مروری بر تأثیر وضعیت‌های مختلف در ثبت رفلکس هافمن

دکتر غلامرضا علیایی[۱]، امین کردی یوسفی نژاد[۲]

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

۲- دانشجوی PhD فیزیوتراپی ، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: مقاله مروری حاضر با هدف بررسی تأثیر وضعیت‌های مختلف و تغییرات وضعیت اندام بر پارامترهای رفلکس H صورت گرفته است.

روش بررسی: تغییرات در وضعیت اندام می‌تواند بر تحریک پذیری حوضچه نورون حرکتی مؤثر باشد. این به معنای دریافت شواهدی برای کمک به درمان برخی مشکلات نورولوژیکی و بیومکانیکی مانند فتق دیسک کمر و رادیکولوپاتی است یکی از روش‌های بررسی این تغییرات رفلکس هافمن است که اولین بار توسط نورولوژیست آلمانی، هافمن در سال ۱۹۱۸ تشریح شد. این رفلکس ، رفلکسی تک سیناپسی است که مانند دیگر رفلکس‌های تک سیناپسی مشتمل بر یک بخش آوران متشکل از فیبرهای Ia و یک بخش حرکتی متشکل از فیبرهای حرکتی آلفا می‌باشد.

برای بررسی تاثیر وضعیت های مختلف بر پارامترهای رفلکس هافمن از جستجو در پایگاه داده ها و ژورنال های الکتریکی و نیز پایان نامه های مرتبط با موضوع استفاده گردید.

یافته‌ها: تغییرات وضعیت اندام و وضعیت‌های مختلف بر پارامترهای رفلکس H مؤثرند.

نتیجه‌گیری: پارامترهای مختلف رفلکس H بخصوص دامنه در وضعیت‌های مختلف، تغییرات زیادی نشان می‌دهند و این شاید دلیلی است بر اینکه دامنه رفلکس H ، پارامتر زیاد قابل اعتمادی نیست.

کلید واژه‌ها: رفلکسH ، وضعیت‌های مختلف تحریک‌پذیری حوضچه نورون حرکتی

(وصول مقاله:۱۳۸۹/۲/۱ پذیرش مقاله:۱۳۸۹/۵/۲۰)

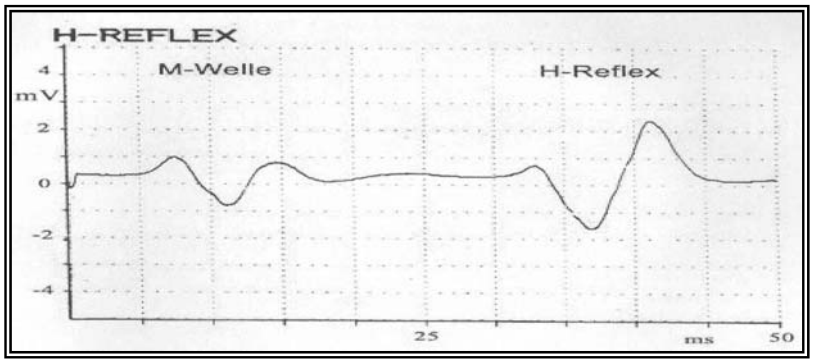
نویسنده مسئول: تهران ، خیابان انقلاب، پیچ شمیران، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

Email: olyaeigh@ tums.ac.ir

مقدمه

تغییرات وضعیت اندام می‌تواند بر تحریک پذیری حوضچه نورون حرکتی مؤثر باشد. یکی از روش‌های بررسی این تغییرات رفلکس هافمن است. رفلکس H، نام خود را از اسم نورولوژیست آلمانی یعنی هافمن که نخستین بار در سال ۱۹۱۸ این رفلکس را شرح داد اقتباس نموده است(۱) . این رفلکس، رفلکسی تک سیناپسی است که مانند دیگر رفلکس‌های تک سیناپسی، مشتمل بر یک بخش آوران یا حسی است که از فیبرهای Ia تشکیل می‌شود و یک بخش وابران یا حرکتی است که از فیبرهای حرکتی آلفا تشکیل شده است(۲).

