

بررسی پایایی و دقت اندازه گیری زاویه در محیط آزمایشگاه و مقایسه آن با آنالیز دستی در کلینیک با استفاده از یک سیستم جدید

دکتر محمدرضا هادیان^۱، دکتر نسرین ناصری^۲، دکتر حسین باقری^۳، دکتر سعید طالبیان^۴، دکتر غلامرضا علیایی^۵، شهره جلایی^۵

^۱دانشیار دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

^۲استادیار دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

^۳دانشیار دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

^۴استاد دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

^۵مربی، کارشناس ارشد امار دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: اندازه گیری زاویه مفصل در ارزیابی یکی از اجزای مهم حس پروپریوسپشن یعنی حس وضعیت مفصل کاربرد دارد. هدف این مطالعه مقطعی، بررسی پایایی ودقت اندازه گیری زاویه با استفاده از دو روش آنالیز دستی و آنالیز با AutoCAD بود.

روش بررسی: برای بررسی پایایی و دقت آنالیز دستی در محیط کلینیک، از ۷۲ زاویه مفصل زانوی راست ۲۴ فرد سالم، در حالیکه ۴ عدد مارکر مربعی بر روی اندام تحتانی آنها چسبانده شده بود با دوربین دیجیتال، عکس گرفته شد. زوایای تصاویر موجود با آنالیز دستی از طریق صفحات شفاف وگونیا متری اندازه گیری شد. این اندازه گیری توسط آزمونگر اصلی با دو تکرار با فاصله زمانی ۱۰ روز و دو فیزیوتراپیست به صورت مستقل انجام شد.

یافته ها: ضریب همبستگی (r)، در آنالیز دستی تمام زوایا، بین تست کننده ها، تقریباً ۱ بود. ICC [2.1] در پایایی از نوع inter & intra-rater، ۰/۹۹۹ بود. همچنین اختلاف معنی دار میان اندازه گیری های دو فیزیوتراپیست، دو بار اندازه گیری آزمونگر اصلی و هر بار اندازه گیری آزمونگر اصلی و هر فیزیوتراپیست وجود نداشت. در بررسی ارتباط آنالیز دستی با آنالیز با AutoCAD، ضریب همبستگی برای هر سه زاویه ۱ بود. اختلاف میانگین دو روش بیشتر از ۰/۸ درجه نبود.

نتیجه گیری: روش های معرفی شده در این مطالعه، شامل روش آنالیز دستی و آنالیز با AutoCAD، برای اندازه گیری زاویه مفصل زانو دارای پایایی و دقت کافی هستند. این روش ها از طریق مارکر گذاری و فوتوگرافی دیجیتال در ارزیابی حس وضعیت مفصل زانو میتوانند به کار گرفته شوند.

واژگان کلیدی: آنالیز دستی زاویه، آنالیز زاویه با AutoCAD، حس وضعیت مفصل، زانو، پایایی

تاریخ پذیرش مقاله: مهر ۱۳۸۵

تاریخ وصول مقاله: تیر ۱۳۸۵

نویسنده مسئول: دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
hadianrs@sina.tums.ac.ir

مقدمه

باند‌های ثابت کننده ، نتایج ارزیابی را تحت تأثیر قرار دهد.

یکی دیگر از موارد محدودیت این وسیله ، فقدان پایایی نتایج بین چند آزمونگر می باشد ، همچنین در صورتی که تغییرات زاویه کمتر از ۱۰ درجه باشد این مسئله نتایج مطالعه را با استفاده از گونیامتر الکتریکی بی اعتبار می کند (۲۷).

Clapper و Wolf اظهار کردند که استفاده از گونیامتر الکتریکی متصل به کامپیوتر برای اندازه گیری وضعیت‌های مفصلی، در فعالیت‌های همراه با تحمل وزن، نسبت به گونیامترهای معمولی، پایایی کمتری دارد و استفاده از آن می‌تواند عاملی برای ایجاد حرکات غیرنرمال باشد (۲۸). در استفاده از دینامومتر ایزوکینتیک، مسئله مهم وجود فیدبک‌های آوران غیرنرمال ناشی از وسایل ثابت کننده اندام و عدم امکان ارزیابی JPS در وضعیت فانکشنال (weightbearing) می باشد. تست‌های تحمل وزن، نه تنها کاربردی‌تر می‌باشند بلکه در آنها تمامی گیرنده های حس پروپریوسپشن (در پوست، مفاصل و عضلات) تحریک می‌شوند. این دو حالت همانند وضعیتی است که در طی آن فعالیت‌های روزمره انجام می شوند (۳۱، ۳۰، ۲۹).

در روش آنالیز کامپیوتری تصاویر ویدئویی، تعیین زوایای تست و بازسازی شده با کمک آنالیز تصاویر ویدئویی گرفته شده با یک دوربین و با اندازه گیری دو بعدی اتوماتیک، صورت می گیرد. برای تسهیل این امر، از مارکرهای منعکس کننده نور معمولی یا مادون قرمز که در قسمت خارجی اندام قرار داده می‌شوند استفاده می گردد (۲۱، ۲۰). اندازه گیری زاویه با این روش هزینه‌بر، وقت گیر و پیچیده می باشد (۳۲). مطالعه کینماتیک ، بررسی متغیرهای حرکتی بدون در نظر گرفتن عامل ایجاد آن، یعنی جابجائی‌های زاویه ای، سرعت و شتاب می باشد (۳۳). در مطالعات از این نوع، از وسایل مختلفی نظیر دوربین های با سرعت بالا (۳۴)، سیستم های ترسیم الکترومغناطیسی (۳۵). گونیامتر

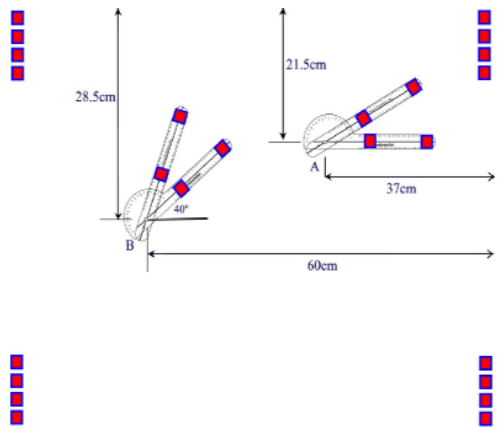
در ارزیابی‌های فیزیوتراپی و ارتوپدی، یکی از ابزارهای مهم برای تعیین میزان پیشرفت بیمار، بررسی میزان تأثیر تکنیک‌های درمانی مختلف و همچنین تصمیم‌گیری درموردانجام‌درمانی‌های بعدی، اندازه‌گیری زاویه مفصل می باشد (۱).

