



## รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การประกอบคืนสภาพจากภาพกระดูกสันหลังสองมิติเป็นภาพสามมิติเพื่อ  
สนับสนุนการวินิจฉัยทางคลินิกและการคำนวณมวลกระดูกแบบอัตโนมัติ  
(Dimension Vertebral Bone Image Reconstruction into 3 Dimension for  
Supporting Clinical Analysis and Bone Mass Automatic Calculation)

### คณะผู้วิจัย

|                           |                     |
|---------------------------|---------------------|
| นางสาวสุวรรณา รัศมีขวัญ   | หัวหน้าโครงการวิจัย |
| นายกฤษณะ ชินสาร           | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นายภูสิต กุลเกษม          | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นางสาวเบญจภรณ์ จันทรวงกุล | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นายอรรถนุพันธ์ รอดทุกข์   | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นายชิตชนก เหลือสินทรัพย์  | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นายวัชรพงศ์ อยู่ขวัญ      | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นางสาวสิริวรรณ พงษ์ศิริ   | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นางสาวอรศิริ สิงขรณ์      | ผู้ร่วมวิจัย        |

โครงการวิจัยประเภทงบประมาณเงินรายได้  
จากเงินอุดหนุนรัฐบาล (งบประมาณแผ่นดิน)

ปีงบประมาณ พ.ศ. ๒๕๖๑

มหาวิทยาลัยบูรพา

รหัสโครงการ 2561A1080227

เลขที่สัญญา 227/2561

## รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การประกอบคืนสภาพจากภาพกระดูกสันหลังสองมิติเป็นภาพสามมิติเพื่อ  
สนับสนุนการวินิจฉัยทางคลินิกและการคำนวณมวลกระดูกแบบอัตโนมัติ  
(Dimension Vertebral Bone Image Reconstruction into 3 Dimension for  
Supporting Clinical Analysis and Bone Mass Automatic Calculation)

### คณะผู้วิจัย

|                           |                     |
|---------------------------|---------------------|
| นางสาวสุวรรณา รัศมีขวัญ   | หัวหน้าโครงการวิจัย |
| นายกฤษณะ ชินสาร           | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นายภูสิต กุลเกษม          | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นางสาวเบญจภรณ์ จันทรวงกุล | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นายอัครณัฐพันธ์ รอดทุกข์  | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นายชิตชนก เหลือสินทรัพย์  | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นายวัชรพงศ์ อยู่ขวัญ      | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นางสาวสิริวรรณ พงษ์ศิริ   | ผู้ร่วมวิจัย        |
| นางสาวอรศิริ สิงขรณ์      | ผู้ร่วมวิจัย        |

คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา

มิถุนายน 2562

## บทคัดย่อ

ในงานวิจัยนี้นำเสนอการสร้างคีนแบบจำลองกระดูกสันหลังส่วนเอวสามมิติของมนุษย์จากภาพถ่ายรังสีพลังงานต่ำเพื่อสนับสนุนการตัดสินใจของแพทย์และผู้เชี่ยวชาญในงานด้านต่างๆ ในขั้นตอนวินิจฉัยทางคลินิก เนื่องจากแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังมีบทบาทสำคัญมากขึ้นในโลกปัจจุบัน ไม่ว่าจะเป็นการรักษาทางไกล (Tele-medicine) หรือแม้แต่การสร้างตัวแบบการพยากรณ์การก่อโรคหรือความเสียหายต่างๆ ที่อาจเกิดขึ้นบริเวณกระดูกสันหลัง นอกจากนี้แล้วยังสามารถอำนวยความสะดวกให้แพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการสื่อสารทำความเข้าใจกับคนไข้ได้อีกด้วย ซึ่งเทคโนโลยีในการสร้างแบบจำลองสามมิติในปัจจุบันจะต้องอาศัยอุปกรณ์ทางการแพทย์ขั้นสูงซึ่งมีค่าใช้จ่ายสูงและส่งผลเสียต่อผู้ป่วยโดยตรง เช่น เครื่องถ่ายภาพรังสีแบบ CT Scanner และ MRI เป็นต้น เมื่อผู้ป่วยเข้ารับการตรวจผ่านเครื่อง CT Scanner จะทำให้ตัวผู้ป่วยได้รับรังสีที่ส่งผลเสียต่อสุขภาพในระยะยาว ส่วนเครื่องถ่ายภาพแบบ MRI จะมีความปลอดภัยมากกว่าแต่มีค่าใช้จ่ายที่ค่อนข้างสูงทำให้ผู้ป่วยไม่สามารถเข้าถึงได้อย่างทั่วไป ดังนั้นเครื่องถ่ายภาพรังสีพลังงานต่ำ (DXA) จึงเป็นทางเลือกที่มีความปลอดภัยและคุ้มค่ามากกว่า

เนื่องจากภาพถ่ายรังสีที่ได้จากเครื่อง DXA มีความคมชัดต่ำรวมถึงภาพถ่ายทั้งสองมุมมองที่ได้จากเครื่องดังกล่าวมีตำแหน่งและขนาดที่ไม่เท่ากันดังนั้นการปรับปรุง (Image Enhancement) และระบุพื้นที่ที่สนใจ (ROI Identification) เป็นขั้นตอนที่จำเป็นสำหรับงานวิจัยนี้ จากนั้นจะต้องระบุพื้นที่ที่เป็นตำแหน่งของข้อกระดูกของแต่ละมุมมอง (Vertebrae Pose Identification) เพื่อทำการยืนยันข้อมูลภาพทั้งสองมุมมองเข้าหากัน (Registration) จากนั้นจึงนำข้อมูลที่ได้จากภาพทั้งสองมุมมองสร้างคีนแบบจำลองสามมิติจาก Template มาตรฐานของข้อกระดูกสันหลังของมนุษย์ต่อไป

จากขั้นตอนวิธีที่กล่าวมาในข้างต้น สามารถวัดผลการทดลองได้จากการวัดค่าความคลาดเคลื่อนในพื้นที่สามมิติ เพื่อหาความแตกต่างของแบบจำลองที่สร้างขึ้นและผลเฉลย ซึ่งผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าข้อกระดูกส่วนบนและส่วนมีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดเนื่องจากมีกระดูกส่วนอื่นมาบดบังและรวมไปถึงส่งรบกวนอื่นเช่น ไขมันและแคลเซียมมาบดบังบริเวณข้อกระดูกอีกด้วย

## Abstract

Three Dimension model of human spine become an important material in variety of medical routine. Many applications were proposed to reconstruct a 3D model of human spine. By using images form CT scanner or another High dose of X-ray machine, the model of human vertebrae is deformed. Dual-Energy X-ray Absorptiometry Scanner plays an important role in medical diagnosis and clinical routine. Typically, this kind of machine produces two radiography images of human spine consisted of Anteroposterior and Lateral side. However, these two images provided different viewpoints. Thus, in this proposed method consists of three main phase. Firstly, Region of interest of human lumbar spine is proposed. In the second phase, the vertebrae pose is identified for registration. In the final phase, the three dimensional model of human spine was deformed.

In the first phase, a method for segmenting region of interest on lumbar spine using a horizontal projection and geometric triangulation analysis is proposed. The proposed method offered an automated detection of lumber spine that can reduce computational time and complexity in medical diagnosis. The result of the proposed method can help support many applications such as lumbar vertebrae pose segmentation, bone mineral density analysis and vertebral pose deform In the second phase, we proposed a method to automatically estimate human vertebrae pose in lateral-side image by using Multi-theta Orientation Gabor Filter combined with Principle Component Analysis and Geometric Ellipse Shape Analysis. The proposed method offered an automated estimation of human lumbar vertebrae pose that can reduce work load of radiologist, computational time and complexity in various bone clinical applications. The result of the proposed method can help support many applications such as lumbar vertebrae pose segmentation, bone mineral density analysis and vertebral pose deformation. The proposed method can estimate the vertebrae pose with 86.4% for accuracy, 80.5% of recall, precision for 89.11% and 13.6% of false negative rate. In the final phase, the three-dimensional model template of human vertebrae is used to deform a model of human lumbar vertebrae from L1 to L4. The template file contains vertices and polygon-faces of lumbar shape in three-dimension

space. Then, the surface of the model has been created. The result of this phase is evaluated by Mean Square Error of Volume compare with ground-truth. The L1 and L4 vertebral is gain a huge errors. Because of the information from vertebrae pose estimation step, L1 and L4 are located on a very low contrast area and disturbed with obstacles.

## สารบัญ

|                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| บทที่ 1.....                                                                            | 9  |
| บทนำ.....                                                                               | 9  |
| 1.1    ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....                                              | 9  |
| 1.2    ประเด็นปัญหางานวิจัย.....                                                        | 11 |
| 1.3    วัตถุประสงค์การวิจัย.....                                                        | 12 |
| 1.4    ขอบเขตของงานวิจัย.....                                                           | 12 |
| 1.5    ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....                                                   | 12 |
| 1.6    แผนการดำเนินงานวิจัย.....                                                        | 13 |
| บทที่ 2.....                                                                            | 15 |
| ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....                                                      | 15 |
| 2.1    กายวิภาคศาสตร์ของแนวกระดูกสันหลัง.....                                           | 15 |
| 2.2    องค์ประกอบของกระดูกสันหลังหนึ่งชั้น.....                                         | 16 |
| 2.3    พื้นที่สามมิติ.....                                                              | 17 |
| 2.3.1    ระบบพิกัดฉากสามมิติ.....                                                       | 18 |
| 2.3.2    การระบุจุดใดๆในพื้นที่สามมิติ.....                                             | 19 |
| 2.3.3    ระยะทางและจุดกึ่งกลางในพื้นที่สามมิติ.....                                     | 20 |
| 2.3.4    เส้นตรงในพื้นที่สามมิติ.....                                                   | 21 |
| 2.4    Shape models.....                                                                | 23 |
| 2.5    ไฟล์ประเภท OBJ Wave Front.....                                                   | 24 |
| 2.6    Law of Cosine.....                                                               | 24 |
| 2.7    Triangle properties.....                                                         | 25 |
| 2.8    การเลือกเส้นโค้งที่เหมาะสมด้วยวิธีการโพลีโนเมียล (Polynomial Curve Fitting)..... | 26 |

|                                                                           |           |
|---------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.9 Ellipse properties .....                                              | 28        |
| 2.10 Gabor filter .....                                                   | 31        |
| 2.11 Image Registration.....                                              | 31        |
| <b>บทที่ 3.....</b>                                                       | <b>33</b> |
| <b>วิธีการดำเนินงาน .....</b>                                             | <b>33</b> |
| 3.1 Region of Interest Identification .....                               | 34        |
| 3.1.1 Binarization.....                                                   | 34        |
| 3.1.2 Small objects removing.....                                         | 34        |
| 3.1.3 Horizontal Projection.....                                          | 35        |
| 3.1.4 Triangular Analysis .....                                           | 36        |
| 3.2 Vertebrae Pose Estimation.....                                        | 39        |
| 3.2.1 Image Enhancement using Top-Hat filter .....                        | 39        |
| 3.2.2 Multi-theta Orientation Gabor Filter .....                          | 40        |
| 3.2.3 Geometric-Ellipse Shape Analysis.....                               | 42        |
| 3.2.4 Anterior-Posterior (AP) View lumbar vertebrae pose estimation ..... | 44        |
| 3.3 Three-dimensional Model Deformation .....                             | 45        |
| 3.3.1 Registration.....                                                   | 45        |
| 3.3.2 Deformation .....                                                   | 46        |
| <b>บทที่ 4.....</b>                                                       | <b>50</b> |
| <b>ผลการทดลอง.....</b>                                                    | <b>50</b> |
| 4.1 การแบ่งส่วนพื้นที่ที่สนใจ (Region of Interest Segmentation).....      | 50        |
| 4.1.1 การหาความผิดพลาดของพื้นที่ทับซ้อน (Area Overlapping Error).....     | 50        |
| 4.1.2 Confusion Matrix.....                                               | 53        |
| 4.2 Vertebrae Pose Identification.....                                    | 54        |

|                                        |           |
|----------------------------------------|-----------|
| 4.3 Three-Dimensional Deformation..... | 56        |
| <b>บทที่ 5.....</b>                    | <b>59</b> |
| <b>สรุปผลการทดลองและอภิปรายผล.....</b> | <b>59</b> |
| 5.1 สรุปผลการทดลอง.....                | 59        |
| 5.2 ประโยชน์ที่ได้รับ.....             | 60        |
| 5.3 อภิปรายผล.....                     | 61        |
| 5.4 งานที่จะทำในอนาคต.....             | 61        |
| <b>บรรณานุกรม .....</b>                | <b>62</b> |



## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันมีการนำแบบจำลองสามมิติกระดูกสันหลังของมนุษย์มาประกอบการวินิจฉัยโรคที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกสันหลังอย่างแพร่หลาย แบบจำลองดังกล่าวยังสามารถสนับสนุนการตัดสินใจของศัลยแพทย์ก่อนการผ่าตัดเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพและผลลัพธ์ของการผ่าตัดที่ตีสั้นหรือเป็นสื่อกลางทำให้แพทย์สื่อสารทำความเข้าใจกับผู้ป่วยได้ง่ายยิ่งขึ้น โดยแพทย์สามารถอธิบายผ่านแบบจำลองที่เป็นรูปธรรมมากกว่าภาพถ่ายเอ็กซเรย์ทั่วไป นอกจากนี้ แบบจำลองสามมิตียังช่วยสนับสนุนเทคโนโลยีการรักษาทางไกล (Telemedicine) ซึ่งทำให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญสามารถวินิจฉัยโรคหรืออาการของผู้ป่วยในสถานที่ขาดแคลนผู้เชี่ยวชาญได้ และที่สำคัญแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังมนุษย์ยังสามารถคำนวณค่าความหนาแน่นของกระดูก (Bone mineral density หรือ BMD) เพื่อเป็นตัวบ่งชี้ว่าผู้ป่วยมีภาวะกระดูกพรุน (osteoporosis) ซึ่งเป็นภาวะที่มวลกระดูกภายในร่างกายมีความหนาแน่นต่ำ ส่งผลให้เกิดความเสี่ยงต่อการที่จะเกิดการกระดูกหักได้ง่ายมากขึ้นซึ่งโรคนี้อาจจัดเป็นอีกโรคที่เป็นปัญหาสาธารณสุขรวมทั้งในประเทศไทยด้วย

ในการสร้างแบบจำลองสามมิติ (3D Model Reconstruction) เพื่อนำมาวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนหรือวัดค่าความหนาแน่นของกระดูกนั้นสามารถสร้างได้โดยใช้เทคนิคที่หลากหลายอาทิเช่นการใช้เครื่อง MRI (Magnetic Resonance Imaging) คือเทคนิคการสร้างภาพทางการแพทย์ที่ใช้ในรังสีวิทยาเพื่อการตรวจทางกายวิภาคและสรีรวิทยาของร่างกายทั้งในด้านสุขภาพและโรคต่างๆโดยเครื่องดังกล่าวใช้สนามแม่เหล็กและคลื่นวิทยุความเข้มสูงในการสร้างภาพเหมือนจริงของอวัยวะภายในต่างๆของร่างกายซึ่งทำให้ผู้ป่วยไม่ได้รับรังสีที่มีผลกระทบต่อร่างกายแต่ผู้ป่วยต้องแบกรับค่ารักษาค่อนข้างสูงและในโรงพยาบาลหลายๆ แห่งยังคงไม่มีเครื่อง MRI ไว้ใช้ประกอบการวินิจฉัย อีกหนึ่งวิธีการใช้ในการสร้างแบบจำลองสามมิติเพื่อใช้ในการวัดค่าความหนาแน่นของกระดูกคือการใช้เครื่อง Quantitative Computed Tomography หรือ QCT เทคนิคนี้ให้ความถูกต้องและแม่นยำสูงสุด สามารถแยกกระดูกส่วนนอกและกระดูกส่วนในได้ชัดเจนซึ่งวิธีการนี้มีค่ารักษาที่ต่ำกว่าวิธีการ MRI ค่อนข้างมาก แต่ผู้รับการตรวจจะได้รับปริมาณรังสีสูงคือประมาณ 25 - 360 mSv หรือ millisievert โดยเฉลี่ยแล้วรังสีที่มนุษย์ได้รับตามธรรมชาติจะมีปริมาณ 1.5 mSv ต่อปี ดังนั้นเมื่อเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่มนุษย์ได้รับตาม

ธรรมชาติต่อปีแล้ว ในการเข้ารับการตรวจแบบ QCT จะทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีเท่ากับได้รับจากรังสีธรรมชาติรวมกันมากถึง 20 ปี ซึ่งรังสีที่ใช้ในเครื่องดังกล่าวนั้นส่งผลโดยตรงต่อ DNA ของมนุษย์ ถ้าหากร่างกายได้รับรังสีมากจนเกินไปจะก่อให้เกิดสภาวะ เนื้องอก มะเร็ง มีโอกาสที่เสี่ยงจะเป็นหมัน มีบุตรยาก และ อาจเกิดการกลายพันธุ์ของ DNA เป็นต้น ดังนั้นในการวัดค่าความหนาแน่นของกระดูกจึงนิยมใช้วิธีการที่ใช้รังสีในการตรวจน้อยกว่าเรียกวินิจฉัยการดังกล่าวว่า DXA

วิธีการตรวจวัดค่าความหนาแน่นของกระดูกสันหลัง Dual Energy X-ray Absorptiometry หรือ DXA เป็นวิธีการที่ใช้การแผ่รังสีเข้าสู่ร่างกายของผู้ป่วยปริมาณต่ำกว่าวิธีการ QCT มาก ปริมาณที่ผู้ป่วยจะได้รับอยู่ที่ 0.8 - 4.6 mSv เท่านั้น แต่ภาพที่ได้จาก DXA จะเป็นภาพเพียง 2 ด้าน คือด้านหน้า ( Anteroposterior หรือ AP ) และ ด้านขวาของร่างกายมนุษย์ ( Lateral ) เท่านั้น ทำให้ไม่สามารถนำภาพที่ได้มาสร้างแบบจำลองสามมิติได้โดยตรง

ในระยะเวลาที่ผ่านมา Yunliang และคณะ (2015) ได้เสนอวิธีการสร้างแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังมนุษย์โดยใช้แบบจำลองลำดับชั้น (Hierarchical Model) ในงานวิจัยชื่อ Multi-Modality Recognition in Arbitrary Views using 3D Deformable Hierarchical Model โดยจะใช้ภาพถ่ายสามมิติซึ่งได้จากเครื่อง MRI (Magnetic Resonance Imaging) มาแยกหาส่วนของกระดูกสันหลังมนุษย์ ถึงแม้ว่าผู้ที่เข้าเครื่อง MRI จะไม่ได้รับรังสีเข้าสู่ร่างกายแต่มีค่าใช้จ่ายที่ค่อนข้างสูงและทรัพยากรที่มีอยู่อย่างจำกัดจึงทำให้เป็นข้อจำกัดหากนำวิธีดังกล่าวมาประยุกต์ใช้ในโรงพยาบาลที่ทรัพยากรไม่มีความพร้อม

Hans Lamecker และ คณะ (2006) ได้นำเสนองานวิจัยเรื่อง “Atlas-based 3D-Shape Reconstruction from X-Ray Images” ในงานวิจัยได้กล่าว Hans ได้นำเสนอวิธีการสร้างรูปทรงสามมิติของกระดูกเชิงกรานขึ้นมาใหม่จากภาพถ่ายรังสีเอ็กซ ( X-ray images) ซึ่งภาพดังกล่าวได้มาจากเครื่องถ่ายภาพรังสีสามมิติ ( CT Scan ) ในการสร้างแบบจำลองสามมิตินั้นผู้วิจัยเริ่มจากการสร้างโมเดลแบบจำลองสามมิติเชิงสถิติของกระดูกเชิงกรานขึ้นมา แล้วนำรูปทรงของกระดูกจากภาพถ่ายรังสีเอ็กซของกระดูกเชิงกรานไม่เปลี่ยนแปลงรูปร่างของโมเดลสามมิติที่สร้างไว้ วิธีที่ Hans นำเสนอนั้นจำเป็นต้องใช้ข้อมูลจากเครื่อง CT Scan ถึงจะให้ผลลัพธ์ที่ได้มีความแม่นยำอยู่ในระดับที่รับได้เท่านั้นและผู้ป่วยที่ผ่านเครื่อง CT scan จะได้รับรังสีเข้าสู่ร่างกายในปริมาณมากด้วยอีกเช่นกัน

Melih S. Aslan และคณะ (2010) ได้เสนองานวิจัยชื่อ 3D Vertebral Body Segmentation Using Shape Based Graph Cuts โดยในงานวิจัยนี้ได้เสนอวิธีการสร้างแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังมนุษย์โดยการแยกส่วนของกระดูกสันหลังออกจากภาพสามมิติที่ได้จากเครื่อง Computed Tomography

หรือ CT Scan โดยใช้ Shape base method ในการคืนรูปสามมิติให้กับวัตถุและแยกส่วนของกระดูกสันหลังด้วย Graph cuts ซึ่งทำงานร่วมกับ Linear Combination of Gaussian (LCG) และ Markov Random Fields แต่เครื่อง CT Scan จะแผ่รังสีเข้าสู่ร่างกายในปริมาณมากทำให้มีผลกระทบตามมาในภายหลัง จากปัญหาและงานวิจัยที่ผ่านมาจึงเป็นเหตุผลสำคัญที่ทำให้เกิดงานวิจัยเพื่อพัฒนาโปรแกรมประยุกต์คอมพิวเตอร์สำหรับการสร้างแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังของมนุษย์ที่ได้จากภาพถ่าย X-ray ของเครื่อง DXA

