

مقایسه حس نیروی استاتیک اکستانسوری زانو در زنان مبتلا به درد مفصل کشکی - رانی و زنان سالم

*زهرا صلاح زاده^۱، دکتر مهیار صلواتی^۲، دکتر نادر معروفی^۳، محمدعلی سنجرى^۴، دکتر شاهین گوهرپی^۵

چکیده

هدف: سندرم درد مفصل کشکی - رانی، یکی از شایعترین علل درد سیستم عضلانی اسکلتی است. حس عمقی یا آگاهی از حرکت و وضعیت مفصل، جزء مهم برنامه‌های کنترل حرکت و تعادل بوده و مطالعات گذشته نشان داده است که این حس در بیماران مبتلا به درد مفصل کشکی - رانی دستخوش آسیب و تغییر می‌شود. هدف مطالعه حاضر مقایسه دقت حس نیروی استاتیک عضله چهار سر رانی در بیماران مبتلا به درد قدامی زانو و افراد سالم می‌باشد.

روش بررسی: مطالعه تحلیلی - مقطعی انجام شده از نوع مورد - شاهدی بوده و ۱۷ زن مبتلا به درد قدامی زانو با انتخاب هدفمند و غیر احتمالی و ۱۷ زن سالم بر اساس هم‌تاسازی و جور کردن با بیماران در آن شرکت کردند. برای ارزیابی دقت حس نیروی استاتیک عضله چهار سر رانی در دو گروه، از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس و از روش برآورد نیرو با اندام تحتانی یک سمت بدن، استفاده شد. بدین صورت که افراد با ترتیب تصادفی در یکی از زوایای ۲۰ تا ۶۰ درجه خمیده زانو، بزرگی نیروهای ۲۰ تا ۶۰ درصد حداکثر نیروی عضلانی عضله چهار سر رانی را تولید کرده و پس از ۵ ثانیه و بر اساس میزان درک نیروی داخل عضله، نیروی مورد نظر را برآورد و بازسازی می‌کردند. برای اندازه‌گیری دقت برآورد نیروهای مورد نظر خطای ثابت، مطلق و متغیر محاسبه شد. نتایج با آزمونهای آماری تی مستقل و رگرسیون لوجستیک مورد تحلیل قرار گرفت. یافته‌ها: دقت برآورد نیروی بزرگ (۶۰ درصد حداکثر انقباض استاتیک اکستانسوری) در زاویه ۶۰ درجه، در دو گروه اختلاف معنی‌دار آماری داشته و در گروه بیماران کمتر از افراد سالم بوده است ($P < 0/05$).

نتیجه‌گیری: مطابق با یافته‌های این مطالعه حس عمقی مفصل زانو در بیماران مبتلا به درد مفصل کشکی - رانی ممکن است به دنبال تغییر آوران‌های مربوط به گیرنده‌های عضلانی، از جمله عضله چهار سر رانی، دستخوش آسیب شود.

کلیدواژه‌ها: حس عمقی / نشانگان درد مفصل کشکی - رانی / حس نیرو / عضله چهار سر ران

- ۱- دانشجوی دکترای فیزیوتراپی، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی تبریز
- ۲- دکترای فیزیوتراپی، دانشیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
- ۳- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم پزشکی ایران
- ۴- کارشناس ارشد بیومکانیک، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی ایران
- ۵- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم پزشکی اهواز

تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۹/۲۷

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۸/۲

*آدرس نویسنده مسئول:

تبریز، خیابان ولیعصر، خیابان توانیر، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، دانشکده توانبخشی، گروه فیزیوتراپی
تلفن: ۴۱۱-۳۳۳۴۶۴۷