علاوه بر این، اندازه‌گیری زاویه مفصل در ارزیابی یکی از اجزای مهم حس پروپریوسپشن یعنی حس وضعیت مفصل (Position Sense: JPS) Joint نیز کاربرد دارد (۲، ۳، ۴، ۵، ۶، ۷). برای اندازه‌گیری اجزای آگاهانه حس پروپریوسپشن شامل حس وضعیت مفصل (JPS)، حس حرکت (Kinesthesia) و حس مقاومت و نیرو (tension) ، از روش‌های متفاوتی استفاده می شود (۸، ۹).

در ارزیابی JPS درمفصل زانو ، زوایای تست و زوایای بازسازی شده معمولاً در دو وضعیت زنجیره باز (نشسته) و زنجیره بسته (ایستاده) و به صورت اکتیو و یا پاسیو اندازه‌گیری می‌شوند (۱۰، ۱۱، ۱۲، ۱۳، ۱۴، ۱۵، ۱۶). غالباً برای این اندازه گیری از وسایل و روش‌هایی مانند: گونیامتر الکتریکی (۱۶، ۱۷). دینامومتر ایزوکینتیک (۱۸، ۱۹)، آنالیز اتوماتیک کامپیوتری از تصاویر ویدئویی به صورت دو بعدی (۲۰، ۲۱)، سیستم آنالیز کینماتیک (۲۲)، پاسخ های بینایی برای بازسازی زاویه تست شده (مثلاً در یک گونیامتر، مدل مفصلی یا صفحه کامپیوتر) (۲۳) ، ترکیب روش ویدئوگرافی و گونیامتری (۲۴) و فوتوگرافی و گونیامتری (۲۵، ۲۶) استفاده می‌شود. گونیامتر الکتریکی که یک strain gauge است برای تمامی مفاصل به خصوص در مفصل ران و مچ پا قابل استفاده نیست. همچنین این احتمال وجود دارد که فیدبک‌های آوران غیرنرمال ناشی از عدم تطابق محور گونیامتر بر محور حرکتی مفصل (۱) و فعالیت غیرنرمال پروپریوسپتورها ناشی از فشارهای اعمال شده از طرف نوارها و

روش (۴۴) Scholz و Haggard and Wing (۴۵) بود استفاده شد.

۱۶ مارکر مربعی، با ضلع ۴ سانتیمتر، هر ۴ عدد بصورت عمودی در هر گوشه یک تخته در ابعاد ۸۰×۹۰ سانتیمترکه به دیوارمتصل شده بود، جهت کالیبراسیون سیستم چسبانده شد. یک عدد گونیامتر پلاستیکی استاندارد با طول بازوی ۱۸ سانتیمتر و تقسیم بندی ۱ درجه ای به صورتیکه به هر بازوی آن ۲ عدد مارکر مربعی ۴ سانتی متری چسبانده شده بود، در دو موقعیت A و B (به ترتیب) از طریق بازوی ثابت آن با چسب به تخته نصب شد. در موقعیت A محور گونیامتر ۲۱/۵ سانتیمتر از کناره فوقانی و ۳۷ سانتیمتر از کناره سمت راست تخته فاصله داشت و بازوی ثابت به صورت افقی قرار داده شد. در موقعیت B، محور گونیامتر با فاصله ۲۸/۵ سانتیمتر از کناره فوقانی و ۶۰ سانتیمتر از کناره سمت راست تخته، ثابت شد و بازوی ثابت با زاویه ۴۰ درجه نسبت به خط افقی، قرار داده شد (شکل ۱).



شکل ۱- دو موقعیت گونیامتر بر روی تخته کالیبراسیون

دوربین فیلم برداری دیجیتال (Canon MV750i) با رزولاسیون ۸ مگاپیکسل در فاصله ۲ متری از تخته و ۶۵ سانتیمتری از سطح زمین به صورتی که لنز آن کاملاً در امتداد مرکز تخته باشد، بر روی سه پایه تراز شد. زوایا در دامنه ۲۰ تا ۱۸۰ درجه، با هر ۲۰ درجه افزایش (۹ زاویه) بعنوان زوایای مرجع انتخاب شدند.

الکتریکی (۳۶) و شتاب سنج (۳۷) استفاده می شود اما از دوربینهای با سرعت بالا همراه با مارکرهای منعکسکننده کروی که بر روی اندام گذاشته می شود بیشتر استفاده می شود. محدودیت اصلی در کار با دوربینهای با سرعت بالا، صرف وقت زیاد جهت آنالیز تصاویر ویدئویی می باشد (۹). استفاده از پاسخهای بینائی (visual analogue responses) نیز فاقد پایایی و دقت کافی می باشند (۳۸).

مطالعات مربوط به اندازه گیری زاویه با استفاده از ترکیب ویدئوگرافی یا فوتوگرافی همراه با گونیامتری، با استفاده از مارکرگذاری (۱۰،۳۹،۴۰،۴۱). بخصوص برای ارزیابی JPS محدود می باشند. مارکرهای پوستی، محدودیتی در انجام حرکت ایجاد نمی کنند، همچنین به راحتی و خیلی آسان مورد استفاده قرار می گیرند (۴۰،۴۱). بررسی های گونیامتریک برای اندازه گیری زاویه با استفاده از فیلم های ویدئویی دقت کافی دارند (۴۰). از ترکیب روش فوتوگرافی و گونیامتری در مطالعاتی استفاده شده است (۲۵،۲۶). اما تهیه عکسهای غیر دیجیتال هزینه بر و وقت گیر است. در مطالعه Herrington از فوتوگرافی دیجیتال و گونیامتری بر روی تصاویر پرینت شده، برای ارزیابی JPS مفصل زانو، استفاده شد (۴۲).

اگرچه ارزیابی های زاویه با این دو روش آسان و عینی است اما دقت و پایایی آنها کاملاً مشخص نیست. هدف این مطالعه که در دو بخش طراحی شد بررسی مسائل زیر بود:

- a) پایایی و دقت اندازه گیری زاویه با استفاده از آنالیز با AutoCAD در محیط آزمایشگاه
- b) پایایی و دقت اندازه گیری زاویه مفصل زانو با استفاده از آنالیز دستی در محیط کلینیک

روش بررسی

در بخش اول برای بررسی پایایی و دقت اندازه گیری زاویه با آنالیز با AutoCAD، از روشی مشابه روش Linden و همکاران (۴۵) که خود مشابه

در حالیکه بازوی ثابت محکم نصب شده بود، بازوی متحرک با هر ۲۰ درجه افزایش، حرکت داده شد و از هر وضعیت، ۳ عکس گرفته شد. سپس زوایای موجود با نرم افزار AutoCAD اندازه گیری شد.

