

طراحی الکتروگونیا متر دیجیتال گردنی و ارزیابی اندازه گیری دامنه حرکتی گردن در مقایسه با روش دستی در بیماران با محدودیت انحراف گردن

جعفر آقازاده^۱، کریم عباسیان^{۲*}، سمیه ماکویی^۳

- ۱- دانشجوی دکتری تخصصی مهندسی پزشکی تبریز، تبریز، ایران
- ۲- دانشیار دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز، تبریز، ایران
- ۳- استادیار، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

*k_abbasian@tabrizu.ac.ir

ارسال: مرداد ماه ۹۹ پذیرش: مهر ماه ۹۹

چکیده

الکتروگونیا متر دیجیتال دستگاهی است که برای اندازه گیری دامنه حرکتی گردن در فیزیوتراپی استفاده می شود. آزمایش رنج حرکتی گردن راهی برای ارزیابی میزان انحراف گردن در بیماران مبتلا به درد گردن است. گردن درد به علل مختلف بروز می کند که در بسیاری از موارد علت آن به درستی قابل تشخیص نیست و منجر به درد، اسپاسم و کاهش دامنه حرکتی فعال گردن می شود کاهش دامنه حرکتی گردن که یکی از مهم ترین یافته های بالینی بیماران مبتلا به گردن درد و سردرد می باشد، منجر به محدودیت در انجام فعالیت های روزمره از جمله رانندگی و کار با کامپیوتر شده که رفع این محدودیت ها معمولا در اولویت درمان های فیزیوتراپی قرار دارد. از این رو، ارزیابی و اندازه گیری دقیق دامنه حرکتی گردن از فاکتور های مهم برای بررسی اثرات درمان های مختلف جراحی و غیر جراحی، تشخیص و تمایز سردرد برخاسته از گردن و میگرن، بررسی میزان مزمن بودن ضایعات و پیلانژ سر و گردن تلقی می شود.

کلید واژه: الکتروگونیا متر دیجیتال گردنی، دامنه حرکتی گردن، رنج حرکتی گردن، گردن درد.

۱- مقدمه

اختلالات عضلانی- اسکلتی صدماتی هستند که در افراد با وضعیت های نامناسب حین انجام کارها و وظایف به مدت طولانی به وجود می آیند و سبب ایجاد درد در نواحی گردن، کمر، شانه ها و بازوها و سایر نواحی بدن می گردند. این آسیب ها طی ماه ها و سال ها مواجهه با استرس های بیومکانیکی و روانی اجتماعی در محیط هایی که کار تکراری دارند، به وجود می آیند حرکات تکراری و یا وضعیت های مداوم می تواند منجر به تعدیل در طول، قدرت و سفتی عضلانی شود [۱]، در نتیجه، این سازگاری ها ممکن است موجب اختلالات حرکتی شوند در میان قوس های ستون فقرات انحنای گردنی فوقانی ترین انحنای ستون فقرات است [۲]. در سرتاسر جهان، گردن درد مقدار زیادی هزینه مستقیم و غیرمستقیم را به سیستم های درمانی و درمانی تحمیل می کند و یکی از دلایل اصلی عدم استفاده از صحیح صندلی آگونومی است که بیش از ۸۰٪ از افراد حداقل در طول زندگی خود حداقل یک گردن درد را تجربه کرده اند [۳]. مطالعات متعددی عوامل کلی مختلفی از جمله درست نخواستن، استعمال سیگار و آرام بخش

طولانی مدت را به عنوان فاکتورهای خطرناک برای گردن درد را گزارش کرده اند [۴]. یکی از شایعترین وضعیت بدنی های معیوب ستون فقرات گردنی، سر به جلو می باشد. بروز این وضعیت بدنی معیوب موجب افزایش اثر نیروهای جاذبه روی سر، باز شدن بیش از حد سر روی گردن در مفصل Atlanto-occipital، خم شدن گردن روی قفسه سینه و عقب رفتن Mandibular و به کار نگرفتن خم کننده های عمقی گردن و در نهایت درد در ناحیه گردن می شود [۵].

