

## بررسی اثر تحریکات مکانیکی جلدی بر سطوح داخلی کف پا بر روی تحریک پذیری موتورنورونهای همان سمت و سمت مقابل

دکتر محمد رضا هادیان<sup>۱</sup>، دکتر سعید طالبیان<sup>۱</sup>، دکتر غلامرضا علیایی<sup>۲</sup>، دکتر حسین باقری<sup>۱</sup>، اندیشه باستانی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> دانشیار دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

<sup>۲</sup> استاد دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

<sup>۳</sup> کارشناس ارشد فیزیوتراپی

### چکیده

**زمینه و هدف:** مکانورسپتورهای کف پا در تنظیم رفلکسی نقش دارند. تحریک این گیرنده ها در سطوح داخلی کف پا مرتبط با انشعابات داخلی شاخه پلانتر عصب تیبیال می باشد. بنابراین نظریه، تحریک آوران های با حد آستانه پایین می تواند اثر مهارتی بر روی رفلکس های عضله سولئوس داشته باشد.

ورودی های سوماتوسنسوری ناشی از فعالیت مکانورسپتورها در نقاط تماسی به بدن وارد می گردند. لذا فیدبک حسی منشا گرفته از گیرنده های پوستی در پا که از طریق تحریک پوستی عصب ایجاد می شود می تواند نقش مهمی در کنترل حسی و تنظیم الگوهای تون نرمال ایفا کند در این مطالعه به بررسی تحریک پذیری موتورنورون با تحریک گیرنده ها در سطوح داخلی کف پا مرتبط با انشعابات داخلی شاخه پلانتر عصب تیبیال، پرداخته شده است.

**روش بررسی:** ۱۶ فرد سالم بطور داوطلبانه در این مطالعه شرکت نموده اند. افراد در وضعیت دمر قرار گرفته و تحریکات مکانیکی جلدی (برابر با ۵۰٪ وزن ساق و پای فرد) به سطوح داخلی کف پای سمت غالب، توسط دستگاه طراحی شده، به واسطه یک صفحه به ابعاد ۳×۳ سانتیمتر در زمان های مختلف اعمال گردید. رفلکس هافمن (H) بعنوان معیار اندازه گیری تحریک پذیری موتورنورون ها، به شکل دوطرفه، قبل و بعد از بکار بردن تحریکات مکانیکی جلدی ثبت شد.

**یافته ها:** بر اساس این مطالعه، دامنه رفلکس هافمن و نسبت H/M هر دو سمت کاهش معناداری را بعد از اعمال تحریک به سمت داخل کف پای همان سمت ( $P < 0.05$ ) نشان داد. بعلاوه زمان تاخیری رفلکس H افزایش معناداری را نشان داد. ( $P < 0.05$ ). میزان کاهش در دامنه رفلکس H و تاثیر تحریکات بر روی پای همان سمت بیشتر بوده است.

**نتیجه گیری:** نتایج نشان دهنده تاثیرات تعدیلی تحریکات آورانهای پوستی بر تحریک پذیری موتورنورونهای همان سمت و سمت مقابل در محل توزیع عصب داخلی پلانتر، دارد. این نتایج می تواند کاربرد عملی در درمان اختلالات تون عضلانی در موارد ضایعات نخاعی و ضربه مغزی داشته باشد.

**واژگان کلیدی:** رفلکس هافمن، تحریکات مکانیکی، عصب پلانتر داخلی، تحریک پذیری موتورنورونها

تاریخ پذیرش مقاله: مهر ۱۳۸۵

تاریخ وصول مقاله: تیر ۱۳۸۵

**نویسنده مسئول:** دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

hadianrs@sina.tums.ac.ir

## مقدمه

ورودی های سوماتوسنسوری ناشی از فعالیت مکانورسپتورها در نقاط تماسی به بدن وارد می گردند و بعنوان منبع مهمی از اطلاعات حسی بشمار می آیند (۱). مکانورسپتورهای کف پا احتمالاً در تنظیم رفلکسی تون نرمال عضله و الگوهای کنترل حرکتی نقش دارند. گیرنده های مکانیکی معمولاً یک تحریک مکانیکی متغیر و متداوم را به شکل پتانسیل های عمل مجزا (Discrete) انتقال می دهند (۲). دانش ما در مورد ورودی های (Input) پوستی از کف پا اغلب بر پایه شواهد غیرمستقیم می باشد. ثبت های microneurographic از اعصاب محیطی، آنالیز مستقیم خصوصیات عملکردی گیرنده های پوستی را در پاسخ به محرک های گوناگون تامین می نماید (۳،۴). پردازش همه این ورودی های سوماتوسنسوری اطلاعات مهمی را در مورد وضعیت بدن و تون عضلانی آن با توجه به سطح ساپورت کننده آن تأمین می نماید (۵،۴). در مجموع، با توجه به شواهد قابل توجه موجود چنین پیشنهاد می شود که فیدبک حاصله از کف پا مسیره های رفلکس نخاعی را در افراد سالم و ضایعات نخاعی تحت تأثیر قرار می دهد. بر اساس ارزیابی نواحی فعالیت چندگانه مکانورسپتورها در کف پا، این فعالیت بطور غالب در نواحی خارجی و داخلی پا، مرتبط با محل گسترش و پراکندگی اعصاب خارجی و داخلی پلانتر در نظر گرفته شد (۵،۶). هدف اصلی این مطالعه بدست آوردن موثرترین ناحیه جهت اعمال تحریکات مکانیکی برای مهار تحریک پذیری چرخه موتورنورونها می باشد. اعتقاد بر این است که تحریک مکرر آورانه های با حد آستانه پایین (Low threshold afferents)، می تواند یک اثر مهارتی روی رفلکس هافمن (H) عضله سولئوس داشته باشد (۸،۷). رفلکس H معیار ارزشمندی در اندازه گیری غیر مستقیم تحریک پذیری نورونهای حرکتی سولئوس به حساب می آید (۲،۳،۹). تسهیل در مسیر انتقالی Ib از عضلات مچ پا (فلکسور و