در بخش دوم برای بررسی پایایی و دقت اندازه گیری زاویه با آنالیز دستی، ۲۴ فرد سالم (۱۵ مرد و ۹ زن) با دامنه سنی ۲۰-۴۷ سال، با میانگین (انحراف معیار) = $(۹/۳۰) / ۲۸/۱۲$ ، از دانشجویان رشته‌های مختلف توانبخشی و کارمندان دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران در این مطالعه شرکت کردند. تنها معیار ورود به مطالعه، وجود دامنه حرکتی کامل در مفصل زانوی مورد آزمایش بود. زانوی راست افراد جهت مطالعه انتخاب شد. هر فرد از یک شلوارک کوتاه ورزشی استفاده کرد و هیچگونه پوشش دیگری در اندام تحتانی خود نداشت. ابتدا هرکدام از افراد بر روی یک تخت درمانی در حالت طاقباز و کاملاً راحت قرار گرفتند. ۴ عدد مارکر پوستی رنگی به شکل مربع و با ضلع ۴ سانتیمتر به روش زیر در سمت خارجی اندام مورد تست در چهار نقطه چسبانده شد:

تروکانتر بزرگ لمس شد (در بعضی از افراد برای لمس بهتر، ران آنها در ادکسیون قرار داده شد)، سپس نوک تروکانتر بزرگ با متر لاستیکی به قسمت میانی خط مفصلی خارجی زانو وصل شد. مارکر اول در $1/4$ فوقانی این خط، مارکر دوم در گردن فیبولا و مارکر سوم در قسمت فوقانی مائلول خارجی چسبانده شد. سپس فرد در لبه تخت نشست و در وضعیتی که زانو تقریباً ۹۰ درجه خم بود، مارکر چهارم در قسمت فوقانی چین پوپلیته آل در محاذات لبه فوقانی پاتلا چسبانده شد. انتخاب محل مارکرها براساس مطالعات Lafortune و همکاران (۴۶)، Cappozzo و همکاران (۴۷)، Lamoreux (۴۸) و Stillman و Tully (۴۹) انجام شد. دوربین در همان فواصل قبلی، عمود بر صفحه حرکتی زانو تراز شد.

از هر فرد درخواست شد تا از وضعیت استراحت زانو تا اکستانسیون کامل، ۳ زاویه را به دلخواه و تصادفی با حرکت دادن ساق پای خود ایجاد کند و با اعلام هر موقعیت، چند ثانیه ای آن را برای تهیه عکس نگه دارد. بعد از تهیه عکس از تمامی افراد (۷۲ عکس)، زوایا با روش دستی اندازه گیری شد به این صورت که با گذاشتن صفحه شفاف بر روی صفحه کامپیوتر، گوشه‌های هر مربع با ماژیک نوک باریک به صفحه منتقل شد. سپس صفحه شفاف بر روی سطح صافی گذاشته شد و با کشیدن قطرهای مربع، مرکز هر مربع مشخص گردید. مراکز دو مارکر ساق و دو مارکر ران به یکدیگر وصل و زاویه محل تقاطع آنها با یک گونیامتر پلاستیکی یونیورسال خوانده و ثبت گردید. زوایا، دوبار توسط محقق اصلی، بافاصله ۱۰ روز و دو فیزیوتراپیست آموزش دیده به صورت مستقل، اندازه‌گیری شد. علاوه بر این ۷۲ زاویه مفصل زانو جهت مقایسه، با نرم افزار AutoCAD هم اندازه گیری شد (شکل ۲) تا مجموع خطاهای مربوط به آنالیز دستی شامل: الف - خطای مربوط به لغزش صفحه شفاف بر روی صفحه کامپیوتر، ب - خطای مربوط به رسم قطرهای مربع، ج - خطای مربوط به رسم خطوطی که از مرکز هر دو مربع می‌گذرد و د - خطای مربوط به قرار دادن گونیامتر بر مرکز تقاطع دو خط و خواندن آن تفکیک شوند.

در اندازه گیری زوایا با AutoCAD، تنها خطای احتمالی مربوط به پیدا کردن گوشه های هر مارکر در صفحه کامپیوتر بود. استفاده از مارکرهای مربعی به جای دایره ای از این نظر بود که این احتمال وجود داشت که در هر دو روش آنالیز دستی و آنالیز با AutoCAD پیدا کردن مرکز دایره با خطای بیشتری صورت گیرد. کلیه مراحل انجام این تحقیق توسط کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی تهران مورد تأیید قرار گرفت.

Pearson product-moment correlations coefficient برای تعیین ارتباط دو روش آنالیز دستی و آنالیز با AutoCAD و paired t-test برای مقایسه این دو روش محاسبه شد.

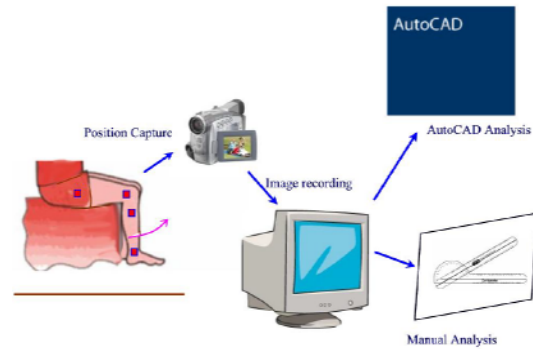
یافته ها

در بخش اول در بررسی پایایی و دقت اندازه‌گیری زاویه با آنالیز با AutoCAD، ICC برای هر دو موقعیت A و B، ۱ بود (P=0/001). این مقدار نشان می‌داد که آنالیز با AutoCAD، در محاسبه زوایا، با تغییر موقعیت گونیامتر بر روی تخته، یکسان عمل می‌کند. میانگین و انحراف معیار ۳ بار اندازه‌گیری در هر زاویه و در دو موقعیت گونیامتر در جدول ۱ و میزان اختلاف زوایای مرجع و میانگین زوایای اندازه‌گیری شده در دو موقعیت A و B، در شکل ۳ نشان داده شده است.