در بررسی های انجام گرفته در زمینه حس عمقی اسکینر و همکاران (۲۰۰۶) و لیفارت (۲۰۰۷) کاهش حس حرکت مفصل زانو را با افزایش سن و اختلال در لیگامان های متقاطع قدامی گزارش کردند. تاکنون درمانی قطعی برای پیشروندگی استئوآرتریت و افزایش و بهبود حس عمقی مفصل زانو مشخص نشده، لیکن در تحقیقاتی با به کار بردن فعالیت ورزشی سعی در بهبود وضعیت این بیماران داشته اند استفاده از الکتروگونیامتر برای سنجش مفاصل زانو توسط این گروه و ثبت داده های گزارش شده میزان بهبود این مفاصل را نشان میدهد [۶]. دراکگلو و همکاران (۲۰۱۶) با به کار بردن یک برنامه تمرینات تقویتی تعادلی حس عمقی سبب بهبود حس عمقی در گروه آزمایشی الکتروگونیامتر شدند. در مطالعه فیتزجرالد و همکاران (۲۰۱۶) افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو تحت تمرین ترکیبی و چابکی اغتشاشی و تمرینات تقویت کننده عضلات، قرار گرفتند. هر دو گروه بهبودی را در محدودیت فعالیت خود گزارش داده اند [۷]. همچنین یانگ و همکاران (۲۰۱۰) عنوان کرده اند که تمرینات تعادلی، بر میزان حس عمقی تأثیر معناداری داشته و سبب بهبود کنترل وضعیت بدن شده است. با توجه به اینکه درمان قطعی برای استئوآرتریت وجود ندارد و تمرین درمانی می تواند به عنوان مداخله ای غالب در استئوآرتریت انجام گیرد. پزشکان نیز راهکارهای غیردارویی به خصوص تمریناتی همچون تمرین هوازی، قدرتی و تمرینات داخل آب را توصیه کرده اند [۸].

از آنجا که ماهیت پروتکل تمرینات هوازی-تعادلی یک ماهیت فعال است، آزمودنی هنگام اجرای تمرینات، الگوهای حرکتی مختلفی را بر روی تردمیل انجام می دهد که این ویژگی فعال بودن موجب افزایش دمای عضله می شود. گزارش های مختلف علمی حاکی از آن است که افزایش دمای عضله سبب تأثیرات مثبتی مانند کاهش سفتی عضلات و لیگامان ها، افزایش حساسیت گیرنده های عصبی، افزایش هدایت پیام های عصبی، افزایش گلیکوژنولیز، افزایش گلیکولیز، افزایش مصرف فسفات پرانرژی و دفع مواد زائد می شود. با توجه به اینکه افزایش دمای عضله موجب افزایش حساسیت گیرنده های عصبی و افزایش هدایت پیام های عصبی می شود و از طرفی به دلیل اینکه گیرنده های حس عمقی همگی جزئی از گیرنده های عصبی اند، شاید یکی از عواملی که بتواند بهبودی نسبی حس عمقی در یافته های این تحقیق را توجیه کند، همین افزایش دمای عضله منتج از تمرینات هوازی تعادلی باشد. عامل مؤثر دیگر در بهبود نسبی دقت حس عمقی می تواند با توجه به این واقعیت باشد که گیرنده های حس عمقی در تنش های لحظه ای تحریک شده و به نظر می رسد تحریک لحظه ای گیرنده های حس عمقی مفاصل حین تمرین موجب تأثیرات نسبتاً مثبتی بر درک وضعیت مفصل شده باشد. همچنین عامل دیگری که می تواند سبب بهبودی نسبی ایجاد شده در حس است.