หัวข้อวิจัยที่เป็นที่สนใจสำหรับคณะผู้วิจัยในงานวิจัยนี้ เป็นการศึกษาเพื่อออกแบบอัลกอริธึมการประมวลผลภาพถ่ายกระดูกที่เป็นส่วนของกระดูกสันหลังชนิด x-ray ที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพแบบ Dual Energy X-ray Absorptiometry หรือ DXA ที่มีเพียงสองด้านเพื่อนำมาสร้างเป็นแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลัง (3D Model of Lumbar Vertebrae bone Reconstruction) เพื่อนำแบบจำลองดังกล่าวไปคำนวณหาค่า BMD หรือค่าความหนาแน่นของกระดูกเพื่อประกอบการวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนที่มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้นซึ่งขั้นตอนหลังของงานวิจัยที่กล่าวมาในข้างต้นจะประกอบไปด้วยการสร้างแบบจำลองที่เป็นแบบจำลองหลักในพื้นที่สามมิติ กำหนดจุดเปลี่ยนลักษณะของแบบจำลองจากนั้นนำข้อมูลจากภาพถ่ายเอ็กซเรย์ได้จากเครื่อง DXA มาเปลี่ยนแปลงรูปร่างของแบบจำลองหลัก และนำแบบจำลองที่ได้มาหาปริมาตรเพื่อคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกระดูก เมื่อได้อัลกอริธึมดังกล่าวมาแล้วก็นำไปพัฒนาต่อยอดเป็นซอฟต์แวร์ประยุกต์สำหรับช่วยเหลือทางการแพทย์ต่อไป

ผู้วิจัยจะทำการทดสอบประสิทธิภาพของอัลกอริธึมสำหรับการสกัดส่วนของกระดูกสันหลังที่ถูกต้องและการวัดมวลกระดูกเพื่อตรวจหรือวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนกับข้อมูลภาพจากฐานข้อมูลภาพที่เป็นภาพถ่ายกระดูกสันหลังจากเครื่อง DXA ซึ่งได้รับข้อมูลทดสอบชุดนี้ นี้มาจากโรงพยาบาลภายในมหาวิทยาลัยบูรพา จังหวัดชลบุรี

## 1.2 ประเด็นปัญหางานวิจัย

ประเด็นปัญหาในการสร้างแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังจากภาพถ่าย X-ray สามารถจำแนกได้ดังต่อไปนี้

- ภาพถ่ายรังสีเอ็กซเรย์นำเข้ามีเพียงสองมุมมองซึ่งทั้งสองมุมมองมีขนาดและความละเอียดที่ไม่เท่ากัน
- การระบุตำแหน่งของข้อกระดูกในมุมมองด้านข้างในสภาวะแวดล้อมที่มีความคมชัดต่ำ

**ประเด็นที่ 1** ในการสร้างแบบจำลองสามมิติจากภาพสองมิติ (3-D Reconstruction) จะต้องมีภาพของวัตถุที่ต้องการจะสร้างแบบจำลองสามมิติอย่างน้อยสามด้านเพื่อที่จะกำหนดจุดของภาพในพื้นที่สามมิติ (3-D space) แต่เนื่องจากชุดข้อมูลทดสอบมีภาพถ่ายเอ็กซเรย์ของกระดูกสันหลังจากเครื่อง DXA Scanner เพียงแค่ 2 มุมมองคือด้านหน้า (Anteroposterior) และด้านข้างขวา (Lateral) ซึ่งผู้วิจัยได้นำเสนอวิธีการสร้างแบบจำลองสามมิติโดยใช้ภาพของวัตถุเพียงสองด้านเท่านั้น จึงจำเป็นต้องระบุพื้นที่ที่สนใจ (Region of Interest) เพื่อกำหนดขอบเขตในการระบุตำแหน่งของข้อกระดูกสันหลัง

**ประเด็นที่ 2** หลังจากกำหนดพื้นที่ที่สนใจได้แล้วจึงทำการระบุตำแหน่งของข้อต่อไป เนื่องจากภาพถ่ายรังสีหลังทำให้ผลลัพธ์ที่มีสิ่งรบกวนสูงจึงยากต่อระบุตำแหน่งของข้อกระดูกสันหลังที่มีลักษณะคล้ายคลึงกับวัตถุอื่นๆ ที่ปรากฏอยู่ในภาพ

### 1.3 วัตถุประสงค์การวิจัย

1. ศึกษาวิธีการสร้างแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังจากภาพสองมิติ
2. ศึกษาวิธีการวัดมวลกระดูกในปัจจุบันเพื่อใช้ในการพัฒนาซอฟต์แวร์ในการวัดมวลกระดูกได้ถูกต้อง
3. พัฒนาซอฟต์แวร์เพื่อช่วยเหลือในการสนับสนุนตัดสินใจในการตรวจหรือวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน

### 1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

1. ชุดข้อมูลจากโรงพยาบาลภายในมหาวิทยาลัยบูรพา จำนวนทั้งหมด 80 ภาพ
2. ชนิดของภาพเป็นภาพถ่ายชนิด x-ray
3. ลักษณะของข้อมูลภาพ คือ ภาพถ่ายของกระดูกสันหลังในมุมด้านหน้าและด้านข้างเท่านั้น
4. ในฐานะข้อมูล ใช้การแผ่รังสีอยู่ในช่วง 1.3-2.4 mSv

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้ความรู้จากการศึกษาวิธีการประมวลผลภาพสามมิติที่มีอยู่อย่างหลากหลาย และนำมาประยุกต์ใช้ในงานวิจัยได้อย่างมีประสิทธิภาพ
2. ได้ซอฟต์แวร์เพื่อช่วยเหลือในการสนับสนุนตัดสินใจในการตรวจหรือวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน และอำนวยความสะดวกสบายในการวินิจฉัยโรคให้ทางการแพทย์มากขึ้น



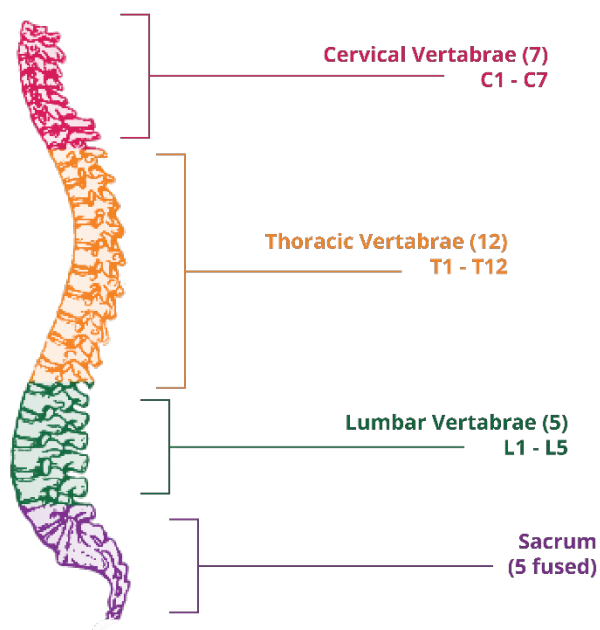
|                                                                        |  |  |   |  |   |   |  |   |  |   |  |   |  |
|------------------------------------------------------------------------|--|--|---|--|---|---|--|---|--|---|--|---|--|
| 6.เตรียมและ<br>นำเสนอข้อเสนอ<br>งานวิจัย<br>(Proposal)                 |  |  | ← |  | → |   |  |   |  |   |  |   |  |
| 7.นำเสนองานวิจัย                                                       |  |  |   |  |   | ← |  | → |  |   |  |   |  |
| 8.เตรียมสอบ<br>จริยธรรมนักวิจัย                                        |  |  |   |  |   |   |  | ← |  | → |  |   |  |
| 9.เขียนวารสาร<br>เกี่ยวกับสร้าง<br>แบบจำลองสามมิติ<br>ของกระดูกสันหลัง |  |  |   |  |   |   |  | ← |  |   |  | → |  |

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 กายวิภาคศาสตร์ของแนวกระดูกสันหลัง

ในกายวิภาคของมนุษย์ คือกระดูกแกนของสัตว์มีกระดูกสันหลัง ตั้งแต่ส่วนต้นคอ ลงมาจนถึงส่วนก้น ภายในมีไขสันหลัง ซึ่งอยู่ในช่องไขสันหลังอีกทีหนึ่ง กระดูกสันหลังนอกจากเป็นโครงสร้างแข็งแรงที่ปกป้องแกนของไขสันหลังแล้ว ยังทำหน้าที่เป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อของหลัง และยังเชื่อมต่อกับกะโหลกศีรษะ (skull) กระดูกสะบัก (scapula) กระดูกเชิงกราน (pelvic bones) และกระดูกซี่โครง (ribs) อีกด้วย กระดูกสันหลังในคนปกติจะมี 33 ชิ้น ซึ่งจะจัดจำแนกตามตำแหน่งและรูปร่างลักษณะ ได้แก่ กระดูกสันหลังส่วนคอ (Cervical vertebrae) ซึ่งมีจำนวน 7 ชิ้น อยู่ในช่วงลำคอ กระดูกสันหลังในส่วนนี้ทำหน้าที่เป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อและเอ็นที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของลำคอและศีรษะกระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic vertebrae) มีจำนวน 12 ชิ้น อยู่ในส่วนอก และมีลักษณะพิเศษคือจะมีจุดเชื่อมต่อสำหรับกระดูกซี่โครง ซึ่งเป็นโครงสร้างสำคัญของช่องอก กระดูกสันหลังส่วนบั้นเอว (Lumber vertebrae) มี 5 ชิ้น อยู่ในช่วงเอว และมีขนาดใหญ่เพื่อรองรับน้ำหนักของร่างกายท่อนบนและมีส่วนเป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อที่เป็นผนังทางด้านหลังของช่องท้องอีกด้วยกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (Sacral vertebrae) ซึ่งเดิมมี 5 ชิ้น แต่จะเชื่อมรวมกันเป็นชิ้นเดียว และจะต่อกับกระดูกเชิงกราน (pelvic bone) โดยจะมีช่องเปิด (sacral foramina) เพื่อเป็นทางผ่านของเส้นประสาทที่ไปยังบริเวณเชิงกรานและขากระดูกสันหลังส่วนก้นกบ (Coccygeal vertebrae) ซึ่งเดิมมี 4 ชิ้น ซึ่งจะเชื่อมกันเป็นกระดูกชิ้นเดียวเป็นกระดูกรูปสามเหลี่ยมที่ปลายด้านล่างสุดกระดูกสันหลังส่วนเอว (Lumbar) 5 ท่อน กระดูกสันหลังส่วนปลายสุดคือกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ และกระดูกส่วนก้นกบ (Sacrum & coccyx) ภายในกระดูกสันหลังบรรจุสิ่งที่สำคัญไว้ นั่นคือไขสันหลังและเส้นประสาท ซึ่ง ไขสันหลัง เป็นเนื้อสมองที่ต่อจากก้านสมองลงมาจนถึงเอว ในบุคลาการที่บรรลุนิติภาวะ ไขสันหลัง จะลงมาสิ้นสุดที่ประมาณระดับ L1-L2 แต่ระดับของไขสันหลังจะมีเส้นประสาทสันหลัง ยื่นออกมาเลี้ยงความรู้สึก และควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อทั้งแขนและขาในผู้ป่วยที่ประสบเหตุกระดูกสันหลังหักทับเส้นประสาทจึงเกิดอัมพาตขึ้นหากอุบัติเหตุขณะนั้นมีการทำลายไขสันหลังหรือเส้นประสาทขึ้น ยิ่งมีการหักสูงเท่าใดยิ่งมีอาการของระบบประสาทมากขึ้น ดังนั้นการดูแลรักษากระดูกสันหลังนั้นจึงเป็นสิ่งสำคัญเนื่องจากเป็นส่วนที่มีอิทธิพลในการดำรงชีวิตประจำวันค่อนข้างมาก



ภาพที่ 2 - 1 กายวิภาคของแนวกระดูกสันหลัง

## 2.2 องค์ประกอบของกระดูกสันหลังหนึ่งชิ้น

กระดูกสันหลังแต่ละชิ้น จะประกอบด้วยโครงสร้าง ช่องเปิดและแขนงของกระดูกที่ยื่นออกมาจากแนวกลาง ซึ่งได้แก่

**Vertebral body** เป็นแกนกลางของกระดูกสันหลังและเป็นส่วนรองรับน้ำหนัก ส่วนนี้จะติดต่อกับกระดูกสันหลังถัดไปโดยหมอนรองกระดูกสันหลัง (intervertebral discs) และเอ็นต่างๆ ขนาดของ vertebral body ของกระดูกสันหลังส่วนล่างจะมากกว่าส่วนบน เนื่องจากต้องรองรับน้ำหนักมากกว่า

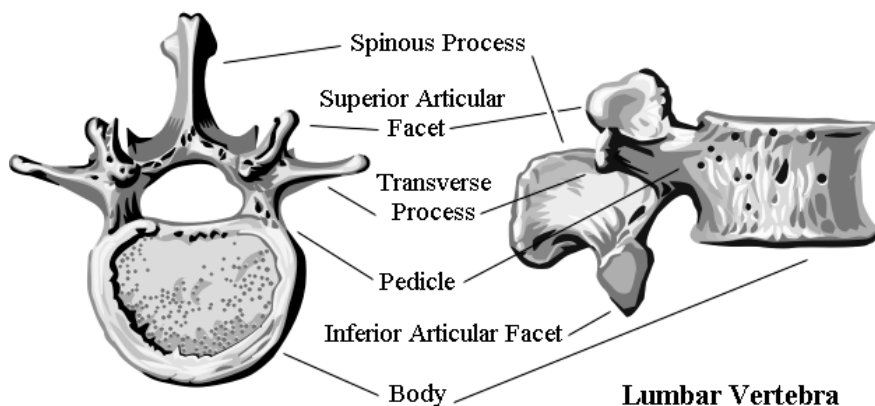
**Vertebral arch** เป็นส่วนที่ยื่นออกไปจากทางด้านหลังของ body และจะประกอบกันเป็นส่วนทางด้านข้างและด้านหลังของ ช่องกระดูกสันหลัง (vertebral foramen) ซึ่งภายในช่องนี้จะมีไขสันหลัง (spinal cord) วางตัวอยู่ แต่ละ vertebral arch จะประกอบด้วยสองส่วน คือ เพดิเซล (pedicels) ซึ่งต่อกับ vertebral body และ ลามินี (laminae) ซึ่งเป็นแผ่นของกระดูกที่ยื่นต่อจากเพดิเซล แล้วมาบรรจบกันที่แนวกลางของกระดูกสันหลัง

**Spinous process** เป็นส่วนที่ยื่นออกมาทางด้านหลังและชี้ลงทางด้านล่างของกระดูกสันหลัง และจะเป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อและเอ็นต่างๆ มากมาย

**Transverse process** เป็นส่วนที่ยื่นออกมาจากรอยต่อระหว่างเพดิเซลและลามินี และยื่นออกมาทางด้านข้างเอียงไปทางด้านหลังเล็กน้อย และเป็นจุดต่อกับกระดูกซี่โครง ในกระดูกสันหลังส่วนอก



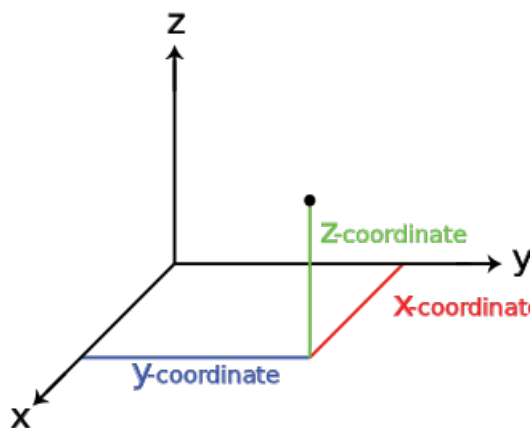
Superior and inferior articular processes ยื่นออกมาจากรอยต่อระหว่างเพดิเซลและลามินีของกระดูกสันหลังแต่ละชั้น ซึ่งจะเป็นจุดที่ต่อกันระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละชั้นนอกจากที่บริเวณหมอนรองกระดูกสันหลัง



ภาพที่ 2 - 2 องค์ประกอบของกระดูกสันหลังหนึ่งชั้น

### 2.3 พื้นที่สามมิติ

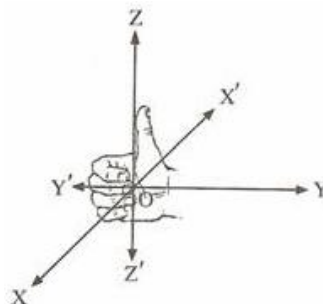
พื้นที่สามมิติหรือปริภูมิสามมิติ ( 3-Dimensional space) หรือเรียกโดยย่อว่า สามมิติ (3D) เป็นแบบจำลองทางเรขาคณิตของจักรวาลที่เราอยู่ โดยปกติในแต่ละมิติจะประกอบด้วย ความกว้าง ความยาว และความสูงหรือความลึก แม้ว่าในความเป็นจริงทิศทางสามทิศทางใดๆที่ตั้งฉากซึ่งกันและกันก็สามารถถูกเรียกได้ว่าเป็นสามมิติ



ภาพที่ 2 - 3 แสดงพื้นที่สามมิติ

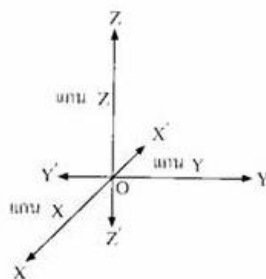
### 2.3.1 ระบบพิกัดฉากสามมิติ

กำหนดเส้นตรง  $XX'$ ,  $YY'$  และ  $ZZ'$  เป็นเส้นตรงที่ผ่านจุด  $O$  และตั้งฉากซึ่งกันและกันโดยกำหนดทิศทางของเส้นตรงทั้งสามเป็นระบบมือขวา ดังรูปที่ 2-4



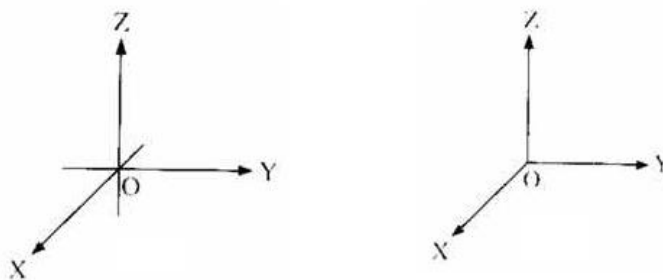
ภาพที่ 2 - 4 ระบบพิกัดฉากมือขวา

ถ้าเส้นตรงทั้งสามเป็นเส้นจำนวน (real line) จะเรียกเส้นตรง  $XX'$ ,  $YY'$  และ  $ZZ'$  ว่า แกนพิกัด  $X$  แกนพิกัด  $Y$  และ แกนพิกัด  $Z$  หรือเรียกสั้นๆ ว่า แกน  $X$  (x-axis) แกน  $Y$  (y-axis) และ แกน  $Z$  (z-axis) และเรียกจุด  $O$  ว่า จุดกำเนิด (origin)



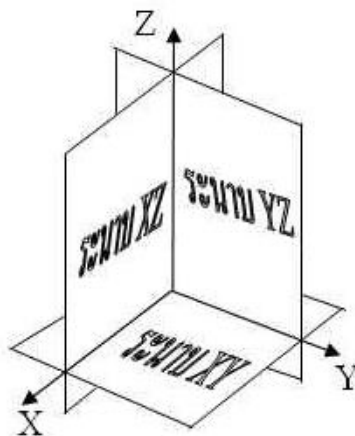
ภาพที่ 2 - 5 แสดงจุดกำเนิดในระบบพิกัดฉากสามมิติ

เรียกส่วนของเส้นตรง  $OX$ ,  $OY$  และ  $OZ$  ว่า แกน  $X$  ทางบวก (positive x-axis) แกน  $Y$  ทางบวก (positive y-axis) และ แกน  $Z$  ทางบวก (positive z-axis) และเรียกส่วนของ เส้นตรง  $OX'$ ,  $OY'$  และ  $OZ'$  ว่า แกน  $X$  ทางลบ (negative x-axis) แกน  $Y$  ทางลบ (negative y-axis) และ แกน  $Z$  ทางลบ (negative z-axis) โดยทั่วไปเมื่อเขียนรูปแกนพิกัดในสามมิติ นิยมเขียนเฉพาะ แกน  $X$  แกน  $Y$  และ แกน  $Z$  ที่เน้นเฉพาะทางด้านที่แทนจำนวนจริงบวกซึ่งมีหัวลูกศรกำกับ ดังรูปที่ 2-6



ภาพที่ 2 - 6 แนวแกนในระบบพิกัดฉากสามมิติ

แกน X แกน Y และ แกน Z จะกำหนดระนาบขึ้น 3 ระนาบ เรียกว่า ระนาบอ้างอิง เรียกระนาบที่กำหนดด้วย แกน X และแกน Y ว่า ระนาบอ้างอิง XY หรือ ระนาบ XY เรียกระนาบที่กำหนดด้วย แกน X และแกน Z ว่า ระนาบอ้างอิง XZ หรือ ระนาบ XZ เรียกระนาบที่กำหนดด้วย แกน Y และแกน Z ว่า ระนาบอ้างอิง YZ หรือ ระนาบ YZ



