



HUMAN LUMBAR SPINE REGION IDENTIFICATION IN LOW-RESOLUTION RADIOGRAPHY
IMAGE



เสาวลักษณ์ ธรรมนาวาศ

มหาวิทยาลัยบูรพา

2563

การหาขอบเขตของกระดูกสันหลังส่วนเอวจากภาพถ่ายรังสีต่ำ เพื่อระบุเนื้อที่จริงของกระดูกที่ชัดเจน



เสาวลักษณ์ ธรรมนาวาศ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิทยาการสารสนเทศ

คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา

2563

ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยบูรพา

HUMAN LUMBAR SPINE REGION IDENTIFICATION IN LOW-RESOLUTION RADIOGRAPHY
IMAGE



SAOWALAK THAMNAWAT

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF
THE REQUIREMENTS FOR MASTER OF SCIENCE
IN INFORMATICS
FACULTY OF INFORMATICS
BURAPHA UNIVERSITY
2020
COPYRIGHT OF BURAPHA UNIVERSITY

คณะกรรมการควบคุมวิทยานิพนธ์และคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ได้พิจารณาวิทยานิพนธ์ของ เสาวลักษณ์ ธรรมนาวาศ ฉบับนี้แล้ว เห็นสมควรรับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการสารสนเทศ ของมหาวิทยาลัยบูรพาได้

คณะกรรมการควบคุมวิทยานิพนธ์

..... อาจารย์ที่ปรึกษาหลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุวรรณ รัศมีขวัญ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธาน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุวรรณ รัศมีขวัญ)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กฤษณะ ชินสาร)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ประเมศวร์ ห่อแก้ว)

คณะวิทยาการสารสนเทศอนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการสารสนเทศ ของมหาวิทยาลัยบูรพา

..... คณบดีคณะวิทยาการสารสนเทศ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กฤษณะ ชินสาร)

วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

60910113: สาขาวิชา: วิทยาการสารสนเทศ; วท.ม. (วิทยาการสารสนเทศ)

คำสำคัญ: กระดูกสันหลังส่วนเอว, ภาพถ่ายรังสีต่ำ, การหาขอบเขตของกระดูกสันหลัง, การปรับปรุงภาพความต่างต่ำ

เสาวลักษณ์ ธรรมนาวาศ : การหาขอบเขตของกระดูกสันหลังส่วนเอวจากภาพถ่ายรังสีต่ำ เพื่อระบุเนื้อที่จริงของกระดูกที่ชัดเจน. (HUMAN LUMBAR SPINE REGION IDENTIFICATION IN LOW-RESOLUTION RADIOGRAPHY IMAGE) คณะกรรมการควบคุมวิทยานิพนธ์: สุวรรณ รัศมีขวัญ ปี พ.ศ. 2563.

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอขั้นตอนวิธีการหาขอบเขตของกระดูกสันหลังส่วนเอวจากภาพถ่ายรังสีต่ำ เพื่อระบุเนื้อที่จริงของกระดูกที่ชัดเจน สำหรับเป็นซอฟต์แวร์ต้นแบบที่ปรับความคมชัดของภาพถ่ายรังสีต่ำ ให้สามารถช่วยสนับสนุนแพทย์ในการวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทรุดได้ถูกต้องและแม่นยำ เพื่อหลีกเลี่ยงการวินิจฉัยจากภาพถ่ายรังสีทั่วไป เนื่องจากภาพถ่ายรังสีทั่วไปมีปริมาณของรังสีที่ฉายไปยังผู้ป่วยในอัตราสูงมาก โดยขั้นตอนวิธีที่นำเสนอประกอบด้วยขั้นตอนหลัก 2 ขั้นตอน ขั้นตอนแรก คือ ขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณของกระดูกสันหลัง (Localization) จากภาพถ่าย DXA เพื่อกำหนดขอบเขตของกระดูกสันหลังส่วนหน้า และขั้นตอนที่สอง คือ ขั้นตอนการปรับความคมชัดของขอบกระดูกสันหลัง ซึ่งขั้นตอนวิธีที่นำเสนอสามารถหาขอบเขตของกระดูกสันหลังส่วนเอวจากภาพถ่ายรังสีต่ำและเพิ่มความคมชัดของขอบกระดูกในภาพถ่ายรังสีต่ำได้อย่างอัตโนมัติ ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าประสิทธิภาพของความแม่นยำในการกำหนดบริเวณกระดูกสันหลังจากค่า Area Overlap คิดเป็นร้อยละเท่ากับ 86.07% และ Jaccard index เท่ากับ 78.91% ตามลำดับ ส่วนผลการทดลองการปรับปรุงภาพด้วยวิธีการที่นำเสนอเมื่อเทียบกับเทคนิคการปรับปรุงอื่น โดยวัดคอนทราสต์ของภาพด้วยค่า RMS เท่ากับ 100% และวัดค่าความเบลอด้วย Blur Metric เท่ากับ 72.89% ตามลำดับ และผลการวิเคราะห์ความแม่นยำทางสถิติจากผลการประเมินจากแพทย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์ ได้ค่าความแม่นยำดังนี้ Sensitivity 80.00% Specificity 100.00% Accuracy 95.30% Positive predictive value (PPV) 100.00% และ Negative predictive value (NPV) 94.30% ตามลำดับ ดังนั้นผลการทดลองนี้ในครั้งนี้อย่างปรับความคมชัดของภาพไม่มากที่จะสามารถช่วยแพทย์ในการวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทรุด เนื่องจากภาพถ่ายรังสีจากเครื่อง DXA มีลักษณะภาพที่คุณภาพต่ำ อาจเนื่องมาจากรูปทรงกระดูกของผู้ป่วย ความบางของเนื้อกระดูก หรือ ความหนาของเนื้อเยื่อภายในที่มาบดบังกระดูก และคาดว่าในผู้เชี่ยวชาญไม่สามารถประเมินภาพได้ อาจมีสาเหตุมาจากการปรับปรุงภาพที่ปรับปรุงแล้วทำให้เส้นขอบที่สมบูรณ์มันเด่นชัดขึ้น แต่กลับทำให้เส้นขอบที่ไม่สมบูรณ์ยิ่งขาดความสมบูรณ์มากขึ้นและเส้นขอบขาดความคมชัดไป



60910113: MAJOR: INFORMATICS; M.Sc. (INFORMATICS)

KEYWORDS: LUMBAR SPINE, LOW-RESOLUTION RADIOGRAPHY IMAGE, LUMBAR SPINE REGION IDENTIFICATION, CONTRAST ENHANCEMENT

SAOWALAK THAMNAWAT : HUMAN LUMBAR SPINE REGION IDENTIFICATION IN LOW-RESOLUTION RADIOGRAPHY IMAGE. ADVISORY COMMITTEE: SUWANNA RASMEQUAN, Ph.D. 2020.

This thesis presents an algorithm for the Human Lumbar Spine Region identification in the Low-Resolution Radiography Image of creating prototypes of software that adjusts the sharpness of low-radiation images. To be able to help support doctors diagnose vertebral diagnosis correctly and to avoid the diagnosis of general radiography due to the higher dose than the low radiography. The proposed algorithm consists of 2 main steps. The first step is to determine the specific area of the spine. (Localization) from the DXA photos to determine the extent of the front spine. And the second step is the procedure to adjust the sharpness of the spine edge. The proposed algorithm can automatically identify the boundary of the lumbar spine from the low radiography and automatically increase the sharpness of the vertebra in the low radiography. The results show that the accuracy of spinal determination from Area Overlap is 86.07% and the Jaccard index is 78.91% respectively. As for the experimental results, The experimental results of the improvement using the proposed methods when compared with other improvement techniques. By measuring the contrast of the image with an RMS equal to 100% and blur with a Blur Metric of 72.89% respectively. And statistical analysis results from the evaluation from nuclear medicine doctors The accuracy is as follows: Sensitivity 80.00% Specificity 100.00% Accuracy 95.30% Positive predictive value (PPV) 100.00% and Negative predictive value (NPV) 94.30% respectively. Therefore, the results of this experiment also did not adjust the sharpness of the image, which can help the doctor to diagnose the spine. Due to the low quality, DXA images may be due to the bone shape of the patient. The thinness of the bone or the thickness of the internal tissue that obscures the bone. Experts cannot evaluate the image may be due to the

improvement of the improved image, making the border more prominent. But causes the border to become more incomplete without more integrity and the border to lack sharpness.



กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี จากการได้รับความเมตตากรุณาและสนับสนุนจากคณาจารย์คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา โดยเฉพาะ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุวรรณารัตน์มีขวัญ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กฤษณะ ชินสาร ที่คอยให้คำปรึกษาทางด้านวิชาความรู้ในหลายๆ ด้าน แนวทางในการดำเนินงานวิทยานิพนธ์และคอยช่วยแก้ไขข้อบกพร่องจนทำให้วิทยานิพนธ์มีความสมบูรณ์ และขอกราบขอบพระคุณ แพทย์หญิง ดร.อลิสรา วงศ์สุทธิเลิศ สาขาวิชารังสีวิทยาและเวชศาสตร์นิวเคลียร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา ที่คอยให้คำปรึกษาและคำชี้แนะในวิทยานิพนธ์นี้

ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อคุณแม่ที่คอยให้กำลังใจ และขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้อง ๆ ทุกคน คณะวิทยาการสารสนเทศ ที่คอยช่วยเหลือและให้กำลังใจต่อผู้วิจัยตลอดมา

วิทยานิพนธ์นี้ได้รับทุนอุดหนุนงานวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.)

วิทยานิพนธ์นี้ได้รับทุนอุดหนุนงานวิจัยจากมหาวิทยาลัยบูรพา ปีงบประมาณ 2561

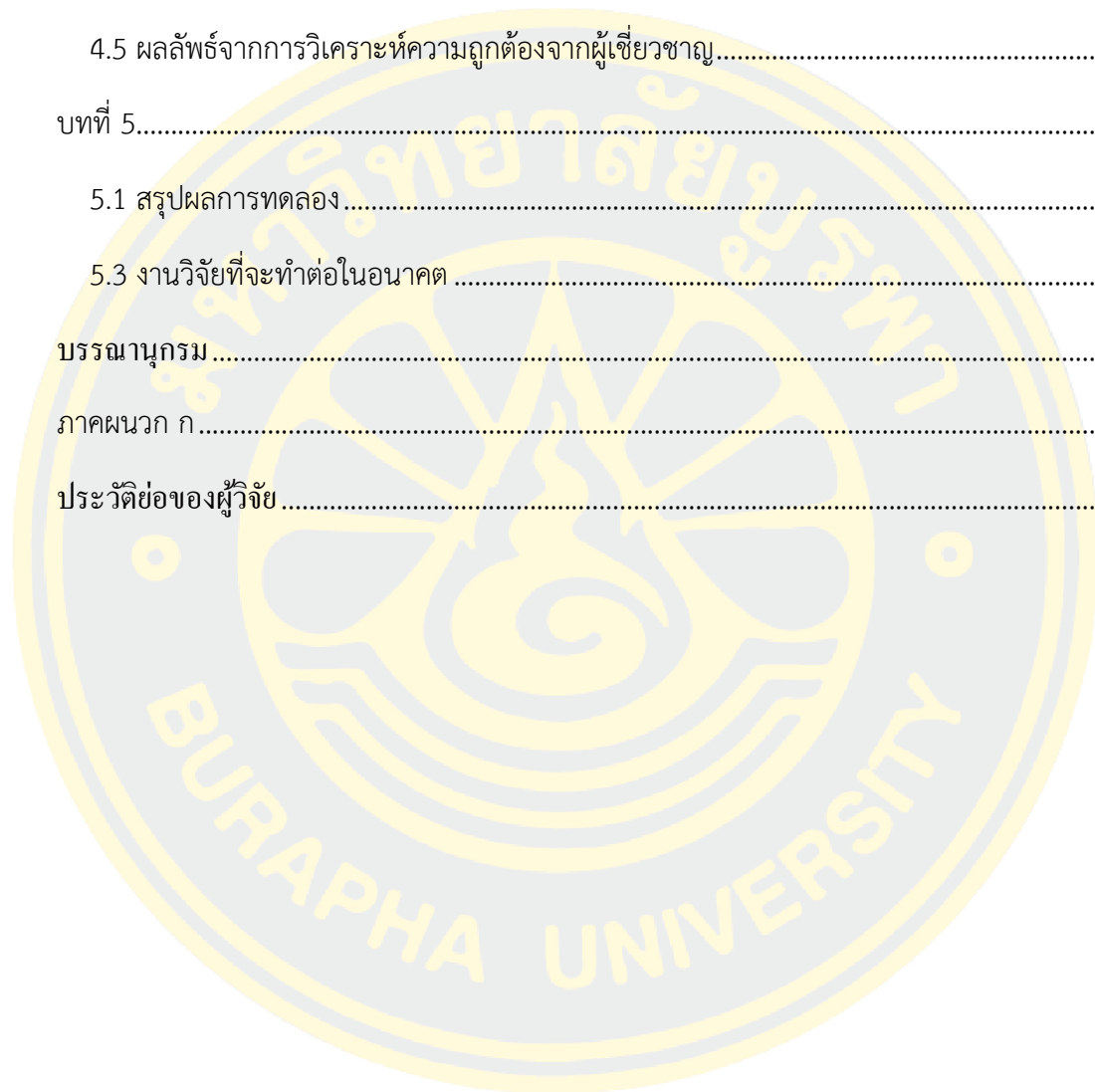
เสาวลักษณ์ ธรรมนาวาศ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ฉ
กิตติกรรมประกาศ.....	ช
สารบัญ.....	ฅ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูปภาพ	ฐ
บทที่ 1.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ประเด็นปัญหาทางานวิจัย.....	2
1.3 วัตถุประสงค์งานวิจัย.....	5
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย	5
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	5
1.6 แผนการดำเนินงาน.....	5
บทที่ 2.....	7
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	7
2.1.1 กายวิภาคกระดูกสันหลังของมนุษย์.....	7
2.1.2 การตรวจ VFA โดยใช้เครื่อง DXA	11
2.1.3 การประมวลผลภาพและการแพทย์.....	12
2.1.4 การปรับปรุงคุณภาพภาพ (Image Enhancement).....	13
2.1.5 การจำแนกบริเวณที่สนใจ (Region of Interest)	18
2.1.6 ความหนาแน่นของความเข้มสี (Density of Intensity)	18

2.1.7 การจับคู่ฮิสโตแกรม (Histogram Matching).....	19
2.1.8 การเลือกเส้นโค้งที่เหมาะสมด้วยวิธีการพหุนาม (Polynomial Curve Fitting).....	20
2.1.9 การประมวลผลภาพโดยการเปลี่ยนแปลงลักษณะโครงสร้างของภาพ (Morphological Image Processing).....	21
2.1.10 การปรับปรุงภาพด้วยค่าพิสัยในระดับพื้นที่ของภาพ (Local range of image)	24
2.1.11 การลดสัญญาณรบกวนภาพ (Noise Reduction).....	25
2.2 เครื่องมือการวัดประสิทธิภาพ	25
2.2.1 การวัดพื้นที่ทับซ้อน (Area Overlap: AO).....	25
2.2.2 การวัด Jaccard index (JI)	25
2.2.4 ค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root Mean Square: RMS).....	26
2.2.5 ค่าความเบลอ (Blur Metric)	26
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	28
บทที่ 3.....	33
3.1 ขั้นตอนการวิเคราะห์ภาพ (Image Analysis).....	34
3.2 ขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณที่สนใจ	37
3.2.1 พื้นที่ความหนาแน่นของกระดูกสันหลัง (Density based of the Spinal).....	38
3.3 ขั้นตอนการปรับปรุงภาพ	44
3.4 ขั้นตอนการเก็บรวบรวมข้อมูล	53
3.3.1 ลักษณะข้อมูล	53
3.3.2 การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	54
3.3.2 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	55
บทที่ 4.....	57
4.1 การกำหนดเฉพาะบริเวณที่สนใจ	57

