

CAMS: A Cobb Angle Measurement Software via Extracting Spinal Curvature in X-ray Images

Parsaei H^{1, 2*}, Safari A³, Amirmoezzi Jahromi Y^{2,3}, Pourabbas B⁴, Zamani A¹

¹Ph.D., Assistant Professor, Department of Medical Physics and Engineering, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

²Shiraz Neuroscience Research Center, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

³Msc., Department of Medical Physics and Engineering, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

⁴Department of Orthopedics, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

Abstract

Introduction: Scoliosis is a musculoskeletal disorder in which a person's spine bends sideways and rotates along its vertical axis. Cobb-angle (CA) is a common index to evaluate, determine, and track the progression of scoliosis; however, measuring this index manually depends on the operator's experience and image quality, which may lead to errors, dispersion of obtained values, and variability. This study aimed to resolve this issue by developing an algorithm for measuring CA.

Methods: In this analytical study, we developed software using image processing, data modeling, and analytical geometry tools for measuring CA. A given x-ray image was processed to highlight the spinal cord. Then, the spinal cord curvature was extracted by manually segmenting the spinal cord in the given image and fitting a polynomial function to the data points in the identified region. Finally, CA was estimated by calculating the angle between the two normal lines that pass through the inflection points of the fitted curve. Thirty X-ray images having CA values obtained by an expert were used to evaluate the accuracy of the developed algorithm.

Results: There is no statistically significant difference between the average CA values measured by the expert ($53.95^\circ \pm 20.3^\circ$) and those estimated using the developed software ($56.41^\circ \pm 19.95^\circ$). There is a significant correlation between the values estimated using the developed algorithm and the reference values, ($r=0.93$) and ($P<10^{-8}$).

Conclusion: The obtained results are promising and show that the developed algorithm might be used to measure cobb-angle. Nevertheless, its accuracy and reliability should be further evaluated using a large data set.

Keywords: Cobb-angle measurement, Data modeling, Computer assisted image processing, Scoliosis, Spinal Curvature, Spinal curvature measurement

Sadra Med Sci J 2022; 10(1): 1-12.

Received: Jul. 27th, 2020

Accepted: Feb. 19th, 2022

*Corresponding Author: **Parsaei H**, Assistant Professor, Department of Medical Physics and Engineering, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran, hparsaei@sums.ac.ir

مجله علوم پزشکی صدرا

دوره ۱۰، شماره ۱، زمستان ۱۴۰۰، صفحات ۱ تا ۱۲

تاریخ دریافت: ۹۹/۰۵/۰۶ تاریخ پذیرش: ۰۰/۱۱/۳۰

مقاله پژوهشی
(Original Article)

نرم افزار محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب با استخراج انحنای ستون فقرات در تصاویر رادیوگرافی

حسین پارسائی^{۱*}، آمنه صفری^۲، یلدا امیرمعزی جهرمی^۳، بابک پور عباس^۴، علی زمانی^۱^۱دکترای تخصصی، استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران^۲مرکز تحقیقات علوم اعصاب شیراز، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران^۳کارشناسی ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران^۴فلوشیپ جراحی ستون فقرات، استادیار، گروه ارتوپدی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

چکیده

مقدمه: رایج‌ترین شاخص ارزیابی اسکولیوز زاویه‌ی کاب است که معمولاً با استفاده از تصویرهای رادیوگرافی ستون فقرات اندازه‌گیری می‌شود؛ ولی، این اندازه‌گیری با روش دستی معایبی چون وابستگی به تجربه‌ی کاربر، تکرارپذیری پایین و پراکندگی مقادیر به دست آمده در آزمایش‌های مختلف دارد. هدف از این مطالعه، امکان‌سنجی ارائه‌ی یک نرم‌افزار برای رفع این مشکلات است.

روش‌ها: در این پژوهش، نرم‌افزاری با کمک ابزارهای پردازش تصویر، مدل‌سازی و هندسه‌ی تحلیلی برای محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب با استفاده از تصاویر رادیوگرافی ستون فقرات ارائه شده است. انحنای ستون فقرات با استخراج ناحیه‌ی مربوط به ستون فقرات در تصویر پردازش‌شده و مدل‌سازی نقاط درون این ناحیه به دست می‌آید و زاویه‌ی کاب از روی این منحنی محاسبه می‌شود. برای ارزیابی الگوریتم از سی تصویر رادیوگرافی استفاده شد. اندازه‌گیری و مقایسه‌ی زاویه‌ی کاب از روی این تصاویر با روش مرسوم زیر نظر متخصص ارتوپدی مجرب، به همراه یک کاربر و با استفاده از الگوریتم پیشنهادی انجام شد.

یافته‌ها: اختلاف معناداری بین میانگین زاویه‌ی کاب گزارش‌شده توسط یک جراح خبره ($20/30^{\circ} \pm 53/95^{\circ}$) و محاسبه‌شده با الگوریتم ($19/95^{\circ} \pm 56/41^{\circ}$) وجود نداشت، اما همبستگی معناداری بین زاویه‌ی تخمین‌زده‌شده با کمک الگوریتم پیشنهادی و مقادیر مرجع ($0/93 =$ ضریب همبستگی) وجود داشت ($P < 10^{-8}$).

نتیجه‌گیری: روش‌های کامپیوتری می‌توانند در محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب با استفاده از تصویر رادیوگرافی ستون فقرات و کاهش مشکلات مربوطه مفید باشند؛ ولی قبل از استفاده در محیط بالینی باید با استفاده از داده‌های بیشتری ارزیابی شوند.

واژگان کلیدی: اسکولیوز، انحنای ستون فقرات، اندازه‌گیری انحنای ستون فقرات، پردازش تصاویر با کمک کامپیوتر، اندازه‌گیری زاویه‌ی کاب، مدل‌سازی داده

*نویسنده مسئول: حسین پارسائی، دکترای تخصصی، استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران، hparsaei@sums.ac.ir

مقدمه

بدشکلی ستون مهره‌ها، به دلیل غیرعادی بودن انحنای ستون فقرات می‌تواند به صورت قوز در نمای ساجیتال دیده شود. این تغییر حالت می‌تواند باعث مقعرشدن ستون فقرات در قسمت تحتانی^۱ و محدب‌شدن آن در قسمت فوقانی^۲ شود و گاهی نیز به صورت کجی انحنای ستون فقرات، به سمت راست یا چپ دیده شود. شایع‌ترین نوع بدشکلی ستون فقرات اسکولیوز^۳ (کژپشتی) نام دارد (۱).

