

بررسی اثر کشش گردن بر روی پارامترهای رفلکس H در عضله سولئوس مردان سالم

دکتر غلامرضا علیایی^۱، دکتر نورالدین نخستین انصاری^۲، سعید مشایخ میبیدی^۳، دکتر سعید طالبیان^۴

دکتر حسین باقری^۴

۱- استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- کارشناس ارشد فیزیوتراپی

چکیده

زمینه و هدف: از سال ۱۹۹۸ تحقیقاتی توسط Hiraoka و افراد دیگر در مورد اثر کشش بر روی رفلکس H انجام گرفت که بعضی از این تحقیقات بر روی رفلکس H در اندام تحتانی و بعضی دیگر بر روی رفلکس H در اندام فوقانی بود. ابزار مورد استفاده برای تعیین اثر کشش، دامنه رفلکس بود و در این تحقیقات به نتایج مختلفی دست پیدا کردند که با هم متناقض بود. در روشهای جدیدی که از سال ۲۰۰۰ ارائه شد، اثر کشش گردن به وسیله شیب رفلکس بررسی شده است. در این تحقیقات اثر کشش دستی بر روی شیب رفلکس H در اندام فوقانی بررسی شده است ولی اثر کشش گردن بر روی رفلکس H در اندام تحتانی هنوز با استفاده از روش جدید بررسی نشده است و در این تحقیق می‌خواهیم به این سؤال پاسخ دهیم که اثر کشش ۳ کیلو گرم بر روی رفلکس H در اندام تحتانی با استفاده از این روش جدید (شیب H) چگونه است.

روش بررسی: ۱۶ نفر مرد سالم با میانگین سنی ۲۳/۱۲ و انحراف معیار ۲/۵۵ به روش مقطعی در این مطالعه شرکت نمودند. پس از کسب رضایت و آشنايي فرد با نحوه انجام آزمایش در ابتدا بعد از استراحت رفلکس H با شدتهای مختلف از آنها ثبت می‌شد و سپس کشش گردن با وزنه ۳ کیلو گرم با اسلینگ و طناب در حالتی که سر در موقعیت خنثی قرار داشت به مدت یک دقیقه داده می‌شد و بلافاصله بعد از کشش دو باره با شدتهای مختلف رفلکس H از بیمار ثبت می‌شد.

یافته‌ها: قبل و بعد از کشش، نسبت Hmax/Mmax، زمان تا خیر رفلکس، شیب M هیچ نوع اختلاف معنی‌داری نداشت ولی در شیب H ($p = 0/002$) و نیز Hslope/Mslope ($p = 0/01$) افزایش معنی‌داری بعد از کشش مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: کشش ۳ کیلوگرم باعث افزایش تحریک پذیری نورونهای حرکتی عضله سولئوس در اندام تحتانی می‌شود و این نتایج بر خلاف نتایج مطالعات پیشین است که می‌تواند احتمالاً به دلیل دقیقتر بودن این روش باشد.

کلیدواژه‌ها: رفلکس H، کشش گردن، شیب H.

(وصول مقاله: ۱۳۸۵/۱۲/۶، پذیرش مقاله: ۱۳۸۶/۳/۹)

نویسنده مسئول: تهران - خیابان انقلاب - پیچ شمیران - دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

