

A Novel Approach for Automatic Calculation of Required Parameters in Spine Surgery using CT Images Row Data

M. Shahab¹, B. Seyfi², N. Fatourae^{3*}, A. seddighi⁴

¹M.Sc Student, Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

²Ph.D Student, Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³Associate Professor, Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

⁴Assistant Professor, Functional Neurosurgery Research Center, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Receipt in the online submission system 26 June 2015, received in revised form 21 September 2015, accepted 18 October 2015

Abstract

Spinal deformities are generally associated with lumbar and cervical chronic pain and additionally they disturb the health. In these deformities, lumbar spinal curvature undergone changes in three dimensional space and in most cases, they cause reduction of lung capacities, breathing problems and negative effects on cardiovascular system. In critical deformity cases, in order to correct the deformity and prevent its progression, surgeons determine to perform posterior spinal fusion. As a result, they need to extract some important clinical parameters of spine such as Cobb angle, sagittal and coronal balance, spinal curvature, vertebrae angles and their rotations. In this study, edited tomographic images in MIMICS, were used to prepare a three dimensional model of the spine. Then by using curve fitting techniques and different clustering methods such as self-organization neural network, k-means and hierarchical method, vertebrae were separated and important geometrical data such as curvature of the spine and vertebrae angle were obtained. In addition, through implementation of certain algorithms, other clinical features of each vertebra, including minimum and maximum height, length and width of the vertebral body and the relative displacement of vertebrae were calculated automatically. In order to validate the proposed methods, measures and angles; derived values obtained automatically at each stage, were again calculated by a radiologist and a spine surgeon who was unaware of the goals of the research. Automatic values were verified by being compared with these manual results. In conclusion the reliability, accuracy and performance of the proposed automatic algorithms were demonstrated.

Key words: *Spinal deformities, Cobb angle, Clustering methods, Scoliosis, Vertebral anthropometry.*

***Corresponding author**

Address: Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir university of Technology, P.O. Box: 11365-9567, Tehran, Iran
Tel: +98-21-64542368
Fax: +98-21-66468186
E-mail: nasser@aut.ac.ir

ارائه‌ی روشی هوشمند به منظور استخراج خودکار پارامترهای موردنیاز در جراحی ستون فقرات با به‌کارگیری ابر نقاط تصاویر توموگرافیک

مجتبی شهاب^۱، بهزاد سیفی^{۲*}، ناصر فتورائی^{۳*}، امیرسعید صدیقی^۴

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

^۲ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

^۳ دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

^۴ استادیار، گروه جراحی مغز و اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۴/۴/۵، بازنگری: ۱۳۹۴/۶/۳۰، پذیرش قطعی: ۱۳۹۴/۷/۲۶

چکیده

ناهنجاری‌های هندسی ستون فقرات، بطور کلی با دردهای مزمن کمری و گردنی همراه هستند. در این ناهنجاری‌ها، انحناهای ستون مهره در فضای سه‌بعدی دست‌خوش تغییراتی می‌شود که در بسیاری از موارد ضمن کاهش میزان بازشدگی قفسه سینه، به اختلالات تنفسی و اثرات منفی بر روی سیستم قلبی منجر می‌شود. برای تصحیح این ناهنجاری‌ها و جلوگیری از پیشرفت آن‌ها در حالت حاد، جراحان از جراحی فیوژن خلفی ستون مهره‌ها استفاده می‌کنند. قبل از انجام عمل جراحی به منظور تشخیص وضعیت بیمار و انتخاب روش مناسب عمل، استخراج برخی پارامترهای کلینیکی مهم ستون فقرات از جمله انحناها، زوایای کوب، انحراف جانبی، زوایای مهره‌ها و میزان چرخش آن‌ها در صفحات مختلف ضروری است. در این پژوهش ابتدا با استفاده از تصاویر توموگرافیک ویرایش شده در نرم‌افزار میمیکس، مدل سه‌بعدی ستون مهره‌ها در قالب ابر نقاط بدست‌آمد. سپس ضمن تفکیک و جداسازی مهره‌ها به کمک روش‌های خوشه‌بندی مختلف از جمله روش شبکه‌ی عصبی خودسازمان‌ده، روش k-میانگین و روش سلسله مراتبی، اطلاعات هندسی مهم مقاطع ستون مهره‌ها مانند انحناهای ستون مهره‌ها و زوایای آن با استفاده از الگوریتم‌های تخصیص منحنی، به‌صورت خودکار استخراج شد. بعلاوه، در حین پیاده‌سازی الگوریتم‌های مشخص، سایر ویژگی‌های کلینیکی هریک از مهره‌ها از جمله کمینه و بیشینه ارتفاع مهره در سه بعد، طول و عرض جسم مهره‌ای و نیز جابجایی نسبی مهره‌ها به صورت خودکار محاسبه گردید. به‌منظور اعتبارسنجی روش‌های ارائه‌شده و اندازه‌های استخراج‌شده، مقادیر به‌دست‌آمده در هر مرحله توسط یک رادیولوژیست و یک جراح ستون فقرات که نسبت به اهداف و نتایج تحقیق ناآگاه بودند، محاسبه شدند. با مقایسه‌ی مقادیر متناظر، اعتبار نتایج و کارایی بالای الگوریتم‌های پیشنهادی تأیید گردید.

کلیدواژه‌ها: ناهنجاری‌های هندسی ستون فقرات، زاویه کوب، روش‌های خوشه‌بندی، اسکولوز، آنتروپومتری مهره

*نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران، صندوق پستی: ۱۵۸۷۵-۴۴۱۳.

تلفن: +۹۸(۲۱)۶۴۵۴۲۳۶۸

دورنگار: +۹۸(۲۱)۶۶۶۳۸۱۸۶

پست الکترونیکی: nasser@aut.ac.ir

۱- مقدمه

ستون فقرات به‌عنوان محور حرکات بدن و مهم‌ترین عضو سیستم اسکلتی عضلانی، طی فعالیت‌های روزانه نقش بسیار مهمی در تحمل و انتقال نیروی وزن و نیروهای خارجی وارده ناشی از بلند کردن بار، در نیم‌تنه بالایی انسان دارد. این ستون دارای سه انحنا در ناحیه‌ی گردنی، کمری و استخوان خاجی^۱ است. انحنای ستون فقرات علاوه بر افزایش انعطاف‌پذیری بدن، مقاومت آن را تا حدود ده برابر افزایش می‌دهند [۱].

راستای تاجی^۲ بدن کاملاً تعریف شده و مستقیم است، اما در مقابل تعریف مشخصی از راستای ساجیتال^۳ وجود ندارد. در این نما ستون فقرات شامل سه انحنای کایفوتیک^۴، لوردوتیک^۵ و انحنای نهایی استخوان خاجی است. ناهنجاری‌های هندسی ستون فقرات ضمن برهم زدن وضعیت این ستون در صفحات مختلف بدن، از گستردگی عملکرد آن کاسته و در انجام بسیاری از وظایف آن خلل اساسی وارد می‌نماید [۲]. این انحراف از وضعیت مطلوب قامتی نه تنها از لحاظ ظاهری ناخوشایند است، بلکه باعث ایجاد خستگی و فشار روی استخوان‌ها، مفاصل، رباط‌ها، عضلات و پوست شده و در نهایت باعث اختلال در دستگاه گردش خون و دستگاه گوارش خواهد شد [۳].

کیفوز و لوردوز در صفحه‌ی ساجیتال و اسکولیوز^۶ در صفحه‌ی کروئال از ناهنجاری‌های ستون مهره‌ها هستند. معیار بیماری کیفوز و لوردوز، افزایش زاویه‌ی آنها به بیش از ۴۵ درجه است [۴]. در صفحه کروئال نیز اگر انحراف جانبی ستون فقرات از حالت عمودی بیش از ۱۰ درجه باشد، شخص به اسکولیوز دچار می‌شود [۵]. اسکولیوز، به تغییر شکل ستون مهره‌ها در هر سه صفحه‌ی بدن منجر می‌شود. همچنین می‌توان به چرخش مهره‌ها در صفحه‌ی محوری و لوردوز کمری در صفحه‌ی ساجیتال اشاره کرد. بنابراین

توصیف دقیق و صحیح‌تر آن به بررسی سه‌بعدی این ناهنجاری نیاز دارد [۶،۷]. در درمان کیفوز و لوردوز، اگر میزان تغییر شکل ستون مهره‌های بیمار در سن رشد زیر ۷۵ درجه باشد، استفاده از بریس^۷ توصیه می‌شود و در غیر این صورت، برای کیفوز و لوردوز بالای ۷۵ درجه به جراحی نیاز است. درمان اسکولیوز نیز به عوامل مختلفی نظیر سن، اندازه-ی زاویه‌ی اسکولیوز و انعطاف‌پذیری انحنای اسکولیوز بستگی دارد. تاکنون درمان‌های متعددی شامل درمان‌های نگهدارنده مانند فیزیوتراپی، تحریک الکتریکی عضلات، ورزش، کشش، استفاده از بریس و تکنیک‌های جراحی مختلف برای بیماران اسکولیوزی مورد توجه قرار گرفته است [۸]. به‌طور کلی، امروزه در بیماران با تغییر شکل بیش از ۵۰ درجه یا بیمارانی با عوارض قلبی-ریوی، درد و مشکلات زیبایی، عمل جراحی برای اصلاح انحنای اسکولیوز انجام می‌شود [۹]. درمان جراحی بیماران اسکولیوزی از سال ۱۹۱۴ آغاز شد [۱۰] و نتایج مختلفی از مداخله‌ی جراحی در این افراد گزارش شده است. هدف از عمل جراحی، جلوگیری از پیشرفت بیماری و اصلاح آن و کاهش زاویه‌ی انحراف به مقدار حداقل ۵۰ درجه در بیمار است [۱۱]. یکی از روش‌های جراحی مرسوم، روش فیوژن^۸ خلفی است. در این روش، ستون مهره‌ها توسط پیچ‌هایی به دو میله بسته شده و در وضعیت صحیح نگهداری می‌شوند تا پیوند استخوانی شکل گرفته و ستون فقرات اصلاح گردد [۱۲].

