[Article in Persian] Physiology and Pharmacology Vol. 10, Winter 2007, 331-342

Effects of tripolar TENS of vertebral column on slow and fast motor units: A preliminary study using H-reflex recovery curve method

Leila Simorgh[1], Giti Torkaman[1*], Seyyed Mohammad Firoozabadi[2]

1 Dept. Physiotherapy, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.
2 Dept. Medical Physics, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

Abstract

Introduction: Effect of tripolar TENS of vertebral column on slow and fast motoneurons (MNs) activity of soleus muscle was previously investigated. In this study for better differentiation of the behavior of slow and fast MNs, we exploited H-reflex recovery curve recording in two muscles of soleus and lateral gastrocnemius, respectively as the representatives of slow and fast muscles.

Methods: 10 healthy non-athlete women aged 22.7±2.21 years participated in two (control and test) sessions. H-reflex recovery curve of soleus (slow) and gastrocnemius (fast) muscles were recorded before and 15 minutes after applying tripolar TENS (TENS frequency= 100 Hz and pulse width= 300 μs) on vertebral column. For recording the curve, rectangular paired stimuli were applied on tibial nerve (ISI= 40-520, frequency= 0.2 Hz, pulse width= 600 μs).

Results: Our findings showed that maximum H-reflex recovery in gastrocnemius muscle appeared in shorter ISIs (240 ms), while in soleus muscle it appeared in longer ISIs (400 ms). H-reflex recovery curve amplitude slightly decreased after applying tripolar TENS. The comparison of H-reflex recovery curve of both soleus and gastrocnemius muscles either in control or test session did not show any significant difference ($P>0.05$).

Conclusion: It is suggested that tripolar TENS excites not only the skin but also Ia and Ib afferents in the dorsal column. Synaptic interactions of these afferents in spinal cord cause the inhibition of type I MNs and facilitation of type II MNs.

Keywords: Tripolar TENS, H-reflex, Recovery curve, Soleus, Gastrocnemius, MNs.

* Corresponding Author Email: torkamg@modares.ac.ir

Archive of SID

www.SID.ir

فیزیولوژی و فارماکولوژی
جلد ۱۰، شماره ۴، زمستان ۱۳۸۵

اثر تحریک الکتریکی سطحی سه قطبی ستون فقرات بر واحدهای حرکتی کند انقباض و تند انقباض: یک مطالعه مقدماتی با استفاده از روش منحنی ریکاوری رفلکس H

لیلا سیمرغ[۱]، گیتی ترکمان[۱*]، سید محمد فیروز آبادی[۲]
۱- گروه فیزیوتراپی, دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
۲- گروه فیزیک پزشکی, دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

دریافت: اردیبهشت ۸۵ بازبینی: آذر ۸۵ پذیرش: بهمن ۸۵

چکیده

مقدمه: در این پژوهش برای بررسی رفتار موتورنورونهای کند انقباض و تند انقباض از تفکیک چند نقطه‌ای منحنی فراخوانی رفلکس H استفاده شده است. برای تمایز بهتر, از ثبت منحنی ریکاوری رفلکس H در دو عضله سولئوس (کند انقباض) و گاستروکنمیوس (تند انقباض) استفاده شده است.

روشها: منحنی ریکاوری رفلکس H عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس ۱۰ زن سالم و غیر ورزشکار داوطلب، قبل و بعد از اعمال تحریک TENS سه قطبی، به وسیله تحریک زوج پالس مربعی در فواصل زمانی ۵۲۰ms-۴۰، طی دو جلسه کنترل و آزمایش ثبت شد.تحریک TENS به مدت ۱۵ دقیقه با فرکانس ۱۰۰ هرتز و پهنای پالس ۳۰۰ میکروثانیه بر روی ستون فقرات اعمال شد.

یافته ها: در افراد سالم در اثر اعمال TENS سه قطبی، دامنه حداکثر ریکاوری در گاستروکنمیوس در فاصله زمانی کوتاهتری (۲۴۰ms) ظاهر شد. دامنه حداکثر ریکاوری در سولئوس کاهش یافت و در فاصله زمانی طولانیتری (۴۰۰ms) به دست آمد. مقایسه منحنی ریکاوری رفلکس H بین عضله سولئوس و گاستروکنمیوس در جلسات کنترل و آزمایش تفاوت معنی داری نداشت.

نتیجه گیری: پیشنهاد می‌شود که TENS سه قطبی، احتمالاً علاوه بر تحریک آورانهای پوستی، گروه آورانهای Ia و Ib را نیز در ستون خلفی نخاع تحریک می‌کند و تعاملات سیناپسی در نخاع نهایتاً باعث تسهیل نورونهای حرکتی نوع دوم و مهار نورونهای حرکتی نوع اول می‌شود. نحوه تأثیر TENS سه قطبی ستون فقرات بر موتورنورنها، مهاری-تسهیلی است.

واژه‌های کلیدی: TENS سه قطبی, رفلکس H؛ منحنی ریکاوری؛ سولئوس؛ گاستروکنمیوس؛ موتورنورون

مقدمه

بررسی رفتار موتورنورونهای کند انقباض و تند انقباض در قبال یک عامل مداخله گر معین، مدتهاست که توجه محققان را به خود جلب کرده است [۳۴،۲۹،۲۷،۱۸،۱۶،۱۱،۲]. از طرفی تحریکات الکتریکی بعنوان یک عامل مداخله گر درمانی برای درمان یا تخفیف بعضی سمپتومهای ناشی از بیماریهای مختلف

* پست الکترونیک نویسندهٔ مسئول مکاتبات:
torkamg@modares.ac.ir

Archive of SID
www.SID.ir

همچون CVA و بیماریهای نورولوژیک دیگر از دیرباز مورد بهره برداری قرار گرفته است. اما نوع پاسخ هر یک از موتورنورونهای کند انقباض و تند انقباض در برابر عامل مداخله گر تحریک الکتریکی و مکانیسم تأثیر آن همچنان مورد بحث و چالش باقی مانده است. استفاده از تحریکات الکتریکی به صورت کاشت الکترود در فضای اپیدورال خلفی برای تسکین دردهای مهار نشدنی مزمن با منشأ عصبی نیز از سالها پیش (از سال ۱۹۶۵میلادی) مورد توجه محققان بوده است [۴۷،۴۶،۳۸،۲۲،۲۱،۲۰،۱۹،۱۵] و برای اینکه بتوانند منطقه وسیعی از درماتومهای درگیر را تحت پوشش پارستزی قرار دهند، تحقیقات بسیاری با استفاده از مدلسازیهای کامپیوتری و محاسبه قدرت عمق نفوذ جریان و هدایت آن در مسیر مطلوب و دلخواه با الکترود گذاریهای متعدد (دو، سه و چهار قطبی)، آرایشهای مختلف قرارگیری کاتد و اند و نیز تنظیم فواصل میان الکترودها انجام شده است [۲۰]. نتایج این تحقیقات نشان داده که تحریک الکتریکی سه قطبی توانایی نفوذ به عمق بیشتر و تحریک ستون خلفی را دارد و احتمالاً روش مناسبی برای رسیدن به اهداف فوق می‌باشد [۳۸،۲۳،۲۲،۲۰،۱۲،۳].

