



داده‌برداری سه‌بعدی از سطح پشت به منظور کمی‌سازی انحنای مهره‌ها بدون نیاز به مارکرگذاری

امیرحسین طواری^۱، محمدهادی هنرور^{۱،*،۲}، مصطفی حاج‌لطفعلیان^۲

۱- استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

۲- هسته علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۹/۰۱/۱۱

بازنگری: ۱۳۹۹/۱۰/۲۵

پذیرش: ۱۳۹۹/۱۰/۲۵

ارائه آنلاین: ۱۴۰۰/۰۲/۱۴

کلمات کلیدی:

داده‌برداری سطحی

ابر نقاط، انحنای ستون مهره‌ها

اسکولیوز.

خلاصه: داده‌برداری اشعه‌ی ایکس اگرچه روش دقیقی برای سنجش صفحه‌ای انحنای ستون مهره است، اما تشعشع دریافتی زیان‌آور و محدود کننده دفعات داده‌برداری است. هدف از این مطالعه معرفی روشی غیر تهاجمی مبتنی بر داده‌برداری سطحی برای این منظور است. در این روش از دوربین‌های عمق‌سنج مادون قرمز برای تولید ابر نقاط سه‌بعدی از سطح پشت بیمار استفاده می‌شود. برای تحلیل نقشه‌ی توپوگرافی بدست‌آمده از سطح پشت، ابتدا موقعیت لندمارک‌های آناتومیکی مشخص می‌شود؛ سپس موقعیت مرکز مهره‌ها تخمین زده شده و انحنای ستون مهره‌ها به روش زاویه‌ی کوب محاسبه می‌شود. مرور مطالعات مشابه گذشته و نتایج مطالعه‌ی موردی، قابلیت تخمین انحنای ستون مهره‌ها را از نقشه‌ی توپوگرافی پشت نشان می‌دهد. بر این اساس می‌توان گفت که استفاده از روش مذکور با توجه به داشتن مزیت‌هایی مانند غیرتهاجمی بودن، ارزان و قابل حمل بودن و نتایج قابل قبول می‌تواند در کلینیک و مراکز ارتوپدی فنی جهت پایش و غربالگری بیماران اسکولیوز، و نیز پایش مستمر و ارزیابی روند بهبود در طول دوره درمان به کار رود.

۱- مقدمه

بدشکلی جانبی ستون مهره‌ها در صفحه‌ی فرونتال را اسکولیوز^۱ گویند. در بسیاری از مواقع این عارضه با چرخش مهره‌ها در صفحه‌ی هریزنتال و انحنای غیرطبیعی در صفحه‌ی ساجیتال همراه است [۱]. ناهنجاری‌های پیشرفته‌ی تنه و ستون مهره علاوه بر ایجاد اختلال در عملکرد فیزیولوژیکی افراد، ظاهر را نیز تحت تاثیر قرار می‌دهند و به‌طور معمول اولین دلیل مراجعه‌ی کودکان و نوجوانان برای درمان، مسائل ظاهری و زیبایی است [۲]. بررسی اثرگذاری پروتکل‌های درمانی در این بیماران، از طریق پایش مداوم وضعیت انحنای ستون مهره صورت می‌گیرد [۳]. بنابراین، اندازه‌گیری دقیق و قابل اعتماد انحنای ستون مهره برای پیگیری روند درمان توسط پزشک ضرورت دارد [۴].

از جمله روش‌های پرکاربرد و البته تهاجمی سنجش اسکولیوز،

روش رادیوگرافی است. نظارت رادیوگرافی به دلیل ورود پرتوهای اشعه‌ی ایکس به داخل بدن و گزارش محل دقیق مرکز مهره‌ها به عنوان یک روش قابل اطمینان شناخته می‌شود و معیاری طلایی برای ارزیابی ناهنجاری‌های پاسچرال است [۵]. شیوع بیشتر اسکولیوز در سنین نوجوانی و حساسیت بیشتر این طیف به اشعه‌ی اشعه‌ی ایکس [۶]، لزوم محدودسازی تشعشع را مشخص می‌کند. تحقیقات نشان می‌دهد که حتی دوزهای کوچک اشعه می‌تواند خطر ابتلا به سرطان را در مبتلایان به اختلالات پاسچرال افزایش دهد [۷]. در سالیان اخیر تلاش‌های زیادی برای کاهش دوزهای تشعشع در تصویربرداری‌های رادیوگرافی صورت گرفته [۸] و سیستم تصویربرداری سه بعدی به صورت ایستاده^۲ به عنوان روشی که قادر است تشعشع را ۵۰ تا ۸۰ درصد نسبت به رادیوگرافی سنتی پایین آورد مطرح شده است [۹]. اگرچه سیستم تصویربرداری سه بعدی به صورت ایستاده قادر است تصاویری با کیفیت رادیوگرافی سنتی ارائه دهد [۱۰]، اما هزینه‌ی

1 Scoliosis

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: * hadihonarvar@yazd.ac.irl



تجهیزات و استفاده از آن بسیار گران است و نیازمند فضای نسبتاً وسیع و مجهز به محافظ تشعشع برای نصب است. علاوه بر این امکان جابجایی این سیستم وجود ندارد [۱۱] و در دراز مدت اثر تشعشعات آن بر بدن اجتناب ناپذیر است.

از جمله جایگزین‌های غیرتهاجمی برای تخمین انحنای ستون مهره، استفاده از روش‌های بررسی توپوگرافی سطح پشت مانند اسکولیومتر^۱ و خطکش منعطف^۲ است. اسکولیومتر ابزاری برای اندازه‌گیری برآمدگی دنده و ارزیابی چرخش محوری تنه در اسکولیوز است [۱۲]. البته این ابزار به تنهایی، اعتبار کافی را برای مدیریت روند درمان بیمار ندارد و معمولاً برای اهداف غربالگری استفاده می‌شود [۱۳]. خطکش منعطف ابزار دیگری است که در تخمین انحنای ستون مهره در صفحه ساجیتال همبستگی بالایی (۰/۹۱) با اشعه‌ی ایکس دارد [۱۴]. اما عدم توانایی خطکش منعطف در سنجش انحنای اسکولیوز، از مهمترین محدودیت‌های این ابزار است.