استفاده از شتاب سنج در مطالعه سینماتیک مشترک به سال های قبل باز می گردد تا سال ۱۹۹۱، با استفاده از شتاب سنج های تک محوره برای اندازه گیری زاویه در اندام تحتانی استفاده می شد [۹]. پس از سال ۲۰۰۰، سیستم هایی که علاوه بر شتاب سنج از ژيروسکوپ استفاده می کردند برای بهبود دقت اندازه گیری ها طراحی شده اند [۱۰]. با این حال، هنوز جنبه هایی وجود دارد که نیاز به تحقیقات بیشتری دارد، مانند ضبط، ذخیره و پردازش داده ها به صورت واقعی زمان و روش های اتصال برای الکتروگونیامتر برای اطمینان از تنظیم ایمن و راحت الکتروگونیامتر پیشنهادی از چهار شتاب سنج (دو قطعه در هر قطعه) متصل به میکروکنترلر تشکیل شده است. زاویه با حالت مشترک توزیع شده محاسبه می شود. روش (DCMR)، که از دو شتاب سنج در هر بخش برای ایجاد دو "شتاب سنج مجازی" در مرکز مشترک چرخش استفاده می کند [۱۱]. زاویه گردن از زاویه بردار شتاب در مرکز چرخش از طریق تجزیه و تحلیل تغییر زاویه در هر ستون با توجه به زمان مشترک تخمین زده می شود،

الکتروگونیامتر با چهار شتاب سنج سه محوره (MMA7361L) متصل به میکروکنترلر آردوینو اجرا شد. شتاب سنج ها می توانند دو محدوده عملیاتی را انتخاب کنند: $g1.5$ و $g6$ که در آن g شتاب استاندارد وزن، معادل $9.806 m/s^2$ است. در این پروژه از دامنه $g1.5$ استفاده شده است که حساسیت معمولی $800 mV/g$ را نشان می دهد.

از دانشجویان مبتلا به انحراف گردن در دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه تبریز که دچار اختلالات گردن شده بودند، ۱۰ نفر در سنین ۲۰الی ۲۴ انتخاب شدند. مرحله اول با استفاده از خط کش مدرج و زاویه سنج دستی و در مرحله دوم با استفاده از الکتروگونیا متر دیجیتال ساخته شده به مدت چهار هفته داده ها ثبت شد. قبل از عمل فیزیوتراپی میزان انحراف و تغییرات زاویه سر با استفاده از هر دو وسیله اندازه گیری شد. با نظر پزشک متخصص مدت زمان اندازه گیری و و زوایای اندازه گیری شده به صورت مکرر تکرار شد و میانگین داده ها ثبت گردید.

۳- نتایج

هدف از این مطالعه مقایسه اثر اندازه گیری دو روش سنجش دستی و سنتی و اندازه گیری با دستگاه گونیامتر دیجیتال گردنی و اصلاح زاویه سر در دانشجویان مرد دانشکده توان بخشی بود. پس از چهار هفته عمل سنجش در گروه های تجربی جدول اندازه گیری در میزان انحراف زاویه سر مشاهده شد. میزان دقیق انحراف گردن مشخص گردید و بعد از عمل سنجش میزان انحراف گردن کاملاً مشخص بود و نیاز به عمل فیزیوتراپی و انجام حرکات اصلاحی داشت. ولی در اندازه گیری دستی میزان زوایای ثبت شده دارای خطای بالایی بود و لذا در چنین شرایطی میزان بهبودی قابل تشخیص نیست و با کاهش درد امکان بهبودی مشخص می شود ولی در حالت الکتروگونیا متر دیجیتال میزان سنجش قبل و بعد از عمل فیزیوتراپی سنجش می شود و میزان بهبودی از روی زوایای ثبت شده مشخص می شود.

