مطالعات طب ورزشی شماره ۱۱، بهار و تابستان۱۳۹۱، صص ۴۴-۳۵

مقایسهٔ دقت حس موقعیت‌یابی مفصل زانو در سه زاویهٔ ۱۵، ۴۵ و ۶۰ درجه

جواد بهارلوئی[۱]، خلیل خیام باشی[۲]، شهرام لنجان نژادیان[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۴/۲۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۴/۱۹

چکیده

حس عمقی توانایی است که فرد برای حفظ پوسچر و تعادل خود بدان نیاز دارد و همچنین عاملی مهم برای پیشگیری از آسیب مفصل است. حساسیت حس عمقی در طول دامنهٔ حرکت مفصل ممکن است متفاوت باشد؛ از این رو تحقیق حاضر دقت موقعیت‌یابی مفصل زانو را در سه زاویهٔ هدف ۱۵، ۴۵، ۶۰ درجه و نیز برآورد پایایی اندازه‌گیری را در دو روز جداگانه بررسی کرده است. در این پژوهش ۲۰ نفر (میانگین سنی: ۲/۱±۲۲سال، قد: ۶/۸ ±۱۷۷/۱ سانتی‌متر، وزن :۱۰ ± ۷۲/۳ کیلوگرم) که سابقهٔ آسیب ارتوپدی و عضلانی در مفصل زانو نداشتند، شرکت کردند. دستگاه ایزوکینتیک بایودکس سیستم ۳ برای اندازه‌گیری حس وضعیت مفصل زانو در سه زاویهٔ ۱۵، ۴۵ و ۶۰° فلکشن زانو استفاده شد. این آزمون‌ها با فاصلهٔ زمانی یک روز تکرار شدند. بین زاویهٔ ۱۵ و ۶۰ درجه در روز اول و دوم همبستگی معنی‌داری مشاهده شد (P <۰/۰۵). با توجه به یافته‌های این تحقیق می‌توان گفت برای اندازه‌گیری حس عمقی مفصل زانو می‌توان از زوایای مختلف استفاده کرد، ولی در بیان نتایج باید به زاویهٔ هدف اشاره کرد.

کلیدواژه های فارسی: حس عمقی، حس موقعیت‌یابی مفصل، زاویهٔ هدف.

۱. کارشناس ارشد تربیت بدنی دانشگاه اصفهان (نویسندهٔ مسئول) Email:baharloie.javad@yahoo.com
۲. دانشیار دانشگاه اصفهان
۳. استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه اصفهان

مقدمه

در سال‌های اخیر، علاقهٔ فزاینده‌ای به مطالعهٔ حس عمقی[1] به‌وجود آمده است (۱- ۳). حس عمقی، حاصل از گیرنده‌هایی حسی است که ویژگی‌های حرکت اندام و بدن را دریافت می‌کنند (۱، ۴). مسیرهای عصبی آوران، اطلاعات حس عمقی مانند جهت، موقعیت در فضا، سرعت و فعال‌سازی عضلانی را به دستگاه عصبی مرکزی می‌فرستند (۲، ۵) حس عمقی از حس‌های سوماتیک است. حس سوماتیک از عملکردهای سیستم حسی است که اطلاعات را از سراسر بدن جمع‌آوری می‌کند (۵). به‌طور کلی سه نوع حس سوماتیک وجود دارد که شامل حس درد، حس تشخیص گرما و حس تشخیص نیروی مکانیکی است. حس تشخیص نیروی مکانیکی شامل حس تماسی و حس وضعیت[2] است (۵، ۶).