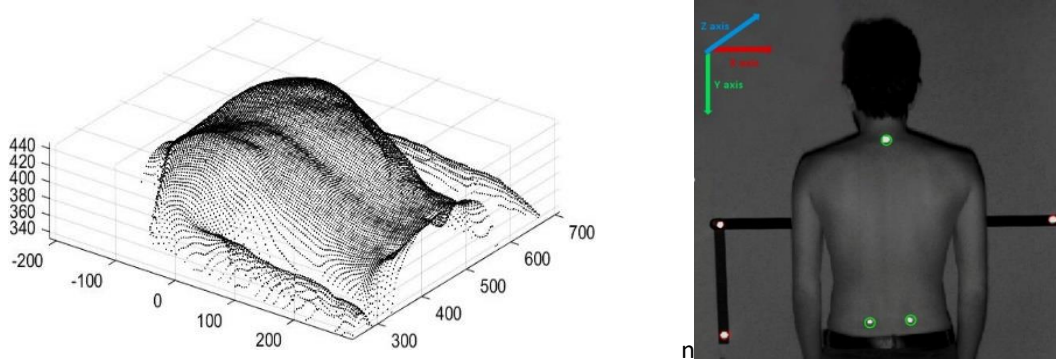
استریوفتوگرامتری^۳ از دیگر روش‌های بررسی توپوگرافی سطح پشت است. استفاده از این سیستم‌ها نیازمند مارکرگذاری دقیق لندها است که نه تنها فرایندی زمان‌بر است بلکه نیاز به تخصص فراوانی دارد و نتایج آن به شدت تحت تاثیر خطاهای انسانی است [۱۵]. اسکن‌های سه‌بعدی علاوه بر سطح پشت، ناحیه‌ی بالاتنه را به صورت کامل (۳۶۰ درجه) اسکن می‌کنند و انحرافات تنه و ستون مهره را از این طریق شناسایی می‌کنند. اگرچه نقشه‌ی توپوگرافی جلوی تنه می‌تواند به تشخیص بهتر اختلالات کمک کند، اما دقت این سیستم تحت تأثیر عواملی همچون سرعت زاویه‌ای چرخش دوربین به دور سطح بدن و جابه‌جایی بدن فرد به هنگام داده‌برداری است [۱۶]. مثلث‌بندی لیزر و دوربین^۴ روش مرسوم دیگری برای برداشت نقشه‌ی سه‌بعدی سطوح است. این سیستم‌ها، از یک دوربین ویدئویی و یک لیزر که تحت زاویه‌ی مشخصی نسبت به دوربین قرار دارد، تشکیل شده است. یکی از محدودیتهای این روش برای سنجش انحرافات ستون مهره، لزوم تعیین دستی مسیر دقیق مهره‌ها برای انجام اسکن

است که باید توسط یک متخصص انجام شود [۱۷]. فراصوت^۵، روش دیگری برای بررسی انحرافات ستون مهره است. این روش ضررهای ناشی از تشعشع اشعه‌ی ایکس را ندارد و با استفاده از آن می‌توان وضعیت مهره‌ها را به صورت عینی بررسی کرد. از جمله محدودیت‌های این روش می‌توان به قیمت زیاد، زمان‌بر بودن فرایند آنالیز، نیاز به اپراتور با مهارت [۱۸، ۱۹] و عدم امکان بررسی سایر ناهنجاری‌های تنه اشاره کرد [۱۷]. راسترواسترنوگرافی^۶ روش غیرتهاجمی دیگری بر مبنای نورهای ساختاری است که برای تخمین انحرافات ستون مهره ارائه شده است [۲۰]. در این روش خطوطی موازی روی سطح پشت تابانده و توسط دوربین دیجیتال ثبت می‌شود. در نهایت با تجزیه و تحلیل سه بعدی شکل سطح پشت، ناهنجاری‌های ستون مهره بدون قرارگرفتن در معرض پرتوهای یونیزان^۷ بازسازی می‌شود [۲۱، ۲۲]. بر خلاف راسترواسترنوگرافی، دوربین‌های عمق‌سنج مادون قرمز، سیستم‌های نسبتاً ارزان‌قیمتی هستند که قادرند ابر نقاطی پیوسته از سطح مورد نظر ایجاد کنند. این دوربین‌ها به نور محیط وابسته نیستند و در شرایط کاملاً تاریک، ابر نقاطی از سطح شی ایجاد می‌کنند. نتایج تجربی نشان می‌دهد که در این سیستم‌ها، خطای تصادفی اندازه‌گیری عمق در حداقل فاصله، کمتر از چند میلی‌متر است [۲۳] و با استفاده از روش‌های کالیبراسیون می‌توان خطاهای حاصل از لغزش لنز تصویربرداری، زمان گرم‌شدن سنسور، حساسیت به طول موج سنسور مادون قرمز و تکان خوردن را به حداقل رساند [۲۴].