بطور خاص، TENS نوعی از تحریک الکتریکی است که از آن برای تسکین درد [۴۴،۲۸،۱۰،۸] یا تغییر تون عضلات [۴۰] استفاده می‌شود. استفاده رایج از TENS در کلینیکها به صورت دو قطبی بر روی عصب محیطی است. ولی اخیراً با توجه به نتایج پیشین در مدلسازیهای کامپیوتری و نیز با توجه به آزمایشات تجربی بر روی نمونه‌های حیوانی [۵] و انسانی [۳۳،۱۶،۴،۲،۱]، نوع دیگری از تحریک الکتریکی TENS به صورت سه قطبی بر روی ستون فقرات مطرح شده است که اثر متفاوتی برای TENS سه قطبی نسبت به TENS دو قطبی بر روی موتورنورنهاگزارش شده است. نتایج مطالعات پیشین نشاندهنده اثر مهاری و بعضاً تسهیلی TENS دو قطبی ستون فقرات بر روی فعالیت موتورنورونها [۴۳،۴۲،۴۱،۳۷،۲۴،۱۶]، و اثر تسهیلی–مهاری TENS سه قطبی ستون فقرات بر روی موتورنورونها [۳۳،۱۶،۴،۱] می‌باشد. در این تحقیقات، اکثراً رفتار موتورنورونهای عضله سولئوس مورد بررسی قرار گرفته است و در بعضی از این مطالعات [۳۳،۱۶،۴،۲] برای تفکیک رفتار موتورنورونهای کند انقباض و تند انقباض، شیب صعودی منحنی فراخوانی رفلکس H به صورت چند نقطه‌ای مورد بررسی قرار گرفته است. چون اعتقاد بر این است که قسمتهای ابتدایی بالاروی منحنی فراخوانی رفلکس H بیشتر حاوی پاسخ موتورنورونهای کند انقباض و قسمتهای انتهایی بالاروی این منحنی بیشتر حاوی پاسخ موتورنورونهای تند انقباض می‌باشد. در نتیجه هر تغییری در شیب صعودی هر یک از قسمتهای این منحنی به تغییر رفتار آن موتورنورونها در قبال اعمال عامل مداخله گر نسبت داده می‌شود [۳۳،۴]. در تحقیق حاضر برای تفکیک و تمایز بهتر رفتار موتورنورونهای کند انقباض و تند انقباض، قبل و بعد از عامل مداخله گر TENS سه قطبی، از ثبت رفلکس H در دو عضله جداگانه سولئوس و گاستروکنمیوس (به ترتیب، نماینده عضلات کند و تند انقباض [۱۸،۱۴،۷،۶]) استفاده شد. برای این که رفتار موتورنورونها در پاسخ به عامل مداخله گر طی یک بازه زمانی بررسی شود از روش منحنی ریکاوری رفلکس H استفاده شد. چنانکه در بعضی مقالات [۳۹،۳۵،۳۲،۳۱،۹] ادعا شده است این روش، متد حساس و دقیقی برای بررسی تغییر فعالیت موتورنورونها در طی زمان می‌باشد.

مواد و روشها

۲۱ نفر داوطلب زن سالم غیر ورزشکار، بدون هر گونه سابقه ابتلا به بیماریهای نوروماسکولار یا آسیب ارتوپدیک در نواحی کمر و اندام تحتانی با میانگین سنی ۲/۲۱ ± ۲۲/۷ سال (۱۹ تا ۲۶ سال) در این آزمایش شرکت کردند. تعدادی از این افراد به دلیل کوچک بودن رفلکس H، ظهور همزمان رفلکس H با موج M یا تغییر پذیری رفلکس H بیش از ۱۰٪ در ۵ ثبت اول، از آزمایش خارج شدند. هر داوطلب حداقل با فاصله ۲ روز در دو جلسه کنترل (اعمال TENS خاموش) و آزمایش (اعمال TENS روشن) مورد بررسی قرار می‌گرفت.

Archive of SID

www.SID.ir

مراحل انجام آزمایش

ابتدا فرد به حالت دمر با زانوی صاف روی تخت قرار می‌گرفت، طوری که مچ پا از تخت بیرون بود. الکترودهای تحریک TENS و الکترودهای تحریک و ثبت رفلکس H و الکترود زمین در نواحی مناسب نصب شد. در ابتدا وانتهای هر جلسه دمای محیط و نیز دمای پوست در نواحی ثبت رفلکس H و الکترود تحریکی کاتد TENS در ناحیه کمر ثبت شد تا از ثبات شرایط آزمایش اطمینان حاصل شود. سپس یک دوره از تحریک و ثبت ریکاوری رفلکس H در عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس با شدت ۷۰ و ۱۰۰٪Hmax گاستروکنمیوس انجام شد. بعد از این مرحله، اگر جلسه کنترل بود، در حالی که جریان TENS قطع بود، ۱۵ دقیقه زمان سپری می‌شد و اگر جلسه آزمایش بود، ۱۵ دقیقه جریان تحریکی TENS سه قطبی با شدت ۱/۵ برابر آستانه حسی فرد بر ستون فقرات اعمال می‌شد. بلافاصله بعد از این مرحله، یک دوره دیگر از تحریک و ثبت ریکاوری رفلکس H مشابه مرحله قبل از اعمال TENS انجام می‌شد.

نحوه ثبت ریکاوری رفلکس H

تحریک الکتریکی برای برانگیختن رفلکس H توسط یک واسط تحریک کننده متصل به ایزولاتور و رایانه بر عصب تیبیال اعمال شد. سیگنالهای رفلکس H عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس توسط دو تقویت کننده تفاضلی به ترتیب با ضریب بهره ۴۰۰-۱۰۰۰۰ و ۲۰۰-۵۵۰۰ با پهنای باند فرکانسی ۳Hz-۱۰KHz (ساخت شرکت بهبود پرداز ایران) تقویت شد و در زمان ۶۰ میلی ثانیه، تعداد ۶۰۰ نمونه به وسیله برد آنالوگ به دیجیتال ۱۲ بیتی در کامپیوتر ثبت شد. برای ثبت ریکاوری رفلکس H در طی یک بازه زمانی معین، زوج تحریکات متوالی با شدت مساوی ابتدا با شدت ۷۰٪ سپس با شدت ۱۰۰٪Hmax گاستروکنمیوس هر ۵s یکبار (فرکانس ۰/۲Hz) با عرض پالس ۶۰۰µs بر عصب تیبیال اعمال شد. اولین فاصله زمانی بین زوج تحریکی ۴۰ms بود که با افزایشهای پله‌ای ۴۰ میلی ثانیه‌ای بعد از ۱۳ زوج تحریک متوالی به ۵۲۰ms رسید. تحریک اول، تحریک Conditioning نام داشت و باعث پاسخ رفلکس H1 می‌شد. تحریک دوم که تحریک تست نام داشت با یک فاصله زمانی به تدریج افزاینده نسبت به تحریک Conditioning بر عصب تیبیال اعمال و باعث پاسخ H2 می‌شد. ریکاوری رفلکس H هر یک از عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در دو تراسه جداگانه بطور همزمان قابل مشاهده بود. به دلیل نوسان ذاتی دامنه رفلکس H در شرایط استراحت حول یک سطح معین که ناشی از Inputهای زمینه‌ای مانند حالتهای ذهنی یا فیزیکی است [۱۷]؛ در هر فاصله زمانی ۵ ثبت انجام شد و میانگین آن برای مقایسه استفاده شد. در ضمن در ابتدا و انتهای هر دوره از زوج تحریکات، یک Hmax و Mmax از عضله گاستروکنمیوس ثبت شد تا از ثبات شرایط تحریک اطمینان حاصل کنیم.