* E-mail: zsalahzadeh@gmail.com



مقدمه

سندرم درد مفصل کشککی - رانی، ۲۵ درصد آسیبهای مفصل زانو را بخود اختصاص داده و بیشتر جوانان و بزرگسالان فعال بخصوص زنان را درگیر می‌کند (۳-۱). مهم‌ترین علائم بالینی این سندرم عبارت است از درد مبهم در پشت کشکک و بخش داخلی زانو که در طی فعالیت‌هایی چون بالا و پایین رفتن از پله و نشستن طولانی مدت به صورت چهار زانو و دویدن تشدید می‌یابد (۵، ۴). مشابه بسیاری از درگیری‌های عضلانی - اسکلتی، حس عمقی و کنترل عصبی - عضلانی نیز در این بیماران به دلایلی از جمله درد، استرسهای مکانیکی غیر نرمال وارد بر بافتهای نرم اطراف مفصل و عدم تعادل عضلانی، دستخوش تغییراتی می‌شود (۶، ۳). طبق تعریف شرینگتون، حس عمقی دارای سه جزء اصلی حس تشخیص وضعیت^۱، حس تشخیص حرکت^۲ و حس نیرو یا تانسیون^۳ می‌باشد. حس نیرو مربوط به درک نیرو یا تانسیون داخل عضلات در حین انقباض بوده و یک جزء مهم در کیفیت عملکرد حرکتی محسوب می‌شود و با دقت قابل قبولی توسط انسان قابل برآورد می‌باشد (۷، ۲). دو مکانیسم احتمالی قضاوت درباره بزرگی نیروی عضلات عبارت است از: الف) درک مرکزی نیرو که براساس تخلیه جانبی و بدنبال ارسال رونوشت پیامهای حرکتی^۴ از قشر حرکتی به قشر حسی صورت می‌گیرد (حس تلاش)^۵. ب) مکانیسم محیطی که در طی آن درک نیرو براساس اطلاعات محیطی ارسال شده از گیرندههای مکانیکی داخل عضلانی بخصوص اندام وتری گلژی (GTO) انجام می‌گیرد. هر دو مکانیسم فوق در درک نیرو سهیم هستند (۸-۱۱، ۶). در بررسی‌های گذشته برای اندازه‌گیری حس عمقی مفصل زانو در بیماران مبتلا به سندرم درد مفصل کشککی - رانی، از آزمون بازسازی زاویه یا وضعیت مفصل استفاده شده است (۱۳، ۱۲).

کرامر و همکارانش در سال ۱۹۹۷، با بررسی دقت حس عمقی در بیماران مبتلا به سندرم درد مفصل کشککی - رانی نشان دادند که به لحاظ میزان خطای بازسازی چهار زاویه ۱۵، ۳۰، ۴۵ و ۶۰ درجه خمیده زانو، بین دو گروه سالم و بیمار تفاوت معنی‌دار آماری وجود نداشته است (۱۴). در همین سال، نتایج متفاوتی نیز گزارش شد، مبنی بر اینکه دقت حس عمقی مفصل زانو در گروه بیماران کمتر از افراد سالم است (۱۵). در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۰۲ توسط بیکر انجام شده است، اختلال حس عمقی در بیماران مبتلا به سندرم درد مفصل کشککی - رانی، بخصوص در زوایای بالاتر خمیدگی زانو گزارش شده است (۱۶). در اکثر مطالعات گذشته، برای اندازه‌گیری حس عمقی زانو، از حس تشخیص وضعیت یا حرکت استفاده شده است و حس نیرو برای اندازه‌گیری دقت حس عمقی این مفصل به کار گرفته نشده است. این در حالی است که عضله