جدول ۱- میانگین (انحراف معیار) در ۳ بار اندازه‌گیری AutoCAD (به درجه) برای هر زاویه مرجع، در دو موقعیت A و B

موقعیت B	موقعیت A	زاویه مرجع (درجه)
۱۹/۶۴ (۰/۰۶۰)	۱۹/۶۸ (۰/۱۰۴)	۲۰
۳۹/۴۶ (۰/۰۷۳)	۳۹/۵۲ (۰/۰۸۷)	۴۰
۵۹/۵۵ (۰/۱۱۰)	۵۹/۳۳ (۰/۲۰۱)	۶۰
۷۹/۷۰ (۰/۰۰۶)	۷۹/۹۴ (۰/۰۹۶)	۸۰
۹۹/۸۰ (۰/۱۴۰)	۱۰۰/۲۵ (۰/۰۵۵)	۱۰۰
۱۱۹/۴۳ (۰/۷۵۷)	۱۱۹/۷۷ (۰/۱۴۷)	۱۲۰
۱۴۰/۰۱ (۰/۱۱۰)	۱۴۰/۰۰ (۰/۰۵۰)	۱۴۰
۱۵۹/۹۴ (۰/۱۵۵)	۱۵۹/۷۲ (۰/۰۲۰)	۱۶۰
۱۷۹/۲۷ (۰/۰۷۷)	۱۷۹/۳۳ (۰/۱۷۱)	۱۸۰

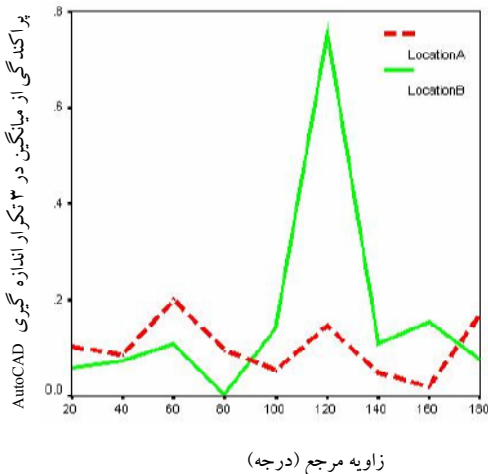
در موقعیت A، در زاویه ۱۴۰ درجه، اندازه‌گیری بدون خطا بود. بیشترین خطا در حد ۰/۶۷- درجه در زوایای ۶۰ و ۱۸۰ درجه بود و فقط در زاویه ۱۰۰ درجه، با اختلاف ۰/۲۵+، زاویه بیشتر محاسبه شده بود.



شکل ۲- شکل شماتیک اندازه‌گیری زاویه مفصل زانو با استفاده از دو روش آنالیز با AutoCAD و روش دستی. دوربین عمود بر صفحه حرکتی زانو می‌باشد.

تمام اطلاعات جمع‌آوری شده با استفاده از برنامه آماری (SPSS Ver 11.5) آنالیز شد. از آمارهای توصیفی برای محاسبه میانگین‌ها و انحراف معیارها استفاده شد. معنی‌دار بودن آماری با $P < 0/05$ تستها در نظر گرفته شد. در بخش اول یا بررسی پایایی و دقت اندازه‌گیری زاویه با آنالیز با AutoCAD، از intra-class correlations coefficient: ICC تعیین پایایی روش اندازه‌گیری در هر موقعیت گونیامتر و زاویه مرجع استفاده شد. دقت اندازه‌گیری، با میزان پراکندگی یا انحراف معیار از میانگین در ۳ بار فوتوگرافی تعیین شد. همچنین معادلات رگرسیون خطی با استفاده از میانگین ۳ تکرار اندازه‌گیری و زوایای مرجع برای هر ۲ موقعیت A و B گونیامتر محاسبه شد.

در بخش دوم یا پایایی و دقت اندازه‌گیری زاویه با آنالیز دستی، از Pearson product-moment correlation coefficient (r) برای تعیین ارتباط میان آنالیز دستی اندازه‌گیری اول محقق اصلی، اندازه‌گیری دوم محقق اصلی، اندازه‌گیری فیزیوتراپیست اول و فیزیوتراپیست دوم بطور کلی و همچنین به تفکیک جنس استفاده شد. از ICC [2.1]، برای تعیین پایایی آنالیز دستی بین ۳ تست کننده (inter-rater reliability) و پایایی در تکرار آنالیز دستی زوایا توسط محقق اصلی (intra-rater reliability) و از paired t-test برای مقایسه میانگین آنالیز دستی بین تست کننده‌ها استفاده شد. همچنین

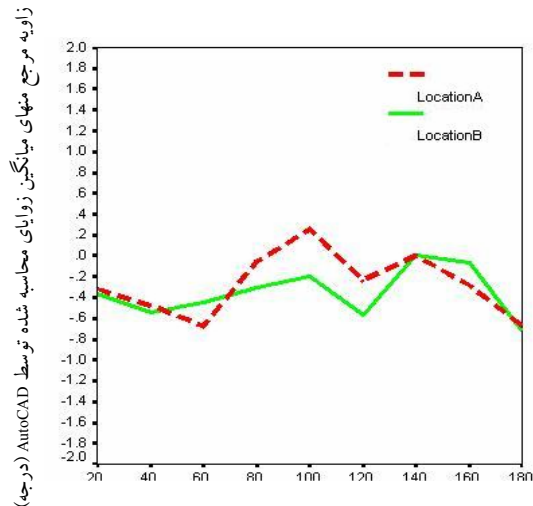


شکل ۴- پراکندگی اندازه گیری از میانگین (± ۱ انحراف معیار) (به درجه) برای زوایای محاسبه شده در دو موقعیت A و B

میزان پراکندگی از میانگین، صرف نظر از زاویه ۱۲۰ درجه در موقعیت B، برای سایر زوایا و در هر دو موقعیت A و B، کمتر از ۰/۲ درجه بود. شیب معادلات رگرسیون خطی در مقایسه میانگین ۳ بار اندازه گیری و زاویه مرجع برای موقعیت A، ۱/۰۰۰ و برای موقعیت B، ۱/۰۰۱ درجه بود (P=0/001). مقادیر عرض از مبدأ برای موقعیت A، ۰/۲۴۹ و برای موقعیت B، ۰/۰۶۶ بود. لذا با $P>0/05$ ، اختلاف معنی دار با صفر نداشتند. ضریب تعیین (r^2) برای معادلات رگرسیون خطی در هر دو موقعیت ۱ بود (P=0/001).