الکترود گذاری برای تحریک و ثبت رفلکس H عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس

الکترود تحریک در حفره پوپلیته آل بین تاندون عضلات دوسر رانی و نیمه غشایی، کمی متمایل به خارج قرار گرفت. الکترود فعال ثبت سولئوس در نصف فاصله خطی که حفره پوپلیته را به قوزک داخلی وصل می‌کرد و الکترود غیر فعال، ۲Cm پایینتر از آن در امتداد محور طولی ساق قرار گرفت. الکترود ثبت از گاستروکنمیوس خارجی در حدود ۱/۴ فوقانی همان خط و حدود ۴-۶Cm خارج خط وسط ساق، موازی با فیبرهای عضله و با زاویه حدود ۴۵ درجه نسبت به خط وسط ساق قرار گرفت [۳۴].

ترسیم منحنی ریکاوری رفلکس H: میانگین درصد دامنه قله به قله H2/H1 برای ۵ ثبت، در هر یک از فاصله‌های زمانی توسط رایانه محاسبه شد و منحنی ریکاوری هر یک از عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در دو شدت تحریکی مختلف برای هر فرد رسم شد.

Archive of SID
www.SID.ir

تحریک TENS

تحریک TENS با موج مربعی تک فازی، فرکانس ۱۰۰Hz و پهنای پالس ۳۰۰µs به بدن فرد اعمال شد. زمان قطع و وصل آن ۱۰ به ۶۰ ثانیه و کل مدت زمان تحریک ۱۵ دقیقه بود. این تحریک با فرمان کامپیوتر از طریق یک واسط الکترونیکی به ایزولاتوری با قابلیت جریان دهی ثابت (نیهون کوهدن SS104j) منتقل شد. جریان الکتریکی ایزولاتور برای افراد مختلف بین صفر تا ۳۰ میلی آمپر به طور دستی قابل تنظیم بود.

الکترود گذاری TENS سه قطبی: برای تحریک سه قطبی ستون فقرات، الکترود کاتد بالای زایده خاری مهره T11 (هم سگمان با ریشه S1)، الکترودهای‌اند یکی ۳Cm بالاتر و دیگری ۶Cm پایینتر از کاتد نصب شد.

یافته ها

پس از استخراج ویژگیهای دامنه قله به قله Hmax و Mmax گاستروکنمیوس، دامنه قله به قله H1 و H2 و محاسبه میانگین درصد H2/H1 در ۱۳ فاصله زمانی متفاوت به وسیله نرم افزار MATLAB، توزیع نرمال متغیرها در دو شدت تحریکی با استفاده از نرم افزار آماری SPSS بررسی شد. برای مقایسه ریکاوری هر یک از عضلات در دو جلسه از آزمون t مستقل و برای مقایسه ریکاوری دو عضله در هر شدت تحریکی از آزمون t زوجها استفاده شد. بررسیهای آماری بر روی اطلاعات خام پارامترهای مورد نظر در هر یک از جلسات کنترل و آزمایش و در هر یک از عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس به وسیله آزمون t زوجها انجام شد و اختلاف معنی داری بین دامنه‌های ریکاوری در دو مرحله قبل و بعد از اعمال TENS (خاموش در جلسه کنترل و روشن در جلسه آزمایش) مشاهده نشد. منحنیهای ریکاوری در هر جلسه قبل از اعمال TENS (خاموش یا روشن) منحنی پایه نام گرفت و بررسی منحنیهای پایه در هر یک از عضلات بین دو جلسه کنترل و آزمایش، تفاوت قابل ملاحظه‌ای را نشان داد اما این اختلاف معنی دار نبود. بنابراین برای حذف عوامل مداخله گری که ممکن بود در ثبت سیگنالها در دو روز مختلف تاثیرگذار باشد و اطمینان از صحت مقایسه بین گروهی، منحنیهای ریکاوری بعد از اعمال عامل مداخله گر TENS (خاموش یا روشن) به منحنی ریکاوری پایه نرمالیزه شد. به این صورت که:

$$C = \frac{b-a}{a}$$

C: ریکاوری رفلکس H نرمالایز شده

a: H_2/H_1٪ در هر فاصله زمانی قبل از اعمال TENS

b: H_2/H_1٪ در هر فاصله زمانی بعد از اعمال TENS

در شدت تحریکی ۷۰٪Hmax

حداکثر افزایش ریکاوری در هر دو عضله سولئوس و گاستروکنمیوس در جلسه کنترل, در فاصله زمانی۲۰۰ ms و در جلسه آزمایش, در فاصله زمانی ۲۴۰ms ظاهر شد. با وجود کاهش حداکثر ریکاوری در جلسه آزمایش در هر یک از عضلات نسبت به جلسه کنترل, تفاوت معنی داری در دامنه حداکثر ریکاوری بین جلسات کنترل و آزمایش وجود نداشت (جدول۱) ($P>0.05$). همچنین تفاوت معنی داری در زمان بروز حداکثر ریکاوری بین جلسات کنترل و آزمایش در هر یک از عضلات گاستروکنمیوس و سولئوس مشاهده نشد. مقایسه حداکثر ریکاوری و نیز بروز زمان حداکثر ریکاوری میان دو عضله سولئوس و گاستروکنمیوس در هر یک از جلسات کنترل و آزمایش، اختلاف معنی داری نداشت (شکل۱ تا۴).

Archive of SID
www.SID.ir

جدول ۱– مقادیر نرمالایز شده دامنه حداکثر ریکاوری عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در گروههای کنترل و آزمایش.

گروه	عضله	زمان بروز حداکثر ریکاوری (ms)		دامنه حداکثر ریکاوری (%)	
		٪۱۰۰Hmax	٪۷۰Hmax	٪۱۰۰Hmax	70%Hmax
کنترل:	سولئوس	۳۲۰	۲۰۰	۱±۰/۷۲	۰/٤۱±۰/۳۹
	گاستروکنمیوس	۳٦۰	۲۰۰	۰/۹±۰/۸۸	۰/٤۸±۰/٤٦
آزمایش:	سولئوس	٤۰۰	۲٤۰	۰/۳٥±۰/۳۷	۰/۳٦±۰/۳٦
	گاستروکنمیوس	۲٤۰	۲٤۰	۰/۹۲±۰/٦۱	۰/۳٦±۰/۳٦

در شدت تحریکی ٪۱۰۰Hmax

حداکثر افزایش ریکاوری در جلسه کنترل در عضله گاستروکنمیوس در ۳٦۰ms و در عضله سولئوس در ۳۲۰ms ظاهر شد. حداکثر افزایش ریکاوری در جلسه آزمایش در عضله گاستروکنمیوس در ۲٤۰ms و در سولئوس در ٤۰۰ms ظاهر شد (جدول۱) اما اختلاف معنی داری بین آنها وجود نداشت. همچنین، مقایسه زمان بروز حداکثر ریکاوری بین جلسات کنترل و آزمایش در هر یک از عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس، تفاوت معنی داری نداشت (شکل۵ تا ۸).