۴- کالیبراسیون شتاب سنج

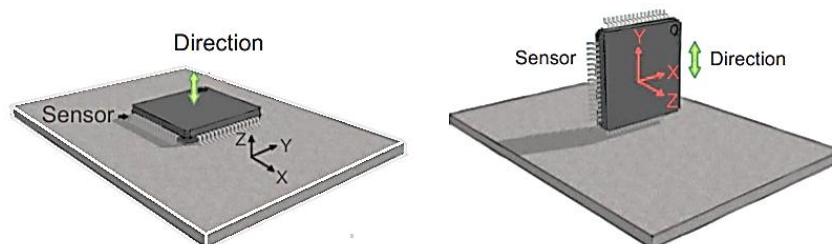
کالیبراسیون شتاب سنج برای اطمینان از صحت اندازه گیری ها اساسی است. ولتاژ خروجی شتاب سنج در هر محور مختصات را می توان با معادله خطی زیر بیان کرد:

$$V_t = V_0 + S \cdot A_a \quad (1)$$

در جایی که V_0 ولتاژ جبران است، یعنی ولتاژ تولید شده برای شتاب صفر، S حساسیت سنسور است و A_a شتاب در محوری است که اندازه گیری می شود. مبدل های آنالوگ به دیجیتال توان پایین (ADC) با وضوح ۱۰-۱۲ بیت و نرخ های نمونه برداری ده ها مگاهرتز به صورت یکی از مولفه های مهم در کاربردهای تجاری قابل حمل یا اجرا شده با باتری مانند ارتباطات داده ای و سیستم های پردازش سیگنال تصویر شناخته می شوند. میکروکنترلر دارای مبدل ده بیتی آنالوگ به دیجیتال است که ۱۰۲۴ را در اختیار شما قرار می دهد سطوح مقدار دیجیتالی که توسط میکروکنترلر V_s خوانده شده مربوط به ولتاژ آنالوگ است که توسط شتاب سنج به شرح زیر داده می شود.

$$V_s = \frac{v_a \times 1023}{v_{ref}} \quad (2)$$

در ابتدا برای کالیبراسیون شتاب سنج ها، هر یک از آنها روی یک سطح صاف قرار گرفتند که با محور Z به سمت بالا حرکت می کند. در این مقاله از یک سنسور سطح برای قرار دادن دقیق شتاب سنج استفاده شد و سپس ۵۰ نمونه شتاب در مختصات X و Y انجام شد. در این حالت میانگین شتاب اندازه گیری شده g در محور Z و 0g در محور X و Y پیش بینی می شود.

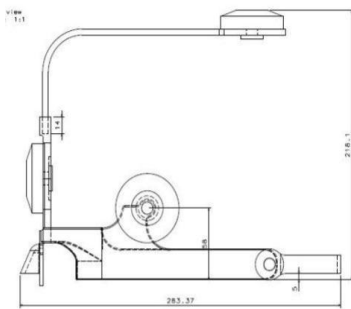


شکل ۱- سنسور شتاب سنج و نحوه کالیبره [۱۲]

این آزمایش با شتاب سنج محور عمود بر سطح با محور X اشاره به بالا تکرار شد، که مربوط به شتاب 1 g در محور X و 0g در محور Y و Z است. مقدار اکتسابی ۱۰۰ در هر مورد به طور متوسط مورد استفاده قرار گرفت معادله خط مستقیم که مقدار شتاب اندازه گیری شده در محور X را با ولتاژ خروجی مرتبط می کند. برای به دست آوردن معادلات محور Y، شتاب سنج ها به صورت عمود بر سطح قرار داشتند که محور Y به سمت بالا نشان می داد و ۱۰۰ نمونه ایجاد شده و به طور متوسط انجام شد که شتاب حاصل در هر محور برابر است با رابطه:

$$A_a = \frac{v_s + m}{n} \quad (3)$$

که در آن m و n پارامترهای معادله خطی همانطور که در روابط بالا توضیح داده شد محاسبه می شوند. مقدار شتاب به شتاب گرانج عادی شده است. گونیامترهای مبتنی بر شتاب سنج بر اساس این مفهوم است که زاویه اتصال با اختلاف بین زاویه بردارهای شتاب بخش ها برابر است. این روش در حالت معمول (CMR) شناخته می شود که از آن استفاده می شود دو شتاب سنج که باید تا آنجا که ممکن است در مرکز مشترک چرخش قرار داشته باشند به شکلی که مراکز با یکدیگر مطابقت داشته باشند. در بسیاری از موارد این امکان پذیر نیست یا محل شتاب سنج ها عملکرد حرکات را مختل می کند. برای جلوگیری از این اشکال، ما از روش DCMR استفاده کردیم که از چهار شتاب سنج، در هر دو بخش استفاده کرده و دو شتاب سنج مجازی را در مرکز چرخش تقلید می کند. با این روش انعطاف پذیری بیشتری در محل شتاب سنج وجود دارد.