اسکولیوز انحراف جانبی ستون مهره‌ها (به راست یا چپ) است و به دو صورت، نوع C و نوع S وجود دارد. در نوع C یک قوس و در نوع S دو قوس غیرنرمال ایجاد می‌شود. در کژپشتی به دلیل قرینه‌نبودن و غیرطبیعی بودن ستون فقرات، نیروهای وارده به آن (حتی در صورت طبیعی بودن) باعث فشار به عضلات، رباط‌ها، دیسک‌های بین‌مهره‌ای و مفاصل بین‌مهره‌ای پشتی می‌گردد و در نتیجه به تشدید درد در ستون فقرات به‌ویژه ناحیه‌ی کمر منجر می‌شود. نوع درمان کژپشتی به عوامل مختلفی بستگی دارد که مهم‌ترین آن‌ها شدت قوس جانبی ستون فقرات است.

با بررسی وضعیت ظاهری بیمار، امکان ارزیابی دقیقی از میزان انحنای ستون فقرات برای تشخیص بدشکلی وجود ندارد. رایج‌ترین روش برای ارزیابی کمی شدت اسکولیوز، اندازه‌گیری زاویه‌ی کاب^۴ است. معمولاً، جراح باتوجه‌به مقدار زاویه‌ی کاب استخراج‌شده در خصوص نحوه‌ی درمان بیمار تصمیم‌گیری می‌کند. این اندازه‌گیری معمولاً با استفاده از تصویر رادیوگرافی ساده انجام می‌شود (۲،۳). برای این کار، معمولاً یک تصویر رادیوگرافی قدامی-خلفی^۵ از ستون فقرات تهیه شده، میزان انحنای جانبی مهره‌ها با اندازه‌گیری زاویه‌ی کاب مشخص می‌شود (۱). روش اندازه‌گیری شامل انتخاب کج‌ترین مهره در قسمت بالایی مهره‌ها و کج‌ترین مهره در قسمت پایینی مهره‌ها و سپس

ترسیم دو خط مماس بر این دو مهره به‌وسیله‌ی کاربر است. زاویه‌ی حاصل از تقاطع این دو خط، همان زاویه‌ی کاب است. اگر امتداددادن این دو خط دشوار باشد، می‌توان خط عمود بر این خطوط مماس بر مهره را رسم و سپس زاویه‌ی کاب را باتوجه‌به زاویه‌ی میان این دو خط جدید محاسبه کرد (۱،۴). این کار معمولاً به‌صورت دستی انجام می‌شود و به عوامل متعدد مانند کیفیت تصویر، تخصص و تجربه‌ی کاربر بستگی دارد؛ به‌طوری که پایین بودن کیفیت تصویر دریافتی، مجرب‌نبودن کاربر و حتی شرایط اندازه‌گیری می‌تواند به خطای اندازه‌گیری نپذیرفتنی منجر شود (۵). همچنین پراکندگی مقادیر اندازه‌گیری‌شده به‌وسیله‌ی کاربرهای مختلف و حتی یک کاربر در چندین مرحله زیاد است. عمده‌ی خطای اندازه‌گیری از انتخاب‌کردن صحیح مهره‌ها و رسم صحیح خط مماس بر مهره‌های انتخاب‌شده ناشی می‌شود (۵،۶). بررسی‌ها نشان داده که اگر کج‌ترین مهره از قبل انتخاب نشده باشد، میانگین این تغییرات ۷/۲ درجه است و اگر کج‌ترین مهره از قبل انتخاب شده باشد، میانگین تغییرات به ۶/۳ درجه کاهش می‌یابد (۷). افزون‌بر خطا، اندازه‌گیری به روش دستی می‌تواند خسته‌کننده و وقت‌گیر باشد (۸). از سوی دیگر، استفاده از خط‌کش‌هایی با پهناهای متفاوت و استفاده از زاویه‌سنج‌های با دقت کم نیز می‌تواند باعث پراکندگی مقادیر اندازه‌گیری‌شده و خطای اندازه‌گیری شود (۷،۹،۱۰).

امروزه استفاده از الگوریتم‌ها و روش‌های مبتنی بر پردازش تصویر برای تحلیل تصاویر پزشکی افزایش یافته است. در همین راستا الگوریتم‌های متفاوتی نیز برای استخراج زاویه‌ی کاب با کمک تصویر دیجیتالی تهیه‌شده با اشعه ایکس (معمولاً تصویر رادیوگرافی قدامی-خلفی از ستون فقرات) ارائه شده است (۱۱،۱۲). برخی از این الگوریتم‌ها، نیمه‌خودکار بوده و کاربر می‌بایست کج‌ترین مهره در قسمت بالایی و پایینی ستون مهره‌ها یا مرکز هر مهره در ستون فقرات را انتخاب کند (۴،۱۳-۱۵). برخی الگوریتم‌ها نیز کاملاً خودکار بوده و تمام مراحل اندازه‌گیری بدون نیاز

¹ Lower back

² Upper back

³ Scoliosis

⁴ Cobb angle

⁵ Anterior-Posterior

است. زاویه‌ی بین خطوط مماس رسم‌شده بر کج‌ترین مهره در قسمت بالایی مهره‌ها و کج‌ترین مهره در قسمت پایینی مهره‌ها که با استفاده از نقاله اندازه‌گیری شده، به عنوان زاویه‌ی کاب ثبت گردید. اگر این دو خط در صفحه‌ی مدنظر هم‌دیگر را قطع نکردند، خط عمود بر آن‌ها را رسم کرده و زاویه‌ی بین این دو خط عمود به‌عنوان زاویه‌ی کاب منظور گردیده است.