چهار سررانی در بیماران مذکور دستخوش تغییرات عملکردی زیادی از جمله کاهش عملکرد اکسنتریک و سطح فعالیت الکتریکی می‌شود (۱۷، ۱۸) با توجه به اینکه عضله چهار سررانی برای فعالیت‌های روزمره مثل بلند شدن از حالت نشسته و بالا پایین رفتن از پله لازم است، هرگونه ضعف به خصوص اختلال در کنترل نیرو و مشکلات عصبی - عضلانی این عضله ممکن است منجر به کاهش عملکرد فرد در کارهای روزمره گردد. نقش این عضله در کنترل نیروهای وارده بر زانو در طی راه رفتن حیاتی می‌باشد و بیماران مبتلا به درد قدامی زانو برای کاهش درد از این عضله کمتر استفاده می‌کنند و همین امر منجر به تغییر پیام‌های حسی ارسال شده از گیرندههای عضلانی شده و نقش حسی - حرکتی آن را کاهش می‌دهد (۲۰، ۱۹). بررسی‌ها نشان داده است که بیماران مبتلا به سندرم درد قدامی زانو قادر به درک اثرات زیان آور فشارهای خطرناک وارده بر اندام تحتانی در طی راه رفتن نیستند، چراکه در چنین شرایطی اطلاعات حس عمقی سهم زیادی در جلوگیری از آسیب ساختارهای مفصل و اطراف آن دارند (۲۰). از سویی اهمیت گیرندههای عضلانی در دقت حس عمقی ثابت شده است. بنابر این با توجه به اهمیت کنترل نیروی اکستانسوری در زانوی بیماران مبتلا به درد مفصل کشککی - رانی، می‌توان با اندازه‌گیری میزان دقت افراد در کنترل نیروی عضله چهار سررانی، جنبه‌های مختلف حس عمقی را در این بیماران مورد مطالعه قرار داد. مطالعه حس عمقی در این بیماران، به فهم مکانیسم پیشرفت این سندرم و طراحی برنامه‌های مناسب درمانی و پیشگیری‌کننده کمک خواهد کرد. از آنجا که در این زمینه در کشور مان کمتر مطالعه شده است، لذا هدف این مطالعه، بررسی دقت حس عمقی مفصل زانو، با استفاده از آزمون برآورد نیروی استاتیک عضله چهار سررانی در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه خمیده زانو می‌باشد.

روش بررسی

این مطالعه تحلیلی - مقطعی به روش موردی - شاهدی انجام گرفت. جامعه هدف شامل زنان و دانشجویان دختر با سابقه درد مفصل کشککی - رانی بوده است. بیماران از کلینیک فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی ایران و چند مرکز خصوصی در شهر تهران ارجاع داده می‌شدند. از جامعه در دسترس، به روش غیراحتمالی ساده، ۱۷ فرد بیمار بصورت هدفمند انتخاب و سپس ۱۷ فرد سالم براساس هم‌تاسازی و جور کردن مطابق معیارهای قد، وزن، سن (۳۰-۱۹ سال) و غالب بودن اندام تحتانی

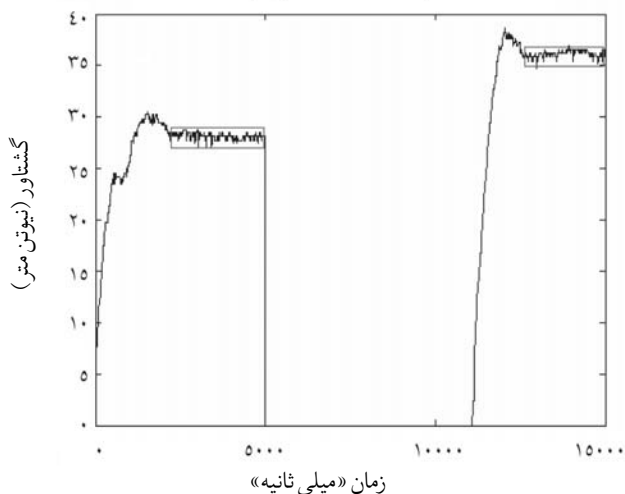
- 1- Sense of position
- 2- Kinesthesia
- 3- Sense of Force or Tension
- 4- Efferent copy
- 5- Sense of effort



فایلهای خروجی دینامومتر را بصورت منحنی گشتاور - زمان، رسم و امکان میانگین گیری از بخشهایی از نمودار که فرد سطح ثابتی از نیرو را تولید و حفظ کرده، فراهم می کند (تصویر ۱).