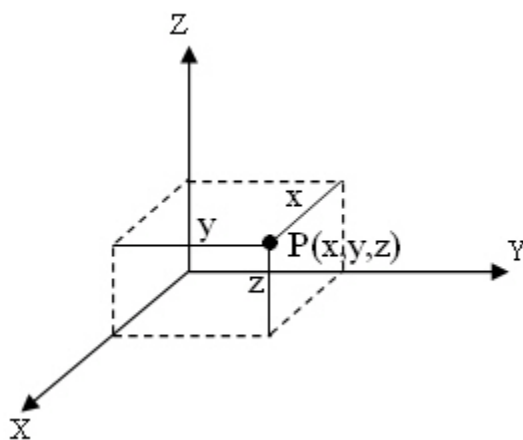
ภาพที่ 2 - 7 แสดงระนาบอ้างอิง

ระนาบ XY ระนาบ YZ และระนาบ XZ ทั้งสามระนาบ จะแบ่งปริภูมิสามมิติ ออกเป็น 8 บริเวณ คือ เหนือระนาบ XY จำนวน 4 บริเวณ และได้ระนาบ XY จำนวน 4 บริเวณ เรียกแต่ละบริเวณว่า อังภาค (octant) ดังรูปที่ 6 อังภาคที่บรรจุ แกน X แกน Y และ แกน Z ทางบวกจะเรียกว่า อังภาคที่ 1 ส่วน อังภาคอื่นๆ จะใช้ชื่อตกลงเดียวกับในระบบพิกัดฉากสองมิติ (นับทวนเข็มนาฬิกา) โดยพิจารณาบริเวณเหนือระนาบ XY ก่อน

### 2.3.2 การระบุจุดใดๆในพื้นที่สามมิติ

เมื่อกำหนดจุด P ใดๆ ในปริภูมิสามมิติ จะระบุตำแหน่งของจุด P หรือพิกัดจุด P โดยใช้จำนวนจริงสามจำนวนเรียงกันตามลำดับ หรือเรียกว่า สามสิ่งอันดับ ในรูป  $(x,y,z)$  โดยที่  $x$  คือระยะที่มีทิศทางตาม

แนวแกน X ซึ่งระบุว่าจุด P อยู่ห่างจากระนาบ YZ เท่าใดระยะดังกล่าวมีค่าเป็นจำนวนบวกเมื่อวัดจากระนาบ YZ ไปยังจุด P ไปทางด้านบวกของแกน X มีค่าเป็นจำนวนลบเมื่อวัดไทางด้านลบของแกน X และมีค่าเป็นศูนย์เมื่อจุด P อยู่บนระนาบ YZ โดยที่  $y$  คือระยะที่มีทิศทางตามแนวแกน Y ซึ่งระบุว่าจุด P อยู่ห่างจากระนาบ XZ เท่าใด ระยะดังกล่าวมีค่าเป็นจำนวนบวกเมื่อวัดจากระนาบ XZ ไปยังจุด P ไปทางด้านบวกของแกน Y มีค่าเป็นจำนวนลบเมื่อวัดไปทางด้านลบของแกน  $y$  และมีค่าเป็นศูนย์เมื่อจุด P อยู่บนระนาบ XZ โดย  $z$  คือระยะที่มีทิศทางตามแนวแกน Z ซึ่งระบุว่าจุด P อยู่ห่างจากระนาบ XY เท่าใด ระยะดังกล่าวมีค่าเป็นจำนวนบวกเมื่อวัดจากระนาบ XY ไปยังจุด P ไปทางด้านบวกของแกน Z มีค่าเป็นจำนวนลบเมื่อวัดไปทางด้านลบของแกน Z และมีค่าเป็นศูนย์เมื่อจุด P อยู่บนระนาบ XY เรียก  $(x,y,z)$  ว่า พิกัด ของจุด P และบางครั้งจะเขียนจุดและพิกัดกำกับไว้ด้วยกันเป็น  $P(x,y,z)$  ดังภาพ 2-8



ภาพที่ 2 - 8 ตัวอย่างการแสดงจุดใดๆในพื้นที่สามมิติ

### 2.3.3 ระยะทางและจุดกึ่งกลางในพื้นที่สามมิติ

กำหนด  $P_1(x_1, y_1, z_1)$  และ  $P_2(x_2, y_2, z_2)$  เป็น 2 จุดใดๆ ในปริภูมิ 3 มิติระยะทางระหว่างจุด  $P_1$  และ  $P_2$  นี้เขียนแทนด้วย  $|\overline{P_1P_2}|$  หรือ  $P_1P_2$  ซึ่งจะมีค่าเท่ากับ

$$P_1P_2 = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2} \quad (1)$$

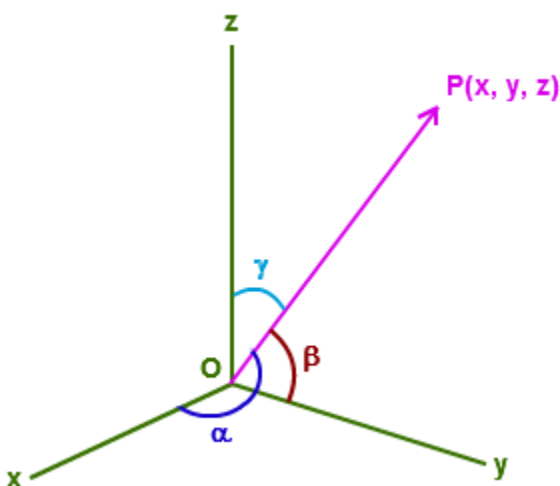
### 2.3.4 เส้นตรงในพื้นที่สามมิติ

เส้นตรงในพื้นที่สามมิติสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ เส้นตรงที่กำหนดทิศทาง (directed line) และเส้นตรงที่ไม่กำหนดทิศทาง (undirected line)

**นิยาม** มุมที่เส้นตรงทำกับแกนทั้งสามเรียกว่า มุมระบุดิศทาง (direction angle)

**นิยาม** ถ้า  $\alpha, \beta, \gamma$  เป็นมุมระบุดิศทางของเส้นตรง  $L$  แล้วค่า จะเรียกว่า โคไซน์ระบุดิศทาง (direction cosine)

$$\cos^2 \alpha + \cos^2 \beta + \cos^2 \gamma = 1 \quad (2)$$



ภาพที่ 2 - 9 แสดงตัวอย่างทิศทางโคไซน์

**นิยาม** ถ้า  $\alpha, \beta, \gamma$  เป็นมุมระบุดิศทางของ  $L$  แล้วเซตของจำนวน  $a, b, c$  เรียกว่า เซตของจำนวนระบุดิศทาง (direction number) ของ  $L$  ถ้า  $a, b, c$  และ  $\cos \alpha, \cos \beta, \cos \gamma$  เป็นสัดส่วนต่อกัน นั่นคือ

$$\frac{a}{\cos \alpha} = \frac{b}{\cos \beta} = \frac{c}{\cos \gamma} = k \quad (3)$$

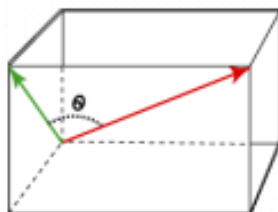
เราสามารถหาโคไซน์ระบุดิศทาง และจำนวนระบุดิศทางของ  $L$  ได้ ถ้าเราทราบจุดบนเส้นตรง  $L$  อย่างน้อย 2 จุด ดังนี้ ให้  $P_1(x_1, y_1, z_1)$  และ  $P_2(x_2, y_2, z_2)$  เป็นจุด 2 จุดบน  $L$  และ  $d$  เป็นระยะทางระหว่างจุดทั้งสอง แล้ว

$$\cos \alpha = \frac{x_1 - x_2}{d}, \cos \beta = \frac{y_1 - y_2}{d}, \cos \gamma = \frac{z_1 - z_2}{d} \quad (4)$$

เป็นโคไซน์ระบุมิตติของ  $L$  และ  $x_2 - x_1, y_2 - y_1, z_2 - z_1$  เป็นจำนวนระบุมิตติของ  $L$  สำหรับเส้นตรง 2 เส้นใด ๆ  $L_1$  และ  $L_2$  ในปริภูมิ 3 มิติ จะมีกรณีที่เป็นไปได้ทั้งสิ้น 3 กรณี คือ

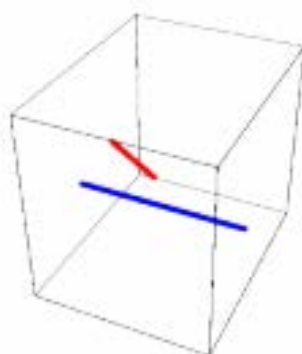
1) เส้นตรงทั้งสองขนานกัน ก็ต่อเมื่อ ให้  $a_1, b_1, c_1$  เป็นจำนวนระบุมิตติของ  $L_1$  และ  $a_2, b_2, c_2$  เป็นจำนวนระบุมิตติของ  $L_2$  แล้ว  $\frac{a_1}{a_2} = \frac{b_1}{b_2} = \frac{c_1}{c_2} = k$

2) เส้นตรงทั้งสองตัดกัน



ภาพที่ 2 - 10 แสดงรูปเส้นตรงตัดกัน

3) เส้นตรงทั้งสองไม่ขนานกัน และไม่ตัดกัน เรียกว่าเส้นไขว้ต่างระนาบ (skew line)



ภาพที่ 2 - 11 แสดงเส้นตรงไม่ขนานกัน

ในกรณีที่เส้นตรงทั้งสองไม่ขนานกัน เราจะสามารถหามุมระหว่างเส้นตรงทั้งสองได้ ดังนี้ ถ้า  $\cos \alpha_1, \cos \beta_1, \cos \gamma_1$  เป็นโคไซน์ระบุมุมทิศทางของ  $L_1$  และ เป็นโคไซน์ระบุมุมทิศทางของ  $\cos \alpha_2, \cos \beta_2, \cos \gamma_2$  แล้ว

$$\cos \theta = \cos \alpha_1 \cos \alpha_2 + \cos \beta_1 \cos \beta_2 + \cos \gamma_1 \cos \gamma_2 \quad (5)$$

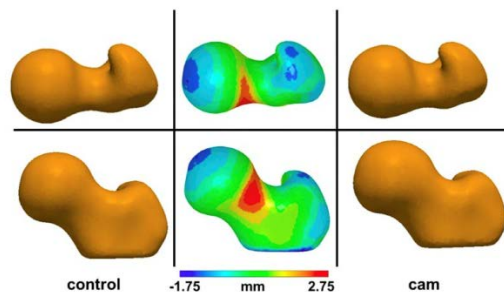
เมื่อ  $\theta$  เป็นมุมระหว่าง  $L_1$  และ  $L_2$

ให้  $a_1, b_1, c_1$  เป็นจำนวนระบุมุมทิศทางของ  $L_1$  และ  $a_2, b_2, c_2$  เป็นจำนวนระบุมุมทิศทางของ  $L_2$  และ  $L_1$  ไม่ขนานกับ  $L_2$  แล้วเส้นตรงซึ่งตั้งฉากกับ  $L_1$  และ  $L_2$  จะมีจำนวนระบุมุมทิศทาง  $a, b, c$  โดยที่

$$a = \begin{vmatrix} b_1 & c_1 \\ b_2 & c_2 \end{vmatrix}, b = \begin{vmatrix} c_1 & b_1 \\ c_2 & b_2 \end{vmatrix}, c = \begin{vmatrix} a_1 & b_1 \\ a_2 & b_2 \end{vmatrix} \quad (6)$$

## 2.4 Shape models

Shape Model คือ โมเดลของรูปร่างทางสถิติที่มีลักษณะคล้ายคลึงกับวัตถุเป้าหมาย ซึ่งเราสามารถนำ Shape model กิ่งกล่าวมาแปลงรูปร่าง (Deform) ให้มีลักษณะเหมือนกับวัตถุเป้าหมายได้ โดยมีเดลจะอยู่ในรูปเซตของจุดในพื้นที่สามมิติซึ่งเป็นเทคนิคที่นิยมใช้ในการรู้จำใบหน้า (Face Recognition)



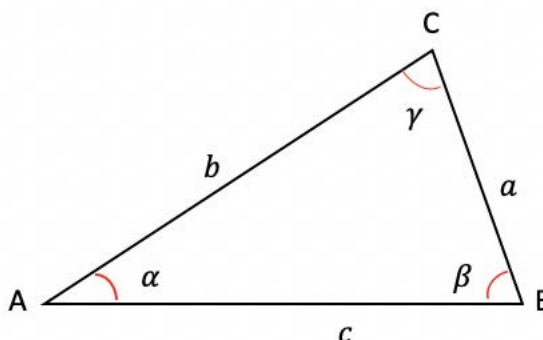
ภาพที่ 2 - 12 โมเดลของรูปร่างทางสถิติ

## 2.5 ไฟล์ประเภท OBJ Wave Front

นามสกุลไฟล์ OBJ ที่รู้จักกันเป็นไฟล์วัตถุเลสิ 3D ซึ่งได้รับการพัฒนาโดยเทคโนโลยี Wave front มันเป็นรูปแบบไฟล์ที่ใช้สำหรับวัตถุสามมิติที่มีพิกัด 3D (เส้นรูปหลายเหลี่ยมและจุด), แผนที่พื้นผิวและข้อมูลวัตถุอื่น มันมีรูปแบบภาพ 3 มิติมาตรฐานที่สามารถส่งออกและเปิดหลาย 3D โปรแกรมแก้ไขภาพ ไฟล์วัตถุสามารถอยู่ในรูปแบบ ASCII (. obj) หรือรูปแบบไบนารี (. mod) แต่ไม่ได้มีคำจำกัดความของสีสำหรับใบหน้า เพราะรูปแบบของพวกเขาพวกเขาเป็นมนุษย์ที่สามารถอ่านได้ สนับสนุนทั้งวัตถุและวัตถุเหลี่ยมแบบพรีฟอร์ม เรขาคณิตเหลี่ยมใช้จุดเส้นและใบหน้าเพื่อกำหนดวัตถุรูปทรงเรขาคณิตแบบพรีฟอร์ม ในขณะที่ใช้เส้นโค้งและพื้นผิว ไฟล์ในรูปแบบ OBJ สามารถเปิดได้กับ Autodesk Maya 2013, ปั้นและ MeshLab ใน Microsoft Windows, Mac OS และแพลตฟอร์มลินุกซ์

## 2.6 Law of Cosine

ในตรีโกณมิติ กฎของโคไซน์ (law of cosines) เป็นกฎที่เกี่ยวข้องกับความสัมพันธ์ระหว่างด้านหนึ่งของรูปสามเหลี่ยมที่ไม่ทราบความยาว ไปยังด้านที่เหลือและมุมที่อยู่ตรงข้าม ซึ่งกฎของโคไซน์ใช้แก้ปัญหาสามเหลี่ยมเพื่อค้นหาด้านและมุมที่ไม่รู้จักทั้งหมด



ภาพที่ 2 - 13 รูปที่ 13 อธิบายกฎของโคไซน์

โดยกฎของโคไซน์เขียนได้ดังสมการต่อไปนี้

$$c^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cos(\gamma) \quad (7)$$

$$b^2 = a^2 + c^2 - 2ac \cos(\beta)$$

$$a^2 = b^2 + c^2 - 2bc \cos(\alpha)$$

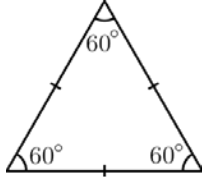
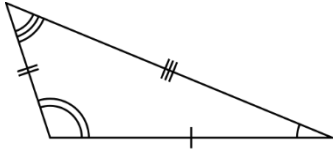
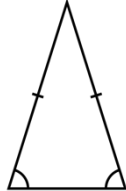


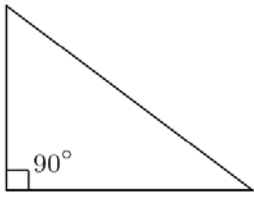
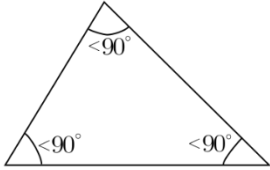
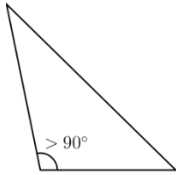
## 2.7 Triangle properties

รูปสามเหลี่ยมเป็นรูปทรงเรขาคณิตที่มีคุณสมบัติ คือ มุมภายในของรูปสามเหลี่ยมจะรวมกันได้ และจะต้องมีด้าน 3 ด้านและมีมุม 3 มุม ส่วนมุมภายนอกทั้งสามของรูปสามเหลี่ยมจะรวมกันได้  $360^\circ$  เช่นเดียวกับรูปหลายเหลี่ยมอื่น ๆ โดยผลบวกของความยาวสองด้านในรูปสามเหลี่ยม จะมากกว่าความยาวของด้านที่สามเสมอ ซึ่งการหาพื้นที่ของรูปสามเหลี่ยม สามารถหาได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$\text{พื้นที่รูปสามเหลี่ยม} = \frac{1}{2} \times \text{ฐาน} \times \text{สูง} \quad (8)$$

ตารางที่ 2 ประเภทของรูปสามเหลี่ยมลักษณะต่างๆ

| ประเภทของรูปสามเหลี่ยม                 | คุณสมบัติ                                                           | ภาพประกอบ                                                                             |
|----------------------------------------|---------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| รูปสามเหลี่ยมด้านเท่า<br>(equilateral) | มีด้านทั้ง 3 ด้านยาวเท่ากัน และมุมภายในมีขนาด $60^\circ$            |   |
| รูปสามเหลี่ยมด้านไม่เท่า<br>(scalene)  | ด้านทั้ง 3 ด้าน จะมีความยาวไม่เท่ากัน และมุมภายในก็มีขนาดไม่เท่ากัน |  |
| รูปสามเหลี่ยมหน้าจั่ว<br>(isosceles)   | มีด้าน 2 ด้านความยาวเท่ากัน และมีมุม 2 มุมมีขนาดเท่ากัน             |  |

|                                               |                                                                                                                                   |                                                                                     |
|-----------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| <p>รูปสามเหลี่ยมมุมฉาก<br/>(right-angled)</p> | <p>มีหนึ่งมุมที่เป็นมุมฉาก <math>90^\circ</math><br/>และด้านที่อยู่ตรงข้ามมุมฉาก<br/>คือด้านที่ยาวที่สุดของรูป<br/>สามเหลี่ยม</p> |  |
| <p>รูปสามเหลี่ยมมุมแหลม<br/>(acute)</p>       | <p>มุมภายในทุกมุมจะมีขนาด<br/>น้อยกว่า <math>90^\circ</math></p>                                                                  |  |
| <p>รูปสามเหลี่ยมมุมป้าน<br/>(obtuse)</p>      | <p>มีมุมภายในมุมหนึ่งมีขนาด<br/>ใหญ่กว่า <math>90^\circ</math></p>                                                                |  |

## 2.8 การเลือกเส้นโค้งที่เหมาะสมด้วยวิธีการพอลิโนเมียล (Polynomial Curve Fitting)

การเลือกเส้นโค้งที่เหมาะสม (Curve Fitting) เป็นกระบวนการสร้างเส้นโค้งหรือฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่ดีที่สุดของชุดข้อมูลจุด โดยเส้นโค้งที่สร้างขึ้นจะประมาณให้มีความเหมาะสมและใกล้เคียงกับชุดข้อมูลจุด เป็นการหาฟังก์ชันเส้นโค้งที่สามารถแสดงแนวโน้มของความสัมพันธ์ของชุดข้อมูลได้อย่างเหมาะสมตลอดช่วงของชุดข้อมูล ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็น

การหาเส้นโค้งที่เหมาะสมแบบเชิงเส้นหรือการถดถอยแบบเชิงเส้น (linear curve fitting or linear regression) คือ การหาฟังก์ชันเส้นตรงที่สามารถใช้แทนชุดข้อมูลได้อย่างเหมาะสม ซึ่งฟังก์ชันเส้นตรงโดยทั่วไปจะอยู่ในรูปที่แสดงในสมการที่ (9)

$$y_i = ax_i + b \quad (9)$$

โดยที่  $y_i$  คือ ค่าของตัวแปรตาม (dependent variable) ได้แก่ ค่าตามแนวแกน y ส่วน  $x_i$  คือ ค่าของตัวแปรอิสระ (independent variable) ได้แก่ ค่าตามแนวแกน x โดยที่  $a$  และ  $b$  คือ ค่าคงที่ของ

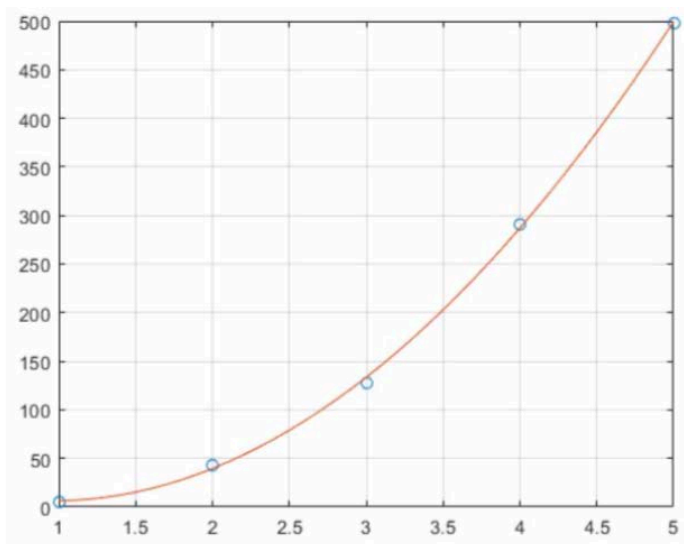
ฟังก์ชันซึ่งในที่นี้  $a$  คือความชันของเส้นตรง และ  $b$  คือจุดตัดแกน  $y$  เมื่อ  $x_i$  มีค่าเท่ากับศูนย์ ดังนั้นในการหาเส้นโค้งที่เหมาะสมแบบเชิงเส้นก็คือ การหาค่า  $a$  และ  $b$  ที่จะทำได้เส้นตรงที่เหมาะสมกับชุดข้อมูล