e-mail: olyaeigh@sina.tums.ac.ir

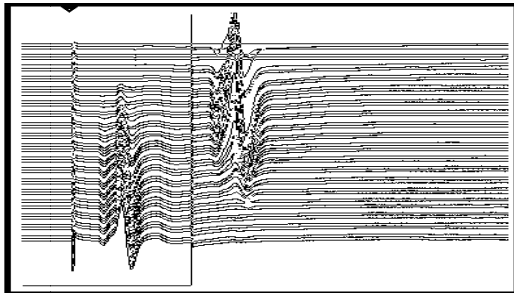
عضله **F.C.R** بررسی شد. در این تحقیق اثر وزنه های ۳، ۶ و ۹ کیلوگرمی بر رفلکس **H** بررسی شد. در این تحقیق دیده شد تسهیلی که بعد از استفاده از کشش ۳ کیلوگرم ایجاد می شود بسیار بیشتر از وزنه های ۶ و ۹ کیلوگرم و نیز در وضعیت بدون وزنه می باشد. معیار مورد استفاده در اینجا نیز آمپلی تود بود (۴). در سال ۱۹۹۹ در تحقیقی به بررسی تاثیر وضعیت های ایستاده و به شکم خوابیده و نیز **loading** و **unloading** بر رفلکس **H** عضله **soleus** پرداختند و از پارامترهای آمپلی تود و زمان تاخیر رفلکس استفاده شد. نتیجه نشان داد که این رفلکس در حالت به شکم خوابیده نسبت به وضعیت های دیگر بیشتر مهار شده است (۷). در سال ۲۰۰۰ در تحقیقی دیگر استفاده از کشش دستی درجه ۳ گردن (نیرو به حدی است که سطوح مفصلی به صورت عمودی از هم دور می شود و کپسول مفصلی تحت کشش قرار می گیرد) باعث مهار رفلکس **H** در عضله **F.C.R** شد. در اینجا اگرچه **Hmax/Mmax** قبل و بعد از کشش هیچ اختلاف معنی داری نداشت ولی از یک روش جدیدتر و دقیق تر به نام شیب **H** و نیز نسبت شیب **H** به شیب **M** استفاده شد (۸). که قبل و بعد از کشش اختلاف معنی دار را نشان داد. در این روش اثر **collision** بر روی رفلکس **H** خنثی می شود (۹). بنابراین در مجموع نتایج این مقالات، این نکته ابهام وجود دارد که آیا کشش گردن باعث تسهیل یا مهار موتورنورونها می شود؟ در این تحقیق قصد داشتیم با یک روش جدید و دقیق که همان شیب **H** بود این مسئله را بررسی کنیم که آیا کشش گردن به اندازه ۳ کیلوگرم باعث تسهیل یا مهار در تحریک پذیری رفلکس **H** عضله **soleus** می شود. سئوالی که در اینجا مطرح می شود این است که چرا ما در اینجا از وزنه خاص ۳ کیلوگرم برای کلیه افراد با وزن های متفاوت استفاده کردیم مگر در درمان های فیزیوتراپی مقدار کشش گردن براساس وزن افراد تعیین نمی شود که در جواب این سئوال باید گفته شود که طبق تحقیقاتی که انجام شده (۴) نشان داده شده که چندین نوع گیرنده وجود دارد که در مقابل مقدار کشش حساس هستند به عنوان مثال یک گیرنده در کشش ۳ کیلوگرم فعال می شود و گیرنده دیگر در کشش ۶ کیلوگرم و گیرنده دیگر در کشش ۹ کیلوگرم فعال می شود و این گیرنده ها در افراد مختلف با وزن های مختلف یکسان می باشند و اگر یک گیرنده با آستانه تحریک پایین فعال شود یک نوع پاسخ دارد و اگر شدت کشش بیشتر شود گیرنده با آستانه تحریک بالا با گیرنده با آستانه پایین هر دو فعال می شوند و مجموع فعالیت آنها تعیین کننده نتیجه نهایی برای ما هستند.

کشش گردن یکی از تکنیک های درمانی است که بیشتر متخصصین توانبخشی با اهداف درمانی و تشخیصی از آن استفاده می کنند. این کشش ممکن است به صورت دستی یا به وسیله دستگاه مکانیکی و یا به صورت اسلینگ و وزنه انجام بگیرد. کشش گردن در بیمارانی که درد انتشاری و نیز بیمارانی

که دیسکوپاتی و استئوآرتریت گردن دارند جهت کاهش درد و اسپاسم استفاده می شود. از موارد دیگر استفاده از کشش می توان به **spondylosis** سندرم میوفاشیال و **Dysfunction** مفاصل **facet** اشاره کرد (۱). از کشش گردن جهت کاهش سردرد (۲) و نیز در جهت کاهش و یا افزایش تحریک پذیری موتور نورونها نیز استفاده می شود (۳). نشان داده شده است که بعد از ۲ دقیقه کشش گردن، خون رسانی در آن ناحیه افزایش می یابد و کشش گردن بر روی فعالیت عضلانی و نیز گیرنده های عضلانی و مفصلی تاثیرگذار است. پس با اعمال کشش گردن، اثرات نورولوژیکی مورد انتظار می باشد (۴).