۲- الگوریتم اندازه‌گیری زاویه‌ی کاب

به‌طور کلی روش ارائه‌شده در این مقاله بر اساس تخمین شکل کلی انحنای ستون فقرات با استفاده از ابزارهای هندسه‌ی تحلیلی است. مراحل مختلف محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب در الگوریتم پیشنهادی در شکل ۱ نشان داده شده است. در ادامه هر مرحله به‌طور اجمالی توضیح داده شده است.

۳- پیش‌پردازش

در برخی مواقع تصویر ستون فقرات با تصویر استخوان دنده‌ها و ارگان‌های داخلی (قلب و ریه) هم‌پوشانی دارد، در نتیجه مرزهای ستون فقرات در تصویر واضح نیست که این مسئله می‌تواند بر کارایی سیستم تأثیر بگذارد (۱۸). هدف از پیش‌پردازش در واقع بهبود نسبت سیگنال به نویز در تصاویر رادیوگرافی و به‌ویژه افزایش کنتراست بین مرزهای ستون فقرات و محیط پیرامون در تصویر بررسی شده است. در این مطالعه، از روش گسترش کنتراست استفاده شد که اساس آن نگاهت مقادیر شدت سطوح روشنایی از طریق یک تابع توزیع انتقال است. برای این منظور شدت روشنایی پیکسل (i, j) تصویر داده شده،

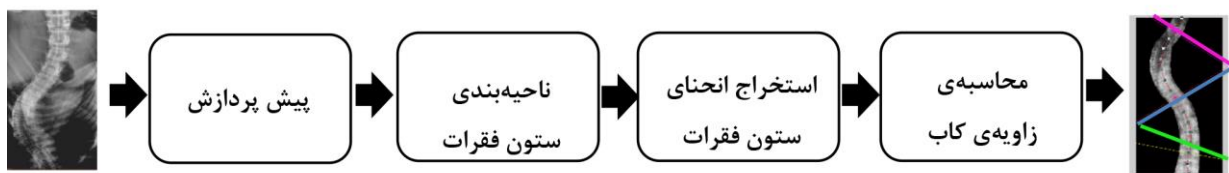
به کاربر انجام می‌شود (۱۱،۱۶،۱۷). هرچند عملکرد برخی از این الگوریتم‌ها تا حدودی پذیرفتنی است و حتی نشان داده شده است که پراکندگی بین مقادیر اندازه‌گیری شده با روش‌های بر مبنای الگوریتم‌های کامپیوتری کمتر از روش‌های دستی است، اما به‌طور معمول خطای اندازه‌گیری در روش‌های نیمه‌خودکار به تجربه و دقت کاربر در انتخاب مهره‌ی مناسب بستگی دارد. در این مطالعه سعی بر آن است با استفاده از ابزارهای پردازش تصویر، مدل‌سازی، هندسه‌ی تحلیلی، الگوریتمی برای محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب ارائه شود که به انتخاب مهره‌ها وابسته نباشد. در الگوریتم پیشنهادی بر اساس شکل کلی انحنای ستون فقرات، میزان زاویه‌ی کاب تخمین زده می‌شود. جزئیات طراحی و ارزیابی این الگوریتم در ادامه‌ی این مقاله بیان شده است.

روش‌ها

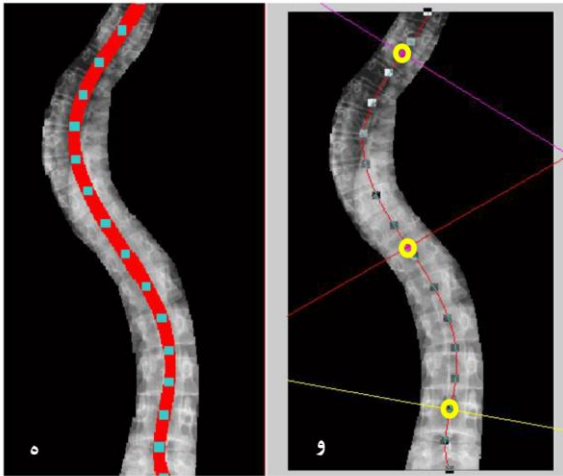
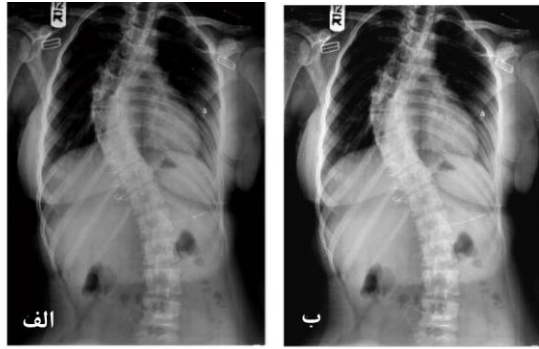
۱- جمع‌آوری داده

در این مطالعه از سی تصویر رادیوگرافی X-ray تهیه‌شده در بیمارستان شهید چمران شیراز استفاده شد. این تصاویر متعلق به نوزده زن (۶۳٪) و یازده مرد (۳۷٪) بود. از این تعداد، ۲۲ تصویر مربوط به بیماران اسکولیوز با محدوده‌ی زاویه‌ی کاب اندازه‌گیری شده از ۲۵ تا ۸۲ درجه (میانگین ۵۴ درجه) بود و هشت تصویر مربوط به افراد سالم (۱۰ درجه < زاویه‌ی کاب) بود که برای بررسی صحت الگوریتم، در تشخیص وضعیت نرمال ستون فقرات استفاده شد.

ابتدا متخصص ارتوپدی مجرب تصاویر را بررسی و زاویه‌ی کاب با روش مرسوم و به روش دستی اندازه‌گیری کرده



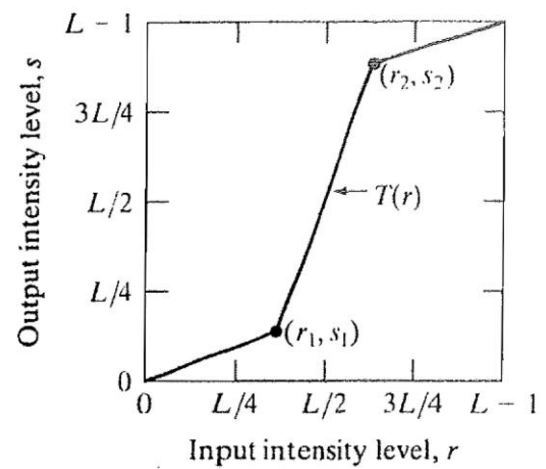
شکل ۱. مراحل الگوریتم ارائه‌شده برای تخمین زاویه‌ی کاب



$f(i, j)$ ، به صورت زیر تغییر داده می‌شود (۱۹).

$$g(i, j) = T[f(i, j)]$$

در اینجا مقدار جدید شدت روشنایی پیکسل در (i, j) است و $T(r)$ تابع تبدیل است. در این تحقیق از تابع تکه‌ای خطی نشان داده شده در شکل ۲ به عنوان تابع تبدیل استفاده گردید.