حفظ پوسچر به اطلاعات دریافتی از گیرنده‌های بینایی، سیستم دهلیزی و سیستم حس عمقی متکی است (۸). حس عمقی اطلاعات را از مفاصل، پوست و گیرنده‌های عضله - تاندون در خصوص تغییرات طول و تنش دریافت می‌کند (۷). شناسایی این پیام‌ها به‌طور پیوسته تصحیح عضلانی مورد نیاز برای تعادل را فراهم می‌کند. هر گونه اختلال در سیستم عصبی می‌تواند سبب آسیب شود (۸) پس حس عمقی در اجرای صحیح و مناسب مهارت‌های بدنی ضروری است (۹). یکی دیگر از عوامل آسیب‌پذیری زانو کمبود اطلاعات حس عمقی دریافتی و کمبود پایداری مکانیکی مفصل زانو است (۱۰). به‌علاوه تحقیقات مشخص کرد کشش لیگامان متقاطع قدامی زانو سبب هدایت سازوکارهای بازخورد عصبی برای انقباض عضلهٔ همسترینگ می‌شود و در نتیجه، چرخش رو به جلو تیبیا روی فمور محدود می‌شود (۱۱). این دلایل مشخص می‌کند که چرا آسیب‌پذیری هنگام تمرین و پس از آن بیشتر از حالت استراحت است (۱۲). پس کاهش توانایی حس عمقی سبب آسیب در ورزشکار می‌شود و همچنین دلیلی برای افزایش خطر افتادن در افراد مسن است (۱۰، ۱۳).

اطلاعات حس عمقی در مفصل زانو از گیرنده‌های موجود در کپسول مفصل، لیگامان، عضلات، تاندون و پوست فراهم می‌شود (۱۴، ۱۵). برخی از این گیرنده‌ها مثل گیرنده‌های پاسینی (این گیرنده‌ها تغییرات بافت، شروع، خاتمه و شتاب حرکات مفصل را به سیگنال تبدیل می‌کنند) در کپسول مفصلی، لیگامان‌های متقاطع و منیسک‌ها وجود دارد (۶). این گیرنده‌ها در ابتدا و انتهای دامنهٔ حرکتی مفصل و همچنین هنگام تغییر سریع در سرعت و جهت فعال می‌شوند. بر خلاف آن‌ها، گیرنده‌های رافینی (ذرات کروی شکل با پوشش ضعیف که در لیگامان‌های

1. Proprioception
2. Joint position

متقاطع،کپسول مفصلی و منیسک یافت می‌شوند) و اندام وتری گلژی گیرنده‌هایی هستند که کاملاً به موقعیت عضلات و مفاصل وابسته‌اند (۱۶).

دوک‌های عضلانی و اندام گلژی مهم‌ترین گیرنده‌ها هستند. فعالیت این گیرنده‌ها در دامنهٔ حرکتی مفصل متغیر است. اندام گلژی در میان دامنهٔ حرکتی در حال استراحت قرار دارد. دوک‌های عضلانی در انتهای حرکت دارای حساسیت بالا در حین کشش غیرفعال عضله را دارند (۱۴)؛ به همین دلیل ممکن است حس وضعیت مفصل زانو در زاویه‌های مختلف تغییر کند. مسئلهٔ اصلی در بررسی حس وضعیت این است که محققان برای ارزیابی حس وضعیت عموماً از یک زاویه استفاده می‌کنند، اما در اینجا دو نکته وجود دارد: اولاً حساسیت گیرنده‌های در بخش‌های مختلف دامنهٔ حرکتی مفصل فرق دارد و می‌تواند در اندازه‌گیری زاویه‌ای مشخص تأثیر داشته باشد و ثانیاً با توجه به اینکه برای ارزیابی حس وضعیت مفصل از روش‌های گوناگونی استفاده می‌شود آیا برآورد حس وضعیت به روش بازسازی زاویه پایایی دارد یا نه؟ هدف از تحقیق حاضر بررسی میزان خطای بازسازی در سهٔ زاویه هدف شامل: ۴۵،۱۵ و۶۰ درجه از زاویه شروع ۹۰ درجه و نیز برآورد پایایی اندازه‌گیری در دو روز متوالی است.