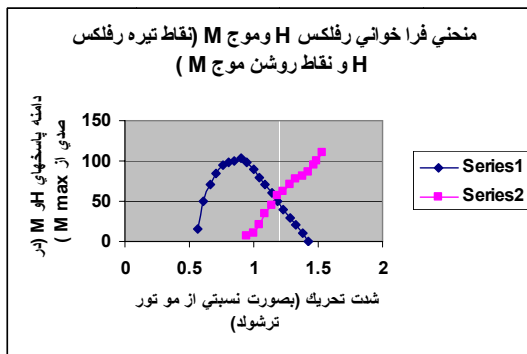
برای بررسی اثرات غیر مستقیم نورولوژیکی کشش گردن، از رفلکس **H** استفاده می نماییم (۳). رفلکس **H** معیار ارزشمندی در تعیین تحریک پذیری موتور نورونها می باشد. در تحقیقاتی که انجام شده نشان داده شده است که خم و راست کردن شدید گردن یا اندام های دیگر می تواند روی دامنه رفلکس **H** تاثیر بگذارد و نیز چرخش گردن باعث تسهیل رفلکس **H** در هر دو اندام فوقانی و تحتانی می شود و این به معنی یکی بودن مسیر فلکسوری در اندام فوقانی با مسیر اکستنسوری در اندام تحتانی می باشد. (۴) یعنی اگر در رفلکس **H** عضله **Flexor Carpi Radialis (F.C.R)** تسهیل ایجاد شد، این تسهیل در عضله **soleus** نیز دیده می شود. در تحقیقی که در سال ۱۹۹۸ انجام گرفت، نشان داده شد که کشش گردن با وزنه ۳ کیلوگرمی باعث مهار رفلکس **H** در پا می شود و پارامتر مورد مطالعه آمپلی تود رفلکس **H** بوده که مقدار کاهش آمپلی تود در دقیقه اول بعد از کشش ۶ درصد و در دقیقه دوم بعد از کشش ۷ درصد و در دقیقه سوم ۱۰ درصد بود (۵). همچنین مطالعه دیگری در سال ۱۹۹۸ انجام شد که (با همان روش قبل در بیماران سکنه مغزی) بر روی آمپلی تود رفلکس **H** بود و مجدداً باعث مهار رفلکس شده بود (۶). در اینجا مقدار کاهش دامنه خیلی بیشتر از افراد سالم بود. در همین سال در تحقیقی دیگر اثر کشش گردن در رفلکس **H**

(کف پا به سمت داخل و خارج نرود). برای هر شدتی ۳ بار تکرار انجام می‌شد و شدت را یک میلی آمپر یک میلی آمپر بالا می‌بردیم، در ابتدا موج **H** ظاهر می‌شد و با افزایش شدت، دامنه موج **H** افزایش و سپس کاهش می‌یافت. بعد از ظاهر شدن موج **H**، موج **M** نیز ظاهر می‌شد و با افزایش شدت، کم کم از دامنه موج **H** کم و به دامنه موج **M** افزوده می‌گردید و به این کار ادامه داده می‌شد تا موج **M** حداکثر ثبت گردد (شکل ۱). بلافاصله بعد از ثبت رفلکس، در همان حالت از کشش ۳ کیلوگرمی به مدت یک دقیقه استفاده می‌شد. کشش با وزنه ۳ کیلوگرم و با طناب و قلاب و نیز اسلینگ مخصوص کشش گردن و درحالتی که سر در حالت خنثی قرار داشت داده می‌شد. بلافاصله بعد از کشش دوباره رفلکس **H** به همان روشی که قبلاً شرح داده شد، ثبت می‌گردید (۸).



شکل (۱) یک نمونه از ثبت رفلکس **H**

دامنه موج‌های **M** و **H** که ۳ بار تکرار شده اند را میانگین‌گیری کرده و پس از نرمالیزه کردن شدت تحریک و دامنه موجها، منحنی فراخوانی رسم می‌شد (شکل ۲).