شکل ۲- طرح الکتروگونیامتر دیجیتال گردنی اجرا شده با شتاب سنج

۵- پردازش اطلاعات

مطابق شکل (۱) شتاب سنج ها بر روی نقاط مدور بر روی گونیا متر نصب شده بودند. مقادیر شتاب با برد آردوینو بدست آمد و از طریق درگاه ماژول بلوتوث به رایانه ارسال شد. پردازش داده ها برای اندازه گیری زاویه با نرم افزار تحت ویندوز دلفی انجام شد. برای ارزیابی دقت سیستم گونیامتر کالیبره گردید.

۶- موقعیت یابی انحراف گردن بیمار

برای اندازه گیری میزان انحراف گردن در چهار جهت مختلف از چهار موقعیت استفاده شد. برای اندازه گیری خمش به جلو و عقب / انحراف به چپ / انحراف به راست / میزان چرخش ۴۵ درجه حول گردن برای هر یک از شرکت کنندگان ارزیابی شد. بیماران در حالت اول بر روی صندلی نشسته بودند و در دیوار صفحه مدور با رنگ سیاه تعبیه شده بود که برای اندازه گیری اولیه باید به آن نقطه متمرکز می شدند.

برای اندازه گیری در مرحله اول باید ترازهای مکانیکی رو تست کرد این ترازها میزان عمود بودن سر بیمار را کاملاً مشخص می کنند و بعد اطمینان از عمود بودن سنسورهای نصب شده بر روی سیستم توسط نرم افزار ریست شده و به حالت اولیه ۰/۰/۰ برگردانده می شوند. و برای اندازه گیری انحراف شعاعی در ۴۵ درجه خمش از قسمت چانه بیمار به سمت راست یا چپ از سنسور مادون استفاده می شود.



شکل ۳- نمونه الکتروگونیامتر نهایی شده جهت استفاده در مرکز درمانی

برای اندازه گیری انحراف گردن هر شرکت کننده بر روی سطح صاف و در روبروی علامت مشخصه که در دیوار اتاق ارزیابی نصب شده بود ایستاد بعد از راه اندازی دستگاه الکتروگونیامتر و مطمئن بودن از عمودی گردن بیمار، از بیمار خواسته شد گردن خود را نزدیک سینه در حالت ۴۵ درجه خم قرار دهد و همان عمل را در جهت مخالف تکرار نماید و در مرحله دوم گردن خود را به سمت راست و سمت چپ خم کرده و در مرحله نهایی گردن خود را حول محور Z در هر دو جهت چرخش نماید و این حالت ها برای مدت ۱۰ بار تکرار گردید و سیستم به صورت اتوماتیک داده های را در نرم افزار ذخیره نمود.