در بخش دوم در بررسی پایایی و دقت اندازه گیری زاویه با آنالیز دستی، مقادیر میانگین و انحراف معیار ۳ زاویه ایجاد شده در مفصل زانوی هر فرد سالم، که توسط محقق اصلی و دو فیزیوتراپیست اندازه گیری شد در جدول ۲ نشان داده شده است. ضریب همبستگی (r) در آنالیز دستی زاویه اول مفصل زانوی ۲۴ فرد، به جز بین اندازه گیری اول محقق اصلی و اندازه گیری فیزیوتراپیست اول (PT₁) با $r = ۰/۹۹۹$ (P=0/001)، در بقیه موارد، یعنی در دو تکرار اندازه گیری محقق اصلی، هر بار اندازه گیری محقق اصلی و فیزیوتراپیست دوم (PT₂) و اندازه گیری دوم محقق اصلی و PT₁ و اندازه گیری PT₁ و PT₂، ۱ بود

در موقعیت B، کمترین خطا، ۰/۰۱+ درجه در زاویه ۱۴۰ و بیشترین آن ۰/۷۳- درجه، مربوط به زاویه ۱۸۰ درجه بود (جدول ۱- شکل ۳). پراکندگی روش اندازه گیری که با انحراف معیار از میانگین ۳ تکرار اندازه گیری در دو موقعیت A و B تعیین شد در جدول ۱ و شکل ۴ نشان داده شده است.



زاویه مرجع (درجه)

شکل ۳- اختلاف زاویه مرجع و میانگین زوایای اندازه گیری شده توسط AutoCAD (به درجه) در هر زاویه مرجع، در دو موقعیت A و B

پراکندگی از میانگین در هر زاویه در موقعیت A، از ۰/۰۲ تا ۰/۲ درجه، به ترتیب برای زوایای ۶۰ و ۱۶۰ درجه، متغیر بود. اما در موقعیت B حداقل و حداکثر پراکندگی ۰/۰۶ تا ۰/۷۶ درجه، به ترتیب برای زوایای ۸۰ و ۱۲۰ درجه بود (جدول ۱- شکل ۴).

دوربین تغییر می کند اهمیت دارد. در اختلاف میانگین زوایای اندازه گیری شده توسط AutoCAD و زاویه مرجع (جدول ۱- شکل ۳)، به جز در زاویه ۱۰۰ درجه در موقعیت A، که زاویه کمی بیشتر محاسبه شده بود (۲۵/۰+ درجه) و زاویه ۱۴۰ درجه در هر دو موقعیت که اختلافی از این نظر وجود نداشت، در بقیه موارد، زوایای محاسبه شده کمی کمتر از زاویه مرجع بود. حداکثر این اختلاف ۷۳/۰- درجه، در زاویه ۱۸۰ درجه در موقعیت B و سپس در زوایای ۶۰ و ۱۸۰ درجه در موقعیت A، هر دو با اختلاف ۶۷/۰- درجه بود.

در هر دو موقعیت و برای تمامی زوایا، دامنه اختلاف بین ۲۵/۰+ تا ۷۳/۰- درجه بود. به نظر عامل اصلی برای این اختلاف ها، رفلکس نور توسط مارکرها و خطا در پیدا کردن گوشه های هر مارکر می باشد. این اختلاف از اختلافی که در آنالیز کامپیوتری زوایا توسط مارکرهای گروهی منعکس کننده (با سیستم آنالیز حرکتی) در مطالعه Scholz و همکاران و Linden و همکاران گزارش شد کمتر بود. پراکندگی از میانگین در اندازه گیری هر زاویه بطور کلی در موقعیت A کمتر از موقعیت B بود (۲/۰- تا ۲۰/۰+ درجه در موقعیت A و ۷۵/۰- تا ۰۰۶/۰+ درجه در موقعیت B). از آنجاکه فاصله دوربین، تنظیمات آن و میزان نور در ۳ بار فوتوگرافی متوالی ثابت بود، وجود این پراکندگی میتواند به تغییر بازوی ثابت گونیامتر، افزایش شدت رفلکس نور توسط مارکرها و خطا در پیدا کردن دقیق هر گوشه از مارکر، مربوط باشد.

(P=0/001). در آنالیز دستی زاویه دوم نیز همین وضعیت وجود داشت اما در آنالیز دستی زاویه سوم، در همه موارد $r=1$ به دست آمد (P=0/001).

با تفکیک جنس، در آنالیز دستی زاویه اول مردان و زنان، در همه موارد $r=1$ بود (P=0/001). در آنالیز دستی زاویه دوم و سوم در زنان، در همه موارد $r=1$ بود (P=0/001)، اما در مورد مردان این وضعیت در همه موارد وجود نداشت. ضریب همبستگی در آنالیز دستی در مردان کمتر از ۰/۹۹۹ نبود (P=0/001).

ICC[2.1] آنالیز دستی بین محقق اصلی و PT_1 و PT_2 در هر سه زاویه ۰/۹۹۹۹ (P=0/001) و فاصله اطمینان ۹۵٪ برای زاویه اول (۰/۹۹۹۹، ۰/۹۹۹۸) درجه، برای زاویه دوم (۰/۹۹۹۹، ۰/۹۹۹۸) درجه و برای زاویه سوم (۰/۹۹۹۹، ۰/۹۹۹۸) درجه بود.

با حرکت اندام و تغییر paired t-test، بین دو روش آنالیز دستی و آنالیز با AutoCAD در هر سه زاویه اختلاف معنی دار وجود داشت (P<0/05).

بحث

هدف مطالعه حاضر، بررسی پایایی و دقت اندازه گیری زاویه با استفاده از دو روش آنالیز دستی و آنالیز با AutoCAD بود. پایایی اندازه گیری زاویه در آنالیز با AutoCAD برای هر دو موقعیت A و B گونیامتر، ۱ بود. لذا روش اندازه گیری در محدوده تخته کالیبراسیون بدون در نظر گرفتن موقعیت گونیامتر ثابت عمل کرده است. پایایی اندازه گیری در کلینیک وقتی که موقعیت اندام و مفصل در محدوده تصویر

جدول ۲- میانگین، انحراف معیار و اشتباه معیار آنالیز دستی ۳ زاویه ساخته شده در مفصل زانوی افراد سالم در ۲ تکرار اندازه گیری محقق اصلی، PT_1^* و PT_2^* ($n=24$)