شکل (۲) یک نمونه از منحنی فراخوانی رفلکس **H** و موج **M**

بعد از رسم منحنی فراخوانی رفلکس **H** و موج **M** از ۲/۳ نقاط وسط شیب صعودی برای رسم شیب خط استفاده می‌شد.

در تحقیقاتی که انجام شده نشان داده شده است که اثر گیرنده‌های حساس به شدت پایین ۳ کیلو گرم بر روی پارامترهای رفلکس **H** بسیار زیادتر از بقیه گیرنده ها است و بنابراین ما از کشش ۳ کیلوگرم استفاده کردیم.

روش بررسی

این تحقیق به صورت توصیفی تحلیلی و بر روی شانزده فرد سالم مذکر بین سنین ۲۰-۳۰ سال انجام شد. معیارهای ورود:

- (۱) فرد مذکر سالم باشد
- (۲) رضایت فرد جهت شرکت در این مطالعه
- (۳) سن فرد بین ۲۰-۳۰ باشد

معیارهای خروج:

- (۱) داشتن مشکل نورولوژی و ارتوپدی در ۶ ماه گذشته (۶)
 - (۲) اعتیاد به مواد مخدر
 - (۳) روز آزمایش چای و قهوه زیاد مصرف کرده باشد
 - (۴) فعالیت شدید بدنی در ۲۴ ساعت قبل از آزمایش داشته باشد.
- بعد از تکمیل پرسشنامه و رضایت فرد، وی در یک اتاق آرام با دمای ۲۵ درجه سانتیگراد (دمای اتاق بوسیله یک ترموستاتی که بصورت سری به وسائل خنک کننده اتاق وصل می‌شد تنظیم می‌گردید) روی تخت به حالت طاقباز قرار می‌گرفت و استرپ مخصوص کشش گردن روی سر بیمار قرار داده می‌شد و سر بیمار ثابت قرار می‌گرفت (۱).

الکترودهای ثابت مورد استفاده از نوع **Ag-AgCl** و با فاصله ۳ سانتی‌متر در روی عضله سولئوس قرار می‌گرفت، الکترودهای فعال در شیار بین دو سر عضله گاستروکنمیوس قرار می‌گرفت. برای مشخص شدن این شیار و نصب الکترودها فرد را به پهلو می‌خوابانیدیم یک پلانتر فلکشن از مچ پا گرفته می‌شد و الکترودهای غیر فعال ثبات تقریباً به فاصله ۳ سانتیمتر پایین‌تر در امتداد تاندون آشیل قرار داده می‌شد. الکترودهای تحریک در ناحیه پشت زانو در امتداد هم و به فاصله ۲ تا ۳ سانتیمتر بین تاندونهای عضلات دو سر رانی و سمی ممبرانوسوس کمی متمایل به سمت خارج قرار می‌گرفت (۳). فرد را به حالت طاقباز در می‌آوردیم و به فرد گفته می‌شد شروع به شمارش اعداد بکند و چشمانش را ببندد (۱۱). پس از یک دقیقه رفلکس **H** ثبت می‌شد. برای اینکه مطمئن شویم الکترودهای تحریک درست روی عصب **Tibial** قرار دارد چند تحریک اعمال می‌شد و پا باید به پلانتر فلکشن خالص برود

افزار Excel با دادن نقاط وسط به نرم افزار معادله خط بدست می آمد که در این معادله ضریب X در حقیقت ضریب زاویه ما

P-Value	فاصله اطمینان ۹۵ درصد		انحراف معیار تفاوتها	میانگین تفاوتها	نسبت شیب H به شیب M قبل و بعد از کشش
	حد بالایی	حد پایینی			
۰/۰۲۸	-۱/۷۱	-۰/۱۱	۱/۴۹	-۰/۹۱	

می شد (شکل ۳).

آزمون برای تمام متغیرها استفاده شد که نتایج یکسان به دست آمد (جدول ۱ الی ۴).