4.2 การปรับปรุงภาพ	59
4.3 ผลลัพธ์จากการหาเฉพาะบริเวณที่สนใจ (ROI)	61
4.4 ผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพ	66
4.5 ผลลัพธ์จากการวิเคราะห์ความถูกต้องจากผู้เชี่ยวชาญ	76
บทที่ 5.....	81
5.1 สรุปผลการทดลอง.....	81
5.3 งานวิจัยที่จะทำต่อในอนาคต	83
บรรณานุกรม	84
ภาคผนวก ก.....	87
ประวัติย่อของผู้วิจัย	94



สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 4-1 ตัวอย่างภาพการเปรียบเทียบการกำหนดบริเวณกระดูกสันหลัง ROI กับผลเฉลย	62
ตารางที่ 4-2 ผลการเปรียบเทียบการวัดประสิทธิภาพของการหาบริเวณกระดูกสันหลัง ROI กับภาพ ผลเฉลย	64
ตารางที่ 4-3 ตัวอย่างการเปรียบเทียบวิธีการปรับปรุงภาพ.....	67
ตารางที่ 4-4 ผลลัพธ์การวัดประสิทธิภาพของขั้นตอนปรับปรุงภาพด้วยวิธีวัดค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS)	68
ตารางที่ 4-5 ผลลัพธ์การวัดประสิทธิภาพของขั้นตอนปรับปรุงภาพด้วยวิธีวัดค่าความเบลอ (Blur Metric)	72
ตารางที่ 4-6 ตัวอย่างภาพถ่ายรังสีทั้ง 4 ชุดในแบบบันทึกข้อมูล	77
ตารางที่ 4-7 ผลลัพธ์การประเมินความถูกต้องจากผู้เชี่ยวชาญ	79
ตารางที่ 4-8 ความคมชัดของภาพถ่ายที่ได้จากซอฟต์แวร์ทั้ง 3 ซอฟต์แวร์เปรียบเทียบกับภาพถ่าย รังสีของกระดูกสันหลังที่ตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป (n=70).....	79
ตารางที่ 4-9 ค่าความไว ความจำเพาะ ค่าทำนายผลบวก ค่าทำนายผลลบ และความแม่นยำในการ วินิจฉัยกระดูกสันหลังทรุดของทั้ง 3 ซอฟต์แวร์	80

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 1-1 เปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างภาพถ่ายกระดูกสันหลังด้านข้างจากการตรวจด้วยเครื่อง DXA (ก.)และตรวจด้วย Plain Film (ข.)	2
รูปที่ 1-2 แสดงลักษณะสีของกระดูกสันหลังและองค์ประกอบอื่นภายในภาพถ่ายเอ็กซเรย์สองพลังงาน	3
รูปที่ 1-3 เกณฑ์การวินิจฉัยกระดูกพรุนตาม Genant visual semi-quantitative method	4
รูปที่ 1-4 ภาพถ่ายด้านข้างของผู้ป่วยกระดูกสันหลังเสื่อมที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่อง DXA (ก.) ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ (ข)	4
รูปที่ 1-5 แสดงการระบุบริเวณระหว่างกระดูกจริงและส่วนที่ไม่ใช่กระดูก	5
รูปที่ 2-1 กระดูกสันหลังมนุษย์	7
รูปที่ 2-2 องค์ประกอบของกระดูกสันหลังส่วนเอว	10
รูปที่ 2-3 ประมวลผลความหนาแน่นของกระดูกและเนื้อเยื่อจากภาพถ่าย โดยใช้เทคนิค Dual Energy Subtraction	12
รูปที่ 2-4 เปรียบเทียบภาพต้นฉบับ(ก) กับภาพที่ปรับปรุงแล้วที่สร้างขึ้นโดยใช้ BEASF (ข)	15
รูปที่ 2-5 แสดงขั้นตอนการตัดฮิสโตแกรม	16
รูปที่ 2-6 แสดงการเปรียบเทียบความหนาแน่นน้อย(ก) และความหนาแน่นมาก (ข)	19
รูปที่ 2-7 แสดงภาพต้นฉบับ(ก) และกราฟแสดงพื้นผิวของภาพ (Surface Plot) (ข)	19
รูปที่ 2-8 แสดงการจับคู่ฮิสโตแกรม (ก) ฮิสโตแกรมของภาพต้นฉบับ (ข) ฮิสโตแกรมของภาพเป้าหมาย (ค) ฮิสโตแกรมที่ผ่านการจับคู่.....	20
รูปที่ 2-9 ตัวอย่างการประมาณค่าความโค้งด้วยวิธีการโพลีโนเมียล order ที่ 5	21
รูปที่ 2-10 ตัวอย่างการคำนวณหาค่าพิสัยของระดับพื้นที่ในมาส์กที่กำหนด.....	24
รูปที่ 3-1 แผนผังอธิบายการทำงาน	33
รูปที่ 3-2 ลักษณะการโค้งจากภาพถ่าย VFA.....	34

รูปที่ 3-3 แสดงตำแหน่งของบริเวณข้อต่อ facet.....	35
รูปที่ 3-4 แสดง Histogram ของภาพถ่ายรังสีต่ำ.....	35
รูปที่ 3-5 แสดงค่าเฉลี่ย(สีแดง) ของภาพถ่ายรังสีต่ำ	36
รูปที่ 3-6 แสดงการวิเคราะห์ข้อมูลภาพถ่าย	37
รูปที่ 3-7 แผนผังอธิบายการขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลัง (localization).....	38
รูปที่ 3-8 ลักษณะภาพคอนทราสต์ต่ำ (รูปต้นฉบับ).....	39
รูปที่ 3-9 ลักษณะภาพคอนทราสต์สูง (Reference)	39
รูปที่ 3-10 ผลลัพธ์จากวิธีการจับคู่ฮิสโตแกรม (HM).....	39
รูปที่ 3-11 แสดงตำแหน่งข้อต่อด้านหลังของกระดูกสันหลัง (facet joint)	40
รูปที่ 3-12 แสดงพื้นที่ของความหนาแน่นของความเข้มสีของข้อต่อในกระดูกสันหลัง	41
รูปที่ 3-13 แสดงพื้นที่จุดที่ถูกคัดเลือก (จุดสีน้ำเงิน).....	42
รูปที่ 3-14 ผลลัพธ์ (เส้นสีเขียว) แสดงเส้นความโค้งจากการประมาณโดยวิธี Polynomial curve fitting.....	43
รูปที่ 3-15 กราฟแสดงการวัดพื้นที่ที่ทับซ้อนวิธี Polynomial curve fitting แต่ละลำดับ	43
รูปที่ 3-16 แสดงภาพการกำหนดบริเวณที่สนใจ	44
รูปที่ 3-17 แสดงภาพการพิจารณาความต่างสีของตำแหน่งข้อกระดูกจากภาพ ROI	45
รูปที่ 3-18 แผนผังอธิบายการขั้นตอนการปรับปรุงภาพความต่างต่ำ (Contrast Enhancement)...	46
รูปที่ 3-19 แสดงการเปรียบเทียบภาพROI (ก) กับ ภาพที่ปรับปรุงด้วยวิธี BEASF (ข).....	47
รูปที่ 3-20 แสดงภาพที่ปรับปรุงด้วยวิธี Top-hat (ก).....	47
รูปที่ 3-21 แสดงภาพที่ปรับปรุงด้วยค่าพิสัยระดับพื้นที่ของภาพ	48
รูปที่ 3-22 ภาพผลลัพธ์จากวิธี Local range (ก) ภาพที่ผ่าน Top-Hat (ข) ภาพที่ผ่าน Bottom-Hat (ค) ภาพผลลัพธ์การลบกัน (ง).....	49
รูปที่ 3-23 ภาพการแปลงเป็นภาพขาวดำ (ก) ภาพจากวิธี Operation open (ข).....	50

รูปที่ 3-24 ภาพที่ผ่านการวิธี Morphological Operation (ก) ภาพที่ผ่านการปรับเนี้ยนด้วย Bilateral Filtering (ข).....	50
รูปที่ 3-25กราฟแสดงการวัด Signal to Noise Ratio แต่ละวิธี.....	51
รูปที่ 3-26 ภาพต้นฉบับ (ก) ภาพที่ผ่านผ่านการลดสัญญาณรบกวน (ข) และภาพที่ผ่าน Addition Operation (ค).....	52
รูปที่ 3-27 แสดงการเปรียบเทียบภาพก่อนปรับปรุง (ก) กับ ภาพที่ปรับปรุงด้วยวิธี CLAHE (ข) ภาพที่ผ่านการปรับ Adjustment (ค)	53
รูปที่ 3-28 แสดงภาพผลลัพธ์ในแต่ละขั้นตอน	53
รูปที่ 4-1 ภาพแสดงขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลัง.....	59
รูปที่ 4-2 ภาพแสดงขั้นตอนการปรับปรุงภาพกระดูกสันหลัง.....	61
รูปที่ 4-3 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า RMS ของวิธีปรับปรุงภาพทั้ง 4 วิธีกับภาพต้นฉบับ.....	72
รูปที่ 4-4 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า Blur Metric ของวิธีปรับปรุงภาพทั้ง 4 วิธีกับภาพต้นฉบับ	76
รูปที่ 5-1 แสดงตัวอย่างภาพที่ลักษณะคุณภาพต่ำ	82
รูปที่ 5-2 แสดงกรณีของผู้ป่วยที่มีกระดูกทรุด บริเวณ ข้อ T11 (กรอบสีแดง).....	83

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

กระดูก (Bone) เป็นอวัยวะที่สำคัญมาก โครงกระดูกค้ำจุนโครงสร้างของร่างกาย เป็นส่วนสำคัญในการเคลื่อนไหวต่าง ๆ ป้องกันอันตรายต่ออวัยวะภายในที่สำคัญอย่างหัวใจ และยังเป็นแหล่งสะสมแคลเซียมและแร่ธาตุ โครงกระดูกแบ่งออกเป็นโครงกระดูกแกนและโครงกระดูกยางค สำหรับกระดูกสันหลัง (Vertebral Column) เป็นแกนกลางของลำตัวซึ่งเป็นส่วนที่สำคัญมากส่วนหนึ่งของร่างกายจัดอยู่ในประเภทโครงกระดูกแกน เมื่อเริ่มเข้าสู่วัยสูงอายุกระดูกจะเสื่อมลง ทำให้ผู้สูงอายุเสี่ยงต่อการเกิดโรคกระดูกสันหลังเสื่อมและโรคกระดูกพรุน (Osteoporosis)

ข้อมูลของศูนย์วิจัยประชากร มหาวิทยาลัยมหิดลในปี พ.ศ.2558 รายงานว่า ประชากรไทยมีอายุยืนขึ้น โดยชายไทยมีอายุยืนขึ้นถึง 71.6 ปี และหญิงไทยมีอายุยืนถึง 78.4 ปี จากการสำรวจความชุกของโรคกระดูกพรุนในหญิงไทยในชุมชน ปี พ.ศ.2554 พบว่า หญิงไทยที่มีอายุมากกว่า 40 ปี มีโรคกระดูกพรุนที่กระดูกสันหลังระดับบั้นเอว (Lumbar Spine) ร้อยละ 19 และที่กระดูกคอสะโพก (Femoral Neck) ร้อยละ 11 นอกจากนี้ หญิงที่มีโรคกระดูกพรุนที่กระดูกสันหลังร้อยละ 60 ไม่ทราบว่าตนเองมีกระดูกพรุนเพราะไม่มีอาการแสดงที่เด่นชัด แต่การเกิดโรคกระดูกพรุนที่กระดูกสันหลังหากไม่ได้รับการรักษาจะส่งผลให้เกิดกระดูกสันหลังทรุด (Vertebral Compression Fracture) ในเวลาต่อมากระดูกสันหลังทรุดจะทำให้ผู้ป่วยมีอาการปวดหลังเรื้อรัง หลังจุ่มงอหรือคด เสียการทรงตัว หรือมีภาวะกระดูกสันหลังทับเส้นประสาท

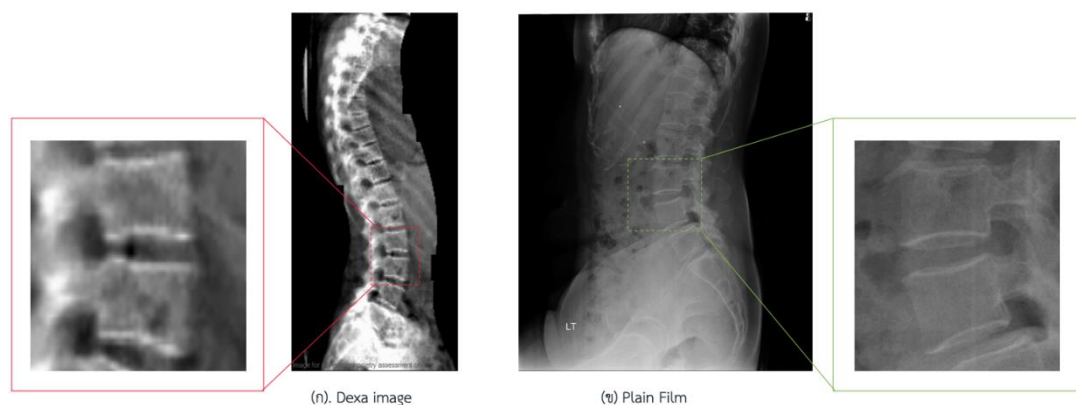
ปัจจุบัน การตรวจวินิจฉัยกระดูกสันหลังทรุดสามารถตรวจด้วยการถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไปของกระดูกสันหลัง โดยพื้นที่ของกระดูกที่ทำการถ่ายภาพ (The Region of Interest) ขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่ผู้ป่วยมีอาการปวดหรือแพทย์ตรวจร่างกายแล้วสงสัยว่ากระดูกสันหลังข้อนั้นมีรอยโรค การถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไปของกระดูกสันหลังโดยทั่วไปแบ่งเป็น 3 ระดับคือ กระดูกสันหลังระดับคอ (Cervical Spine) กระดูกสันหลังระดับทรวงอก (Thoracic Spine) และกระดูกสันหลังระดับบั้นเอวกับกระดูกใต้กระเบนเหน็บ (Lumbosacral Spine) โรคกระดูกพรุนส่วนใหญ่จะพบกระดูกสันหลังทรุดได้บ่อยที่ตำแหน่งของกระดูกสันหลังระดับทรวงอกส่วนล่าง (T11-T12 levels) และกระดูกสันหลังระดับบั้นเอว (L1-L4 levels) (รูปที่ 1ข.) ซึ่งการถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไปหากต้องการตรวจหากระดูกทรุดที่กระดูกสันหลังระดับทรวงอกและกระดูกสันหลังระดับบั้นเอวจะต้องถ่ายภาพผู้ป่วย 2 ครั้งแยกกัน เพราะแผ่นรับภาพมีความยาวไม่เพียงพอและต้องใช้ Software Stitching ในการต่อภาพถ่ายซึ่งมีราคาแพงและมีเฉพาะบางโรงพยาบาลที่ซื้อ Software ดังกล่าวเพิ่ม การตรวจกระดูก

ทรวดด้วยภาพถ่ายรังสีกระดูกสันหลังด้านข้างที่ตรวจด้วยเครื่องตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกสองพลังงาน (Dual Energy X-Ray Absorptiometry หรือ DXA) จึงมีประโยชน์ต่อการวินิจฉัยกระดูกทรุดที่เกิดจากโรคกระดูกพรุน

การตรวจกระดูกทรุดด้วยภาพถ่ายรังสีกระดูกสันหลังด้านข้างที่ตรวจด้วยเครื่อง DXA เรียกว่า การตรวจ Vertebral Fracture Assessment หรือ VFA (รูปที่ 1ก.) ผู้ที่มาตรวจวัดความหนาแน่นกระดูก (Bone Mass Density หรือ BMD) เพื่อวินิจฉัยโรคด้วยเครื่อง DXA จะได้รับการตรวจ VFA เพิ่มเติมหากมีข้อบ่งชี้ของการตรวจคือ ผู้ที่ผลการตรวจ BMD พบค่า T-score น้อยกว่า -1.0 และมีภาวะดังต่อไปนี้ร่วมด้วยอย่างน้อย 1 ข้อ

1. หญิงอายุมากกว่าหรือเท่ากับ 70 ปีหรือชายอายุมากกว่าหรือเท่ากับ 80 ปี
2. มีประวัติว่าเตี้ยลงมากกว่า 4 เซ็นติเมตรหรือ 1.5 นิ้ว
3. ให้ประวัติว่าเคยมีกระดูกสันหลังทรุดมาก่อน
4. รับประทานยาสเตียรอยด์มากกว่าหรือเท่ากับ 5 มิลลิกรัมต่อวันติดต่อกันอย่างน้อย

3 เดือน



รูปที่ 1-1 เปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างภาพถ่ายกระดูกสันหลังด้านข้างจากการตรวจด้วยเครื่อง DXA (ก.)และตรวจด้วย Plain Film (ข.)