شکل ۱ - منحنی گشتاور زمان برنامه M Exert

تعیین دو ناحیه از حداکثر نیرو



برای بررسی دقت حس نیرو، از خطای ثابت^۶ (CE)، مطلق^۷ (AE) و تنوع پذیری^۸ (VE) استفاده شده است.

$$AE = |xi - t| / n$$

$$CE = xi - t / n$$

$$VE = \sqrt{\sum (xi - m)^2 / n}$$

Xi = نیروی برآورد شده

t = نیروی هدف

m = میانگین نیروهای برآورد شده در سه تکرار متوالی آزمون

n = تعداد دفعات برآورد نیرو

ضمناً اعداد مربوط به خطای برآورد نیرو در تمامی افراد شرکت کننده نسبت به MVIF هر فرد در هر کدام از زوایای ۲۰ یا ۶۰ درجه، نرمالیزه شده است.

از آزمونهای آماری تی مستقل و رگرسیون لوجستیک جهت تجزیه و تحلیل دادهها استفاده شد.

یافته ها

نتایج آزمون تی مستقل در این مطالعه نشان داد که میزان خطاهای حس نیرو در افراد بیمار بزرگتر از افراد سالم بوده و در زاویه ۶۰ درجه و نیروی

راست یا چپ انتخاب و پس از اخذ موافقت آگاهانه وارد مطالعه شدند. معیارهای ورود به مطالعه برای گروه بیمار عبارت بودند از: داشتن سابقه درد قدام زانو به مدت ۶ الی ۱۲ ماه، مثبت بودن تست بالینی کلارک و وجود درد در قدام یا بخش داخلی زانو در حداقل ۳ مورد از فعالتهای زیر: بالا و پایین رفتن از پله؛ نشستن طولانی مدت با زانوهای خمیده، چهار زانو یا چمباته زدن و راه رفتن طولانی مدت یا دویدن (۲۱، ۱۴). شدت درد در هریک از فعالتهای فوق با استفاده از معیار دیداری آنالوگ^۱، اندازه گیری و میانگین گیری می شد. گروه سالم هیچگونه سابقه ای از درد قدام زانو نداشتند. افراد هر دو گروه در صورت داشتن شرایطی چون مشکلات لیگامانی و منیسک زانو، نیمه در رفتگی استخوان کشکک، بیماریهای قلبی عروقی، اختلال عصبی عضلانی اندام تحتانی و سابقه ورزشی مستمر در ۶ ماه اخیر، از مطالعه خارج می شدند (۲، ۳، ۱۵، ۱۶). اطلاعات مورد نیاز از طریق پرسشنامه جمع آوری شده و آزمون حس نیرو با استفاده از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس در محل آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران، انجام شد. در طی اجرای آزمون، مفصل زانو با ترتیب تصادفی، در یکی از زوایای ۲۰ یا ۶۰ درجه قرار داده شده و پد دینامومتر نیز در محل اتصال ۲۰ و ۸۰ درصد طول ساق هر فرد، گذاشته می شد (۲۲، ۶، ۱). سپس افراد ۲ بار حداکثر نیروی استاتیک عضله چهار سر رانی را با فاصله ۵ دقیقه تولید کرده و بزرگترین آن به عنوان «حداکثر انقباض استاتیک ارادی»^۲ (MVIF) محسوب می شد. نیروی هدف به صورت ۲۰ یا ۶۰ درصد MVIF فرد محاسبه و روی منحنی گشتاور - زمان در نمایشگر رایانه دینامومتر، به عنوان فیدبک بینایی، علامت گذاری می شد. در این مطالعه، برای ارزیابی دقت حسی نیروی استاتیک عضله چهار سر رانی، از روش «برآورد نیرو با اندام همان سمت»^۳ استفاده شده است. بدین ترتیب که افراد هر دو گروه، نیروی عضلانی مورد نظر (۲۰ یا ۶۰ درصد حداکثر نیروی ارادی استاتیک) را با مشاهده فیدبک بینایی تولید و پس از ۵ ثانیه، همان نیرو را با چشم بسته و براساس تانسین درک شده در عضله، برآورد و باز تولید می کرده اند (۲۵-۲۲، ۱۵، ۱۴). به افراد آموزش داده می شد تا در حین تولید نیروی هدف به میزان تانسین و نیروی داخل عضله چهار سر رانی توجه نمایند. ضمناً قبل از هر مرحله، فرد بازسازی نیرو را در ۲ مرحله تمرین کرده و برای کاهش میزان خطای فرد، آزمون اصلی باز تولید نیرو، ۳ بار تکرار می شد. برای جلوگیری از خستگی فرد، بین هر مرحله آزمون، ۳ الی ۵ دقیقه استراحت در نظر گرفته شده بود. نرم افزار دینامومتر، نیروی برآورد شده فرد را، بصورت منحنی گشتاور - زمان نمایش می داد که این اطلاعات، توسط برنامه M. Exert پردازش و میانگین گیری می شد. برنامه MEXERT تحت MATLAB طراحی شده و