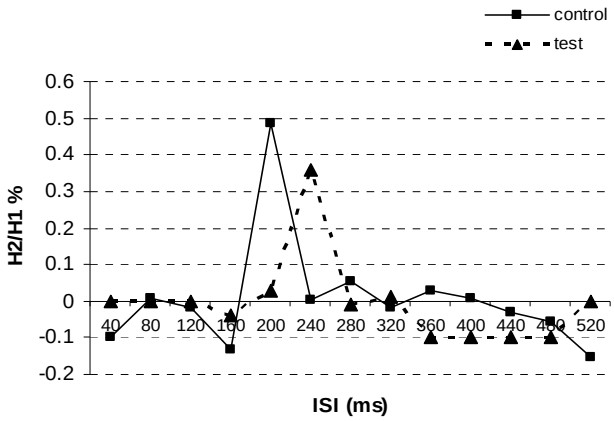
بحث

ریکاوریس موتورنورونها در دو شدت تحریکی ٪۷۰Hmax و ٪۱۰۰Hmax

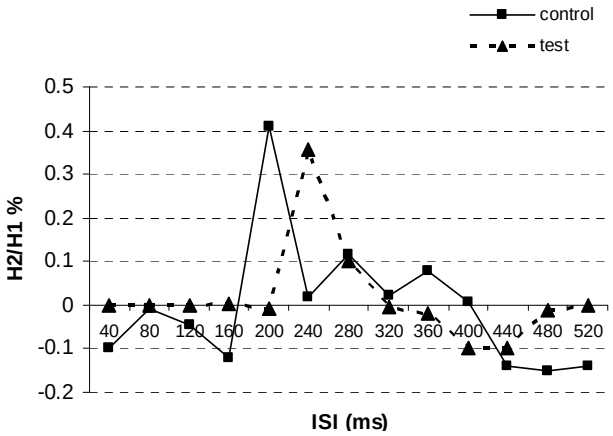
در تحقیقات مختلف، اغلب از شدت ۱۰۰Hmax ٪ برای برانگیختن رفلکس H تست استفاده شده است. حداکثر دامنه رفلکس H غالباً به دلیل پایداری[1] بیشتر برای پاسخ تست استفاده می‌شود. اما اگر دامنه رفلکس H تست نزدیک به حداکثر مقدار خود باشد، احتمال کمتری برای نشان دادن potentiation (اثر انباشتگی تحریکات متناوب) در آن وجود دارد [۳۶]. به همین دلیل در پژوهش حاضر، علاوه بر شدت تحریکی ۱۰۰Hmax ٪ از شدت تحریکی ۷۰Hmax ٪ نیز استفاده شد تا احتمال بروزpotentiation در پاسخ رفلکسهای تست بیشتر میسر باشد. نتایج این تحقیق با اطلاعات خام نشان داد که در گروه کنترل و با شدت ۷۰Hmax٪، اختلافی بین دامنه منحنی ریکاوری در هر یک از عضلات گاستروکنمیوس و سولئوس قبل و بعد از TENS خاموش وجود ندارد، اما در گروه آزمایش پس از TENS، دامنه منحنی ریکاوری افزایش یافته است. این افزایش معنی دار نبود، اما به نظر می‌رسد اعمال TENS موجب پدیده potentiation شده باشد. با اینحال بعد از نرمالیزه کردن اطلاعات، تفاوت قابل ملاحظه‌ای در گروه کنترل و آزمایش دیده نشد. همچنین در ثبت منحنی با شدت ۷۰Hmax٪، ریکاوری رفلکس H در اغلب فواصل زمانی دیده نشد یا بسیار کوچک بود. کوچک بودن یا عدم ریکاوری با شدت ۷۰Hmax٪ ممکن است یا به علت کوتاه بودن عرض پالس تحریک (٦۰۰µs)، یا کم بودن شدت تحریک باشد. لذا در یک آزمایش تکمیلی، ثبت منحنی ریکاوری با افزایش عرض پالس تحریک به میزان ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ میکرو ثانیه انجام شد. مشاهده شد که با عرض پالس ۱۰۰۰ میکرو ثانیه، ریکاوری با دامنه

1. Stability

Archive of SID
www.SID.ir



شکل ۱- منحنیهای ریکاوری عضله گاستروکنمیوس در گروه کنترل و آزمایش با شدت ۷۰٪



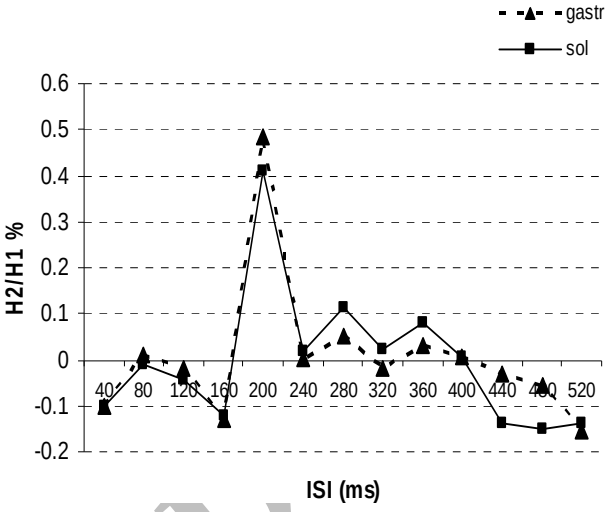
شکل ۲- منحنیهای ریکاوری عضله سولئوس در گروه کنترل و آزمایش با شدت ۷۰٪