ที่มา : spineweb

1.2 ประเด็นปัญหางานวิจัย

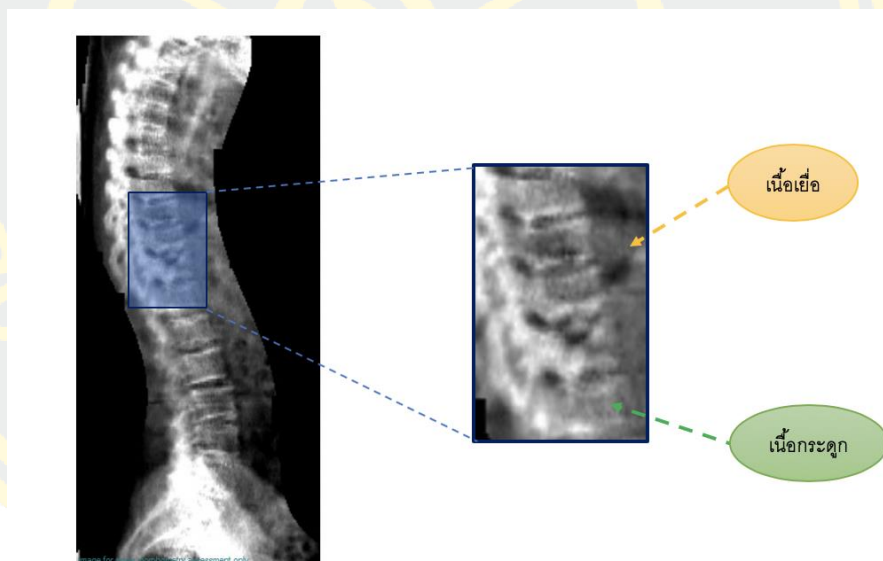
งานวิจัยนี้มีปัญหา 2 ประเด็นคือ

1.2.1 ภาพถ่ายกระดูกสันหลังที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่อง DXA มีความคมชัดน้อย ทำให้กำหนดขอบเขตของกระดูกสันหลังส่วนหน้า (Vertebral Body) จากภาพถ่ายที่ได้จากการตรวจเครื่อง DXA เป็นไปได้ยาก

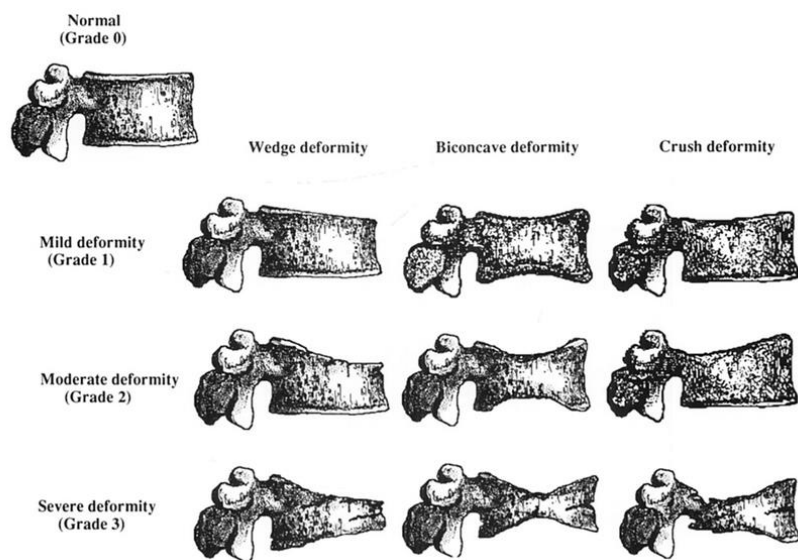
1.2.2 ไม่สามารถแยกหรือระบุพื้นที่กระดูกสันหลังส่วนหน้าแท้จริงของผู้สูงอายุที่มีภาวะกระดูกสันหลังเสื่อมได้จากภาพถ่ายที่ตรวจด้วยเครื่อง DXA

รายละเอียดในแต่ละประเด็นมีดังนี้

ประเด็นที่ 1 แม้ว่าการตรวจ VFA จะสามารถประเมินกระดูกทรุดในผู้ที่มารับการตรวจ BMD แต่ภาพถ่ายมีความคมชัดน้อยกว่าภาพถ่ายเอกซเรย์ค่อนข้างมาก (รูปที่ 1) เนื่องจากค่าพลังงานที่ใช้ในการถ่ายภาพกระดูกของเครื่อง DXA ต่ำกว่าเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป (~61 keV เปรียบเทียบกับ ~85 keV) เมื่อภาพถ่ายมีความคมชัดน้อยจะทำให้กำหนดขอบเขตของกระดูกสันหลังส่วนหน้า (Vertebral Body) จากภาพถ่ายที่ได้จากการตรวจเครื่อง DXA เป็นไปได้ยาก การกำหนดขอบเขตของกระดูกสันหลังส่วนหน้ามีความสำคัญต่อการวินิจฉัยและแบ่งระดับความรุนแรงของกระดูกทรุดตามเกณฑ์การวินิจฉัยของ Genant และคณะ (รูปที่ 1-3) ซึ่งงานวิจัยนี้จะนำเสนอวิธีการสำหรับการกำหนดเฉพาะบริเวณของกระดูกสันหลัง (Localization) จากภาพถ่าย DXA เพื่อกำหนดขอบเขตของกระดูกสันหลังส่วนหน้า



รูปที่ 1-2 แสดงลักษณะสีของกระดูกสันหลังและองค์ประกอบอื่นภายในภาพถ่ายเอ็กซเรย์สองพลังงาน



รูปที่ 1-3 เกณฑ์การวินิจฉัยกระดูกทรุดตาม Genant visual semi-quantitative method
ที่มา: Genant et al., (1993)

ประเด็นที่ 2 ผู้สูงอายุที่มีอายุมากกว่า 70 ปี ส่วนใหญ่จะมีภาวะกระดูกสันหลังเสื่อม ทำให้มีกระดูกงอก (Osteophyte) หรือการหนาตัวของขอบกระดูกด้านบนและด้านล่าง (Sclerosis of Vertebral Endplate) ที่แพทย์สามารถเห็นรอยโรคได้ชัดจากภาพถ่ายเอกซเรย์ แต่ภาพถ่ายจากเครื่อง DXA มีความคมชัดน้อยกว่า (รูปที่ 1-4) ทำให้การกำหนดขอบเขตของกระดูกสันหลังจากภาพถ่ายที่ได้จากการตรวจเครื่อง DXA มีความยากขึ้นเพราะแยกไม่ออกระหว่างขอบกระดูกจริงและรอยโรค (รูปที่ 1-5) ซึ่งงานวิจัยนี้จะนำเสนอวิธีการปรับความคมชัดของภาพถ่าย DXA



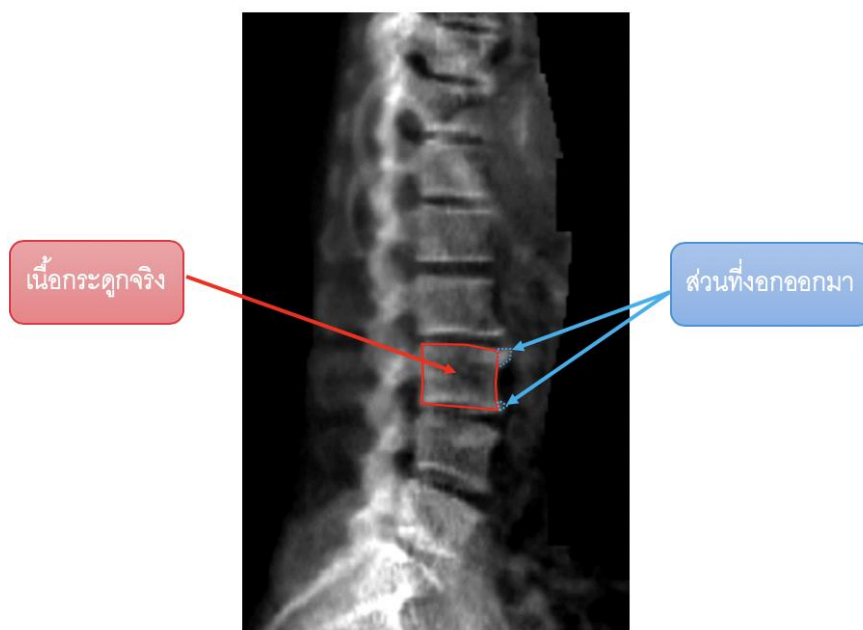
(ก)



(ข)

รูปที่ 1-4 ภาพถ่ายด้านข้างของผู้ป่วยกระดูกสันหลังเสื่อมที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่อง DXA (ก.) ภาพถ่ายเอกซเรย์
(ข)

ที่มา : โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพา



รูปที่ 1-5 แสดงการระบุบริเวณระหว่างกระดูกจริงและส่วนที่ไม่ใช่กระดูก

1.3 วัตถุประสงค์งานวิจัย

1.3.1 เพื่อพัฒนาซอฟต์แวร์ต้นแบบที่ปรับความคมชัดของภาพถ่ายรังสีกระดูกสันหลังด้านข้างที่ตรวจด้วยเครื่อง DXA ให้สามารถวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทรุดได้ถูกต้องและแม่นยำ

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

ข้อมูลภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังระดับบั้นเอว (Lumbar Spine) ที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่อง DXA และจากการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปของผู้มารับบริการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกระหว่างเดือนกรกฎาคมถึงเดือนธันวาคมปี พ.ศ.2562 ที่โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพา จำนวน 70 ชุดข้อมูล

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 ได้ซอฟต์แวร์ต้นแบบที่ปรับความคมชัดของภาพถ่ายรังสีกระดูกสันหลังด้านข้างที่ตรวจด้วยเครื่อง DXA ให้สามารถวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทรุดได้ถูกต้องและแม่นยำ

1.6 แผนการดำเนินงาน

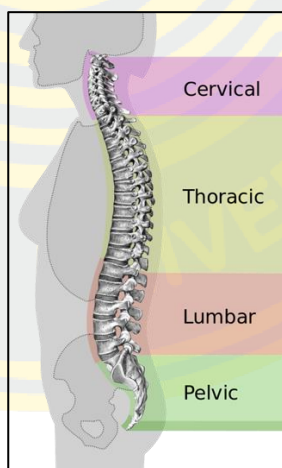
บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 กายวิภาคกระดูกสันหลังของมนุษย์

โครงกระดูกของมนุษย์เกิดจากโครงสร้างของกระดูกชิ้นต่าง ๆ ในร่างกาย ข้อต่อ เอ็น กล้ามเนื้อ กระดูกอ่อน และอวัยวะต่าง ๆ นั้นเชื่อมต่อกัน ในผู้ใหญ่จะมีกระดูกประมาณ 206 ชิ้น หรือประมาณ 20% ของน้ำหนักร่างกาย อย่างไรก็ตาม ในแต่ละบุคคลอาจจะมีจำนวนของกระดูกที่แตกต่างกันไป ทารกแรกเกิดมีจำนวนกระดูกประมาณ 300 ชิ้น ซึ่งในระหว่างการเจริญเติบโตกระดูกบางชิ้นจะเชื่อมรวมกัน เช่น ส่วนกระเบนเหน็บและส่วนก้นกบของกระดูกสันหลัง ทั้งนี้ในทารกแรกเกิดจะมีโครงสร้างของกระดูกอ่อนอยู่มาก เพื่อให้มีการสร้างโครงสร้างของกระดูกระหว่างการเจริญเติบโตและมีการพัฒนาไปเป็นกระดูกทั้งหมด เมื่อสิ้นสุดช่วงวัยรุ่น กระดูกจะติดต่อกับกระดูกชิ้นอื่นด้วยเอ็นและกล้ามเนื้อเพื่อประกอบเป็นโครงกระดูก ยกเว้นกระดูกโคนลิ้น (Hyoid Bone) ซึ่งเป็นกระดูกที่ไม่ติดต่อกับกระดูกชิ้นอื่น ๆ โดยตรงแต่จะยึดเอ็นและกล้ามเนื้อใกล้เคียงในบริเวณส่วนบนของคอหอย ด้วยกระดูกต้นขา (Femur) ซึ่งเป็นกระดูกชิ้นที่ใหญ่ที่สุดในมนุษย์ ขณะที่กระดูกโกลน (Stapes) กระดูกชิ้นเล็กที่สุดซึ่งเป็นกระดูกของหูชั้นกลางชิ้นหนึ่ง



รูปที่ 2-1 กระดูกสันหลังมนุษย์

ที่มา : Crochot (2014)

กระดูกสันหลังนอกจากเป็นโครงสร้างแข็งแรงที่ปกป้องแกนของไขสันหลัง นอกจากนั้นทำหน้าที่เป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อของหลังแล้วยังเชื่อมต่อกับกะโหลกศีรษะ (Skull) กระดูกสะบัก (Scapula) กระดูกเชิงกราน (Pelvic Bones) และกระดูกซี่โครง (Ribs) **กระดูกสันหลังมี 33 ชิ้น ซึ่งจำแนกตามตำแหน่งและรูปร่างลักษณะ ดังนี้**

กระดูกสันหลังส่วนคอ (Cervical Vertebrae) กระดูกสันหลังส่วนนี้ทำหน้าที่เป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อและเอ็นที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของลำคอและศีรษะ มีจำนวน 7 ชิ้น ช่วงลำคอ

กระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic Vertebrae) มีลักษณะพิเศษคือจะมีจุดเชื่อมต่อสำหรับกระดูกซี่โครง ซึ่งเป็นโครงสร้างสำคัญของช่องอก มีจำนวน 12 ชิ้น ในส่วนอก

กระดูกสันหลังส่วนบั้นเอว (Lumber Vertebrae) มีขนาดใหญ่เพื่อรองรับน้ำหนักของร่างกายตอนบน และมีส่วนเป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อที่เป็นผนังทางด้านหลังของช่องท้อง มีจำนวน 5 ชิ้น ในช่วงเอว

กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (Sacral Vertebrae) ซึ่งเดิมมี 5 ชิ้น แต่จะเชื่อมรวมกันเป็นชิ้นเดียว และจะต่อกับกระดูกเชิงกราน (Pelvic Bone) โดยจะมีช่องเปิด (Sacral Foramina) เพื่อเป็นทางผ่านของเส้นประสาทที่ไปยังบริเวณเชิงกรานและขา

กระดูกสันหลังส่วนก้นกบ (Coccygeal Vertebrae) ซึ่งเดิมมี 4 ชิ้น ซึ่งจะเชื่อมกันเป็นกระดูกชิ้นเดียวเป็นกระดูกรูปสามเหลี่ยมที่ปลายด้านล่างสุด

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 และจะเป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อและเอ็นต่างๆมากมาย

Transverse Process เป็นส่วนที่ยื่นออกมาจากรอยต่อระหว่างเพดิเซลและลามินี และยื่นออกมาทางด้านข้างเฉียงไปทางด้านหลังเล็กน้อย และเป็นจุดต่อกับกระดูกซี่โครง ในกระดูกสันหลังส่วนอก

Superior and Inferior Articular Processes ยื่นออกมาจากรอยต่อระหว่างเพดิเซลและลามินีของกระดูกสันหลังแต่ละชิ้น ซึ่งจะเป็จุดที่ต่อกันระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละชิ้นนอกจากที่บริเวณหมอนรองกระดูกสันหลัง

กระดูกสันหลังส่วนคอ (Cervical Vertebrae)