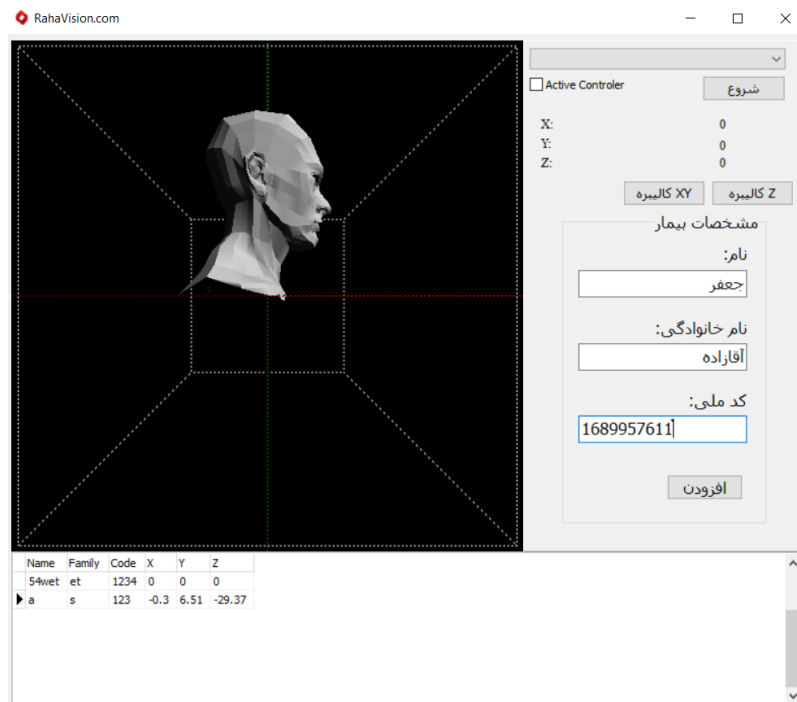
شکل ۴- آزمایش دستگاه در مرحله تست بالینی

۷- نرم افزار سیستم

در این سیستم از یک نرم افزار تحت ویندوز دلفی استفاده شده است که دلایل استفاده از دلفی این است که دلفی از یک کامپایلر اصیل برخوردار است، یعنی می تواند برنامه ای با فایل اجرایی مستقل ایجاد نماید. سرعت برنامه های دلفی بالا می باشد برای اینکه دلفی از پاسکال شی گرا (object pascal) استفاده می کند. دلفی بانک های اطلاعاتی، برنامه های کاربردی، برنامه های گرافیکی و چند رسانه ای را در بر می گیرد. در این نرم افزار دسترسی به Data Access سریع صورت می گیرد. بیشترین کاربرد دلفی در طراحی برنامه های رومیزی و پایگاه داده ها است، اما به عنوان یک ابزار «چند-منظوره»، برای طراحی انواع گوناگونی از پروژه های نرم افزاری نیز مورد استفاده قرار می گیرد.

دلفی برخلاف پاسکال مقدماتاً برای اهداف تحصیلی طراحی نشد. اضافه بر ویژگی های زبان های سطح بالا، برنامه نویسی سطح پایین نیز با فعال شدن اسمبلر و به وسیله ی کدهای دستورالعمل پردازنده نیز ممکن است. یکی دیگر از توانایی های منحصر به فرد دلفی، سرعت کامپایلر آن است. کامپایلر دلفی از روش های بهینه ای برای تبدیل زبان مبدأ به زبان ماشین استفاده می کند. در این برنامه هم اطلاعات سخت افزاری از طریق پورت usb به کامپیوتر ارسال می گردد و در دیتابیس نرم افزار دلفی ذخیره می گردد.

نرم افزار سیستم طراحی شده بعد از نصب و راه اندازی آن، انیمیشن سر و گردن در این نرم افزار نمایان می شود و با حرکت کردن در جهت های مختلف این انیمیشن نیز متناسب با آن حرکت می کند و به متخصص مربوطه کمک می کند تا با کنترل جهت انیمیشن میزان حرکت و چرخش گردن بیمار را تشخیص دهد.



شکل ۵- شماتیک نرم افزار طراحی شده برای دستگاه

گونیا متر دیجیتالی طراحی شده در ارزیابی بالینی تست شد و یک سری از اندازه گیری های زاویه ای را برای ارزیابی صحت سیستم انجام داد. جدول (۱) نتایج این آزمون را نشان می دهد. مقادیر اندازه گیری شده در جدول (۱) با میانگین ۵۰ نمونه بدست آمد. مشاهده می شود که الکترو گونیومتر طراحی شده دقت بسیار مناسبی را ارائه می دهد و درصد خطای آن کمتر از ۰.۳٪ است.