شکل زیر رفلکس هافمن را در حضور موج M نمایش می دهد.



شکل ۱- رفلکس هافمن و موج M

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

تغییر در وضعیت اندام بر تحریک پذیری و انتقال رفلکس H مؤثر است (۳،۴).

Skoglund اولین بررسی را در زمینه تأثیر تغییر وضعیت اندام بر تحریک پذیری حوضچه نورون حرکتی آغاز کرد (۵). وی این تأثیر را ناشی از دخالت آوران‌های گیرنده پوستی و عضلانی می‌دانست. پس از وی دانشمندانی مانند Baxendale، Ferrell، Gauthier، Rossignol، Fogarty و Grigg پس از تحقیقات فراوان، این تأثیرات را ناشی از دخالت آوران‌های گیرنده مفصلی دانستند (۶،۷،۸،۹،۱۰) .

در حالی که بر خلاف آنان Hulligiers با بررسی مجدد، آوران‌های پوستی را در این امر دخیل دانست(۱۱).

Grillner (۱۹۷۸) نشان داد که تأثیر وضعیت اندام بر روی انتقال رفلکس لزوماً محدود به یک سطح سگمانی نیست. او برای اثبات ادعایش الگوی پاسخ رفلکس متقاطع (Crossed extensor reflex) در اندام‌های تحتانی را پاسخ پیچیده‌ای دانست که شامل حوضچه‌های نورون‌های حرکتی در کل اندام و در سطح نخاع می‌شود(۱۲). اگر چه علت دقیق این تأثیرات و نحوه اثرگذاری آن روی تنظیم تحریک پذیری رفلکس هنوز ناشناخته است ولی مشاهده بهبودی بیماران توسط تکنیک‌هایی که از تغییر وضعیت بهره می‌جویند، کاربرد این روش را قابل قبول می‌سازد (۴).

روش بررسی

برای نوشتن این مقاله مروری ابتدا یک جستجوی اولیه در منابع مختلف شامل مقالات تجربی، مقالات مروری، پایان نامه های دانشکده توانبخشی تهران و نیز دانشگاه تربیت مدرس،همچنین جستجوی اینترنتی مقالات و خلاصه مقالات مرتبط با موضوع صورت گرفت.از این جستجوی اولیه یکسری کلیدواژه شامل وضعیت های مختلف ثبت رفلکس H (دمر،نشسته،نیمه نشسته،ایستاده و...) و پارامترهای مهم مورد بررسی در وضعیت های مذکور بدست آمد.سپس کلید واژه ها در تعدادی از پایگاه داده ها و ژورنال های الکتریکی مانند proQuest،science direct، scopus،medline،ovid springer،thieme،pubmed ، magiran و... مورد بررسی قرار گرفتند و مجددا" مقالات دیگری بدست آمد.محدوده جستجو از نظر زمانی بین سال های ۱۹۵۰ تا سال جاری بود.

مقالاتی که در آنها وضعیت های ثبت رفلکس H مشابه بوده است در کنار هم آورده شده اند.

تکنیک‌های سنتی تحریک عصب، عمدتاً قسمت‌های انتهایی (دیستال) اعصاب محیطی را مورد ارزیابی قرار می‌دهند. متدهای ارزیابی بخشهای پروگزیمال عصب یا سیستم عصبی مرکزی علاوه بر رفلکس چشمک (blink reflex) و موج F ، شامل رفلکس‌هافمن (Hoffman reflex)، رفلکس تاندونی (Tendon reflex)، رفلکس تونیک ویبراسیون (Tonic Vibration Reflex) و دوره سکوت (silent period) است. مطالعه رفلکسها نشان دهنده خصوصیات انتقال در تمام مسیر آکسون های حسی و حرکتی و نیز تحریک‌پذیری حوضچه‌های نورونی ^{Ia} است.