วิธีที่นิยมใช้ในการหาค่า  $a$  และ  $b$  คือ วิธีกำลังสองน้อยที่สุด (least square method) ซึ่งจะทำให้การหาค่าต่ำสุดของผลรวมของกำลังสองของผลต่างระหว่างค่าที่วัดได้กับค่าที่คำนวณได้จากฟังก์ชันเส้นตรง และจะได้สมการสำหรับหาค่า  $a$  และ  $b$  ในรูปของสมการเมตริกซ์ ซึ่งสามารถใช้วิธีการหาค่าตอบแบบเชิงเส้น (linear solving method) ในการหาค่า  $a$  และ  $b$  ได้เช่น วิธีการกำจัดแบบเกาส์ (Gaussian elimination method) หรือ วิธีการหาค่าผกผันของเมตริกซ์ (matrix inversion method) เป็นต้น

การหาเส้นโค้งที่เหมาะสมแบบไม่เป็นเชิงเส้น (nonlinear curve fitting) คือ การหาสมการของเส้นโค้งที่สามารถใช้แทนแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของชุดข้อมูลได้อย่างเหมาะสม ซึ่งสมการของเส้นโค้งอาจจะ อยู่ในรูปของฟังก์ชันพหุนาม (polynomial function) (สมการที่ 2 และ 3) โดยวิธีการหาค่าคงที่ของฟังก์ชันพหุนามสามารถใช้ วิธีกำลังสองน้อยที่สุด และการหาค่าตอบแบบเชิงเส้นได้เช่นเดียวกับฟังก์ชันเส้นตรง ซึ่งจะสามารถ หาค่าคงที่ของฟังก์ชันพหุนามและจะได้ฟังก์ชันพหุนามที่เหมาะสมกับชุดของข้อมูล ดังแสดงในภาพที่ 2-14

$$y_i = a_0 + a_1 x_1 + a_2 x_2^2 + a_3 x_3^3 + \cdots + a_j x_i^j \quad (10)$$

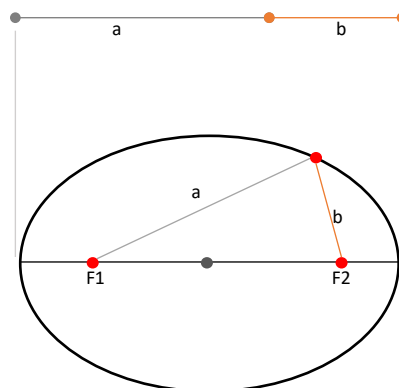
$$a_0 + \sum_{k=1}^j a_k x_i^k \quad (11)$$



ภาพที่ 2 - 14 ตัวอย่างการประมาณค่าความโค้งด้วยวิธีการโพลิโนเมียล order ที่ 5

## 2.9 Ellipse properties

วงรี (ellipse) เป็นเส้นโค้งซึ่งมีลักษณะใกล้เคียงกับวงกลมแต่มีจุดคงที่ 2 จุด เรียกว่า จุดโฟกัสของวงรี เส้นโค้งนี้เกิดจากการเคลื่อนที่ของจุดซึ่งมีผลบวกของระยะจากจุดเคลื่อนที่ไปยังจุดโฟกัส (focus) ทั้งสองมีค่าคงที่เสมอ



ภาพที่ 2 - 15 ตัวอย่างการประมาณค่าความโค้งด้วยวิธีการโพลิโนเมียล order ที่ 5

### 2.9.1 วิธีการกำหนดวงรี

วงรีถูกกำหนดโดยจุดสองจุดแต่ละจุดเรียกว่าการโฟกัส ( $F_1, F_2$  ด้านบน) หากคุณใช้จุดใดจุดหนึ่งในบนวงรีผลรวมของระยะทางไปยังจุดโฟกัสนั้นจะคงที่ ในภาพด้านบน ไม่ว่าระยะทางของ  $a, b$  ไปยังจุดโฟกัสทั้งสองจุดจะมีค่าที่ต่างกันแต่ขนาดของวงรีนั้นจะพิจารณาจากผลรวมของระยะทางทั้งสองนี้ ผลรวม

ของระยะทางเหล่านี้เท่ากับความยาวของแกนหลัก (เส้นผ่านศูนย์กลางที่ยาวที่สุดของวงรี) เส้นสองเส้น  $a$  และ  $b$  ที่กำหนดวงรีเรียกว่าตัวสร้างเส้น แต่ละคนบางครั้งเรียกว่า generatrix ซึ่งสามารถแสดงสมการได้ดังนี้

$$x = a \cos (t) \quad y = b \sin (t) \quad (12)$$

โดยที่


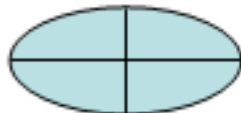
$t$  คือ พารามิเตอร์

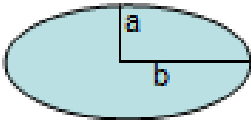
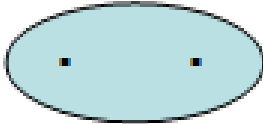

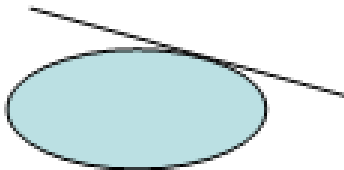
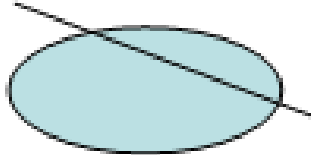
$a$  คือ เส้นตัดแนวนอน

$b$  คือ เส้นตัดแนวตั้ง

### 2.9.2 คุณสมบัติของวงรี

ตารางที่ 3 คุณสมบัติของวงรี

| ชื่อตัวแปร                                                             | ความหมาย                                                                                                                                                            | ภาพประกอบ                                                                             |
|------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Center</li> </ul>             | จุดภายในวงรีซึ่งเป็นจุดกึ่งกลางของส่วนของเส้นที่เชื่อมโยงจุดโฟกัสทั้งสอง จุดตัดของแกนหลักและแกนรอง                                                                  |  |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Major / minor axis</li> </ul> | เส้นผ่านศูนย์กลางที่ยาวที่สุดและสั้นที่สุดของวงรี ดู Major / Minor Axis ของ Ellipse ความยาวของแกนหลักเท่ากับผลรวมของเส้นกำเนิดสองเส้น ( $a$ และ $b$ ในแผนภาพด้านบน) |  |

|                                                                                  |                                                                                                                     |                                                                                       |
|----------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Semi-major / semi-minor axis</li> </ul> | <p>ระยะทางจากศูนย์กลางถึงจุดที่ไกลที่สุดและใกล้ที่สุดบนวงรี ครึ่งแกนหลัก / ร่อง ดู แกนกึ่งหลัก / กึ่งรองของวงรี</p> |    |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Foci (Focus points)</li> </ul>          | <p>จุดสองจุดที่กำหนดวงรี ดูจุดโฟกัสของวงรี</p>                                                                      |    |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Perimeter (circumference)</li> </ul>    | <p>เส้นรอบวงคือระยะทางรอบวงรี ไม่ง่ายในการคำนวณ ดูขอบเขตของวงรี</p>                                                 | <p>-</p>                                                                              |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Area</li> </ul>                         | <p>จำนวนหน่วยสี่เหลี่ยมที่ใช้เติมพื้นที่ภายในวงรี ดูพื้นที่ที่ล้อมรอบด้วยวงรี</p>                                   | <p>-</p>                                                                              |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Chord</li> </ul>                        | <p>ส่วนของเส้นเชื่อมโยงจุดสองจุดใด ๆ บนวงรี</p>                                                                     |  |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Tangent</li> </ul>                      | <p>เส้นผ่านวงรีและสัมผัสที่จุดเดียว ดูแทนเจนต์ของวงรี</p>                                                           |  |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Secant</li> </ul>                       | <p>เส้นที่ตัดกันวงรีที่จุดสองจุด</p>                                                                                |  |

## 2.10 Gabor filter

มีการใช้ Gabor filter ในการวิเคราะห์ภาพ ซึ่ง Gabor filter เป็นเครื่องมือที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในการวิเคราะห์ลักษณะของภาพ การหาขอบของวัตถุ การแบ่งแยกริ้วรอยของวัตถุตามคุณลักษณะ อีกทั้งยังสามารถนำมาปรับปรุงคุณภาพของภาพ ตัวกรองกาบอร์เป็นตัวกรองที่มีประโยชน์ทางการประมวลผลภาพแบบดิจิทัล กล่าวคือเป็นตัวกรองเชิงเส้นที่ภาพ เอาท์พุทที่ได้จากกระบวนการนี้เกิดจากการคอนโวลูชันระหว่างภาพอินพุทกับ ฟังก์ชันกาบอร์ดังสมการที่ (2.1) คือการนำจุดศูนย์กลางของสัมประสิทธิ์ของตัวกรองไปทับใน แต่ละพิกเซลของภาพแล้วทำการหาผลรวมของผลคูณระหว่างพิกเซลที่ถูกทับกับสัมประสิทธิ์ของตัวกรองที่อยู่ในรูปของconvolution kernelซึ่งจะมีค่าสัมประสิทธิ์ในconvolution kernel ทั้งค่าบวกและค่าลบ ทำให้ฟังก์ชันมีความแตกต่างของน้ำหนักมากขึ้น ขอบของภาพที่ชัดขึ้นนั้นคือบริเวณขอบของภาพซึ่งมีความแตกต่างของความเข้มแสงระหว่างกันมากจะสามารถผ่านตัวกรองนี้ได้

$$I_{out}(x, y) = \sum_s \sum_t I(x - s, y - t)G(s, t) \quad (13)$$

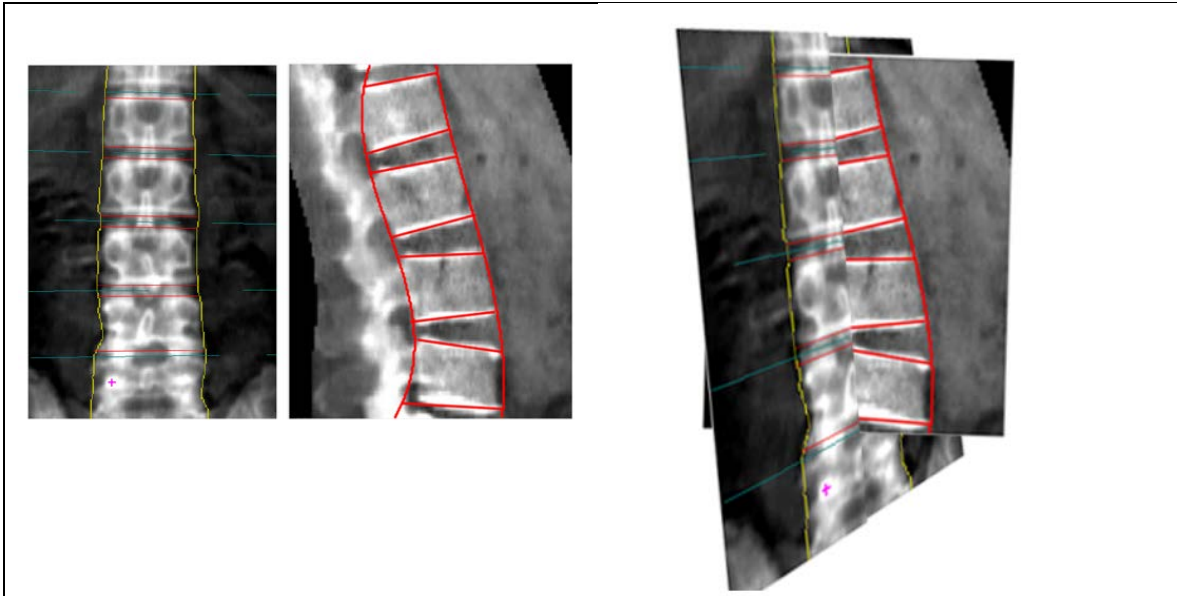
โดย

$$I(x, y) = \text{คือภาพอินพุท 1 มิติสี่ที่ตำแหน่ง } (x, y)$$

$$G(s, t) = \text{คือตัวกรองกาบอร์ขนาด } s * t$$

## 2.11 Image Registration

การยืนยันข้อมูลเป็นเทคนิคการประมวลผลภาพที่ใช้ในการจัดเรียงภาพย่อยเพื่อประกอบเป็นภาพใหญ่ หรือเป็นภาพเดี่ยว โดยเป็นการ นำเอาภาพย่อยครั้งละสองภาพซึ่งถ่ายมาจากตำแหน่งที่ใกล้เคียงกัน มาทำการจัดเรียง และประกอบกันเป็นภาพใหญ่ ภาพใหม่ โดยในภาพย่อยๆ นั้น จะต้องมีส่วนที่ทับซ้อน กันอยู่บางส่วนและจะทำเช่นนี้กับทุกๆ ภาพย่อยเพื่อให้ได้ภาพรวมใหญ่ทั้งหมดออกมาซึ่งในภาพรวมใหญ่นั้นเกิดจากรายละเอียดของภาพย่อยๆ ทั้งหมดประกอบเข้าด้วยกัน ตัวอย่างงานที่สำคัญของการทำ Image Registration คือ งานทางด้านแพทย์เช่นภาพ เอ็กซเรย์ของคนไข้ การประกอบภาพ เป็นแผนที่ของบริเวณที่ถูกถ่ายภาพ การจัดเรียงภาพถ่ายจากดาวเทียม เป็นต้น



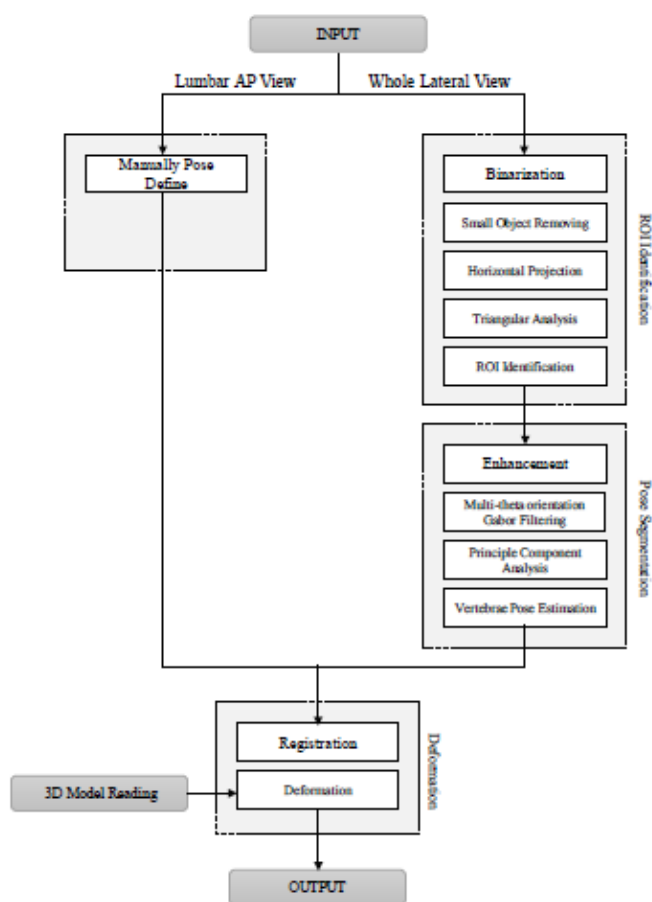
ภาพที่ 2 - 16 ตัวอย่าง Image Registration



### บทที่ 3

#### วิธีการดำเนินงาน

ในงานวิจัยนี้ได้เสนอวิธีการสร้างคีนแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังส่วนเอวของมนุษย์วิธีการที่นำเสนอประกอบด้วยสามขั้นตอนหลักในขั้นตอนแรกจะทำการดึงส่วนที่น่าสนใจของกระดูกสันหลังส่วนเอว ของมนุษย์ในขั้นตอนที่สองจะมีการประเมินกระดูกสันหลังส่วนเอวในขั้นตอนสุดท้ายจะทำการจำลองกระดูก สันหลังส่วนเอวแบบสามมิติ วิธีการสรุปที่แสดงไว้ด้านล่าง



ภาพที่ 3 - 1 วิธีการดำเนินงาน

### 3.1 Region of Interest Identification

ขั้นตอนนี้ประกอบด้วย 3 ขั้นตอนหลัก ขั้นตอนแรกภาพอินพุตจะถูกแปลงจากภาพสีเทาเป็นภาพขาวดำโดยใช้ค่า Entropy เป็นเกณฑ์จากนั้นวัตถุขนาดเล็กจะถูกลบออกขั้นตอนที่สองการหาค่าผลรวมของความสว่างในแนวนอนจะถูกใช้เพื่อแสดงรูปแบบของกระดูกสันหลัง จากนั้นนำข้อมูลที่ถูกลบออกและบนของบริเวณเอวโดยใช้การวิเคราะห์แบบสามเหลี่ยม ขั้นตอนสุดท้ายจะทำการระบุพื้นที่สนใจบริเวณส่วนเอว

#### 3.1.1 Binarization

ในการศึกษารั้งนี้ได้ใช้ภาพรังสีมัมมोगด้านข้างที่ผลิตจากเครื่องสแกน DXA เป็นภาพอินพุต กระบวนการ banalization ถูกนำไปใช้เพื่อเพิ่มความแตกต่างระหว่างวัตถุที่น่าสนใจและพื้นหลัง เพื่อให้เห็นความแตกต่างอย่างชัดเจนโดยใช้เทคนิคที่เรียกว่า "entropy value" ที่ถูกเสนอโดย Du-Yih Tsai และคณะ ใช้สำหรับวัดค่าเอนโทรปีของภาพอินพุต ค่านี้จะถูกตั้งค่าเป็นค่าเริ่มต้นเพื่อแยกพื้นหน้าออกจากพื้นหลัง ซึ่งค่า entropy ถูกกำหนดโดยสมการ

$$E(x) = - \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m P(x_{ij}) \log_2 P(x_{ij}) \quad (14)$$

เมื่อ  $x$  คือรูปภาพอินพุต  $n$  คือความกว้างของรูปภาพ  $m$  คือความสูงของรูปภาพ  $x_{ij}$  คือความเข้มของภาพระดับสีเทาและ  $P(x_{ij})$  เป็นความน่าจะเป็นของแต่ละ  $x_{ij}$

#### 3.1.2 Small objects removing

หลังจากกระบวนการ Banalization เพื่อแยกวัตถุที่น่าสนใจจากพื้นหลังโดยใช้ entropy information ยังมีวัตถุเล็กๆ ที่ไม่ได้เชื่อมต่อกันอยู่จำนวนหนึ่งอยู่ในภาพ ในการลบวัตถุขนาดเล็กเหล่านี้จะใช้การดำเนินการเปิดทางสัณฐานวิทยาตามที่กำหนดไว้ในสมการ

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (15)$$

โดยที่  $A$  คือภาพอินพุต  $B$  เป็นองค์ประกอบโครงสร้างเฉพาะ  $\ominus$  คือการกัดเซาะและ  $\oplus$  เป็นการดำเนินการขยายตามลำดับ

การดำเนินการ Opening เพื่อลบวัตถุขนาดเล็กออกจากเบื้องหน้าของรูปภาพ ในการดำเนินการนี้มีสองเทคนิคคือ Erosion และ Dilation ขั้นตอนแรกเทคนิค Erosion จะใช้ในการลบวัตถุขนาดเล็กในเบื้องหน้าซึ่งอาจลบบางส่วนของวัตถุที่น่าสนใจ ดังนั้นหลังจากขั้นตอน Erosion เทคนิค Dilation จะใช้ในการกู้คืนส่วนที่ถูก Erosion ของวัตถุที่น่าสนใจ หลังจากใช้การดำเนินการ opening ที่ไม่สามารถผ่านได้จะถูกลบออก

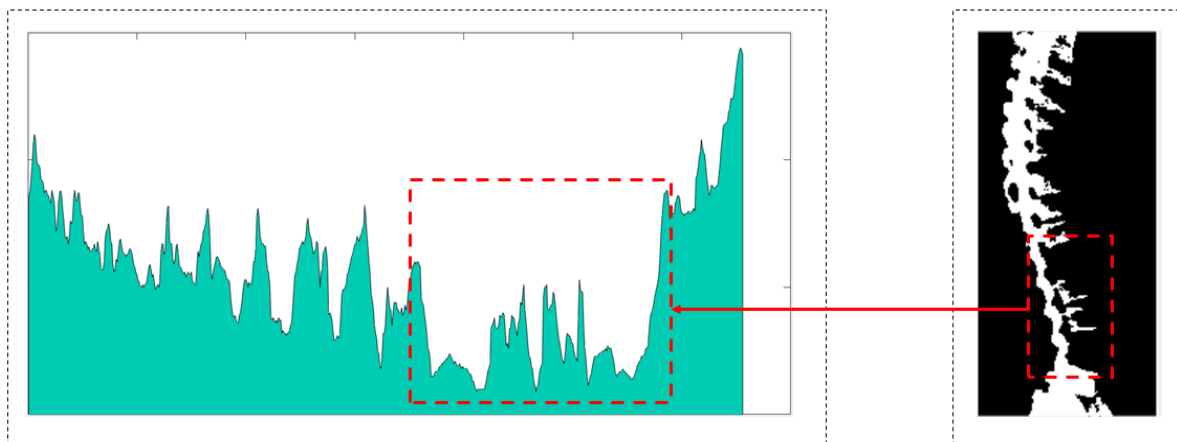
### 3.1.3 Horizontal Projection

ผลลัพธ์ของกระบวนการ pre-processing ตามที่อธิบายไว้ข้างต้นจะถูก projected เป็นกราฟอนุกรมเวลาโดยใช้การหาค่าผลรวมของความสว่างในแนวนอน การหาค่าผลรวมของความสว่างในแนวนอนเป็นการสรุปความเข้มของภาพที่แปลงข้อมูลสองมิติเป็นข้อมูลมิติเดียวเพื่อแสดงรูปแบบของพื้นที่ที่น่าสนใจ การหาค่าผลรวมของความสว่างในแนวนอนนั้นถูกกำหนดโดยสมการ

$$H_k(x) = \sum_{i=1}^n x_{k,i} \quad (16)$$

โดยที่  $k$  คือหมายเลขแถวของภาพแต่ละภาพ  $x$  คือรูปภาพอินพุตที่ประมวลผลล่วงหน้าและ  $n$  คือหมายเลขคอลัมน์ของรูปภาพ