به منظور ارزیابی وضعیت بیمار قبل از عمل جراحی ستون فقرات، جراحان از معاینات فیزیکی و یا ارزیابی رادیولوژیک تصاویر ستون مهره‌ها استفاده می‌کنند. امروزه با پیشرفت روش‌های تصویربرداری و امکان تهیه‌ی تصاویر مختلف، استفاده از تصاویر رادیولوژی و توموگرافیک به مراتب در تشخیص ناهنجاری‌های ستون فقرات پرکاربردتر شده‌است. نتایج تحقیقات نشان داده‌است که ارتباطی بسیار قوی بین میانگین زاویه‌ی انحنای کمر اندازه‌گیری شده از کلیشه‌ی رادیوگرافی به روش کوب^۹، با میانگین این زاویه در

^۱ Sacrum

^۲ Coronal

^۳ Sagittal

^۴ Kyphotic

^۵ Lordosis

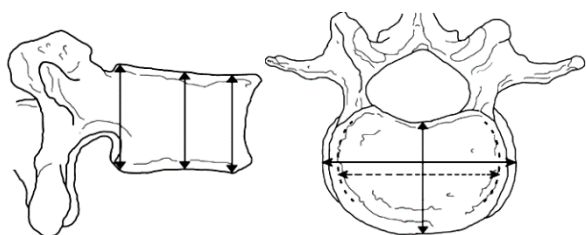
^۶ Scoliosis

^۷ Brace

^۸ Fusion

^۹ Cobb

است. تشخیص برخی مهره‌های مهم انحنا در اسکولیوز از دیگر مواردی است که توسط جراح قبل از جراحی انجام می‌گیرد (شکل ۱). ی این مهره‌ها، مهره‌ی اپیکال^۱ است که بیشترین جابجایی از استخوان لگن را در صفحه کروئال دارد. علاوه بر آن مهره‌های انتهایی^۲ که مشخص‌کننده‌ی ابتدا و انتهای انحنا هستند نیز از اهمیت بالایی برخوردارند. مهره‌های نوترال نیز در اسکولیوز نشان‌دهنده‌ی آغاز و پایان چرخش مهره‌ها هستند.

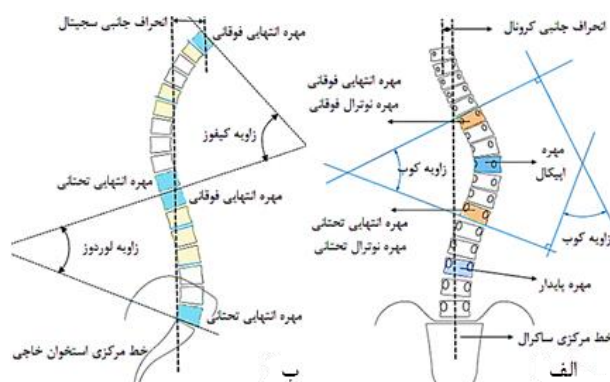


شکل (۲) - ویژگی‌های اختصاصی هر مهره (کمینه و بیشینه ارتفاع مهره، عرض و طول سطح مقطع مهره) [۱۹]

تاکنون مطالعات زیادی به منظور استخراج پارامترهای ستون مهره‌ها انجام شده‌اند. گندر و همکاران در سال ۱۹۹۶ با استفاده از مدل‌های تغییرشکل پذیر که بر اساس مرزها یا لبه‌های مهره تغییرشکل می‌دهند، برخی پارامترهایی که از دقت بالایی برخوردار نبودند را به دست آوردند [۱۴]. روش دیگری که کریناک در سال ۲۰۰۲ و زانگ در سال ۲۰۰۰ اتخاذ نمودند، انتخاب نقاطی روی مهره توسط رادیولوژیست و اتصال نقاط به وسیله‌ی الگوریتم‌های موجود مانند B-spline بود. استفاده از این روش به علت انتخاب دستی نقاط اولیه می‌توانست باعث بروز خطا شود [۱۵، ۱۶]. برتوناد و همکارانش با انجام تحقیقاتی بر روی تصاویر رادیوگرافی بیماران با ناهنجاری‌های ستون مهره‌ها مانند اسکولیوز و لوردوز در سال ۲۰۰۷، پارامترهای جدیدی را با روش پردازش تصویر برای این ناهنجاری‌ها معرفی نمودند، که به وسیله‌ی آن‌ها امکان محاسبه‌ی زوایای اثرگذار به‌طور خودکار فراهم می‌گردد [۱۷]. ورتووک و همکارانش در سال

اندازه‌گیری بالینی با استفاده از خط‌کش انعطاف‌پذیر وجود دارد [۱۳]. بنابراین اندازه‌گیری انحنا از تصاویر رادیوگرافی به روش کوب همانند روش‌های بالینی معتبر است. در روش اندازه‌گیری زاویه‌ی انحراف کوب، زاویه‌ی بیشینه بین صفحات انتهایی مهره‌هایی که دچار تغییرشکل شده‌اند، به‌عنوان زاویه‌ی انحراف معرفی می‌شود.

در ارزیابی رادیولوژیک، پارامترهای هندسی مهم ستون فقرات با استفاده از تصاویر رادیوگرافی قبل از جراحی استخراج می‌شوند (شکل ۱) که عبارت‌اند از: زاویه‌ی کوب، انحراف جانبی ستون فقرات از راستای قائم (مهره C7)، میزان چرخش مهره‌ها و نیز جابجایی نسبی مهره‌ها نسبت به یکدیگر. تمامی این پارامترها در صفحات ساجیتال و کروئال باید استخراج گردند و چرخش مهره‌ها در صفحه‌ی محوری نیز باید بررسی شود.



شکل (۱) - داده‌های موردنیاز برای استخراج از تصاویر بیمار، الف: انحراف جانبی و زاویه‌ی کوب در صفحه کروئال تعیین شده طو مهره‌های اپیکال و انتهایی مشخص شده‌اند. ب: زوایای کیفوز و لوردوز به روش کوب در صفحه ساجیتال مشخص شده‌است و انحراف جانبی در صفحه ساجیتال نشان داده شده‌است [۱۹].

برخی ویژگی‌های اختصاصی هر یک از مهره‌ها از جمله ارتفاع کمینه و بیشینه و طول و عرض مهره نیز در تشخیص شکستگی مهره‌ها مهم هستند و ارزش بالینی بالایی دارند، که در شکل ۲ نشان داده شده‌است.

برای انجام جراحی، باید پارامترهایی در هر سه صفحه‌ی ساجیتال، کروئال و محوری بررسی شوند و این مطلب بیانگر ضرورت مطالعه‌ی سه‌بعدی ستون فقرات در ناهنجاری‌ها

^۱ Apical vertebrae

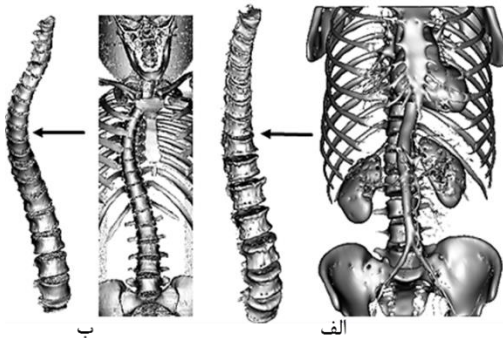
^۲ End vertebrae

نه کیفی) دقیق، تشخیص جراح از میزان پیشرفت ناهنجاری را دقیق تر سازد.

در بخش ۲، روش جمع‌آوری داده و استفاده از ابزارهای نرم‌افزاری به منظور استخراج داده‌های موردنیاز تشریح می‌گردد. در بخش ۳، الگوریتم‌های مختلف خوشه‌بندی، نحوه‌ی پیاده‌سازی این روش‌ها، تخصیص منحنی مناسب و نیز استخراج پارامترها توضیح داده می‌شوند. در بخش ۴، نتایج حاصل از این پژوهش و اندازه‌ها و پارامترهای به دست‌آمده بیان می‌شوند. در بخش ۵، نحوه‌ی اعتبارسنجی نتایج حاصل بررسی می‌شود و در پایان در بخش ۶ به جمع‌بندی نتایج و توضیحاتی پیرامون آن‌ها می‌پردازیم.

۲- مواد و روش‌ها

تصاویر توموگرافیک بیماران از مرکز تصویربرداری بیمارستان شهدای تجریش فراهم شده و مطابق شکل ۳، مدل‌های سه‌بعدی از مقاطع مختلف ستون مهره تهیه شد. سپس با استفاده از نرم‌افزار رابط (میمیکس)، پردازش اولیه و حذف قسمت‌های غیرضروری تصویر (از قوس مهره‌ای تا انتهای مهره)، برای پیاده‌سازی الگوریتم‌های پیشنهادی انجام شد.