جدول ۱- زاویه اندازه گیری با الکترو گونیا متر طراحی شده در مقایسه با مقادیر اندازه گیری دستی

نمونه	اندازه گیری دستی			اندازه گیری با دستگاه			میزان خطا (دستی)			میزان خطا (سیستم)			
	موقعیت	جلو	عقب	چرخش	جلو	عقب	چرخش	جلو	عقب	چرخش	جلو	عقب	چرخش
۱		۲۷	۱۸	۳۳	۲۹	۲۵	۴۰	٪۶.۶	٪۵.۵	٪۳.۳	۰.۳	۰.۹	۰.۲
۲		۲۵	۲۱	۳۰	۲۹	۲۴.۶۰	۴۱	٪۸.۳	٪۴.۹	٪۲.۰	۰.۵	۰.۲۲	۰.۳
۳		۲۲	۱۹	۳۵	۲۸.۵۰	۲۴.۶۹	۴۰.۲۰	٪۷.۲	٪۶.۳	٪۵.۱	۰.۶	۰.۴۵	۰.۴۲
۴		۲۳	۱۶	۳۷	۲۸.۶۰	۲۴.۷۸	۴۰.۳۰	٪۶.۵	٪۷.۲	٪۳.۷	۰.۴۵	۰.۳۲	۰.۲۱
۵		۱۹	۱۸	۳۱	۲۷.۹۰	۲۵	۴۰.۲۱	٪۴.۹	٪۷.۱	٪۲.۶	۰.۶۶	۰.۵۶	۰.۳۳
۶		۲۴	۲۰	۳۲	۲۷.۹۹	۲۵.۵۰	۴۰.۶۹	٪۳.۸	٪۶.۳	٪۳.۹	۰.۴۴	۰.۴۴	۰.۱۲
۷		۲۰	۱۴	۲۹	۲۸.۹۰	۲۴.۳۰	۳۹.۹۰	٪۴.۵۹	٪۸.۱	٪۴.۲	۰.۵۶	۰.۲۲	۰.۱۴
۸		۲۱	۱۷	۳۳	۳۰	۲۴.۹۰	۳۹	٪۶.۲۰	٪۷.۵	٪۴.۸	۰.۹۶	۰.۲۵	۰.۵۲
۹		۲۴	۱۹	۳۶	۳۰.۵۰	۲۴	۴۱.۳۰	٪۵.۹	٪۵.۵	٪۵.۴	۰.۳۳	۰.۳۲	۰.۱۶
۱۰		۲۶	۲۱	۳۷	۳۰	۲۵	۴۰	٪۶.۱	٪۳.۱	٪۲.۵	۰.۲۳	۰.۴۱	۰.۱۹

۸- بحث و بررسی

الکترو گونیومتر دیجیتال دارای مزایای زیادی است، استفاده از این ابزار در معرض خطای متقابل است خطاهایی که توسط این دستگاه رخ می دهد، با درجه اعوجاج در حرکات سر در قسمت محور این دستگاه رخ می دهد، به خصوص هنگامی که در انتهای دامنه حرکت قرار دارد. در ضمن، حتی اگر دستگاه روی پوست ثابت باشد، مشخصات بدن بیمار مانند انعطاف پذیری پوست،

ساختار استخوان، چربی و ماهیچه ها ممکن است در تغییر نتیجه اندازه گیری مؤثر باشد. به طور کلی، نتایج این مطالعه مطابق با نتایج مطالعات مشابه نشان می دهد این دستگاه دارای قابلیت اطمینان بالا در اندازه گیری زاویه های رنج حرکات گردنی می باشد، سهولت استفاده از گونیامتر و در دسترس بودن آن باعث می شود استفاده عمومی تر شود و دقت بالاتر الکترو گونیامتر در اندازه گیری زاویه های تعریف شده باعث می شود در مطالعات آزمایشگاهی توجیه پذیرتر شود. الکترو گونیامتر به عنوان یک روش بالقوه کارآمد برای کمیت زاویه حرکتی گردن در مقایسه با روش اندازه گیری دستی با تجزیه و تحلیل مشاهده دارای اهمیت بالایی می باشد.