ผลของการหาค่าผลรวมของความสว่างในแนวนอนสามารถเปิดเผยลักษณะแต่ละส่วนของกระดูกสันหลังของมนุษย์ซึ่งสามารถใช้ในการตรวจสอบส่วนเวดจ์ที่แสดงในรูปที่ 9 นั่นคือส่วนเวดจ์สามารถเห็นได้อย่างชัดเจนโดยพื้นที่จุดสูงสุดสัมพัทธ์ที่ต่ำที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณอื่นจะเห็นได้ว่าพื้นที่ต้องการมีลักษณะเหมือนยอดเขาที่ถูกล้อมรอบหรือมีลักษณะคล้ายหุบเขา

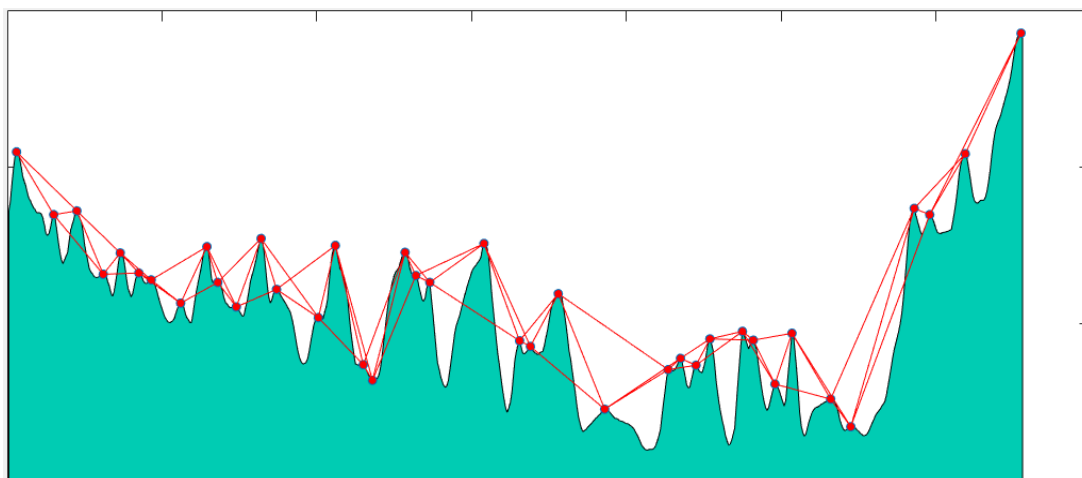


ภาพที่ 3 - 2 รูปแบบของกระบวนการการหาค่าผลรวมของความสว่างในแนวนอน

เพื่อระบุจุดสูงสุดเหล่านั้นข้อมูลสูงสุดสัมพัทธ์จะถูกใช้เพื่อค้นหาจุดสูงสุดแต่ละจุด ค่าสูงสุดสัมพัทธ์จะคำนวณตามที่กำหนดไว้ใน อย่างไรก็ตามผลลัพธ์เริ่มต้นของการคำนวณค่าสูงสุดในพื้นที่ให้คะแนนหรือจุดสูงสุดมากเกินไป ดังนั้นจึงใช้เทคนิคการปรับให้เรียบกราฟเพื่อกำจัดจุดสูงสุดที่ไม่มีนัยสำคัญเหล่านั้น

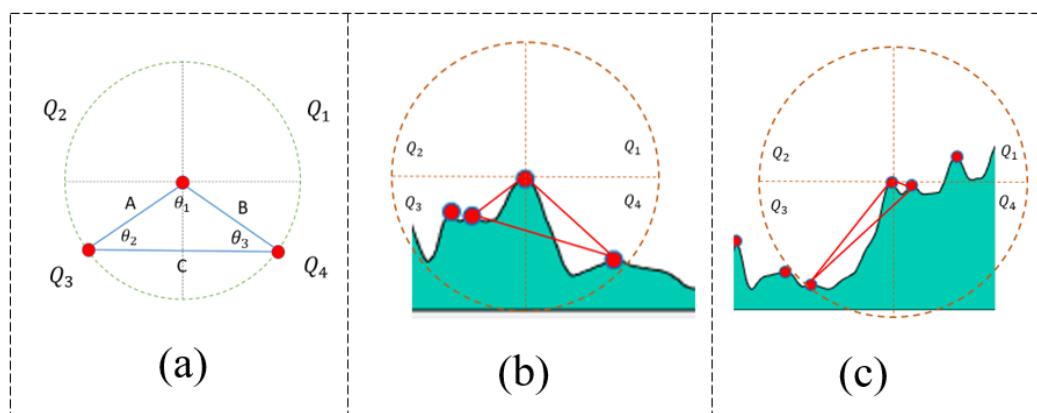
### 3.1.4 Triangular Analysis

หลังจากระบุจุดสูงสุดสัมพัทธ์แล้วความสัมพันธ์ระหว่างยอดเขาจะถูกดึงกลับมาโดยใช้รูปสามเหลี่ยมดังแสดงในรูปที่ 3-3 รูปร่างสามเหลี่ยมถูกสร้างขึ้นโดยใช้จุดสูงสุดที่มียอดเขาด้านซ้ายและขวาติดกัน วัตถุประสงค์ของรูปสามเหลี่ยมเหล่านี้ใช้เพื่อค้นหาพื้นที่หุบเขา



ภาพที่ 3 - 3 การวาดรูปสามเหลี่ยมจากจุดสัมพัทธ์ของกราฟ

สามเหลี่ยมทั้งหมดที่สร้างจากจุดสูงสุดในขั้นตอนก่อนสามารถแบ่งได้เป็น 4 รูปแบบดังนี้ a) จุดสูงสุดด้านซ้ายของจุดตรวจคือจุด quadrant 2 และจุดสูงสุดด้านขวาอยู่ใน quadrant 1 b) จุดสูงสุดด้านซ้ายของจุดตรวจคือ ใน quadrant 2 และด้านขวาสูงสุดอยู่ใน quadrant 4 c) จุดสูงสุดด้านซ้ายของจุดที่ตรวจสอบอยู่ในจุดภาคสามและด้านขวาสูงสุดอยู่ในจุดภาคที่หนึ่งและ d) จุดสูงสุดด้านซ้ายของจุดตรวจอยู่ใน Quadrant สามและด้านขวา จุดสูงสุดอยู่ในสี่ด้าน จากรูปแบบสามเหลี่ยมทั้งสี่นี้แสดงให้เห็นอย่างชัดเจนว่ารูปแบบ d) และ c) เป็นรูปแบบที่สอดคล้องกับวัตถุที่ถูกเลือกได้ดี ดังนั้นรูปแบบเหล่านี้จะถูกใช้เพื่อกำหนดส่วนแอดดังแสดงในภาพที่ 3-4

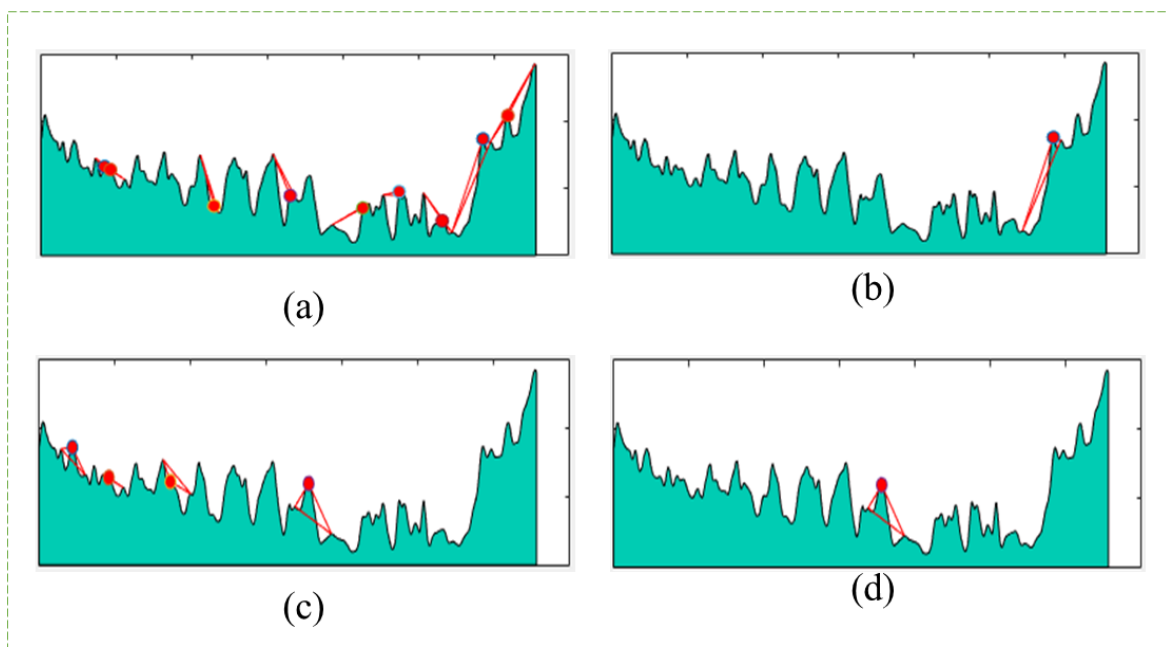


ภาพที่ 3 - 4 รูปแบบของรูปสามเหลี่ยมที่สนใจ

อย่างไรก็ตามการใช้ quadrant ที่ตั้งอยู่ของสามเหลี่ยมแต่ละรูปนั้นไม่เพียงพอที่จะระบุวัตถุที่ต้องการได้ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้คุณสมบัติอื่นเพื่อช่วยในการระบุตัวตน วิธีการที่นำเสนอใช้มุมภายในและความยาวสามเหลี่ยมเพื่อกำหนดข้อมูลที่ถูกเลือก โดยมุมภายในวัดจากกฎของโคไซน์

จากการสังเกตสามารถกำหนดขอบเขตของส่วนแอดส่วนล่างได้โดย  $\theta_2$  ซึ่งใน  $\theta_2$  นั้นจะต้องมีมุมแหลมซึ่งค่าของ  $\theta_2$  จะต้องอยู่ในช่วงของ  $\theta_2$  จะต้องอยู่ในช่วงของ  $0 < \theta_2 < 10$  นอกจากนี้  $\theta_2$  จะต้องเป็นมุมป้านซึ่งค่าของ  $\theta_2$  จะต้องอยู่ในช่วงของ  $90 < \theta_2 < 180$  ดังแสดงในรูปที่ 5 (c) จากนั้นจะทำการวัดความยาวสามเหลี่ยมของแต่ละวัตถุแล้วเปรียบเทียบกับวัตถุที่มีตัวเลือกทั้งหมดเพื่อค้นหาวัตถุที่มีค่าสูงสุดหรือความยาว A ดังแสดงใน Error! Reference source not found (b) สามเหลี่ยมที่เลือกจะถูกใช้เพื่อระบุขอบเขตล่างของส่วนแอด ในทำนองเดียวกันการกำหนดวัตถุที่ถูกเลือกสำหรับส่วนแอดด้านบนจะถูกระบุโดย  $\theta_3$  โดยที่  $\theta_3$  จะต้องเป็นมุมแหลมและค่าของมันตกลงไปในช่วงของ  $0 < \theta_3 < 45$  นอกจากนี้  $\theta_1$  จะต้องเป็นมุมป้านที่  $\theta_1$  ตกอยู่ในช่วงของ  $90 < \theta_1 < 180$  ดังแสดงในรูปที่ 5 (b) วัตถุตัวเลือกที่มีความยาวสูงสุด B นั้นถูก

เลือกเป็นรูปสามเหลี่ยมที่เลือกซึ่งใช้เพื่อค้นหาขอบเขตบนของส่วนเวรดังแสดงในรูปที่ 6 (d) อัลกอริทึมสำหรับการค้นหาวัตถุที่ถูกเลือกนั้นแสดงในภาพที่ 3-5



ภาพที่ 3 - 5 ค้นหาสามเหลี่ยมจากข้อมูลที่ถูกเลือกที่เป็นไปได้ทั้งหมด

---

### Algorithm 1 Candidates Selection

---

**Require:** *Triangles*

**Ensure:** *Boundary*

```

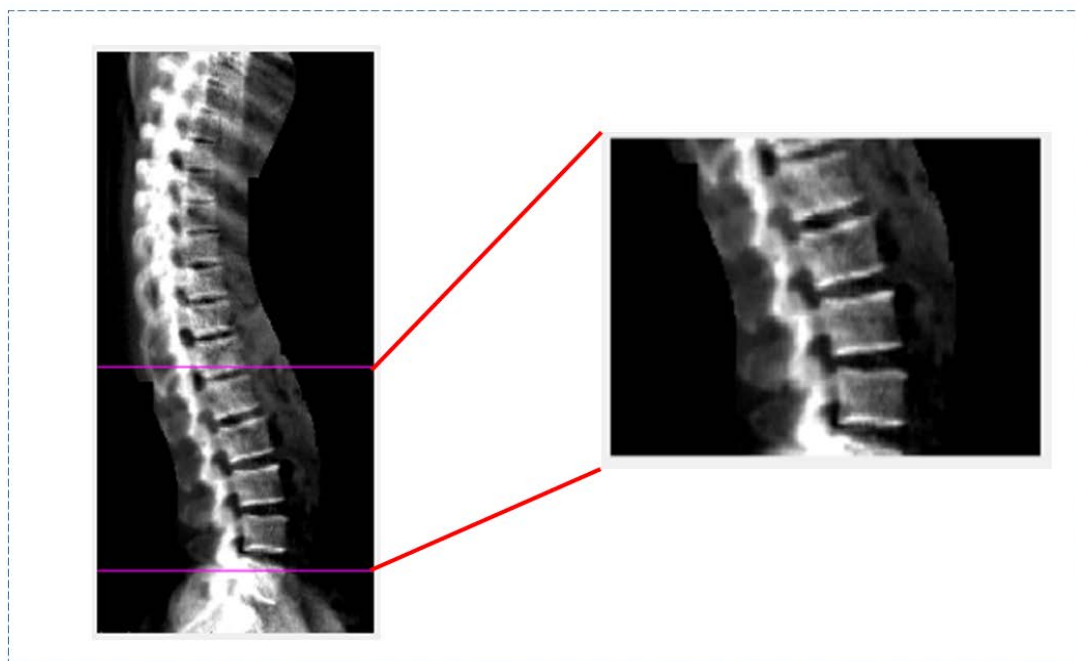
1: for  $i = 1 : \text{size}(\text{triangles})$  do
2:    $\text{angles} = \text{anglecalculator}(\text{triangle}(i))$ 
3:    $\text{minangle} = \text{min}(\text{angles}(1))$ 
4:    $n = 1$ 
5:   if  $\text{minangles} \geq 0$  AND  $\text{minangles} \leq 45$  then
6:      $\text{candidates}(n) = \text{triangles}(i)$ 
7:      $n++$ 
8:    $\text{maxdistance} = \text{min}(\text{candidates}(i,2))$ 
9:   for  $i = 1 : \text{size}(\text{candidates})$  do
10:    if  $\text{maxdistance} = \text{candidates}(i,2)$  then
11:       $\text{boundary} = \text{candidates}(i)$ 

```

---

ภาพที่ 3 - 6 สรุปวิธีการเลือกข้อมูล

หลังจากได้รับข้อมูลสำหรับการค้นหาขอบเขตทั้งบนและล่างจากนั้นข้อมูลเหล่านี้จะถูกใช้เพื่อแบ่งส่วนช่วงเวรจากภาพอินพุตดั้งเดิมดังแสดงในรูปที่ 3-7



ภาพที่ 3 - 7 ROI ของกลุ่มกระดูกสันหลังส่วนเอวของมนุษย์

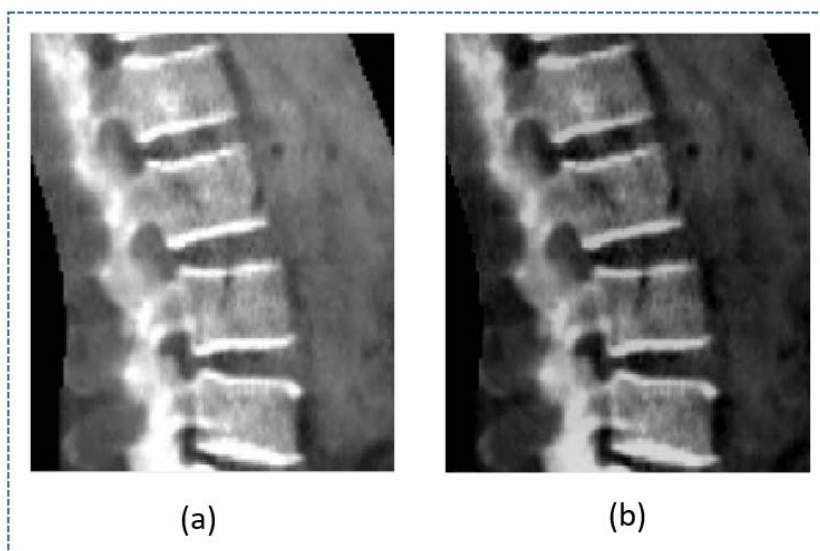
### 3.2 Vertebrae Pose Estimation

ในส่วนของวิธีที่เสนอการประเมินค่าของกระดูกสันหลังในภาพรังสีต่ำจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 6 ซึ่งขั้นตอนวิธีเริ่มต้นจากการปรับปรุงภาพอินพุตโดยใช้การกรอง Top-Hat จากนั้นใช้ตัวกรอง Gabor ในการวางแนว Multi-theta เพื่อแยกวัตถุในแต่ละทิศทางที่เฉพาะเจาะจง หลังจากนั้นวัตถุขนาดเล็กที่ไม่มีนัยสำคัญจะถูกลบออก ประการที่สองรูปทรงเรขาคณิตวงรีถูกสร้างขึ้นโดยใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลักเพื่อกำหนดกระดูกสันหลังให้เกิดพื้นที่และการวางแนวแต่ละแบบ ในที่สุดจะได้กระดูกสันหลังที่ถูกระบุไว้

#### 3.2.1 Image Enhancement using Top-Hat filter

เนื่องจากการลบพื้นหลังด้วยวิธีการ opening นั้นยังไม่สามารถกำจัดพื้นหลังออกไปได้อย่างหมดสิ้น จึงต้องทำการใช้ตัวกรอง Top-Hat เพื่อที่จะลบพื้นหลังออกจากภาพซึ่งฟิลเตอร์นี้ทำหน้าที่เหมือนฟิลเตอร์กรองความถี่สูงและแยกส่วนที่สว่างออก จากนั้นลบส่วนที่มีมืดของภาพดังแสดงในผลลัพธ์ภาพที่แสดงในรูปที่

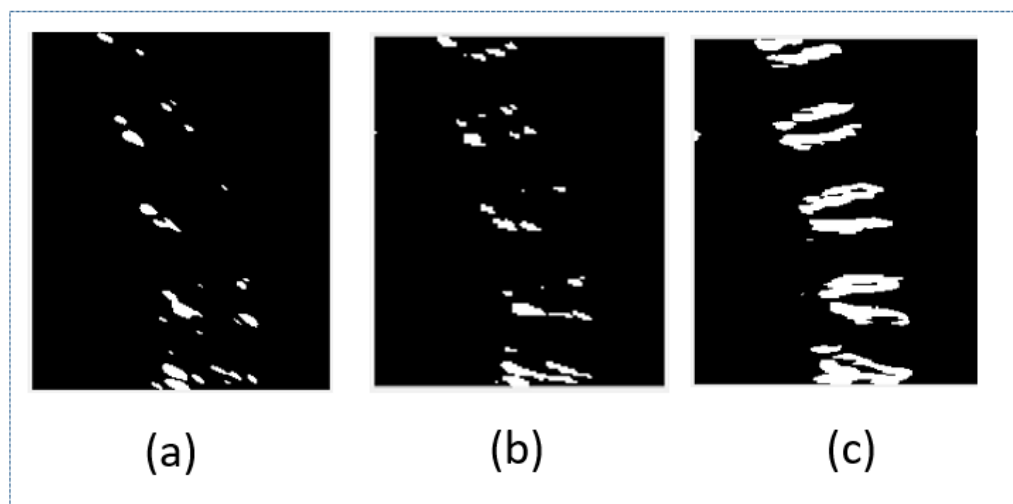
3-8



ภาพที่ 3 - 8 (a) ภาพอินพุตดั้งเดิมและ (b) ผลลัพธ์จากการกรอง Top-Hat

### 3.2.2 Multi-theta Orientation Gabor Filter

ดังที่แสดงในสมการ 13 ตัวกรอง Gabor ใช้เพื่อแยกวัตถุในองศาที่เฉพาะเจาะจง อย่างไรก็ตามวัตถุที่น่าสนใจ (Vertebrae posed) ในชุดข้อมูลนี้จะปรากฏในระดับการวางแนวที่หลากหลาย ดังนั้นจึงใช้ตัวกรอง Multi-theta Orientation Gabor เพื่อแยกวัตถุในหลาย ๆ องศา



ภาพที่ 3 - 9 ตัวอย่างของการใช้ตัวกรอง Gabor กับภาพระดับสีเทาดั้งเดิม (a), ผลลัพธ์ของตัวกรอง Gabor ด้วย  $\theta = 0$  (b) และผลลัพธ์ของตัวกรอง Gabor ด้วย  $\theta = 90$  (c)