جدول ۱- میانگین و انحراف معیار سن قد و وزن افراد مورد مطالعه

انحراف معیار	میانگین	ماکزیمم	مینیمم	تعداد نمونه	سن
۲/۵۵	۲۳/۱۲	۲۸	۲۰	۱۶	
۳/۹۹	۱۷۴/۳۷	۱۷۹	۱۶۸	۱۶	قد
۷/۵۲	۶۹	۸۵	۵۵	۱۶	وزن

جدول ۲- مقایسه شیب H به شیب M قبل از کشش نسبت به بعد از کشش

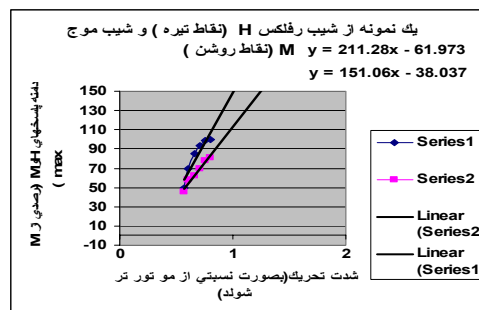
P-Value	فاصله اطمینان ۹۵ درصد		انحراف معیار تفاوتها	میانگین تفاوتها	شیب H در قبل و بعد از کشش
	حد بالایی	حد پایینی			
۰/۰۰۱	-۰/۰۱	-۰/۰۷	۰/۰۷	-۰/۰۷	

جدول ۳- مقایسه شیب H در قبل و بعد از کشش

جدول ۴- مقایسه Hmax/Mmax قبل و بعد از کشش

P-Value	فاصله اطمینان ۹۵ درصد		انحراف معیار تفاوتها	میانگین تفاوتها	Hmax/Mmax در قبل و بعد از کشش
	حد بالایی	حد پایینی			
۰/۰۹۸	-۰/۰۲	۰/۱۸	۰/۱۸	-۰/۰۸	

جهت رسم منحنی از ۱۰ درصد Mmax بعنوان Motor threshold استفاده می شد (۴). شدت جریان را با استفاده از Motor threshold نرمالیز می کردیم (تمام شدتها بر شدت Motor threshold تقسیم می شد). دامنه را با استفاده از Mmax نرمالیز می کردیم (دامنه ها را بر Mmax تقسیم و در صد ضرب می شد و بصورت درصدی از Mmax بیان می گردید)، (شکل ۲) و با استفاده از فرمول ضریب زاویه: تانژانت زاویه را بدست می آوردیم و از تقسیم دو ضریب زاویه، نسبت دو شیب بدست می آمد (۸). باید توجه داشت که در نرم



شکل ۳ شیب صعودی ۲/۳ نقاط وسط منحنی فرا خوانی رفلکس H و موج M

در نصب الکترودها استریپها بایستی به صورت کامل الکترودها را ثابت نگه داشته و از هرگونه حرکات اضافی الکترودها جلوگیری می کرد، همچنین در قبل و بعد از کشش به هیچ وجه الکترودها را باز و بسته نمی کردیم چرا که تغییر در فشار تماس الکترودها باعث تغییر در رفلکس H می شود. فاصله الکترودهای ثابت با توجه به تحقیقات انجام گرفته ۳ سانتی متر بود، زیرا در این فاصله، حداکثر دامنه رفلکس H بدست می آید. الکترودها زمین بین الکترودها تحریک و ثابت قرار داده میشد و به طور کامل ثابت می شد.

یافته ها

با استفاده از نرم افزار SPSS ویراست ۱۱/۵ با اطلاعات خام را تجزیه و تحلیل آماری کرده و جهت گزارش داده ها از آمار توصیفی استفاده شد. جهت بررسی فرضیات آزمون برای اطمینان از توزیع نرمال داده ها، ابتدا از آزمون کولموگروف اسمیر نوف استفاده شد و برای بررسی معنی دار بودن پارامترها اطلاعاتی که از توزیع نرمال برخوردار بود از آزمون t-test استفاده شد و اطلاعاتی که از توزیع نرمال برخوردار نبود از آزمون غیرپارامتری جهت معنی دار بودن مداخله بعد از کشش استفاده شد (برای اطمینان بیشتر، هر دو

بحث

شیب رفلکس H پارامتر بسیار مهمی است و در تعیین تحریک پذیری آلفا موتونورون مورد استفاده قرار می‌گیرد.