ลักษณะทั่วไปของกระดูกสันหลังส่วนคอก็คือจะค่อนข้างเล็กและเตี้ย รูปร่างของ Body เมื่อมองจากด้านบนจะออกเป็นรูปสี่เหลี่ยม ซึ่งจะเว้าทางด้านบน แต่ยื่นออกทางด้านล่าง Vertebral foramen จะเป็นรูปสามเหลี่ยม มี Spinous Process ที่สั้นและแยกเป็นสองแฉก (Bifid) ที่สำคัญคือมีช่องที่ Transverse Process ที่เรียกว่า ฟอราเมน ทรานส์เวอร์สซารีเยียม (Foramen Transversarium) ซึ่งภายในเป็นที่อยู่ของหลอดเลือดแดงเวอร์ทีบรัล (Vertebral Artery) ซึ่งนำเลือดขึ้นไปเลี้ยงบริเวณก้านสมองและไขสันหลัง กระดูกสันหลังส่วนคอที่มีลักษณะเฉพาะคือชิ้นแรกและชิ้นที่สอง ซึ่งเรียกว่า แอตลาส (Atlas) และแอ็กซิส (Axis) ตามลำดับ

กระดูกสันหลังส่วนคอชิ้นแรก (First Cervical Vertebra) หรือแอตลาส (Atlas) เป็นกระดูกสันหลังที่ต่อกับกะโหลกศีรษะโดยตรง ลักษณะที่สำคัญคือจะไม่มีส่วนของ Body แต่ตรงกลางจะเป็นช่องเปิดใหญ่ที่ล้อมรอบด้วยแนวกระดูกโค้งทั้งทางด้านข้าง ด้านหน้าและด้านหลังที่บริเวณผนังด้านข้างของช่องนี้ทางด้านบนจะเป็นจุดต่อกับปุ่มท้ายทอย (Occipital Condyle) ของกะโหลกศีรษะ โดยข้อต่อท้ายทอย (Atlanto-Occipital Joint) ขมที่ส่วนด้านล่างจะต่อกับ Superior Articular Process ของกระดูกสันหลังส่วนคอชิ้นที่สอง ที่แนวกระดูกโค้งทางด้านหน้าจะเป็นพื้นผิวข้อต่อสำหรับเดือยที่เรียกว่า เดนส์ (Dens) ซึ่งยื่นขึ้นมาจาก Body ของกระดูกสันหลังส่วนคอชิ้นที่สอง และจะถูกตรึงไว้กับที่ด้วยเอ็นแนวขวาง (Transverse Ligaments of Atlas) ซึ่งอยู่ทางด้านหลัง โครงสร้างนี้ทำหน้าที่คล้ายเดือยที่ทำให้แอตลาสสามารถหมุนได้ในระดับหนึ่ง ส่วน Transverse Processes ของกระดูกสันหลังส่วนคอชิ้นแรกนี้จะยื่นออกไปทางด้านข้างมากเป็นพิเศษ ซึ่งจุดนี้จะเป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อต่าง ๆ ที่ช่วยในการเคลื่อนไหวของข้อต่อระหว่างกระดูกแอตลาสกับแอ็กซิส (Atlanto-Axial Joint)

กระดูกสันหลังส่วนคอชิ้นที่สอง (Second Cervical Vertebra) หรือแอ็กซิส (Axis) จะมีลักษณะที่สำคัญคือ Dens ที่ยื่นขึ้นไปด้านบน นอกจากนี้ที่บริเวณด้านข้างเยื้องไปทางด้านบนเล็กน้อยของ Dens จะมีรอยปุ่มเล็ก ๆ ทั้งสองด้าน ซึ่งเป็นจุดเกาะของเอ็น Alar Ligaments ซึ่งเชื่อมระหว่าง Dens กับ Occipital Condyle และป้องกันการหมุนที่มากเกินไประหว่างศีรษะและกระดูกสันหลังส่วนคอ

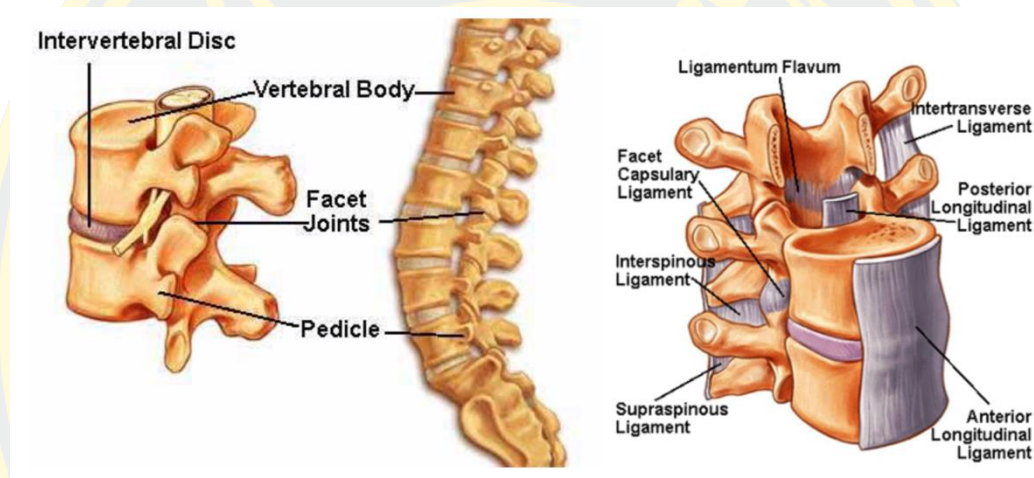
กระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic Vertebrae)

กระดูกสันหลังส่วนอกทั้ง 12 ชิ้นจะมีลักษณะเด่นคือรอยต่อกับกระดูกซี่โครง (Costal Facets) ที่แต่ละข้างของ Vertebral Body เพื่อติดต่อกับปลายส่วนหัวของกระดูกซี่โครง นอกจากนี้

บน Transverse Process ยังมีรอยต่อทางด้านข้าง (transverse Costal Facets) เพื่อต่อกับส่วนปุ่มของกระดูกซี่โครง (Tubercle of Rib)

กระดูกสันหลังส่วนบั้นเอว (Lumbar spine)

กระดูกสันหลังส่วนเอว (Lumbar Spine) ประกอบด้วยกระดูก 5 ชั้น คือ L1-L5 ซึ่งกระดูก L1 จะต่อกับกระดูก T12 และกระดูก L5 จะเชื่อมต่อกับกระดูก Sacrum กระดูกสันหลังส่วนเอว (Lumbar Spine) แต่ละอันมีส่วนต่าง ๆ คือ Vertebral Body, Lamina, Pedicle, Spinous Process, Transverse Process, Superior Articular Process, Inferior Articular Process และ Pars Interarticularis



รูปที่ 2-2 องค์ประกอบของกระดูกสันหลังส่วนเอว

ที่มา : แสงเตย (ม.ป.ป.)

1. Vertebral Body เป็นส่วนที่ใหญ่ที่สุด อยู่ด้านหน้า และเป็นส่วนที่รับน้ำหนักมากที่สุด
2. Lamina เป็นส่วนที่อยู่ด้านหลังต่อ Thecal Sac จะทำหน้าที่เป็นเหมือนหลังคาของโพรงกระดูกสันหลัง (Spinal Canal)
3. Pedicle เป็นส่วนที่อยู่ด้านข้างของโพรงกระดูกสันหลัง (Spinal Canal) ในกระดูกสันหลังแต่ละอันจะมี Pedicle 2 อัน ซึ่งเป็นส่วนที่เชื่อมระหว่าง Vertebral Body กับ Lamina
4. Spinous Process เป็นส่วนที่ยื่นต่อมาจากด้านหลังของ Lamina
5. Transverse Process เป็นส่วนที่ยื่นต่อไปทางด้านข้างที่ตำแหน่งรอยต่อระหว่าง Pedicle กับ Lamina
6. Superior Articular Process เป็นส่วนที่ยื่นต่อไปทางด้านบนที่ตำแหน่งรอยต่อระหว่าง Pedicle กับ Lamina

7. Inferior Articular Process เป็นส่วนที่ยื่นต่อไปทางด้านล่างที่ตำแหน่งรอยต่อระหว่าง Pedicle กับ Lamina โดย Inferior Articular Process ของกระดูกอันบนร่วมกับ Superior Articular Process ของกระดูกอันล่างรวมกันเป็น Facet Joint

8. Pars Interarticularis เป็นส่วนที่เชื่อมระหว่าง Superior กับ Inferior Articular Process ของกระดูกอัน เดียวกัน ซึ่งถ้ามีการหักของ Pars Interarticularis เรียกว่า Spondylolysis ถ้ามีการเคลื่อนของกระดูกสันหลังร่วมด้วย เรียกว่า Spondylolisthesis

กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (Sacral Vertebrae) และส่วนก้นกบ (Coccyx)

กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บเป็นกระดูกห้าชิ้นที่เชื่อมรวมกันเป็นชิ้นเดียว และมีปลายชี้ไปทางด้านล่าง ลักษณะของกระดูกชิ้นนี้จะเว้าทางด้านหน้าและนูนออกไปทางด้านหลัง ทางด้านบนจะมีรอยต่อขนาดใหญ่กับกระดูกสันหลังส่วนบั้นเอวชิ้นที่ 5 ส่วนด้านล่างจะต่อกับกระดูกสันหลังส่วนก้นกบ ที่ด้านข้างรอยต่อรูปตัว L ขนาดใหญ่เพื่อต่อกับกระดูกเชิงกราน พื้นผิวทั้งด้านหน้าและด้านหลังจะมีช่องเปิดอยู่ด้านละ 4 คู่ ซึ่งคือ Posterior and Anterior Sacral Foramina ซึ่งเป็นทางออกของแขนงเส้นประสาทจากไขสันหลังที่ออกไปสู่บริเวณเชิงกรานและขา สำหรับกระดูกสันหลังส่วนก้นกบ (Coccyx) จะอยู่ด้านล่างสุดของกระดูกสันหลัง เป็นกระดูกเล็ก ๆ รูปสามเหลี่ยม และไม่มีทั้ง Vertebral Arch และ Vertebral Canal

ช่องเปิดระหว่างกระดูกสันหลัง (Intervertebral Foramina)

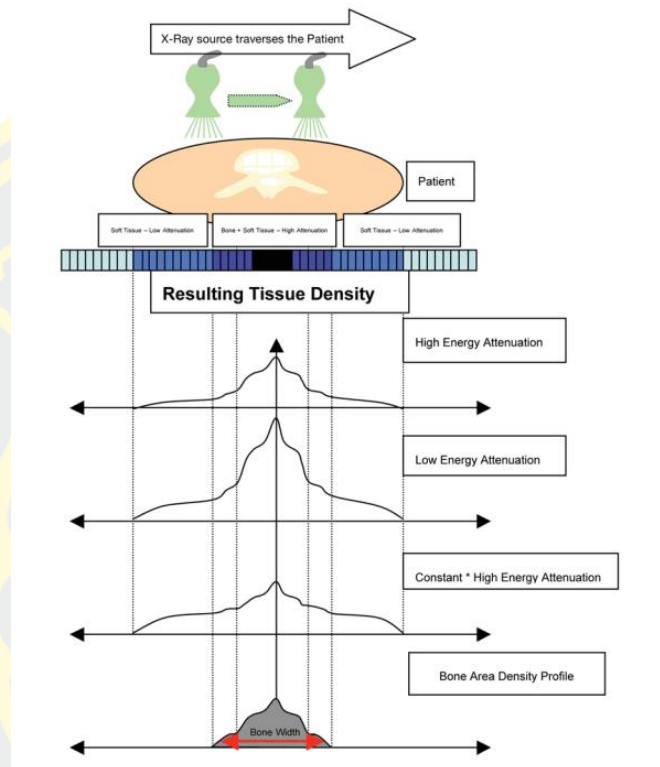
ช่องเปิดระหว่างกระดูกสันหลัง (Intervertebral Foramina) นี้เป็นช่องที่อยู่ทางด้านข้างระหว่างรอยต่อของกระดูกสันหลังสองชิ้นที่อยู่ติดกัน และเป็นทางผ่านของเส้นประสาทไขสันหลัง (Spinal Nerves และหลอดเลือดต่าง ๆ ที่ผ่านเข้าออกช่องภายในกระดูกสันหลังและบริเวณไขสันหลัง และเนื่องจากขอบเขตของช่องส่วนใหญ่เป็นกระดูกและเอ็น ดังนั้นความผิดปกติของโครงสร้างโดยรอบช่องเปิดนี้ รวมถึงกล้ามเนื้อและข้อต่อ จะส่งผลต่อหลอดเลือดเส้นประสาทที่ผ่านช่องนี้ด้วย

2.1.2 การตรวจ VFA โดยใช้เครื่อง DXA

การบริการตรวจ VFA โดยใช้เครื่อง DXA จะทำการตรวจในผู้ป่วยที่มารับบริการตรวจวัด BMD และมีข้อบ่งชี้ตามเกณฑ์มาตรฐานของสมาคมการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกสากล (The International Society for Clinical Densitometry หรือ ISCD) ดังกล่าวข้างต้น

หลักการการทำงานของเครื่อง DXA มีดังนี้ เครื่อง DXA จะปล่อยพลังงานรังสีเอกซเรย์ระดับต่ำ 2 พลังงานผ่านร่างกาย รังสีเอกซเรย์จะวิ่งผ่านอวัยวะต่าง ๆ ที่มีความหนาแน่นไม่เท่ากันไปยังแผ่นรับภาพ (Detector) เนื่องจากเครื่อง DXA มีการปล่อยรังสีเอกซเรย์ 2 พลังงาน พลังงานแรกมีระดับของรังสีในปริมาณที่สูงกว่า (High energy attenuation) คือ ~61 keV สำหรับการถ่ายภาพกระดูก (Bone) และพลังงานที่สองที่มีระดับของรังสีในปริมาณที่ต่ำกว่า (Low energy attenuation) คือ

~35 keV สำหรับการถ่ายภาพเนื้อเยื่อ (Soft Tissues) หลังจากถ่ายภาพเรียบร้อยแล้ว โปรแกรมในเครื่อง DXA จะทำการประมวลผลโดยนำเอาความหนาแน่นของกระดูกและเนื้อเยื่อที่ได้จากภาพถ่ายทั้งสองพลังงานมาหักลบกัน (Dual Energy Subtraction) ดังรูปที่ 2-3



รูปที่ 2-3 ประมวลผลความหนาแน่นของกระดูกและเนื้อเยื่อจากภาพถ่าย โดยใช้เทคนิค Dual Energy Subtraction

ที่มา : MedThai (2018)

2.1.3 การประมวลผลภาพและการแพทย์

การประมวลผลภาพ หมายถึง การนำภาพมาประมวลผลหรือคิดคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์ เพื่อให้เราได้ข้อมูลที่ต้องการ โดยมีกระบวนการอยู่หลากหลายลักษณะ เช่น การปรับปรุงคุณภาพของภาพให้มีความคมชัดมากขึ้น (Image Enhancement) การแปลงข้อมูลรูปภาพ (Image Transformation) การนิยามภาพ (Image Description) การกรองภาพ (Image Filters) การคืนสภาพ (Image Restoration) การบีบอัด ข้อมูลภาพ (Image Compression) การแบ่งภาพแล้วการหาขอบภาพของวัตถุ (Image Segmentation and Edge Detection) จากกระบวนการดังกล่าวนี้ ปัจจุบันมีการนำมาประยุกต์ใช้งาน กันอย่างแพร่หลาย เช่น ด้านการแพทย์ ด้านคมนาคม ด้านความปลอดภัย เป็นต้น ซึ่งเห็นได้ว่าการ ประมวลผลภาพมีส่วนเข้ามาช่วยในกิจกรรมของมนุษย์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับงานวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์ ที่อาจจะนำกระบวนการหรือศาสตร์ที่จำเป็นการประมวลผลภาพ หมายถึง การนำภาพมาประมวลผลหรือคิดคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์ เพื่อให้ได้ข้อมูล

ที่เราต้องการทั้งในเชิงคุณภาพและปริมาณ โดยทำงานของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัยโรค หรือตรวจหาความผิดปกติของอวัยวะในร่างกาย