شکل ۲. منحنی تابع تبدیل تکه‌ای خطی استفاده شده برای پیش پردازش تصاویر (۱۸)

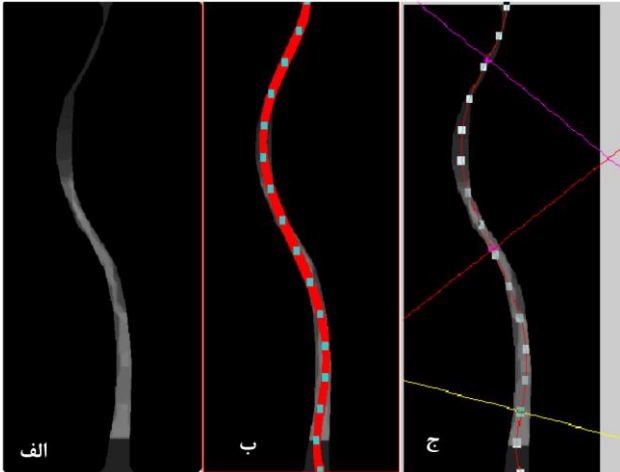
با اعمال این تابع به یک تصویر، مناطق سفید تصویر سفیدتر و مناطق سیاه تصویر سیاه‌تر دیده می‌شود، بنابراین مرزهای ستون فقرات واضح‌تر می‌شود. نمونه‌ای از نتایج این پیش‌پردازش در شکل ۳ ب نشان داده شده است.

۴- استخراج انحناهای ستون فقرات

هدف کلی در این مرحله به دست آوردن شکل کلی انحناهای ستون فقرات در تصویر مطالعه شده است. برای این کار در مرحله اول ستون فقرات و مرزها در تصویر مد نظر مشخص می‌شود و سپس یک منحنی به نقاط مشخص شده که در واقع بیانگر انحناهای این ستون است برازش می‌شود.

شکل ۳. مراحل محاسبه زاویه کاب با استفاده از الگوریتم ارائه شده. الف) تصویر اصلی؛ ب) تصویر پیش‌پردازش شده؛ ج) انتخاب نقاطی در طرفین ستون فقرات به وسیله اپراتور و برازش یک منحنی تکه‌ای خطی بر نقاط انتخاب شده به منظور جدا کردن تصویر ستون فقرات؛ د) نتیجه‌ای حاصل از برش توسط منحنی تکه‌ای خطی در شکل (ج)؛ ه) برازش تابع چندجمله‌ای درجه‌ی پنج و استخراج انحناهای ستون فقرات؛ و) محاسبه زاویه کاب

منحنی بر کل قسمت ستون فقرات و نیز باریکه‌ی ستون فقرات یکسان است، تنها تفاوتی که وجود دارد، در روش دوم نقاطی که برآزش بر آن‌ها انجام می‌شود، نسبت به روش اول کمتر است.



شکل ۴. به‌دست‌آوردن منحنی انحنای ستون فقرات با کمک روش EVCBM الف. تصویر حاصل از باریک‌شدن ستون فقرات، ب. برآزش چند جمله‌ای درجه‌ی پنج، ج. محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب.

۵- محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب

نتایج بررسی روش اندازه‌گیری زاویه‌ی کاب به‌صورت دستی نشان می‌دهد که مهره‌های انتخاب‌شده برای رسم خطوط مماس، با نقاط عطف منحنی برآزش‌شده مرتبط هستند؛ بنابراین، زاویه‌ی کاب در الگوریتم پیشنهادی با محاسبه‌ی زاویه‌ی بین خطوط عمود بر منحنی ستون فقرات در نقاط عطف این منحنی به دست می‌آید. زاویه‌ی حاصل از برخورد دوبه‌دوی خطوط عمود بر منحنی در نقاط عطف، با استفاده از معادله‌ی تانژانت‌ها (رابطه‌ی ۱) محاسبه شده و درنهایت بزرگ‌ترین زاویه به‌عنوان زاویه‌ی کاب منظور شد.

$$\tan(\theta) = \left| \frac{m - m'}{1 + m * m'} \right| \quad \text{رابطه‌ی ۱}$$

هدف از ناحیه‌بندی در واقع جداکردن تصویر مربوط به ستون فقرات در تصویر بررسی‌شده است. در نرم‌افزار ارائه شده این کار را کاربر انجام می‌دهد. ابتدا، کاربر نقاطی را در نواحی مرزی ستون فقرات در سمت راست و سمت چپ مشخص می‌کند، سپس در هر طرف نقاط مشخص شده به هم وصل می‌شوند تا شکل کلی ستون فقرات به دست آید (شکل ۳.ج). درنهایت، آن قسمت از تصویر که بین دو منحنی قرار دارد، جدا می‌شود. این قسمت در واقع همان تصویر ستون فقرات است. در شکل ۳.د، نمونه‌ای از نتایج انجام این فرآیند نشان داده شده است. واضح است که ناحیه‌ی ستون فقرات به‌وسیله‌ی دو منحنی که تقریباً بر نواحی مرزی ستون فقرات برآزش شده است، از دیگر نواحی تصویر جدا شده است. محل دقیق این نقاط و اینکه باید روی مرز ستون فقرات باشند، حیاتی نیست؛ اما نقاط باید طوری انتخاب شوند که پس از وصل کردن آن‌ها به یکدیگر، شکل کلی ستون فقرات مشخص باشد.