اکستانسور) به عضله کوادری سپس، توسط تحریک ضعیف آورانه های پوستی کف پای سمت مقابل در انسان با توجه به تغییر در رفلکس هافمن این عضله، در سال ۱۹۸۱ توسط Bergego گزارش شده است. تحریک اعمال شده به کف پای سمت مقابل، موجب تسهیل انتقال در مسیر Ib به کوادری سپس نمود (مهارتی از عضلات اکستانسور و تحریکی از عضلات فلکسور). زمان تأخیری مرکزی تسهیل رفلکس پوستی سمت مقابل، ۱ میلی ثانیه طولانی تر از افت رفلکس پوستی همان سمت در مسیر Ib بوده است (۱۰).

در سال ۲۰۰۳، Hiraoka به بررسی تأثیر قرار دادن یک صفحه زیر ناحیه forefoot در حالت ایستاده، بر روی تحریک پذیری حوضچه موتورنورون عضله سولئوس پرداخت. صفحه هایی را با ضخامت متفاوت زیر نواحی مختلف پا قرارداد و نسبت Hmax/Mmax را مورد بررسی قرار داد. آنالیز داده ها کاهش مشخصی را در این نسبت نشان داده اند و ضخامت صفحات هیچگونه تأثیری در نسبت Hmax/Mmax نداشته است و حداکثر میزان کاهش در زیر صفحه های ناحیه برجستگی خارجی کف پا بوده است (۱۱).

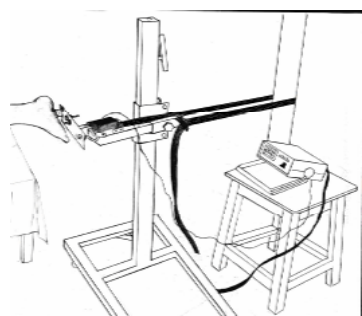
Conway و Knikou در سال ۲۰۰۱ به بررسی تعدیل رفلکس هافمن عضله سولئوس در حالت نشسته در پاسخ به بار مکانیکی تونیک اعمال شده به سطح کفی پا در افراد نرمال و با ضایعه نخاعی کامل پرداختند. فشار تونیک به ناحیه متاتارسال پای همان سمت اعمال گشت و بطور مشخص موجب کاهش رفلکس هافمن در افراد گردید. آنها چنین پیشنهاد کردند که تغییر در تحریک پذیری رفلکس در نتیجه آزاد شدن نوروترنسمیتر مهارتی در نخاع می باشد (۳). مطالعه حاضر به بررسی تأثیر قرار دادن یک صفحه زیر ناحیه قوس داخلی کف پا در محل انشعاب عصب پلانتر داخلی جهت اعمال فشار مکانیکی جلدی و اثر آن بر تحریک پذیری موتورنورونها در حالت دمر و بررسی تغییرات ایجاد شده از طریق ثبت رفلکس H، می پردازد

۳- استفاده کنندگان از داروهای مسکن و خواب آور و داروهایی که بر سیستم عصبی تاثیر می گذارند.

۴- ضایعه نورولوژیک ارتوپدیک پا و اختلال عملکردهای مفصلی

فرد بحالت دمر قرار گرفته، مچ پا کمی پایین تر از لبه تخت قرار می گیرد، بالشتی را زیر ناحیه ساق پا قرار داده تا زانو در زاویه ۱۵-۲۰ درجه و مچ پا در ۱۰ درجه پلانتر فلکشن باشد. (این کار سبب شل شدن عضله گاستروسولئوس و در نتیجه مانع از اثر کاهندگی آورانه‌های آن بر مدار رفلکس عضله گاستروسولئوس می‌شود). از فرد خواسته شد که با قرار دادن دستها در وضعیت طرفین بدن، سر خود را در وضعیت راحتی قرار دهد و تا انتهای آزمایش این وضعیت را حفظ کند. برای ثبت رفلکس H از عضله سولئوس، الکتروود فعال ثبات را روی عضله سولئوس، در شیار بین دو سر عضله گاستروکنمیوس و الکتروود غیر فعال (Reference) ثبات را تقریباً در فاصله ۲-۳ سانتیمتر پایین تر از الکتروود فعال و در امتداد تاندون آشیل قرار داده و با نوار چسب در محل خود ثابت می شود. الکتروودهای محرک در ناحیه میانی پشت زانو و بین تاندون های عضلات: سمی ممبرانوس و بایسپس فموریس، کمی متمایل به سمت داخل قرار داده می‌شود (۱۳،۱۴).