بر این اساس هدف از انجام این پژوهش، معرفی روند استفاده از دوربین‌های عمق‌سنج مادون قرمز^۸، به عنوان یک روش غیر تهاجمی جهت بررسی ناهنجاری‌های تنه و ستون مهره با هزینه‌ای کم و دقتی مطلوب است. یکی از مهمترین نوآوری‌های سیستم حاضر، انجام اسکن در تاریکی مطلق و بدون نیاز به نصب مارکر روی لندها است. آناتومیکی است که لزوم حضور اپراتور با مهارت را نیز از بین می‌برد. تجزیه و تحلیل نقشه‌ی توپوگرافی سطح و استخراج دوران مهره‌ها در صفحه‌ی هرینتال، علاوه بر دو صفحه‌ی ساجیتال و فرونتال، از دیگر

5 Ultrasound
6 Rasterstereography
7 Ionising radiation
8 Infrared

1 Scoliometer
2 Flexible ruler
3 Stereophotogrammetry
4 Laser Triangulation



شکل ۱. راست: تصویر ثبت شده توسط سنسور مادون قرمز، از بیمار، فریم کالیبره و مارکهای بازتابی. چپ: ابرنقاط ایجاد شده از پشت بیمار پس از حذف بخش‌های اضافی و انجام فیلتر.

Fig. 1. Right: The image recorded by the IR sensor, from the patient, calibrated frames and reflective markers. Left: Super point created from the patient's back after removing extra sections and filtering.

در روابط (۱) و (۲)، m و n به ترتیب شماره پیکسل در راستای چپی-راستی و بالایی-پایینی؛ M و N بیانگر حداکثر تعداد پیکسل در دو راستا و Z میزان فاصله از سنسور است که با X و Y مؤلفه‌های سه‌بعدی ابرنقاط بر حسب میلی‌متر را تشکیل می‌دهند. ضمناً ۳۰ و ۳۵ درجه به ترتیب یک دوم میدان دید دوربین در دو راستای بالایی-پایینی و چپی-راستی بودند.

با توجه به متفاوت بودن ابعاد بدن بیماران با یکدیگر و لزوم قرارگیری بیمار در حداقل فاصله نسبت به سنسور جهت کاهش خطای تصادفی اندازه‌گیری عمق، می‌بایست امکان تغییر موقعیت سنسور نسبت به بدن بیمار وجود داشته باشد. از آنجا که ابرنقاط موجود، در دستگاه مختصات دوربین بیان شده و نمی‌توان با تنظیم دستی موقعیت دوربین، از تعامد راستای دید دوربین با صفحه‌ی فرونتال بدن بیمار اطمینان حاصل کرد، برای بررسی انحراف مهره‌ها لازم است که داده‌های موجود به یک دستگاه مختصات مرجع منتقل شود. برای این منظور از یک فریم کالیبراسیون با سه مارکر بازتابی غیر هم‌راستا که برای سنسور مادون قرمز قابل تشخیص بود و به موازات صفحه‌ی فرونتال بدن قرار داشت، استفاده شد. در ادامه با بدست آوردن ابرنقاط در دستگاه مرجع، نقاط موجود در ناحیه‌ی پشت بیمار جدا و از فیلتر گوسین برای کاهش خطاهای موجود در ابرنقاط استفاده شد.

از آنجایی‌که در این روش برای تشخیص انحراف مهره‌ها از آنالیز ریاضیاتی سطح استفاده می‌شود، برهنه‌بودن سطح بدن، یا استفاده

مزایای این روش است که می‌تواند به‌عنوان یک جایگزین مناسب برای رادیوگرافی مطرح شود.

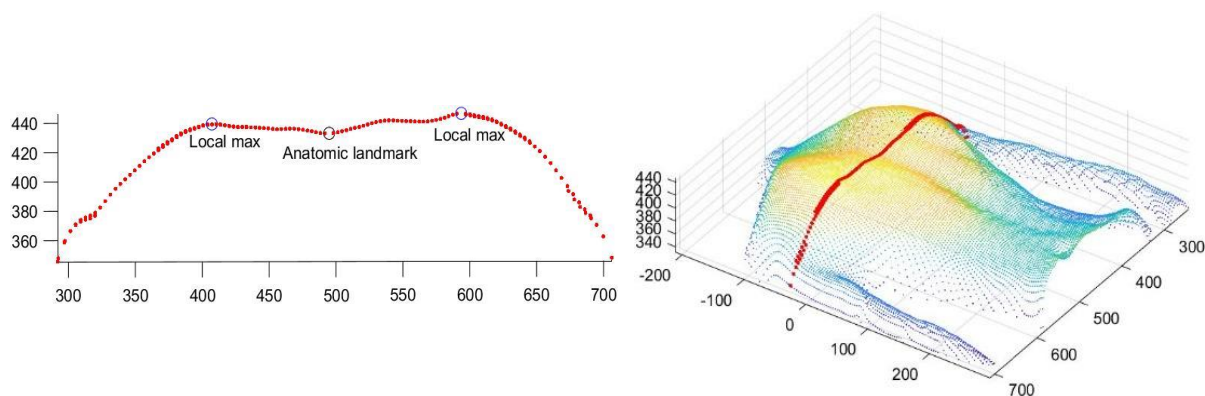
۲- روش تحقیق

۲-۱- ثبت داده‌ی سه‌بعدی از سطح پشت

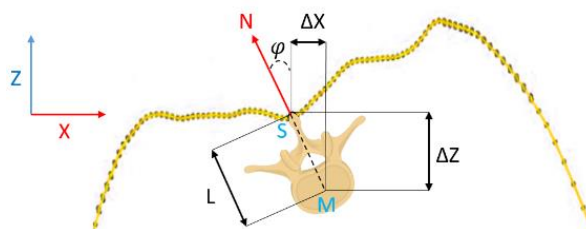
دوربین‌های عمق‌سنج مادون قرمز مانند کینکت، مجهز به سنسور عمق‌سنج و یک دوربین ویدئویی هستند و قادرند با ترکیب اطلاعات دو سنسور، سطح اسکن‌شده را به‌صورت ابر نقاطی سه‌بعدی ارائه دهند. خروجی دیگر این سیستم که صرفاً از سنسور مادون قرمز استفاده می‌کند، ماتریسی از اطلاعات فاصله است که ابعاد آن مستقیماً به وضوح سنسور وابسته است. با توجه به شرایط فرهنگی جامعه‌ی ما و به‌منظور افزایش اطمینان و امنیت روانی بیمار، دوربین ویدئویی از مدار خارج و تنها از اطلاعات سنسور مادون قرمز برای داده‌برداری از بیمار استفاده شد. با توجه به وضوح ۴۲۴ در ۵۱۲ پیکسلی سنسور عمق‌سنج و میدان دید به ترتیب ۶۰ و ۷۰ درجه‌ای در دو راستای بالایی-پایینی و چپی-راستی، از روابط (۱) و (۲) برای ایجاد ابرنقاط در فضای سه‌بعدی استفاده شد [۲۵].