علاوه بر پارامترهای مختلف رفلکس H ، عوامل متعدد دیگری نظیر ثبت رفلکس در وضعیت‌های مختلف، محل قرارگیری الکترودهای ثبات و تحریکی، محل ثبت رفلکس از عضلات مختلف اندام‌های فوقانی و تحتانی، بکارگیری مدالیته-های مختلف و بیماری‌های مختلف بر روی رفلکس H تأثیر گذارند. در این مقاله مروری به بررسی وضعیت‌های مختلف در ثبت رفلکس H می‌پردازیم.

- مطالعات انجام شده

بهترین وضعیت جهت ثبت رفلکس H از عضلات گاستروسولئوس هنگامی است که بیمار بحالت دمر قرار گرفته است. البته رفلکس H در وضعیت‌های دیگر نیز ثبت شده است.

Jowayed و همکاران در سال ۱۹۹۹ رفلکس H را در حالات دراز کشیده و نشسته بررسی کردند. تحریک پذیری واحدهای حرکتی در این دو حالت مورد ارزیابی قرار گرفت. در حین اندازه‌گیری پارامترهای رفلکس H ، زوایای ران، زانو، قوزک، وضعیت سر و ورودی‌های حسهای شنوایی و دیداری باید حالت استاندارد داشته باشند. عموماً رفلکس H در حالت Prone، Supine یا نیمه درازکش (semi-reclining) ثبت میشود. بهترین حالت هنگامی است که ران تقریباً در فلکسیون صفر درجه است، زانو در ۳۰ درجه فلکسیون و قوزک دارای ۳۰ درجه پلانتار فلکسیون می‌باشد. این وضعیت سبب می‌شود که عضلات در طول استراحت باشند. تحقیقات نشان داده است که پلانتار فلکسیون ارادی باعث تسهیل مجموعه واحدهای حرکتی عضله سولئوس و دورسی فلکسیون قوزک اثر مهاری روی مجموعه واحدهای حرکتی عضله سولئوس داشته است. همچنین رفلکسهای تونیک گردنی، آمپلی‌تود رفلکس H را تحت تأثیر قرار می‌دهند. رفلکس H معمولاً در وضعیت دمر یا نشسته ثبت میشود. وضعیت نشسته بخصوص برای افراد پیر و مبتلایان به

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

مشکلات تنفسی، راحت‌تر است. این وضعیت به علت راحتی بیشتر برای دوره‌های آزمایشی طولانی پیشنهاد می‌شود. فرد روی یک صندلی راحتی بزرگ می‌نشیند. ران در ۶۰ درجه فلکسیون ، زانو در ۳۰ درجه فلکسیون و قوزک در ۳۰ درجه پلانتار فلکسیون قرار می‌گیرد.

Chan وKearney (۱۹۸۹) با طراحی یک صندلی چرخان طوری افراد را حول محور ساژیتال می‌چرخاندند که سر تقریباً در وضعیت خاصی ثابت بود. نتایج نشان داد که کمترین میزان دامنه رفلکس H در حالتی است که سر نزدیک به وضعیت عمودی است (۲۲) .

Hayes و Sullivan (۱۹۸۹) نشان دادند که اگر سر به طرفی که رفلکس H از آن سمت ثبت می شود بچرخد آمپلی-تود رفلکس H زیاد می‌شود ولی اگر سر بسمت مخالف بچرخد باعث کاهش آمپلی‌تود رفلکس H است (۲۲).

Tracics و همکاران (۲۰۰۴) دریافتند که هنگام ثبت رفلکس H در سمت راست، اگر بدن نسبت به سر بسمت چپ بچرخد باعث تسهیل رفلکس H است و اگر به سمت مخالف بچرخد باعث مهار رفلکس می‌شود.