ในปัจจุบันเทคนิคการถ่ายภาพทางการแพทย์มีความหลากหลายมากขึ้น เช่น ภาพถ่ายรังสีเอกซ์ (X-ray) ซึ่งเกิดจากการปล่อยรังสีเอกซ์จากเครื่องกำเนิดไปยังเป้าหมายเพื่อให้เกิดเงาโดยจะมีแผ่นฟิล์มมารองรับสำหรับบันทึกภาพ ซึ่งภาพที่ได้จะแสดงองค์ประกอบแตกต่างกันโดยส่วนที่เป็นสีขาวเป็นส่วนที่รังสีเอกซ์ผ่านไปได้ยากและส่วนที่รังสีเอกซ์ผ่านได้ง่ายจะมีสีเทาหรือดำ เป็นต้น ภาพถ่ายรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (Computer Tomography) เป็นภาพที่พัฒนามาจากปัญหาของภาพถ่ายรังสีเอกซ์ที่ต้องการวิเคราะห์รายละเอียดของภาพเพิ่มมากขึ้น โดยรังสีที่ใช้จะใช้รังสีเอกซ์เช่นเดียวกันแต่จะแตกต่างกันตรงที่เครื่องที่ใช้จะมีหัวอ่าน (Detector) หลายตัวอยู่ภายในเพื่อรับภาพเงาที่เกิดขึ้นและจะหมุนต้นกำเนิดรังสีไปโดยรอบเพื่อให้ได้ภาพจากหลายๆมุม เป็นต้น ภาพถ่ายด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging) จะใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไปยังเป้าหมายเพื่อเปลี่ยนแกนของโมเลกุลน้ำ แล้วดักจับคลื่นความถี่ที่ถูกปล่อยออกมาระหว่างที่โมเลกุลของน้ำคืนรูปแล้วนำสัญญาณที่ได้ไปประมวลผล โดยลักษณะของภาพนั้นอวัยวะส่วนใดที่มีปริมาณน้ำหนาแน่นจะเป็นภาพสีขาวหรือจะมีสีเทาอ่อนๆปะปนอยู่บางส่วน ส่วนบริเวณใดที่มีปริมาณของน้ำน้อยหรือเป็นโพรง ลักษณะของภาพจะเป็นสีดำหรือเทาเข้ม เป็นต้น ภาพถ่ายอัลตราซาวด์ (Ultrasound) เป็นภาพที่ได้จากการส่งคลื่นเสียงความถี่สูงเข้าไปในร่างกาย โดยอาศัยหลักการสะท้อนของเสียงส่วนใหญ่จะถูกนำไปใช้บริเวณตับ เป็นต้น ซึ่งทำให้เห็นแล้วว่าการประมวลผลภาพทางการแพทย์มีส่วนเกี่ยวข้องกับการดำเนินชีวิตของมนุษย์เป็นอย่างมาก

2.1.4 การปรับปรุงคุณภาพภาพ (Image Enhancement)

การปรับปรุงภาพ (Image Enhancement) เป็นกระบวนการในการแปลงข้อมูลภาพตัวเลขเพื่อที่จะสร้างภาพที่เน้นรายละเอียดที่ต้องการ หรือปรับพิสัยของโทนแสงที่ต้องการของภาพ เมื่อเปรียบเทียบกับข้อมูลหรือรายละเอียดอื่น ๆ ของภาพ เมื่อทำการปรับภาพจะมีการเน้นสารสนเทศในข้อมูลบางส่วน และอาจจะไปกดสารสนเทศในข้อมูลอีกส่วนหนึ่ง อาจจะต้องใช้วิธีการปรับปรุงภาพหลาย ๆ แบบในการทำงานครั้งหนึ่ง ๆ ซึ่งการปรับปรุงภาพแต่ละวิธีจะช่วยในการแปลภาพในแง่มุมมองที่แตกต่างกัน กระบวนการปรับปรุงภาพให้ดีขึ้นเพื่อประโยชน์การแปลภาพด้วยการมองด้วยตา (Visual Interpretation) โดยที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงเนื้อภาพ

สามารถแบ่งได้เป็น 2 Domains คือ การปรับปรุงคุณภาพภาพเชิงพื้นที่ (Image Enhancement in Spatial Domain) และการปรับปรุงคุณภาพภาพเชิงความถี่ (Image Enhancement in Frequency Domain)

Spatial Domain หมายถึงระนาบภาพ x และ y คือ ระยะทางในแนวแกนตั้งและแกนนอน วัดจากจุดกำเนิด และเป็นวิธีการในการจัดการภาพโดยตรงจากพิกเซลในภาพ สามารถเขียนสูตรได้ ดังนี้

$$g(x, y) = T[f(x, y)] \quad (2.1)$$

$$s = T(r) \quad (2.2)$$

เมื่อ $f(x, y)$ คือ ภาพนำเข้า $g(x, y)$ คือ ภาพผลลัพธ์ และ $T[]$ ฟังก์ชัน ที่ถูกกำหนดให้พื้นที่รอบ ๆ จุด (x, y)

1. การปรับปรุงภาพด้วยวิธี Bi-Histogram Equalization with Adaptive Sigmoid Functions (BEASF)

Bi-Histogram Equalization with Adaptive Sigmoid Functions เป็นวิธีการปรับปรุงภาพถ่าย โดยประกอบไปด้วยขั้นตอนหลัก 3 ขั้นตอนคือ การแยกฮิสโตแกรมของภาพ (Histogram Splitting) สร้างฟังก์ชันการแปลงแบบซิกมอยด์ (Sigmoid Transform Creation) และ การเชื่อมโยงข้อมูลหรือแมปปิง (Mapping)

1). การแยกฮิสโตแกรมของภาพ (Histogram Splitting)

ให้ I เป็นภาพนำเข้าที่มีขนาดเท่ากับ $M \times N$ และให้ m คือ ค่าเฉลี่ยของความเข้มสี ดังสมการ 2.3

$$m = \frac{\sum_{r=0}^{M-1} \sum_{c=0}^{N-1} I(r, c)}{M \times N} \quad (2.3)$$

ค่าเฉลี่ยของความเข้ม m เป็นจุดแยกสำหรับแยกฮิสโตแกรม H ออกเป็นสองฮิสโตแกรมย่อยคือ H_L และ H_U ดังสมการ 2.4 2.5 และ 2.6

$$H = H_L \cup H_U \quad (2.4)$$

$$H_L = \{H_0 + H_1 + \dots + H_m\} \quad (2.5)$$

$$H_U = \{H_{m+1} + H_{m+2} + \dots + H_{I-1}\} \quad (2.6)$$

หลังจากทำการแยกฮิสโตแกรมแล้ว จะคำนวณหาฟังก์ชันความหนาแน่นของความน่าจะเป็นของสองฮิสโตแกรมย่อย จากนั้นคำนวณค่ามัธยฐาน (Median) และฟังก์ชันความน่าจะเป็นสะสม (Cumulative Distribution Functions : cdf) สำหรับทั้งสองฮิสโตแกรมย่อย ถัดไปค่ามัธยฐาน (Median) ของ H_L และ H_U แทนด้วย μ_L และ μ_U ตามลำดับ

2). สร้างฟังก์ชันการแปลงแบบซิกมอยด์ (Sigmoid Transform Creation)

ฟังก์ชันซิกมอยด์แบบพารามิเตอร์ที่ไม่เป็นเชิงเส้นสองฟังก์ชันถูกสร้างขึ้นด้วยจุดกำเนิดของพวกมันซึ่งอยู่บนค่ามัธยฐานของฮิสโตแกรมย่อยที่สอดคล้องกัน เป้าหมายของฟังก์ชันเหล่านี้คือการเพิ่มความหนาแน่นของเสียงรบกวนและสะสมฟังก์ชันการกระจาย

3). การเชื่อมโยงข้อมูลหรือแมปปิง (Mapping)

การเชื่อมโยงข้อมูลหรือแมปปิงจะทำการปรับรูปภาพให้มีการกระจายตัวของความเข้มแสงอย่างสม่ำเสมอ (Histogram Equalization) และการยืดภาพเพื่อความคมชัด (Histogram Stretching) ฟังก์ชันในการเชื่อมโยงข้อมูลหรือแมปปิงฟังก์ชันถูกนำไปใช้กับแต่ละพิกเซลของภาพผลลัพธ์ของการปรับปรุงภาพนี้แสดงในรูปที่ 2-4 เปรียบเทียบภาพต้นฉบับ(ก) กับภาพที่ปรับปรุงแล้วที่สร้างขึ้นโดยใช้ BEASF (ข)

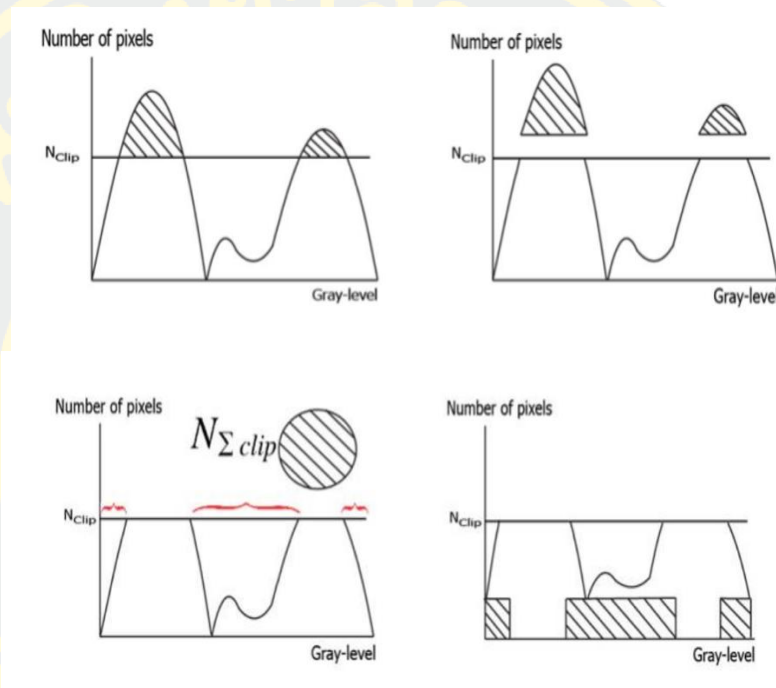


รูปที่ 2-4 เปรียบเทียบภาพต้นฉบับ(ก) กับภาพที่ปรับปรุงแล้วที่สร้างขึ้นโดยใช้ BEASF (ข)

2.การปรับปรุงความคมชัดของภาพด้วยวิธีการ Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)

วิธีการ Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) วิธีการเพิ่มคุณภาพของภาพ ซึ่งมีการพัฒนามาจาก Histogram Equalization (HE) วิธีการนี้จะพิจารณารายละเอียดข้อมูลจาก HE ในแต่ละค่าพิกเซลบนบริเวณพื้นส่วนกลางของภาพต้นฉบับ เป็นการลดการกระจายของสัญญาณรบกวนโดยค่าฮิสโตแกรมที่มีระดับสูงกว่าค่าเฉลี่ยพิกเซลในระดับ Gray จะ

ถูกตัดฮิสโตแกรม (Clip Histogram) แล้วนำมากระจายให้กับค่าความสว่างที่มีค่าความถี่สะสมไม่เกินค่า ฮิสโตแกรมที่มีระดับสูงกว่าค่าเฉลี่ยพิกเซลในระดับเทาซึ่งแทนด้วยตัวแปร N_{clip} ซึ่งเป็นค่า **Clip – limit** ที่ใช้เป็นเกณฑ์ในการตัดฮิสโตแกรม ดังรูปที่ 2-5 แสดงขั้นตอนการตัดฮิสโตแกรม ในขั้นตอนวิธี CLAHE สามารถเลือกใช้ฟังก์ชันถ่ายโอนได้หลายฟังก์ชันขึ้นอยู่กับลักษณะของภาพหรือความต้องการใช้ เช่น Gaussian Exponential และ Rayleigh เป็นต้น สามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.7



รูปที่ 2-5 แสดงขั้นตอนการตัดฮิสโตแกรม

$$N_{aver} = \frac{N_{CR-xp} \times N_{CR-yp}}{N_{gray}} \quad (2.7)$$

โดยที่

N_{aver} คือ ค่าเฉลี่ยพิกเซล

N_{gray} คือ หมายเลขของค่า Gray Scale ในแต่ละพื้นที่

N_{CR-xp} คือ หมายเลขของพิกเซลใน x มิติในแต่ละพื้นที่นั้นๆ

N_{CR-yp} คือ หมายเลขของพิกเซลใน y มิติในแต่ละพื้นที่นั้นๆ

จากพื้นฐานของสมการที่ 2.7 สามารถคำนวณจากสมการที่ 2.8

$$N_{CL} = N_{clip} \times N_{aver} \quad (2.8)$$

โดยที่

N_{CL} คือ ค่าระดับการตัดจริง

N_{clip} คือ ค่าสูงสุดต่าง ๆ ในระดับ Gray Scale ของค่าเฉลี่ยพิกเซลในระดับ Gray ตามลักษณะพื้นที่นั้น ๆ

โดยเมื่อค่าพิกเซลมีค่ามากกว่า N_{clip} พิกเซลนั้นจะถูกตัด จากนั้นค่าพิกเซลจะถูกกระจายไปยังทุกพิกเซลในภาพเท่าดังสมการที่ 2.9

$$N_{acp} = \frac{N_{\Sigma clip}}{N_{gray}} \quad (2.9)$$

โดย

N_{acp} คือ อัตราส่วนระหว่างผลรวมของฮิสโตแกรมต่อค่าสีระดับเทาจากพื้นฐานของสมการข้างต้น สามารถคำนวณค่าระดับของฮิสโตแกรมในแต่ละพื้นที่จากกฎดังสมการ 2.10

$$\text{If } H_{CR}(i) > N_{CL}, H_{NCR}(i) = N_{CL};$$

$$\text{Else if } H_{CR}(i) + N_{acp} \geq N_{CL}, H_{NCR}(i) = N_{CL}; \quad (2.10)$$

$$\text{Else } H_{CR}(i) = H_{CR}(i) + N_{acp} \quad (2.11)$$

โดยที่

$H_{CR}(i)$ คือ หมายเลขของแต่ละพิกเซลในระดับเทาของพื้นที่นั้น ๆ

i คือ หมายเลขของค่าในระดับเทา

หลังจากกระจายค่าฮิสโตแกรมใหม่ให้กับทุกพิกเซลในระดับเทาดังสมการ 2.12

$$S = \frac{N_{gray}}{N_{LP}} \quad (2.12)$$

โดยที่

S คือ ค่าฮิสโตแกรมใหม่ที่กระจายให้ทุกพิกเซล

N_{LP} คือ ค่าพิกเซลที่ตัดมาเพื่อใช้คำนวณค่าใหม่

3.การปรับปรุงความคมชัดของภาพด้วยวิธีการ Contract Adjustment

Contrast คือค่าความต่างของสีแต่ละจุดบนภาพนั้น เกิดจากการที่มองเห็นจุดที่อยู่ข้างๆกันแตกต่างกัน หากสองจุดต่างกันมากจะหมายถึง Contrast กันมาก ซึ่งความแตกต่างนี้ก็สัมพันธ์กับความเข้มแสงในแต่ละ Pixel ดังนั้น การปรับค่าความเข้มแสงในแต่ละ Pixel ให้แตกต่างกันมากขึ้นหรือน้อยลงนั้น จึงสามารถทำได้โดยการ คูณจำนวนเต็มตัวหนึ่งให้กับทุก ๆ Pixel ในภาพ เราก็จะมองเห็นความต่างของแต่ละ Pixel ได้มาก ตรงข้ามกันหากอยากให้ความต่างน้อยลง สามารถทำได้โดยการ คูณจำนวนทศนิยมที่น้อยกว่า 1 (แต่ไม่ติดลบ) ความต่างของแต่ละ Pixel ก็ลดลง

การปรับแต่งค่าความเข้มแสงของแต่ละ Pixel ยังสามารถใช้สำหรับปรับแต่งโทนสีของภาพ โดยรวมให้ได้แบบที่ต้องการอีกด้วย ซึ่งการปรับแต่งต่าง ๆ นี้ก็สร้างประโยชน์ในด้านอื่น ๆ อีกมาก เช่น การปรับภาพทางการแพทย์ที่ได้มาจากการสแกนร่างกาย ก็อาจจะทำให้การวินิจฉัยถูกต้องแม่นยำขึ้นเพราะเห็นภาพชัดขึ้น หรือการนำไปใช้ประโยชน์ทางอุตสาหกรรมที่ใช้ภาพในการคัดแยกผลิตภัณฑ์ทางการเกษตร เป็นต้น