$$[X]_{m,n} = \left[\begin{array}{c} \left(\frac{m-M}{2} \right) \times Z_{m,n} \\ \cot(35) \times \frac{M}{2} \end{array} \right] \quad (1)$$

$$[Y]_{m,n} = \left[\begin{array}{c} \left(\frac{n-N}{2} \right) \times Z_{m,n} \\ \cot(30) \times \frac{N}{2} \end{array} \right] \quad (2)$$



شکل ۲. راست: قطاعی از ابرنقاط در صفحه هرگزنتال. چپ: شناسایی لندمارک از طریق یافتن دره‌ی موجود بین دو قله‌ی محلی در هر قطاع
Fig. 2. Right: A sector of Super point on the horizontal plane. Left: Landmark identification by finding the valley between two local peaks in each sector



شکل ۳. طریقه‌ی محاسبه‌ی مرکز مهره‌ها از طریق اطلاعات توپوگرافی سطح بدن (نمای فوقانی)

Fig. 3. How to calculate the center of the vertebrae through topographic information of the body surface (top view)

داریم ($X-Z$) (شکل ۲- راست).

قسمت عقبی مهره‌ها که به راحتی از طریق لمس قابل تشخیص هستند، زواید شوکی^۲ نامیده می‌شوند. با توجه به اینکه این زواید پایین‌تر از سایر نقاط مجاور خود در صفحه‌ی هرگزنتال قرار دارند [۲۶] می‌توانند به‌عنوان لندمارک مهره‌ها انتخاب شوند. بر این اساس موقعیت مقادیر حداکثر محلی در هر قطاع شناسایی و دره‌ی موجود بین این دو قله به‌عنوان موقعیت زائده‌ی شوکی تخمین زده شد (شکل ۲- چپ).

۲-۳- شناسایی موقعیت مرکز مهره‌ها

هدف اصلی از بررسی نقشه‌ی توپوگرافی پشت، بدست آوردن اطلاعاتی از وضعیت سه‌بعدی ستون مهره‌ها است. با توجه به وجود ارتباط بین چرخش سطح پشت و چرخش مهره‌ها، می‌توان از آن

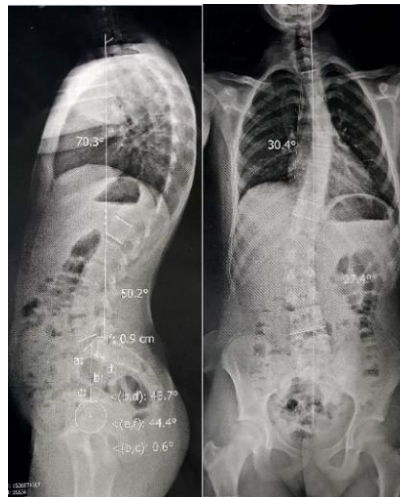
از لباس‌های چسبان که نقشه‌ی توپوگرافی سطح پشت را دچار تغییر نکنند، ضرورت دارد.

۲-۲- شناسایی لندمارک‌ها

اولین گام پس از استخراج ابرنقاط از پشت بیمار، شناسایی لندمارک‌ها برای تخمین انحنای مهره‌ها است. برای این منظور لازم است تا نقشه‌ی توپوگرافی پشت، با رویکردی ریاضیاتی آنالیز شود. یکی از روش‌های آنالیز سطوح، بررسی برآمدگی‌ها و تو رفتگی‌های موجود است. برای این منظور نیاز است تا ابرنقاط مورد نظر را در راستای بالایی-پایینی، به تعدادی قسمت تقسیم کنیم. برای حذف داده‌های اضافی و تعیین محدوده‌ی بررسی، یک مارکر روی مهره‌ی هفت گردن و دو مارکر روی زائده‌ی خار بالایی-جلویی^۱ نصب شد (شکل ۱- راست). در این مرحله تعدادی قطاع در صفحه‌ی هرگزنتال

2 Spinous process

1 posterior superior iliac spine(Psis)



شکل ۴. نمای فرونتال و ساجیتال ستون مهره‌ی فرد بیمار با روش تصویربرداری سه‌بعدی به صورت ایستاده

Fig. 4. Frontal and sagittal view of the patient's spine by EOS imaging method

که از طریق محاسبه‌ی حدفاصل بین مهره‌ی آخر گردنی تا استخوان ساکروم بدست می‌آید و l_s شماره سطح مهره است. ضرایب موجود در رابطه (۴) از طریق روابط رگرسیون به دست آمد [۲۷].