1-Visual Analog Scale
2-Maximal Voluntary Isometric Force
3-Ipsilateral Limb Matching
4-Constant Error (CE)
5-Absolute Error (AE)
6-Variability Error (VE)



کرامر (۱۹۹۷) و بیکر (۲۰۰۲) نیز بیانگر این مطلب می‌باشد (۱۶، ۱۴). حس عمقی به عنوان یک جزء مهم ثبات دینامیک مفصل زانو، از عناصر اصلی برنامه‌های کنترل حرکت می‌باشد و آسیب مفاصل، چه بصورت مستقیم و چه غیرمستقیم، باعث تغییر اطلاعات ارسال شده از گیرنده‌های مکانیکی، بخصوص گیرنده‌های دوک عضلانی و اندام‌تری گلژی می‌شود (۲۵، ۲۴، ۱).

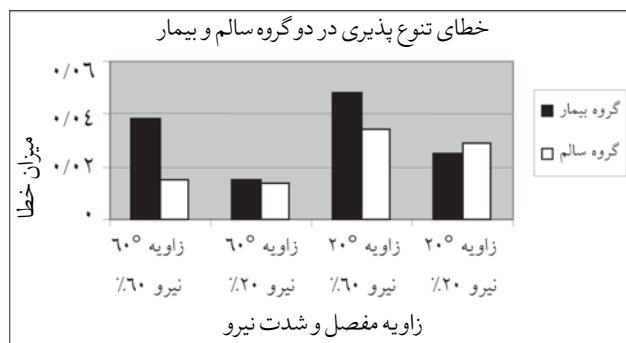
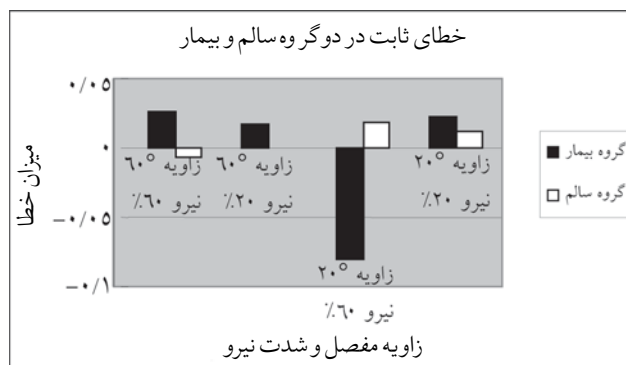
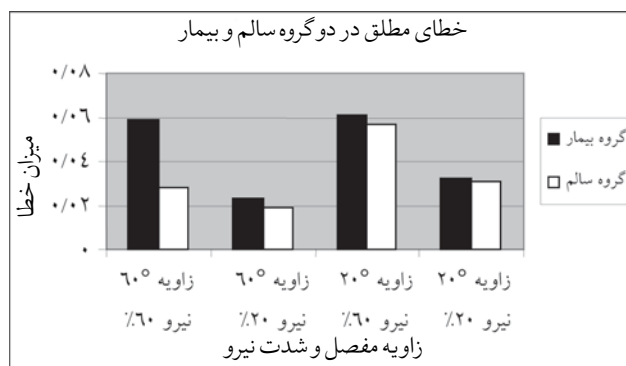
با توجه به اهمیت عضله چهار سر رانی برای فعالیت‌های روزمره مثل راه رفتن، بلند شدن از حالت نشسته و بالا و پایین رفتن از پله، هرگونه ضعف به خصوص عدم توانایی در کنترل کردن نیروها و مشکلات عصبی - عضلانی آن منجر به کاهش عملکرد فرد در کارهای روزمره می‌گردد. (۲۷، ۲۶، ۱۸) مطالعه گروگوری و همکارانش در سال ۲۰۰۴ نیز نشان داده است که خستگی عضلات بدنبال انقباضات اکسنتریک منجر به آسیب‌گیرنده‌های عضلانی شده و حس عمقی رادستخوش اختلال می‌کند (۸).