2.1.5 การจำแนกบริเวณที่สนใจ (Region of Interest)

Region-of-interest (ROI) คือบริเวณที่เราสนใจ จะเป็นบริเวณใดหรือวัตถุใดภายในภาพก็ได้ โดยการตีกรอบล้อมรอบบริเวณที่สนใจ ด้วยวงกลม กรอบสี่เหลี่ยม หรือกรอบรูปเหลี่ยมใด ๆ เพื่อนำภาพเฉพาะส่วนดังกล่าวมาประมวลผล หรือเปลี่ยนแปลงภาพตามต้องการ โดยไม่มีผลกระทบต่อส่วนอื่น ๆ ซึ่งใน 1 ภาพ สามารถกำหนดได้หลายๆ ROI เมื่อกำหนดตำแหน่งต่าง ๆ แล้วจะสร้าง Mask ที่เป็น Binary Mask สำหรับใช้กำหนดขอบเขตที่จะมีการเปลี่ยนแปลงภายในรูปภาพนั้น ๆ โดยให้ค่าส่วนที่สนใจเป็น 1 หรือสีขาว และให้ส่วนอื่น ๆ เป็น 0 หรือสีดำ

2.1.6 ความหนาแน่นของความเข้มสี (Density of Intensity)

1. ความเข้มสี (Intensity) คือ ค่าความเข้ม หรือ ความเด่นของสี เพื่อเปรียบเทียบกับสีข้างเคียง ภาพขาวดำจะมีค่าความเข้มสี (Intensity) 2 ค่า ได้แก่ 0 และ 1 ซึ่ง 0 คือ สีดำ และ 1 คือ สีขาว ส่วนภาพระดับเทา (Gray Scale หรือ Gray Level) คือ ภาพขาวดำที่แต่ละ Pixel จะแทนด้วยระดับสีต่าง ๆ มีค่าความเข้มสี (Intensity) 256 ค่า คือ 0 ถึง 255 ซึ่งจะไล่ตั้งแต่ค่า 0 คือ สีดำ ไปจนถึง 255 คือ สีขาว

2. ความหนาแน่น (Density) คือ อัตราส่วนระหว่างมวลของวัตถุและปริมาตร การคำนวณค่าความหนาแน่นคำนวณได้จากสูตรในสมการ 2.13

$$Density = \frac{mass}{volume} \quad (2.13)$$

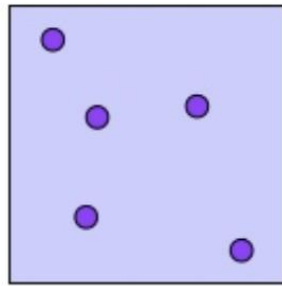
โดยที่

Density คือ ความหนาแน่น

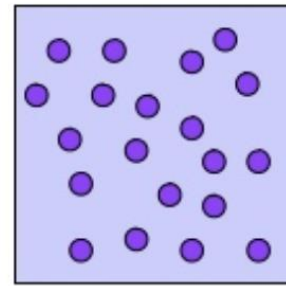
mass คือ มวล

volume คือ ปริมาตร

ความหนาแน่น (Density) ในการประมวลผลภาพ คือ พื้นที่ในภาพที่มีค่าสีเดียวกันเกาะกลุ่มกันอยู่จำนวนหลายพิกเซล จากรูปที่ 2-6 จากภาพภาพ(ก) แสดงถึงความหนาแน่นน้อย และภาพ(ข) แสดงความหนาแน่นมาก



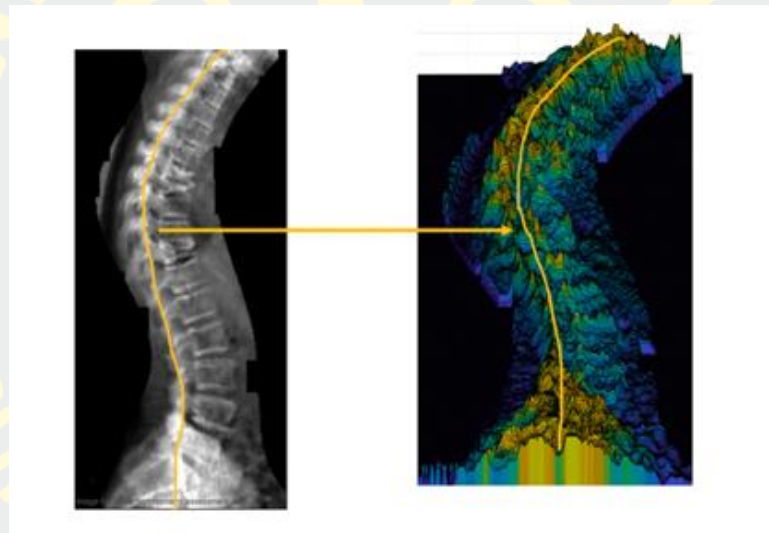
ภาพ(ก)



ภาพ(ข)

รูปที่ 2-6 แสดงการเปรียบเทียบความหนาแน่นน้อย(ก) และความหนาแน่นมาก (ข)

3.ความหนาแน่นของความเข้มสี (Density of Intensity) หมายถึง พื้นที่ความหนาแน่นของค่าความเข้มสีเดียวกันที่กระจุกตัวอยู่ในพิกเซลหรือตำแหน่งใกล้เคียงกัน



(ก)

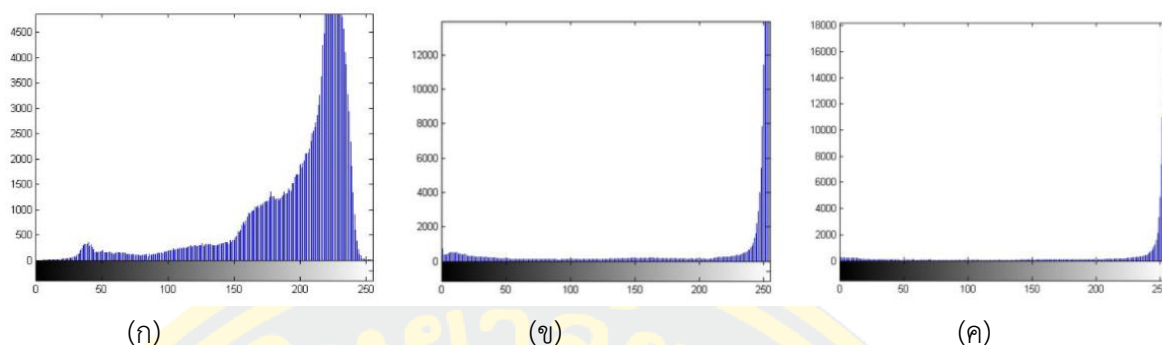
(ข)

รูปที่ 2-7 แสดงภาพต้นฉบับ(ก) และกราฟแสดงพื้นผิวของภาพ (Surface Plot) (ข)

จากภาพภาพ(ก) และภาพ(ข) บริเวณที่เส้นสีเหลืองลากผ่านคือพื้นที่ที่มีความหนาแน่นของค่าความเข้มสีเข้มสีขาว

2.1.7 การจับคู่ฮิสโตแกรม (Histogram Matching)

การจับคู่ของฮิสโตแกรมเป็นเทคนิคที่ใช้สำหรับค้นหาความสอดคล้องกันของฮิสโตแกรมที่มาจับคู่กัน ซึ่งในการเปลี่ยนแปลงภาพต้นฉบับให้มีโทนสีตามภาพเป้าหมายเป็นการดัดแปลงฮิสโตแกรมให้มีค่าสอดคล้องกันกับภาพต้นฉบับที่ต้องการ ตัวอย่างผลการจับคู่ของฮิสโตแกรมแสดงดังรูปที่ 2-8



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 2-8 แสดงการจับคู่ฮิสโตแกรม (ก) ฮิสโตแกรมของภาพต้นฉบับ (ข) ฮิสโตแกรมของภาพเป้าหมาย (ค) ฮิสโตแกรมที่ผ่านการจับคู่

2.1.8 การเลือกเส้นโค้งที่เหมาะสมด้วยวิธีการพหุนาม (Polynomial Curve Fitting)

การเลือกเส้นโค้งที่เหมาะสม (Curve Fitting) เป็นกระบวนการสร้างเส้นโค้งหรือฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ที่ดีที่สุดของชุดข้อมูลจุด โดยเส้นโค้งที่สร้างขึ้นจะประมาณให้มีความเหมาะสมและใกล้เคียงกับชุดข้อมูลจุด เป็นการหาฟังก์ชันเส้นโค้งที่สามารถแสดงแนวโน้มของความสัมพันธ์ของชุดข้อมูลได้อย่างเหมาะสมตลอดช่วงของชุดข้อมูล ซึ่งสามารถแบ่งออกได้เป็น

1.1 การหาเส้นโค้งที่เหมาะสมแบบเชิงเส้นหรือการถดถอยแบบเชิงเส้น (Linear Curve Fitting or Linear Regression) คือ การหาฟังก์ชันเส้นตรงที่สามารถใช้แทนชุดข้อมูลได้อย่างเหมาะสม ซึ่งฟังก์ชันเส้นตรงโดยทั่วไปจะอยู่ในรูปที่แสดงในสมการที่ 2.14

$$y_i = ax_i + b \quad (2.14)$$

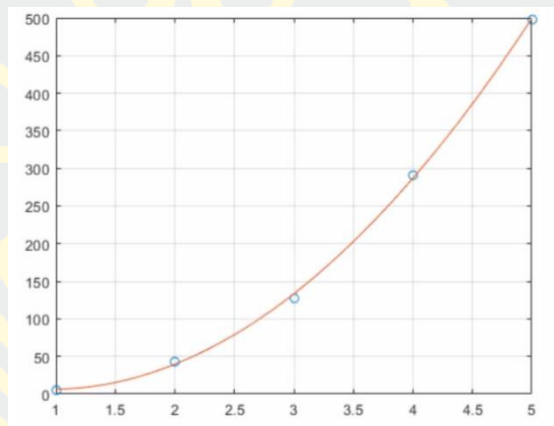
โดยที่ y_i คือ ค่าของตัวแปรตาม (Dependent Variable) ได้แก่ ค่าตามแนวแกน y ส่วน x_i คือค่าของตัวแปรอิสระ (Independent Variable) ได้แก่ ค่าตามแนวแกน x โดยที่ a และ b คือค่าคงที่ของฟังก์ชันซึ่งในที่นี้ a คือความชันของเส้นตรง และ b คือจุดตัดแกน y เมื่อ x_i มีค่าเท่ากับศูนย์ ดังนั้นในการหาเส้นโค้งที่เหมาะสมแบบเชิงเส้นก็คือ การหาค่า a และ b ที่จะทำให้ได้เส้นตรงที่เหมาะสมกับชุดข้อมูล

วิธีที่นิยมใช้ในการหาค่า a และ b คือ วิธีกำลังสองน้อยที่สุด (Least Square Method) ซึ่ง จะทำการหาค่าต่ำสุดของผลรวมของกำลังสองของผลต่างระหว่างค่าที่วัดได้กับค่าที่คำนวณได้จากฟังก์ชันเส้นตรง และจะได้สมการสำหรับหาค่า a และ b ในรูปของสมการเมตริก ซึ่งสามารถใช้วิธีการหาค่าตอบแบบเชิงเส้น (Linear Solving Method) ในการหาค่า a และ b ได้เช่น วิธีการกำจัดแบบเกาส์ (Gaussian Elimination Method) หรือ วิธีการหาค่าผกผันของเมตริก (Matrix Inversion Method) เป็นต้น

1.2 การหาเส้นโค้งที่เหมาะสมแบบไม่เป็นเชิงเส้น (Nonlinear Curve Fitting) คือ การหาสมการของ เส้นโค้งที่สามารถใช้แทนแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของชุดข้อมูลได้อย่างเหมาะสม ซึ่งสมการของเส้นโค้งอาจจะ อยู่ในรูปของฟังก์ชันพหุนาม (Polynomial Function) (สมการที่ 2.15 และ 2.16 โดยวิธีการหาค่าคงที่ของฟังก์ชันพหุนามสามารถใช้ วิธีกำลังสองน้อยที่สุด และการหาคำตอบแบบเชิงเส้นได้เช่นเดียวกับฟังก์ชันเส้นตรง ซึ่งจะสามารถ หาค่าคงที่ของฟังก์ชันพหุนามและจะได้ฟังก์ชันพหุนามที่เหมาะสมกับชุดของข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 2-9

$$y_i = a_0 + a_1x_1^1 + a_2x_2^2 + a_3x_3^3 + \dots + a_jx_i^j \quad (2.15)$$

$$= a_0 + \sum_{k=1}^j a_k x_i^k \quad (2.16)$$



รูปที่ 2-9 ตัวอย่างการประมาณค่าความโค้งด้วยวิธีการโพลีโนเมียล order ที่ 5

2.1.9 การประมวลผลภาพโดยการเปลี่ยนแปลงลักษณะโครงสร้างของภาพ (Morphological Image Processing)

การเปลี่ยนแปลงลักษณะรูปร่างหรือโครงสร้างของภาพ คือ ชุดของตัวดำเนินการที่ไม่เชิงเส้น (Non-Linear) เป็นการประมวลผลของภาพทางด้านโครงสร้างที่เกี่ยวกับการแยกส่วนประกอบของภาพออกเพื่อใช้ในการแสดงรูปร่างในเมตริกจะประกอบไปด้วยค่าระดับขาว-ดำ 2 ค่า คือ 0 และ 1 โดยเทคนิคการประมวลผลนี้มีตัวดำเนินการพื้นฐานที่สำคัญ (Morphological Operation) คือ การขยาย (Dilation) และ การกัดกร่อนภาพ (Erosion) ซึ่งจะมีส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring Element) เป็นตัวกำหนดรูปร่าง

1. ส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring Element)

ส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring Element) คือ เมตริกที่ถูกนิยามให้เป็นรูปร่างและขนาดที่เป็น Neighborhood เรียกอีกชื่อหนึ่งคือ มาสก์ (Mask) สำหรับทำ Morphological

Operation โดยในเมตริกจะประกอบด้วยค่า Binary 2 ค่า คือ 0 และ 1 ซึ่งสามารถมีรูปร่างตามที่เรา กำหนด โดยที่ 1 จะกำหนดเป็น Neighborhood จะนำไปแสดกลงบนภาพทั่วทั้งภาพ โดยจะไล่เทียบ กับทุกจุด (Pixel) บนภาพ เพื่อที่จะคำนวณค่าใหม่ ซึ่งขนาดของมาสก์นั้นส่วนใหญ่เป็นจำนวนคี่ เช่น 3*3 หรือ 5*5 เป็นต้น และรูปร่างลักษณะของมาสก์ก็จะแตกต่างกันตามการนำไปใช้

2.การขยาย (Dilation)

การขยาย (Dilation) เป็นลักษณะของการเพิ่มข้อมูลภาพตามลำดับตลอดทั้งภาพจะพิจารณา ข้อมูลภาพซึ่งเป็นภาพขาว-ดำ เป็นการขยายภาพให้ใหญ่ขึ้น เพื่อเพิ่มสีให้กับวัตถุที่แสดงผลในขั้นตอน สุดท้าย ซึ่งการขยายวัตถุจะทำได้ โดยการกำหนดส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring Element) หรือมาสก์ (Mask) และนำส่วนประกอบโครงสร้างไปประมวลผลบนข้อมูลภาพตามลำดับตลอดทั้ง ภาพ เพื่อเปลี่ยนค่าใหม่ให้กับจุดที่อยู่บริเวณตรงกลางของมาสก์ หากค่าพิกเซลมีค่าเป็น 0 จะถูก เปลี่ยนใหม่ให้เป็น 1 พิกเซลอื่นรอบข้างที่มาสก์ทับอยู่จะคงค่าเดิม ซึ่งวิธีนี้เขียนสมการได้ดังนี้

$$I = A \oplus B \quad (2.17)$$

โดย

I คือ ภาพผลลัพธ์หลังการประมวลผล

A คือ ภาพนำเข้า

B คือ ส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring Element)

\oplus คือ ตัวดำเนินการขยายภาพ (Dilation)

3.การกัดกร่อนภาพ (Erosion)