۲-۴- محاسبه‌ی سه‌بعدی انحنای ستون مهره

روش‌های مختلفی برای بیان پاتولوژی‌های ستون مهره وجود دارد که پرکاربردترین آن‌ها محاسبه‌ی زاویه‌ی کوب است و معمولاً به‌عنوان خروجی تصاویر رادیوگرافی ارائه می‌شود. در این مطالعه پس از محاسبه‌ی موقعیت مرکز مهره‌ها در فضای سه‌بعدی، از تصویر منحنی در صفحه‌ی ساجیتال (Y-Z) برای محاسبه‌ی زوایای کایفوز و لوردوز استفاده شد. برای این منظور ابتدا یک منحنی بر نقاط M برازش شد و پس از مشتق‌گیری از منحنی، موقعیت نقطه‌ی عطف محاسبه گردید. زاویه‌ی منحنی در حدفاصل بین مهره‌ی هفتم گردنی و نقطه‌ی عطف، زاویه‌ی کایفوز و زاویه‌ی منحنی در حدفاصل بین نقطه‌ی عطف و استخوان ساکروم، زاویه‌ی لوردوز را مشخص کرد. به همین ترتیب برای ناهنجاری اسکولیوز از تصویر منحنی در صفحه‌ی فرونتال (X-Y) استفاده شد و پس از برازش منحنی و مشتق‌گیری، در صورت یافتن نقطه‌ی عطف، اسکولیوز از نوع S شکل است و باید زوایای کوب برای ناحیه‌ی سینه‌ای و کمری به تفکیک محاسبه شود و در صورت یافتن نشدن نقطه‌ی عطف، عارضه از نوع C شکل است و

به‌منظور شناسایی مرکز مهره‌ها استفاده کرد. بر این اساس بردار نرمال هر قطاع در صفحه‌ی هریزنتال را در محل زوائد شوکی بدست می‌آوریم. مقدار زاویه‌ی بین بردار نرمال و محور ساجیتال (Z) در قطاع مربوطه، بیانگر مقدار دوران مهره در صفحه‌ی هوریزنتال است. در ادامه با داشتن طول مهره (L) و فرض هم‌راستایی بردار نرمال و راستای طولی مهره، می‌توان مانند شکل ۳ موقعیت مرکز مفاصل را بدست آورد.

بر این اساس طبق شکل ۳، اگر $S = (x_s, y_s, z_s)$ بیانگر مختصات سه‌بعدی زائده شوکی در سطح پوست باشد، $M = (x_m, y_m, z_m)$ که بیانگر مختصات سه‌بعدی مرکز مهره است از طریق روابط (۳) بدست می‌آید [۲۷].

$$\begin{aligned} x_m &= x_s + \Delta x = x_s + L \cdot \sin \varphi \\ y_m &= y_s \\ z_m &= z_s + \Delta z = z_s + L \cdot \cos \varphi \end{aligned} \quad (3)$$

در روابط (۳)، φ زاویه دوران مهره بر حسب درجه در صفحه‌ی هریزنتال است. برای محاسبه فاصله‌ی مرکز مهره تا سطح پوست (L) از رابطه (۴) استفاده شد.

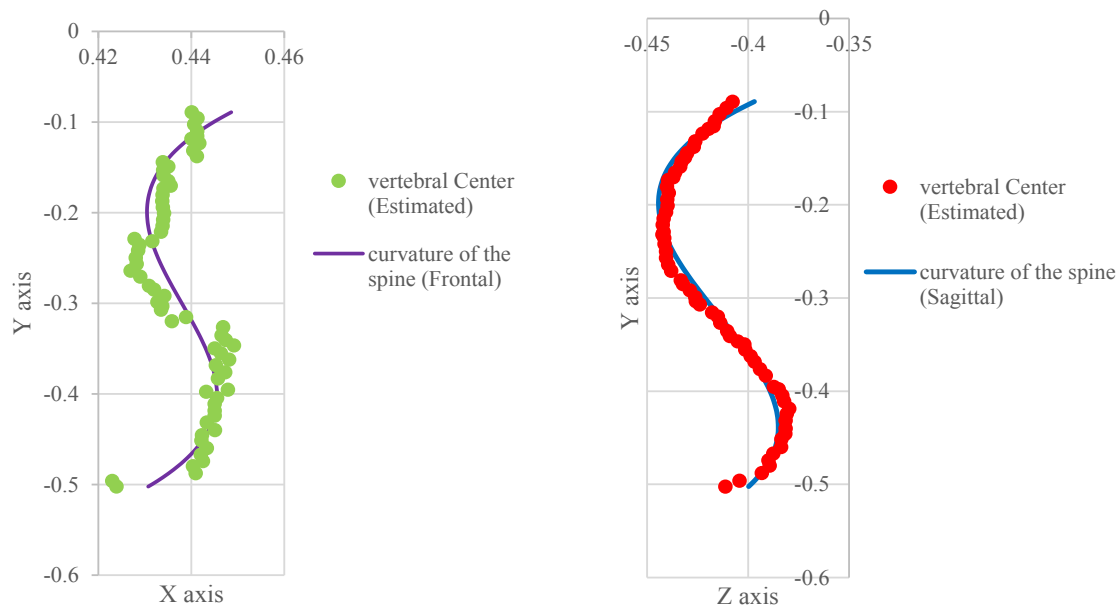
$$L(l_s) = 0.132 \cdot T + 0.035 \cdot l_s \quad (4)$$

در این رابطه T بیانگر طول ستون مهره‌ها بر حسب متر است

جدول ۱. مقادیر انحنای ستون مهره در دو صفحه فرونتال و ساجیتال در سه مرتبه داده برداری از آزمودنی‌ها و مقادیر ضریب همبستگی درون طبقه‌ای درون گروهی

Table 1. Values of the curvature of the spine in the two frontal and sagittal planes in three times of data collection from the subjects and the values of ICC coefficient

P value	ضریب همبستگی				ناهنجاری اسکلتی
	تکرار سوم	تکرار دوم	تکرار اول	درون طبقه‌ای درون گروهی	
۰/۰۰۰	۰/۷۴۷	۱/۸۴۳ ± ۱/۱۳۷	۱/۸۸ ± ۱/۳۵۳	۲/۰۳۵ ± ۱/۴۷۴	اسکولیوز
۰/۰۰۰	۰/۹۳۸	۴۲/۱۲۳ ± ۹/۸۶	۴۱/۳ ± ۹/۶۶۳	۴۱/۳۹ ± ۹/۳۷۵	کایفوز
۰/۰۰۰	۰/۹۲۴	۳۳/۲۵۷ ± ۹/۴۵۸	۳۳/۱۲۷ ± ۸/۷۰۱	۳۳/۴۵ ± ۸/۸۸۹	لوردوز