شکل (۳) - انجام پیش‌پردازش‌های لازم در نرم‌افزار میمیکس. (الف) مدل ۱۴ مهره‌ای سالم (ب) مدل ۱۹ مهره‌ای دارای اسکولیوز

خروجی این مرحله، اطلاعات مربوط به تصویر کامل از ستون فقرات است که به صورت ابر نقاط برای انجام اندازه‌گیری‌ها و استخراج پارامترهای هندسی موردنظر استفاده می‌شود. برای انجام این پردازش‌ها، تصاویر مختلف از بیماران متعدد تهیه شد که در این مقاله نتایج مربوط به دو نمونه ارائه می‌شود. نمونه‌ی اول مربوط به فردی سالم بوده و دارای ۱۴

۲۰۰۸ برای تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام‌آر-آی، ابتدا مرکز هر مهره را یافتند و سپس با گذراندن توابع ریاضی درجه‌ی دوم از آن‌ها منحنی انحنا‌ی ستون مهره‌ها را با استفاده از روش کمترین مربعات خطا بدست‌آوردند [۱۸]. مکین و همکارانش برای تعیین شکل مهره و استخراج مشخصات با استفاده از مدل‌های شکل‌پذیر فعال^۱، مطالعات خود را ادامه دادند. چون این روش‌ها قابل پیاده‌سازی بر روی تعداد کمی از مهره‌ها هستند، برای استفاده در مهره‌های کمتری مناسب‌اند و نمی‌توان برای استخراج ویژگی از تمامی مهره‌های ستون فقرات از آن‌ها بهره برد [۱۹]. مورا و بویسورت در سال ۲۰۱۱ با استفاده از تصاویر رادیوگرافی و بازسازی سریع سه‌بعدی ستون فقرات و ارائه‌ی یک مدل مفصل تغییرشکل‌پذیر توانستند انحنا‌های ستون فقرات بیمار را از طریق اتصال نقاط مرکزی مهره‌ها به‌خوبی استخراج کنند [۲۰]. ویتامارش و هامبرت در سال ۲۰۱۳ با استفاده از تصاویر رادیوگرافی از جهات پشتی و کناری، مدل سه‌بعدی مهره‌های کمتری را ساختند و اطلاعات آنترپومتری مناسب را استخراج کردند [۲۱].

فراهم‌نمودن انحنا‌های ستون مهره‌های کمتری و استخراج خودکار و بهینه‌ی تمامی پارامترهای موردنیاز برای جراحی ستون فقرات، هدف اصلی و از نوآوری‌های این پژوهش است که در تحقیقات قبلی به این جامعیت انجام نشده‌است. در این پژوهش سعی داریم با ارائه‌ی روش‌ها و الگوریتم‌های جدید، برخی پارامترهای ستون فقرات در سه بعد که کاربردهای بالینی بالایی دارند را بدست‌آوریم. بسیاری از جراحان قبل از جراحی به علت عدم وقت کافی، موفق به استخراج اطلاعات موردنیاز با دقت مطلوب نمی‌شوند. همچنین استفاده از روش‌های اندازه‌گیری دستی بر روی کلیشه‌های رادیوگرافی و یا تصاویر رادیوگرافی دیجیتال، علاوه بر زمان‌بر بودن، به دلیل خطای احتمالی کاربر نتایج دقیقی را برای جراح فراهم نمی‌کند. ارائه‌ی نتایج این تحقیق در قالب نرم‌افزاری هماهنگ با سامانه‌های ذخیره‌ی اطلاعات بیمارستانی، می‌تواند پردازش‌های قبل از جراحی را برای جراح ارتوپد سرعت بخشد و ضمن ارائه‌ی داده‌های کمی (و

^۱ Active shape model

در اندازه‌گیری انحرافات ستون فقرات، استفاده از تصاویر رادیوگرافی در حالت ایستاده نسبت به تصاویر توموگرافی در حالت خوابیده رواج بیشتری دارد. به این دلیل که در تصاویر خوابیده اثر وزن باعث تغییرات جزئی در انحناها می‌گردد. با این حال، چون در این پژوهش نیاز به داده‌های سه بعدی ستون فقرات بود از تصاویر توموگرافی یا سی‌تی‌اسکن ستون فقرات استفاده شد. چون این تصاویر در مقاطع مختلف بدن تهیه می‌شوند، استخراج داده‌های سه بعدی ستون فقرات به کمک آنها به راحتی ممکن می‌گردد، درحالی‌که این امر با استفاده از تصاویر رادیوگرافی امکان‌پذیر نیست. در ادامه علاوه بر ارائه‌ی روش‌های مختلف خوشه‌بندی مورد استفاده در این مسئله، نتایج این روش‌ها نیز مقایسه می‌شوند.

۲-۱- الگوریتم‌های خوشه‌بندی داده‌های خام

به منظور مشخص کردن هر یک از مهره‌ها به صورت مستقل، از الگوریتم‌های خوشه‌بندی استفاده شده است. در خوشه‌بندی سعی می‌شود تا داده‌ها به خوشه‌هایی تقسیم شوند که شباهت بین داده‌های درون هر خوشه بیشینه و شباهت بین داده‌های درون خوشه‌های متفاوت کمینه شود. در این روش، هیچ اطلاعی از دسته‌های موجود درون داده‌ها در دست نیست و به عبارتی خود خوشه‌ها نیز از داده‌ها استخراج می‌شوند. روش‌های خوشه‌بندی به دو دسته کلی مسطح و سلسله مراتبی تقسیم می‌شوند. در روش‌های خوشه‌بندی سلسله مراتبی، اشیاء در یک خوشه قرار می‌گیرند که خود این خوشه نیز به خوشه‌های دیگری تقسیم می‌شود. در روش‌های مسطح و تفکیکی، اشیاء به طور مستقیم در خوشه‌های متفاوتی قرار می‌گیرند و تعداد خوشه‌ها از ابتدا مشخص است.

۲-۱-۱- خوشه‌بندی به روش k-میانگین

الگوریتم k-میانگین از جمله روش‌های خوشه‌بندی تفکیکی است. این روش با وجود سادگی، یک روش اساسی است. در این روش ابتدا به تعداد خوشه‌های موردنیاز، داده‌هایی به طور تصادفی انتخاب شده و سپس سایر داده‌ها با توجه به میزان نزدیکی به داده‌های انتخابی به یکی از آن دسته‌ها نسبت داده

مهره می‌باشد و نمونه‌ی دوم (۱۹ مهره) دارای اسکولیوز با زاویه‌ی کوب ۴۵ درجه است.

پس از آماده شدن مدل سه بعدی ستون مهره‌ها، اندازه‌گیری‌ها با توسعه‌ی نرم‌افزاری پردازش تصویر به کمک نرم‌افزار متلب و به طور خودکار صورت گرفتند. برای استخراج اندازه‌ها، ابتدا با استفاده از الگوریتم‌های خوشه‌بندی مختلف از جمله مسطح (k-میانگین)^۱، سلسله مراتبی (با معیار پیوند وارد) و شبکه‌ی عصبی خودسازمانده^۲، هر یک از مهره‌ها به صورت مستقل از سایرین مشخص شد و سپس به کمک الگوریتم‌های تخصیص منحنی، اطلاعات موردنیاز از قبیل انحنا در سه بعد و زوایای تک تک مهره‌ها استخراج شدند. در شکل ۴ مراحل مختلف پردازش تصویر و استخراج پارامترها به صورت فلوجارت نمایش داده شده‌اند.



شکل (۴) - مراحل مختلف پردازش تصاویر و استخراج پارامترها

^۱ K-means

^۲ Self Organizing Feature Map(SOFM)

گرفته می‌شوند و سپس با استفاده از معیار پیوند مناسب ادغام می‌شوند تا به تعداد دسته مطلوب برسند، در حالی که در روش تقسیم‌شونده روند طی شده معکوس آن خواهد بود.

معیارهای پیوند مختلفی برای روش‌های سلسله‌مراتبی معرفی شده‌اند که تفاوت این معیارها در نحوه‌ی محاسبه‌ی ماتریس، تشابه یا عدم تشابه خوشه‌ها است. در این پژوهش، از روش خوشه‌بندی سلسله‌مراتبی با معیار پیوند وارد^۱ استفاده شد که در واقع یک روش ادغامی است. در روش وارد از مجموع مربعات تفاضل هر داده از یک خوشه با بردار میانگین آن خوشه، بعنوان معیاری برای سنجش یک خوشه استفاده می‌شود. هر ترکیبی که خطای کمتری داشته باشد، انتخاب می‌شود و بر مبنای آن ادغام صورت می‌گیرد. روشن است که در هر تکرار، مقدار حداقل خطا افزایش می‌یابد. این کار تا زمانی تکرار می‌شود که همه‌ی اشیاء بایکدیگر ادغام شوند و خوشه‌ی منحصربه‌فردی به وجود آید. در حقیقت در این روش، در هر مرحله دو داده (یا دو خوشه) که کمترین اختلاف واریانس (کمترین اختلاف انحراف از میانگین^۲) را با هم دارند با یکدیگر ادغام می‌شوند. در نتیجه این روش را روش کمترین واریانس نیز می‌نامند. برای این روش فرمولی بازگشتی به نام فرمول لانس-ویلیامز^۳ تعریف شده است. در رابطه‌ی ۳، عدم تشابه بین خوشه‌ی k و خوشه‌ی حاصل از پیوند خوشه‌های i و j بیان می‌شود [۲۳]:

$$d_{i+jk} = a_i \times d_{ik} + a_j \times d_{jk} + b d_{ij} \quad (3)$$

$$b = -\frac{n_k}{n_j + n_i + n_k} \quad a_i = \frac{n_i + n_k}{n_j + n_i + n_k}$$

که در آن n_i تعداد اعضای دسته i ام می‌باشد.