کوچک و با عرض پالس ۲۰۰۰ میکرو ثانیه، ریکاوری با دامنه قابل توجهی در تمام فواصل زمانی ظاهر شده است. اما ثبت منحنی با این پارامتر به دلیل تعداد زیاد زوج تحریک و دردناک بودن آن دشوار بود. دقیقاً به همین دلیل، در این تحقیق عرض پالس ۶۰۰ میکروثانیه انتخاب شد و شارژ تحریکی که بدین صورت اعمال شد، از سوی خانمها قابل تحملتر بود. اما از نتایج این مطالعه به نظر می‌رسد که عرض پالس فوق با شدت تحریکی ۷۰Hmax ٪، قادر به اعمال شارژ کافی و مناسب برای ریکاوری موتورنورنها در اغلب فواصل زمانی نبوده است. در مطالعه‌ای که سرمدی [۳۴] به منظور بررسی رفتار موتورنورونهای عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در پاسخ به زوج تحریکات متوالی انجام داد؛ متوجه شد که مقایسه منحنی ریکاوری این دو عضله با شدت ۱۰۰Hmax ٪ در فاصله زمانی ۵۰-۲۵۰ms، سه دوره زمانی متفاوت را به نمایش گذاشته است. در بررسی سیر منحنی ریکاوری هر یک از عضلات در دوره‌های مختلف زمانی مشخص شد که منحنی ریکاوری دوعضله در فاصله ۵۰-۱۱۰ms و ۱۷۰ms به بعد در کنار هم سیر کرده‌اند اما در فاصله ۱۱۰-۱۷۰ms منحنی ریکاوری دو عضله از هم فاصله گرفته اند، طوری که موتورنورنهای عضله سولئوس زودتر و بیشتر از موتورنورنهای عضله گاستروکنمیوس ریکاور شده اند. ثبت همین منحنی با شدت Mmax ۱/۲ نیز روند مشابهی را نشان داد با این تفاوت که دامنه ریکاوریها در تمام فواصل زمانی کاهش یافته بود و در ضمن در فاصله ۱۱۰-۱۷۰ms، منحنی ریکاوری سولئوس به منحنی ریکاوری گاستروکنمیوس نزدیکتر شده بود.

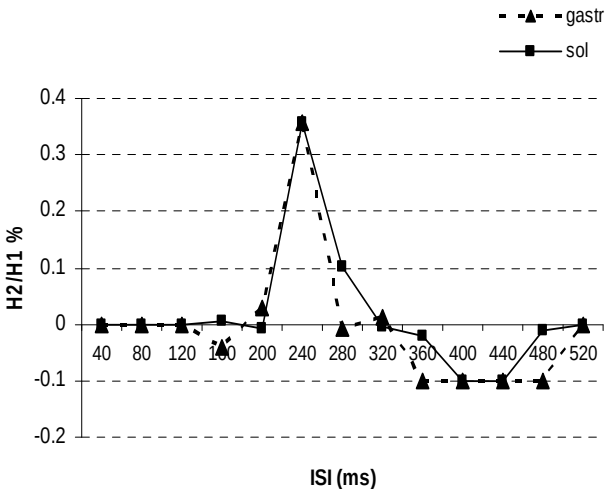
به طور مشابهی در تحقیق حاضر نیز مقایسه ثبت منحنی ریکاوری با دو شدت ۷۰Hmax ٪ و ۱۰۰Hmax ٪ در فاصله ۴۰-۵۲۰ms نشان داد که دامنه ریکاوری در هر دو عضله با شدت ۷۰٪ در اغلب فواصل زمانی بسیارکوچک می‌باشد. احتمال دارد این شدت تحریکی فقط فیبرهای Ia، Ib و فیبرهای قطور حرکتی را که نسبت به تحریکات اکستراسلولار آستانه پایینی دارند [۴۵] تحریک کرده باشد و احتمالاً قادر به تحریک فیبرهای II عضله نبوده است. برای تحریک فیبرهای II عضلانی به شدتی ۵-۲ برابر آستانه تحریک فیبرهای نوع I نیاز است [۲۵]. فیبرهای II عضلانی سلولهای رنشاو را مهار می‌کنند [۲۶] و چون اثر مهاری رنشاو بر موتورنورنهای حرکتی نوع اول بیشتر است [۱۳]؛ تحریک فیبرهای II عضلانی و برداشته شدن اثر رنشاو از روی موتورنورنهای حرکتی نوع اول باعث پاسخ تعداد بیشتری از این موتورنورنها در پاسخ به پالس تحریکی دوم می‌شود. بنابراین در کل در شدت تحریکی ۷۰Hmax ٪ به علت مهاری که به وسیله سلولهای رنشاو به واسطه تحریک فیبرهای Ib و تحریک آنتی دورومیک فیبرهای قطور حرکتی ایجاد می‌شود؛ همینطور عدم شرکت فیبرهای II عضلانی که قادر به افزایش پتانسیل پاسخ موتورنورنها از طریق مهار

Archive of SID

www.SID.ir



شکل۳- منحنیهای ریکاوری عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در گروه کنترل با شدت ۷۰٪



شکل۴- منحنیهای ریکاوری عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در گروه آزمایش با شدت ۷۰٪

سلولهای رنشاو هستند؛ به انضمام عدم شرکت موتورنورونهای بزرگ به دلیل تحریک تعداد کمتری از فیبرهای Ia در مقایسه با شدت تحریک ۱۰۰٪، ریکاوری در اغلب فواصل زمانی دامنه بسیار کوچکی دارد.

اثر TENS سه قطبی ستون فقرات بر روی منحنی ریکاوری

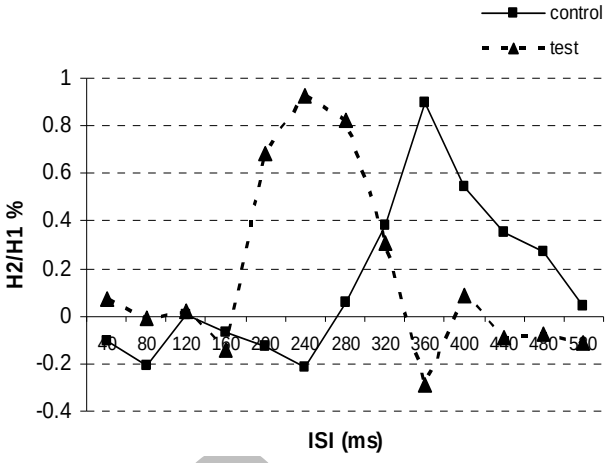
منحنی ریکاوری دو عضله سولئوس و گاستروکنمیوس با شدت ۷۰٪ در گروه کنترل شبیه هم است، چون هیچ نوع تسهیل یا برانگیختگی متفاوت به واسطه آورانهای پوستی یا فیبرهای II عضلانی بر روی موتورنورنهای حرکتی نوع اول و دوم وجود ندارد. در نتیجه منحنی ریکاوری این عضلات که نماینده‌های عضلات کند و تند انقباض می‌باشند؛ تفاوتی با هم ندارند.

منحنی ریکاوری این دو عضله با شدت ۷۰٪ در گروه آزمایش نیز مشابه هم است، چون نتایج مطالعات قبلی نشان داده که TENS سه قطبی علاوه بر تحریک پوستی، قادر به عمق نفوذ بیشتر تا ستون خلفی است [۳۳،۲۲،۱۶،۳،۱] و موجب تحریک فیبرهای قطور این ناحیه یعنی Ia و Ib می‌شود.