در این تحقیق، قبل و بعد از کشش ۳ کیلوگرم گردن هیچ گونه اختلاف معنی‌داری از نظر زمان تاخیر رفلکس H مشاهده نشد و بیان‌کننده این موضوع است که با کشش گردن هیچ‌گونه تغییر سرعتی در فیبرهای Ia و نیز آلفا موتور نورونهای عضله سولئوس ایجاد نشده است.

بعد از کشش گردن، دامنه ماگزیمم رفلکس H کاهش یافت و اگر کاهش دامنه معنی‌دار بود می‌تواند دلیلی بر کاهش تحریک‌پذیری آلفا موتور نورونهای عضله سولئوس باشد ولی همانطور که قبلاً بیان شد این اختلاف معنی‌دار نبود.

پارامتر دیگری که در این تحقیق بررسی شد $Hmax/Mmax$ بود که پارامتر بسیار مهمی است که بطور غیرمستقیم بیان‌کننده تحریک‌پذیری آلفا موتونورونهای عضله سولئوس است و از پارامتر $Hmax$ بسیار دقیق‌تر است. در این تحقیق، با وجود کاهش نسبت $Hmax/Mmax$ بعد از کشش این مقدار معنی‌دار نبود ($p = 0.98$).

همانطور که گفته شد، در این تحقیق ما از یک روش بسیار دقیق که همان شیب H و نیز نسبت شیب H به شیب M بود استفاده کردیم که معایب روشهای قبلی را نداشت (تحت تاثیر پدیده $collision$ بین فیبرهای پایین رونده رفلکس H و فیبرهای بالا رونده آنتی‌درمیک موتور نورون، قرار نمی‌گیرد) در حقیقت این نسبت از ترکیب شدت و دامنه بدست می‌آید و در بررسی شیب H قبل و بعد از کشش مشاهده شد که میانگین شیب H بعد از کشش نسبت به قبل از کشش ۲ برابر شده است (از $1/12$ به $2/04$) و این اختلاف معنی‌دار بود ($P=0.001$) در حقیقت این که پارامتر دامنه در قبل و بعد از کشش معنی‌دار نشده بود ولی پارامتر شیب رفلکس H معنی‌دار بود گویای این حقیقت است که با کشش ۳ کیلوگرم گردن افزایش تحریک پذیری در آلفا موتور نورونهای عضله سولئوس را خواهیم داشت.

پارامتر دیگری که در این تحقیق بررسی شد پارامتر نسبت شیب H به شیب M بود که از میان پارامترهای شیب این پارامتر دقیقتر است و در بررسی این پارامتر مشاهده شد که اختلاف در قبل و بعد از کشش معنی‌دار بود ($p=0.28$) و در جهت افزایش نسبت شیب H به شیب M بود.

همانطور که مشاهده شد در بررسی دامنه رفلکس H

و نیز $Hmax/Mmax$ قبل و بعد از کشش، هر دوی این پارامترها در جهت کاهش بعد از کشش تغییر کرده بودند ولی هیچ کدام معنی‌دار نشدند. در عوض در روش شیب H و نیز نسبت شیب H به شیب M هر دوی این پارامترها در جهت افزایش بودند و بر خلاف بررسی اولیه، این افزایش معنی‌دار بود.

برای توجیه علت این پدیده باید به دنبال تئوریهایی که در مورد عوامل تاثيرگذار بر روی رفلکس H وجود دارد رفت. یکی از این تئوریها این است که در کشش گردن، مفاصل $Facet$ از یکدیگر جدا می‌شوند که این باعث تحریک گیرنده های عمقی مفصلی می‌شود و این گیرنده‌ها باعث خاموش شدن کلیدهایی که در بین راههای مهاری است می‌شود و نیز باعث روشن شدن کلیدهایی که در بین راه های تحریکی است می‌شود و بنابراین ما یک تسهیل در رفلکس H در پا خواهیم داشت (۱۱). یکی دیگر از راه‌های توجیه این پدیده این است که کشش گردن باعث کاهش فشار بر روی ریشه‌های عصبی می‌شود و این کاهش فشار باعث تسهیل رفلکس H در پا می‌شود (۷).