شکل ۵. انحنای ستون مهره در صفحه ساجیتال (راست) و فرونتال (چپ) با استفاده از داده برداری سطحی

Fig. 5. Spinal curvature in the sagittal plane (right) and frontal (left) using surface data collection

۱۷۵/۶۳ ± ۶/۶۸ و قد ۷۰/۲ ± ۱۱/۳۹ سال، وزن ۲۶ ± ۵/۸ کیلوگرم و در سانتی‌متر) بود. برای داده برداری سه بعدی از سطح پشت آزمودنی‌ها، از آن‌ها خواسته شد تا پشت به سنسور، بدون پوشش در بالاتنه و در پاسچری مطابق با پروتکل تصویربرداری سه بعدی به صورت ایستاده قرار گیرند. فرایند داده برداری برای سه مرتبه با فاصله زمانی پنج دقیقه صورت گرفت. در هر مرحله داده برداری، آزمودنی‌ها از محل آزمون خارج و سیستم بازتنظیم شد. در نهایت پس از داده برداری به منظور بررسی پایایی سیستم، از ضریب همبستگی درون طبقه‌ای

میزان انحنای ستون مهره‌ها محاسبه می‌شود. میزان چرخش مهره‌ها حول محور ورتیکال نیز از طریق محاسبه زاویه ϕ در هر قطاع هر یزنتالی بدست می‌آید.

۲-۵- اعتبارسنجی

بررسی روایی و پایایی، جهت اعتباریابی یک سیستم ضرورت دارد. برای بررسی پایایی سیستم از ۳۰ نفر مرد سالم به صورت نمونه در دسترس استفاده شد. اطلاعات دموگرافیک این افراد شامل (سن)

جدول ۲. مقادیر انحنای ستون مهره در دو صفحه فرونتال و ساجیتال در دو مرتبه داده برداری از آزمودنی بیمار و مقادیر خطای حاصل از مقایسه نتایج داده برداری سطحی با رادیوگرافی

Table 2. Values of spinal curvatures in both frontal and sagittal planes in two times of data collection from the patient's subject and error values obtained by comparing the results of surface data collection with radiography

ناهنجاری اسکلتی	داده برداری سطحی (مرتبه اول)	داده برداری سطحی (مرتبه دوم)	داده برداری اشعه ایکس	اختلاف بین داده- برداری های سطحی و اشعه ایکس	اختلاف بین داده- برداری های سطحی
کوب سینه‌ای	۲۳/۹	۲۶	۳۰/۴	۵/۵	۲/۱
کوب کمری	۱۷/۷	۲۳/۹	۲۷/۴	۶/۶	۶/۲
کایفوز	۶۱/۷	۶۳/۲	۷۰/۳	۷/۹	۱/۵
لوردوز	۴۰/۵	۴۵/۲	۵۰/۲	۷/۴	۴/۷

داده برداری از آزمودنی مبتلا به اختلالات ستون مهره، در جدول ۲ آمده است. همچنین مقادیر میانگین خطای حاصل از مقایسه نتایج داده برداری سطحی با رادیوگرافی در جدول ۲ قابل مشاهده است.

۴- بحث

اصلاح ناهنجاری های ستون مهره بجز در معدود مواردی که نیازمند جراحی است، با استفاده از ارتزهای خارجی و از طریق اعمال فشارهای مکانیکی به بخش های مختلف تنه صورت می گیرد. اصلاح و تغییر محل و مقدار این فشارها در طول روند درمان، به پایش مستمر وضعیت انحرافات ستون مهره وابسته است. اگرچه روش هایی مانند تصویربرداری سه بعدی به صورت ایستاده، میزان پرتوی اشعه ی ایکس را تا حد قابل قبولی کاهش می دهند، اما لزوم پایش مستمر بخصوص در نوجوانان که حساسیت بیشتری به تشعشع دارند، می تواند خطرناک باشد. بر این اساس روش هایی مانند استریوفتوگرامتری و راسترواسترنوگرافی برای جایگزینی رادیوگرافی مطرح گردید. سیستم های مبتنی بر سنسورهای عمق سنج که ناهنجاری های اسکلتی را بر پایه ی آنالیز نقشه ی توپوگرافی سطح تشخیص می دهد، روشی است که در این مطالعه مطرح شد. این روش بر خلاف رادیوگرافی، ارزان و غیر تهاجمی است و بر خلاف استریوفتوگرامتری نیازمند نصب مارکر روی بدن بیمار نیست. اگرچه هدف از داده برداری به روش حاضر و راسترواسترنوگرافی، تولید ابرنقاط سطحی از پشت

درون گروهی^۱ استفاده شد. اگرچه ارزیابی روایی، نیازمند یک جامعه آماری مناسب و انجام مقایسه با گلد استانداردها است، در این پژوهش صرفاً با انجام یک مطالعه موردی، برآوردی اولیه از روایی صورت پذیرفت و ارزیابی دقیق روایی، به مطالعات آینده موکول شد. برای این منظور، از یک نوجوان مبتلا به ناهنجاری های تشدید یافته ستون مهره، دو مرتبه داده برداری شد و با نتایج تصویربرداری سه بعدی به صورت ایستاده وی مقایسه گردید (شکل ۴).