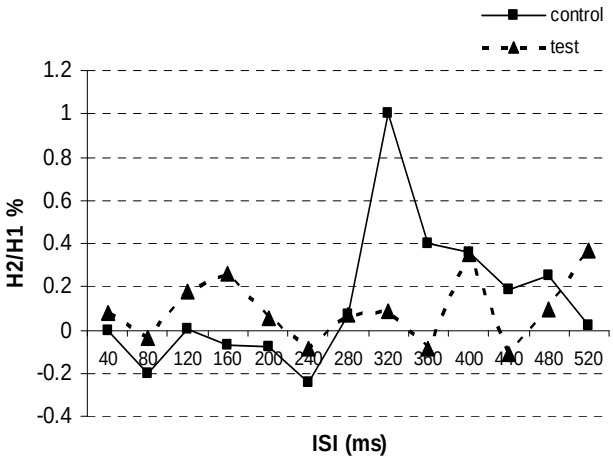
نتیجه نهایی تحریک این فیبرها و آورانهای پوستی، اثر مهاری بر موتونورونهای نوع اول و اثر تحریکی بر موتورنورنهای نوع دوم می‌باشد. چون در این شدت تحریکی موتورنورنهای تند انقباض کمی در پاسخ رفلکس H شرکت می‌کنند، احتمالاً قادر به جبران دامنه کاهش یافته به واسطه مهار نورونهای حرکتی نوع اول نیست در نتیجه دامنه حداکثر مقدار ریکاوری پس از اعمال TENS در هر دو عضله کاهش یافته است و از آنجایی که ظاهراً تعداد موتورنورنهای تند انقباض که در پاسخ رفلکس H گاستروکنمیوس حضور دارند کمتر از سولئوس است؛ منحنی ریکاوری این دو عضله نیز مانند هم است.

در شدت ۱۰۰٪ مقایسه منحنی ریکاوری گاستروکنمیوس و سولئوس با اطلاعات نرمالیزه نشان می‌دهد که پس از اعمال TENS، منحنی ریکاوری گاستروکنمیوس نسبت به منحنی ریکاوری سولئوس تغییر محسوستری دارد. در این منحنیها میانگین مقدار حداکثر افزایش ریکاوری گاستروکنمیوس از ۰/۹ ± ۰/۸۸ درصد در فاصله ۳۶۰ms در گروه کنترل به ۰/۹۲ ± ۱/۶۱ درصد در فاصله ۲۴۰ms در گروه آزمایش رسیده است. میانگین مقدار حداکثر افزایش ریکاوری سولئوس از ۰/۷۲ ± ۱ درصد در فاصله ۳۲۰ms در گروه کنترل به ۰/۳۷ ± ۰/۳۵ درصد در فاصله ۴۰۰ms رسیده است.

Archive of SID
www.SID.ir



شکل۵- منحنیهای ریکاوری عضله گاستروکنمیوس در گروه کنترل و آزمایش با شدت ۱۰۰٪



شکل۶- منحنیهای ریکاوری عضله سولئوس در گروه کنترل و آزمایش با شدت ۱۰۰٪

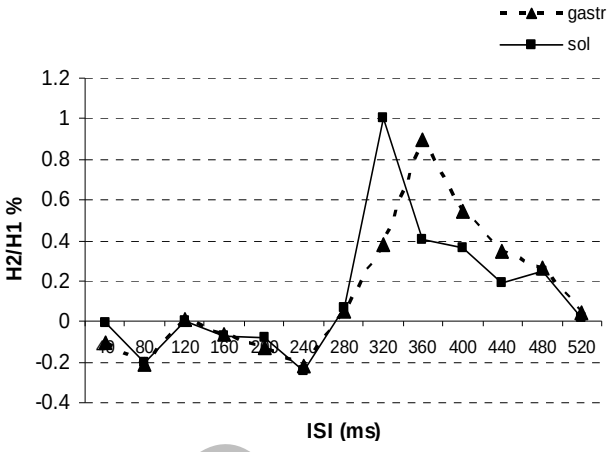
مقایسه منحنی ریکاوری دو عضله سولئوس و گاستروکنمیوس با شدت ۱۰۰٪ در گروه کنترل نشان می‌دهد که Peak منحنی ریکاوری سولئوس زودتر و بیشتر از Peak منحنی گاستروکنمیوس ظاهر شده است. این امر شاید به دلیل به آستانه رسیدن فیبرهای II عضلانی با شدت ۱۰۰٪ باشد. با تحریک این فیبرها و برداشته شدن مهار از روی موتورنورنهای حرکتی نوع اول، این موتورنورنها قابلیت پاسخ به پالس تحریکی را پیدا می‌کنند و چون موتورنورونهای حرکتی نوع اول در عضله سولئوس هم بیشتر و هم در طیفی از این موتورنورونها، Slow تر از عضله گاستروکنمیوس است [۶]؛ پیدایش این قابلیت در منحنی ریکاوری سولئوس به صورت دامنهٔ بیشتر نمود بارزتری دارد.

قله منحنی ریکاوری گاستروکنمیوس با شدت ۱۰۰٪ در گروه آزمایش به سمت فاصله زمانی کوتاهتر جابجا شده است. به هنگام اعمال TENS سه قطبی میزان Fire آورانهای پوستی بر روی موتورنورنها افزایش می‌یابد. آورانهای پوستی غالباً اثر تسهیلی بر موتورنورنهای حرکتی نوع دوم و اثر مهاری بر موتورنورنهای حرکتی نوع اول دارد [۳۰]. Fire مکرر این مسیر باعث تسهیل سیناپس مربوطه بر روی موتورنورنهای حرکتی نوع دوم می‌شود. بعد از قطع TENS تعداد سیگنالهای پوستی به سطح قبلی بر می‌گردد اما تسهیل سیناپس متأثر از پیامهای پوستی در زمان اعمال TENS همچنان باقی مانده است. احتمالاً این تسهیل سیناپسی که در اثر اعمال TENS بالا رفته ،موجب تقویت potentiation می‌شود، که به دنبال این پدیده موتورنورنها سریعتر از قبل به سطح آستانه رسیده و ریکاوری تسهیل می‌شود. لذا چون موتور نورونهای حرکتی نوع دوم در عضله گاستروکنمیوس بیشتر از سولئوس است، از این background پوستی بیشتر متأثر می‌شود.

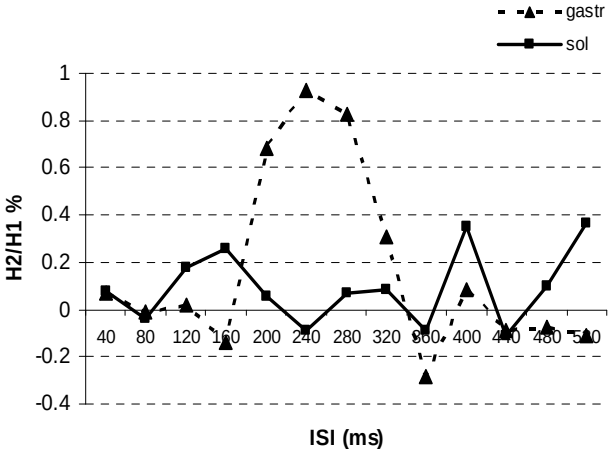
از طرفی پس از اعمال TENS سه قطبی، آورانهای پوستی باعث مهار سیناپس مربوطه بر روی موتورنورنهای حرکتی نوع اول می‌شوند و از قدرت پالس تحریکی برای به آستانه رساندن موتورنورنهای حرکتی نوع اول می‌کاهند. بنابراین به نظر می‌رسد پس از اعمال TENS، به دلیل مهار ایجاد شده، مشارکت موتورنورونهای حرکتی نوع اول در پاسخهای رفلکس H کاهش یافته باشد. لذا چون موتورنورنهای حرکتی نوع اول در عضله سولئوس بیشتر از گاستروکنمیوس است، این کاهش در منحنی ریکاوری سولئوس مشهود است و باعث شده علاوه بر کاهش حداکثر دامنه ریکاوری، به سمت فاصله زمانی طولانیتر (سمت راست) شیفت پیدا کند.