روش‌شناسی پژوهش

این تحقیق از نوع شبه‌تجربی با آزمون‌های مکرر روی یک گروه آزمودنی شامل ۲۰ دانشجوی مرد دانشگاه اصفهان (میانگین سنی: ۲/۱±۲۲سال، قد ۶/۸ ±۱۷۷/۱ سانتی‌متر، وزن۱۰ ± ۷۲/۳ کیلوگرم) اجرا شد که آسیب ارتوپدی و اختلال عصبی عضلانی نداشتند و به‌صورت تصادفی از بین ۲۰۰ دانشجوی ورزشکار انتخاب شده بودند. در این تحقیق سه زاویهٔ ۱۵، ۴۵،۶۰ درجه به‌صورت بازسازی زاویهٔ فعال در دو روز جداگانه ارزیابی شد. بین دو ارزیابی یک روز فاصلهٔ زمانی وجود داشت تا اثر احتمالی یادگیری از بین رود. برای اندازه‌گیری بازسازی زاویهٔ فعال از دستگاه بایودکس[1] استفاده شد. این سیستم به‌طور کلی به چهار قسمت تقسیم می‌شود که عبارت‌اند از: قسمت کنترل کننده، صفحهٔ کنترل، دینامومتر و صندلی. برای انجام آزمون شرکت‌کنندگان ابتدا به مدت ۵ دقیقه روی دوچرخهٔ ثابت بدون اعمال مقاومت (هر دقیقه ۶۰ رکاب) خود را گرم کردند. سپس، به مدت ۵ دقیقه حرکات کششی در مفصل زانو و گروه عضلات چهار سر رانی و همسترینگ انجام شد (۱۷)

برای جلوگیری از تأثیر نیروهای فشاردهنده از طرف لبهٔ صندلی بر پشت زانو، فاصلهٔ لبهٔ صندلی از حفرهٔ پوپلیتئال ۵ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. از اپی‌کوندیل خارجی فمور به‌عنوان

1 .Isokinetic Biodex System 3

نشانهٔ آناتومیک برای تعیین موقعیت مفصل زانو استفاده شد که با برچسبی علامت‌گذاری می‌شد. پس از آن، با استفاده از کمربند تعبیه شده روی صندلی دستگاه، فرد درجای خود محکم نگه داشته می‌شد. محور چرخش بازوی اهرم دینامومتر هم‌راستا با محور چرخش زانو و بالشتک بازوی اهرم نیز روی یک‌سوم تحتانی ساق قرار داده می‌شد. سپس، با استفاده از حالت ایزوکینتیک، اهرم دستگاه آزاد می‌شد تا فرد بتواند آزادانه و فعال آن را حرکت دهد. سپس، با استفاده از امکانات تعبیه شده روی صفحهٔ کنترل دستگاه و نرم‌افزار موجود دامنهٔ حرکتی اهرم دستگاه و در نتیجه، دامنهٔ اختصاصی هر فرد تعیین می‌شد. در این تحقیق ی دامنهٔ حرکتی صفر تا صد درجه برای دستگاه و افراد مورد آزمون به‌طور اختصاصی تعریف شد.