Hayashi و همکاران (۱۹۹۷) رفلکس H را در هفت فرد سالم و در سه وضعیت نشسته، ایستاده با کمک و ایستاده بدون کمک مطالعه نمودند هنگامی که عضله در وضعیت‌های نشسته و ایستاده، در طول کوتاه خود بود، آمپلی‌تود رفلکس H زیاد شد ولی افزایش این مقدار در حالت نشسته بیش از حالت ایستاده بود. آمپلی‌تود به ترتیب از حالت نشسته به ایستاده با کمک و ایستاده بدون کمک کاهش یافت.

Bathien و Hugelin (۱۹۷۳) گزارش کردند که آمپلی‌تود رفلکس H در حالت هوشیاری نسبت به خواب بزرگ‌تر است.

مطالعات دیگر نشان داده است که آمپلی تود رفلکس H در خواب در مقایسه با بیداری کاهش یافته است (۱۴،۱۵،۱۶).

Koceja (۱۹۹۳) نشان داد که نسبت H/M در وضعیت دمر در مقایسه با ایستاده، بزرگتر است (۱۷).

در حین راه رفتن روی Treadmill رفلکس H شدیداً در تمام مراحل راه رفتن در افراد عادی مهار شد ولی در حالت ایستاده مهار زیادی صورت نگرفت (۱۵).

Simonson (۱۹۹۳) آمپلی تود رفلکس H در حالت راه رفتن و دویدن را با سرعت‌های مختلف بررسی کرد. آمپلی تود رفلکس در تمام مراحل سیکل راه رفتن و در همه سرعت‌ها، افزایش یافت. در فاز Stance، رفلکس تسهیل شد ولی در فازهای swing و فاز flight در دویدن ، آمپلی تود کاهش یافت. فعالیت EMG از حالت راه رفتن بطرف دویدن زیاد شد هر چه سرعت دویدن بیشتر بود، افزایش آمپلی تود هم بیشتر بود (۱۶).

در مطالعه ای دیگر دامنه رفلکس H در دو حالت دمر و ایستاده بررسی شد. دامنه رفلکس H در حالت دمر زیاد شد در حالیکه دامنه موج M تغییر چندانی نشان نداد. دامنه رفلکس H در حالت ایستاده کاهش یافت (۱۷).

Ferris و همکاران (۲۰۰۱) حساسیت رفلکس H را در وضعیت کاهش جاذبه مورد ارزیابی قرار دادند راه رفتن با سرعت ۱/۲۵ m/s و دویدن با سرعت ۳ m/s در چهار سطح جاذبه با مقادیر معادل ۱۰٪ ،۷۵٪، ۵۰٪ و۱/۴ جاذبه زمین مورد بررسی قرار گرفتند. میزان حداکثر آمپلی تود در وضعیت‌های راه رفتن و دویدن در هر چهار سطح مختلف جاذبه تقریباً باندازه ۳۰٪ کاهش یافت. در تمام سطوح ، آمپلی تود رفلکس H هنگام راه رفتن نسبت به دویدن بیشتر بود (۱۸).

میزان آمپلی تود رفلکس H در فعالیت‌های مهارتی حرکتی تغییر می‌کند. پس از یادگیری مهارت حرکتی، آمپلی تود رفلکس H با یادگیری حرکتی مطابقت داشته است. هر چه انجام مهارت سریعتر و صحیح‌تر بود، دامنه رفلکس H افزایش بیشتری حاصل می‌کرد (۱۹).

رفلکس H عضله سولئوس در وضعیت راه رفتن روی Treadmill و روی یک نوار باریک با پهنای ۳/۵ سانتی متر و ارتفاع ۳۴ سانتی متر از سطح زمین بوسیله Llewellyn در سال۱۹۹۰ ارزیابی شد. در هر دو حالت، آمپلی تود در فاز Stance بالا بود ولی در فاز Swing کاهش یافت. آمپلی تود رفلکس H در وضعیت راه رفتن روی نوار باریک نسبت به راه رفتن بر روی تردمیل ۴۰٪ کاهش نشان داد (۲۰).

Rass و همکاران (۲۰۰۸) روش نوینی برای ثبت رفلکس H از عضله سولئوس در نقاط خاصی از سیکل راه رفتن طی آموزش راه رفتن توسط روبات در افراد دچار آسیب نخاعی ارایه داد. روش وی باعث افزایش پایایی اطلاعات آوران به مدارهای سگمانی نخاعی و مدارهای فوق نخاعی است (۲۱).

مطالعه‌ای با هدف یافتن وضعیت بهینه جهت ثبت رفلکس H با توجه به وضعیت مچ و انقباض عضلات ساعد توسط Chen و همکارانش در سال ۱۹۸۹ انجام شد. اثرات انقباض ایزومتریک ضعیف در حالات فلکسیون واکستانسیون مچ بر روی آمپلی تود رفلکس H عضله فلکسورکارپی رادیالیس (Flexor Carpi Radialis) مورد بررسی قرار گرفت. همچنین

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

رفلکس H در طی حرکات پاسیوفلکسیون و اکستانسیون مچ ارزیابی شد و با حالت خنثی مچ مقایسه شد.

نتایج نشان داد که فلکسیون مچ اثر مهاری زیادی بر نورون‌های حرکتی آلفا دارد در حالی که اثرات اکستانسیون مچ کاملاً برعکس است. بعلاوه کشش پاسیو عضله FCR بوضوح آمپلی تود رفلکس H را کم کرد در حالیکه فلکسیون پاسیو اثری روی آمپلی تود رفلکس H نداشت. دامنه رفلکس H عضله FCR قویاً در انقباض ایزومتریک مچ تعدیل می‌شود بشکلی که در طی فلکسیون، زیاد و در طی اکستانسیون کاهش می یابد. میزان کم انقباض تونیک در حد Maximum Voluntary Contraction ۱۰٪ در وضعیت فلکسیون مچ، بهترین وضعیت ممکنه است (۲۲).

علیائی و همکاران در سال ۲۰۰۱ اثرات تغییر وضعیت مفصل ران بر تحریک پذیری رفلکس H را در ۳۰ خانم سالم مورد ارزیابی قرار دادند. اندام از ناحیه مفصل ران بطور تصادفی به یکی از وضعیت‌های ۱۵ درجه فلکسیون ، ۴۰ درجه فلکسیون، ۲۰ درجه اکستانسیون و ۲۰ درجه ابداکسیون برده شد و با دادن تحریک موج H در پنج مرحله ثبت شد. نتایج نشان داد که دامنه رفلکس H و شاخص H/M با تغییر وضعیت ران از حالت ۱۵ درجه فلکسیون (کنترل) به ۴۰ درجه فلکسیون، کاهش و با تغییر وضعیت از حالت کنترل به ۲۰ درجه اکستانسیون افزایش نشان داد. در حالت ۲۰ درجه ابداکسیون، دامنه رفلکس H فقط در مراحل سوم، چهارم و پنجم شدت جریان تفاوت معنی‌دار با حالت کنترل نشان داد. وضعیت مفصل ران روی دامنه حداکثر موج M اثر نداشت.

این گروه نتیجه گرفتند که وضعیت دادن به اندام موجب تغییر در فعالیت و تحریک پذیری حوضچه نورون حرکتی در نخاع می‌شود که بسته به زمینه ژنتیکی و نوع فعالیت، این تغییر می‌تواند در جهت کاهش تحریک پذیری (مهار) و یا تسهیل نورون‌های حرکتی نخاع صورت گیرد (۲۳).

تغییر در اندازه رفلکس H در حین تحریک الکتریکی عصب کف پا یا عصب عضله گاستروکنمیوس داخلی در زوایای مختلف ران دیده شده است. تحریک کف پا در حالت اکستانسیون مفصل ران باعث تسهیل رفلکس H و در فلکسیون مفصل ران باعث کاهش آمپلی تود رفلکس H شد. تحریک عصب عضله گاستروکنمیوس داخلی به شکل بارزی باعث افزایش اندازه رفلکس H در هنگام فلکسیون مفصل ران و کاهش اندازه رفلکس H در هنگام اکستانسیون مفصل ران می‌شود (۲۴).

پایایی رفلکس H در سه وضعیت دمر، ایستاده و ایستاده در حالی که فرد وزنه‌ای معادل ۲۰ درصد وزنش را حمل می‌کرد توسط Ali و Sabbahi در سال۲۰۰۱ مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داد که رفلکس H در وضعیت‌های ایستاده و ایستاده با حمل بار نسبت به حالت دمر، پایاتر است. زمان تأخیری رفلکس H در هر سه حالت از پایایی خوبی برخوردار است (۲۵).

Craig و همکاران در سال ۲۰۰۸ اثرات مستقل وضعیت sway و جهت sway را بر راندمان آوران Ia عضله سه سر پشت پا به وسیله رفلکس H در حالت ایستاده بررسی کردند.

صرفنظر از وضعیت sway آمپلی تود رفلکس H در sway به طرف جلو بزرگتر از sway به سمت عقب بود (۲۶).

رفلکس H در وضعیت‌ها و عملکردهای متفاوت از قبیل ایستادن، راه رفتن، دویدن و دوچرخه زدن دچار تغییراتی می‌شود. در مطالعه‌ای که توسط Zahr و همکاران در سال ۲۰۰۱ جهت بررسی تفاوت عملکرد گیرنده‌های پوستی و رفلکس H در حین دوچرخه زدن صورت گرفت. مشخص شد که رفلکس H در عضلاتی که میزان فعالیت بالایی دارند صرفنظر از نوع کار صورت گرفته، بسیار بزرگتر است (۲۷).

مطالعات این مطلب را بیان می‌کند که فعالیت چرخه رفلکسی مچ پا با افزایش میزان بی ثباتی پوسچر کاهش می‌یابد. در این موارد نمونه‌ها بطور معناداری در هنگام ایستادن یا راه رفتن در یک سطح اتکای کوچک نسبت به یک سطح اتکای وسیع دارای رفلکس H کوچکتر هستند (۲۸،۲۹).

Cherang و همکاران در سال ۱۹۹۷ تحقیقی انجام دادند که در آن پاسخ‌های H در چهار وضعیت مختلف گردن به شکل عادی، هایپر فلکسیون پاسیو، هایپراکستانسیون همراه با انقباض عضله شکم و هایپرفلکسیون (اکتیو) مقایسه شدند. در نتیجه بررسی این چهار مانور ابتدا تغییری در دامنه ایجاد نشد (۳۰).

زاهدی و همکاران در سال ۱۳۸۴ تأثیر وضعیت‌های تمرینات اول، دوم و سوم مکنزی را در تغییرات پارامترهای رفلکس H در بیماران مبتلا به رادیکولوپاتی یکطرفه s_1 بررسی کردند. کاهش دامنه و افزایش زمان تأخیری رفلکس H یک روند تشخیص مفید در فهم گرفتاری ریشه s_1 است. نتایج نشان داد که شدت لازم برای ایجاد رفلکس H_{max} و زمان تأخیری، کاهش نشان دادند ولی دامنه رفلکس H افزایش نشان داد.

این گروه نتیجه گرفتند قرارگیری در وضعیت‌های مکنزی با ادعای مبنی بر ایجاد وضعیت مناسب برای دیسک فتق

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

شده یا ریشه تحت کشش تطابق داشته و قادر است موقعیت آناتومیکی بهتری ایجاد کند (۳۱).

رفلکس H عضله سولئوس در وضعیت‌های بالانس دینامیک و استاتیک و همچنین طی حرکات مختلف مدوله می‌شود.

Pinar و همکارانش در سال ۲۰۱۰ اثرات دو وضعیت مختلف ایستاده با چشم باز و بسته را بررسی نمودند.آنها نتیجه گرفتند که حساسیت رفلکس H در حالت ایستاده با چشم بسته کاهش می یابد.تغییر در مهار پیش سیناپسی آوران های Ia عضله سولئوس باعث تنظیم حساسیت رفلکس H می باشد(۳۲).

درطی حرکت بین دست ها و پاها یک همکاری عصبی–مکانیکی وجود دارد.

Rinaldo و همکارانش در سال ۲۰۱۰ دریافتند که حرکات ریتمیک دست در تعدیل تحریک پذیری رفلکس H ثبت شده از پاها از اهمیت ویژه ای برخوردار است(۳۳).

بحث :

ارزش بالینی رفلکسهای H و T در بیماریهای نورولوژیک خاص کاملاً مشهود است. معاینه عصبی رفلکس کششی برای اندازه‌گیری تحریک پذیری نورون حرکتی در اسپاستی سیتی و دیگر وضعیت‌ها انجام می‌شود ولی این روش سنتی در ارزیابی سرعت، تقارن و سایر پارامترهای مشابه در رفلکس کششی ناتوان است. از جمله مزایای ثبت الکتروفیزیولوژیک، کمیت سازی ضربه مکانیکی به تاندون آشیل یا تحریک الکتریکی عصب تیبیال است. برانگیخته شدن الکتریکی رفلکس تک سیناپسی نخاعی را رفلکس H یا هافمن می‌نامند (۱۳).

علاوه بر پارامترهای مختلف رفلکس H ، عوامل متعدد دیگری نظیر ثبت رفلکس در وضعیت‌های مختلف، محل قرارگیری الکترودهای ثبات و تحریکی، محل ثبت رفلکس از عضلات مختلف اندام‌های فوقانی و تحتانی، بکارگیری مدالیته‌های مختلف و بیماری‌های مختلف بر روی رفلکس H تأثیر گذارند.

تغییرات وضعیت اندام می‌تواند بر تحریک پذیری حوضچه نورون حرکتی مؤثر باشد. پارامترهای مختلف رفلکس H بخصوص دامنه در وضعیت‌های مختلف، تغییرات زیادی نشان می‌دهند و این شاید دلیلی است بر اینکه دامنه رفلکس H، پارامتر زیاد قابل اعتمادی نیست.

REFERENCES

1.Mathews WB. Ratio of maximum H- reflex to maximum M-response as a measure of spasticity. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1966; 29:201-204.

2. Olsen P , Diamanto poulos E. Excitability of spinal motorneurons in normal subjects and patient with spasticity,Parkinsonian rigidity and cerebellar hypotonia. J Neurol Nevrosurg Psychiatry 1967;30:325-331.

3. Chapman CE, Sulivan SJ,Pompura J. Modulation of soleus H reflex excitability with changes in hip and knee position in man. Abst Scc Neurosci 1988;14:1302.

4. Chapman CE, Sulivan SI, Pompura J. Changes in hip position modulates soleus H- reflex excitability in man.J Electromyogr Clin Neurophysiol 1991;31:131-143.

5. Skoglund S. Anatomical and physiological studies of Knee joint innervation in the cat. Acta physiol. Scand. 1956; 124:1-101.

6. Baxendale RH,Ferrll WR. The effect of knee joint afferent discharge on transmission in flexor reflex pathways in decerebrate cats. J Physiol 1981;315:231-242.

7. Baxendale RH,Ferrell WR. The effect of elbcw joint affeent discharge on transmission in forelimb flexor reflex pathways to biceps and triceps brachii in decerebrate cats. Brain Res 1982;247:57-63.

8. Ferrell WR, Nade P. The interrelation of neural discharge, intra articular pressure and joint angle in the knee of the dog. J physicl 1986; 373: 353 - 365.

9. Rossignol S, Gauthier L.An analysis of mechanisms controlling the reversal of crossed spinal reflexes. Brain Res 1980; 182 : 31- 45.

10. Grigg p, Harrigan H. Segmental reflexes mediated by joint afferent neurons in cat knee. J Neurophysicl 1978; 41: 9-14.

11. Hulliger M , Nordh E . The responses of afferent fibres from the glabrous skin of the hand during voluntary finger movements in man. J Physiol 1979; 291: 233-249.

12. Grillner S. Contralateral reflex reversal controlled by limb position in acute spinal cat injured with clonidine. Brain Res 1978; 144 : 411-414.

13. Kimura J. Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice, oxford Unirersity press ; 2006, 114-118.

14. Jawayed I.A.etal. the H- reflex modulation in lying and a semi-reclining (sitting) position , Clinical Neurophysiology 1999 ; 2044- 2048.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

15. Fung J.,Barbeau H. Effects of conditioning cutaneomusculor stimulation on the soleus H-reflex in normal & spastic paretic subjects during walking and standing , J. Neurophysiol 1996; 72(5): 2090-2104.
16. Simonsen E.B.etal.Amplitude of the human soleus H-reflex during walking & running , J.physiol. 1999; 515 (pt3):929-939.
17. Koceja D.M.etal. Inhibition of the soleus H-reflex in standing man, Brain Res . 1993; 629 (1) :155- 158.
18. Ferris D.P.etal.Soleus H-reflex gain in humans walking & running under simulated reduced gravity , J.physiol. 2001; 530 (pt1) :167-180.
19. Baylor A.M.,Benjuya N. H-reflexes during a motor skill acquisition task , percept.Mot.skills 1989; 69 (2) : 659-670.
20. Llewellyn M.etal.Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking,Exp.Brain Res . 1990; 83 (1) :22-28.
21. Ross G.etal.synchronous stimulation & monitoring of soleus H reflex during robotic body weight – supported ambulation in subjects with spinal cord injury,J.of rehabil. Research & devel. 2008; 45(1):175-186
22. Chen F.F.etal. the H- reflex Changes During wrist Ftexion & wrist extension,Mid Taiwan J.Med. 1989;4:220-228
23. Olyaei G.R.,Bagheri H.,Talebian S., Hadian M.R., Nazari P.Changing in Hip position on H-reflex Excitability in Healthy subjects,Kowsar Medical Journal 2001; 6(2) :14-18.
24. Knikou M ,Rymerz.Effects of changes in hip joint angle on H-reflex excitability in humans. Exp Brain Res 2002; 143(2):149-159.
25. Ali A,Sabbahi MA.Test – retest reliability of the soleus H- reflex in three different positions. Electromyogr Clin Neurophysiol 2001;41(4):209-214.
26. Craig D, Tokuno S, Garland J.Sway- dependent modulation of triceps surae H-reflex during standing.J of Applied Physiol 2008;109(6): 1522-1601.
27. Zehr EP.Differential regulation of cutaneous and H-reflexes during leg cycling in humans. J Neurophysiol 2001;85(3):1178-1184.
28. Koceja D.Inhibition of the soleus H-reflex in standing man. Brain Res 1993;27(16):155-158.
29. Rodrigues F.Patterned electromyographic activity in sit to stand movement.Clin Neurophysiol 1992;110:1634-1640.
30. Chuang G.Temporal effects of isometric contraction manures on threshold of sural amplitude. J Med Rehabil 2000;79:40-43.
31.Zahedi A, Oliaee GH,Bagheri H. Effects of 1st, 2nd & 3rd Mc- Kenzie positions on H-reflex parameters in patients with unilateral S1 radiculopathy.Pajuhande J. 1384; 10(44): 119-123.
32.Pinar S, Kitano S, Koceja DM. Role of vision & task complexity on soleus H-reflex gain.J of Electromyogr Kinesiol 2010;20(2):354-358.
33.Mezzarane RA, Klimstra M, Lewis A, Hundza SR, Zehr p, Interlimb coupling from the arms to legs is differentially specified for populations of motor units comprising the compound H-reflex during ‘‘reduced’’ human locomotion. Exp Brain Res 2010; 208(2): 157-168.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]