در این پژوهش برای بررسی اثر TENS سه قطبی ستون فقرات بر فعالیت موتورنورونهای کند انقباض و تند انقباض از روش ثبت منحنی ریکاوری رفلکس H عضلات سولئوس و

Archive of SID
www.SID.ir



شکل۷- منحنیهای ریکاوری عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در گروه کنترل با شدت ۱۰۰٪



شکل۸- منحنیهای ریکاوری عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در گروه آزمایش با شدت ۱۰۰٪

گاستروکنمیوس استفاده شد. در بعضی مطالعات [۳۵،۳۱] منحنی ریکاوری رفلکس H، معیار حساستری برای اندازه‌گیری تغییرات تحریک پذیری آلفا موتورنورونها نسبت به اندازه‌گیری دامنه رفلکس H یا Hmax/Mmax معرفی شده است. یافته‌های پژوهش حاضر، نتایج حاصل از تحقیقات پیشین [۳۳،۱۶،۴] مبنی بر متفاوت بودن اثر TENS سه قطبی ستون فقرات بر موتورنورونهای کند انقباض و تند انقباض را تأیید کرد. گرچه این تفاوت معنی دار نبود، اما الگوی این تأثیر در منحنی ریکاوری رفلکس H عضلات نماینده این موتورنورونها مشهود بود. چنانکه میانگین دامنه حداکثر ریکاوری پس از TENS سه قطبی ستون فقرات در عضله سولئوس، کاهش داشت و در فاصله زمانی طولانیتری ظاهر شد، در حالی که در عضله گاستروکنمیوس، افزایش داشت و در فاصله زمانی کوتاهتری ظاهر شد. مکانیسم تأثیر TENS سه قطبی ستون فقرات در این تحقیق نیز موافق مکانیزم مطرح شده در تحقیقات پیشین است. به هنگام اعمال TENS سه قطبی، احتمالاً علاوه بر تحریک آورانهای پوستی، ستون خلفی نخاع و گروه آورانهای Ia و Ib نیز تحریک می‌شوند که با تسهیل بیشتر نورونهای حرکتی نوع دوم و مهار نورونهای حرکتی نوع اول همراه است. تحریک بیشتر نورونهای حرکتی نوع دوم، سلولهای رنشاو را بیشتر تحریک می‌کند که باعث مهار بیشتر نورونهای حرکتی نوع اول می‌شود و در نهایت، نورونهای حرکتی نوع اول مهار و نورونهای حرکتی نوع دوم تحریک پذیرتر می‌شوند. بعد از قطع TENS، سیگنالهای پوستی به سطح قبلی برمی گردد اما تسهیل سیناپس متأثر از پیامهای پوستی یا ستون خلفی در زمان اعمال TENS همچنان باقی مانده است. در کل نحوه تأثیر TENS سه قطبی ستون فقرات بر روی موتورنورنها، مهاری- تسهیلی است.

منابع

[۱] حامدی حسین, فیروزآبادی سید محمد, فقیه زاده سقراط, اثر تحریک الکتریکی سطحی ستون فقرات کمری بر پارامترهای رفلکس H. دانشور ۲۳ (۱۳۷۸) ۷۳ تا ۷۷.

[۲] سرمدی علیرضا, فیروز آبادی سید محمد, بررسی اثر شدت تحریک الکتریکی سطحی سه قطبی ستون فقرات بر پارامترهای منحنی فراخوانی رفلکس H و موج Mh عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس. رساله دکتری؛ سال ۱۳۸۳, دانشگاه تربیت مدرس.

[۳] فیروزآبادی سید محمد, تحریک الکتریکی نخاع و مدلسازی پاسخ عضله به تحریک. دانشگاه تربیت مدرس, رساله دکتری, سال ۱۳۷۶.

Archive of SID
www.SID.ir

[۴] فیروزآبادی سید محمد, ترکمان گیتی، ابراهیمی فاطمه, مقایسه پارامترهای رفلکس H عضله سولئوس در دو روش تحریک الکتریکی سطحی ستون فقرات و فیبرهای عصب محیطی. فیزیولوژی و فارماکولوژی ۶ (۱۳۸۱)۹۱ تا ۹۸.

[۵] مندولکانی محمد, هاشمی گلپایگانی سید احمدرضا, فیروزآبادی سید محمد, تحریک الکتریکی نخاع با چند الکترود: شبیه سازی توزیع پتانسیل الکتریکی و آزمایش. دانشور ۲۳ (۱۳۷۸) ۵۹ تا ۷۲.

[6] Baratta R, Ichie M, Hwang SK, Solomonow M, Orderly stimulation of skeletal muscle motor units with tripolar nerve cuff electrode. IEEE ***Transactions on Biomedical Engineering*** 36(1989) 836-843.

[7] Bolhuis AIV, Holsheimer J, Savelberg HHCM, A nerve stimulation method to selectively recruit smaller motor-units in rat skeletal muscle. ***J Neurosci Meth*** 107 (2001) 87-92.

[8] Buonocore M, Camuzzini N, Increase of the heat pain threshold during and after high-frequency transcutaneous peripheral nerve stimulation in a group of normal subjects. ***Eura Medicophys*** 2006 Oct 3.

[9] Chandran AP, Sinph H, Kumar P, Marya RK, Long latency cutaneous reflex effect on H- reflex recovery in hemiplegics and paraplegics: A longitudinal study for the assessment of motor function, ***Intn J Neurosci*** 48 (1989) 347-363.

[10] Chao AS, Chao A, Wang TH, Chang YC, Peng HH, Chang SD, Chao A, Chang CJ, Lai CH, Wong AM, Pain relief by appling transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on acupuncture points during the first stage of labor: A randomized double-blind placebo-controlled trial. ***Pain*** (2006) Oct 5.

[11] Chapman CN, Mortimer JT, Reswick JB, Electrical inhibition of pain by stimulation of dorsal column: preliminary clinical report. ***Anasth Analg Curr Res*** 46 (1967) 489-491.

[12] Deurloo KEI, Holsheimer J, Transverse tripolar stimulation for selective FNS. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medical and Biology Society, Amsterdam 1996; 2.2.2: Electrical stimulation II.

[13] Earles DR, Dierking JT, Robertson CT, Koceja DM, Pre- and post-synaptic control of motoneuron excitability in athletes. ***Medicine & Science in Sports & Exercise*** (2002) 1766-1772.

[14] Fang ZP, Mortimer JT, A method to affect physiological recruitment order in electrically activated muscle. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering*** 38 (1991) 175-179.