پس از اینکه تمامی تنظیم‌های فوق انجام شد، از هر فرد خواسته شد برای آشنا شدن با نحوهٔ انجام آزمون به‌طور فعال پای خود را در زاویه‌های هدف قرار دهد. پس از آشنایی فرد با روش انجام کار، یکی از سه زاویه به‌صورت تصادفی به‌عنوان زاویهٔ هدف انتخاب می‌شد. سپس فرد با جلو آوردن پا از زاویهٔ شروع ۹۰ درجه پای خود را به زاویهٔ هدف می‌برد. هنگامی که پای شخص به زاویه هدف می‌رسید، دستگاه پا را ثابت کرده، به مدت ۵ ثانیه در این حالت نگه می‌داشت. سپس پای شخص به حالت شروع باز می‌گشت و این بار از فرد خواسته می‌شد که چشمان خود را ببندد و زاویهٔ هدف مورد نظر را بازسازی کند و هنگامی که پای خود را در آن زاویه قرار داد، کلید کنترل دستگاه را فشار دهد. این کار سه بار انجام می‌شد و میانگین خطای بازسازی زاویه به‌عنوان خطای مطلق بازسازی زاویهٔ فعال ثبت می‌شد. این آزمون برای هر سه زاویه با اعمال ۳۰ ثانیه استراحت بین هر آزموت انجام شد و برای همهٔ افراد مورد آزمایش از بازخوردهای کلامی مشابهی استفاده شد. این آزمون‌ها توسط همان آزمونگر، روز بعد (فاصلهٔ زمانی یک روز) دوباره انجام شد. برای بررسی میزان انطباق متغیرها با توزیع نرمال از آزمون کلموگروف-اسمیرنف و برای تعیین رابطهٔ سه زاویهٔ اندازه‌گیری شده از ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS استفاده شد.

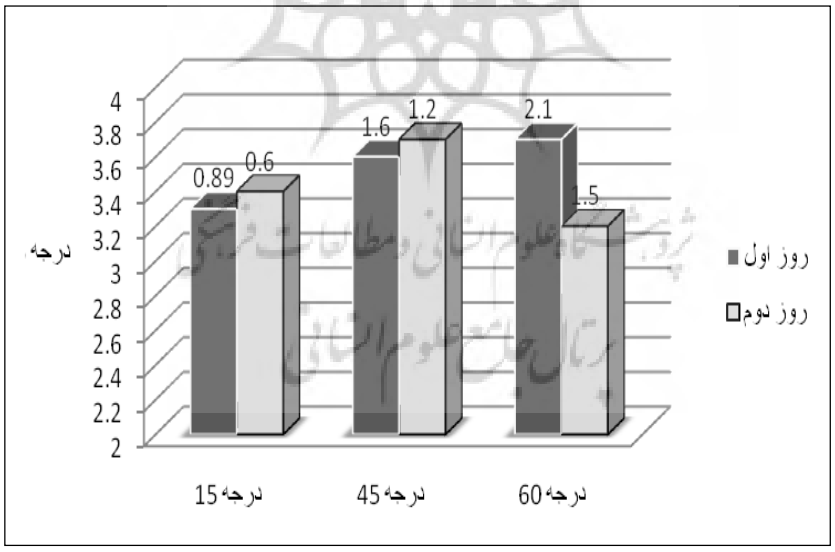
یافته‌های پژوهش

جدول ۱ نتایج اندازه‌گیری خطای مطلق بازسازی زاویهٔ فعال و جدول ۲ ضریب همبستگی بین خطای مطلق زاویهٔ فعال را در میان زاویه‌های اندازه‌گیری‌شده نشان می‌دهد. با توجه به اطلاعات جدول، بین اندازه‌گیری خطای بازسازی زاویهٔ فعال در روز اول و دوم در هر سه زاویه همبستگی مثبت مشاهده می‌شود ($P <$ ۰/۰۱). همچنین بین سه زاویه، تنها بین زاویهٔ ۱۵ درجه و ۶۰ درجه همبستگی وجود دارد ($P <$ ۰/۰۵). شکل ۱ ارتباط بین زاویه‌ها را نشان

می‌دهد. همان‌گونه که در شکل نشان داده شده است، کمترین میزان خطای مشاهده شده مربوط به زاویهٔ ۱۵ درجه و بیشترین خطا مربوط به زاویهٔ ۶۰ درجه است.