۴-۱-۲- تخصیص منحنی مناسب و استخراج پارامترها

پس از خوشه‌بندی و بدست آمدن مراکز دسته‌ها، انحناها در صفحات ساجیتال، کرونال و در سه بعد استخراج شدند. بدین

می‌شوند و بدین ترتیب خوشه‌های اولیه حاصل می‌شوند. با تکرار این روند، در هر مرحله با میانگین‌گیری از داده‌های هر خوشه ضمن محاسبه‌ی مرکز جدید، خوشه‌های جدیدی از طریق نسبت‌دادن داده‌ها به مراکز جدید ایجاد می‌شوند. این روند تا زمانی ادامه پیدا می‌کند که دیگر تغییری در مراکز دسته‌ها حاصل نشود. معیار فاصله در این روش خوشه‌بندی طبق رابطه‌ی ۱ فاصله اقلیدسی است.

$$d = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2} \quad (1)$$

۲-۱-۲- خوشه‌بندی با استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی

در ادامه برای رسیدن به نتایج دقیق‌تر از شبکه‌ی عصبی خودسازمان‌ده، که نوعی روش خوشه‌بندی از نوع غیرنظارتی است، استفاده شد. در شبکه‌ی عصبی خودسازمان‌ده، واحدهای پردازش‌گر در گره‌های یک شبکه‌ی یک‌بعدی، دوبعدی و یا بیشتر قرار داده می‌شوند. واحدها در یک فرآیند یادگیری رقابتی نسبت به الگوهای ورودی منظم می‌شوند. محل واحدهای تنظیم‌شده در شبکه به گونه‌ای نظم می‌یابد که برای ویژگی‌های ورودی، یک دستگاه مختصات معنی‌دار روی شبکه ایجاد شود. بنابراین یک نقشه‌ی خود سازمانده، یک نقشه‌ی توپوگرافی از الگوهای ورودی را تشکیل می‌دهد. در این نقشه، محل قرار گرفتن واحدها متناظر ویژگی‌های ذاتی الگوهای ورودی است. یادگیری رقابتی در این قبیل شبکه‌ها بدین صورت است که در هر قدم یادگیری، واحدها برای فعال شدن با یکدیگر به رقابت می‌پردازند. در پایان یک مرحله‌ی رقابت، تنها یک واحد برنده می‌شود که وزن‌های آن نسبت به وزن‌های سایر واحدها به شکل متفاوتی تغییر داده می‌شود. وزن جدید واحدها از رابطه‌ی ۲ محاسبه می‌شود، که در آن نرخ یادگیری α به‌روز رسانی می‌شود [۲۲].

$$w_{ij}^{new} = (1 - \alpha)w_{ij}^{old} + \alpha x_i \quad (2)$$

۳-۱-۲- خوشه‌بندی با روش سلسله‌مراتبی

به طور کلی، روش خوشه‌بندی سلسله‌مراتبی شامل دو نوع ادغامی (پایین به بالا) و تقسیم‌شونده (بالا به پایین) است. در روش ادغامی، ابتدا تک‌تک داده‌ها به‌عنوان یک دسته در نظر

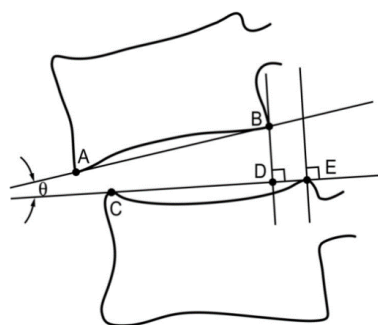
^۱ ward

^۲ Minimum variance method

^۳ Lance-Williams

انتهای انحنا را نشان می‌دهند و مهره‌های اپیکال بیشینه جابجایی را دارند.

در ادامه، میزان چرخش نسبی و جابجایی نسبی مهره‌های مجاور در صفحات ساجیتال و کروئال و نیز میزان جابجایی تک تک مهره‌ها نسبت به مهره‌ی مرجع (S1) در صفحه‌ی کروئال بدست آمد. روش مورد استفاده برای محاسبه‌ی چرخش دو مهره‌ی مجاور نسبت به یکدیگر و نیز جابجایی نسبی آن‌ها، در شکل ۵ نشان داده شده‌است. در این روش، میزان چرخش مهره‌ها از طریق محاسبه‌ی زاویه‌ی بین سطوح مجاور این دو مهره بدست آمد. برای محاسبه‌ی جابجایی نسبی مهره‌ها (بیرون‌زدگی) از نقاط گوشه‌ی خلفی جسم‌های مهره‌ای در مهره‌های مجاور استفاده شد. این جابجایی از طریق تصویر کردن گوشه‌ی خلفی مهره‌ی بالایی بر خط واصل نقاط گوشه‌ی خلفی و قدامی صفحه‌ی بالایی مهره پایینی در دو بعد بدست آمده‌است. همان‌طور که در شکل ۵ نشان داده شده‌است، فاصله‌ی DE و زاویه‌ی θ به ترتیب نشانگر میزان بیرون‌زدگی مهره‌های مجاور و ن میزان چرخش آن‌ها نسبت به هم هستند.



شکل (۵) - اندازه‌گیری بیرون‌زدگی نسبی دو مهره‌ی مجاور [۲۴]

۲-۲- استخراج پارامترهای اختصاصی هر مهره

پس از بدست آوردن اطلاعات کلی از ستون مهره‌ها، استخراج اطلاعات اختصاصی هر مهره از جمله ارتفاع کمینه و بیشینه، عرض و طول مهره امکان‌پذیر می‌گردد. بدین منظور ابتدا مختصات محلی هر مهره مشخص شده و سپس اطلاعات موردنظر از طریق پیاده‌سازی الگوریتم‌های ابداعی در مختصات محلی نقاط محاسبه می‌شوند. با دراختیار داشتن زوایای هر مهره در صفحات مختلف (که در قسمت قبل

منظور از روش رگرسیون (حداقل مربعات خطا) برای تمام نقاط مدل و میان‌یابی برای مراکز دسته‌ها استفاده شد و بهترین منحنی عبوری بدست آمد. نتایج بدست‌آمده از هر دو روش رگرسیون و میان‌یابی با یکدیگر مطابقت داشته و در نهایت انحنا یکسانی در سه بعد حاصل شد.

پس از بدست آمدن انحنا در صفحات ساجیتال و کروئال، با مرجع قرار دادن مهره‌ی S1، زوایای هر یک از مهره‌ها در این صفحات و نیز سایر زوایای مهم بالینی از طریق محاسبه‌ی خطوط عمود بر منحنی محاسبه شدند. این زوایا عبارت‌اند از: زاویه‌ی کوب در صفحه‌ی کروئال و زوایای کیفیت و لوردوز در صفحه‌ی ساجیتال.

در پردازش‌های صورت‌گرفته، برای محاسبه‌ی زوایای صفحات ساجیتال و کروئال از معیار کوب استفاده شد. در روش کوب، زاویه‌ی بیشینه بین خطوط رسم‌شده از صفحات انتهایی انحنا (صفحه‌ی فوقانی مهره‌ی انتهایی فوقانی و صفحه‌ی تحتانی مهره‌ی انتهایی تحتانی) برای گزارش مطلوب می‌باشد. باتوجه به این‌که خطوط مرسوم از صفحات انتهایی مهره‌های انحنا، بر انحنا ستون مهره‌ها عمود است، بنابراین بیشینه‌ی زاویه‌ی بین خطوط رسم‌شده از مراکز دسته‌ها و عمود بر انحنا نیز بیانگر معیار کوب می‌باشد. از اینرو به منظور استخراج زاویه‌ی کوب در صفحات کروئال و ساجیتال، خط عمودی بر انحنا ستون مهره در هر یک از مراکز دسته‌ها در نظر گرفته شد. سپس زاویه‌ی این خطوط با یکدیگر دوبه‌دو محاسبه شده و زاویه‌ی بیشینه بعنوان زاویه‌ی کوب در نظر گرفته شد.

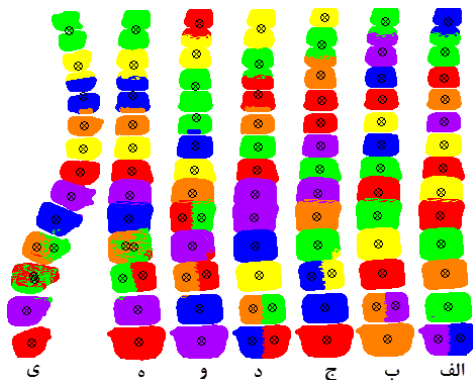
علاوه بر این، زوایای مهره‌ها در صفحه‌ی محوری نیز محاسبه می‌شود. برای محاسبه‌ی زوایا در صفحه‌ی محوری، زاویه‌ی بین خط واصل پدیکل‌ها (معادل فارسی) با محور افقی بعنوان زاویه‌ی انحراف محوری گزارش می‌شود.

پس از بدست آمدن زوایای مهره‌ها و زوایای شاخص در صفحات ساجیتال و کروئال، نوبت به تشخیص مهره‌های استراتژیک انحنا در این صفحات می‌رسد. این مهره‌ها از جمله مهره‌های اپیکال و انتهایی، برای هر دو مدل و در هر دو صفحه استخراج شده و مشخص می‌گردند. همان‌طور که گفته شد، مهره‌های انتهایی بیشترین چرخش را دارند و ابتدا و

همچنین برای محاسبه‌ی ارتفاع کمینه و بیشینه از یک الگوریتم جستجو بین نقاط صفحه‌ی بالایی و پایینی هر مهره استفاده شده‌است که نتایج این الگوریتم جستجو با نتایج بدست آمده از صفحات عبوری همخوانی دارد. در این روش، ابتدا صفحات فوقانی و تحتانی هر مهره مشخص شد. سپس بین نقاط هم‌راستای محوری، کمینه و بیشینه اختلاف در جهت محوری به‌دست آمد و بعنوان ارتفاع کمینه و بیشینه در نظر گرفته شد. همچنین طول و عرض بیشینه‌ی سطح مقطع مهره در همسایگی مرکز مهره و در سه بعد محاسبه شد. برای محاسبه‌ی طول و عرض بین نقاط مختلف مهره، دو نقطه با بیشینه اختلاف در جهت طولی و عرضی و کمینه اختلاف در سایر جهات، بعنوان طول و عرض مهره انتخاب شدند. در ادامه نتایج بدست آمده توضیح داده خواهند شد.

