciences; 2012. P.40-7.
23. Enoka R, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. Journal of Physiology 2008; 586(3): 11-23.
24. Del Coso J, González-Millán C, Salinero JJ, Abián-Vicén J, Soriano L, Garde S, et al. Muscle Damage and Its Relationship with Muscle Fatigue During a Half-Iron Triathlon. PLoS One 2012; 7(8): e43280.
25. Cook D, O'Connor P, Lange G, Steffener J. Functional neuroimaging correlates of mental fatigue induced by cognition among chronic fatigue syndromes patients and controls. Neuroimage 2007; 36: 108-22.
26. Green H. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. J Sports Sci 1997; 15(3): 247-56.

THE EFFECT OF FATIGUE OCCURRENCE IN QUADRICEPS MUSCLE OF SPINAL CORD INJURY PATIENTS WHO USE FUNCTIONAL NEURAL ELECTRICAL STIMULATION REHABILITATION DEVICES: AN OBSERVATIONAL STUDY

Mohamad Reza Roohi ^{*1}, Sam Allahyari²

Received: 29 March, 2020; Accepted: 28 June, 2020

Abstract

Background & Aims: In this study, the critical limit of muscle fatigue was evaluated for patients who use Functional Neural Electrical Stimulation (FNES) rehabilitation devices for walking. These patients do not have voluntary muscle control and have to be artificially stimulated to walk and their fatigue is not recognized in time because of the lack of sensation in their muscles. With the help of this system, it is done more safely and its usage can speed up the training process.

Materials & Methods: In this study, the time of approaching the critical point of fatigue for Quadriceps muscles in patients with spinal cord injury was investigated. Patients having the injury level between T4-T12 were randomly selected. A system was designed to stimulate the Quadriceps muscle and identify the results before reaching critical fatigue.

Results: By adjusting the electrical stimulation diagrams and the modified electromyogram diagram in the early cycles of quadriceps muscle stimulation, the muscle initially started with a higher slope, but after 5–8 cycles, this difference reached its minimum. This slope difference begins again when approaching the fatigue phase. The voltage required to stimulate the female patients was 180 volts and the male patients needed 225 volts to raise their shins by 60 degrees.

Conclusion: The results of the experiments after the MVIC of quadriceps reached 80% averaged over 290 cycles equivalent to 232 m. There was also a significant relationship between regular use of the device and delay in the onset of muscle fatigue ($p < 0.001$). After repeated testing, all subjects experienced fatigue after a longer period (11% on average).

Keywords: Transcutaneous Electrical Stimulation, Spinal Cord Injury, Dependent Ambulation, Fatigue

Address: Ring 19, No. 22, Shaghaghi St., Afshari St., Banihashem Sq., Tehran, Iran

Tel: +989128369579

Email: Mre.rouhi@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2020; 31(5): 940 ISSN: 2717-008X

¹ Department of Biomechanical Medical Engineering, Tehran Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran (Corresponding Author)

² M.D, Shahid Beheshti Medical University