جدول ۱. خطای بازسازی زاویه در زاویه‌های مختلف

زاویه		حداقل خطای زاویه	حداکثر خطای زاویه	میانگین خطای زاویه	انحراف استاندارد
۱۵ درجه	اندازه‌گیری روز اول	۲/۲	۵/۱	۳/۳	۰/۸۹
	اندازه‌گیری روز دوم	۲/۴	۴/۵	۳/۴	۰/۶
۴۵ درجه	اندازه‌گیری روز اول	۱/۱	۷/۷	۳/۶	۱/۶
	اندازه‌گیری روز دوم	۲/۱	۶/۷	۳/۷	۱/۲
۶۰ درجه	اندازه‌گیری روز اول	۱/۲	۱۰/۷	۳/۷	۱/۲
	اندازه‌گیری روز دوم	۱/۶	۸	۳/۲	۱/۵



شکل ۱. مقایسهٔ زاویه‌های اندازه‌گیری‌شده

جدول ۲. همبستگی بین خطای بازسازی زاویه

	خطای زاویهٔ ۱۵ درجهٔ روز دوم	خطای زاویهٔ ۴۵ درجهٔ روز اول	خطای زاویهٔ ۴۵ درجهٔ روز دوم	خطای زاویهٔ ۶۰ درجهٔ روز اول	خطای زاویهٔ ۶۰ درجهٔ روز دوم
خطای زاویهٔ ۱۵ درجه روز اول	۰/۹	۰/۰۱۹	۰/۰۷۶	۰/۵۵	۰/۳۵
خطای زاویهٔ ۱۵ درجهٔ روز دوم		۰/۶۹	۰/۱	۰/۴۶	۰/۲۶
خطای زاویهٔ ۴۵ درجهٔ روز اول			۰/۸۳	۰/۱	۰/۰۴
خطای زاویهٔ ۴۵ درجهٔ روز دوم				۰/۴۵	۰/۱۱
خطای زاویهٔ ۶۰ درجهٔ روز اول					۰/۶۲

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد اندازه‌گیری حس عمقی به روش بازسازی زاویهٔ فعال بعد از تکرار آزمون در روز دوم همبستگی کامل دارد پس می‌توان این نکته را بیان کرد که با توجه به اینکه همبستگی کامل بین اندازه‌گیری در دو روز مشاهده شد، روش بازسازی زاویه برای اندازه-گیری حس وضعیت پایاست. همبستگی در میان سه زاویهٔ اندازه‌گیری شده فقط بین زاویه ۱۵ و ۶۰ درجه مشاهده شد. سه دلیل می‌تواند برای تفاوت در توانایی حس عمقی بین بخش‌های مختلف حرکت وجود داشته باشد:اولین دلیل، احتمال نوع دریافت محرک در نقاط مختلف دامنهٔ حرکتی مفصل است. گیرنده‌های مفصلی هنگامی که مفصل در انتهای باز شدن است فعالیت بیشتری دارند. اگر تغییر در بازسازی زاویه حرکت به‌دلیل افزایش به‌کارگیری اعصاب آوران مفصل باشد، باید بین زاویهٔ ۴۵ تا ۶۰ درجه و ۶۰ درجه تا باز شدن کامل در دامنهٔ حرکتی تفاوتی مشاهده شود، در صورتی که این دو بخش اطلاعات یکسانی را فراهم کردند. دومین توضیح تفاوت بین گیرنده‌های عضلانی است. عضلات بیش از یک نوع اعصاب آوران دارند که حساسیت آن‌ها در برابر انواع کشش متفاوت است. اندام گلژی در میان دامنهٔ حرکتی در حال استراحت قرار دارند. دوک‌های عضلانی در انتهای حرکت دارای حساسیت بالا در کشش غیرفعال عضله دارند که این حساسیت با افزایش سرعت حرکت بیشتر می‌شود، اما هنگامی که حرکت آهسته انجام شود هیچ حساسیتی به کشش غیرفعال ندارند. سومین دلیل برای تفاوت بین بخش‌های مختلف حرکت ممکن است روش انجام این تحقیق باشد. در بخش ۴۵ درجه و ۶۰ درجه تا باز شدن کامل تأثیر نیروی جاذبه بیشتر از زاویه ۹۰ تا ۱۵ درجه است. شاید نمونه‌ها نتوانند باز شدن در زاویهٔ انتهایی و همچنین سرعت در این دو بخش را نسبت به حالت ۹۰ تا ۱۵ درجه کنترل کنند؛ زیرا فشار بیشتری از طرف نیروی جاذبه بر پا وارد می‌شود. این نیروی بار در زاویهٔ انتهایی باز شدن بیشتر می‌شود (۱۴، ۱۸).