برای اعمال تحریکات مکانیکی جلدی از دستگاهی با سطوح اعمال فشار به ابعاد ۳×۳ سانتیمتر در سطح داخلی کف پا استفاده شد (شکل ۱).



شکل ۱ - دستگاه طراحی شده جهت اعمال تحریکات مکانیکی

قرار دادن صفحه موجب اعمال فشار به صورت تونیک بر روی پوست زیر صفحه می‌شود و بنابراین موجب افزایش دشارژهای آوران پوستی می‌گردد (۱۲).

### روش بررسی:

افراد داوطلب شرکت کننده در این تحقیق ۱۶ فرد سالم در محدوده سنی ۲۰-۳۰ سال قد (۱۶۹/۹۳±۷/۵۴)، وزن (۶۳/۴۳±۱۲/۸۶)، سن (۲۵/۰۶±۳/۱۷)، طول اندام تحتانی سمت غالب (۱۰۶±۵/۵۰)، میزان نیروی اعمال شده به کف پا (۱/۹۱±۰/۳۷) و بدون هیچگونه ضایعه نورولوژیک یا ارتوپدیک بودند. پس از تکمیل پرسشنامه حاوی مشخصات فردی و اطلاعات لازم جهت انجام آزمایش، افراد وارد کار تحقیق می‌شدند.

سوالات تحقیق: آیا اعمال تحریک مکانیکی جلدی به عصب داخلی پلانتر تأثیری بر دامنه، زمان تاخیری رفلکس H حداکثر، نسبت Hmax/Mmax همان طرف و طرف مقابل، در زمانهای T<sub>F</sub>، T<sub>DIS</sub>، T<sub>10</sub>، T<sub>5</sub> می گذارد؟

فرضیات: تحریک مکانیکی جلدی عصب پلانتر داخلی سبب کاهش تحریک پذیری حلقه نورون حرکتی (کاهش دامنه رفلکس H و افزایش زمان تاخیر رفلکس H) و مهار رفلکس هافمن می‌شود و اعمال تحریک مکانیکی جلدی به عصب داخلی پلانتر موجب کاهش نسبت Hmax/Mmax عضله سولئوس می‌گردد و متعاقب اعمال تحریک مکانیکی جلدی به اعصاب پلانتر همان سمت، کاهش در تحریک پذیری حلقه نورون حرکتی سمت مقابل، دیده می‌شود.

ضوابط ورود به مطالعه:

- ۱- محدوده سنی بین ۲۰-۳۰ سال
- ۲- فرد هیچگونه سابقه مشکل ارتوپدیک در اندام تحتانی یا ضایعه نورولوژیک نداشته باشد
- ۳- عدم وجود محدودیت حرکتی در مچ پا ضوابط خروج از مطالعه:

۱- وجود بیماری های خاص که منجر به اختلال در درک حس گردند.

۲- کف پای صاف

با توجه به وزن افراد شرکت کننده و بر اساس جدول آنتروپومتری، وزن ناحیه ساق و پای افراد را محاسبه نموده و معادل ۵۰٪ آن به کف پا نیرو وارد شد. (جهت متعادل کردن مقادیر بدست آمده که با این میزان درصد نیرو چرخشی در مفصل subtalar و talocalcaneus ایجاد نگردد) سپس در زمانهای  $T_5$  (۵ دقیقه بعد از شروع اعمال تحریک مکانیکی)  $T_{10}$  (۱۰ دقیقه بعد از شروع اعمال تحریک مکانیکی)،  $T_{DIS}$  (بلافاصله پس از قطع اعمال تحریکات مکانیکی)،  $T_F$  (۵ دقیقه بعد از قطع اعمال تحریکات مکانیکی جلدی) مجدداً ثبت انجام گرفته و پارامترهای رفلکس H و موج M بررسی شدند.

#### یافته ها

مقایسه ناحیه آزمایشی (داخل کف پا) در هر یک از زمانهای  $T_0$ ،  $T_5$ ،  $T_{10}$ ،  $T_{DIS}$ ،  $T_F$  بطور جداگانه و در داخل هر یک از نواحی آزمایشی کف پا بین زمانهای  $T_0$ ،  $T_5$ ،  $T_{10}$ ،  $T_{DIS}$ ،  $T_F$  در پای همان سمت و سمت مقابل انجام شده است.

مقایسه دو تایی زمان تاخیر و دامنه موج M بین ناحیه آزمایشی (تحریک به ناحیه داخلی کف پا) و پای همان سمت و سمت مقابل در هیچیک از زمانهای  $T_0$ ،  $T_5$ ،  $T_{10}$ ،  $T_{DIS}$ ،  $T_F$  اختلاف معنی داری بین زمان تاخیر موج M دو ناحیه مورد آزمایش نشان نداد ( $P > 0.05$ ). این مطلب نشان دهنده یکسان بودن شرایط آزمایش می باشد (جدول ۱).