۹-نتایج

براساس نتایج این مطالعه، الکترو گونیامتر دیجیتال دارای قابلیت اطمینان خوبی است. لذا می توان نتیجه گرفت که از آنجا که گونیامتر به راحتی قابل استفاده است، می تواند در ارزیابی های بالینی بیماران نیز مورد استفاده قرار گیرد. موقعیت دقیق شتاب سنج برای بدست آوردن اندازه گیری دقیق بسیار مهم است. شتاب سنج باید با دقت تراز وسط قرار بگیرند و فاصله آنها از چرخش محور تا مرکز باید با دقت شناخته شود. شتاب سنج قبل از استفاده باید کالیبره شود اندازه گیری زاویه ها بعد از کالیبراسیون پایه موجب افزایش دقت الکترو گونیامتر می شود. آزمایشات اولیه نشان داد که دقت الکترو گونیامتر بر اساس شتاب سنج دقیق، ارزان و بی خطر است و روش اندازه گیری زاویه های رنج حرکت گردن با این سیستم بسیار دقیق تر از روش های سنتی و دستی است.

۱۰-مراجع

1. L. Mertz, "Technology comes to the playing field: new world of sports promises fewer injuries better performance", IEEE pulse, vol. 4, no. 5, pp. 12-17, 2013. Show Context View Article Full Text: PDF (1364KB) Google Scholar
۲. آقازاده؛ جعفر.، سلاح زاده؛ زهرا. " اختراع دستگاه الکترو گونیا متر دیجیتال: اداره ثبت اختراعات و مالکیت های صنعتی ایران، تهران ۱۳۹۷۲
3. L. Mangiapelo, "Implementing an electrogoniometer using freescale's low g accelerometers", It's making the world a smarter place., pp. 57. Show Context Google Scholar
4. P. Cheng and B. Oelmann, "Joint-angle measurement using accelerometers and gyroscopes. A survey", Instrumentation and Measurement IEEE Transactions on, vol. 59, no. 2, pp. 404-414, 2010. Show Context View Article Full Text: PDF (365KB) Google Scholar
5. R. Williamson and B. Andrews, "Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes", Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 39, no. 3, pp. 294-302, 2001. Show Context CrossRef Google Scholar
6. H. Dejnabadi, B. M. Jolles and K. Aminian, "A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes", Biomedical Engineering IEEE Transactions on, vol. 52, no. 8, pp. 1478-1484, 2005.
7. H. Dejnabadi, B. M. Jolles, and K. Aminian, "A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 52, no. 8, pp. 1478-1484, 2005.
8. D. T.-P. Fong and Y.-Y. Chan, "The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: A systematic review," Sensors, vol. 10, no. 12, pp. 11 556-11 565, 2010.
9. Rojhani shirazi Z, Shafae R, Afarandide M. (2012). Survey on the effects of balance training on proprioception of knee and ankle joints and equilibrium time in single leg in healthy female students. J Rafsanjan Univ Med Sci, 10(4): 289-98. [Persian]
10. Chapple CM, Nicholson H, Baxter GD, Abbott JH. (2011). "Patient characteristics that predict progression of knee osteoarthritis: a systematic review of prognostic studies". Arthritis Care Res (Hoboken), 63(8):1115-1125.
11. Fransen M, McConnell S. (2008). "Exercise for osteoarthritis of the knee". Cochrane Database Syst Rev, 4.:CD004376.
12. Westby MD, Minor MA. (2006). "Exercise and physical activity. In: Bartlett SJ, Bingham CO, Maricic MJ, Daly Iversen M, Ruffing V (eds) Clinical care in the rheumatic diseases". 3rd edn. Atlanta, Association of Rheumatology Health Professionals, pp 211- 220.