การกัดกร่อนภาพ (Erosion) หรือการย่อภาพเป็นลักษณะของการลบข้อมูลภาพบริเวณขอบ ของภาพ โดยทั้งหมดที่อยู่ใกล้เคียงนั้นจะโดนลบออกไปตามส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring Element) หรือมาสก์ (Mask) ที่กำหนด ดังนั้นความหนาหรือขนาดของวัตถุจะลดลง (ค่าพิกเซลที่เป็น 1 จะลดลง) เมื่อส่วนประกอบโครงสร้างไปประมวลผลบนข้อมูลภาพตามลำดับตลอดทั้งภาพ เพื่อ เปลี่ยนค่าใหม่ให้กับจุดที่อยู่บริเวณตรงกลางของมาสก์ หากค่าพิกเซลมีค่าเป็น 1 จะถูกเปลี่ยนใหม่ให้เป็น 0 พิกเซลอื่นรอบข้างที่มาสก์ทับอยู่จะคงค่าเดิม ซึ่งวิธีกัดกร่อนภาพ (Erosion) เขียนสมการได้ดังนี้

$$I = A \ominus B \quad (2.18)$$

โดย

I คือ ภาพผลลัพธ์หลังการประมวลผล

A คือ ภาพนำเข้า

B คือ ส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring Element)

\ominus คือ ตัวดำเนินการกัดกร่อนภาพ (Erosion)

4.วิธีการโอเพ่นนึ่ง (Opening)

วิธีการโอเพ่นนึ่ง (Opening) คือการนำวัตถุเข้ากระบวนการกัดกร่อนภาพ (Erosion) แล้วจึงเข้ากระบวนการขยายภาพ (Dilation) ตามลำดับ ดำเนินการด้วยส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring element) หรือมาสก์ (Mask) ที่กำหนด วิธีการนี้นิยมใช้ในการกำจัดสัญญาณรบกวนหรือวัตถุที่มีขนาดเล็กภายในภาพออก ซึ่งวิธีการโอเพ่นนึ่ง (Opening) สามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (2.19)$$

โดย

I คือ ภาพผลลัพธ์หลังการประมวลผล

A คือ ภาพนำเข้า

B คือ ส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring Element)

\ominus คือ ตัวดำเนินการกัดกร่อนภาพ (Erosion)

\oplus คือ ตัวดำเนินการขยายภาพ (Dilation)

○ คือ ตัวดำเนินการโอเพ่นนึ่ง (Opening)

5.การปรับปรุงภาพด้วยตัวกรองแบบหมวก (Hat Filter)

ตัวกรองแบบรูปหมวก (Hat Filter) เป็นตัวดำเนินการหนึ่งที่น่ามาใช้เพื่อปรับปรุงความคมชัด ซึ่งในการทำตัวกรองแบบรูปหมวกเป็นกระบวนการลบบริเวณยอดและบริเวณหุบเขาของค่าความสว่างในภาพให้มีความเรียบและเพิ่มขนาดของยอดให้มีความกว้างมากยิ่งขึ้นซึ่งมีอยู่สองชนิดด้วยกัน คือ ตัวกรองรูปหมวกชนิดเปิด (Open top–Hat filter หรือ White top hat transform) จะใช้หลักการของโอเพ่นนึ่ง (Opening) คือ การกัดกร่อนภาพ (Erosion) และนำผลลัพธ์ที่ได้มาผ่านวิธีการขยาย (Dilation) เมื่อได้ภาพผลลัพธ์หลังจากผ่านวิธีการ โอเพ่นนึ่งแล้วจะนำไปหาผลต่างกับภาพนำเข้าหรือภาพต้นฉบับ ตัวกรองอีกชนิดหนึ่ง คือ ตัวกรองรูปหมวกชนิดปิด (Closing top–Hat filter หรือ Black top hat transform หรือ Bottom hat transform) จะใช้หลักการของโคลสซิ่ง (Closing) แล้วจะนำไปหาผลต่างกับภาพนำเข้าหรือภาพต้นฉบับ สามารถแสดงได้ในสมการที่ 2.20 และ 2.21 ดังนี้

$$T(f) = f - (f \circ b) \quad (2.20)$$

$$B(f) = f \bullet (b - f) \quad (2.21)$$

โดย

$T(f)$ คือ ภาพผลลัพธ์ที่ผ่านขั้นตอนวิธีรูปหมวกชนิดเปิด

$B(f)$ คือ ภาพผลลัพธ์ที่ผ่านขั้นตอนวิธีรูปหมวกชนิดปิด

f คือ ภาพนำเข้า

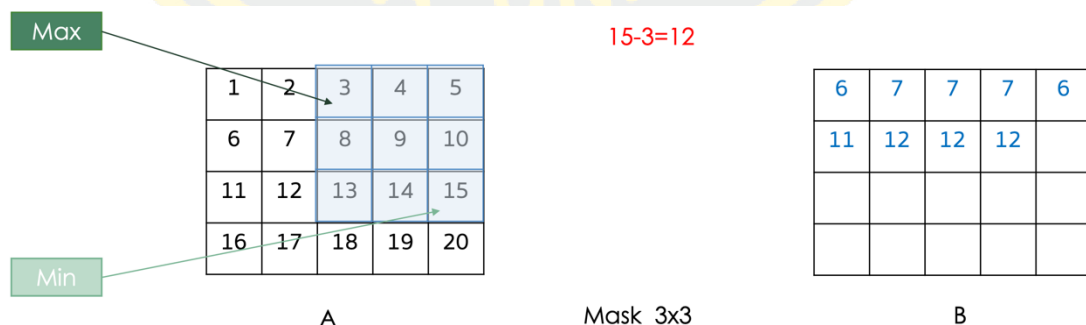
b คือ ส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring Element)

- คือ ตัวดำเนินการโอเพ่นนิ่ง (Opening)
- คือ ตัวดำเนินการโอเพ่นนิ่ง (Closing)

2.1.10 การปรับปรุงภาพด้วยค่าพิสัยในระดับพื้นที่ของภาพ (Local range of image)

วิธีค่าพิสัยในระดับพื้นที่ของภาพ (Local range of image) (Bailey & Hodgson, 1985) เป็นตัวกรองภาพที่ใช้ค่าพิสัยหรือช่วงพิกเซล (ค่าสูงสุด – ค่าต่ำสุด) ที่อยู่รอบข้างของมาสก์ขนาดที่กำหนดดังรูปที่ 2-10 เพื่อวิเคราะห์พื้นผิว (Texture Analysis) โดยคำนวณช่วงระดับพื้นที่ของภาพ (Local range of image) ถ้าหากพิกเซลเบื้องหน้ามีความแปรปรวนมากขึ้นและทำให้ค่าช่วงสูงขึ้น ตัวกรองภาพด้วยค่าพิสัยในระดับพื้นที่ของภาพจะใช้วิธีการประมวลผลภาพโดยการเปลี่ยนแปลงลักษณะโครงสร้างของภาพ (Morphological Image Processing) โดยใช้ ตัวดำเนินการขยายภาพ (Dilation) และ ตัวดำเนินการกัดกร่อนภาพ (Erosion) เพื่อกำหนดค่าสูงสุดและต่ำสุดในละแวกที่ระบุ ดังนั้นการกรองค่าพิสัยจึงทำให้มองเห็นขอบและรูปทรงของวัตถุ

ตัวกรองที่ใช้สำหรับการวิเคราะห์พื้นผิว (Texture Analysis) โดยจะใช้การค่ามาตรฐานทางสถิติ มาอธิบายลักษณะพื้นผิวของภาพ เพราะจะพิจารณาความเกี่ยวกับความแปรปรวนในระดับพื้นที่ของค่าความเข้มสีในภาพ



รูปที่ 2-10 ตัวอย่างการคำนวณหาค่าพิสัยของระดับพื้นที่ในมาสก์ที่กำหนด

2.1.11 การลดสัญญาณรบกวนภาพ (Noise Reduction)

สัญญาณรบกวนคือ สัญญาณหรือวัตถุที่ไม่ต้องการที่อยู่ภายในภาพ ซึ่งอาจเกิดจากการถ่ายภาพด้วยความไวแสงสูงๆ การใช้ระยะเวลาในการถ่ายภาพนาน ๆ หรืออุณหภูมิและขนาดของเซ็นเซอร์รับภาพอีกด้วย โดยที่กล่าวมานั้น มักเป็นปัจจัยที่ก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนได้ทั้งสิ้น

2.2 เครื่องมือการวัดประสิทธิภาพ

2.2.1 การวัดพื้นที่ทับซ้อน (Area Overlap: AO)

การวัดประสิทธิภาพด้วยวิธีพื้นที่ทับซ้อนจะพิจารณาค่าตำแหน่งที่มีค่าเหมือนกันของภาพผลลัพธ์ (Result) กับภาพผลเฉลย (Ground-truth) โดยจะใช้ตรวจสอบความถูกต้องของภาพผลเฉลยว่าตำแหน่งที่มีค่าเหมือนกันอยู่ในภาพผลลัพธ์ทั้งหมดกี่ตำแหน่ง โดยจะคิดเป็นร้อยละและสามารถคำนวณได้จากสมการ 2.22 ต่อไปนี้

$$AO = \left| \frac{A \cap B}{B} \times 100 \right| \quad (2.22)$$

โดย

AO คือ ค่าพื้นที่ทับซ้อน

A คือ ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการดำเนินงาน

B คือ ภาพผลเฉลย

2.2.2 การวัด Jaccard index (JI)

การวัดประสิทธิภาพด้วยวิธีการวัดความแม่นยำตามภูมิภาคจะพิจารณาภาพผลลัพธ์ (Result) กับภาพผลเฉลย (Ground-truth) สามารถคำนวณได้จากสมการ 2.23 ต่อไปนี้

$$JI = \frac{|A \cap B|}{|A \cup B|} \quad (2.23)$$

โดย

JI คือ ค่า Jaccard index

A เป็นพื้นที่ของภูมิภาคที่เกิดขึ้นหรือภาพผลลัพธ์ (Result)

B เป็นพื้นที่แห่งความจริงภูมิภาคหรือภาพผลเฉลย (Ground-truth)

ดัชนี Jaccard วัดความคล้ายคลึงกันของชุดข้อมูลทั้งสองชุด เปอร์เซ็นต์ที่สูงกว่า หมายถึงพื้นที่ทั้งสองยังมีความคล้ายคลึงกันมากเท่านั้น

2.2.4 ค่าเฉลี่ยกำลังสอง (Root Mean Square: RMS)

ค่าเฉลี่ยกำลังสอง RMS Root Mean Square หรือ RMS เป็นการวัดทางสถิติของปริมาณที่มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา ในการประมวลผลภาพ ตัววัด RMS Contrast หมายถึง ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความเข้มของพิกเซล ใช้เพื่อวัดความต่างหรือความเข้มของภาพหรือการกระจายตัวสีของภาพ หาก RMS Contrast มีค่าน้อยแสดงว่า ภาพมีความต่างมาก (High Contrast) ถ้า RMS Contrast มีค่ามากแสดงว่าภาพมีความต่างน้อย (Low Contrast) ดังสมการ 2.25

$$\text{RMS contrast} = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} (I_{ij} - \bar{I})^2} \quad (2.25)$$

โดย

RMS contrast คือ ค่าเฉลี่ยกำลังสองของภาพ

I_{ij} คือ ค่าสีแต่ละพิกเซล

\bar{I} คือ ค่าเฉลี่ยของภาพ

N คือ ความกว้างของภาพ

M คือ ความยาวของภาพ

2.2.5 ค่าความเบลอ (Blur Metric)

วิธีการวัดค่าความเบลอของภาพ (Crete, Dolmire, Ladret, & Nicolas, 2007) จะใช้วัดค่าความเบลอของภาพแต่ละภาพ และค่าความเบลอจะมีค่าระหว่าง 0 และ 1 โดยที่ค่า 0 หมายถึงคุณภาพที่ดีที่สุด หรือ ไม่เบลอ และค่า 1 หมายถึงคุณภาพที่แย่ที่สุดเนื่องจากระดับความเบลอสูง ความคมชัดของภาพนั้นขึ้นอยู่กับองค์ประกอบในภาพระดับเทา อธิบายขั้นตอนของสมการค่าความเบลอไว้ดังนี้

โดย F คือ ค่าความสว่างของรูปภาพ มีขนาด $m \times n$ พิกเซล ในการประมาณความเบลอของ F ในขั้นตอนแรกนั้นจะเป็นการเบลอ เพื่อให้ภาพเบลอ B จากนั้นใช้ตัวกรองความถี่ต่ำ (Low-Pass Filter) ในแนวแกนนอน h_h และแกนตั้ง h_v เพื่อจำลอง Blur Effect และสร้าง B_{Ver} และ B_{Hor} ดังสมการ 2.26 2.27 2.28 และ 2.29 ตามลำดับ

$$h_v = \frac{1}{9} \times [111111111] \quad (2.26)$$

$$h_h = \text{transpose}(h_v) = h_v' \quad (2.27)$$

$$B_{Ver} = h_v * F \quad (2.28)$$

$$B_{Hor} = h_h * F \quad (2.29)$$

จากนั้นดูความแปรปรวนของพิกเซลข้างเคียง โดยคำนวณค่าความแตกต่างสมบูรณ์ของภาพ (Absolute Difference) ดังสมการ 2.30 2.31 2.32 และ 2.33

$$D_{F_{Ver}} = Abs(F(i, j) - F(i - 1, j)) \quad (2.30)$$

$$D_{F_{Hor}} = Abs(F(i, j) - F(i, j - 1)) \quad (2.31)$$

$$D_{B_{Ver}} = Abs(B_{Ver}(i, j) - B_{Ver}(i - 1, j)) \quad (2.32)$$

$$D_{B_{Hor}} = Abs(B_{Hor}(i, j) - B_{Hor}(i, j - 1)) \quad (2.33)$$

ตามที่อธิบายไว้ด้านบน การวิเคราะห์ความแปรปรวนของพิกเซลข้างเคียงหลังจากขั้นตอนการเบลอ หากการความแปรปรวนสูงหมายถึงภาพนั้นจะมีความชัด หากมีความแปรปรวนเล็กน้อย หมายถึงภาพนั้นเริ่มเบลอ และความแปรปรวนนี้จะถูกประเมินเฉพาะกับความแตกต่างสมบูรณ์ (Absolute Difference) ลดลง ดังสมการ (2.34 และ 2.35)

$$D_{V_{Ver}} = Max(0, D_{F_{Ver}}(i, j) - D_{B_{Ver}}(i, j)) \quad (2.34)$$

$$D_{V_{Hor}} = Max(0, D_{F_{Hor}}(i, j) - D_{B_{Hor}}(i, j)) \quad (2.35)$$

จากนั้นเพื่อเปรียบเทียบความแปรปรวนจากภาพเริ่มต้น จะคำนวณผลรวมของสัมประสิทธิ์ของ $D_{F_{Ver}}$, $D_{F_{Hor}}$, $D_{V_{Ver}}$ และ $D_{V_{Hor}}$ ดังสมการ 2.36 2.37 2.38 และ 2.39

$$s_{F_{Ver}} = \sum_{i,j=1}^{m-1,n-1} D_{F_{Ver}}(i, j) \quad (2.36)$$

$$s_{F_{Hor}} = \sum_{i,j=1}^{m-1,n-1} D_{F_{Hor}}(i, j) \quad (2.37)$$

$$s_{V_{Ver}} = \sum_{i,j=1}^{m-1,n-1} D_{V_{Ver}}(i,j) \quad (2.38)$$

$$s_{V_{Hor}} = \sum_{i,j=1}^{m-1,n-1} D_{V_{Hor}}(i,j) \quad (2.39)$$

สุดท้ายทำการ Normalize ผลลัพธ์ให้อยู่ในช่วง 0 ถึง 1

$$b_{F_{Ver}} = \frac{s_{F_{Ver}} - s_{V_{Ver}}}{s_{F_{Ver}}} \quad (2.40)$$

$$b_{F_{Hor}} = \frac{s_{F_{Hor}} - s_{V_{Hor}}}{s_{F_{Hor}}} \quad (2.41)$$

จากนั้นจะเลือกค่าความเบลอที่มากที่สุดที่ในสุดแนวนอนและแนวตั้งเป็นผลลัพธ์ค่าความเบลอของรูปภาพ ดังสมการ 2.42

$$blur_F = \text{Max}(b_{F_{Ver}}, b_{F_{Hor}}) \quad (2.42)$$

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยของ (Wibowo & Sardjono, 2015) นำเสนองานวิจัยชื่อ “Spinal Curvature Determination from X-Ray Image using GVF Snake” ซึ่งงานวิจัยนี้ได้พูดถึงการ กำหนดความโค้งของกระดูกสันหลัง ซึ่งขั้นตอนแรกก่อนการประมวลผลจะใช้วิธี Top-Hat Filter ในการปรับความชัดของภาพให้เห็นความแตกต่างมากขึ้น เมื่อผ่านขั้นตอนการปรับภาพแล้ว จะใช้วิธี Gradient Vector Flow ในการหาส่วนที่มีความต่างกันของระดับสี ซึ่งวิธีนี้จะคำนวณหาค่าความเปลี่ยนแปลงของระดับสี แล้วทำให้ส่วนที่มีความต่างของสีมากให้มีลักษณะเด่นชัดขึ้น หลังจากที่ คำนวณหาค่าความเปลี่ยนแปลงแล้วก็จะคำนวณหาขอบของวัตถุโดยใช้วิธี Snake ในการวิงหาส่วนที่ เป็นขอบของวัตถุเพื่อใช้ในการหาพื้นที่ของส่วนที่เป็นกระดูกสันหลัง