میانگین	انحراف معیار	اشتباه معیار	
۳۴/۴۵	۱۳/۸۲	۲/۸۲	اندازه گیری اول محقق اصلی
۳۴/۴۵	۱۳/۷۶	۲/۸۰	اندازه گیری دوم محقق اصلی
۳۴/۵۴	۱۳/۶۰	۲/۷۷	PT ₁
۳۴/۵۰	۱۳/۷۲	۲/۸۰	PT ₂
۲۳/۲۵	۱۴/۱۳	۲/۸۸	اندازه گیری اول محقق اصلی
۲۳/۲۲	۱۴/۱۰	۲/۸۷	اندازه گیری دوم محقق اصلی
۲۳/۳۳	۱۳/۹۶	۲/۸۵	PT ₁
۲۳/۳۵	۱۰/۰۴	۲/۸۶	PT ₂
۲۶/۹۳	۱۶/۷۹	۳/۴۲	اندازه گیری اول محقق اصلی
۲۶/۸۵	۱۶/۸۴	۳/۴۳	اندازه گیری دوم محقق اصلی
۲۶/۹۷	۱۶/۷۰	۳/۴۱	PT ₁
۲۶/۹۳	۱۶/۷۹	۳/۴۲	PT ₂
$PT_1^* =$ فیزیوتراپیست اول		$PT_2^* =$ فیزیوتراپیست دوم	

در بعضی از مطالعات از آنالیز دستی برای اندازه گیری زاویه مفصل استفاده شده است. اکثر آنها با گذاشتن گونیا متر و یا نقاله لولایی بر روی صفحه تلویزیون و با نگهداشتن تصویر مورد نظر فیلم ویدئویی، زاویه را اندازه گرفتند. این روش، به دلیل لغزش وسیله اندازه گیری بر روی صفحه، عدم تماس کامل وسیله بر روی صفحه در صورتی که مسطح نباشد و همچنین در پیدا کردن تقریبی مرکز هر مارکر و مرکزی که باید محور وسیله اندازه گیری بر روی آن گذاشته شود، خطای زیادی دارد. لذا اینگونه روشها دقت و پایایی زیادی نخواهند داشت. اما روش پیشنهادی در این مطالعه که Stillman (۳۲) نیز در مورد آن تحقیق کرد، از این نظر خطای کمتری را موجب می شود.

ضریب همبستگی آنالیز دستی در اندازه گیری زاویه مفصل زانو بین تست کننده ها ۰/۹۹۹ تا ۱ بود ($P=0/001$). در مردان علی رغم عدم وجود تضاد رنگ کافی بین پوست و مارکر و خطای بیشتری که در

در سیستم های آنالیز حرکتی که از مارکرهای کروی استفاده می شود با تغییر شکل کره، با نزدیک و دور شدن مارکرها با حرکت اندام و تغییر شکل آنها در تصویر، نرم افزار در محاسبه مرکز آنها دچار خطا می شود و پراکندگی بیشتری در سیستم وجود خواهد داشت (۴۳)، اما در مارکرهای مربعی و با این روش اندازه گیری این مسئله وجود ندارد. این مقادیر، در اختلاف میانگین زوایای محاسبه شده و زاویه مرجع و در مقادیر انحراف معیار از نظر کلینیکی اهمیتی ندارد. شیب های معادلات رگرسیون، برای موقعیت A و B به ترتیب ۱/۰۰۱ و ۱/۰۰۱ بود ($P=0/001$). مقادیر عرض از مبدأ نیز به ترتیب ۰/۲۴۹ و ۰/۰۶۶ بود ($P>0/05$) برای هر دو موقعیت). $r^2=1$ ($P=0/001$) در هر دو موقعیت نشان می دهد که روش معرفی شده می تواند اندازه واقعی تمام زوایای بین ۲۰ تا ۱۸۰ درجه را از طریق زوایای تست شده به درستی پیش بینی کند.

مهندسی است و کمتر از آن در علوم پزشکی استفاده شده است برای اندازه گیری زوایا و همچنین برای مقایسه اندازه گیری آنالیز دستی استفاده شد تا میزان خطای رسم خطوط بر روی صفحه شفاف و گونیامتری معلوم شود. برای این مقایسه از متوسط مقادیر چهار بار اندازه گیری ۳ نفر استفاده شد. تفاوت میانگین‌های این دو روش اندازه‌گیری در هر سه زاویه تقریباً ۰/۸ درجه بود و همواره در آنالیز دستی، زوایا بیشتر محاسبه می‌شد.

همچنین در مطالعات Foely و همکاران (۵۱)، Kadaba و همکاران (۵۲)، Smith (۵۳)، Karkouti و Marks (۱) و Selfe (۵۴)، در چسباندن مجدد مارکرها و دوباره قرار دادن دوربین، پایایی بالایی گزارش شد.

لذا از این نظر آنالیز دستی در مقایسه با آنالیز با AutoCAD، دقت کافی را دارد. تورش موجود در آنالیز دستی می‌تواند به دو عامل دقت گونیامتر و گرد کردن درجات گونیامتر مربوط باشد. گونیامتر استفاده شده مقیاس ۱ درجه ای داشت و احتمالاً دقتی به اندازه دقت نرم افزار AutoCAD که با دو رقم اعشار تنظیم شده بود را نداشته است. همچنین احتمالاً تمایل افراد برای گرد کردن درجات به طرف درجات بیشتر بوده است. با کم کردن ۰/۸-۰/۷ درجه از مقادیر آنالیز دستی، دو روش از این نظر اختلافی نخواهند داشت.

در مطالعه Stillman (۳۲)، در آنالیز واریانس اندازه‌گیری‌های زاویه مفصل زانو با آنالیز دستی و آنالیز کامپیوتری اتوماتیک با استفاده از مارکهای منعکس کننده دایره ای، علی‌رغم اینکه تست کننده‌ها به صورت تقریبی مرکز هر دایره را بر روی صفحه تلویزیون با نگهداری فیلم ویدئویی پیدا کرده و آن را بر روی یک صفحه شفاف مشخص کرده و با گونیامتر اندازه می‌گرفتند، اختلاف معنی داری بین این دو روش گزارش نشد.

کلینیک در اندازه گیری زاویه مفصل، روشی با پایایی بالا و دقت کافی در تکرار اندازه گیری‌ها می‌باشد. روش معرفی شده در مقایسه با سایر روشهای

پیدا کردن گوشه های هر مارکر می‌توانست وجود داشته باشد، ضریب همبستگی ۰/۹۹۹ بود ($P=0/001$). پایایی در تکرار اندازه گیری های محقق اصلی و بین محقق اصلی و PT_1 و PT_2 در هر سه زاویه ایجاد شده، بالا بود.

