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 میبدی[۳] ، دکتر سعید طالبیان[۲]
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

چـکیده

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 نتا یج مختلفی دست پیدا کردند که با هم متنا قض 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 سئوال پاسخ دهیم که اثر کشش ۳ کیلو گرم بر روی رفلکس **H** در اندام تحتانی با استفاده ازاین 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 آشنا یی فرد با نحوه انجام آزمایش در ابتدا بعد از استراحت رفلکس **H** با شدتهای مختلف از آنها ثبت می شد 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 می شد و بلافاصله بعد از کشش دو باره با شدتهای مختلف رفلکس **H** از بیمار ثبت می شد.

یافته ها : قبل و بعد از کشش، نسبت **Hmax/Mmax**، زمان تا خیر رفلکس، شیب **M** هیچ نوع اختلاف معنی داری نداشت ولی در شیب **H** (**p = ۰/۰۰۲**) و نیز **Hslope/Mslope** (**p=۰/۰۱**) افزایش معنی داری بعد از کشش مشاهده شد.

نتیجه گیری: کشش ۳ کیلوگرم با عث افزایش تحریک پذیری نورونهای حرکتی عضله سولئوس در اندام تحتانی می شود و این نتایج بر خلاف نتایج مطا لعات پیشین است که می توا ند احتمالا به دلیل دقیقتر بودن این روش با شد .

کلید واژه‌ها: رفلکس **H** ، کشش گردن ، شیب **H** .

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

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

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

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

مقدمه

کشش گردن یکی از تکنیکهای درمانی است که بیشتر متخصصین توانبخشی با اهداف درمانی و تشخیصی از آن استفاده می‌کنند. 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 می‌شود. از موارد دیگر استفاده ازکشش می‌توان 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 می‌شود(۳). نشان داده شده است که بعد از ۲ دقیقه کشش گردن، خون رسانی در آن ناحیه افزایش می‌یابد و کشش گردن بر روی فعالیت عضلانی و نیز گیرنده‌های 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 می‌نماییم(۳). رفلکس **H** معیار ارزشمندی در تعیین تحریک‌پذیری موتور نورونها می‌باشد. در تحقیقاتی که انجام شده نشان داده شده است که خم و راست کردن شدید گردن یا اندامهای دیگر می‌تواند 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 می‌باشد. (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 می‌شود و پارامتر مورد مطالعه آمپلی تود رفلکس **H** بوده که مقدار کاهش آمپلی‌تود 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 سکته مغزی) بر روی آمپلی‌تود رفلکس **H** بود و مجددا 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** 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 ازوزنه‌های ۶ و۹ کیلو گرم و نیز در وضعیت بدون وزنه می باشد. معیار مورد استفاده در اینجا نیز آمپلی‌تود بود(۴). در سال ۱۹۹۹ در تحقیقی به بررسی تاثیر وضعیت‌های ایستاده و به شکم خوابیده و نیز **loading** و **unloading** بر رفلکس **H** عضله **soleus** پرداختند و از پارامترهای آمپلی‌تود 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 درجه۳ گردن (نیرو به حدی است که سطوح مفصلی به صورت عمودی از هم دور می‌شود 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 معنی‌داری نداشت ولی از یک روش جدیدتر و دقیق‌تر به نام شیب **H** و نیز نسبت شیب **H** به شیب **M** استفاده شد(۸). که قبل و بعد از کشش اختلاف معنی‌دار را نشان داد. در این روش اثر **collision** بر روی رفلکس **H** خنثی می‌شود(۹). بنابراین در مجموع نتایج این مقالات، این نکته ابهام وجود دارد که آیا کشش گردن باعث تسهیل یا مهار موتورنورونها می‌شود؟ 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 تحریک‌پذیری رفلکس **H** عضله **soleus** می‌شود. سئوالی که در اینجا مطرح می‌شود این است که چرا ما در اینجا از وزنه خاص ۳ کیلوگرم برای کلیه افراد با وزن‌های متفاوت استفاده کردیم مگر در درمان‌های فیزیوتراپی مقدار کشش گردن براساس وزن افراد تعیین نمی‌شود 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 می‌شود و این گیرنده‌ها در افراد مختلف با وزن‌های مختلف یکسان می‌باشند 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 می‌شوند و مجموع فعالیت آنها تعیین کننده نتیجه نهایی برای ما هستند .