۳- نتایج

نتایج بررسی ضریب همبستگی درون طبقه ای درون گروهی به منظور بررسی پایایی، در جدول ۱ آمده است. همان طور که مشاهده می شود در هر سه ناهنجاری بررسی شده، مقادیر پایایی درون گروهی بالا و مطلوب است.

نتایج تصویربرداری سه بعدی به صورت ایستاده از بیمار، مقادیر زاویه ی کوب در صفحه ی فرونتال را ۳۰/۴ درجه در ناحیه ی سینه و ۲۷/۴ درجه در ناحیه ی کمر نشان داد. علاوه بر این زاویه ی کایفوز و لوردوز این بیمار به ترتیب برابر با ۷۰/۳ و ۵۰/۲ درجه بود. شکل ۵، انحنای ستون مهره ی بیمار را که از طریق داده برداری سطحی و تحلیل به روشی که در این مقاله ارائه شده نشان می دهد.

مقادیر زوایای کوب سینه ای و کمری، کایفوز و لوردوز در دو مرتبه

و بدون نیاز به مارکرگذاری لندمارک‌ها، انحناهای ستون مهره تخمین زده شد. از جمله فرضیات این مطالعه، قرارگیری زائده‌ی شوکی مهره‌ها در سطح پوست و در موقعیت مینیمم هر سطح مقطع بود. همچنین تخمین دوران و طول مهره‌ها از بردار نرمال سطح و روابط رگرسیونی، از دیگر محدودیت‌های این مطالعه بود که صحت آن در مطالعات آینده با بررسی روایی ارزیابی خواهد شد. در صورت تأیید نتایج می‌توان از این روش ایمن و ارزان به‌عنوان جایگزین رادیوگرافی استفاده کرد.

منابع

- [1] T. Hattori, H. Sakaura, M. Iwasaki, Y. Nagamoto, H. Yoshikawa, K. Sugamoto, In vivo three-dimensional segmental analysis of adolescent idiopathic scoliosis, *European Spine Journal*, 1750-1745 (2011) (10)20.
- [2] B. Drerup, Rasterstereographic measurement of scoliotic deformity, *Scoliosis*, 22 (2014) (1)9.
- [3] J. Lonstein, J. Carlson, The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis, *J Bone Joint Surg.* ((1984 1071-1061.
- [4] A. Tabard-Fougère, A. Bonnefoy-Mazure, S. Hanquinet, P. Lascombes, S. Armand, R. Dayer, Validity and reliability of spine rasterstereography in patients with adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 105-98 (2017) (2)42.
- [5] J.M. Frerich, K. Hertzler, P. Knott, S. Mardjetko, Comparison of radiographic and surface topography measurements in adolescents with idiopathic scoliosis, *The open orthopaedics journal*, 261 (2012) 6.
- [6] N.R. Council, Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR V, *National Academies*, 1990.
- [7] D.J. Brenner, C.D. Elliston, E.J. Hall, W.E. Berdon, Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT, *American journal of roentgenology*, (2)176 296-289 (2001).
- [8] H.k. Geijer, K.-W. Beckman, B. Jonsson, T.r. Andersson, J. Persliden, Digital radiography of scoliosis with a scanning method: initial evaluation, *Radiology*, -402 (2001) (2)218 410.
- [9] S. Deschênes, G. Charron, G. Beaudoin, H. Labelle, J. Dubois, M.-C. Miron, S. Parent, Diagnostic imaging of

بیمار و تحلیل آن است، اما عدم نیاز به دوربین و نور در داده‌برداری با سنسورهای عمق‌سنج، می‌تواند به افزایش حس اعتماد بخصوص در بیماران خانم کمک کند و مزیتی نسبت به راسترواسترنوگرافی ایجاد نماید. قابلیت ارائه‌ی داده‌های بصری در کنار نتایج عددی از دیگر مزایای داده‌برداری سطحی است. این امکان می‌تواند به متخصصان ارتوپدی فنی جهت طراحی تاکتیک‌های اعمال فشار و ساخت اُتره‌های پلاستیکی برای درمان انحرافات ستون مهره کمک کند. همچنین با داشتن ابرنقاط از سطح پشت می‌توان علاوه بر مواردی که ذکر شد بسیاری از اختلالات و ناهنجاری‌های تنه و لگن مانند شانه و لگن نابرابر، انحراف جانبی و قدامی تنه و غیره را به‌صورت کمی و با دقتی مناسب ارزیابی کرد.

برخلاف رادیوگرافی که استاندارد طلایی برای محاسبه‌ی انحناهای ستون مهره است، کسب اطمینان از دقت روش‌های جایگزین و تخمینی همواره مطرح بوده است. دربراپ^۱ (۲۰۱۴)، استفاده‌ی مستمر از راسترواسترنوگرافی برای پایش بیماران اسکولیوز را منوط به انجام یک مقایسه‌ی اولیه با نتایج رادیوگرافی به‌منظور اطمینان از صحت نتایج می‌داند [۲]. در این زمینه به‌نظر می‌رسد که در استفاده از سیستم‌های غیر ته‌اجمی، وجود یک همبستگی مناسب با نتایج رادیوگرافی کافی است اما وجود پایایی و تکرارپذیری ضرورت دارد. تابارد^۲ و همکاران (۲۰۱۷)، با مقایسه‌ی نتایج آنالیز سطح پشت از طریق راسترواسترنوگرافی با رادیوگرافی، روایی و پایایی این روش را خوب ارزیابی کرد [۵]. اگرچه در این مطالعه بررسی روایی سنسورهای عمق‌سنج در محاسبه‌ی انحرافات ستون مهره صورت نگرفت، اما از نتایج مطالعه‌ی موردی می‌توان این برداشت اولیه را داشت که روش مذکور می‌تواند دقت مناسبی داشته باشد. ضمن اینکه نتایج پایایی‌سنجی، قابلیت تکرارپذیری مطلوب سیستم را که در پایش‌های مستمر ضرورت دارد، نشان داد.