اندازه گیری پارامترهای مربوط به رفلکس H: در انتهای هر جلسه آزمایش، پارامترهای مربوط به این دو پتانسیل فوق توسط نرم افزار مخصوص NeuroScreen اندازه گیری و ثبت شد. در این نرم افزار، برای اندازه گیری پارامترها، ابتدا هریک از امواج ثبت شده را انتخاب می نمودیم و سپس با مارکرهای مخصوص، پارامترهای آنرا اندازه گیری می کردیم. جهت تجزیه و تحلیل داده ها از برنامه آماری

در انتهای هر جلسه آزمایش، پارامترهای مربوط به این دو پتانسیل فوق توسط نرم افزار مخصوص NeuroScreen اندازه گیری و ثبت شد. در این نرم افزار، برای اندازه گیری پارامترها، ابتدا هریک از امواج ثبت شده را انتخاب می نمودیم و سپس با مارکرهای مخصوص، پارامترهای آنرا اندازه گیری می کردیم. جهت تجزیه و تحلیل داده ها از برنامه آماری

جدول (۱) مقایسه های دوتایی زمان تأخیر رفلکس H در هر یک از گروهها بین زمان های  $T_0$  ،  $T_5$  ،  $T_{10}$  ،  $T_{DIS}$  ،  $T_F$  در تحریک ناحیه داخلی کف پا (علامت \* نشانه معنی دار بودن است)

مقدار p	d/f	فاصله اطمینان ۹۵٪ برای		میانگین اختلاف		
		تفاضل دو حالت	حداقل			
*.۰/۰۰۵	۱۵	-۰/۱۹	-۰/۸۸	-۰/۵۳۷	$T_5$ تا $T_0$	همان سمت
*.۰/۰۰۴	۱۵	-۰/۳۰	-۱/۳۲	-۰/۸۱۲	$T_{10}$ تا $T_0$	
*.۰/۰۰	۱۵	-۰/۶۱	-۱/۵۶	-۱/۰۸	$T_{DIS}$ تا $T_0$	
*.۰/۰۰	۱۵	-۰/۵۲	-۱/۴۱	-۰/۹۶	$T_F$ تا $T_0$	
.۰/۱۴	۱۵	.۰/۱۰	-۰/۶۵	-۰/۲۷	$T_{10}$ تا $T_5$	
*.۰/۰۰۴	۱۵	-۰/۰۰۲	-۰/۵۴	-۰/۲۷	$T_{DIS}$ تا $T_{10}$	
.۰/۲۶	۱۵	.۰/۳۳	-۰/۰۹	-۰/۱۱	$T_F$ تا $T_{DIS}$	سمت مقابل
*.۰/۰۰۱	۱۵	-۰/۳۳	-۱/۰۸	-۰/۷۰	$T_5$ تا $T_0$	
*.۰/۰۰	۱۵	-۰/۴۰	-۱/۱۴	-۰/۷۷	$T_{10}$ تا $T_0$	
*.۰/۰۰	۱۵	-۰/۵۹	-۱/۳۷	-۰/۹۸	$T_{DIS}$ تا $T_0$	
*.۰/۰۰	۱۵	-۰/۷۳	-۱/۳۷	-۱/۰۵	$T_F$ تا $T_0$	
.۰/۷۵	۱۵	.۰/۳۸	-۰/۵۲	-۰/۰۶۸	$T_{10}$ تا $T_5$	
.۰/۱۰	۱۵	.۰/۰۴۷	-۰/۴۷	-۰/۲۱	$T_{DIS}$ تا $T_{10}$	
.۰/۵۸	۱۵	.۰/۱۹	-۰/۳۳	-۰/۰۶	$T_F$ تا $T_{DIS}$	

تحریک مکانیکی جلدی اعمال شده به ناحیه داخلی کف پا

نحوه تغییرات نسبت  $H_{max}/M_{max}$  در طول تحریک مکانیکی جلدی به ناحیه داخلی کف پای همان سمت و سمت مقابل کاهش میانگین نسبت  $H_{max}/M_{max}$  در طول زمان آزمایش اتفاق می افتد. (جدول ۳) در تحریک به ناحیه داخلی کف پا در زمان ۵ دقیقه پس از قطع اعمال تحریک مکانیکی افزایش میانگین نسبت  $H_{max}/M_{max}$  مشاهده گردید .

متعاقب اعمال تحریک داخلی کف پا افزایش زمان تاخیر رفلکس H مشاهده گردید و روند این افزایش در هر دو سمت بدن مشابه یکدیگر می باشد و اختلاف بارزی در نحوه تغییرات میانگین زمان تاخیر بین پای همان سمت و سمت مقابل دیده نمی شود، مگر در زمان  $T_F$  که در پای همان سمت اندکی کاهش در روند زمان تاخیری رفلکس H نسبت به زمان بلافاصله پس از قطع اعمال تحریک مکانیکی به ناحیه داخلی کف پا مشاهده می شود.