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

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 ۳۰-۲۰ سال انجام شد .

معیارهای ورود :

۱) فرد مذکر سالم باشد

۲) رضایت فرد جهت شرکت در این مطالعه

۳) سن فرد بین ۳۰-۲۰ باشد

معیارهای خروج:

۱) داشتن مشکل نورلوژی و ارتوپدی در ۶ ماه گذشته(۶)

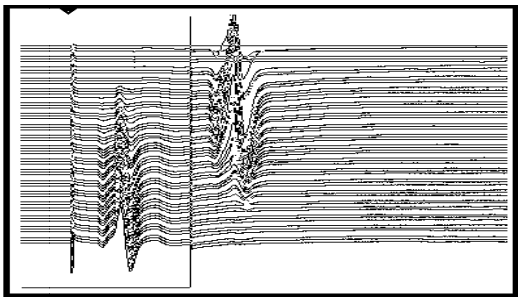
۲) اعتیاد به مواد مخدر

۳) روز آزمایش چای و قهوه زیاد مصرف کرده باشد

۴) فعالیت شدید بدنی در۲۴ ساعت قبل از آزمایش داشته باشد.

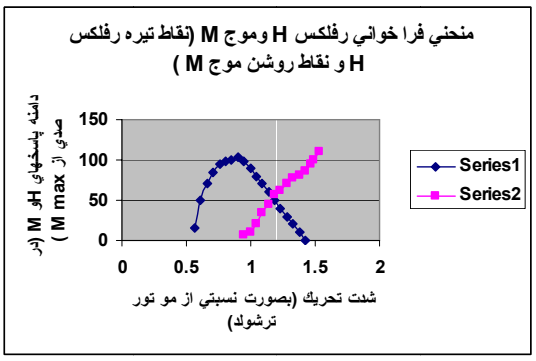
بعد از تکمیل پرسشنامه و رضایت فرد، وی در یک اطاق آرام با دمای ۲۵ درجه سانتیگراد (دمای اطاق بوسیله یک ترموستاتی که بصورت سری به وسائل خنک کننده اطاق وصل می‌شد تنظیم می‌گردید) روی تخت به حالت طاقباز قرار می‌گرفت و استرپ مخصوص کشش گردن روی سر بیمار قرار داده می‌شد و سر بیمار ثابت قرار می گرفت(۱).

الکترودهای ثبات مورد استفاده از نوع **Ag-AgCl** و با فاصله ۳ سانتی‌متر در روی عضله سولئوس قرار می‌گرفت، الکترود فعال در شیار بین دو سر عضله گاستروکنمیوس قرار می‌گرفت. برای مشخص شدن این شیار و نصب الکترودها فرد را به پهلو می‌خواباندیم یک پلانتار فلکشن از مچ پا گرفته می‌شد و الکترود غیر فعال ثبات تقریبا به فاصله ۳ سانتیمتر پایین‌تر در امتداد تاندون آشیل قرار داده می‌شد. الکترود 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 طا قباز در می‌آوردیم و به فرد گفته می شد شروع به شمارش اعداد بکند و چشمانش را ببندد(۱۱). پس از یک دقیقه رفلکس **H** ثبت می‌شد. برای اینکه مطمئن شویم الکترود تحریک درست روی عصب **Tibial** قرار دارد چند تحریک اعمال می‌شد و پا باید به پلانتار فلکشن خالص برود (کف پا به‌سمت 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** ظا هر می‌شد و با افزایش شدت، دامنه مو ج **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 می گردید(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 می شد (شکل ۲).