در این روش چون گونیامتر کاملاً در تماس با صفحه شفاف است، خطای مربوط به گذاشتن گونیامتر بر روی صفحه تلویزیون یا کامپیوتر وجود ندارد. اما مهمترین خطای مربوط به این روش، رسم خطوط و گذاشتن و خواندن گونیامتر و پیدا کردن گوشه های هر مارکر در صفحه کامپیوتر و انتقال آنها به صفحه شفاف می‌باشد. پایایی آنالیز دستی زاویه در مقایسه با پایایی مطالعات Wilson و همکاران (۵۰)، Jeng و همکاران (۴۰) که اغلب از روش ویدئوگرافی و گونیامتری بر روی صفحه تلویزیون استفاده کرده بودند، بالاتر بود.

در مطالعه Herrington (۴۹). پایایی در تکرار اندازه‌گیری های یک آزمونگر با استفاده از ۳ مارکر پوستی و فوتوگرافی دیجیتال مفصل زانو و گونیامتری تصاویر پرینت شده، ۰/۹۸ بود و با انجام t-test اختلاف معنی داری میان دوبار تکرار اندازه‌گیری وجود نداشت. اختلاف میانگین بین ۲ تکرار اندازه گیری (۰/۳) ۰/۵ درجه و فاصله اطمینان ۹۵٪، (۰/۱/۱) درجه بود.

نتایج مطالعه حاضر با پایایی ۰/۹۹۹ و اختلاف میانگین ۲ تکرار اندازه گیری محقق اصلی به ترتیب در زوایای اول، دوم و سوم صفر، ۰/۰۲ و ۰/۰۸ درجه در مقایسه با مطالعه ذکر شده، نتایج بهتری دارد. در مطالعه حاضر اختلاف معنی داری میان اندازه گیری های محقق اصلی، هربار اندازه‌گیری محقق اصلی و دو فیزیوتراپیست و همچنین بین PT_1 و PT_2 در ۳ زاویه، در آنالیز دستی زوایای مفصل زانو وجود نداشت. در مطالعه حاضر همچنین از AutoCAD که یک نرم افزار لذا باتوجه به نتایج این مطالعه می‌توان پیشنهاد نمود که آنالیز زاویه با روش دستی و یا AutoCAD، در تحقیقات آزمایشگاهی و در محیط

ایجاد فیدبکهای غیرنرمال، اندازه گیری زاویه مفصل زانو را به منظور ارزیابی JPS امکان پذیر می سازند. بررسی پایایی مارکر گذاری در اندازه گیری زاویه مفصل به منظور ارزیابی JPS در مقایسه با سیستم های آنالیز کینماتیکی اهمیت کمتری دارد. در ارزیابی JPS، زاویه بازسازی شده و زاویه تست در یک زمان با یکدیگر مقایسه می شوند. همچنین در صورتی که نیاز باشد مارکر از پوست در یک جلسه جدا شود (بنا به دلایلی) و مجدداً چسبانده شود میتوان با تعیین دقیق محل هر مارکر با اندازه گیری های متریک، پایایی آن را در تکرار مجدد افزایش داد.

تشکر و قدردانی:

این طرح با استفاده از بودجه اختصاصی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام پذیرفت. نویسنده لازم می دانند که از دانشگاه علوم پزشکی تهران برای حمایت مالی از این طرح تحقیقاتی تشکر نمایند.

اندازه گیری زاویه مفصل، در ارزیابی JPS، ساده و سریع العمل است، همچنین به تعامل آزمونگر و برنامه های نرم افزاری در جلوگیری از انتقال بعضی از خطاها توسط کامپیوتر وابسته نیست (آنچه که در سیستم های آنالیز حرکتی در اندازه گیری بعضی از زوایا مثلاً بیش از ۱۸۰ درجه در مفصل زانو رخ می دهد) (۴۳). اگر در این روش به افزایش تضاد رنگ پوست و مارکر، کاهش رفلکس نور، تنظیمات دقیقتر دوربین، کنترل حرکت عضو به نحوی که همواره در صفحه عمود بر دوربین باقی بماند و دقت گونیامتر توجه شود، خطای اندازه گیری در هر دو روش آنالیز دستی و آنالیز با AutoCAD کاهش می یابد.

قبل از به کارگیری از هر روش و سیستمی در مطالعات کلینیکی و آزمایشگاهی باید دقت و پایایی آن را اثبات نمود. روش های معرفی شده در این مطالعه شامل آنالیز با AutoCAD و یا آنالیز دستی دارای پایایی و دقت کافی در اندازه گیری زاویه بودند. این روش ها با استفاده از مارکر گذاری بدون ایجاد محدودیت در انجام حرکت مفصل و همچنین بدون

References :

1. Karkouti E, Marks R. Reliability of photographic range of motion measurement in a healthy sample: Knee and ankle joint measurement. *Physiother Can* 1997;49: 24-31.
2. Bouet V, Gahery Y. Muscular exercise improves knee position sense in humans. *Neurosci Lett* 2000; 289: 143-146.
3. Miura K, Yasuyuki I, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh S. The effect of focal and general fatigue on knee proprioception. *J Arthroscopic and Rel Surg* 2004; 20: 414-418.
4. Kaminski TW, Gerlach TM. The effect of tape and neoprene ankle supports on ankle joint position sense. *Phys Ther in Sport* 2001; 2: 132-140.
5. Uchio Y, Ochi M, Fujihara A, Adachi N, Iwasa J. Cryotherapy influences joint laxity and position sense of healthy knee joint. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 131-135.
6. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ. Effects of fatigue on knee proprioception. *Clin J Sport Med* 1997; 7: 22-27.
7. Baker V, Bennell K, Stillman BC, Cowan S, Crossley K. Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Res* 2002; 20: 208-214.
8. Lattanzio PJ, Petrella RJ. Knee proprioception: A review of mechanism, measurements, and implications of muscular fatigue. *Orthopaedics* 1998; 21: 463-471.
9. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athletic Train* 2002; 37: 85-98.
10. Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME, Haddad RJ. Functional performance of the knee after intra-articular anesthesia. *Am J Sport Med* 1983; 11: 258-261.
11. Barrack RL, Skinner HB, Cook SD, Haddad RJ. Effect of articular disease and total knee arthroplasty on knee joint position sense. *J Neurophysiol* 1983; 50: 684-687.
12. Barrack RL, Skinner HB, Brunet ME, Cook SD. Joint laxity and proprioception in the knee. *Physician in Sports Med* 1983; 11: 130-135.
13. Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW, Barrack RL. Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *J Orthop Res* 1986; 4: 112-118.
14. Marks R, Quinney HA, Wessel J. Proprioceptive sensibility in women with normal and osteoarthritic knee joints. *Clin Rheumatol* 1993; 12: 170-175.
15. Barrack RL, Skinner HB, Cook SD. Proprioception of the knee joint. Paradoxical effects of training. *Am J Phys Med* 1984; 63: 175-181.
16. Marks R, Quinney HA. Effect of fatiguing maximal isokinetic quadriceps contractions on ability to estimate knee position. *Percept Mot Skills* 1993; 77: 1195-1202.
17. Pincivero DM, Bachmeier B, Coelho AJ. The effects of joint angle and reliability on knee proprioception. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 1708-1712.
18. Guido J, Voight ML, Blackburn TA, Kidder JD, Nord S. The effect of chronic effusion on knee joint proprioception, A case study. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 25: 208-212.
19. Marks R. The reliability of knee position sense measurements in healthy women. *Physiother Can* 1994; 46: 37-41.
20. Stillman BC, McMeeken JM, Macdonell RAL. Aftereffects of resisted muscle contractions on the accuracy of joint position sense in elite male athletes. *Arch phys Med Rehabil* 1998; 79: 1250-1254.
21. Stillman BC, McMeeken JM. The role of weightbearing in the clinical assessment of knee joint position sense. *Aust J Physiother* 2001; 47: 247-253.
22. Erden Z, Otman S, Atilla B, Tunay VB. Relationship between pain intensity and knee joint position sense in patients with severe osteoarthritis. *The Pain Clinic* 2003; 15: 293-297.
23. Rehm A, Llopis-Miro R, Turner PG. The relationship between proprioception in the knee and the need for ligament reconstruction in the anterior cruciate ligament deficient knee. *The Knee* 1998; 5: 199-202.
24. Andersen SB, Terwilliger DM, Denegar CR. Comparison of open versus closed kinetic chain test position for measuring joint position sense. *J Sport Rehabil* 1995; 4: 165-171.