ดังภาพที่แสดงในภาพที่ 3-9 (a) และภาพที่ 3-9 (b) ภาพผลลัพธ์ของตัวกรอง Gabor ด้วย  $\theta = 60$  และ  $\theta = 90$  สามารถทำให้เห็นวัตถุที่สนใจเพียงไม่กี่ส่วน ดังนั้นรูปภาพผลลัพธ์ของตัวกรอง Gabor ในช่วง  $\theta = 60$  และ  $\theta = 120$  จะถูกรวมเป็นภาพผลลัพธ์ดังที่แสดงในรูปที่ 7 (c) และสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 11

$$I_{mgb}(\theta_1, \theta_2) = \sum_{i=\theta_1}^{\theta_2-1} \{I_{gb}(i) \cup I_{gb}(i+1)\} \quad (17)$$

ให้  $I_{mgb}$  เป็นรูปภาพผลลัพธ์ของตัวกรอง Multi-theta Orientation Gabor  $\theta_1, \theta_2$  เป็นฟังก์ชันองศาเริ่มต้นและองศาสุดท้ายของตัวกรอง Gabor ตามลำดับและ  $I_{gb}$  เป็นภาพผลลัพธ์ของฟังก์ชันตัวกรอง Gabor ที่อธิบายดังในสมการที่ 15

---

**Algorithm Gabor Filtering**

---

**Require** : sigma, theta, lambda, psi, gamma

**Ensure** : gb (Gabor Filter)

```

1:  sigma_x = sigma
2:  sigma_y = sigma/gamma
3:  nstds = 3
4:  xmax = max(abs(nstds*sigma_x*cos(theta)),
              abs(nstds*sigma_y*sin(theta)))
5:  xmax = ceil(max(1, xmax))
6:  ymax = max(abs(nstds*sigma_x*sin(theta)),
              abs(nstds*sigma_y*cos(theta)))
7:  ymax = ceil(max(1, ymax))
8:  xmin = -xmax; ymin = -ymax
9:  [x, y] = meshgrid(xmin:xmax, ymin:ymax)
10: x_theta = x*cos(theta)+y*sin(theta)
11: y_theta = -x*sin(theta)+y*cos(theta)

```

ภาพที่ 3 - 10 วิธีการกรองด้วย Gabor filtering

---

**Algorithm Multi-theta orientation Gabor Filtering**

---

**Require** : initTheta, stopTheta, step, img

**Ensure** : output\_img

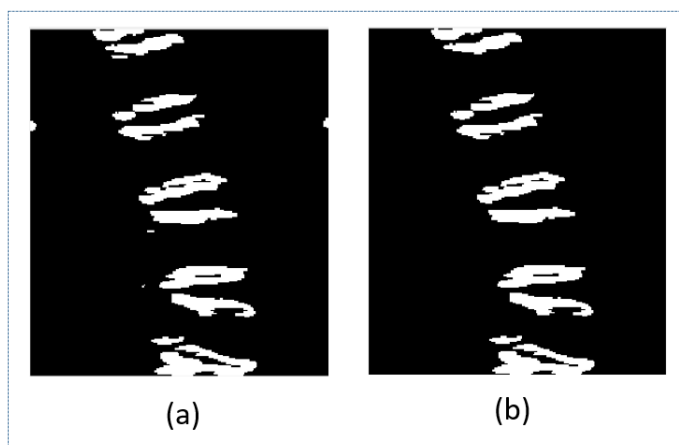
```

1:  For i = initTheta : step : stopTheta
2:      Bw = gabor_filter(img, i)
3:      Output_img = merge(output_img, bw)
4:  endfor

```

ภาพที่ 3 - 11 รูปที่ 18 วิธีการกรองด้วย Multi-theta Gabor

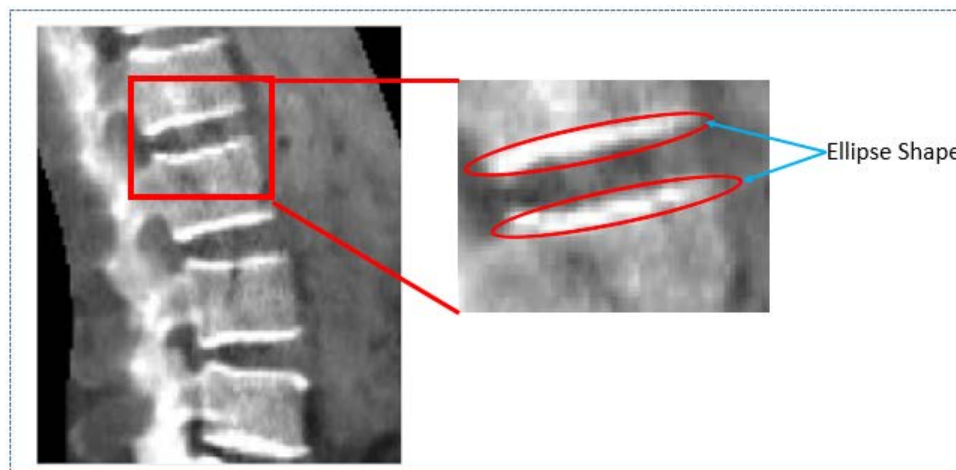
จากนั้นจะทำการปรับปรุงสัญญาณภาพด้วยวิธีการ opening เพื่อลบวัตถุขนาดเล็กออกอย่างไม่มีนัยสำคัญในภาพผลลัพธ์ที่เป็นภาพขาว-ดำจากตัวกรอง multi-theta orientation Gabor filter สามารถอธิบายลักษณะของภาพเริ่มต้น และภาพผลลัพธ์จากการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยใช้การปรับปรุงสัญญาณของภาพจะแสดงด้านล่าง



ภาพที่ 3 - 12 ภาพผลลัพธ์จากการกรอง multi-theta Gabor (a) และภาพที่ถูกลบสัญญาณรบกวน (b)

### 3.2.3 Geometric-Ellipse Shape Analysis

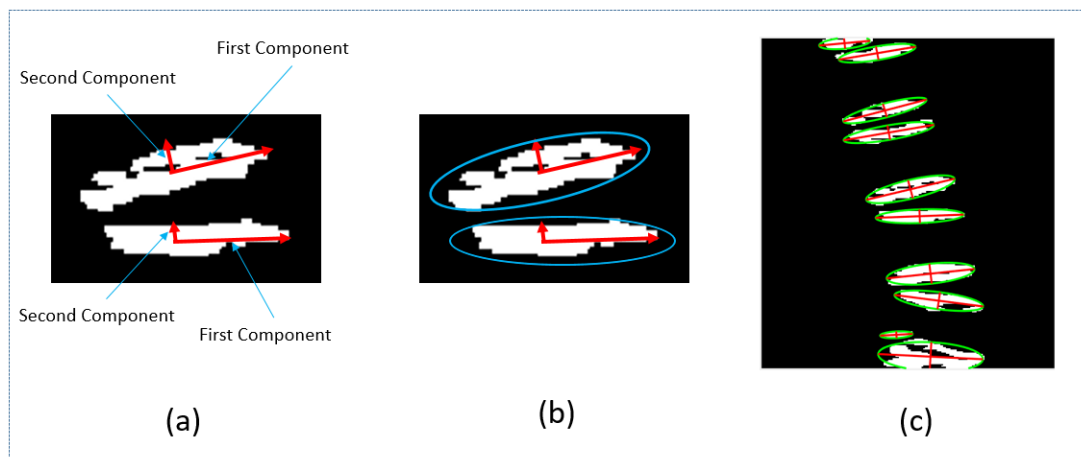
จากการสังเกตรูปร่างของกระดูกสันหลังส่วนเอวของมนุษย์มีลักษณะคล้ายกับรูปวงรีดังแสดงในรูปที่ 3-13



ภาพที่ 3 - 13 รูปวงรีคือบริเวณของกระดูกสันหลังของมนุษย์

หลังจากลบวัตถุขนาดเล็กออก จากนั้นได้นำวงรีเชิงเรขาคณิตไปใช้ในการวิเคราะห์รูปร่างของกระดูกสันหลัง เมื่อวัตถุในภาพมีป้ายกำกับวัตถุรูปร่างวงรีจะถูกสร้างขึ้นโดยใช้จุดที่อยู่ตรงกลางของแต่ละวัตถุเป็นจุดศูนย์กลางของแต่ละวงรี การวิเคราะห์ด้วยวงรีนี้ถูกใช้เพื่อแยกความแตกต่างระหว่างรูปแบบ

โครงสร้างกระดูกที่แตกต่างกัน โดยใช้การวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (PCA) แกนหลัก แกนรองและการวางแนวของแต่ละวัตถุจะถูกคำนวณ องค์ประกอบแรกและองค์ประกอบที่สองของแต่ละวัตถุกลายเป็นแกนหลักของวงรีและแกนย่อยตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 3 - 14



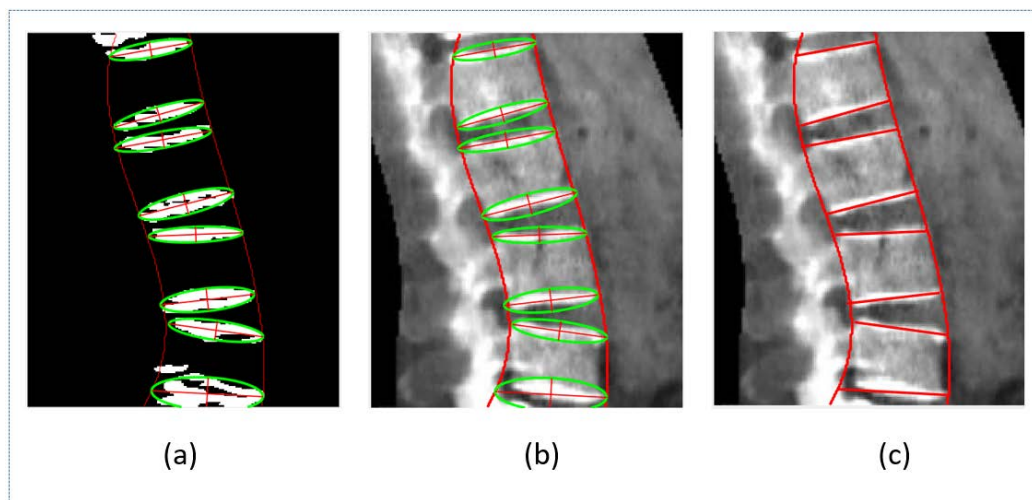
ภาพที่ 3 - 14 องค์ประกอบที่หนึ่งและที่สองของแต่ละวัตถุ (a) ใช้รูปร่างวงรีโดยใช้องค์ประกอบแรกและองค์ประกอบที่สอง (b) วงรีทั้งหมดที่มีแกนหลักและแกนรอง

หลังจากได้ข้อมูลที่ถูกเลือกแล้ว จากนั้นขอบเขตด้านซ้ายและขวาของแต่ละท่าทางของกระดูกสันหลังจะถูกประเมินโดยใช้พหุนามที่มีระดับสามเป็นดังที่แสดงในรูปที่ 3-14 (a) Curve fitting สามารถกำหนดได้ดังต่อไปนี้

$$P(x) = P_1x^n + P_2x^{n-1} + \dots + P_nx^n + P_{n+1} \quad (18)$$

$$y = P_1x^n + P_2x^{n-1} + \dots + P_nx^n + P_{n+1} \quad (19)$$

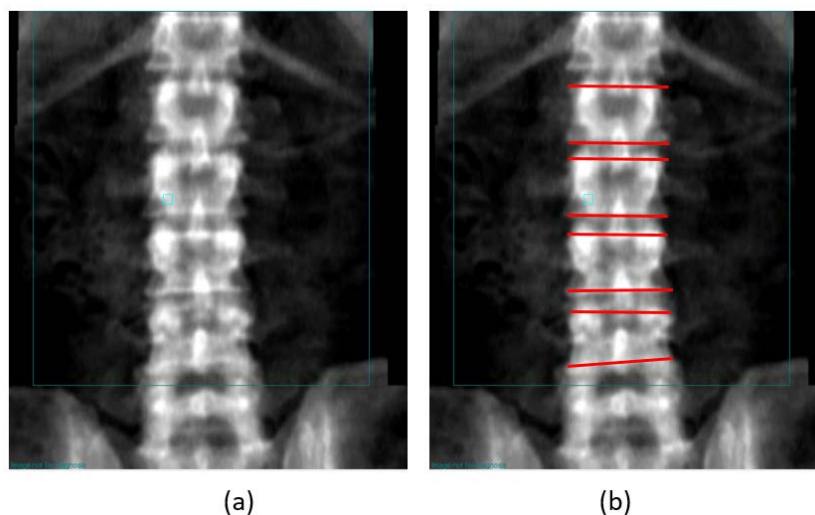
เมื่อ  $P(x)$  เป็นสัมประสิทธิ์  $y$  คือค่าของพหุนาม  $n$  คือระดับพหุนาม ในการวิจัยนี้ระดับเท่ากับ 3 เนื่องจากโครงสร้างกระดูกสันหลังมีรูปร่างโค้งงอ พิกัดแกนหลักของแต่ละวงรีด้านขวาและซ้ายใช้เพื่อให้พอดีกับเส้นโค้ง จากนั้นท่าทางของกระดูกสันหลังจะถูกประเมินดังแสดงในรูปที่ 3-15 (c)



ภาพที่ 3 - 15 ข้อมูลที่ถูกเลือกและการประมาณขอบเขตกระดูกสันหลังโดยใช้การปรับโค้งในภาพขาว-ดำ (a) ข้อมูลที่ถูกเลือกและการประมาณขอบเขตกระดูกสันหลังโดยใช้การปรับโค้งในภาพสีเทา (b), ผลลัพธ์สุดท้ายของการประมาณท่าทางกระดูกสันหลัง (c)

### 3.2.4 Anterior-Posterior (AP) View lumbar vertebrae pose estimation

การทำท่ากระดูกสันหลังแต่ละครั้งนั้นกำหนดด้วยมือดังรูปที่แสดงด้านล่าง



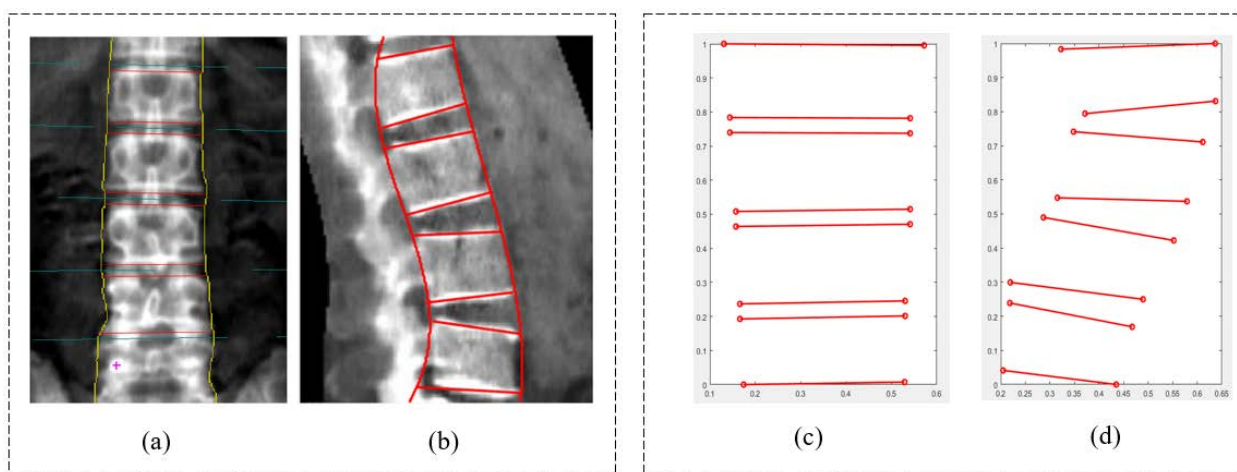
ภาพที่ 3 - 16 มุมมอง AP ดั้งเดิม (a) และการระบุตำแหน่ง Pose ด้วยตนเอง (b)

### 3.3 Three-dimensional Model Deformation

ขั้นตอนนี้แบ่งออกเป็น 2 ขั้นตอน ประกอบด้วย registration และ deformation ในขั้นตอน registration การประมาณข้อกระดูกของกระดูกสันหลังส่วนเอวเป็นการยืนยันข้อมูลเพื่อกำหนดตำแหน่งและมุมของแต่ละข้อ ในขั้นตอน deformation เทมเพลตโมเดลสามมิติถูกอ่านเข้ามาในโปรแกรมโดยใช้ข้อมูลจากการยืนยันข้อมูล

#### 3.3.1 Registration

ในการทำโมเดลสามมิติจากภาพสองมิติ ในจุดเดียวกันของแต่ละภาพจะทำการยืนยันข้อมูลจุด วิธีการนี้เรียกว่าการยืนยันข้อมูลภาพ ในขั้นตอนนี้ข้อกระดูกสันหลังที่ทำการประมาณค่าก่อนหน้านี้ (ทั้งมุม AP และมุม Lateral) ถูกนำมาใช้ในการยืนยันข้อมูลมุมด้าน AP ดังรูปข้างล่าง



ภาพที่ 3 - 17 AP Side vertebrae pose identification manually (a), Lateral side vertebrae identification (b), normalized position of AP Side, and Normalized of lateral side (d)

ข้อกระดูกสันหลังที่ทำการประมาณก่อนหน้านี้มีมิติและขนาดที่แตกต่างกัน ดังนั้นทำการ normalization ข้อกระดูกในอยู่ในช่วง 0 และ 1 หลังจากนั้นข้อกระดูกสันหลังจะทำการยืนยันข้อมูลซึ่งกันและกัน ดังสมการ normalization equation

$$X_{\text{norm}} = \frac{X - X_{\text{min}}}{X_{\text{max}} - X_{\text{min}}} \quad (20)$$

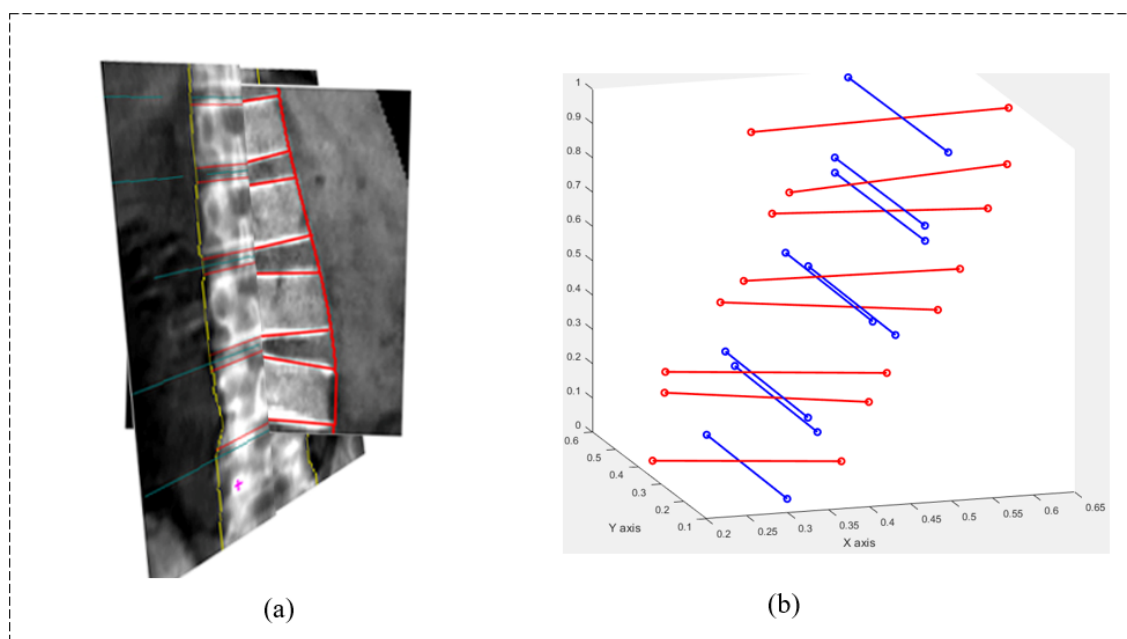
โดยที่

$X_{norm}$  คือข้อมูลที่ผ่านกระบวนการ normalization

$X$  คือข้อมูลต้นฉบับ

$X_{min}$  คือเป็นค่าต่ำสุดของ  $X$

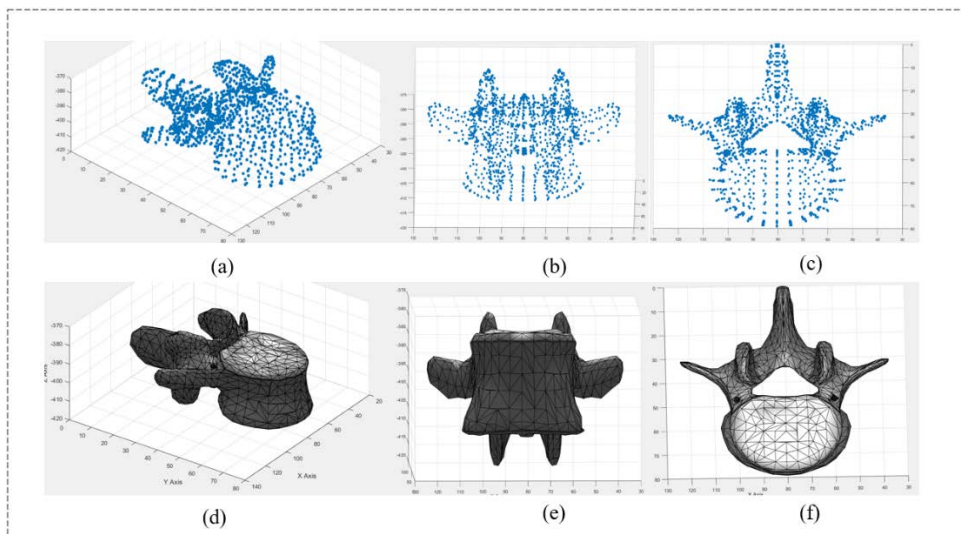
$X_{max}$  คือเป็นค่าสูงสุดของทั้งหมด  $X$