از سویی نقش این عضله در کنترل نیروهای ناگهانی وارده بر اندام تحتانی حیاتی است. استفاده کمتر از عضله به عنوان یک مکانیسم کاهش درد در افراد مبتلا به سندرم درد مفصل کشککی - رانی، ممکن است با تغییر پیام‌های حسی ارسال شده، نقش حسی حرکتی آن را تحت تأثیر قرار دهد (۲۸-۲۶، ۱۸). وجود درد در زاویای بالاتر خمیدگی زانو در طی کارهای روزمره باعث می‌شود که این بیماران از این زوایا کمتر استفاده کرده و همین امر ممکن است منجر به کاهش دقت حس عمقی مفصل زانو شود (۲۹، ۲۰). یکی از نتایج مطالعه حاضر این بود که تغییر زاویه مفصل زانو بیشتر از بزرگی نیرو، دقت حس نیرو را تحت تأثیر قرار می‌دهد. مطابق بررسی کافارلی (۱۹۷۹) و مک کلووسکی (۱۹۷۷) تغییر زاویه مفصل که منجر به تغییر رابطه طول و تانسیون عضلات می‌شود، ظرفیت تولید نیرو و دقت حس نیرو را تغییر می‌دهد (۳۱، ۳۰). بطور کلی مشکلات کنترل عصبی عضلانی عضله چهار سر رانی می‌تواند بدنبال ارسال فیدبک‌های حس عمقی غیرطبیعی از گیرنده‌های مکانیکی اطراف مفصل کشککی - رانی شروع و پیشرفت نماید. از سویی ارسال این اطلاعات، تغییر اطلاعات حسی و دشارژهای غیرطبیعی فیبرهای قطور مربوط به گیرنده‌های حس عمقی را برمی‌انگیزد (۳۲، ۱۱، ۲).

برای درک نیروی داخل عضلانی، مغز پیام‌های حسی محیطی و دشارژهای جانبی پیام‌های حرکتی در سیستم عصبی مرکزی را مقایسه می‌کند. در انقباض طبیعی عضله، بین دو منبع اطلاعاتی فوق، انطباق قابل قبولی وجود دارد و هرگونه عدم تطابق بین فیدبک‌های محیطی و رونوشت پیام‌های حرکتی منجر به حس نیروی متفاوت و افزایش خطای فرد می‌شود (۳۴، ۳۳، ۱۴).

۶۰ درصد MVIF تفاوت معنی داری بین دقت حس نیرو در دو گروه وجود داشته است ($P < 0.05$) (شکل ۲).