با توجه به جدول (۲) مقدار P بدست آمده در مقایسه بین زمان های  $T_{DIS}$  تا  $T_{10}$  و  $T_{DIS}$  تا  $T_F$  کاهش معناداری در دامنه رفلکس H حداکثر بین این فواصل زمانی مشاهده نمی شود. ( $P > 0.05$ ) میزان کاهش دامنه قله تا قله رفلکس H در پای همان سمت بارزتر می باشد. همچنین در زمان ۵ دقیقه پس از قطع اعمال تحریکات مکانیکی به ناحیه داخلی کف پا دامنه قله تا قله رفلکس H روندافزایش را درپیش دارد .

جدول (۲) - مقایسه های دو تایی دامنه رفلکس H در تحریک ناحیه داخلی کف پا بین زمان های  $T_F, T_{DIS}, T_{10}, T_5, T_0$  (علامت \* نشانه معنی دار بودن است)

مقدار p	d/f	فاصله اطمینان ۹۵٪ برای تفاضل دو حالت		میانگین اختلاف		
		حداکثر	حداقل			
*. / .۰۰۵	۱۵	-۰ / ۱۹	-۰ / ۸۸	-۰ / ۵۳۷	T <sub>5</sub> تا T <sub>0</sub>	همان سمت
*. / .۰۰۴	۱۵	-۰ / ۳۰	-۱ / ۳۲	-۰ / ۸۱۲	T <sub>10</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰	۱۵	-۰ / ۶۱	-۱ / ۵۶	-۱ / ۰۸	T <sub>DIS</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰	۱۵	-۰ / ۵۲	-۱ / ۴۱	-۰ / ۹۶	T <sub>F</sub> تا T <sub>0</sub>	
. / ۱۴	۱۵	. / ۱۰	-۰ / ۶۵	-۰ / ۲۷	T <sub>10</sub> تا T <sub>5</sub>	
*. / .۰۴	۱۵	-۰ / ۰۰۲	-۰ / ۵۴	-۰ / ۲۷	T <sub>DIS</sub> تا T <sub>10</sub>	سمت مقابل
. / ۲۶	۱۵	. / ۳۳	-۰ / ۰۹	-۰ / ۱۱	T <sub>F</sub> تا T <sub>DIS</sub>	
*. / .۰۰۱	۱۵	-۰ / ۳۳	-۱ / ۰۸	-۰ / ۷۰	T <sub>5</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰	۱۵	-۰ / ۴۰	-۱ / ۱۴	-۰ / ۷۷	T <sub>10</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰	۱۵	-۰ / ۵۹	-۱ / ۳۷	-۰ / ۹۸	T <sub>DIS</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰	۱۵	-۰ / ۷۳	-۱ / ۳۷	-۱ / ۰۵	T <sub>F</sub> تا T <sub>0</sub>	همان سمت
. / ۷۵	۱۵	. / ۳۸	-۰ / ۵۲	-۰ / ۰۶۸	T <sub>10</sub> تا T <sub>5</sub>	
. / ۱۰	۱۵	. / ۰۴۷	-۰ / ۴۷	-۰ / ۲۱	T <sub>DIS</sub> تا T <sub>10</sub>	
. / ۵۸	۱۵	. / ۱۹	-۰ / ۲۳	-۰ / ۰۶	T <sub>F</sub> تا T <sub>DIS</sub>	

تحریک مکانیکی جلدی اعمال شده به ناحیه داخلی کف پا

جدول (۳) مقایسه های دو تایی نسبت Hmax/Mmax در تحریک به ناحیه داخلی کف پا بین زمان های  $T_F, T_{DIS}, T_{10}, T_5, T_0$  (علامت \* نشانه معنی دار بودن می باشد)

مقدار P	d/f	فاصله اطمینان ۹۵٪ برای تفاضل دو حالت		میانگین اختلاف		
		حداکثر	حداقل			
*. / .۰۰۱	۱۵	. / ۲۸	-۰ / ۰۸۷	. / ۱۸	T <sub>5</sub> تا T <sub>0</sub>	همان سمت
*. / .۰۰۰	۱۵	. / ۴۰	. / ۱۷	. / ۲۸	T <sub>10</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰۰	۱۵	. / ۴۴	. / ۲۴	. / ۳۴	T <sub>DIS</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰۰	۱۵	. / ۴۳	-۰ / ۲۱	. / ۳۲	T <sub>F</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰۲	۱۵	. / ۱۵	. / ۰۴	. / ۱۰	T <sub>10</sub> تا T <sub>5</sub>	
. / ۱۰	۱۵	. / ۱۳	-۰ / ۰۱۴	. / ۰۵۸	T <sub>DIS</sub> تا T <sub>10</sub>	سمت مقابل
. / ۴۷	۱۵	. / ۰۴۵	-۰ / ۰۹	-۰ / ۰۲۳	T <sub>F</sub> تا T <sub>DIS</sub>	
*. / .۰۰۴	۱۵	. / ۱۷	. / ۰۳	. / ۱۰	T <sub>5</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰۰	۱۵	. / ۲۲	. / ۱۰	. / ۱۶	T <sub>10</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰۰	۱۵	. / ۲۴	. / ۱۰	. / ۱۷	T <sub>DIS</sub> تا T <sub>0</sub>	
*. / .۰۰۰	۱۵	. / ۲۳	. / ۰۹	. / ۱۶	T <sub>F</sub> تا T <sub>0</sub>	همان سمت
*. / .۰۰۴	۱۵	. / ۰۹	. / ۰۲۱	. / ۰۵	T <sub>10</sub> تا T <sub>5</sub>	
. / ۴۵	۱۵	. / ۰۵	-۰ / ۰۲۵	. / ۰۱۴	T <sub>DIS</sub> تا T <sub>10</sub>	
. / ۷۵	۱۵	. / ۰۶	-۰ / ۰۸	-۰ / ۰۱۱	T <sub>F</sub> تا T <sub>DIS</sub>	