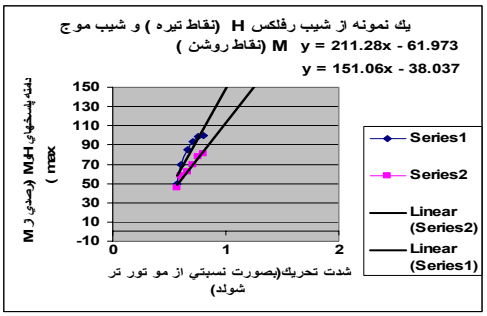


شکل (۲) یک نمونه از منحنی فراخوانی رفلکس H و موج M

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

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

جهت رسم منحنی از۱۰ درصد **Mmax** بعنوان **Motor threshold** استفاده می‌شد(۴). شدت جریان را با استفاده از **Motor threshold** نرمالیز می‌کردیم (تمام شدتها بر شدت **Motor threshold** تقسیم می‌شد). دامنه را با استفاده از **Mmax** نرمالیز می کردیم (دامنه ها را بر **Mmax** تقسیم و در صد ضرب می‌شد و بصورت درصدی از **Mmax** بیان می‌گردید)، **(شکل ۲)** و با استفاده از فرمول ضریب زاویه: تانژانت زاویه را بدست می‌آوردیم و از تقسیم دو ضریب زاویه، نسبت دو شیب بدست می‌آمد(۸). باید توجه داشت که در نرم



شکل۳ شیب صعودی۲/۳ نقاط وسط منحنی فرا خوانی رفلکس H و موج M

در نصب الکترودها استرپها بایستی به صورت کامل الکترودها را ثابت نگه داشته و از هرگونه حر کات اضافی الکترودها جلوگیری می‌کرد، همچنین در قبل و بعد از کشش به هیچ وجه الکترودها را باز و بسته نمی کردیم چرا که تغییر در فشار تماس الکترودها با عث تغییر در رفلکس **H** می‌شود.

فاصله الکترودهای ثبات با توجه به تحقیقات انجام گرفته ۳ سانتی متر بود، زیرا در این فا صله، حداکثر دامنه رفلکس **H** بدست می‌آید. الکترود زمین بین الکترود تحریک و ثبات قرار داده میشد و به طور کامل ثابت می شد.

یافته ها

با استفاده از نرم افزار **SPSS** ویراست ۱۱/۵ 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 داده‌ها، 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 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

	میانگین تفاوتها	انحراف معیار تفاوتها	فا صله اطمینان۹۵ درصد		P-Value
			حد بالایی	حد پایینی	
نسبت شیب **H** به شیب **M** قبل و بعد از کشش	-۰/۹۱	۱/۴۹	-۰/۱۱	-۱/۷۱	۰/۰۲۸

می شد (شکل ۳).

آزمون برای تمام متغیرها استفاده شد که نتا یج یکسان به دست آمد) (جداول ۱ الی ۴).

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

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

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

	میانگین تفاوتها	انحراف معیار تفاوتها	فا صله اطمینان۹۵ درصد		P-Value
			حد بالایی	حدپایینی	
شیب **H** در قبل و بعد از کشش	-۰/۰۷	۰/۰۷	-۰/۰۷	-۰/۰۱	۰/۰۰۱

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

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

	میانگین تفاوتها	انحراف معیار تفاوتها	فا صله اطمینان۹۵ درصد		P-Value
			حد بالایی	حد پایینی	
Hmax/ Mmax درقبل و بعد از کشش	۰/۰۸	۰/۱۸	۰/۱۸	-۰/۰۲	۰/۰۹۸

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

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 بیان کننده 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 قبلا بیان شد این اختلاف معنی‌دار نبود.

پارامتر دیگری که دراین تحقیق بررسی شد **Hmax/Mmax** بود که پارامتر بسیار مهمی است که بطور غیرمستقیم بیان کننده تحریک‌پذیری آلفا موتورنورونهای عضله سولئوس است و از پارامتر **Hmax** بسیار دقیق‌تر است. در این تحقیق، با وجود کا هش نسبت **Hmax/Mmax** بعد از کشش این مقدار معنی‌دار نبود (**p** =/۰۹۸).

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 بالارونده آنتی‌دورمیک 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 ۱/۱۲ به ۲/۰۴) و این اختلاف معنی‌دار بود (**P**=۰/۰۰۱) 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 کیلو گرم گردن افزایش تحریک پذیری در آلفا موتور نورونهای عضله سو لئوس 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 معنی دار بود (**p**=۰۲۸/) 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 کا هش 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 تا ثیرگذار 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 می شود(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 دیگرکشش۳ کیلوگرم باعث افزایش تحریک‌پذیری موتورنورونها می شود.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

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. Electomyogr 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.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

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

***Olyaei GR[1] , Mashayekh Meibody S[2], Nakhostin Ansari N[3], Talebian S[3], Bagheri H.[3]**

1- Professor of Tehran University of Medical Sciences
2- MSc of PhysioTherapy
3- Assosiate 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).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]