۳- یافته‌ها و بحث

پس از استخراج داده‌های خام، الگوریتم k-میانگین اولین الگوریتم پیاده‌سازی شده بود. با استفاده از این الگوریتم، نتایج متفاوتی حاصل شدند که برخی از نتایج خوشه‌بندی این روش در صفحات ساجیتال و کرونال در شکل ۷ و ۸ برای هر دو مدل ارائه شده‌است. نقاط مشخص شده در اشکال نشان‌گر مرکز دسته هستند.



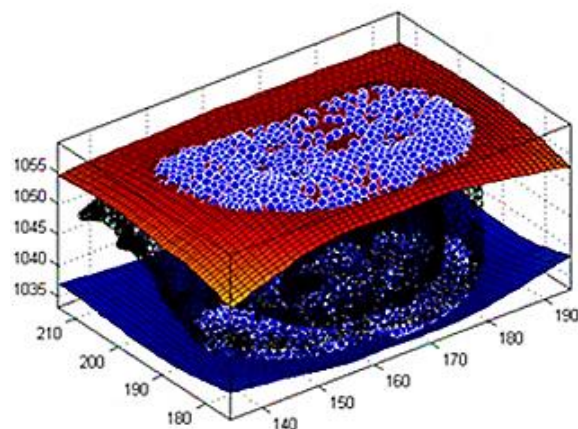
شکل (۷) - نتایج متفاوت و مختلف خوشه‌بندی با الگوریتم k-میانگین مدل ۱۴ مهره. الف) تقسیم S1 به دو خوشه (ب) تقسیم L5 به دو خوشه (ج) تقسیم L4 به دو خوشه (د) تقسیم S1 و L5 به دو خوشه (و) تقسیم L4 و L2 به دو خوشه (ه) تقسیم L3 و L4 به دو خوشه در صفحه‌ی کرونال (ی) تقسیم L3 و L4 به دو خوشه در صفحه‌ی ساجیتال.

محاسبه شده‌است) و دوران نقاط هر مهره حول مرکز مهره، وضعیت هر مهره در مختصات محلی آن مشخص می‌گردد. ماتریس دوران سه محوره در رابطه‌ی ۴ بیان شده‌است. زوایای چرخش اعمال‌شده قرینه‌ی زوایای مهره‌ها در سه صفحه‌ی مذکور است.

$$R_x R_y R_z = \begin{bmatrix} \cos \beta \cdot \cos \gamma & \cos \gamma \cdot \sin \alpha \cdot \sin \beta - \cos \alpha \cdot \sin \gamma & \cos \gamma \cdot \cos \alpha \cdot \sin \beta + \sin \alpha \cdot \sin \gamma \\ \cos \beta \cdot \sin \gamma & \cos \alpha \cdot \cos \gamma + \sin \alpha \cdot \sin \beta \cdot \sin \gamma & -\cos \gamma \cdot \sin \alpha + \cos \alpha \cdot \sin \beta \cdot \sin \gamma \\ -\sin \beta & \cos \beta \cdot \sin \alpha & \cos \alpha \cdot \cos \beta \end{bmatrix} \quad (4)$$

در رابطه‌ی ۴، α ، قرینه‌ی زاویه‌ی مهره در صفحه ساجیتال (حول محور X)، β ، قرینه‌ی زاویه‌ی مهره در صفحه‌ی کرونال (حول محور Y) و γ ، قرینه‌ی زاویه‌ی مهره در صفحه‌ی محوری (حول محور Z) است. با قرار گرفتن در مختصات محلی هر مهره اطلاعات موردنظر به سادگی قابل استخراج است. پس از قرار گرفتن در مختصات محلی هر مهره، ارتفاع، طول و عرض مهره‌ها بدست آمد.

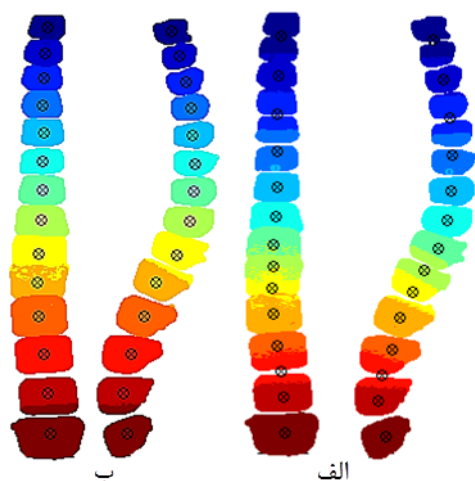
اولین ویژگی استخراج شده، ارتفاع کمینه و بیشینه مهره در سه بعد است. برای محاسبه‌ی ارتفاع، دو صفحه‌ی فرضی به روش رگرسیون مرتبه دوم از صفحه‌ی بالایی و پایینی هر مهره گذرانده و کمینه و بیشینه‌ی فاصله عمودی این دو صفحه، بعنوان ارتفاع کمینه و بیشینه‌ی مهره در سه بعد ارائه می‌شود. در شکل ۶ صفحات گذرانده شده از یکی از مهره‌ها نمایش داده شده‌است.



شکل (۶) - صفحات گذرانده شده از سطح بالا و پایینی مهره‌ی L1 به منظور محاسبه‌ی ارتفاع کمینه و بیشینه‌ی آن.

بالاتری نسبت به الگوریتم k - میانگین برخوردار بود، ولی با خطای اندکی همراه بود. در این روش نیز فاصله اقلیدسی بعنوان معیار شباهت تعریف شد و توپولوژی اولیه که به معنای جواب اولیه مسئله است، به صورت خطی در نظر گرفته شده است (شکل ۹).

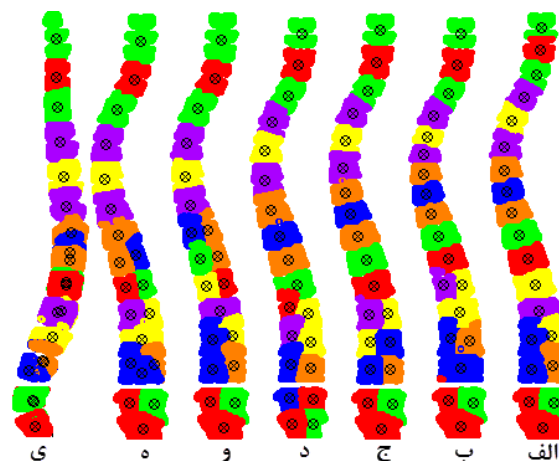
میزان خطای مشاهده شده در نتایج اولیه‌ی این روش در شکل ۹-الف، ناشی از متفاوت بودن اندازه‌ی مهره‌ها در ناحیه‌ی کمری و سینه‌ای می‌باشد. به منظور بهبود نتایج، از شبکه‌ی عصبی در دو مرحله استفاده شد. در مرحله‌ی اول به کمک نتایج اولیه، شبکه‌ی عصبی ناحیه‌ی کمری و سینه‌ای جدا شده و سپس در مرحله‌ی دوم هر کدام از این نواحی به صورت جداگانه به کمک شبکه‌ی عصبی خوشه‌بندی شد (شکل ۹-ب). با وجود این که نتایج دومرحله‌ای خوشه‌بندی با شبکه‌ی عصبی بسیار مناسب‌تر از مدل شبکه‌ی تک‌مرحله‌ای است، به دلیل وجود خطا (مهره‌ی اول و ششم) و هزینه‌ی زمانی بالای اجرای آن، از الگوریتم‌های سریع‌تر با دقت بالاتر در خوشه‌بندی ستون مهره‌ها استفاده شد.