اعمال تحریک مکانیکی جلدی به ناحیه داخلی کف پا

تاخیری رفلکس H در هر دو سمت پا تقریباً یکسان می باشد ولیکن در پای همان سمت در زمان 5 دقیقه پس از قطع اعمال تحریک به ناحیه داخلی کف پا روند کاهش در زمان تاخیری رفلکس H مشاهده می شود

### بحث

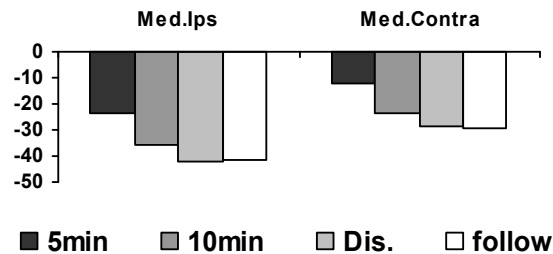
هدف از انجام تست و بررسی تحریکات مکانیکی جلدی به سطح داخلی پلانتار تعیین تغییر در ساینز رفلکس هافمن پس از اعمال نیرو به کف پا می باشد. تحقیق حاضر نشان داد که متعاقب تحریک مکانیکی عصب پلانتار داخلی، دامنه رفلکس H کاهش معناداری را در هر دو سمت پیدا کرد. بعلاوه زمان تاخیری این رفلکس نیز افزایش معناداری را در هر دو سمت نشان داده است.

تاریخچه استفاده از تکنیک های تحریک جلدی در درمان به دلیل تأثیرات تسهیلی و طولانی مدت آن بوده است. (۱۵) نتایج تحقیق حاضر نشان دهنده تأثیر مهاری اعمال Load به ناحیه داخلی کف پا می باشد که با نتایج مطالعات بدست آمده توسط Hiroaka ۲۰۰۳ و Conway ۱۹۹۵ و Conway و knikou ۲۰۰۱ دارد (۶،۱۱،۱۲). با مقایسه نتایج تحقیق حاضر و مطالعه Barbeau و Fung می توان احتمالاً به نقش تحریکات پوستی در کاهش تحریک پذیری نورونهای حرکتی در افراد سالم و ضایعات نخاعی پی برد. نتایج مشابه تحقیق حاضر با نتایج Fung و Barbea کارایی احتمالی اثرات تحریکات پوستی در اختلالات تونیسیته را نشان می دهد (۱۰،۲۰).

### نتیجه گیری

مقایسه نتایج بدست آمده با نتایج دیگر انواع تحریکات مکانیکی از قبیل ماساژ، brushing و vibration نتایج تحقیق حاضر با نتایج Hebert و Boucher مبنی بر کاهش تحریک پذیری نوروماسکولار متعاقب اعمال vibration سگمنتال در کف پا افراد سالم مطابقت دارد (۲۵). همچنین این نتایج با نتایج Iles، که اقدام به تحریک انتخابی اعصاب پلانتار همان طرف

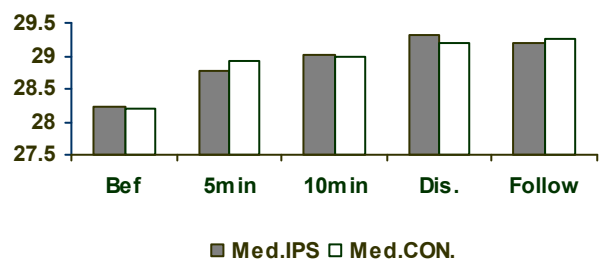
شکل ۲ نحوه تغییرات درصد دامنه رفلکس H در زمان تحریک مکانیکی جلدی به ناحیه داخلی کف پای همان سمت و سمت مقابل را نشان می دهد.



شکل ۲: نحوه درصد تغییرات دامنه رفلکس H در طول تحریک مکانیکی جلدی به ناحیه داخلی کف پای همان سمت و سمت مقابل در زمانهای  $T_5$ ،  $T_{10}$ ،  $T_{DIS}$ ،  $T_F$ .

همانطور که در شکل مشاهده می شود در تحریک مکانیکی به ناحیه داخلی کف پا افزایش میانگین کاهش درصد تغییرات دامنه رفلکس H در طول زمان آزمایش اتفاق می افتد و روند درصد کاهش دامنه رفلکس H در هر دو سمت پا تقریباً یکسان می باشد.

شکل ۳ نحوه تغییرات درصد زمان تاخیری رفلکس H در زمان تحریک مکانیکی جلدی به ناحیه داخلی کف پای همان سمت و سمت مقابل را نشان می دهد.