آزمون لوجستیک رگرسیون^۱ نیز نشان داد که بیماران مبتلا به سندرم درد مفصل کشککی - رانی بیشترین خطا را در خطای تنوع پذیری و یا ثبات نیروی برآورده شده در طی ۳ تکرار متوالی آزمون داشته‌اند. مطابق با نتایج آزمون رگرسیون میزان تکرار پذیری مطلق آزمون اندازه‌گیری دقت حس نیرو در این مطالعه، ۸۵ درصد بوده است.



نمودار ۱- خطاهای مطلق (AE)، تنوع پذیری (VE) و ثابت (CE) در ۲۰ و ۶۰ درجه و ۲۰ و ۶۰ درصد MVIF در دو گروه بیمار و سالم

بحث

مطابق با نتایج مطالعه حاضر، حس عمقی در بیماران مبتلا به سندرم درد مفصل کشککی - رانی ممکن است دستخوش آسیب شده باشد. بررسی



است بخاطر درد، استرسهای غیرطبیعی بافتها و تغییر اطلاعات حس عمقی ارسال شده از گیرنده‌های عضلانی و مفصلی دستخوش آسیب شود که لازم است برنامه‌های بازآموزی این حس را در برنامه‌های درمانی آنها قرار داد. توصیه می‌شود برای بررسی بیشتر حس نیرو در مفصل زانو، از تکنیکهای الکترومیوگرافی سطحی عضلات در حین برآورد نیرو و در زوایای مختلف مفصل زانو، استفاده شود.

تشکر و قدردانی

از زحمات همکاران محترم در دپارتمان فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی ایران و دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تشکر و قدردانی می‌شود.

- 1- Roland T, Augustan J. Patellofemoral pain syndrome. Sport Med. 1999; 4(4):245-262
- 2- Frederickson M. Patellofemoral pain in runners: Journal of back and musculoskeletal rehabilitation. 1995; (5): 305-375
- 3- Witvrouw E, Lysens R, Bellmans J. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. Am j of sports med. 2000; 28(4): 480-489
- 4- loudon JK, Wisner D, Goistfoley L. Intratester reliability of functional performance tests for subjects with PFPS. J Athletic Train. 2000; 37(3): 265-61
- 5- Powers CM, Heino J, Rao S. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. Clin Biomech. 1999; 14: 722-728
- 6- Grabiner M, Timothy j, Louis F. Neuromechanics of patellofemoral joint Neuromechanics of patellofemoral joint. Am j sports med. 1994; 26(1):10-21
- 7- Plasket CJ, Cafarelli E. Caffeine increases endurance and attenuations force sensation during sub maximal isometric contraction. J. appl. physiol. 2001; 91:1535-44
- 8- Gregory JE, Morgan DI, Proske U. Response of muscle spindle following a series of eccentric contractions. Exp Brain Res. 2004; 127: 234-240
- 9- Jones LA, Hunter IW. Effect of fatigue on force sensation. Exp Neural. 1983; 81:640-650
- 10- Henningsen H, knech HT, Henningsen BE. Influence of afferent feedback on isometric fine force resolution in human. Exp. Brain Res. 1997; 113:207-13
- 11- Gregory JE, Brockett CL, Morgan DL, Whitehead NP, Proske U. Effect of eccentric muscle contractions on Golgy tendon organ responses to passive and active tension in the cat. J. Physiol 2002(538): 209-218
- 12- Prymkam J. Knee joint proprioception in patients with posttraumatic recurrent patellar dislocation. Knee. Surg. Sport. Tramadol. Arthr 1996; 4:14-18
- 13- Crossley KM, Cowan SM, Bennel KL, Macconnel J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with PFPS. J Orthop. Res 2004; 22(2): 267-74
- 14- Kramar J, Handfield T, Kiefer G. Comparison of weight bearing and non weight bearing tests of knee proprioception performed by patients with patellofemoral oain syndrome and asymptomatic individuals. Clin J Sport's med 1997; 7(2): 113-8
- 15- Jones L.A. Role of central and peripheral signals in force sensation during Fatigue. Exp Neural. 1983; 81:479-503
- 16- Backer V, Bennel K, Stillman B. Abnormal knee joint position sense in individual with patellofemoral pain syndrome. J orthop Res 2002; 20: 208-214
- 17- Powers CM, Jacqueline P, Arthur H. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? Phys ther 1997; 77(10): 1063-75