شکل ۹- خوشه‌بندی به کمک شبکه‌ی عصبی در صفحات

ساجیتال و کروئال؛ الف) نتایج اولیه، ب) نتایج نهایی با استفاده از شبکه‌ی عصبی در دو مرحله

در شکل ۱۰، نتایج خوشه‌بندی به روش سلسله مراتبی نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل دیده می‌شود، خوشه‌بندی دسته‌ها به صورت صحیح انجام گرفته است. از بین روش‌های خوشه‌بندی استفاده شده، روش خوشه‌بندی سلسله مراتبی با استفاده از معیار پیوند وارد دقیق‌ترین جواب

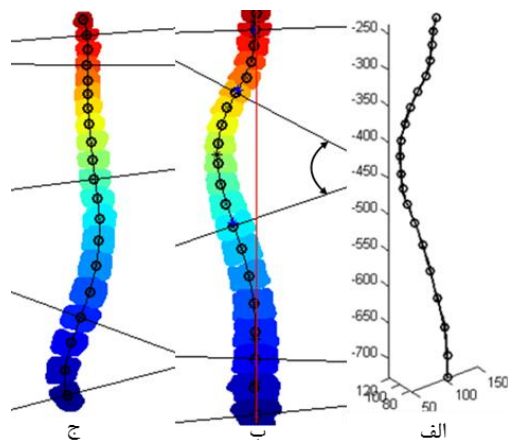


شکل ۸- نتایج مختلف خوشه‌بندی با الگوریتم k - میانگین مدل ۱۹ مهره. الف) تقسیم سه مهره‌ی کمری آخر به دو خوشه (ب) تقسیم مهره‌های کمری L5 و L3 و L1 به دو خوشه (ج) تقسیم مهره‌های L5 تا L2 به دو خوشه (د) تقسیم مهره‌های S1 تا L2 به دو خوشه (و) تقسیم L5 تا T11 به دو خوشه به جز L2 (ه) تقسیم مهره-ی L4 به سه خوشه در صفحه‌ی کروئال و سایر مهره‌های کمری به دو خوشه (ی) تقسیم مهره‌ی L4 به چند خوشه در صفحه‌ی ساجیتال

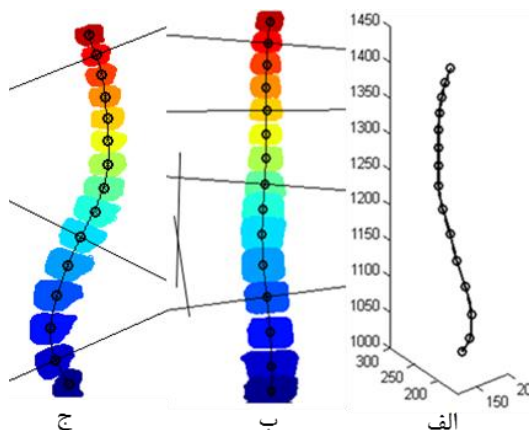
همان‌طور که در نتایج نهایی مشخص است، این روش خوشه‌بندی همواره جواب یکسان و درستی ارائه نمی‌دهد. در برخی نتایج بدست آمده، یک یا چند مهره در صفحات ساجیتال و کروئال به دو خوشه یا بیشتر تقسیم شده‌اند و در برخی نتایج دو یا چند مهره متعلق به یک خوشه هستند. برای مثال در شکل ۸-ه و ۸-ی که مربوط به یک حل در صفحات ساجیتال و کروئال است، مهره‌ی L4 به سه خوشه تقسیم شده است و سه مهره‌ی بالایی متعلق به یک خوشه هستند. بنابراین این روش به علت دقت پایین جواب و متفاوت بودن آن (عدم تکرارپذیری)، همواره قابل اطمینان نخواهد بود. دلیل عدم کارآمدی این روش و ارائه‌ی نتایج متفاوت اول این است که جواب نهایی به انتخاب خوشه‌های اولیه بستگی دارد و دوم این‌که روند مشخصی برای محاسبه‌ی اولی‌ی مراکز خوشه‌ها وجود ندارد. درحقیقت انتخاب تصادفی خوشه‌های اولیه به نتایج متفاوت منجر شده است.

شبکه‌ی عصبی خودسازمان‌ده دومین روش مورد استفاده بود که نتایج حاصل از خوشه‌بندی با این روش پس از تصحیح صورت گرفته در دو مرحله، در مجموع از دقت

صفحه‌ی کروئال که معیاری برای نشان دادن جابجایی مهره‌ها از استخوان خاجی است، نیز در صفحه‌ی کروئال مشخص است.



شکل (۱۱) - انحنایها: الف) انحنا در سه بعد. ب) انحنا در صفحه‌ی کروئال (زاویه‌ی کوب ۴۶/۴۱ درجه) ج) انحنا در صفحه‌ی کروئال (زاویه‌ی لوردوز ۳۴/۵۴ درجه و زاویه‌ی کیفوز ۲۷/۲۸ درجه).

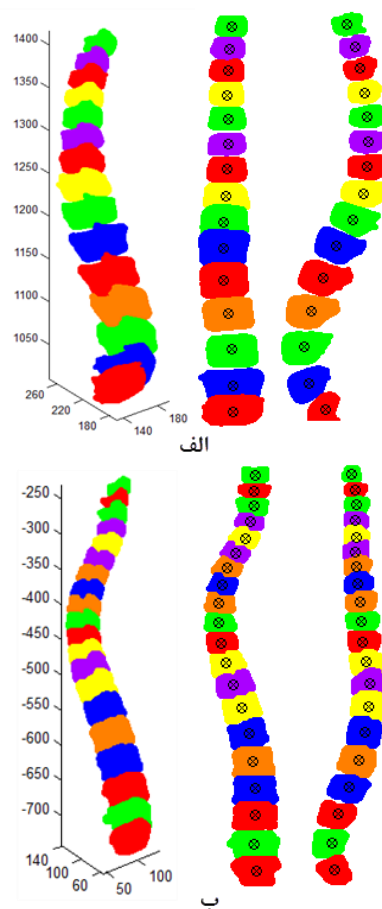


شکل (۱۲) - انحنایها: الف) انحنا در سه بعد. ب) انحنا در صفحه‌ی کروئال (زاویه‌ی کوب ۱۰/۹۳ درجه) ج) انحنا در صفحه‌ی ساجیتال (زاویه‌ی لوردوز ۵۰/۸۷ درجه و زاویه‌ی کیفوز ۴۸/۵۰ درجه).

در صفحه‌ی ساجیتال نیز زاویه‌ی لوردوز کمتری و زاویه‌ی کیفوز گردنی به ترتیب ۵۰/۸۷ و ۴۸/۵۰ درجه اندازه‌گیری شدند. در مدل ۱۹ مهره در صفحه‌ی کروئال نیز چهار مرتبه تغییر انحنا گزارش شد که زوایای متناظر آن‌ها برابر با ۷/۳، ۴۱/۵، ۲۹/۷۳ و ۴۶/۲۰ درجه بودند و مقدار بیشینه (۴۶/۴۱ درجه) به عنوان زاویه‌ی انحنای کروئال به روش کوب در نظر گرفته می‌شود.

را با هزینه‌ی زمانی پایین ارائه داده‌است. به همین منظور در ادامه‌ی پژوهش از نتایج این روش برای استخراج پارامترهای ذکر شده استفاده شده‌است.

در ادامه، انحنایها و زوایا در هر سه صفحه استخراج می‌شوند. در شکل ۱۱ انحنایها و زوایای کوب در صفحات ساجیتال و کروئال به کمک زوایای تک‌تک مهره‌ها (جدول ۱) برای مدل ۱۹ مهره مشخص شده‌اند. در شکل ۱۲ این نتایج برای مدل ۱۴ مهره نشان داده شده‌است. در شکل ۱۳ نیز نحوه‌ی محاسبه‌ی زوایای محوری در مدل ۱۴ مهره‌ای مشخص شده‌است. تمامی این مقادیر در بخش نتایج ارائه شده‌اند.



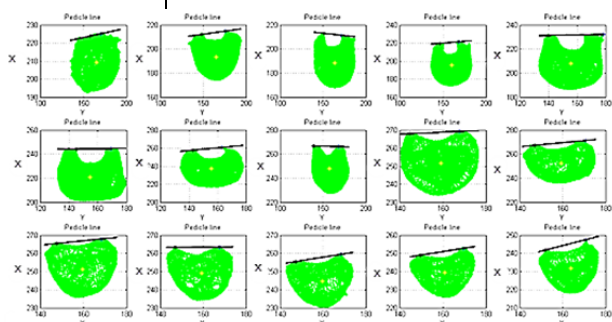
شکل (۱۰) - نتایج خوشه‌بندی به روش سلسله مراتبی وارد در صفحات ساجیتال و کروئال برای الف) مدل ۱۹ مهره ب) مدل ۱۴ مهره.

در شکل‌های ۱۱ و ۱۲، انحنایها در سه بعد و زوایای کوب در صفحه‌ی کروئال و زاویه‌ی کیفوز و لوردوز در صفحه‌ی ساجیتال مشخص شده‌اند. خط مرکزی استخوان خاجی^۱ در

^۱ Central sacral line

جدول (۱) - پارامترهای هندسی به دست آمده برای مهره‌های مدل ۱۴ مهره نسبت به مرجع S1

	زوایا در سجیتال	چرخش در سجیتال	زوایا در کرونال	چرخش در کرونال	زاویه محوری	چرخش محوری	بیرون‌زدگی در سجیتال	بیرون‌زدگی در کرونال	جابجایی در کرونال	مهره نسبت به S1
S1	۱۸/۶۵	مرجع	-۴/۲۷	مرجع	۵/۵۳	مرجع	مرجع	مرجع	مرجع	
L5	۲۳/۹۶	۵/۳۰	۱/۲۳	۵/۵۴	۶/۵۱	۰/۹۸	۲/۰۳	۰/۷۲	۰/۲۲	
L4	-۴/۸۶	۲۸/۸۳	۴/۵۷	۳/۲۴	۵/۶۴	۰/۸۷	۰/۸۳	۰/۶۳	۱/۴۲	
L3	-۱۶/۱۹	۱۱/۳۲	۶/۹۵	۲/۳۷	۴/۹۶	۰/۶۸	۰/۵۵	۰/۰۶	۵/۰۲	
L2	-۲۲/۲۸	۶/۰۹	۴/۷۷	۲/۱۸	-۲/۱۶	۷/۱۲	۰/۶۱	۰/۹۵	۹/۳۹	
L1	-۲۶/۹۱	۴/۶۳	-۰/۰۳	۴/۸۰	۱/۴۳	۳/۵۹	۱/۱۷	۰/۲۵	۱۰/۴۴	
T12	-۲۵/۴۳	۱/۳۴	-۳/۳۲	۳/۲۴	۳/۴۲	۱/۹۹	۲/۵۰	۰/۸۹	۹/۳۸	
T11	-۱۷/۵۰	۷/۹۶	-۳/۹۷	۰/۷۱	۴/۴۳	۱/۰۱	۰/۸۱	۱/۳۰	۷/۸	
T10	-۵/۳۵	۱۲/۲۵	-۲/۴۳	۱/۵۴	۴/۵۶	۰/۱۳	۲/۰۶	۱/۰۴	۵/۸۷	
T9	۳/۰۳	۸/۳۹	-۰/۴۱	۲/۰۲	۴/۵۲	۰/۰۴	۰/۳۶	۰/۴۵	۵/۶۹	
T8	۴/۸۲	۱/۷۹	۰/۴۹	۰/۹۱	۶/۷۸	۲/۲۶	۰/۴۴	۰/۳۴	۵/۳۶	
T7	۴/۷۳	۰/۰۸	-۰/۲۲	۰/۷۲	۶/۵۴	۰/۲۴	۰/۱۷	۰/۳۳	۵/۷۶	
T6	۱۱/۴۱	۶/۶۷	-۱/۹۱	۱/۶۹	۶/۶۶	۰/۱۲	۰/۸۴	۰/۰۳	۵/۳۴	
T5	۲۱/۵۹	۱۰/۱۸	-۴/۲۲	۲/۳۰	۸/۴۱	۱/۷۵	۱/۰۴	۰/۰۰	۴/۱۵	
T4	۱/۱۶	۲۰/۴۳	-۱۱/۰۱	۶/۷۹	۲۲/۸	۱۹/۰	۰/۷۰	۰/۶۳	۱/۲	