همچنین از دیدگاه رکت بین طول عضله و تانسیون رابطه‌ای وجود دارد و این‌گونه بیان شده است که طول هر عضله میزان تانسیونی را که می‌تواند در آن ایجاد شود، تعیین می‌کند و با تغییر یافتن طول عضله، تانسیون‌های مختلفی ایجاد می‌شود. این رابطه بین طول و تانسیون منحنی‌ای شبیه U وارونه دارد که در قسمت قلهٔ منحنی تقابل پل‌های عرضی بین اکتین و میوزین در داخل سارکومر حداکثر است. با قرار گرفتن عضلهٔ چهارسر رانی در این طول خاص بیشترین میزان تانسیون تولید خواهد شد؛ یعنی در زاویهٔ ۴۵ درجه فلکشن زانو این تانسیون حداکثر است و عضله در این زاویه بیشترین کنترل را از لحاظ میزان تنش در اختیار دارد و عکس آن، در دو زاویه ۱۵ و ۶۰ درجه تقابل مفید پل‌های عرضی بین میوفیلامان‌های اکتین و میوزین کاهش می‌یابد؛ در نتیجه عضله قادر به تولید تانسیون قابل ملاحظه‌ای نخواهد بود (۱۹). نحوهٔ انجام آزمون به گونه‌ای بود که با باز شدن زانو از حالت فلکشن به اکستنشن نیروی جاذبه افزایش می‌یافت که بیشترین تأثیر نیروی جاذبه در زاویهٔ ۶۰ درجه فلکشن بود و همچنین زاویهٔ ۶۰ درجه نسبت به زاویهٔ ۴۵ درجه میزان تانسیون کمتری دارد و به همین دلیل بیشترین خطای بازسازی زاویه در ۶۰ درجه فلکشن زانو مشاهده شد.

زاویهٔ هدف آزمون در دقت و ثبات اندازه‌گیری مربوط به حس وضعیت زانو تأثیر دارد. در مواقعی که فاصلهٔ درجه‌ای بین زاویه شروع و هدف کمتر باشد یا به عبارتی میزان جابه‌جایی انجام شده کمتر باشد دقت حس وضعت مفصل زانو افزایش می‌یابد که افزایش دقت مربوط به درک بیشتر افراد مورد آزمون از دامنهٔ حرکتی موجود است. با توجه به میانگین سه زاویه و انحراف استاندارد مربوط به سه زاویه، کمترین خطای حس موقعیت‌یابی مربوط به زاویهٔ ۱۵ درجه (۳/۳) و سپس ۴۵ درجه (۳/۶) و در نهایت، زاویهٔ ۶۰ درجه (۳/۷) درجه است؛ یعنی هرچه دامنهٔ حرکتی از زاویهٔ شروع بیشتر شود، دقت حس وضعیت کمتر می‌شود. بر اساس فرضیهٔ اسکات ولوپ هنگامی که انجام آزمون در طول دامنه‌ای وسیع انجام می‌شود، افراد مورد آزمون به‌طور ناآگاهانه برای جلوگیری از اشباع فعالیت دوک‌های عضلانی عضلات آنتاگونیست در انتهای دامنهٔ حرکتی موجود، حساسیت دوک‌های خود را کاهش می‌دهند که به کاهش اطلاعات ارسالی برای تشخیص وضعیت مفصل از گیرنده‌ها منجر می‌شود (۳، ۹). طی انقباض فعال عضلات، فعالیت همزمان اعصاب گاما باعث افزایش فعالیت صعودی دوک‌های عضلانی می‌شود و عضلاتی که به‌طور همزمان منقبض می‌شوند دقت حس عمقی را افزایش می‌دهند. این در مورد زاویهٔ ۱۵ درجه که در آن فعالیت عضلات واستوس مدیالیس و کشش عضلات همسترینگ نسبت به زاویه‌های ۴۵ و ۶۰ درجه بیشتر است (۲۰و ۲۱) روی می‌دهد.