شکل ۳: نحوه تغییرات درصد زمان تاخیری رفلکس H در طول تحریک مکانیکی جلدی به ناحیه داخلی کف پای همان سمت و سمت مقابل در زمانهای  $T_0$ ،  $T_5$ ،  $T_{10}$ ،  $T_{DIS}$ ،  $T_F$ .

همانطور که در شکل نشان داده می شود در تحریک مکانیکی به ناحیه داخلی کف پا افزایش میانگین درصد تغییرات زمان تاخیری رفلکس H در طول زمان آزمایش اتفاق می افتد و روند افزایش درصد در زمان

اندازه ای با مشاهدات Conway & Knikou و Hiroaka تطابق دارد (۱۲، ۱۱، ۶).

مشارکت دو نوع گیرنده ممکن است در این رابطه موثر باشد. گیرنده های پروپریوسپتو در عضلات اینترینسیک و گیرنده های پوستی در کف پا. به نظر می آید که فعال شدن مکانورسپتورهای دوک های عضلانی در عضلات اینترینسیک متصل به متاتارسالها موجب این مهار باشند. این تفسیر در تطبیق با یافته های Gillies et al می باشد که برای مشخص کردن نقش گیرنده های پوستی، پوست ناحیه ورود اعمال تحریک ویراسیون را از بافت زیرین جدا نمودند و مشاهده نمودند که اعمال ویراسیون به فلپ پوستی جدا شده سبب کاهش و مهار رفلکس های تک سیناپسی نمی شود (۲۸). از آنچه تاکنون گفتیم استنباط می شود که اعمال تحریک مکانیکی فشاری جلدی به ناحیه داخلی کف پا می تواند عامل مهمی در ایجاد مهار رفلکس H عضله سولئوس باشد. گرچه مطالعات مستقیمی (انسان) در مورد بررسی نحوه ایجاد این مهار و مسیرهای عصبی دخیل در ایجاد این مهار بدست نیامد ولی بنظر می رسد بطور کلی پدیده مهار پیش سیناپسی ناشی از گیرنده های عمقی عضلانی و یا سایر مسیرهای مهاری (بغیر از مهار پیش سیناپسی) ناشی از تحریک گیرنده های پوستی می تواند نقشی در ایجاد این مهار داشته باشد. به هر حال تأثیرات مهاری تحریکات مکانیکی فشاری در کاهش اسپاستیسیته به تحقیقات بیشتری نیاز دارد. چنانچه بتوان فرض فوق را پذیرفت طراحی کفی ها برای اعمال فشار به سطوح داخلی و بخصوص خارجی کف پا ممکن است برای کاهش اسپاستیسیته مفید باشد.

و مشاهده افزایش مهار پیش سیناپسی گردید مطابقت دارد؛ در حالیکه تحریک ناحیه پشتی پا همانطرف موجب کاهش مهار پیش سیناپسی گردید (۱۷).

بعلاوه، Wood نیز در زمان اعمال brushing روی عضله سولئوس، کاهش تحریک پذیری موتورنورونها را گزارش نمود در حالیکه پس از قطع تحریک میزان تحریک پذیری نورو حرکتی به مقدار اولیه بازگشت (۱۶). تأثیر مهاری ماساژ عضله سولئوس بر روی رفلکس H توسط Morelli و Chapman گزارش شد (۲۶). با مقایسه نتایج تحقیق حاضر و نتایج فوق می توان مجدداً به نقش مهاری تحریکات مکانیکی بر تحریک پذیری نورونهای حرکتی پی برد. مشاهده استمرار اثر مهاری متعاقب بیحسی در پوست (با استفاده از بی حس کننده های موضعی) در حالیکه تحریکات مکانیکی هنوز ادامه داشت دلیل دیگری بر نقش مکانورسپتورهای می باشد که با نتایج بدست آمده مطابقت دارد (۱۷). مطالعات انجام گرفته در بیان تأثیر مهار موتورنورونهای طرف دیگر: نتایج حاضر با نتایج Delwaide و Cheng و Bergego Brooke که مهار موتورنورونهای طرف دیگر را بدنبال تحریکات همان طرف و طرف مقابل عصب سورال در شدت های مختلف را نشان دادند مطابقت دارد (۱۰، ۱۹، ۲۷). در رابطه با مکانیزمهای موثر در این پدیده می توان چنین اظهار نمود که کاهش تحریک پذیری می تواند توسط فیبر های عصبی آوران عصب پلاننتار داخلی (شاخه عصب تیبیال) منتقل شود. زیرا که این عصب، حس ناحیه داخلی کف پا را عصبدهی می کند (۱۱).

علت احتمالی ممکن است در ارتباط با ارتباطات فیبرهای آوران اعصاب پلاننتار داخلی با حوضچه موتورنورونی عضله سولئوس باشد که تا



### تشکر و قدردانی:

این طرح با استفاده از بودجه اختصاصی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام پذیرفت نویسندگان لازم می دانند که از دانشگاه علوم پزشکی تهران برای حمایت مالی از این طرح تحقیقاتی تشکر نمایند.