البته مکانیسم‌های $Supraspinal$ را نیز در تسهیل رفلکس H نباید از نظر دور داشت چرا که در کشش گردن این مکانیسم‌ها نیز فعال می‌شوند و باعث تسهیل رفلکس H در پا می‌گردند (۸).

بنابر آنچه تاکنون گفته شد می‌توان این چنین نتیجه گیری کرد که کشش ۳ کیلوگرم باعث تسهیل رفلکس H در پا می‌شود که این اثر درست بعد از کشش وجود دارد که ممکن است تا مدتی هم ادامه یابد، به زبان دیگر کشش ۳ کیلوگرم باعث افزایش تحریک‌پذیری موتور نورونها می‌شود.

REFERENCES:

1. www.back-pain-treatment.net/cervical-traction.html-21k
2. Braaf MM, Rosner S. The treatment of headaches. *N Y State J Med* 1953 Mar 15; 53: 687-693.
3. Palmier RM, Ingersoll CD, Hoffman MA. The Hoffmann reflex: methodologic consideration and application for use in sports medicine and athletic training research. *J Athl Train* 2004; 39: 208-277.
4. Hiraoka K. Modulation of the flexor carpi radialis H-reflex induced by cervical traction. *J Phys Ther Sci* 1998; 10: 41-45.
5. Hiraoka K. The changes of the soleus H-reflex amplitude induced by cervical traction. *Jpn J Phys Fitness Sports Med* 1998; 47-55.
6. Hiraoka K. The effects of cervical traction on soleus H-reflex in stroke patients. *Physiother* 1998; 1: 25-27.
7. Ali AA, Sabbahi MA. H-reflex changes under spinal loading and unloading condition in normal subject. *Clin Neurophysiol* 2000;111:664-670.
8. Bradnam L, Rochester L, Vujnovich A. Manual cervical traction reduces alpha-motoneuron excitability in normal subjects. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2000; 40: 259-266.
9. Higashi T, Funase K, Yoshimura T, Sakakibara A, Harada N. Motoneuron pool excitability of hemiplegic patients: assessing recovery stages by using H-reflex and M-response. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 7: 79-100.
10. Funase K, Higashi T, Yoshimura T, Imanaka K, Nishihira Y. Evident difference in the excitability of the motoneuron pool between normal subjects and patients with spasticity assessed by a new method using H-reflex and M-response. *Neurosci Lett* 1996;203:127-130
11. Knikou M, Rymer WZ. Hip angle induced modulation of H-reflex amplitude latency and duration in spinal cord injured Humans. *Clin Neurophysiol* 2002; 113: 1698-1708.

The effect of cervical traction on soleus H reflex in healthy men

*Olyaei GR¹, Mashayekh Meibody S², Nakhostin Ansari N³, Talebian S³, Bagheri H.³

1- Professor of Tehran University of Medical Sciences

2- MSc of PhysioTherapy

3- Associate Professor of Tehran University of Medical Science

Abstract:

Background and aim: Since 1998, the effect of traction on the H-reflex has been investigated by Hiraoka and the other researchers. Some of them have been done on lower extremity and the other on the upper extremity. The effect of traction was assessed by H reflex amplitude. Different results have been achieved. The new method which has been used since 2000, the effect of cervical traction on the H reflex was carried out by measuring H reflex slope. In this experiment the effect of manual cervical traction has been studied on the H slope of the upper extremity. Now we have sought to extend this work by examining the effects of cervical traction with 3 kg force on the H slope of the lower extremity

Materials and Methods: This study was administered to sixteen healthy men with a mean age 23.12 of years and SD=2.55. The parameters of H reflex were recorded before and after of cervical traction. All data were analyzed with SPSS (V: 11.5).

Results: The results showed that, there were no significant differences between before and after the application of cervical traction in H reflex parameters, ratio of H max/M max amplitude and M slope. But H slope and ratio of H slope /M slope were increased significantly after the application of traction ($P<0.001$).

Conclusion: The present study showed that traction with 3 Kg force can increase motor neuron excitability of soleus muscle and this result is against the previous study. This could be due to the application of the new method (H slope), which is more precise.

Key Words: Cervical traction, H reflex, H slope

*Corresponding author:

Dr.Gholamreza Olyaei, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.

e-mail: olyaeigh@sina.tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS).