DOI: 10.22122/jrrs.v16.3631 Published by Vesnu Publications

بررسی تأثیر فیدبک‌های حسی ساق پا بر حس نیروی عضلات اکستانسور مفصل زانو در مردان جوان سالم: یک مطالعه مقطعی

مینو خلخالی زاویه[۱]، بهرام امیرشاکری[۲]، عباس سلطانی صومعه[۲]، مینا احمدی کهجوق[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: اطلاعات حسی برای کنترل و تعدیل نیرو ضروری می‌باشد. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر فیدبک‌های حسی ساق پا بر روی درک نیروی عضلات اکستانسور مفصل زانو در مردان جوان سالم بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه مقطعی، ۲۲ مرد جوان و سالم به روش نمونه‌گیری تصادفی ساده انتخاب شدند. جهت بررسی تأثیر فیدبک‌های حسی ساق پا، میانگین خطای سه بار بازسازی نیروی هدف عضلات اکستانسور زانو (۵۰ درصد حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک) قبل و بلافاصله پس از دستکاری اطلاعات حس پوستی، به وسیله یک دینامومتر ویژه اندازه‌گیری و مقایسه گردید. حس نیروی عضلات اکستانسور زانو در زاویه ۶۰ درجه فلکشن و در سه حالت آزمون شامل حالت عادی (شاهد)، پس از استفاده از یک اسفنج ضخیم بر روی انتهای تحتانی ساق پای غالب و پس از ۲۰ دقیقه گذاشتن کیسه بلوک‌های کوچک یخ بر روی انتهای تحتانی ساق پای غالب مورد بررسی قرار گرفت. به منظور ارزیابی حس نیرو، از روش‌های بازسازی نیرو در اندام همان سمت و سمت مقابل استفاده شد. داده‌ها در شرایط مختلف ارزیابی، با استفاده از آزمون‌های Repeated measures ANOVA و Paired t مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: با دستکاری اطلاعات حسی ساق پا، تغییر معنی‌داری در میزان خطای بازسازی نیرو در اندام همان سمت (خطاهای مطلق، ثابت و متغیر) مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵$)، اما در میزان خطای بازسازی نیرو در اندام سمت مقابل (بازسازی نیرو با استفاده از حافظه و بازسازی نیرو به صورت هم‌زمان) تغییر معنی‌داری مشاهده گردید ($P < ۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد که اطلاعات پوستی و حسی ارسالی از ساق پا جهت درک دقیق نیرو در مفصل زانوی مقابل ضروری می‌باشد. بنابراین، نقش پیام‌های آوران‌های حسی در درک و کنترل نیروی مفصل اهمیت زیادی دارد.

کلید واژه‌ها: حس عمقی؛ فیدبک حسی؛ مفصل زانو

ارجاع: خلخالی زاویه مینو، امیرشاکری بهرام، سلطانی صومعه عباس، احمدی کهجوق مینا. **بررسی تأثیر فیدبک‌های حسی ساق پا بر حس نیروی عضلات اکستانسور مفصل زانو در مردان جوان سالم: یک مطالعه مقطعی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۹؛ ۱۶: ۲۹۴-۲۸۷.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۷/۱۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۹/۱۱ تاریخ چاپ: ۱۳۹۹/۹/۱۵

مقدمه

حس عمقی شامل اطلاعات آوران از گیرنده‌های پوستی، مفصلی و به ویژه مکانورسپتورهای عضلانی است که به دستگاه عصبی مرکزی ارسال می‌شود و جهت درک حس وضعیت (Sense of position)، حس حرکت (Kinesthesia) و حس نیرو (Sense of force) مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲، ۱). درباره مکانیسم‌های احتمالی قضاوت حس نیرو دو فرضیه مطرح شده است؛ فرضیه اول مربوط به حس آگاهانه نیروی عضلات بر اساس دشارژهای جانبی جریان پیام‌های حرکتی به قشر حسی مغز می‌باشد که برخی آن را حس تلاش (Sense of effort) نامیده‌اند. فرضیه دوم، درک نیروی ارادی عضلات بر اساس اطلاعات محیطی مربوط به گیرنده‌های عضلانی [به خصوص اندام وتری گلژی (Golgi Tendon Organ یا GTO)]، جلدی و مفصلی است که به آن حس نیرو (Sense of force/tension) گفته می‌شود (۶-۳). هر دو مکانیسم فوق در حس نیروی عضلات در حال انقباض، که یک جزء مهم در عملکرد حرکتی است، سهیم می‌باشند (۷). بازسازی (Reproduction)، سطح معینی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (Maximal Voluntary Isometric Contraction یا MVIC) یک گروه عضلانی در همان سمت و یا سمت مقابل به عنوان دو روش

۱- دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۲- استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران
۳- استادیار، گروه کاردرمانی، دانشکده توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران
نویسنده مسؤول: بهرام امیرشاکری؛ استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران
Email: amirshakerib@tbzmed.ac.ir

اصلی و مهم سنجش حس نیرو در مطالعات تعریف شده است (۹، ۸).

عواملی مانند سن، درد، خستگی، بی‌حسی و اختلال مفصلی و عضلانی می‌توانند بر روی حس نیرو تأثیرگذار باشند که در تحقیقات پیشین مورد تأیید قرار گرفته است (۱۰، ۴). پژوهش‌های محدودی در خصوص تأثیر فیدبک‌های پوستی بر روی درک نیرو صورت گرفته که اغلب در اندام فوقانی و در بیشتر موارد در عضلات دست بوده است (۱۳-۱۱). در این مطالعات، تأثیر حذف اغلب اطلاعات گیرنده‌های پوستی با بی‌حسی موضعی و در برخی موارد با تغییر آن با ابزارهای مختلف از جمله دستکش، بر روی درک نیرو مورد بررسی قرار گرفته است. سطوح اشیاء نیز در درک نیرو و سنگینی دخیل هستند؛ به گونه‌ای که اشیاء نرم و صاف، سنگین‌تر از اشیاء دارای سطوح ناصاف و زبر حس می‌شوند (۱۲).

بی‌حسی احتمالاً از طریق کاهش تسهیل اثر سیگنال‌های آوران‌های پوستی بر روی دستورات حرکتی نزولی در اندام درگیر، بر روی درک نیرو و یا وزن اثر می‌گذارد (۱۳)؛ به طوری که به دنبال اعمال بی‌حسی در پوست انگشت شست و اشاره، سنگینی درک شده متفاوت بود (در انگشت شست بالاتر از ۴۰ درصد و در انگشت اشاره حدود ۱۳ درصد). این تفاوت واضح در انگشت شست نشان دهنده نقش مهم گیرنده‌های پوستی در کنترل و تولید نیرو و همچنین، تغییرپذیری این حس در قسمت‌های مختلف بدن می‌باشد (۱۳). گیرنده‌های رافینی با تطابق آهسته و گیرنده‌های پاچینی با تطابق سریع، به صورت عمده مسؤول انتقال پیام‌های حسی پوست می‌باشند. تغییرات دمایی نیز بر روی کارکرد گیرنده‌های حسی پوست تأثیر می‌گذارد؛ به این ترتیب که اشیاء سرد، سنگین‌تر از اشیاء در دمای معمولی به نظر می‌رسند. افزایش درک وزن اشیاء سرد تا ۴۰۰ درصد بیشتر از وزن اصلی گزارش شده است. در مورد اشیاء گرم نیز این مورد صادق است، اما تأثیر آن به مراتب کمتر می‌باشد. این پدیده به عنوان خطای حسی ناشی از وزن و دما نام‌گذاری شده است (۱۴-۱۲).

زانو شایع‌ترین مفصل آسیب‌پذیر در صدمات ورزشی است (۱۵). با توجه به استفاده فراوان از یخ و اسپری‌های سرد در درمان سریع در حین و بعد از فعالیت ورزشی و تأثیر احتمالی تغیرات حسی بر روی حس نیروی مفصل زانو، بررسی تأثیر اطلاعات حسی بر میزان خطای حس نیرو، ضروری به نظر می‌رسد. همچنین، در ابزارهایی که برای ارزیابی حس نیرو به کار می‌رود، فرد به جهت اعمال نیرو، اغلب بخشی از اندام را به ابزار اندازه‌گیری‌کننده فشار می‌دهد و به خوبی مشخص نمی‌گردد که آنچه اندازه‌گیری می‌شود تنها خطای حس نیروی عضلات است یا این که اطلاعات حسی حاصل از فشار عضو نیز به بازسازی نیروی مورد نظر کمک می‌نماید. بنابراین، بررسی تأثیر فیدبک‌های حسی ساق پا و دستکاری آن بر روی حس نیروی عضلات اکستانسور زانو با روش‌های مختلف بازسازی در همان سمت و سمت مقابل، می‌تواند به درک بهتر نقش اطلاعات حسی پوست کمک نماید. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر دستکاری فیدبک‌های حسی ساق پا بر روی حس نیرو در عضلات اکستانسور مفصل زانو از طریق اندازه‌گیری‌های مکرر بود.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع مقطعی- تحلیلی بود. مطالعات مقطعی در نقطه یا بازه کوتاهی از زمان و به منظور توصیف یک جمعیت خاص از نظر یک ویژگی خاص انجام می‌پذیرند (۱۶).

شرکت‌کنندگان: تحقیق بر روی ۲۲ مرد جوان سالم با پای غالب راست انجام شد. نمونه‌ها به روش نمونه‌گیری احتمالی ساده با استفاده از نرم‌افزار RandList (RandList 1.2 software, Released 2012, DatInf GmbH. Germany) و در نظر گرفتن معیارهای ورود و خروج، از بین ۴۸ دانشجو داوطلب انتخاب شدند. معیارهای ورود شامل تفاوت حداکثر ۵ درصدی در MVIC در عضلات اکستانسور هر دو زانوی شرکت‌کنندگان، نداشتن فعالیت ورزشی حرفه‌ای (نمره کمتر از ۷ بر اساس پرسش‌نامه سطح فعالیت Tegner) (۱۷)، نداشتن سابقه درد، آسیب یا اختلال اسکلتی- عضلانی- عصبی در اندام‌های تحتانی و محدودیت حرکتی حداقل طی شش ماهه گذشته و عدم سابقه بیماری قلبی- عروقی و تنفسی، بیماری‌های داخلی، نورولوژی و اختلالات حسی (اطلاعات مربوط به این موارد بر اساس پاسخ افراد و در قالب آیتم‌های پرسش‌نامه دموگرافیک جمع‌آوری شد) بود. در صورت وجود ترس یا هرگونه اضطراب در زمان استفاده از مداليته‌ها، فرد از پژوهش خارج می‌شد. معیارهای ورود و خروج توسط یک فیزیوتراپیست با مدرک PhD و سابقه بالینی، ناآگاه از روش مطالعه بررسی گردید. حجم نمونه مورد نیاز با استناد به تحقیق Galie و Jones (۱۸) و با فرض $\alpha = ۰/۰۵$ و $\beta = ۰/۸$، ۲۲ نفر برآورد گردید.

ابزار اندازه‌گیری: برای ارزیابی خطای بازسازی نیرو در اندام سمت مقابل، به دو عدد دینامومتر دقیق نیاز است تا با نشان دادن نیرو در اندام مرجع، بلافاصله و بدون اتلاف وقت، از فرد درخواست شود تا نیرو را در سمت مقابل به صورت هم‌زمان یا پس از سپری شدن زمان کوتاه بازسازی نماید. تنها وسیله‌ای که در دسترس می‌باشد، دستگاه ایزوکنتیک است که یک بازو دارد و فقط برای ارزیابی بازسازی نیرو در همان سمت می‌تواند کاربرد داشته باشد. بنابراین، باید ابزار مناسبی برای این منظور طراحی و ساخته می‌شد تا علاوه بر دقت زیاد، کارایی لازم را جهت ارزیابی‌های مورد نظر در پژوهش حاضر داشته باشد که دینامومتر مخصوصی توسط گروهی متشکل از فیزیوتراپیست، مهندسان طراحی، بیومکانیک و برق، طراحی و ساخته شد. این دینامومتر دارای دو بازو در دو طرف یک صندلی با قابلیت تنظیم ارتفاع، حرکت به جلو و عقب و تکیه‌گاه پشتی بود. استرپ‌هایی نیز برای جلوگیری از حرکات اضافی تنه، لگن و ران‌ها در طی انقباض عضلات تعبیه گردید (شکل ۱). سایر جزییات مربوط به این وسیله و اعتبار و پایایی آن، در مطالعات پیشین ارایه شده است (۱۹، ۱۱).

شکل ۱. دستگاه استفاده شده و نحوه قرارگیری آزمون شونده در حین ارزیابی‌های حس نیرو

روش کار: ابتدا در خصوص اهداف و کلیات روش اجرا به نمونه‌ها توضیح داده

http://jrrs.mui.ac.ir

شد و افراد پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه آگاهانه کتبی، وارد تحقیق شدند. دمای محیطی اتاق در کلیه مراحل آزمون‌ها حدود ۲۴ درجه سانتی‌گراد حفظ شد. به منظور بررسی تأثیر آوران‌های حسی ساق بر روی درک نیروی عضلات اکستانسور زانو، پژوهش در سه مرحله در دو روز و با فاصله سه روز از آزمون اول انجام گردید. تمامی نمونه‌ها هر سه مرحله مطالعه را سپری نمودند و ترتیب حالات ارزیابی حس نیرو در افراد شرکت‌کننده به صورت تصادفی بود. یک روز برای ارزیابی حس نیرو در شرایط عادی و با اسفنج و روز دیگر فقط جهت ارزیابی حس نیرو پس از اعمال یخ اختصاص داده شد. ارزیابی حس نیرو با استفاده از سه روش اندازه‌گیری بازسازی نیروی هدف در اندام همان سمت و سمت مقابل با استفاده از حافظه و به صورت هم‌زمان انجام پذیرفت. به منظور تعیین نوع حالت ارزیابی و نیز ترتیب ارزیابی‌ها، از هر شرکت‌کننده درخواست شد از میان پاکت‌هایی که درون آن‌ها نام هر یک از حالت ارزیابی ذکر شده بود، یکی را انتخاب نماید. پس از تعیین حالت ارزیابی، برای تعیین مرحله ارزیابی، مجدد از میان سه پاکت دیگر انتخاب صورت می‌گرفت.

ابتدا از آزمودنی‌ها درخواست گردید که MVIC عضلات اکستانسور زانو را در حالت عادی در زاویه ۶۰ درجه فلکشن زانو در اندام غالب و مغلوب با تشویق کلامی و فیدبک بینایی انجام دهند. هر انقباض طی ۵ ثانیه انجام و با فاصله ۶۰ ثانیه استراحت، ۳ بار تکرار شد. بیشترین نیروی ثبت شده به عنوان MVIC در نظر گرفته شد. سپس به منظور جلوگیری از خستگی، آزمودنی‌ها ۱۰ دقیقه استراحت کردند. در صورتی که MVIC دو طرف زانو بیشتر از ۵ درصد اختلاف داشت، فرد از مطالعه خارج می‌شد. در تحقیق حاضر، از اندام طرف مقابل (Contralateral) به عنوان کنترل استفاده گردید و احتمال داشت نتایج ارزیابی به همین دلیل تحت تأثیر قرار گیرد [در منابع نیز در خصوص اختلاف قدرت دو اندام در بازتولید نیرو، تفاوت‌هایی گزارش شده است (۲۱، ۲۰)]. بنابراین، به منظور کنترل اثر احتمالی این عامل مخدوشگر، حداکثر درصد تفاوت قابل قبول، ۵ درصد در نظر گرفته شد.

در تمامی ارزیابی‌های ذیل و به منظور یکسان‌سازی مقدار نیروی هدف (۵۰ درصد حداکثر انقباض ارادی)، حداکثر انقباض ارادی عضلات اکستانسوری زانوی اندام غالب در حالت عادی که به صورت مجزا در هر روز انجام می‌شد، ملاک قرار گرفت.

الف. ارزیابی حس نیرو در شرایط عادی، بدون اسفنج و یخ (گروه شاهد): در روش بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل با استفاده از حافظه، ابتدا آزمودنی نیروی هدف را با فیدبک بینایی در اندام مرجع (اندام غالب) تولید و پس از ۵ ثانیه وقفه، با یک انقباض ۸ ثانیه‌ای سعی در بازسازی نیروی هدف بدون فیدبک در اندام سمت مقابل نمود. در روش بازسازی نیرو در سمت مقابل به صورت هم‌زمان، آزمودنی نیروی هدف را در اندام مرجع با استفاده از فیدبک بینایی تولید کرد و سپس هم‌زمان و بدون وقفه، نیروی هدف را با یک انقباض ۸ ثانیه‌ای بدون فیدبک بینایی در سمت مقابل بازسازی نمود (۲۲، ۹). اطمینان از تکمیل زمان هر انقباض، با تنظیم آلارم در دستگاه صورت گرفت. آزمودنی‌ها در لحظه بازسازی نیروی هدف، رسیدن به آن را به صورت کلامی اعلام نمودند و تا حد ممکن آن نیرو را حفظ کردند. میانگین مقادیر از لحظه اعلام تا پایان حفظ نیرو مبنای محاسبه قرار گرفت. مقایسه نیروی هدف و نیروی بازسازی شده در هر بار تکرار به عنوان مقدار خطای بازسازی نیرو در آن تکرار ثبت گردید.

ترتیب انجام تست‌های ارزیابی حس نیرو در عضلات اکستانسور زانو در سه روش ارزیابی به صورت تصادفی بود. به منظور جلوگیری از خستگی بین سه تکرار در هر روش ۳۰ ثانیه و بین روش‌های مختلف یک دقیقه استراحت داده شد. روش کار فوق به صورت دقیق در شرایط اختلال حسی با اسفنج و یخ نیز انجام پذیرفت.

ب. ارزیابی حس نیرو در شرایط اعمال اختلال حسی با استفاده از اسفنج ۱۶ سانتی متری: به منظور کاهش اثر اطلاعات حسی ناشی از فشار ساق به حسگرهای ثبت نیرو، یک اسفنج کلفت ۱۶ سانتی‌متری در یک سوم انتهای تحتانی ساق و بالای قوزک داخلی اندام غالب قرار گرفت. از شرکت‌کنندگان درخواست شد که ۵۰ درصد MVIC در حالت عادی را در عضلات اکستانسور زانو بازسازی کنند. آزمودنی نیروی تولید شده پای غالب را با اسفنج در اندام همان سمت (با اسفنج) و سمت مقابل (بدون اسفنج) بازسازی می‌کرد.

ج. ارزیابی حس نیرو در شرایط اعمال اختلال حس با استفاده از کیسه بلوک‌های کوچک یخ: آزمودنی روی تخت با زانوی کمی خم شده که بالش کوچکی زیر آن گذاشته شده بود، در حالت استراحت دراز می‌کشید. برای کاهش اثر اطلاعات حسی ساق پا، ابتدا کیسه‌ای از بلوک‌های کوچک یخ ۱۵ × ۲۵ سانتی‌متری روی یک سوم انتهای تحتانی ساق بالای قوزک داخلی اندام غالب به مدت ۲۰ دقیقه گذاشته شد. در صورت گزارش هر گونه ناراحتی در حین قرارگیری کیسه یخ بر روی ساق، فرد از ارزیابی خارج گردید. قبل از اعمال یخ، ارزیابی حساسیت پوست با تست Pinprick انجام شد. به این صورت که با استفاده از یک سنجاق ایمن، از فرد درخواست شد میزان احساس خود از محرک را بیان کند. در زمان احساس دقیق محل سنجاق: نمره صفر، احساس نسبی محل: نمره ۱، عدم احساس نسبی محل سنجاق: نمره دو و عدم احساس مطلق محرک: نمره ۳ در نظر گرفته شد (۲۴، ۲۳). پی از ۲۰ دقیقه، کیسه یخ برداشته شد و مجدد تست Pinprick انجام گرفت (۲۶، ۲۵). دمای سطحی پوست همه آزمودنی‌ها در قسمت تحتانی قدام ساق پا در نقطه‌ای پنج سانتی‌متر بالاتر از موازات قوزک داخلی مچ پا، طی ۳ مرحله قبل، بعد از گذاشتن یخ و پایان ارزیابی حس نیرو، با استفاده از دماسنج مادون قرمز غیر تماسی (Non-contact infrared thermometer) (MASTECH MS6520B، چین) اندازه‌گیری و ثبت شد. آزمودنی قبل از برداشتن کیسه یخ روی صندلی ارزیابی حس نیرو قرار گرفت تا صندلی نسبت به شرایط فیزیکی وی تنظیم گردد. سپس نیروی تولید شده پای غالب را در اندام همان سمت و سمت مقابل بازسازی کرد. زمان انجام کلیه تست‌ها از زمان برداشتن کیسه یخ حداکثر ۹ دقیقه طول می‌کشید.

به منظور نرمال نمودن داده‌های تحقیق، میانگین کلیه خطاها به MVIC هر فرد تقسیم و در ۱۰۰ ضرب شد (۱۰۰ × MVIC/ میانگین خطا) تا درصد خطاهای هر فرد به نسبت MVIC وی مورد ارزیابی قرار گیرد (۲۷، ۸).

برای محاسبه خطای برآورد نیرو از سه خطای ثابت (Constant error یا CE)، خطای متغیر (Variable error یا VE) و خطای مطلق (AE یا Absolute error) استفاده شد (۲۹، ۲۸). جهت بررسی توزیع داده‌ها، از آزمون Shapiro-Wilk استفاده گردید که با حداقل مقدار احتمال ۰/۰۸۹، توزیع نرمال متغیرها پذیرفته شد. به منظور مقایسه داده‌ها در شرایط مختلف ارزیابی، از آزمون Repeated measures ANOVA و آزمون Paired t استفاده شد. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ (version 18, SPSS Inc., Chicago, IL) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P \leq ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

http://jrrs.mui.ac.ir

یافته‌ها

مشخصه‌های دموگرافیک افراد مورد بررسی، میانگین MVIC اکستانسور زانو در جدول ۱ ارایه شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک شرکت‌کنندگان و میانگین Maximal Voluntary Isometric Contraction (MVIC) اکستانسور زانوی پای غالب

متغیر	میانگین ± انحراف معیار
سن (سال)	۲۳/۹۰ ± ۳/۵۳
قد (سانتی‌متر)	۱۷۴/۸۵ ± ۳/۶۵
وزن (کیلوگرم)	۷۱/۰۹ ± ۶/۶۱
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۳/۲۴ ± ۱/۹۴
MVIC اکستانسوری زانو (نیوتن)	
MVIC (۱) روز اول	۳۰۲/۴۷ ± ۴۱/۶۳
MVIC (۲) روز دوم	۲۹۹/۵۷ ± ۴۰/۲۲

میانگین دمای سطحی پوست قبل از آزمون، پس از ۲۰ دقیقه استفاده از یخ و پایان ارزیابی حس نیرو به ترتیب ۱/۴۰ ± ۳۴/۳۳، ۳/۱۷ ± ۱۰/۹۳ و ۳/۲۱ ± ۱۴/۸۹ درجه سانتی‌گراد گزارش گردید.

میانگین MVIC روز دوم کوچک‌تر از مقدار میانگین روز اول بود، اما بر اساس نتایج آزمون Paired t، این اختلاف معنی‌دار نبود (P = ۰/۰۶۰). نتایج آزمون‌های Repeated measures ANOVA و Paired t بین حالت‌های مختلف ارزیابی نشان داد که میانگین خطاهای مطلق، ثابت و متغیر در اختلاف معنی‌داری بین بازسازی نیروی هدف در همان سمت در حالت عادی و مقایسه آن با میزان خطای پس از استفاده از اسفنج و پس از استفاده از یخ مشاهده نشد (P > ۰/۰۵۰).

میانگین خطاهای مطلق، ثابت و متغیر در بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل با استفاده از حافظه در شرایط مختلف مطالعه در حالت عادی و مقایسه آن با خطای پس از استفاده از اسفنج و خطای پس از استفاده از یخ اختلاف معنی‌داری را نشان داد (P ≤ ۰/۰۵۰).

میانگین خطاهای مطلق، ثابت و متغیر در بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل به صورت هم‌زمان بین شرایط مختلف مطالعه در حالت عادی و مقایسه آن با خطای پس از استفاده از اسفنج و خطای پس از استفاده از یخ اختلاف معنی‌داری داشت (P ≤ ۰/۰۵۰).

میانگین خطاهای مطلق، ثابت و متغیر در بازسازی نیروی هدف در همان سمت، بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل با استفاده از حافظه و بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل به صورت هم‌زمان در حالت پس از استفاده از اسفنج در مقایسه با خطای پس از استفاده از یخ اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (P < ۰/۰۵۰) (جدول ۲).

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر فیدبک‌های حسی ساق پا بر روی درک نیروی عضلات اکستانسور مفصل زانو در مردان جوان سالم بود. بر اساس نتایج به دست آمده، دستکاری فیدبک‌های حسی ساق پا بر روی خطای بازسازی نیروی عضلات اکستانسور مفصل زانو در روش‌های بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل تأثیرگذار است، اما در روش بازسازی نیروی هدف در اندام همان سمت با وجود افزایش میزان خطا، اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد.

جدول ۲. میانگین انواع خطا در روش‌های مختلف بازسازی نیروی هدف

وضعیت حسی	روش بازسازی نیروی هدف	نوع خطا	میانگین ± انحراف معیار	شرایط عادی آزمون یا شاهد (میانگین ± انحراف معیار)	مقدار P
شرایط اعمال اسفنج	بازسازی نیرو در همان سمت	خطای مطلق	۲/۸۱ ± ۱/۳۴	۲/۲۲ ± ۱/۱۷	۰/۲۹۱
		خطای ثابت	۱/۹۶ ± ۰/۹۰	۱/۳۳ ± ۰/۷۲	۰/۰۷۳
		خطای متغیر	۲/۰۲ ± ۱/۱۷	۱/۷۸ ± ۰/۹۲	۰/۹۹۷
	بازسازی نیرو در سمت مقابل به صورت هم‌زمان	خطای مطلق	۵/۷۴ ± ۲/۲۷	۲/۳۸ ± ۰/۹۷	≤ ۰/۰۰۱*
		خطای ثابت	−۵/۲۹ ± ۱/۸۵	۱/۲۰ ± ۱/۴۱	≤ ۰/۰۰۱*
		خطای متغیر	۲/۶۱ ± ۱/۰۴	۱/۰۱ ± ۱/۸۴	۰/۰۳۹*
	بازسازی نیرو در سمت مقابل با استفاده از حافظه	خطای مطلق	۴/۴۴ ± ۱/۳۶	۲/۷۳ ± ۱/۰۵	≤ ۰/۰۰۱*
		خطای ثابت	۲/۰۷ ± −۴/۲۴	۱/۳۳ ± ۱/۲۲	≤ ۰/۰۰۱*
		خطای متغیر	۳/۲۹ ± ۱/۵۵	۱/۹۶ ± ۰/۹۸	۰/۰۰۷*
شرایط اعمال یخ	بازسازی نیرو در همان سمت	خطای مطلق	۲/۷۱ ± ۱/۱۸	۲/۲۲ ± ۱/۱۷	۰/۷۰۵
		خطای ثابت	۱/۸۲ ± ۱/۰۹	۱/۳۳ ± ۰/۷۲	۰/۳۰۹
		خطای متغیر	۱/۹۶ ± ۰/۸۸	۰/۹۲ ± ۱/۷۸	۰/۹۹۹
	بازسازی نیرو در سمت مقابل به صورت هم‌زمان	خطای مطلق	۵/۷۲ ± ۲/۰۲	۲/۳۸ ± ۰/۹۷	≤ ۰/۰۰۱*
		خطای ثابت	۵/۲۵ ± ۲/۱۴	۱/۲۰ ± ۱/۴۱	≤ ۰/۰۰۱*
		خطای متغیر	۲/۳۷ ± ۰/۸۳	۱/۰۱ ± ۱/۸۴	۰/۰۳۸*
	بازسازی نیرو در سمت مقابل با استفاده از حافظه	خطای مطلق	۵/۱۱ ± ۱/۴۵	۲/۷۳ ± ۱/۰۵	≤ ۰/۰۰۱*
		خطای ثابت	−۵/۸۷ ± ۱/۶۹	۱/۳۳ ± ۱/۲۲	≤ ۰/۰۰۱*
		خطای متغیر	۳/۰۱ ± ۱/۳۱	۱/۹۶ ± ۰/۹۸	۰/۰۱۵*

*P ≤ ۰/۰۵۰

http://jrrs.mui.ac.ir

Tremblay و همکاران توانایی دقت تشخیص وزن در همان سمت پس از ۲۰ دقیقه اعمال سرما با استفاده از کیسه یخ بر روی بالک عضله کوادریسپس زانوی راست را در ۲۰ فرد سالم بررسی نمودند و به این نتیجه رسیدند که درک حس نیروی عضله کوادریسپس با سرما دچار اختلال نشد (۳۰). نتایج بررسی آن‌ها با یافته‌های مطالعه حاضر در بازسازی نیروی هدف در همان سمت همخوانی داشت. آن‌ها دریافتند که سرمادرمانی عضله کوادریسپس در توانایی دقت تشخیص وزن در همان سمت دارای ایمنی نسبی می‌باشد (۳۰). نتایج تحقیق Furmanek و همکاران نیز نشان داد که استفاده موضعی از سرما بر روی دقت حس عمقی در زانوی افراد سالم تأثیری ندارد (۳۱).

Galie و Jones تأثیر تغییرات دمای ۲۴ تا ۳۲ درجه سانتی‌گرادی پوست انگشت اشاره را بر روی درک نیروی انگشت اشاره بررسی نمودند و تفاوت معنی‌داری مشاهده نکردند. هرچند کاهش دمای پوست در پژوهش آن‌ها زیاد نبود، اما نتایج آزمون Repeated measures ANOVA نشان داد که با کاهش دمای پوست، خطای بازسازی نیروی هدف افزایش می‌یابد (۱۸).

تأثیر یخ بر روی فیدبک‌های حسی، عمق نفوذ سرما و زمان تغییرات در بافت‌ها تا حدودی مشخص شده است. به عنوان مثال، Rupp و همکاران به این نتیجه دست یافتند که با ۲۰ دقیقه گذاشتن کیسه یخ، کاهش ۸ درجه‌ای دمای داخل عضلانی ایجاد می‌شود (۳۲). همچنین، اثرات سرما در داخل عضله با غوطه‌وری در آب یخ، به مدت ۹۰ دقیقه ماندگار می‌باشد (۳۳، ۳۲). نتایج مطالعه‌ای نشان داد که ۷ درجه سانتی‌گراد کاهش دمای پوست (۳۴)، با کاهش سرعت هدایت عصبی تا نصف میزان قبل از گذاشتن یخ، کاهش ارسال اطلاعات آوران‌های پوستی و عضلانی (۳۵) و کاهش احساس درد (۳۶) همراه است.

دستکاری اطلاعات حسی ناحیه انتهای ساق به وسیله یخ و اسفنج در هر دو روش بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل، تغییر معنی‌داری در خطای بازسازی نیرو ایجاد کرد. آزمودنی نیروی درک شده را در یک شرایط حسی تولید (ایجاد اختلال حسی با یخ و اسفنج کلفت ۱۶ سانتی‌متری در انتهای تحتانی ساق پای غالب) و در اندام مقابل با یک شرایط حسی متفاوت (بدون اختلال حس) بازسازی می‌نمود. بنابراین، اختلال فیدبک‌های حسی ساق پا در این روش به دلیل یکسان نبودن شرایط حسی، اختلال در درک نیروی هدف ایجاد نمود. در این روش‌ها، نیروی بازسازی شده کمتر از نیروی هدف و میزان خطای ثابت، منفی بود (تخمین کمتر از حد واقعی). همچنین، ثبات و یا تنوع پاسخ‌های فرد به یک محرک یا خطای متغیر نیز در مقایسه با شرایط عادی اختلاف معنی‌داری داشت.

به دو علت می‌توان وجود تفاوت معنی‌دار در خطای بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل را توجیه کرد. اول این که تولید نیرو در یک شرایط حسی متفاوت با بازسازی نیرو انجام می‌شود که احتمالاً از طریق کاهش تسهیل اثر سیگنال‌های آوران‌های پوستی بر روی دستورات حرکتی نزولی اندام درگیر می‌باشد (۱۳). دوم این که مسیرهای حسی به دلیل بازسازی نیرو در اندام مقابل و تغییر در نیم‌کره حسی مغز، با روش بازسازی در همان اندام متفاوت می‌باشند (۳۸، ۳۷، ۸).

در تحقیقات دیگری نیز بر اهمیت و تأثیر فیدبک‌های حسی بر تولید و درک نیرو تأکید شده است. به عنوان مثال، Jones و Piateski گزارش کردند که با ایجاد اختلال حسی در انگشتان دست اندام مرجع به وسیله اسپیلنت پلاستیکی، در ارزیابی بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل، خطای برآورد نیروی عضلات فلکسور انگشت اشاره، فلکسورهای دست و آرنج در مقایسه با حالت عادی، کمتر از حد واقعی (Undershoot) می‌باشد (۱۲). Scotland و همکاران تأثیر فیدبک بینایی و ویبریشن را بر روی درک نیروی عضلات دست در بازسازی نیروی هدف در اندام همان سمت و سمت مقابل مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که فیدبک بینایی و ویبریشن یا اختلال حسی در درک نیرو مؤثر است (۲۷).

Monzee و همکاران در پژوهش خود، تأثیر سطح تماس (سطح زبر و سمباده‌ای با سطح صاف فلزی) انگشت شست و اشاره قبل و بعد از بی‌حسی را بر روی کنترل نیروی ۰/۵، ۱، ۱/۵ و ۲ نیوتنی بررسی نمودند و به این نتیجه رسیدند که در سطح زبر، خطای بازسازی نیرو کمتر است و بی‌حسی نیز موجب اختلال در هماهنگی کنترل نیرو می‌شود. به عبارت دیگر، اطلاعات حسی نقش مهمی در درک نیرو دارد و حس تلاش به تنهایی کفایت لازم برای هماهنگی و کنترل نیرو را ندارد (۳۹). همان‌گونه که مطالعات مذکور بر تأثیر فیدبک‌های حسی بر تولید و بازسازی نیرو صحه گذاشتند، مکانورسپتورهای پوستی نیز اطلاعاتی برای شناخت و افتراق میان اشیاء و اطلاعات عملکردی لازم برای کارکرد دست را تولید می‌نمایند و با توجه به تأثیر بی‌حسی در انگشتان دست بر روی درک نیرو و سنگینی، مقدار MVIC در نتیجه حضور ضعیف فیدبک‌های حسی، کاهش می‌یابد (۴۰).

هر یک از روش‌های بازسازی نیروی هدف دارای مزایا و معایبی هستند که آزمونگر بر اساس نیاز مطالعه آن روش را انتخاب می‌نماید. در تحقیقات حس نیرو مانند بررسی تأثیر خستگی محیطی و مرکزی بر آن، توصیه شده است که از روش بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل استفاده گردد (۴۲-۴۰، ۱۲).

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، اختلال حسی ساق پا اگرچه در روش بازسازی نیروی هدف در همان سمت تأثیر چندانی نداشت، اما در بازسازی نیروی هدف در سمت مقابل تأثیرگذار بود. بنابراین، باید در تمرینات و فعالیت‌های ورزشی مانند فوتبال که حرکات دقیق دو اندام بسیار حایز اهمیت می‌باشد و از یخ و سایر بی‌حس‌کننده‌ها به وفور استفاده می‌شود، به احتمال آسیب به خصوص در اندام مقابل توجه نمود. به نظر می‌رسد درک نیرو به حس تلاش و گیرنده‌های محیطی جهت کالیبره کردن آن نیازمند است و این دو لازم و ملزوم هم می‌باشند. بنابراین، در بررسی‌های حس نیرو باید از روش‌های مختلف ارزیابی به منظور مشاهده دقیق تغییرات استفاده نمود.

محدودیت‌ها

آزمودنی‌های مطالعه حاضر فقط مردان سالم بودند. بنابراین، یافته‌های به دست آمده قابل تعمیم به افراد مبتلا به اختلالات مختلف یا جنسیت دیگر نمی‌باشد. از سوی دیگر، به دلیل محدودیت‌های ابزاری، امکان بررسی سینماتیک وجود نداشت.

پیشنهادها

بهتر است تحقیق بر روی افراد بیمار و گروه زنان نیز انجام شود. همچنین، جهت ارزیابی عملکرد عضلات اکستانسور زانو، بهتر است از الکترومیوگرافی سطحی به منظور ارزیابی دقیق‌تر فعالیت‌های عضلانی در حین تولید و بازسازی نیروی هدف استفاده گردد.

نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج به دست آمده، چنین به نظر می‌رسد که اطلاعات حسی بر روی درک حس نیرو یا بازسازی نیروی هدف تأثیرگذار است؛ به این معنی که بی‌حسی

http://jrrs.mui.ac.ir

یا اختلال حسی یک سمت، ممکن است بر حس نیروی عضلات تأثیرگذار باشد.

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از طرح تحقیقاتی با شماره ۶۵۱۷۸ و کد اخلاق IR.TBZMED.REC.1399.573 می‌باشد. بدین وسیله نویسندگان از کلیه شرکت‌کنندگانی که در انجام پژوهش حاضر همکاری نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند.

نقش نویسندگان

مینو خلخالی زاویه، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، بهرام امیرشاکری، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، عباس سلطانی صومعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران را بر عهده داشتند.

منابع مالی

مطالعه حاضر بر اساس طرح پژوهشی با کد ۶۵۱۷۸ و شناسه اخلاق IR.TBZMED.REC.1399.573 انجام گرفته است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر امیرشاکری برای انجام این پژوهش بودجه‌ای دریافت نکرده است و از سال ۱۳۹۶ به عنوان استادیار فیزیوتراپی در دانشگاه علوم پزشکی تبریز مشغول فعالیت می‌باشد. دکتر خلخالی زاویه دانشیار فیزیوتراپی در دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دکتر سلطانی صومعه استادیار فیزیوتراپی و دکتر احمدی کهجوق استادیار کاردرمانی در دانشگاه علوم پزشکی تبریز می‌باشند.

References

1. Proske U, Gandevia SC. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. Physiol Rev 2012; 92(4): 1651-97.
2. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train 2002; 37(1): 85-98.
3. Cuisinier R, Olivier I, Troccaz J, Vuillerme N, Nougier V. Short-term memory effects of an auditory biofeedback on isometric force control: Is there a differential effect as a function of transition trials? Hum Mov Sci 2011; 30(3): 436-45.
4. De Serres SJ, Fang NZ. The accuracy of perception of a pinch grip force in older adults. Can J Physiol Pharmacol 2004; 82(8-9): 693-701.
5. Henningsen H, Knecht S, Ende-Henningsen B. Influence of afferent feedback on isometric fine force resolution in humans. Exp Brain Res 1997; 113(2): 207-13.
6. Proske U. What is the role of muscle receptors in proprioception? Muscle Nerve 2005; 31(6): 780-7.
7. Dover G, Powers ME. Reliability of joint position sense and force-reproduction measures during internal and external rotation of the shoulder. J Athl Train 2003; 38(4): 304-10.
8. Adamo DE, Scotland S, Martin BJ. Asymmetry in grasp force matching and sense of effort. Exp Brain Res 2012; 217(2): 273-85.
9. Park WH, Leonard CT, Li S. Finger force perception during ipsilateral and contralateral force matching tasks. Exp Brain Res 2008; 189(3): 301-10.
10. Vuillerme N, Boisgontier M. Muscle fatigue degrades force sense at the ankle joint. Gait Posture 2008; 28(3): 521-4.
11. Amirshakeri B, Khalkhali ZM, Rezasoltani A, Khademi Kalantari KH, Akbarzadeh A. The effect of lower leg sensory impulses on the force sense of knee extensor muscles in healthy adults: The accuracy of sense-of-force studies. J Bodyw Mov Ther 2019; 23(4): 739-45.
12. Jones LA, Piateski E. Contribution of tactile feedback from the hand to the perception of force. Exp Brain Res 2006; 168(1-2): 298-302.
13. Kilbreath SL, Refshauge K, Gandevia SC. Differential control of the digits of the human hand: evidence from digital anaesthesia and weight matching. Exp Brain Res 1997; 117(3): 507-11.
14. Stevens JC. Thermal intensification of touch sensation: Further extensions of the Weber phenomenon. Sens Processes 1979; 3(3): 240-8.
15. Majewski M, Susanne H, Klaus S. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. Knee 2006; 13(3): 184-8.

16. Levin KA. Study design III: Cross-sectional studies. Evid Based Dent 2006; 7(1): 24-5.
17. Negahban H, Mostafaee N, Sohani SM, Mazaheri M, Goharpey S, Salavati M, et al. Reliability and validity of the Tegner and Marx activity rating scales in Iranian patients with anterior cruciate ligament injury. Disabil Rehabil 2011; 33(23-24): 2305-10.
18. Galie J, Jones LA. Thermal cues and the perception of force. Exp Brain Res 2010; 200(1): 81-90.
19. Zavieh MK, Amirshakeri B, Rezasoltani A, Talebi GA, Kalantari KK, Nedaey V, et al. Measurement of force sense reproduction in the knee joint: application of a new dynamometric device. J Phys Ther Sci 2016; 28(8): 2311-5.
20. Raghu Prasad MS, Purswani S, Manivannan M. Force JND for Right Index Finger Using Contra Lateral Force Matching Paradigm. India: Springer India; 2013 p. 365-75.
21. Simon AM, Kelly BM, Ferris DP. Sense of effort determines lower limb force production during dynamic movement in individuals with poststroke hemiparesis. Neurorehabil Neural Repair 2009; 23(8): 811-8.
22. Adamo DE, Martin BJ, Brown SH. Age-related differences in upper limb proprioceptive acuity. Percept Mot Skills 2007; 104(3 Pt 2): 1297-309.
23. Bestas A, Erhan O, Okuducu M, Avci L, Yasar M. Cold and touch stimulation for the assessment of block level at spinal anesthesia. Clinical Research 2007; 12(1): 53-5.
24. Smieja M, Hunt DL, Edelman D, Etchells E, Cornuz J, Simel DL. Clinical examination for the detection of protective sensation in the feet of diabetic patients. International Cooperative Group for Clinical Examination Research. J Gen Intern Med 1999; 14(7): 418-24.
25. Merrick MA, Knight KL, Ingersoll CD, Potteiger JA. The effects of ice and compression wraps on intramuscular temperatures at various depths. J Athl Train 1993; 28(3): 236-45.
26. Myrer JW, Measom G, Fellingham GW. Temperature changes in the human leg during and after two methods of cryotherapy. J Athl Train 1998; 33(1): 25-9.
27. Scotland S, Adamo DE, Martin BJ. Sense of effort revisited: relative contributions of sensory feedback and efferent copy. Neurosci Lett 2014; 561: 208-12.
28. Boisgontier MP, Nougier V. Proprioception: Bilateral inputs first. Neurosci Lett 2013; 534: 96-100.
29. Vuillerme N, Boisgontier M. Effectiveness of a tongue-placed electrotactile biofeedback to improve ankle force sense following plantar-flexor muscles fatigue. Gait Posture 2009; 30(4): 556-9.
30. Tremblay F, Estephan L, Legendre M, Sulpher S. Influence of local cooling on proprioceptive acuity in the quadriceps muscle. J Athl Train 2001; 36(2): 119-23.
31. Furmanek MP, Slomka KJ, Sobiesiak A, Rzepko M, Juras G. The effects of cryotherapy on knee joint position sense and force production sense in healthy individuals. J Hum Kinet 2018; 61: 39-51.
32. Rupp KA, Herman DC, Hertel J, Saliba SA. Intramuscular temperature changes during and after 2 different cryotherapy interventions in healthy individuals. J Orthop Sports Phys Ther 2012; 42(8): 731-7.
33. Dykstra JH, Hill HM, Miller MG, Cheatham CC, Michael TJ, Baker RJ. Comparisons of cubed ice, crushed ice, and wetted ice on intramuscular and surface temperature changes. J Athl Train 2009; 44(2): 136-41.
34. Janwantanakul P. The effect of quantity of ice and size of contact area on ice pack/skin interface temperature. Physiotherapy 2009; 95(2): 120-5.
35. Herrera E, Sandoval MC, Camargo DM, Salvini TF. Motor and sensory nerve conduction are affected differently by ice pack, ice massage, and cold water immersion. Phys Ther 2010; 90(4): 581-91.
36. Cheung K, Hume P, Maxwell L. Delayed onset muscle soreness: Treatment strategies and performance factors. Sports Med 2003; 33(2): 145-64.
37. Baker V, Bennell K, Stillman B, Cowan S, Crossley K. Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. J Orthop Res 2002; 20(2): 208-14.
38. Mitchell M, Martin BJ, Adamo DE. Upper limb asymmetry in the sense of effort is dependent on force level. Front Psychol 2017; 8: 643.
39. Monzee J, Lamarre Y, Smith AM. The effects of digital anesthesia on force control using a precision grip. J Neurophysiol 2003; 89(2): 672-83.
40. Augurelle AS, Smith AM, Lejeune T, Thonnard JL. Importance of cutaneous feedback in maintaining a secure grip during manipulation of hand-held objects. J Neurophysiol 2003; 89(2): 665-71.
41. Carson RG, Riek S, Shahbazpour N. Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. J Physiol 2002; 539(Pt 3): 913-25.
42. Gandevia SC, McCloskey DI. Changes in motor commands, as shown by changes in perceived heaviness, during partial curarization and peripheral anaesthesia in man. J Physiol 1977; 272(3): 673-89.

http://jrrs.mui.ac.ir

DOI: 10.22122/jrrs.v16.3631 Published by Vesnu Publications

The Effect of the Lower Leg Sensory Feedback on Force Sense of the Knee Extensor Muscles in Healthy Young Men: A Cross-Sectional Study

Minoo Khalkhali–Zavieh[1], Bahram Amirshakeri[2], Abbas Soltani-Someh[2], Mina Ahmadi-Kahjoogh[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Sensory information is essential for controlling and modulating muscle force. The aim of this study is to examine the effect of the lower leg sensory feedback on the force sense of the knee extensor muscle.

Materials and Methods: 22 healthy young men participated in this cross-sectional study through simple random sampling. Before and immediately following manipulation of skin sensory information, the mean error of three times of reproducition of the target force [50% of Maximum voluntary isometric contraction (MVIC)] of the knee extensor muscles was measured using a special dynamometer and reported. The force sense of the knee extensor muscles was examined at an angle of 60 degrees of flexion. The test was conducted in three conditions: normal (control) state, after using a thick sponge on the distal end of the dominant leg, and after placing a bag of small ice blocks on the distal end of the dominant leg for 20 minutes. To evaluate the force sense, the force reproduction methods were used in ipsilateral and contralateral knee. Repeated measures analysis of variance (ANOVA) and paired t-test were used to compare different conditions.

Results: By manipulating the leg sensory information, no significant change was observed in the force reproduction error (absolute, constant, and variable errors) of the ipsilateral leg ($P > 0.05$). However, a significant change was observed in the force reproduction error in contralateral side ($P < 0.05$).

Conclusion: It seems that the leg sensory information plays an important role in accurate perception of the force at contralateral knee joint. Therefore, signals delivered by the sensory afferents are important in understanding and controlling force.

Keywords: Proprioception; Sensory feedback; Knee joint

Citation: Khalkhali-Zavieh M, Amirshakeri B, Soltani-Someh A, Ahmadi-Kahjoogh M. **The Effect of the Lower Leg Sensory Feedback on Sense of Force of the Knee Extensor Muscles in Healthy Young Men: Cross-Sectional Study.** J Res Rehabil Sci 2020; 16: 287-94.

Received date: 05.10.2020 Accept date: 01.12.2020 Published: 05.12.2020

1- Associate Professor, Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2- Assistant Professor, Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation Sciences, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran
3- Assistant Professor, Department of Occupational Therapy, School of Rehabilitation Sciences, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran
Corresponding Author: Bahram Amirshakeri; Assistant Professor, Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation Sciences, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran; Email: amirshakerib@tbzmed.ac.ir