ثبات و استمرار در تولید نیروی استاتیک در چند تکرار متوالی در بسیاری از مهارت‌های حرکتی امری ضروری است و میزان خطای تنوع پذیری، مؤید این مطلب می‌باشد. بنابراین افزایش این نوع خطا، اهمیت بیشتری در برنامه‌های کنترل حرکتی دارد چراکه اختلال در تولید و حفظ سطح ثابتی از نیرو را نشان می‌دهد. با توجه به اهمیت اطلاعات حس عمقی برای تنظیم و تعدیل برنامه‌های کنترل حرکت، هر نوع تغییری در این اطلاعات ممکن است مهارت‌های کنترل حرکت بیماران مبتلا به سندرم درد مفصل کشککی - رانی را تحت تأثیر قرار دهد (۲۰، ۱۹).

نتیجه‌گیری

حس عمقی بیماران مبتلا به سندرم درد مفصلی کشککی - رانی ممکن

منابع:

- 18- Goodman M, Marks R. The association between knee proprioception and isotonic quadriceps femoris strength. Physiother Can 1998; winter: 53-7
- 19- Rubley MD, Denegart CR, Buckle WE. Cryotherapy, sensation and Force variability. J Athletic Train. 2003; 38(2): 113-9
- 20- Larue J, Bard C, Fleury M. Is proprioception important for the Timing of motor activities? Can. J physiol. pharmacol. 1995; 73:255-61
- 21- Nadeau S, Gravel Luc D, Hebert J. Gait study of patients with patellofemoral pain symptoms. Gait and Posture 1997; 5:21-27
- 22- Dover G, Powers M. E. Reliability of joint position sense and force-reproduction measures during internal and external rotation of the shoulder. J Athlete Train 2003; 8(4): 304-310
- 23- Sanes JN, Shadmehr R. Sense of muscle effort and somesthetic afferent Information in human. Can. J Physiol. Pharmacol 1995; 72: 223-33
- 24- Cafarelli E, Liebesman J, Kroon J. Effect of endurance training on muscle Activation and force sensation. Can. J. Physio. Pharmacol 1995; 73: 1766-73
- 25- Weerakkady NS, Percival P, Canny B.J. Force matching at elbow joint is disturbed by muscle soreness. Somatic and motor Res 2003; 21(4): 375-67
- 26- Micheal J, Jacqueline C, Oldham A. The Role of quadriceps exercise in treatment of patellofemoral pain syndrome. Sport Med. 1996; 21(5):384-91
- 27- Hassan BS, Doherty MS. Static postural sway, proprioception and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. Ann Rheum Dis 2001; 60:612-8
- 28- Hurley M, Rees J, Newham G. Function, proprioception Acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. Age Ageing 1998; 27:55-62
- 29- Barratt DS, Cobb AG, Bentley G. Joint proprioception in normal, osteoarthritis and replaced knees. J Bone Joint Surg. 1997; 73(1): 53-66
- 30- Cafarelli E. Peripheral contributions to the perception of effort. Med Sports Exer. 1989; 14(5):382-9
- 31- Gandavia SC, Maccloskey DJ. Change in motor commands as shown by changes inperceived heaviness during partial curalization and peripheral anesthesia man. J Physiol. 1977; 272: 613-80
- 32- Salsich GB, Brechter J H, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without PFPS. Clin Biomech. 2001; 16:906-12
- 33- Lafargue G, Paillard J, Lamarre Y. Production and perception of grip force without proprioception : is there a sense of effort in diafferented subjects? EurJ of Neurosci 2003; 17: 2741-49
- 34- Scott ML, Danny MP, Jorge LG. The roll of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. American orthopedic society for sports medicine 1997; 25(1):130-137