شکل (۱۳) - زوایای مهره‌ها در صفحه محوری برای مدل ۱۴ مهره.

مهره‌های مهم ستون فقرات در ناهنجاری‌ها نیز به صورت خودکار محاسبه شدند، مانند مهره‌ی اپیکال (L1) که بیشترین جابجایی از مرجع (S1) را در صفحه‌ی کرونال دارد. جابجایی این مهره در حدود ۱۰/۴ میلی‌متر بود. دسته‌ی دیگر، مهره‌های انتهایی هستند که بیشترین چرخش را دارند و در صفحه‌ی کرونال (L3, T11, T8, T5) و ساجیتال (L1, L5, T5) به صورت مجزا مشخص شده‌اند.

در صفحه‌ی ساجیتال نیز زوایای لوردوز و کیفوز به ترتیب برابر با ۲۷/۲۸ و ۳۴/۵۴ هستند.

چون مقدار انحراف در صفحه کرونال در مدل ۱۴ مهره بالاتر از ۱۰ درجه است، فرد سالم بوده و در آستانه‌ی اسکولیوز می‌باشد. در این حالت، مطالعه‌ی سایر شاخص‌ها مفید به نظر می‌رسد. در مدل ۱۹ مهره با زاویه‌ی کوب ۴۶/۴۱ درجه، اسکولیوز به مقدار بحرانی نزدیک شده‌است.

سایر پارامترهای مربوط به مهره‌ها از جمله میزان چرخش نسبی و جابجایی نسبی (بیرون‌زدگی) مهره‌های مجاور و نیز جابجایی نسبت به مهره‌ی S1 در صفحه‌ی کرونال محاسبه شدند (جدول ۱). در هر دو مدل بررسی شده، چرخش و یا جابجایی نسبی قابل ملاحظه‌ای بین مهره‌ها وجود نداشت. مهره‌ها سالم بودند و هیچ بیرون‌زدگی بحرانی مشاهده نشد. تصاویر هر دو مدل نیز بیانگر همین مطلب هستند.

محاسبه شده بودند، با رسم خطوط مربوطه بر روی تصاویر محاسبه شده و با مقادیر حاصل از پردازش خودکار مقایسه شدند. اختلاف مقادیر اندازه‌گیری شده به صورت دستی با مقادیر محاسبه شده به صورت خودکار بسیار ناچیز است.

با در اختیار داشتن مقادیر خودکار حاصل از پیاده‌سازی الگوریتم‌ها و مقادیر واقعی پارامترها در اندازه‌گیری دستی توسط متخصصین مجرب، درصد خطای نسبی میانگین برای هر یک از الگوریتم‌ها و روش‌ها محاسبه گردید (جدول ۳).

جدول (۳) - درصد خطای نسبی میانگین برای هر یک از پارامترها.

خطای نسبی میانگین	پارامتر
۱۲/۲۱	زاویه‌ی کرونا
۳/۲۳	زاویه‌ی ساجیتال
۲۱/۳۴	چرخش محوری پدیکل‌ها
۵/۴۶	چرخش صفحات انتهایی
۲/۹۴	روش زاویه‌ی کوب
۳/۵۴	چرخش نسبی مهره
۴/۳۵	طول مهره
۵/۱۸	عرض مهره
۷/۳۶	ارتفاع مهره
۴/۳۲	انحراف از استخوان خاجی
۶/۶۷	انحراف جانبی ساجیتال

اعتبارسنجی نتایج، خطای بسیار ناچیزی برای اکثر روش‌ها گزارش می‌دهد. تنها چرخش محوری به کمک پدیکل‌ها، خطای بالایی دارد که خطای بالای این روش به علت ویرایش نادقیق در نرم‌افزار میمیکس است. نتایج اندازه‌گیری دستی تغییرپذیری بالایی برای افراد مختلف خواهد داشت و این مطلب به خوبی در اندازه‌گیری‌های مختلف مشهود است.

این پژوهش برای دو نمونه‌ی خاص صورت پذیرفته است، بنابراین استفاده از اندازه‌گیری دستی پارامترها بهترین روش اعتبارسنجی است. علاوه بر این، نتایج این تحقیق با روند کلی نتایج منتشر شده در مقالات معتبر مانند تحقیقات جدید نالت و همکارانش در زمینه‌ی پارامترهای سه بعدی ستون فقرات در اسکولوز مطابقت دارد [۲۵].

علاوه بر این با دوران حول هر مهره و قرار گرفتن در مختصات محلی آن، ویژگی‌های اختصاصی مهره‌ها محاسبه شدند که نتایج آن را در جدول ۲ به تفصیل بیان شده‌است.

جدول (۲) - پارامترهای هندسی مهره‌ها برای مدل ۱۴ مهره.

مهره	عرض مهره	طول مهره	ارتفاع		ارتفاع بیشینه (گلدانندن صفحه)	ارتفاع کمینه (گلدانندن صفحه)
			کمینه (جستجو سطوح)	بیشینه (جستجو سطوح)		
L5	۵۰/۸۷	۳۲/۱۹	۲۱/۰۹	۲۵/۹۴	۲۱/۳	۲۶
L4	۵۰/۲۴	۳۳/۳۳	۲۱/۷۴	۲۸/۰۱	۲۲/۴۶	۲۸/۱۳
L3	۴۵/۸	۳۲/۶۱	۲۲/۰۸	۲۶/۸۹	۲۲/۴۱	۲۶/۴
L2	۴۵/۵۱	۳۱/۷۸	۲۲/۰۴	۳۰/۱۵	۲۳/۴۷	۲۷/۴۱
L1	۴۳/۵۹	۲۹/۹۵	۲۲/۷۵	۲۸/۲۸	۲۳/۲	۲۵/۷۲
T12	۴۶/۴۳	۲۹/۶۸	۱۹/۴۲	۲۷/۰۸	۱۹/۷	۲۳/۹
T11	۴۳/۱۳	۲۹/۳۵	۱۷/۳	۲۱/۶۵	۱۷/۶۳	۲۱/۴۸
T10	۴۱/۶۹	۲۹/۰۷	۱۴/۷۲	۱۹/۲۴	۱۵/۱	۲۰/۶۵
T9	۳۵/۲۳	۲۸/۶۵	۱۲/۰۱	۱۵/۶۵	۱۲/۲۶	۱۷/۲۳
T8	۳۱/۸۴	۲۷/۹۵	۱۲/۵	۱۶/۱۹	۱۲/۶۴	۱۸/۲۹
T7	۳۱/۰۲	۲۵/۹۷	۱۳/۷	۱۶/۲۸	۱۳/۹۷	۱۷/۹۴
T6	۲۹/۳۹	۲۴/۹۲	۱۳/۰۳	۱۶/۱۵	۱۳/۲۴	۱۶/۶۹
T5	۲۹/۷۲	۲۱/۴۵	۱۲/۷۷	۱۴/۹۹	۱۲/۰۳	۱۵/۶
T4	۲۸/۸۶	۲۱/۹۷	۱۲/۱۶	۱۵/۰۸	۱۲/۳۲	۱۶/۷۵

باتوجه به نتایج جدول ۲، عرض، طول و ارتفاع نقاط با روند تقریباً ثابتی از T4 تا L5 افزایش می‌یابد که مطابق با آناتومی ستون فقرات می‌باشد. برای مدل ۱۹ مهره نیز تمامی مقادیر موردنیاز محاسبه شدند که به منظور رعایت اختصار ذکر نمی‌شوند.