هدف کلی از مرحله‌ی استخراج انحنای ستون فقرات، تخمین شکل کلی منحنی آن است. در این مقاله، دو روش برای این منظور ارائه شد. در روش اول یک معادله‌ی درجه‌ی پنج با استفاده از روش رگرسیون خطی (حداقل میانگین مربع خطا) در فضای دو بعدی بر نقاط به‌دست آمده در مرحله‌ی قبل برآزش شد (شکل ۳.ه). این روش در ادامه‌ی این مقاله، روش مبتنی بر تمام داده‌های ستون فقرات (FVCBM^۱) نامیده می‌شود. در روش دوم، تصویر ستون مهره‌ها که در مراحل قبل استخراج شده بود (مثال شکل ۳.د)، با استفاده از عملگر سایش^۲ باریک و باریک‌تر می‌شود تا جایی که تنها اسکلتی از ستون فقرات باقی بماند (شکل ۴.الف)، آن‌گاه یک تابع درجه‌ی پنج بر نقاط به‌دست‌آمده برآزش می‌شود (شکل ۴.ب). این روش در ادامه‌ی این مقاله روش مبتنی بر ستون فقرات باریک شده (EVCBM^۳) نامیده می‌شود. طریقه‌ی برآزش

^۱ Full vertebral column - based method

^۲ Erosion

^۳ Eroded vertebral column -based method

بررسی کمی این شدت، زاویه‌ی کاب است که با استفاده از تصویر رادیوگرافی (معمولاً قدامی‌خلفی) ستون فقرات اندازه‌گیری می‌شود. این شاخص برای تعیین مرحله‌ی بدشکلی، نمایش پیشرفت و کنترل آن استفاده می‌شود؛ ولی، اندازه‌گیری زاویه‌ی کاب با روش دستی معایبی از جمله وابستگی به تخصص و تجربه‌ی کاربر، تکرارپذیری پایین این اندازه‌گیری و پراکندگی مقادیر به‌دست‌آمده در تکرار اندازه‌گیری چند کاربر یا یک کاربر در چندین مرحله دارد. دلایل مختلفی می‌تواند باعث این مشکلات شود، از جمله پایین بودن کیفیت تصویر دریافتی، مجرب نبودن پزشک و حتی شرایط اندازه‌گیری (۷). عمده‌ی خطاها از انتخاب ناصحیح مهره‌ها و رسم خط مماس بر مهره‌ها به ویژه زمانی که کیفیت و کنتراست پایین است، ناشی می‌شود.

با پیشرفت تکنولوژی، استفاده از تصاویر دیجیتالی و سیستم‌های کامپیوتری برای کمک به پزشکان در تشخیص و مدیریت بیماری‌های مختلف افزایش یافته است (۱۲، ۱۶-۲۱، ۲۰، ۱۸). در راستای اندازه‌گیری و محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب، چندین الگوریتم تاکنون ارائه شده است (۱۴، ۲۲-۲۴). استفاده از روش‌های مبتنی بر پردازش تصویر و به اصطلاح کامپیوتری مزایای زیادی دارد. از جمله: الف. روش‌های کامپیوتری خطاهای سه‌گانه‌ی ذاتی استفاده از زاویه‌سنج‌های متفاوت؛ زاویه‌سنج‌های نادقیق و خط‌کش‌های تعیین علامت با پهنای زیاد را حذف می‌کنند (۱۰). در نتیجه پراکندگی مقادیر اندازه‌گیری‌شده‌ی کاربرهای مختلف و حتی یک کاربر در چندین مرحله کاهش می‌یابد. ب. با کمک این الگوریتم‌ها و سیستم‌ها امکان مقایسه بین تصاویر رادیوگرافی که در مراحل مختلف از بیمار تهیه شده و نیز امکان ذخیره و ارسال تصاویر به سایر مراکز تحقیقاتی وجود دارد.

بنابراین در این پژوهش، امکان ارائه‌ی یک نرم‌افزار جهت محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب با کمک تصاویر رادیوگرافی ستون فقرات بررسی شد. نرم‌افزار پیشنهادی به‌دلیل مشخص کردن ستون فقرات به‌وسیله‌ی کاربر نیمه‌خودکار است؛

که در این رابطه، m و m' شیب خطوط و θ همان زاویه‌ی بین دو خط است. (شکل ۳. و) و (شکل ۴. ج) خطوط عمود بر منحنی ستون فقرات در نقاط عطف را نشان می‌دهد.

یافته‌ها

داده‌ها در دو گروه بررسی شدند: گروه اول، نمونه‌های با زاویه‌ی کاب زیر ده درجه و گروه دوم، نمونه‌های با زاویه‌ی بالای ده درجه. از آنجاکه در گروه اول متخصص زاویه‌ی کاب را فقط به‌صورت کیفی بررسی کرده بود، تنها صحت الگوریتم در تخمین نرمال بودن ستون فقرات ارزیابی شد. بر اساس نتایج، برای این گروه، صحت (Accuracy) الگوریتم ارائه‌شده در تشخیص نرمال بودن انحنا‌ی ستون فقرات ۹۰٪ بود. نتایج مربوط به اندازه‌گیری زاویه‌ی کاب برای نمونه‌هایی با زاویه‌ی کاب بالای ده درجه (گروه دوم) در جدول ۱ و شکل ۵ ارائه شده است. برای مقایسه، نتایج مربوط به الگوریتم دیگری که به‌وسیله‌ی نویسندگان ارائه شده (۱۵) نیز آورده شده است.

در شکل ۶، مقادیر زاویه‌ی کاب تخمین‌زده‌شده با کمک الگوریتم FVCBM برحسب مقادیر مرجع رسم شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، رابطه‌ی بین این مقادیر خطی است، ضریب خط رگرسیون الگوریتم پیشنهادی برابر با ۰/۸۸ است. درنهایت، تحلیل آماری نشان داد که هم‌بستگی معناداری بین مقادیر تخمین‌زده شده با استفاده از الگوریتم پیشنهادی و مقادیر مرجع ($r=0/93$) وجود دارد ($P < 10^{-8}$).