ภาพที่ 3 - 18 Registration of AP Side and Lateral Side

### 3.3.2 Deformation

ในขั้นตอนนี้ เทมเพลตโมเดลสามมิติของกระดูกสันหลังมนุษย์ ถูกนำมาใช้เพื่อสร้างโมเดลกระดูกสันหลังส่วนเอวจาก L1 ถึง L4 ไฟล์เทมเพลตจะมี vertices และ polygon-faces ของกระดูกสันหลังส่วนเอวในพื้นที่สามมิติพื้นผิวของโมเดลที่สร้างขึ้นแสดงในรูปที่ 3-19



ภาพที่ 3 - 19 Imported template as scatter plot (a) (b) and (c), surface plotted template (d), (e) and (f)

โครงสร้างของไฟล์เทมเพลตที่นำเข้ามาแสดงอยู่ด้านล่าง

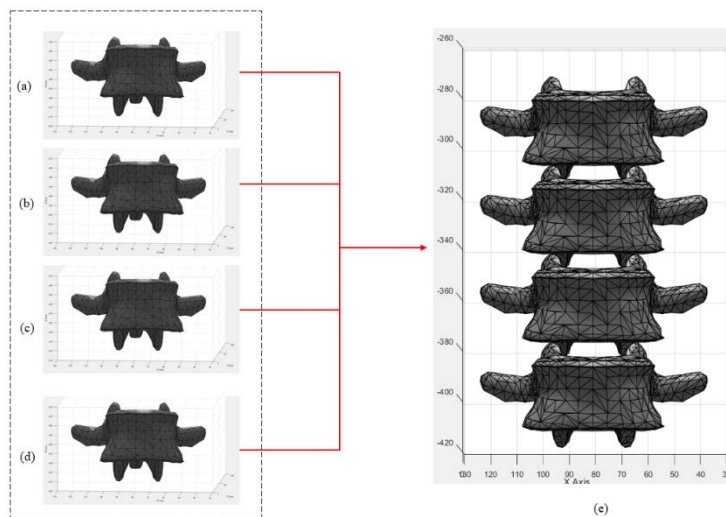
```

A      B
vn -2.496869 4.792919 0.732155
v 58.964951 49.612003 -387.461609 0.749020 0.749020 0.749020
vn -5.583467 2.015673 -1.034568
v 58.266953 51.176003 -388.149597 0.749020 0.749020 0.749020
.
.
vn -3.049085 0.606142 0.861449
v 59.122952 47.650002 -387.599609 0.749020 0.749020 0.749020
f 1//1 3//3 2//2
f 4//4 2//2 3//3
.
.
D      C
f 96//96 94//94 107//107
f 108//108 107//107 94//94
    
```

ภาพที่ 3 - 20 List of vertex normal (A), List of alpha value default to 1.0 (B), List of geometric vertices (C), and Polygonal face element (F)

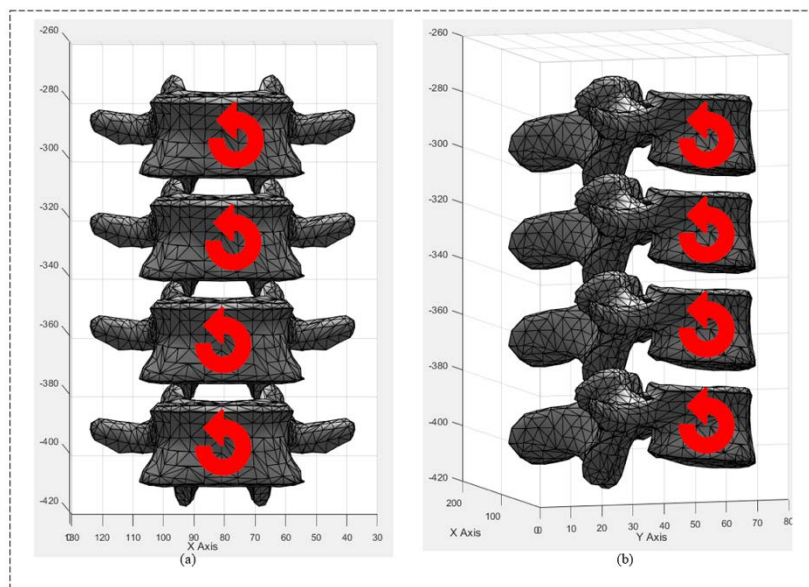
รูปแบบไฟล์ OBJ เป็นรูปแบบข้อมูลตัวอย่างที่แสดงถึงรูปทรงเรขาคณิต 3 มิติ คือตำแหน่งของแต่ละจุด vertex UV position ของพื้นผิวแต่ละจุด vertex ของพิกัด จุด vertex ทั่วไปและด้านที่กำหนดให้แต่

ลัษรที่กำหนดไว้เป็นรายการของจุด vertex และจุด vertex เนื้อสัมผัสจุด vertex จะถูกจัดเก็บเป็นลำดับทวนเข็มนาฬิกาตามค่าเริ่มต้น พิกัด OBJ ไม่ใช่หน่วย แต่ไฟล์ OBJ สามารถมีข้อมูลในรดับที่ที่มนุษย์อ่านได้ หลังจากนำเข้าเทมเพลตการสร้างกระดูกสันหลังส่วนเอวถูกสร้างขึ้นดังแสดงในรูปที่ 3-21



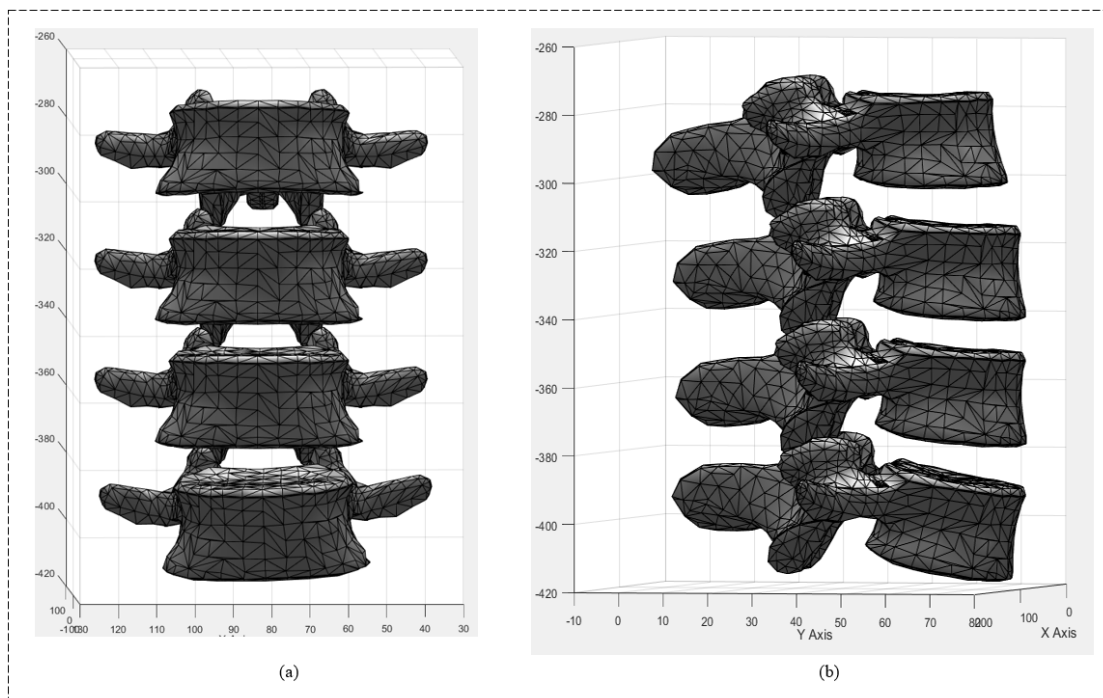
ภาพที่ 3 - 21 โครงสร้างกระดูกสันหลังของมนุษย์จากเทมเพลตที่นำเข้า

หลังจากสร้างกระดูกสันหลังกระดูกสันหลังแต่ละหลังจะถูกหมุน มุมการหมุนได้จากขั้นตอนยืนยันข้อมูล



ภาพที่ 3 - 22 การหมุนของกระดูกสันหลังแต่ละอัน





ภาพที่ 3 - 23 ผลลัพธ์จากการหมุนของแต่ละอัน

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

จากขั้นตอนการดำเนินงานในบทที่ 3 จะประกอบไปด้วย 3 ขั้นตอนหลัก ซึ่งแต่ละขั้นตอนจะสามารถวัดประเมินผลโดยวิธีที่ต่างกันในขั้นตอนแรกจะวัดประสิทธิภาพโดยภาพถ่ายรังสี X-ray ทั้งหมด 70 ภาพที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพรังสีเอ็กซเรย์ระดับต่ำ (DXA) ซึ่งภาพเก็บรวบรวมจากโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพา ในชุดข้อมูลที่เก็บรวบรวมมาประกอบไปด้วยภาพ 3 ระดับ ได้แก่ คุณภาพดี คุณภาพกลาง และคุณภาพแย่ ผลการทดลองที่ได้จะวัดผลกับผลเฉลย (Ground-truth) ที่จากผู้เชี่ยวชาญ

#### 4.1 การแบ่งส่วนพื้นที่ที่สนใจ (Region of Interest Segmentation)

ในขั้นตอนนี้มุ่งเน้นไปที่การแบ่งส่วนพื้นที่ที่สนใจจากรูปภาพทั้งหมด ซึ่งในภาพต้นฉบับจะมีสัญญาณรบกวนและส่วนประกอบอื่นๆ ของภาพที่ไม่ต้องการ ดังนั้นเพื่อที่จะง่ายต่อการประมาณข้อกระดูกในขั้นตอนต่อไปจึงต้องทำการระบุพื้นที่ที่สนใจก่อน ซึ่งสามารถวัดผลได้ดังต่อไปนี้

##### 4.1.1 การหาความผิดพลาดของพื้นที่ทับซ้อน (Area Overlapping Error)

ในการวัดผลโดยใช้ Area Overlapping Error หรือ AO คือการวัดความแตกต่างของพื้นที่ผลลัพธ์และพื้นที่ขงผลเฉลย ซึ่งสามารถคำนวณได้โดยใช้สมการที่ 20

$$J(A, B) = \frac{|A \cap B|}{|A \cup B|} \quad (21)$$

โดยที่

$A$  คือ รูปภาพต้นฉบับ

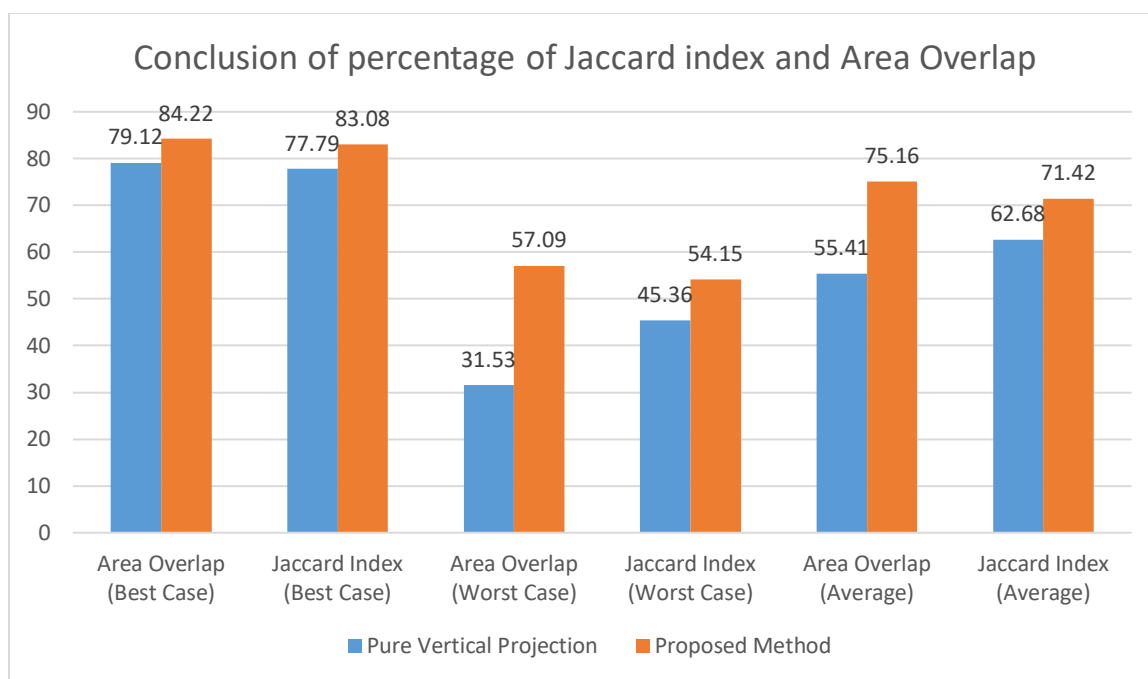
$B$  คือ รูปภาพผลลัพธ์

ตารางที่ 4 ผลการวัดประเมินผลโดยใช้ Area Overlap Error และ Jaccard Index

| Image | Pure Vertical Projection |              | Triangular Analysis |              |
|-------|--------------------------|--------------|---------------------|--------------|
|       | Jaccard index            | Area Overlap | Jaccard index       | Area Overlap |
| 1     | 45.36                    | 31.53        | 88.15               | 88.09        |
| 2     | 77.79                    | 79.12        | 83.08               | 84.22        |
| 3     | 88.68                    | 83.41        | 63.42               | 60.16        |
| 4     | 72.48                    | 73.64        | 83.71               | 84.81        |
| 5     | 79.84                    | 81.14        | 77.54               | 80.67        |
| 6     | 82.52                    | 83.45        | 84.70               | 85.24        |
| 7     | 83.61                    | 84.44        | 83.44               | 84.46        |
| 8     | 55.02                    | 63.16        | 83.42               | 85.15        |
| 9     | 77.72                    | 80.16        | 77.20               | 80.02        |
| 10    | 82.26                    | 82.64        | 80.20               | 82.21        |
| .     |                          |              |                     |              |
| .     |                          |              |                     |              |
| .     |                          |              |                     |              |
| 65    | 84.09                    | 84.38        | 83.66               | 83.99        |
| 66    | 87.70                    | 86.91        | 83.06               | 84.56        |
| 67    | 73.78                    | 75.49        | 83.37               | 84.66        |
| 68    | 82.31                    | 83.12        | 78.98               | 80.92        |
| 69    | 58.40                    | 68.02        | 81.43               | 83.40        |
| 70    | 79.64                    | 78.49        | 84.71               | 84.24        |

ตารางที่ 5 สรุปผลการวัดประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีโดยใช้ Area Overlapped Error และ Jaccard Index

|         | Pure Vertical Projection |              | Triangular Analysis |              |
|---------|--------------------------|--------------|---------------------|--------------|
|         | Jaccard index            | Area Overlap | Jaccard index       | Area Overlap |
| Least   | 45.36                    | 31.53        | 54.15               | 57.09        |
| Most    | 77.79                    | 79.12        | 83.08               | 84.22        |
| Average | 62.68                    | 55.41        | 71.42               | 75.16        |



ภาพที่ 4 - 1 Conclusion of percentage of Jaccard index and Area Overlap

#### 4.1.2 Confusion Matrix

จากขั้นตอนในการระบุพื้นที่ที่สนใจ ชุดข้อมูลจากมหาวิทยาลัยบูรพาถูกจำแนกออกเป็นลักษณะต่างๆ ตามคุณภาพของรูปภาพ ได้แก่ ดี กลาง เลว ตามลำดับ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนการแบ่งส่วนพื้นที่ที่สนใจจะถูกวัดผลอีกหนึ่งวิธีเพื่อยืนยันผลการดำเนินงานด้วย Confusion Matrix ซึ่งสามารถแสดงได้ดังตาราง 6

ตารางที่ 6 ผลการวัดประสิทธิภาพโดยใช้ Confusion Matrix

| <b>Image</b> | <b>TP</b> | <b>FN</b> | <b>TN</b> | <b>FP</b> |
|--------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 1            | 0         | 0         | 1         | 0         |
| 2            | 0         | 0         | 0         | 1         |
| 3            | 0         | 0         | 1         | 0         |
| 4            | 0         | 0         | 1         | 0         |
| 5            | 0         | 0         | 0         | 1         |
| 6            | 0         | 0         | 0         | 1         |
| 7            | 0         | 0         | 1         | 0         |
| 8            | 0         | 0         | 1         | 0         |
| 9            | 0         | 0         | 1         | 0         |
| 10           | 0         | 0         | 0         | 1         |
| 11           | 0         | 0         | 0         | 1         |
| 12           | 1         | 0         | 1         | 0         |
| 13           | 1         | 0         | 0         | 1         |
| 14           | 0         | 0         | 0         | 1         |
| 15           | 0         | 0         | 0         | 1         |
| 16           | 0         | 0         | 1         | 0         |
| 17           | 1         | 0         | 1         | 0         |
| 18           | 0         | 0         | 0         | 1         |
| 19           | 0         | 0         | 0         | 1         |
| .            |           |           |           |           |
| .            |           |           |           |           |

|    |   |   |   |   |
|----|---|---|---|---|
| .  |   |   |   |   |
| 63 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 64 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 65 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 66 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 67 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| 68 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 69 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| 70 | 0 | 1 | 0 | 0 |

#### 4.2 Vertebrae Pose Identification

ในการวัดประสิทธิภาพการทำงานของขั้นตอนระบุพื้นที่บริเวณข้อกระดูกจะถูกวัดประเมินผลโดยใช้ Confusion Matrix เพื่อหาค่าความถูกต้อง (Accuracy) ค่าความเที่ยงตรง (Precision) และค่าความเจาะจง (Specificity) ซึ่งแสดงตัวอย่างการวัดประสิทธิภาพดังตารางที่ 7

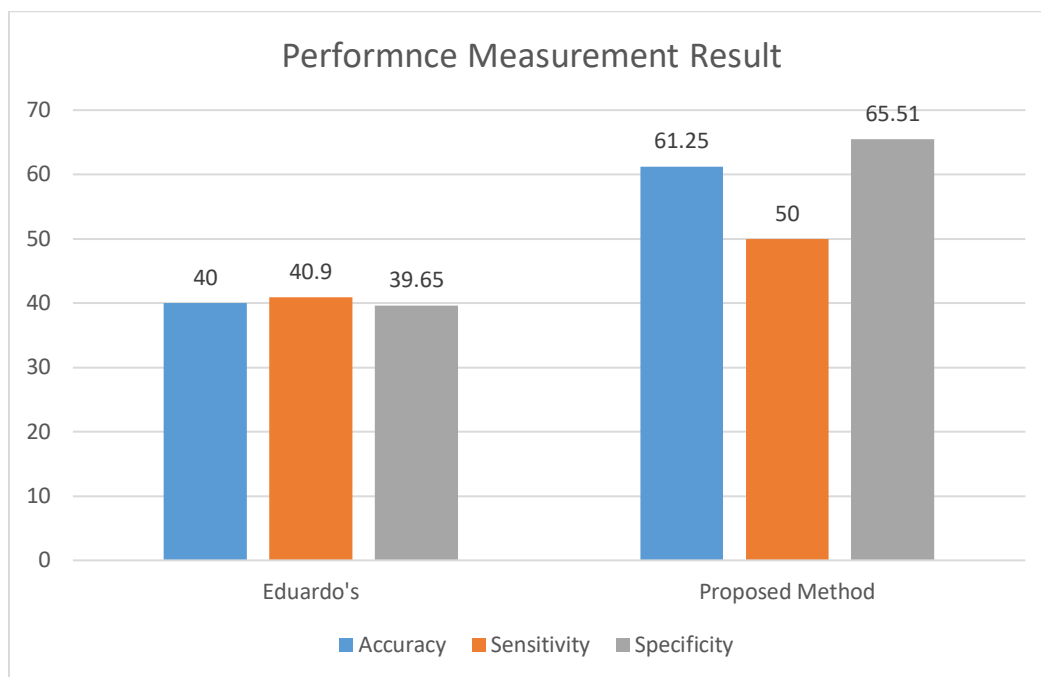
ตารางที่ 7 ผลการวัดประสิทธิภาพของขั้นตอนระบุตำแหน่งข้อกระดูก

| Image | TP | FN | TN | FP |
|-------|----|----|----|----|
| 1     | 0  | 0  | 1  | 0  |
| 2     | 0  | 0  | 0  | 1  |
| 3     | 0  | 0  | 1  | 0  |
| 4     | 0  | 0  | 1  | 0  |
| 5     | 0  | 0  | 0  | 1  |
| 6     | 0  | 0  | 0  | 1  |
| 7     | 0  | 0  | 1  | 0  |
| 8     | 0  | 0  | 1  | 0  |
| 9     | 0  | 0  | 1  | 0  |
| 10    | 0  | 0  | 1  | 0  |

|    |   |   |   |   |
|----|---|---|---|---|
| .  |   |   |   |   |
| .  |   |   |   |   |
| .  |   |   |   |   |
| 65 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 66 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 67 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| 68 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 69 | 0 | 1 | 0 | 0 |
| 60 | 0 | 1 | 0 | 0 |

ตารางที่ 8 สรุปผลการวัดประสิทธิภาพของขั้นตอนการระบุตำแหน่งข้อกระดูก

| <b>Measurement</b> | <b>Eduardo's</b> | <b>Proposed Method</b> |
|--------------------|------------------|------------------------|
| Accuracy           | 40.00%           | 61.25%                 |
| Sensitivity        | 40.90%           | 50.00%                 |
| Specificity        | 39.65%           | 65.51%                 |