25. Marks R. Further evidence of impaired position sense in knee osteoarthritis. *Physiother Res Int* 1996; 1: 127-136.
26. Marks R, Quinney HA. Position sense perception at the knee in healthy persons with chronic degenerative arthritis. *Clin Kinesiology* 1997; 50 :76-82.
27. Rome K, Cowieson F. A reliability study of the universal goniometer, fluid goniometer, and electrogoniometer for the measurement of ankle dorsiflexion. *Foot Ankle Int* 1996; 17 28-32.
28. Clapper MP, Wolf SL. Comparison of the reliability of the orthoranger and the standard goniometer for assessing active lower extremity range of motion. *Phys Ther* 1988; 68 :214-218.
29. Kramer J, Handfield T, Kiefer G, Forwell L, Birmingham T. Comparison of weightbearing and non weightbearing tests of knee proprioception performed by patients with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic individuals. *Clin J Sport Med* 1997; 7: 113-118.
30. Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 27: 264-275.
31. Kiefer G, Forwell L, Kramer J, Birmingham T. Comparison of sitting and standing protocols for testing knee proprioception. *Physiother Can* 1998; 50: 30-34.
32. Stillman BC. An investigation of the clinical assessment of joint position sense. Ph.D thesis, School of Physiotherapy. The University of Melbourne, 2000.
33. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. New York(NY): John Wiley & Sons Inc; 1990.
34. Dixon SJ, Collop AC, Batt ME. Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32: 1919-1926.
35. Kobayashi K, Gransberg L, Knutsson E, Nolen P. A new system for three dimensional gait recording using electromagnetic tracking. *Gait & Posture* 1997; 6: 63-67.
36. Kleiber M, Horstmann GA, Dietz V. Body sway stabilization of human posture. *Acta Otolaryngol* 1990; 10: 168-174.
37. Ladin Z, Flowers WC, Messner W. A quantitative comparison of a position measurement system and accelerometry. *J Biomech* 1989; 22: 295-308.
38. Euzet JP, Gahery Y. Relationship between position sense and physical practice. *J Hum Mov Stud* 1995; 28: 149-173.
39. Mueller MJ, Norton BJ. Reliability of kinematic measurements of rear-foot motion. *Phys Ther* 1992; 72: 731-737.
40. Jeng S, Schenkman M, Riley PO, Lin S. Reliability of clinical kinematic assessment of the sit to stand movement. *Phys Ther* 1990; 70: 511-520.
41. Wheeler J, Woodward C, Ucovich RL, Perry J, Walker JM. Rising from a chair: Influence of age and chair design. *Phys Ther* 1985; 65: 22-26.
42. Herrington L. Knee joint position sense: The relationship between open and closed kinetic chain tests. *J Sport Rehabil* 2005; 14: 356-362.
43. Linden DWV, Carlson SJ, Hubbard RL. Reproducibility and accuracy of angle measurements obtained under static conditions with the motion analysis video system. *Phys Ther* 1992; 72: 300-305.
44. Scholz JP. Reliability and validity of the WATSMART three dimensional optoelectric motion analysis system. *Phys Ther* 1989; 69: 679-689.
45. Haggard P, Wing AM. Assessing and reporting the accuracy of position measurements made with optical tracking systems. *J Motor Behav* 1990; 22: 315-321.
46. Lafortune MA, Lambert C, Lake C. Skin marker displacement at the knee joint, proceeding of NACOBII, The Second North American Congress on Biomechanics; 1992 Aug 24-28; Chicago, NACOB; 1992. p.101-2.
47. Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG and Della Croce V. Position and orientation in space of bones during movement: Experimental artifacts. *Clin Biomech* 1996; 11: 90-100.
48. Lamoreux LW. Coping with soft tissue movement in human motion analysis. In: Harris GF and Smith PA, Editors. *Human Motion Analysis: Current Applications and Future Directions*. New York: Institute of Electrical and Electronic Engineers; 1996. p. 43-70.

49. Tully E and Stillman B. A revised model for 2D kinematic analysis of supine hip and knee motion in the sagittal plane. Proceedings of the 12th International Congress of the World Confederation. Washington; 1995. p .732.
50. Wilson DJ, Smith BK, Gibson JK, Choe BK, Gaba BC and Voelz JT. Accuracy of digitization using automated and manual methods. Phys Ther 1999; 79: 558-566.
51. Foley CD, Quanbury AE, Steinke T. Kinematics of normal child locomotion: A statistical study based on TV data. J Biomech 1979; 12: 1-6.
52. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. J Orthop Res 1989; 7: 849-860.
53. Smith A. Variability in human locomotion: Are repeat trials necessary? Aust J Physiother 1993; 39: 115-123.
54. Selfe J. Validity and reliability of measurements taken by the peak 5 motion analysis system. J Med Eng Tech 1998; 22: 220-225.