بحث

در کژپشتی نیروهای وارده به ستون فقرات باعث فشار به عضلات، رباط‌ها، دیسک‌های بین‌مهره‌ای و مفاصل بین‌مهره‌ای پستی می‌گردد و در نتیجه به تشدید درد در ستون فقرات به‌ویژه ناحیه‌ی کمر منجر می‌شود. شدت قوس جانبی ستون فقرات یکی از مهم‌ترین شاخص‌ها در تصمیم‌گیری برای نوع درمان است. رایج‌ترین شاخص برای

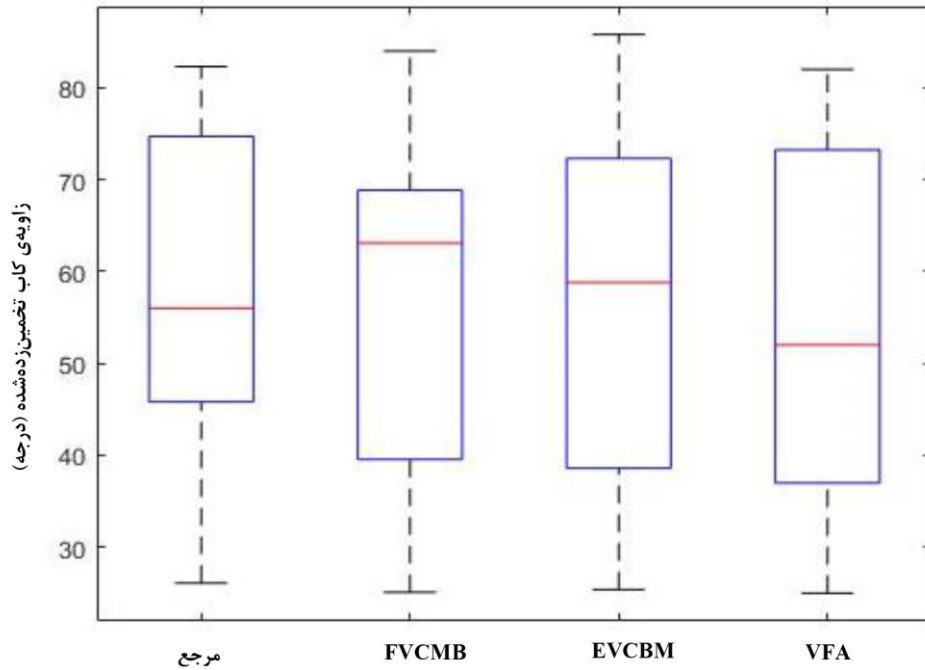
محدوده و هم نزدیک به اندازه‌گیری‌های مرجع است (جدول ۱ و شکل ۵). تحلیل آماری با استفاده از روش paired t-test نشان می‌دهد که اختلاف معناداری بین میانگین زاویه‌ی کاب مرجع و میانگین استخراج‌شده از نرم‌افزار وجود ندارد. به‌علاوه، هم‌بستگی معناداری بین زاویه‌ی تخمین‌زده‌شده با استفاده از روش اول (به‌عنوان مثال) و مقادیر مرجع ($r=0/93$) وجود دارد ($P < 10^{-8}$).

ولی از مزایای این روش نسبت به سایر الگوریتم‌ها (۴،۱۰،۱۱) این است که به انتخاب مرکز مهره یا انتخاب دقیق لبه‌ی مهره وابستگی ندارد و تعیین شکل کلی ستون فقرات کافی است. از آنجاکه مشخص کردن شکل کلی ستون فقرات کار چندان مشکلی نیست، توانایی الگوریتم در استخراج زاویه‌ی کاب افزایش می‌یابد. نتایج به‌دست‌آمده نشان می‌دهد مقادیر محاسبه‌شده با استفاده از نرم‌افزار پیشنهادی (هر دو روش) هم در

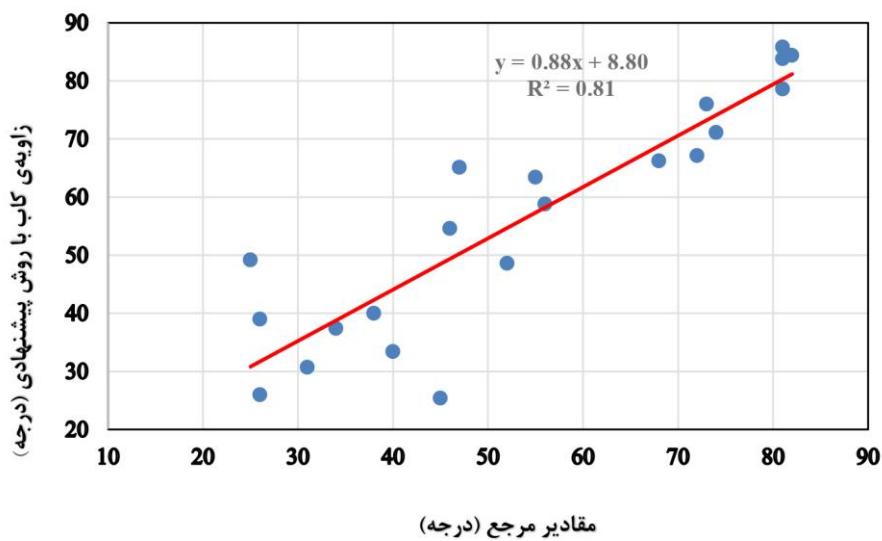
جدول ۱. مقادیر زاویه کاب اندازه‌گیری شده (زوایای بزرگتر از ۱۰ درجه) با کمک الگوریتم‌های نیمه اتوماتیک پیشنهادی (دو روش FVCBM و EVCBM)، روش VFA ارائه شده در (۱۵) و مقایسه آنها با مقادیر مرجع (گزارش شده توسط متخصص)