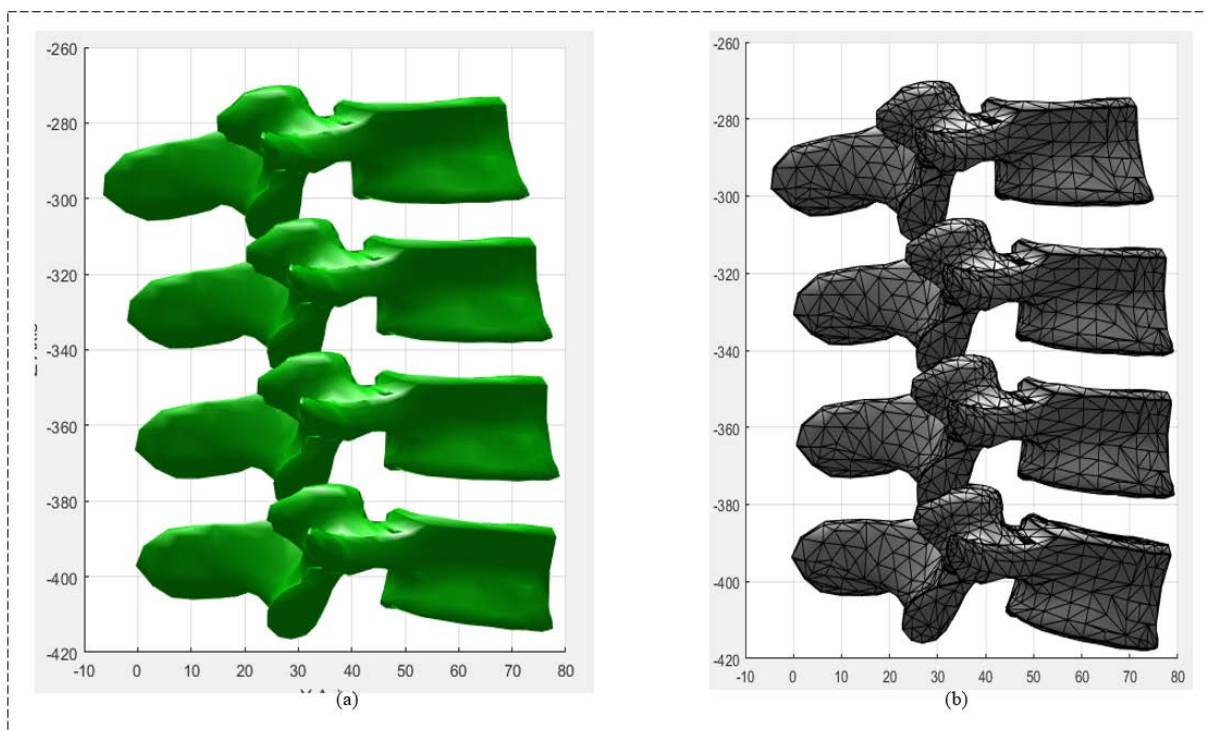
ภาพที่ 4 - 2 Performance Measurement Result

### 4.3 Three-Dimensional Deformation

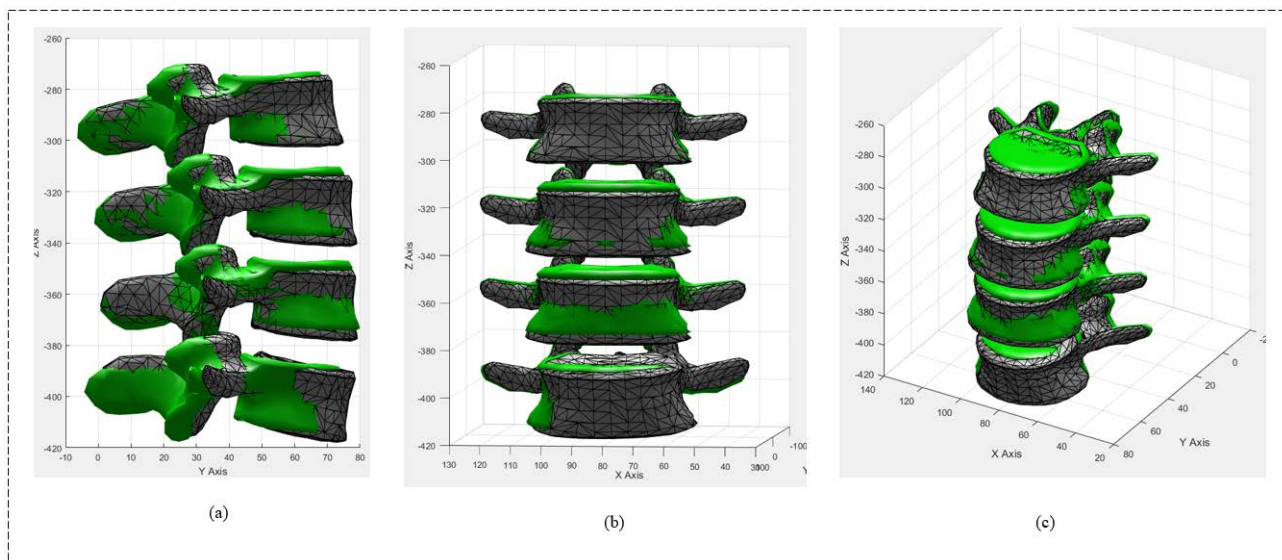
ในขั้นตอนการสร้างคั่นแบบจำลองสามมิติจะถูกวัดประสิทธิภาพโดยเทียบกับผลเฉลย (Ground-truth) ซึ่งได้จากผู้เชี่ยวชาญเพื่อวัดความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (Mean Square Error) โดยใช้สมการดังนี้

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (A_i - B_i)^2 \quad (22)$$





ภาพที่ 4 - 3 ขั้นตอนการสร้างคั้นแบบจำลองสามมิติ



ภาพที่ 4 - 4 ขั้นตอนการสร้างคั้นแบบจำลองสามมิติต่อ

ตารางที่ 9 ผลการวัดค่าความคลาดเคลื่อนของข้อกระดูกที่ถูกสร้างขึ้น

| Image | L1   | L2   | L3   | L4   |
|-------|------|------|------|------|
| 1     | 1.32 | 1.52 | 1.10 | 3.51 |
| 2     | 3.29 | 0.43 | 6.83 | 2.75 |
| 3     | 0.68 | 0.32 | 0.55 | 0.36 |
| 4     | 0.98 | 0.58 | 0.32 | 0.67 |
| 5     | 5.37 | 0.81 | 0.11 | 1.41 |
| 6     | 5.89 | 1.35 | 1.32 | 2.31 |
| 7     | 0.81 | 0.92 | 2.12 | 2.01 |
| 8     | 4.35 | 0.61 | 0.45 | 3.12 |
| 9     | 11.5 | 0.12 | 0.65 | 1.21 |
| 10    | 6.44 | 1.02 | 0.45 | 4.15 |
| .     |      |      |      |      |
| .     |      |      |      |      |
| .     |      |      |      |      |
| 65    | 7.08 | 1.76 | 1.78 | 0.55 |
| 66    | 6.61 | 1.81 | 1.97 | 3.33 |
| 67    | 4.23 | 1.65 | 0.07 | 1.25 |
| 68    | 2.24 | 0.24 | 1.87 | 4.25 |
| 69    | 4.1  | 0.68 | 1.84 | 0.92 |
| 70    | 5.99 | 0.5  | 0.9  | 5.39 |

จากตารางผลการทดลองประกว่าข้อ L1 และ L4 มีค่าความผิดพลาดสูงกว่าบริเวณข้ออื่น เนื่องจากมีผลจากสิ่งรบกวนจากกระดูกเชิงกราน ไชมัน แคลเซียมและซีโครงทำให้ผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรม มีความคลาดเคลื่อนสูงในบริเวณดังกล่าว

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลองและอภิปรายผล

#### 5.1 สรุปผลการทดลอง

ในการศึกษานี้การสร้างคืนแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังส่วนเอวของมนุษย์ในภาพรังสีต่ำ วิธีการที่นำเสนอประกอบด้วยสามขั้นตอน ในขั้นตอนแรกจะทำการดึงส่วนที่น่าสนใจของกระดูกสันหลังส่วนเอวของมนุษย์ ในขั้นตอนที่สองจะมีการประเมินกระดูกสันหลังส่วนเอว ในขั้นตอนสุดท้ายจะทำการสร้างคืนแบบจำลองกระดูกสันหลังส่วนเอวแบบสามมิติ

ขั้นตอนแรกจะมีการเสนอวิธีการใหม่โดยใช้การวิเคราะห์รูปสามเหลี่ยมสำหรับการแบ่งส่วนเอวจากภาพถ่ายรังสีต่ำที่ได้จาก Dual-energy x-ray absorptiometry (DXA) วิธีการที่นำเสนอประกอบด้วยสามขั้นตอนหลัก ประการแรกขั้นตอนก่อนการประมวลผลประกอบด้วยเทคนิค banalization และสัญญาณวิทยา ใช้เทคนิคเหล่านี้เพื่อลบพื้นหลังและวัตถุที่ไม่สนใจ ขั้นตอนที่สอง ผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนที่หนึ่งจะถูกหาค่าผลรวมของความสว่างในแนวนอน ผลลัพธ์ของการหาค่าผลรวมของความสว่างในแนวนอน จะใช้เพื่อค้นหาค่าสูงสุดในพื้นที่ซึ่งอยู่ที่จุดสูงสุดสัมพัทธ์ รูปสามเหลี่ยมจะถูกสร้างขึ้นโดยใช้ยอดเขาที่มียอดเขาด้านซ้ายและขวาติดกัน ในที่สุดวัตถุที่ถูกเลือกจะถูกกำหนดโดยใช้คุณสมบัติที่นำเสนอของรูปสามเหลี่ยม วิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของกระดูกสันหลังส่วนเอวโดยอัตโนมัติ สิ่งนี้สามารถช่วยลดภาระงานของนักรังสีวิทยาได้ โดยทั่วไปวิธีการที่นำเสนอสามารถใช้เป็น preprocess สำหรับการวิจัยอื่น ๆ ในพื้นที่ของการระบุโครงสร้างกระดูกและการแบ่งส่วน

ขั้นตอนที่สองการวิจัยเสนอวิธีการประมาณค่า vertebrae โดยอัตโนมัติในภาพรังสีเอกซ์รังสีต่ำ ชุดข้อมูลได้จาก Dual-Energy X-ray Absorptiometry (DXA) จากโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพา ด้วยการใช้อัตรากรอง Gabor ที่ตัดแปลงร่วมกับการวิเคราะห์รูปร่างวงรีเชิงเรขาคณิต วิธีการที่นำเสนอแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอนหลัก ในขั้นตอนแรกภาพอินพุตถูกปรับปรุงโดยใช้การกรองแบบ Top-Hat ในขั้นตอนที่สองตัวกรองใช้เทคนิค Gabor แบบ multi-theta จะถูกใช้เพื่อสกัดกระดูกสันหลังที่ถูกเลือก จากนั้นองค์ประกอบที่เชื่อมต่อทั้งหมดของกระดูกสันหลังที่ถูกเลือกจะมีข้อความกำกับสำหรับการลบวัตถุที่มีขนาดเล็กทั้งหมด ในขั้นตอนสุดท้ายการวิเคราะห์องค์ประกอบหลัก (PCA) และการวิเคราะห์เชิงเส้น (Ellipsoidal Analysis) จะใช้เพื่อกำหนดทิศทางของการวางตัวของกระดูกสันหลังแต่ละรูป หลังจากนั้นเส้นกระดูกสันหลังส่วนเอวจะถูกประเมินโดยใช้ polynomial curve fitting วิธีการที่นำเสนอสามารถประเมินพื้นที่ของกระดูกสันหลัง

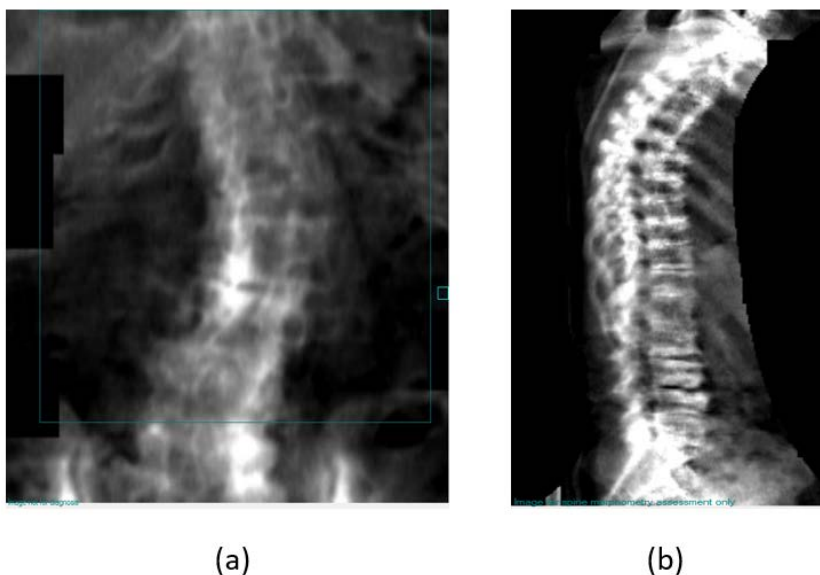
ส่วนเอาจของมนุษย์ได้อย่างแม่นยำด้วย accuracy 81.9%, precision 90.07%, recall 88.5% และ false negative rate 11.5%

โดยการใช้ข้อมูลจากสองขั้นตอนคือ former phases และ ground-truth AP side's information การสร้างคืนแบบจำลองสามมิติของกระดูกสันหลังส่วนเอวของมนุษย์ ในขั้นสุดท้ายวิธีการจะถูกแยกออกเป็นสามขั้นตอน ขั้นตอนแรกรูปแบบของกระดูกสันหลังสามมิติจะถูกนำเข้า จากนั้นเราจะทำซ้ำโมเดลสำหรับสี่รายการ (กระดูกสันหลัง L1, L2, L3 และ L4) หลังจากนั้นกระดูกสันหลังที่ประมาณไว้จะถูกนำมาใช้เพื่อหมุนกระดูกสันหลังแต่ละข้างให้อยู่ในระดับเดียวกับท่าแต่ละท่า ผลลัพธ์ที่ได้จะนำไปเปรียบเทียบกับ ground-truth ที่จัดทำโดยผู้เชี่ยวชาญ

## 5.2 ประโยชน์ที่ได้รับ

ผลลัพธ์ของแบบจำลองสามมิติจากวิธีการที่นำเสนอสามารถนำไปใช้เพื่อวัตถุประสงค์ที่หลากหลาย รวมถึงการสร้างแบบจำลองทางชีวการแพทย์สำหรับศัลยกรรมกระดูก (Barbieri, Pedrosa, Traina, & Nogueira-Barbosa, 2015) หรือการใช้งานทางกายวิภาค เพื่อช่วยให้ผลการผ่าตัดดีขึ้นในกระดูกสันหลังส่วนคอรวมตอยด์ โดยทั่วไปในรูปแบบสามมิติการเปลี่ยนรูปและการสร้างใหม่จะต้องทำโดยใช้เครื่องจักรที่มีราคาแพงหรือมีปริมาณรังสีสูงมาก ทำให้ผู้ป่วยได้รับความเสี่ยงจากเครื่องจักรเหล่านั้น การได้รับรังสีปริมาณสูงจะเพิ่มความเสี่ยงของโรคทางพันธุกรรมเช่นมะเร็งหรือยีนผิดปกติเป็นต้น ตามรายงานผู้ป่วยดูดซับรังสี 25 - 360 mSv (milli-Sievert) ต่อหนึ่งครั้งที่เครื่องสแกน โดยปกติมนุษย์ดูดซับสารกัมมันตรังสี 1.5 mSv ต่อหนึ่งปีโดยธรรมชาติ หมายความว่าผู้ป่วยจะได้รับกัมมันตภาพรังสีมากกว่ายี่สิบปีเมื่อเทียบกับการดูดซึมตามธรรมชาติ

### 5.3 อภิปรายผล



ภาพที่ 5 - 1 ตัวอย่างเคสกระดูกยุบในมุม AP (a) และมุม *Lateral* (b)

ในขั้นตอนแรกวิธีการที่นำเสนอ สามารถใช้เป็น preprocessing สำหรับการวิจัยอื่น ๆ ในพื้นที่ของการระบุโครงสร้างกระดูกและการแบ่งส่วน ในการทำงานในอนาคตการแบ่งส่วนของบริเวณเอวสำหรับกรณีพิเศษของ exostosis และการล่มสลายของกระดูกจะถูกดำเนินการในอนาคต

ในขั้นตอนที่สองวิธีการที่นำเสนอยังไม่สามารถทำงานในชุดข้อมูลที่มีกระดูกสันหลังเสียหายในระดับสูง ซึ่งก่อให้เกิดผลจากการ exostosis และการยุบของกระดูก ดังนั้นผลลัพธ์ในขั้นตอนสุดท้ายจะทำงานไม่ได้ในกรณีเหล่านั้น

### 5.4 งานที่จะทำในอนาคต

- สามารถแบ่งส่วนของบริเวณ lumbar สำหรับกรณีพิเศษของ exostosis และกระดูกยุบ การติดตาม เรื่องกระดูกสันหลังส่วนเอวของมนุษย์ที่เกิดการผิดรูปทำการสร้างแบบจำลองในรูปแบบสามมิติอย่างต่อเนื่อง

## บรรณานุกรม

- Aslan, Melih S., Farag, Aly A., Arnold, Ben, & Xiang, Ping. (2011). *Segmentation of vertebrae using level sets with expectation maximization algorithm*.
- Aslan, Melih S., Shalaby, Ahmed, & Farag, Aly A. (2013). *Clinically desired segmentation method for vertebral bodies*.
- Barbieri, Paulo Duarte, Pedrosa, Glauco Vitor, Traina, Agma Juci Machado, & Nogueira-Barbosa, Marcello Henrique. (2015). *Vertebral body segmentation of spine MR images using superpixels*.
- Bauer, Sabine, & Buchholz, Urs. (2013). *Biomechanical effects of spinal fusion to adjacent vertebral segments*.
- Chao-Hui, Huang. (2013). *Pose estimation for vertebral mobility analysis using eXclusive-ICA based boosting (XICABOOST) algorithm*.
- Duong, Luc, Cheriet, Farida, & Labelle, Hubert. (2010). Automatic detection of scoliotic curves in posteroanterior radiographs. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 57(5), 1143-1151 %@ 0018-9294.
- Ghosh, Subarna, Malgireddy, Manavender R., Chaudhary, Vipin, & Dhillon, Gurmeet. (2012). *A new approach to automatic disc localization in clinical lumbar MRI: combining machine learning with heuristics*.
- Haq, Rabia, Besachio, David A., Borgie, Roderick C., & Audette, Michel A. (2014). *Using shape-aware models for lumbar spine intervertebral disc segmentation*.
- Kadoury, Samuel, Labelle, Hubert, & Paragios, Nikos. (2013). Spine segmentation in medical images using manifold embeddings and higher-order MRFs. *IEEE transactions on medical imaging*, 32(7), 1227-1238 %@ 0278-0062.
- Li, Yang, Liang, Wei, Tan, Jindong, & Zhang, Yinlong. (2015). *A novel automatically initialized level set approach based on region correlation for lumbar vertebrae CT image segmentation*.
- Ling, C. S., Diyana, W. Mimi, Zaki, W., Hussain, Aini, & Hamid, Hamzaini Abdul. (2016). *Semi-automated vertebral segmentation of human spine in MRI images*.

- Lu, Zhentai, Zheng, Qian, Yang, Wei, Feng, Qianjin, & Chen, Wufan. (2012). *Adaptive image segmentation based on local neighborhood information and Gaussian weighted Chi-square distance*.
- Patrick, Jenny, & Indu, M. G. (2016). *A semi-automated technique for vertebrae detection and segmentation from CT images of spine*.
- Peter, Roman, Malinsky, Milos, Ourednicek, Petr, & Jan, Jiri. (2013). *3D CT spine data segmentation and analysis of vertebrae bone lesions*.
- Raja'S, Alomari, Corso, Jason J., & Chaudhary, Vipin. (2011). Labeling of lumbar discs using both pixel-and object-level features with a two-level probabilistic model. *IEEE transactions on medical imaging*, 30(1), 1-10 %@ 0278-0062.
- Ribeiro, Eduardo Alvarez, Nogueira-Barbosa, Marcello Henrique, Rangayyan, Rangaraj M., & Azevedo-Marques, Paulo M. (2010). *Detection of vertebral plateaus in lateral lumbar spinal X-ray images with Gabor filters*.
- Ruiz-España, Silvia, Diaz-Parra, Antonio, Arana, Estanislao, & Moratal, David. (2015). *A fully automated level-set based segmentation method of thoracic and lumbar vertebral bodies in Computed Tomography images*.
- Ruiz-España, Silvia, Domingo, Juan, Díaz-Parra, Antonio, Dura, Esther, D'Ocón-Alcañiz, Victor, Arana, Estanislao, & Moratal, David. (2015). *Automatic segmentation of the spine by means of a probabilistic atlas with a special focus on ribs suppression. Preliminary results*.
- Sa, Ruhan, Owens, William, Wiegand, Raymond, & Chaudhary, Vipin. (2016). *Fast scale-invariant lateral lumbar vertebrae detection and segmentation in X-ray images*.
- Sa, Ruhan, Owens, William, Wiegand, Raymond, Studin, Mark, Capoferri, Donald, Barooha, Kenneth, . . . Cintineo, John. (2017). *Intervertebral disc detection in x-ray images using faster r-cnn*.
- Zhao, Yong-Juan, Shi, Lin, Li, Jia-Chun, Griffith, James F., Ahuja, Anil T., & Heng, Pheng Ann. (2011). *Vertebra segmentation of spine MRI with improved GVF snake based on shape knowledge*.
- Zheng, Guoyan, Nolte, Lutz-Peter, & Ferguson, Stephen J. (2010). *2D/3D reconstruction of a scaled lumbar vertebral model from a single fluoroscopic image*.