۵- نتیجه‌گیری

در این مطالعه داده‌برداری سطحی با سنسورهای عمق‌سنج به‌عنوان روشی کاملاً غیرته‌اجمی برای بررسی ناهنجاری‌های ستون مهره مطرح شد. در این روش با تحلیل نقشه توپوگرافی سطح پشت

1^۱ Drerup
2 Tabard-Fougère

- orthopedic surgeons and radiologists about diagnostic musculoskeletal ultrasound imaging in primary care: a survey, *Manual Therapy*, 113-109 (2014) (2)19.
- [19] M. Thoomes-de Graaf, G. Scholten-Peeters, E. Duijn, Y.H. Karel, M.P. van den Borne, A. Beumer, R.P. Ottenheijm, G. Dinant, E. Tetteroo, C. Lucas, Inter-professional agreement of ultrasound-based diagnoses in patients with shoulder pain between physical therapists and radiologists in the Netherlands, *Manual therapy*, 483-478 (2014) (5)19.
- [20] B. Drerup, E. Hierholzer, Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: measurement of the vertebra prominens from surface curvature, *Journal of biomechanics*, 474-467 (1985) (6)18.
- [21] S. Schülein, S. Mendoza, R. Malzkorn, J. Harms, A. Skwara, Rasterstereographic evaluation of interobserver and intraobserver reliability in postsurgical adolescent idiopathic scoliosis patients, *Clinical Spine Surgery*, (4)26 (2013)) E-143E149.
- [22] M. Melvin, M. Sylvia, W. Udo, S. Helmut, J.R. Paletta, S. Adrian, Reproducibility of rasterstereography for kyphotic and lordotic angles, trunk length, and trunk inclination: a reliability study, *Spine*, 1358-1353 (2010) (14)35.
- [23] K. Khoshelham, Accuracy analysis of kinect depth data, in: ISPRS workshop laser scanning, 2011.
- [24] N. Fukushima, ICP WITH DEPTH COMPENSATION FOR CALIBRATION OF MULTIPLE TOF SENSORS, in: 3-2018DTV-Conference: The True Vision-Capture, Transmission and Display of 3D Video (3DTV-CON), IEEE, 2018, pp. 4-1.
- [25] J. Jiao, L. Yuan, W. Tang, Z. Deng, Q. Wu, A post-rectification approach of depth images of Kinect v2 for 3D reconstruction of indoor scenes, *ISPRS International Journal of Geo-Information*, 349 (2017) (11)6.
- [26] V. Bonnet, T. Yamaguchi, A. Dupeyron, S. Andary, A. Seilles, P. Fraisse, G. Venture, Automatic estimate of back anatomical landmarks and 3D spine curve from a Kinect sensor, in: 6 2016th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), IEEE, 2016, pp. 929-924.
- spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager, *Spine*, -989 (2010) (9)35 994.
- [10] Z. Al-Aubaidi, D. Lebel, K. Oudjhane, R. Zeller, Three-dimensional imaging of the spine using the EOS system: is it reliable? A comparative study using computed tomography imaging, *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 412-409 (2013) (5)22.
- [11] Y.-P. Zheng, T.T.-Y. Lee, K.K.-L. Lai, B.H.-K. Yip, G.-Q. Zhou, W.-W. Jiang, J.C.-W. Cheung, M.-S. Wong, B.K.-W. Ng, J.C.-Y. Cheng, A reliability and validity study for Scolioscan: a radiation-free scoliosis assessment system using 3D ultrasound imaging, *Scoliosis and spinal disorders*, 13 (2016) (1)11.
- [12] F. Balg, M. Juteau, C. Theoret, A. Svoetelis, G. Grenier, Validity and reliability of the iPhone to measure rib hump in scoliosis, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, (8)34 779-774 (2014).
- [13] L.E. Amendt, K.L. Ause-Ellias, J.L. Eybers, C.T. Wadsworth, D.H. Nielsen, S.L. Weinstein, Validity and reliability testing of the Scoliometer®, *Physical therapy*, 117-108 (1990) (2)70.
- [14] F. Seidi, R. Rajabi, T. Ebrahimi, A. Tavanai, S. Moussavi, The Iranian flexible ruler reliability and validity in lumbar lordosis measurements, *World J Sport Sci*, -95 (2009) (2)2 99.
- [15] P. Knott, S. Mardjetko, D. Nance, M. Dunn, Electromagnetic topographical technique of curve evaluation for adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 2006) (24)31 E-911E915.
- [16] S. Roy, A.T. Grünwald, A. Alves-Pinto, R. Maier, D. Cremers, D. Pfeiffer, R. Lampe, A Noninvasive 3D Body Scanner and Software Tool towards Analysis of Scoliosis, *BioMed research international*, 2019) 2019).
- [17] G. Kandasamy, J. Bettany-Saltikov, P. Van Schaik, Posture and Back Shape Measurement Tools: A Narrative Literature Review, in: *Spinal Deformities in Adolescents, Adults and Older Adults*, IntechOpen, 2020.
- [18] G.G. Scholten-Peeters, N. Franken, A. Beumer, A.P. Verhagen, The opinion and experiences of Dutch

reconstruction of spinal shape, *Clinical Biomechanics*,
36-28 (1994) (1)9.

[27] B. Drerup, E. Hierholzer, Back shape measurement
using video rasterstereography and three-dimensional

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

A. H. Tavari, M. H. Honarvar, M. Hajlotfalian, *Three-dimensional surface capture from the back anatomy to quantify three-dimensional vertebral column curvatures without using anatomical markers*, *AmirKabir J. Mech. Eng.*, 53(Special Issue 4) (2021) 2629-2638.

DOI: [10.22060/mej.2021.18184.6758](https://doi.org/10.22060/mej.2021.18184.6758)