۴- اعتبارسنجی نتایج

به منظور اعتبارسنجی نتایج بدست‌آمده و تعیین مقادیر حقیقی زوایا و اندازه‌ها، اندازه‌گیری دستی پارامترها توسط افراد متخصص و مجرب انجام شد. چون در اندازه‌گیری دستی زوایا بر روی کلیشه‌های رادیوگرافی و یا تصاویر رادیوگرافی دیجیتال امکان خطای کاربر وجود دارد، اندازه‌گیری به صورت مستقل توسط یک رادیولوژیست و یک جراح ستون فقرات ناآگاه به اهداف و نتایج تحقیق صورت پذیرفت. در این راستا تک‌تک زوایا و اندازه‌هایی که به صورت خودکار

۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، تصاویر توموگرافیک ستون مهره‌ها در نرم‌افزار میمیکس ویرایش شده و مدل سه‌بعدی ستون مهره‌ها با استفاده از داده‌های ابر نقاط، در نرم‌افزار متلب ساخته شد. با استفاده از روش‌های خوشه‌بندی مختلف، هر یک از مهره‌ها به درستی مشخص شدند و از سایر مهره‌ها تمیز داده شدند. در بین روش‌های خوشه‌بندی به‌کارگرفته شده، روش خوشه‌بندی سلسله‌مراتبی نتایج بهتری را از نظر سرعت و دقت نسبت به روش شبکه‌ی عصبی و خوشه‌بندی سطح (k-میانگین) ارائه نمودند. با استفاده از روش‌های تخصیص انحنای انحنای ستون مهره‌ها در صفحات ساجیتال و کروئال به صورت خودکار بدست آمد. سپس زوایای موردنظر مانند زاویه‌ی کوب در صفحه‌ی کروئال، زوایای لوردوز و کیفوز در صفحه‌ی ساجیتال و نیز زوایای تک‌تک مهره‌ها و میزان چرخش مهره‌های مجاور در صفحات ساجیتال، کروئال و محوری به صورت خودکار مشخص شدند. سایر پارامترهای موردنیاز جراح از جمله مهره‌های شاخص در ناهنجاری‌های ستون فقرات (مهره‌های اپیکال و انتهایی)، میزان جابجایی مهره‌ها در صفحه‌ی کروئال نسبت به خط مرکزی استخوان خاجی و نیز بیرون‌زدگی نسبی مهره‌ها در صفحات ساجیتال و کروئال نیز استخراج شدند. در ادامه با دوران مهره‌ها حول مرکز حجمشان و دسترسی به مختصات محلی نقاط، ویژگی‌های اختصاصی هر مهره مانند ارتفاع کمینه و بیشینه مهره، طول و عرض مهره نیز از طریق پیاده‌سازی الگوریتم‌های محاسبه شدند.

از طریق مقایسه‌ی نتایج استخراج خودکار با نتایج حاصل از اندازه‌گیری دستی پارامترها توسط متخصصین، صحت اندازه‌ها و زوایای بدست آمده بررسی شده و در نهایت تأیید شدند. نتایج بدست آمده در اندازه‌گیری با مقادیر واقعی اختلاف ناچیزی داشت و درصد خطای نسبی برای اکثر روش‌ها اندک بود، که به معنای دقت بالای روش استفاده شده است. جامعیت نتایج استخراج شده با استفاده از این روش از نوآوری‌های این پژوهش می‌باشد.

تلاش برای استخراج خودکار ابرنقاط از تصاویر توموگرافیک و حذف نرم‌افزارهای واسط (میمیکس) از

اقدامات ضروری در ادامه‌ی کار خواهد بود. از جمله محدودیت‌های جدی این پژوهش، وجود تنها دو مدل برای بررسی اولیه بود؛ یک مورد سالم و دیگری دارای اسکولیوز. بنابراین ارزیابی و بررسی نتایج از طریق انجام مطالعات آماری گسترده بر روی تصاویر بیماران از الزامات ادامه‌ی این پژوهش خواهد بود. این مطلب همچنین از اهمیت بالایی برای اعتبار بخشیدن به نتایج پژوهش برخوردار خواهد بود.

استخراج ابرنقاط در سه‌بعد از تصاویر ایستاده و یا ارائه‌ی یک رابطه برای مطالعه‌ی اثر وزن در تغییر شکل انحرافات ستون فقرات در حالت خوابیده از دیگر زمینه‌های ادامه‌ی پژوهش است. همچنین در توسعه بخش نرم‌افزاری این پژوهش، می‌توان ضمن مقایسه‌ی انحنای سه‌بعدی فرد بیمار با فرد سالم، به کمک تحلیل اجزای محدود توزیع نیروی مناسب برای تصحیح تغییر شکل انحنای محاسبه نمود و با توجه به ثابت بودن بیشینه‌ی گشتاور اعمالی ممکن به هر مهره، بهینه‌ترین روش برای ثابت کردن مهره‌ها از طریق جراحی فیوژن را به جراح پیشنهاد داد.

۶- مراجع

- [1] I. Kapandji, *The Physiology of the Joints*, vol. 3, Churchill Livingstone, Edinburg, Scotland, 1974.
- [2] T. Dyson-Hudson, S. Kirshblum, *Shoulder pain in chronic spinal cord injury, Part I: Epidemiology, etiology, and pathomechanics*, *The journal of spinal cord medicine*, Vol. 27, No. 1, pp. 4-17, 2003.
- [3] K. Westwood, M. Griffin, K. Roberts, M. Williams, K. Yoong, T. Digger, *Incentive spirometry decreases respiratory complications following major abdominal surgery*, *The Surgeon*, Vol. 5, No. 6, pp. 339-342, 2007.
- [4] Barney L, Freeman III. *Scoliosis and Kyphosis*. Campbell's operative orthopaedics, New York: Mosby, 2003:1877-1880.
- [5] B. Freeman III, *Scoliosis and kyphosis*, *Campbell's Operative Orthopaedics*. 11th ed. Philadelphia, Pa: Mosby Elsevier, 2007.
- [6] J. A. Herring, *Tachdjian's pediatric orthopaedics: from the Texas Scottish Rite Hospital for children*: Elsevier Health Sciences, 2013.
- [7] D. Ghista, G. Viviani, K. Subbaraj, P. Lozada, T. Srinivasan, G. Barnes, *Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction*,

- [17] E. Berthounaud, J. Dimnet, Analysis of structural features of deformed spines in frontal and sagittal projections, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol. 31, No. 1, pp. 9-16, 2007.
- [18] T. Vrtovec, B. Likar, F. Pernuš, Quantitative analysis of spinal curvature in 3D: application to CT images of normal spine, *Physics in medicine and biology*, Vol. 53, No. 7, pp. 1895, 2008.
- [19] J. R. Meakin, F. W. Smith, F. J. Gilbert, R. M. Aspden, The effect of axial load on the sagittal plane curvature of the upright human spine in vivo, *Journal of biomechanics*, Vol. 41, No. 13, pp. 2850-2854, 2008.
- [20] D. C. Moura, J. Boisvert, J. G. Barbosa, H. Labelle, J. M. R. Tavares, Fast 3D reconstruction of the spine from biplanar radiographs using a deformable articulated model, *Medical engineering & physics*, Vol. 33, No. 8, pp. 924-933, 2011.
- [21] T. Whitmarsh, L. Humbert, L. M. Del Río Barquero, S. Di Gregorio, A. F. Frangi, 3D reconstruction of the lumbar vertebrae from anteroposterior and lateral dual-energy X-ray absorptiometry, *Medical image analysis*, Vol. 17, No. 4, pp. 475-487, 2013.
- [22] L. P. Veelenturf, *Analysis and applications of artificial neural networks*: Prentice-Hall, Inc., 1995.
- [23] A. R. Web, "Statistical Pattern Recognition", John Wiley & Sons, 2002.
- [24] Chung, Jae Yoon et al. "Spontaneous Reduction Finding: Magnetic Resonance Imaging Evaluation of Segmental Instability in Spondylolisthesis." *Asian Spine Journal* 6.4 (2012): 221-226. PMC. Web. 20 June 2015.
- [25] M. Nault, J. Thiong, I. Turgeon, H. Labelle, S. Parent, Three-Dimensional Spinal Morphology Can Differentiate Between Progressive and Nonprogressive Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis at the Initial Presentation: A Prospective Study, *J. Spine*, vol 39, Issue 10, pp 601-606, 2014.
- [8] W. Wang, G. R. Baran, R. R. Betz, A. F. Samdani, J. M. Pahys, P. J. Cahill, The Use of Finite Element Models to Assist Understanding and Treatment For Scoliosis: A Review Paper, *Spine Deformity*, Vol. 2, No. 1, pp. 10-27, 2014.
- [9] R. A. Hibbs, An operation for progressive spinal deformities, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 35, pp. 4-8, 1964.
- [10] W. E. Stehbens, R. L. Cooper, Regression of juvenile idiopathic scoliosis, *Experimental and molecular pathology*, Vol. 74, No. 3, pp. 326-335, 2003.
- [11] M. A. Asher, D. C. Burton, Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects, *Scoliosis*, Vol. 1, No. 1, pp. 2, 2006.
- [12] A. A. WHITE III, M. M. PANJABI, The clinical biomechanics of scoliosis, *Clinical orthopaedics and related research*, Vol. 118, pp. 100-112, 1976.
- [13] M. Thacker, J. H. Hui, H. Wong, A. Chatterjee, E. Lee, Spinal fusion and instrumentation for paediatric neuromuscular scoliosis: retrospective review, *Journal of Orthopaedic Surgery*, Vol. 10, No. 2, 2002.
- [14] J. C. Gardner, S. L. Heyano, L. G. Yaffe, G. von Ingersleben, C. H. Chestnut III, Semiautomated computerized system for fracture assessment of spinal x-ray films, in *Proceeding of, International Society for Optics and Photonics*, pp. 996-1008.
- [15] Z. Zhang, W. V. Stoecker, R. H. Moss, Border detection on digitized skin tumor images, *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, Vol. 19, No. 11, pp. 1128-1143, 2000.
- [16] D. M. Krainak, L. R. Long, G. R. Thoma, Method of content-based image retrieval for a spinal x-ray image database, in *Proceeding of, International Society for Optics and Photonics*, pp. 108-116.