[15] Feirabend HKP, Choufoer H, Ploeger S, Holsheimer J, Gool JDV, Morphometry of human superficial dorsal and dorsolateral column fibers: significance to spinal cord stimulation. ***Brain*** 125(2002) 1137-1149.

[16] Goljarian S, Firoozabadi SMP, Torkaman G, The comparison of Bipolar and tripolar TENS on H-reflex curve. 10th Iranian conference of Biomedical Engineering 2001; Tehran, Iran.(Conference Proceeding , Abstract).

[17] Goode DJ, Glenn S, Manning AA, Middfeton J, Lateral asymmetry of the Hoffman reflex: relation to cortical laterality. ***J of Neurol Neurosur Psychiat*** 43 (1980) 831-835.

Archive of SID
www.SID.ir

in human motoneurones. ***Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*** 85 (1992) 345-353.

[28] Law PP, Cheing GL, Tsui AY, Does transcutaneous electrical nerve stimulation improve the physical performance of people with knee osteoarthritis? ***J Clin Reumatol*** 10 (2004) 295-299.

[29] Messina C, Cotrufo R, Different excitability of type1 and type2 alpha-motoneurons. ***J Neurology Science*** 28 (1976) 57-63.

[30] Patton HD, Fuchs AF, Hille B, Scher AM, ***Textbook of physiology***. 21_{st} edition, Philadelphia, Saunders 1989.

[31] Sabbahi M, Deluca CJ, Topical anesthesia: H-reflex recovery changes by desensitization of the skin. ***Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*** 52 (1981) 328-335.

[32] Sabbahi MA, Etnyre B, Al-Jawayed IA, Hasson S, Jankovic J, Method of H-reflex evaluation in the early stages of Parkinson`s disease. ***J of Clinical Neurophysiology*** 19 (2002) 67-72.

[33] Saeedi N, Firoozabadi SMP, Torkaman G, Kazemnejad A, The effect of tripolar percutaneous lumbur stimulation on recruitment curves. 3rd ICBME, Oct 2000; Bled-Slovenia; pp: 221-222. (Conference Proceeding , Abstract).

[34] Sarmadi AR, Firoozabadi SM, Torkaman G, Fathollahi Y, Assessing information of soleus and gastrocnemius motor unit H-reflex response to paired stimulation. ***Electromyogr Clin Neurophysiol*** 41 (2004) 401-408.

[35] Semjen A, Bonnet M, Dual effect of response preparation on conditioned H-

[18] Goulet C, Arsenault G. Bouhboninaise D, Levin MF, Effects of TENS on H-reflex of muscle of different fiber type composition. ***EMG & Clin Neurophy*** 37 (1997) 335-342.

[19] He J, Barolate G, Holsheimer J, Struijk J, Perception threshold and electrode position for spinal cord stimulation. ***Pain*** 59 (1994) 55-63.

[20] Holsheimer J, Struijk J, Tas NR, Effects of electrode geometry and combination on nerve fiber selectivity in spinal cord stimulation. ***Med & Biol Eng & comput*** 33 (1995) 676-682.

[21] Holsheimer J, Computer modeling of spinal cord stimulation and its contribution to therapeutic efficacy. ***Spinal Cord*** 36 (1998) 531-540.

[22] Holsheimer J,Wesselink WA, Optimum electrode geometry for spinal cord stimulation: the narrow bipole and tripole. ***Med Biol Eng Comput*** 35 (1997) 493-497.

[23] Holsheimer J, Struijk J, Electrometry preferential stimulation of spinal nerve fiber having different orientation. ***IEEE*** 35 (1992) 1374-5.

[24] Joodaki MR, Olyaie GR, Bagheri H, The effects of electrical nerve stimulation of the lower extremity on H-reflex and F-wave parameters. ***Electromyogr clin neurophysiol*** 41(2001) 23-8.

[25] Kandle ER, Schwartz JH, Jessell TM, ***Principles of neural science***. Forth edition, McGraw-Hill, Health Profession Division 2000; p720.

[26] Katz R, Pierrot-Deseiligny E, Recurrent inhibition in humans. ***Progress in Neurobiology*** 57 (1998) 325-355.

[27] Kudina LP, Alexeeva NL, After-potentials and control of repetitive firing

Archive of SID

www.SID.ir

reflex. ***Physiology & Behavior*** 28 (1982) 613-617.

[36] Spaulding SJ, Hayes KC, Harburn KL, Periodicidity in the Hoffmann reflex recovery curve. ***Experimental Neurology*** 98 (1987) 13-25.

[37] Strobinets M, Volkova L, Combined use of cutaneous electro stimulation of nerve fiber and electrogymnastic of the spine in painful vertebrogenic syndromes. Zh. ***Neuropatol*** Psikhiatr Im.s.s Korosakova 87(1987) 498-500.

[38] Struijk J, Holsheimer J, Spincemaille GHJ, Gielen FLH, Hoekema R, Theorical performance and clinical evaluation of transverse tripolar spinal cord stimulation. ***IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*** 6(1998) 277-285.

[39] Tardieu C, Lacert P, Lombard M, Truscelli D, Tardieu G, H- reflex and recovery cycle in spastic and normal children: Intra- and Inter-individual and Inter-groups comparisons. ***Arch Phys Med Rehabil*** 58 (1977) 561-7.

[40] Tinazzi M, Zarattini S, Valeriani M, Stanzani C, Moretto G, Smania N, Fiaschi A, Abbruzzese G, Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on motor cortex excitability in writer's cramp: Neurophysiological and clinical correlations. ***Mov Disord*** (2006) Sep 19.

[41] Tsang CWY, Chan H, Inhibition of the human flexion reflex by low intensity high frequency TENS has a gradual onset and offset. ***Pain*** 28 (1987) 239-253.

[42] Wang RY, Chan RC, Effect of thoraco-lumbar electrical stimulation on knee extensor spasticity of persons who survived cerebrovascular accident (CVA). ***Rehabil Res Dev*** 1 (2000) 73-9.

[43] Wang RY, Tsai MW, Effect of surface spinal cord stimulation on spasticity and quantitative assessment of muscle tone in hemipelgic patient. ***Am J Phys Med Rehabil*** (1998) 252-7.

[44] Warke K, Al-Smadi J, Baxter D, Walsh DM, Lowe-Strong AS, Efficacy of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for chronic low-back pain in a multiple sclerosis population: A randomized, placebo-controlled clinical trial. ***Clin J Pain*** 22 (2006) 812-19.

[45] Warwick W, Dyson B, Grays anatomy. 37th edition, Churchill Livingston, 1989; p898.

[46] Wesselink WA, Holsheimer J, Nuttin B, Boom HBK, King GW, Gybels JM, Estimation of fiber diameters in the spinal dorsal columns from clinical data. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering*** 45(1998) 1355-1362.

[47] Wesselink WA, Holsheimer J, Spinal cord stimulation: Fiber diameter in the dorsal columns modeled from clinical data. ***18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society,*** Amsterdam 1996; 2.2.2: Electrical stimulation II. (Conference Proceeding , Abstract).

Archive of SID

www.SID.ir