Case	مرجع	VFA ¹	FVCBM	EVCBM
C ₁	۲۵	۵۱/۳	۴۹/۲	۴۹/۳
C ₂	۲۶	۵۲/۱	۳۹/۰	۴۰/۰
C ₃	۲۶	۲۶/۱	۲۶/۰	۲۸/۹
C ₄	۳۱	۳۲/۹	۳۰/۷	۳۴/۰
C ₅	۳۴	۳۵/۹	۳۷/۴	۳۸/۱
C ₆	۳۸	۳۹/۰	۴۰/۰	۵۸/۱
C ₇	۴۰	۴۱/۷	۳۳/۴	۳۸/۲
C ₈	۴۵	۴۹/۸	۲۵/۴	۲۵/۱
C ₉	۴۶	۴۷/۲	۵۴/۶	۵۸/۴
C ₁₁	۴۷	۶۵/۹	۶۵/۱	۶۳/۱
C ₁₂	۵۲	۵۱/۷	۴۸/۶	۵۰/۲
C ₁₃	۵۵	۵۶/۰	۶۳/۴	۶۸/۰
C ₁₄	۵۶	۶۱/۰	۵۸/۸	۶۴/۸
C ₁₅	۶۸	۷۳/۳	۶۶/۲	۶۸/۲
C ₁₆	۷۲	۷۲/۲	۶۷/۱	۶۸/۴
C ₁₇	۷۳	۷۸/۹	۷۶/۰	۷۶/۴
C ₁₈	۷۴	۷۲/۶	۷۱/۱	۷۰/۲
C ₁₉	۸۱	۸۱/۵	۸۳/۸	۷۶/۲
C ₂₀	۸۱	۸۲/۳	۷۸/۶	۶۵/۸
C ₂₁	۸۱	۸۱/۶	۸۵/۸	۸۳/۵
C ₂₂	۸۲	۸۲/۲	۸۴/۴	۸۴/۰
میانگین	۵۳/۹۵	۵۸/۸۲	۵۶/۴۱	۵۷/۵۷
انحراف معیار	۲۰/۳۰	۱۸/۰۳	۱۹/۹۵	۱۷/۸۰

¹ Vertebra Fitting Algorithm



شکل ۵. مقایسه‌ی زاویه‌ی کاب محاسبه شده با کمک الگوریتم‌های پیشنهادی (EVCBM و FVCMB)، مقادیر مرجع و روش VFA (۱۵)



شکل ۶. زاویه‌ی کاب محاسبه شده با کمک الگوریتم FVCMB بر حسب مقادیر مرجع

این نقاط وابسته است که البته مشکل است؛ درحالی‌که روش‌های پیشنهادی در این مقاله بر اساس شکل کلی ستون فقرات است و در واقع استخراج دقیق ستون فقرات حیاتی نیست و تنها شکل کلی ستون فقرات مهم است.

در مقایسه با روش قبلی (۱۵) اختلاف معناداری بین نتایج به دست آمده و نتایج تحقیقات قبلی وجود ندارد؛ هرچند که روش‌های بیان شده در این مقاله ساده‌تر از روش‌های قبلی است؛ زیرا روش قبلی بر اساس انتخاب مرکز مهره‌های ستون فقرات بوده و کارایی آن به انتخاب صحیح

مقادیر مرجع وجود دارد. به عبارت دیگر، می‌توان از روش ارائه‌شده برای تخمین زاویه‌ی کاب استفاده کرد؛ اما باید با استفاده از نمونه‌ای با حجم بیشتر ارزیابی شود.

تقدیر و تشکر

این مقاله مستخرج از پایان‌نامه‌ی کارشناسی‌ارشد خانم آمنه صفری است که اعتبار آن را دانشگاه علوم پزشکی شیراز، در طرح پژوهشی به شماره‌ی ۹۴-۰۱-۰۱-۱۱۰۲۱ تأمین کرده است. بنابراین از تمامی کسانی که ما را در این راه یاری نموده‌اند، تشکر می‌کنیم.

کمیته‌ی اخلاق دانشگاه علوم پزشکی شیراز، پروپوزال این تحقیق را تأیید کرده است. (کد اخلاق IR.SUMS.REC.1395.S506).

تضاد منافع

در این مطالعه تضاد منافع وجود ندارد.

منابع

1. Adam C, Dougherty G. Applications of Medical Image Processing in the Diagnosis and Treatment of Spinal Deformity. In 2011. p. 227-48.
2. Jaeger UE, Koenig RS, Gieseke J, Wagner U, Kandyba J, Ostertun B. MR total spine projection in juvenile scoliosis: an alternative to radiographic follow-up. In *Radiology* 1998 Nov 1 (Vol. 209, pp. 402-402). 20th and Northampton STS, Easton, PA 18042 USA: radiological soc north amer.
3. Benli IT, Akalin S, Aydin E, Baz A, Çitak M, Kiş M, et al. Isola spinal instrumentation system for idiopathic scoliosis. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2001;121(1-2):17-25.
4. Gstoettner M, Sekyra K, Walochnik N, Winter P, Wachter R, Bach CM. Inter- and intraobserver reliability assessment

نتایج نشان‌داده‌شده در شکل ۶ نیز بیانگر این است که بین مقادیر اندازه‌گیری‌شده و مقادیر مرجع رابطه‌ی خطی پذیرفتنی وجود دارد. هرچه ضریب زاویه‌ی خط رگرسیون برازش‌شده بر نقاط نشان‌داده به عدد یک نزدیک‌تر باشد، نشان از این است که مقادیر تخمین‌زده‌شده به مقادیر مرجع نزدیک‌تر است. در این تحقیق، این شیب برابر با ۰.۸۸ است که نشان می‌دهد به‌طور کلی خروجی الگوریتم به مقدار مرجع نزدیک است.

به‌طور کلی، نتایج به‌دست‌آمده از ارزیابی الگوریتم ارائه شده، هم‌راستا با نتایج مطالعات قبلی است که نشان می‌دهد روش‌ها و الگوریتم‌های کامپیوتری و مبتنی بر پردازش تصویر نه تنها می‌تواند کارایی مناسبی در اندازه‌گیری زاویه‌ی کاب داشته باشد، بلکه باعث بهبودی این اندازه‌گیری نیز می‌شود (۱۰-۱۲، ۱۶، ۱۷، ۲۰، ۲۵ و ۲۶). البته باید به این نکته توجه داشت که قبل از استفاده از این الگوریتم و به‌ویژه برای کاربردهای بالینی می‌باید الگوریتم با استفاده از نمونه‌ای با حجم بیشتر داده ارزیابی شود.