**References :**

1. Gagnon DE. Muscle- tone. *J Science and Nature*, 2004;(23):1.
2. Pirrot-Deseilligny E, Mazevet D. The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in humans. Interests and limits. *Neurophysiol Clin*, 2000; 30: 67-80.
3. Sheldon O, Zisook A. Muscle Tone. *Cerebral Palsy*, 2002; 30:140(1): 21-23.
4. Kennedy PM, Inglis JT. Distribution and behavior of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J Physiol*, 2002; Feb 1; 538(Pt3): 995-1002.
5. Gagnon DE. Tone versus strength. *J Science and Nature*, 1999; 21: 34-35.
6. Hiraoka K. Neural mechanisms underlying the effect of transcutaneous electrical nerve stimulation in humans. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 2002; 42 (6): 359-66.
7. Nurse MA, Nigg BM, Stefanyshyn DJ, Liu W, Miller JE. Differences in the sensation of the plantar surface of the human foot. *North American Congress on Biomechanics. Canada*. 1998; Aug: 14-18.
8. Pyndt HS, Nielsen JB. Modulation of transmission in the corticospinal and group Ia afferent pathways to soleus motoneurons during bicycling. *J Neurophysiol*, 2003; 89: 304-314.
9. Duysens J, Clarac F, Cruse H. Load-Regulating mechanisms in Gait & Posture. *Physiol Rev*, 2000; 80(1): 83-133.
10. Bergego C, Pierrot-Deseilligny E, Mazieres L. Facilitation of transmission in Ib pathways by cutaneous afferents from the contralateral foot sole in man. *Neurosci Lett*, 1981; Dec 23; 27(3): 297-301.
11. Hiraoka K. Placement of a plate under the forefoot in stance: decreasing the excitability of the soleus motoneuron pool. *Am J Phys Med Rehabil*, 2003; 82(11): 837-41.
12. Conway BA, Knikou M. Modulation of soleus H-reflex following ipsilateral mechanical loading of the sole of the foot in normal and complete spinal cord injured humans. *Neurosci Lett*, 2001; May 4; 303(2): 107-10.
13. Joodaki MR, Olyaei GR, Bagheri H. The effects of electrical nerve stimulation of the lower extremity on H-reflex and F-wave parameters. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 2001; 41(1): 23-8.
14. Kimura J. *Electrodiagnosis in diseases of nerve & muscles, Principle & Practice*. 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia: F.A Davis company; 1989.
15. Hwang IS. Assessment of soleus motoneuronal excitability using the joint angle dependent H-reflex in humans. *J Electromyogr Kinesiol*, 2002; 12(5): 361-6.
16. Fung J, Barbeau H. Effects of conditioning cutaneomuscular stimulation on the H-reflex in normal and spastic paretic subjects during walking and standing. *J Neurophysiol*, 1994; 72(5): 2090-104.
17. Duysens J, Clarac F, Cruse H. Load-Regulating Mechanisms in Gait and Posture: Comparative Aspects. *Physiol Rev*, 2000; 80(1): 83-133.
18. Iles JF. Evidence for cutaneous and corticospinal modulation of presynaptic inhibition of Ia afferents from the human lower limb. *J Physiol*. 1996; Feb 15; 491 (Pt1): 197-207.
19. Wood L. The effects of skin brushing on H-reflex amplitude in normal human subjects. *Exper Physiol*, 1998; 83: 175-183.
20. Juusola M, French AS. The Efficiency of sensory information coding by mechanoreceptor neurons. *Neuron*, 1997; 18: 959-968.
21. Juusola M, French AS. The Efficiency of sensory information coding by mechanoreceptor neurons. *Neuron*, June 1997, Vol. 18, 959-968.
22. Delwaide PJ, Crenna P, Fleron MH. Cutaneous nerve stimulation and motoneuronal excitability I, soleus and tibialis anterior excitability after ipsilateral and contralateral sural nerve inhibition. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1981; 44(8): 699-707.
23. Gillies JD, Lance JW, Neilson PD, Tassinari CA. Presynaptic inhibition of the monosynaptic reflex by vibration. *J Physiol*, 1969; 205(2): 329-39.
24. Hayashi R, Tako K, Tokuda T, Yanagisawa N. Comparison of amplitude of human soleus H-reflex during sitting and standing. *Neurosci Res*, 1992; 13(3): 227-33.
25. Aniss AM, Gandevia SC, Burke D. Reflex responses elicited by stimulation of low-threshold afferents from the human foot. *J Neurophysiol*, 1992; 67(5): 1375-84.
26. Juusola M, French AS. The Efficiency of sensory information coding by mechanoreceptor neurons. *Neuron*, 1997; 18: 959-968.

27. Duysens J, Clarac F, Cruse H. Load-Regulating Mechanisms in Gait and Posture: Comparative Aspects. *Physiol Rev*, 2000; 80(1): 83-133.
28. Goulet C, Arsenault AB, Levin MF, Bourbonnais D, Lepage Y. Absence of consistent effects of repetitive transcutaneous electrical stimulation on soleus H-reflex in normal subjects. *Arch Phys Med Rehabil*.1994; 75(10): 1132-6.