حس عمقی بیشتر به گیرنده‌های موجود در عضله و مفصل وابسته است، مخصوصاً حین انجام حرکات فعال نقش گیرنده‌های عضلانی مهم‌تر است. هنگام کشیده شدن عضلات در سیکل حرکتی، سرعت انتقال عصبی[1] دوک‌های عضلانی بیشتر از حالتی است که عضلات کوتاه باشند. به این پدیده هیسترزیس می‌گویند که در کنترل حرکتی کاربرد دارد و ارتباط نزدیکی با دقت حس موقعیت‌یابی مفصل دارد (۶، ۱۴، ۲۱). در فلکشن ابتدایی مفصل زانو (صفر درجه تا ۳۰ درجه) ثبات استاتیک مفصل زانو به‌علت تماس بیشتر استخوان‌های فمور و تیبیا با همدیگر و سفتی لیگامان‌های آن‌ها بیشتر از زاویه‌های دیگر است. اطلاعات حسی از گیرنده‌های عضلانی-تاندونی با اطلاعات حاصل از گیرنده‌های جلدی، کپسولی و لیگامانی ترکیب می‌شود تا دقت حس عمقی را فراهم کند، در حالی که در دامنهٔ میانی ثبات استاتیک مفصل زانو ضعیف‌تر است (۲۲).

با وجود اهمیت اندازه‌گیری حس عمقی در علوم توانبخشی و پیشگیری از ایجاد جراحات ورزشی تاکنون روش استاندارد و دقیقی برای اندازه‌گیری حس عمقی گزارش نشده است و این تحقیق پیش‌زمینه‌ای برای انجام تحقیقات دیگر ا. با توجته به نتایج تحقیق حاضر، روش بازسازی زاویه برای اندازه‌گیری حس وضعیت مفصل زانو دارای پایایی زیادی است، ولی در زاویه‌های مختلف دقت برآورد حس وضعیت متفاوت است و محقق باید توجه داشته باشد که برای ارزیابی حس وضعیت می‌تواند از روش بازسازی زاویه استفاده کند، اما در ذکر نتایج تحقیقات خود باید زاویهٔ اندازه‌گیری شده را قید کند. همچنین به‌دلیل اهمیت زیاد حس عمقی در پیشگیری از آسیب بهتر است ورزشکاران حرفه‌ای از لحاظ این فاکتور نیز ارزیابی شوند. همچنین در افراد آسیب‌دیده حس عمقی شاخص بسیار مناسبی برای ارزیابی روند بهبودی است.

منابع:

1. Bryan, L.R and Scott, M.L. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. Journal of Athletic Training, 37:80–84 .

2. Bohdanna, T.Z., Timothy, E.H., Reeves, N.P., Goldberg, B and Cholewicki, J. (2007). The effect of core prprioception on knee injury. The American Journal of Sport Medicine, 35 :368-373.

1. rate firing

3. Niesi, K., Ebrahimi, E., Goharpi, S.h. (2005). The effect of angle target on measurement knee joint position sense in healthy man. Journals Science and Medicine, 7(5): 3.