نتیجه‌گیری

یکی از مهم‌ترین شاخص‌ها در تصمیم‌گیری برای تعیین نوع درمان کژپشتی، شدت قوس جانبی ستون فقرات است که معمولاً با کمک زاویه‌ی کاب به‌صورت کمی بیان می‌شود. اندازه‌گیری زاویه‌ی کاب با روش دستی مشکلاتی از جمله وابستگی به تجربه‌ی کاربر و تکرارپذیری پایین نتایج دارد. در این مطالعه، سیستمی نیمه‌خودکار برای محاسبه‌ی زاویه‌ی کاب ارائه شد. نتایج به‌دست‌آمده از ارزیابی این سیستم با استفاده از داده‌های مربوط به سی بیمار نشان داد که زاویه‌ی کاب محاسبه‌شده با استفاده از الگوریتم پیشنهادی نزدیک به مقادیر مرجع است. تحلیل‌های آماری نیز نشان داد که اختلاف معناداری بین میانگین زاویه‌ی کاب مرجع و میانگین استخراج‌شده از الگوریتم وجود ندارد. به‌علاوه، هم‌بستگی معناداری بین زاویه‌ی تخمین‌زده‌شده با استفاده از الگوریتم پیشنهادی و

- 1;21(2):208-18.
12. Jeffries BF, Tarlton M, De Smelt AA. Computerized measurement and analysis of scoliosis. A more accurate representation of the shape of the curve. *Radiology*. 1980;134(2):381-5.
 13. Rosenfeldt MP, Harding IJ, Hauptfleisch JT, Fairbank JT. A comparison of traditional protractor versus Oxford Cobbometer radiographic measurement: intraobserver measurement variability for Cobb angles. *Spine*. 2005 Feb 15;30(4):440-3.
 14. Chockalingam N, Dangerfield PH, Giakas G, Cochrane T, Dorgan JC. Computer-assisted Cobb measurement of scoliosis. *European Spine Journal*. 2002 Aug 1;11(4):353-7.
 15. Safari A, Parsaei H, Zamani A, Pourabbas B. A Semi-Automatic Algorithm for Estimating Cobb Angle. *J Biomed Phys Eng*. 2019 Jun 1;9(3):317-26.
 16. Zhang J, Lou E, Le LH, Hill DL, Raso JV, Wang Y. Automatic Cobb measurement of scoliosis based on fuzzy Hough transform with vertebral shape prior. *Journal of Digital Imaging*. 2009 Oct 1;22(5):463.
 17. Omoto E, Wakamatsu O, Sanada S. Development of software for automatic measurement of Cobb angle and quantitative assessment method for follow-up in radiographs of patients with scoliosis.
 18. Duong L, Cheriet F, Labelle H. Automatic detection of scoliotic curves in posteroanterior radiographs. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2010 Feb 5;57(5):1143-51.
 19. Andrews HC. *Digital Image Processing*. Vol. 7, Computer. 1974.
 - of the Cobb angle: Manual versus digital measurement tools. *Eur Spine J*. 2007 Oct;16(10):1587-92.
 5. Carman DL, Browne RH, Birch JG. Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1990 Mar;72(3):328-33.
 6. Koenig R, Jaeger U, Ostertun B, Kandyba J, Wagner U, Gieseke J, Schild HH. MR whole-spine recording: computer-assisted simulation of the conventional x-ray technic. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*. 1999 Mar;170(3):258-61.
 7. Morrissy RT, Goldsmith GS, Hall EC, Kehl D, Cowie GH. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(3):320-7.
 8. Kundu R, Chakrabarti A, Lenka PK. Cobb angle measurement of scoliosis with reduced variability. *arXiv preprint arXiv:1211.5355*. 2012 Nov 22.
 9. Facanha-Filho FA, Winter RB, Lonstein JE, Koop S, Novacheck T, L'Heureux EA, Noren CA. Measurement accuracy in congenital scoliosis. *JBJS*. 2001 Jan 1;83(1):42.
 10. Oda M, Rauh S, Gregory PB, Silverman FN, Bleck EE. The significance of roentgenographic measurement in scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1982 Oct 1;2(4):378-82.
 11. Allen S, Parent E, Khorasani M, Hill DL, Lou E, Raso JV. Validity and reliability of active shape models for the estimation of Cobb angle in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Digital Imaging*. 2008 Jun

- 3rd International Conference on Computer Applications & Information Security (ICCAIS) 2020 Mar 19 (pp. 1-5). IEEE.
24. Papaliodis DN, Bonanni PG, Roberts TT, Hesham K, Richardson N, Cheney RA, Lawrence JP, Carl AL, Lavelle WF. Computer assisted Cobb angle measurements: a novel algorithm. *International Journal of Spine Surgery*. 2017 Jan 1;11(3).
25. Gstoettner M, Sekyra K, Walochnik N, Winter P, Wachter R, Bach CM. Inter- and intraobserver reliability assessment of the Cobb angle: Manual versus digital measurement tools. *Eur Spine J*. 2007 Oct;16(10):1587–92.
26. Tanure MC, Pinheiro AP, Oliveira AS. Reliability assessment of Cobb angle measurements using manual and digital methods. *Spine J*. 2010 Sep 1;10(9):769–74.
- p.17–19
20. Chockalingam N, Dangerfield PH, Giakas G, Cochrane T, Dorgan JC. Computer-assisted Cobb measurement of scoliosis. *Eur Spine J*. 2002;11(4):353–7.
21. Tanure MC, Pinheiro AP, Oliveira AS. Reliability assessment of Cobb angle measurements using manual and digital methods. *The Spine Journal*. 2010 Sep 1;10(9):769-74.
22. Kundu R, Lenka P, Kumar R, Chakrabarti A. Cobb angle quantification for scoliosis using image processing techniques. *Proceedings of the International Journal of Computer Applications*. 2012 Apr:6-11.
23. Alharbi RH, Alshaye MB, Alkanhal MM, Alharbi NM, Alzahrani MA, Alrehaili OA. Deep Learning Based Algorithm For Automatic Scoliosis Angle Measurement. In 2020

Cite this article as:

Parsaei H, Safari A, Amirmoezzi Jahromi Y, Pourabbas B, Zamani A. CAMS: A Cobb Angle Measurement Software via Extracting Spinal Curvature in X-ray Images. *Sadra Med Sci J* 2022; 10(1): 1-12.