۴. مگیل، ریچارد ای. (۱۳۸۰). کتاب یادگیری حرکتی مفاهیم و کاربردها. ترجمه موسوی و شجاعی. تهران، نشر حنانه، ص ۹۵-۱۰۳.

5. Sharma, L. (1995). Proprioceptive impairment in knee osteoarthritis. Rheumatic Disease Clinics of North America, 25: 299–314.

۶. صفری، م . (۱۳۸۳). مطالعه اثر زانوبند نئوپرنی و بانداژکشی بروی حس وضعیت مفصلی و درد بیماران مبتلا به استئوارتریت زانو در شهر تهران. پایان نامه کارشناسی ارشد ارتوپدی فنی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی.

7. Higgins, M.J and Perrin, D.H. (1997). Comparison of weight–bearing and non–weight–bearing conditions on knee joint reposition sense .Journal of Sport Rehabilitation, 6:327–334.

8. Ozgur, S., Aysekin, L., Aydan, A., Zuhal, G and Mohmnt, N. (2006). Effect of knee muscle fatigue and lactic acid accumulation on balance in healthy subjects . Isokinetic and Exercise Science, 14 :301–306 .

۹. عسکری، ط.(۱۳۸۰). مقایسه درک حس وضعیت مفصل زانو در سه گروه: افراد سالم، افراد مبتلا به ACL-Tear، افراد مبتلا به ACL-Reconstruction. پایان نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس.

10. Petrell, R.J., Lattazio, P.J., Nelson, M.G. (1997). Effect of age and activity on knee joint proprioception. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation: 76(3): 235-241.

11. Ozmun, J.C., Thieme, H.A., Ingersoll, C.D., Knight, K.L. (1996). Cooling does not affect knee proprioception. Journal of Athletic Training, 31(1): 8–11.

12. Bartlett, M.J &Warren, P.J . (2002). Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. British Journal of sports Medicine, 36: 132–134.

13. Pai, Y.C., Rymer, W.Z., Chang, R.W& Sharma, L. (1997). Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception. Arthritis & Rheumatism, 40(12): 2260-2265.

14. Heather, A.T., Christopher, D. I., Kenneth, L. K. and Ozmun, J. A. (1996). Cooling Does Not Affect Knee Proprioception. Journal of Athletic Training, 31: 420-429.

15. Rozzi, S.L., Lepart, S.M., Gerar, W.S., FU, F.H. (1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of mal and female soccer and basketball players . The American Journal of Sports Medicine, 27(3): 312-319.

16. Grob, K.R., Kuster, M.S., Higgins, S.A., Lloyd, D.G., Yata, H. (2004). Lack correlation between different measurement of proprioception in knee. Journal of Bone and Joint Surgery, 84(4): 614.

17. Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A. and Graham, S. A. (2008). Comparison of musculoskeletal function in elite and sub-elite English soccer players. Journal of Movement Science.

18. Rahnama, N., Lees, A. and Bambaecichi, E. (2005). A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. Ergonomics, 48: 1567-1575.

۱۹.پرنتیس، ویلیام ای. تکنیک‌های توانبخشی در طب ورزش. ترجمه دکتر محمد فراهانی. تهران ،نشر سرواد، ص ۸۸- ۱۰۶.

20. Fremerey, R., Lobenhoffer, P., Skated, M., Gerich, T., Bosch ,U. (2001). Proprioception in ACL Reconstruction endoscopic versue open two tunnel technique. International Journal of Sports Medicine, 22(2): 144-8.

21. Birmingham, T.B., Inglis, J.T., Kremer, J.F. (2000). Effect of a neoprene sleeve on knee joint kinesthesis: influence of different testing procedures. Medicine and Science in Sports and Exercise, 32(2): 304-308.

22. Weiler, H.T., Awiszus, F. (2000). Influence of hysteresis on joint position sense in the human knee joint. Experimental Brian Research, 135(2): 215-221.

پرتال جامع علوم انسانی