งานวิจัยของ (Ikhsan, Hussain, Zulkifley, Tahir, & Mustapha, 2014) นำเสนองานวิจัย ชื่อ “An Analysis of X-Ray Image Enhancement Methods for Vertebral Bone Segmentation” ซึ่งงานวิจัยนี้ได้พูดถึงเกี่ยวกับการปรับปรุงคุณภาพของภาพเพราะเป็นกระบวนการที่สำคัญที่จะทำให้ การแบ่งส่วนของกระดูกจากภาพรังสีเอกซ์ให้มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น และได้วิเคราะห์วิธีการในส่วน ของขั้นตอนก่อนการประมวลผล (Pre-processing) ซึ่งทำการเปรียบเทียบ

วิธีการ 3 วิธีการ ประกอบด้วย Histogram Equalization (HE), Gamma Correction (GC) และ Contrast Limited Adaptive Histogram Equalizer (CLAHE) ผลการทดลองวิธีการ CLAHE สามารถปรับปรุงคุณภาพ ของภาพได้สูงกว่า GC และ HE ตามลำดับ

งานวิจัยของ (Pinheiro, Coelho, Veiga, & Vrtovec, 2018) นำเสนองานวิจัยชื่อ “A Computerized Method for Evaluating Scoliotic Deformities using Elliptical Pattern Recognition in X-ray Spine Images” ซึ่งได้ทำการศึกษารูปทรงเรขาคณิตที่แตกต่างกันสำหรับอธิบายความโค้งของกระดูกสันหลัง วังรีแสดงให้เห็นว่าเป็นรูปทรงเรขาคณิตที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้ แต่ก็ยังไม่สามารถนำมาใช้สำหรับการระบุค่าจำนวนความโค้งของกระดูกสันหลังได้ดีเท่าที่ควร วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้จึงนำเสนอวิธีการแบบใหม่ที่ประยุกต์ใช้วงรีเพื่อใช้ประเมินขอบเขตของความผิดปกติของกระดูกสันหลังคด สำหรับภาพถ่ายรังสีเอกซ์ของกระดูกสันหลังในแต่ละภาพ ส่วนที่โค้งจะถูกสร้างขึ้นมาจากจุดกึ่งกลางของกระดูกสันหลัง โดยจะทำการเลือกวงรีที่เหมาะสมกับเส้นโค้งมากที่สุดซึ่งจะใช้วิธีการ Least Square และ Genetic Algorithm มาช่วยเป็นขั้นตอนในการเพิ่มประสิทธิภาพ พารามิเตอร์ของวงรีจะถูกใช้เพื่อกำหนดดัชนีที่วัดความโค้งของกระดูกสันหลัง ซึ่งผลการทดลองวิธีการนี้ได้เปรียบเทียบกับวิธีการดั้งเดิมซึ่งให้ความผิดพลาดที่น้อยลงและสามารถช่วยสนับสนุนการวินิจฉัยของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ

งานวิจัยของ (Shi, Guo, Cheng, & Wang, 2014) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Greedy Algorithm Based Deformable Simplex Meshes Using Gradient Vector Flow as External Energy” ได้กล่าวถึงรูปแบบการคืนรูป (Deformable) ที่เป็นที่ยอมรับและถูกนำมาใช้กันอย่างแพร่หลายในการวิเคราะห์ภาพถ่ายทางการแพทย์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการแบ่งส่วนภาพ อย่างไรก็ตามเมื่อถูกนำมาประยุกต์ใช้กับข้อมูล 3 มิติจะทำให้เกิดปัญหาในเรื่องของระยะเวลาในการประมวลผลที่สูง ในงานวิจัยนี้จึงได้อธิบายถึงประสิทธิภาพการแบ่งส่วนในภาพ 3 มิติ โดยใช้พื้นฐานของ ตาข่าย (Meshes) ที่ปรับตัวได้ และขั้นตอนวิธี Greedy ซึ่งทำให้ประสิทธิภาพ ของการคำนวณเพิ่มขึ้นและมีประสิทธิภาพสูงกว่าวิธีการทางด้านฟิสิกส์สำหรับการเปลี่ยนรูปร่าง Generalized Gradient Vector Flow (GGVF) เป็นวิธีการหาแรงภายนอกแบบดั้งเดิมสำหรับการคืน รูปภาพ ซึ่งได้นำมาปรับใช้กับ Greedy Algorithm โดยผลการทดลองได้ถูกนำมาใช้กับภาพทางคลินิก ที่แสดงให้เห็นถึงความถูกต้อง และมีความเสถียรของขั้นตอนวิธีการที่นำเสนอ

งานวิจัยของ (El Soufi, Kabbara, Shahin, Khalil, & Nait-Ali, 2013) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “CIMOR: An Automatic Segmentation To Extract Bone Tissue in Hand X-Ray Images” ได้นำเสนอวิธีการแบ่งส่วนเนื้อเยื่อกระดูกในภาพถ่าย X-ray วิธีการที่เสนอ ประการแรกเป็นการเพิ่มความคมชัดของภาพระดับสีเทาโดยใช้การปรับสมมูลของฮิสโตแกรมแบบปรับความคมชัดแบบ

จำกัด Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) หลังจากนั้นปรับเปลี่ยนค่าความเข้มของภาพเพื่อลบพื้นหลังและเนื้อเยื่ออ่อน จากนั้น Morphological Operators โดย Opening-by-reconstruction และ Closing-by-reconstruction จะถูกนำไปใช้เพื่อปรับปรุงภาพ โดยการกำหนดวัตถุเบื้องต้นและทำลบบัญญูณรบกวนในภาพ สุดท้ายทำ Fill Holes เพื่อเติมกระดูกที่หายไป

งานวิจัยของ (Mehmood, Akram, & Tariq, 2017) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Vertebra Localization and Centroid Detection from Cervical Radiographs” งานวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่ออธิบายเทคนิคในการจำกัดขอบเขตและตรวจหาเซนทรอยด์ของกระดูกสันหลังคอ ซึ่งนำเสนอวิธีปรับปรุงความคมชัดของภาพรังสีของกระดูกสันหลังคอและเพิ่มความคมชัดของภาพนำเข้าเพื่อตรวจหาขอบของภาพที่ปรับปรุงแล้ว แล้วใช้ Modified Generalized Hough Transform (GHT) ที่เลือกพื้นที่ที่สนใจ (ROI) ด้วยตนเอง โดยใช้โมเดลค่าเฉลี่ยของกระดูกสันหลังทั้งตัวเป็นรูปเทมเพลตเป็นผลโหวตคะแนน, ทำให้ได้จำกัดขอบเขตของกระดูกสันหลังคอ และใช้ Fuzzy C Means (FCM) Clustering ดำเนินการต่อเพื่อให้ได้ Centroids ของห้ากระดูกสันหลัง (C3 - C7) เทคนิคที่นำเสนอได้ใช้ชุดข้อมูลจาก database 'NHANES II' จำนวน 150 ภาพ และมีความถูกต้อง 93.76%

งานวิจัยของ (Nugroho, Ihtatho, & Nugroho, 2008) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Contrast Enhancement for Liver Tumor Identification” ได้กล่าวถึงเกี่ยวกับการเพิ่มความคมชัดของภาพถ่าย CT ของตับ เพื่อใช้สำหรับการระบุตำแหน่งของมะเร็งตับ โดยภาพค่อนข้างไม่มีความแตกต่างกันของเนื้องอกและตับ ซึ่งยากในการตรวจจับหาเนื้องอก Hanung Adi Nugroho และคณะจึงเน้นการเพิ่มความคมชัดของภาพ CT ที่มีตับและเนื้องอกบนพื้นฐานของการประมวลผลฮิสโตแกรม Histogram Processing เพื่อการประมวลผลล่วงหน้าที่เป็นสำหรับการระบุเนื้องอกของตับ

งานวิจัยของ (Sa, Owens, Wiegand, & Chaudhary, 2016) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Fast Scale-Invariant Lateral Lumbar Vertebrae Detection and Segmentation in X-ray Images ” ได้นำเสนอวิธีการตรวจจับวัตถุที่ ขนาดไม่มีผล (Scale-Invariant) โดยใช้ Support Vector Machines (SVM) ที่ผ่านการฝึกอบรม Histogram of Oriented Gradients (HOG) Features และแบ่งส่วนของเส้นโครงกระดูกที่ดีโดยใช้แบบจำลอง GVF snake และ SVM ที่ผ่านการฝึกอบรมเกี่ยวกับคุณสมบัติ HOG ตอนนี้เป็นมาตรฐานการตรวจจับวัตถุในด้านการรับรู้จำนวนมากและได้แสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพที่ดีในภาพทางการแพทย์เช่นกัน อย่างไรก็ตามความซับซ้อนในการคำนวณและการขาดความทนทานที่เกิดจากการลดขนาดภาพต้นฉบับทำให้การบังคับใช้ไม่ได้ เพื่อกำหนดขอบเขตการลดขนาดเพื่อลดส่วนที่น่าสนใจ โดยการปรับแต่งผลการตรวจจับโดยการแบ่งส่วนของกระดูกโดยใช้ GVF snake ซึ่งใช้เทคนิคการตรวจจับขอบเพื่อเพิ่มความทนทานของ GVF snake

งานวิจัยของ (Saenpaen, Arwatchananukul, & Aunsri, 2018)ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “A Comparison of Image Enhancement Methods for Lumbar Spine X-ray Image” ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้พูดถึงเกี่ยวกับการเตรียมภาพ (Preprocessing) ก่อนจะประมวลผลภาพ ในงานนี้จะเปรียบเทียบเทคนิคเกี่ยวกับการปรับปรุงคุณภาพภาพถ่ายรังสีเอ็กซซึ่งเป็นภาพถ่ายทางการแพทย์ที่สำคัญชนิดหนึ่ง โดย Jennarong Saenpaen และคณะ ทำการเปรียบเทียบวิธีการ 3 วิธี ได้แก่ Brightness Preserving Dynamic Fuzzy Histogram Equalization (BPDFHE), Histogram Equalization (HE), และ Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) ผลลัพธ์ที่ได้พบว่า ภาพที่ผ่านการปรับปรุงด้วย Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) ให้ผลที่ดีที่สุด

งานวิจัยของ (Arriaga-Garcia, Sanchez-Yanez, & Garcia-Hernandez, 2014) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Image enhancement using Bi-Histogram Equalization with adaptive sigmoid functions” ได้กล่าวถึงเทคนิคการปรับปรุงภาพ โดยวิธีการทั่วไปเป็นการเปลี่ยนค่าความสว่างเฉลี่ยของภาพพบว่าภาพหลังการปรับปรุงนั้นชัดขึ้นจริงแต่ภาพกลับไม่เป็นธรรมชาติ Edgar F. Arriaga-Garcia และคณะ จึงนำเสนอวิธีการ Bi-Histogram Equalization with adaptive sigmoid functions (BEASF) เป็นวิธีการแบ่ง Histogram ออกเป็น 2 Histogramย่อย โดยการใช้ค่าเฉลี่ยเป็นเกณฑ์ และแทนที่ฟังก์ชันการแจกแจงสะสม (Cumulative Distribution Functions) ด้วยสอง Sigmoids ที่เป็นค่ามัธยฐานของฮิสโตแกรมย่อย วิธีการของเขาได้รับการทดสอบกับภาพระดับสีเทาที่ถ่ายจากฐานข้อมูล USC-SIPI ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าวิธีการที่เสนอนั้นทำได้ดีกว่าวิธีการที่ทันสมัยอื่น ๆ ในแง่ของการเพิ่มความคมชัดและการรักษาความสว่าง

งานวิจัยของ (Singh & Kapoor, 2014a) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Image enhancement using Exposure based Sub Image Histogram Equalization” ได้กล่าวถึงเทคนิคการปรับปรุงภาพ โดยนำเสนอวิธีการใหม่สำหรับการเพิ่มความคมชัดในภาพระดับเทาที่มีความสว่างของแสงในภาพต่ำ Exposure based Sub-Image Histogram Equalization (ESIHE) และ Exposure thresholds ถูกคำนวณเพื่อแบ่งภาพต้นฉบับออกเป็นภาพย่อยที่ระดับความเข้มสีต่างกัน ฮิสโตแกรมจะถูกตัดโดยใช้ค่าเฉลี่ยของภาพระดับสีเทาเป็นเกณฑ์ในการตัดเพื่อควบคุมอัตราการเพิ่มประสิทธิภาพ ฮิสโตแกรมแต่ละภาพย่อยจะถูกทำให้เท่าเทียมกันอย่างอิสระและในที่สุดภาพย่อยทั้งหมดจะรวมกันเป็นภาพที่สมบูรณ์เพื่อการวิเคราะห์ ผลลัพธ์แสดงให้เห็นว่า ESIHE มีประสิทธิภาพในแง่ของคุณภาพ การเก็บรักษาแอนโทรปี และการเพิ่มความคมชัดที่ดีมากกว่าวิธีปรับเท่าฮิสโตแกรมทั่วไป Histogram Equalization (HE).

งานวิจัยของ (Singh & Kapoor, 2014b) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Image enhancement via Median-Mean Based Sub-Image-Clipped Histogram Equalization” ได้กล่าวถึงอัลกอริธึม

การเพิ่มประสิทธิภาพความคมชัดที่ทนทาน โดยใช้วิธีการทำให้เท่าเทียมกันของฮิสโตแกรมที่มีชื่อว่าการปรับสมดุล Histogram แบบกึ่งกลางค่าเฉลี่ยค่ามัธยฐาน Median-Mean Based Sub-Image-Clipped Histogram Equalization (MMSICHE) อัลกอริทึมที่เสนอผ่านกระบวนการ 3 ขั้นตอน: หนึ่งคำนวณค่ามัธยฐานและค่าความสว่างเฉลี่ยของภาพ สองฮิสโตแกรมถูกตัดโดยใช้ขีด จำกัด ของที่ราบสูงเป็นค่ามัธยฐานของความเข้มสี และสามฮิสโตแกรมที่ถูกตัดจะถูกแบ่งออกเป็นสองส่วนตามความเข้มของค่ามัธยฐานจากนั้นแบ่งออกเป็นสี่รูปภาพย่อยตามความเข้มเฉลี่ยของแต่ละภาพย่อย ต่อมาดำเนินการปรับสมดุลฮิสโตแกรมสำหรับแต่ละภาพย่อยวิธีนี้มีวัตถุประสงค์หลายประการในการรักษาความสว่าง (Preserving Brightness) รวมถึง Entropy การควบคุมอัตราการเพิ่มประสิทธิภาพซึ่งเหมาะสำหรับการใช้งานอิเล็กทรอนิกส์สำหรับผู้บริโภค วิธีนี้เลี่ยงการปรับปรุงที่มากเกินไปและสร้างภาพด้วยการปรับปรุงตามธรรมชาติ ผลการจำลองแสดงให้เห็นว่าวิธี MMSICHE มีประสิทธิภาพเหนือกว่าวิธี HE อื่น ๆ ในแง่ของการวัดคุณภาพของภาพต่างๆ

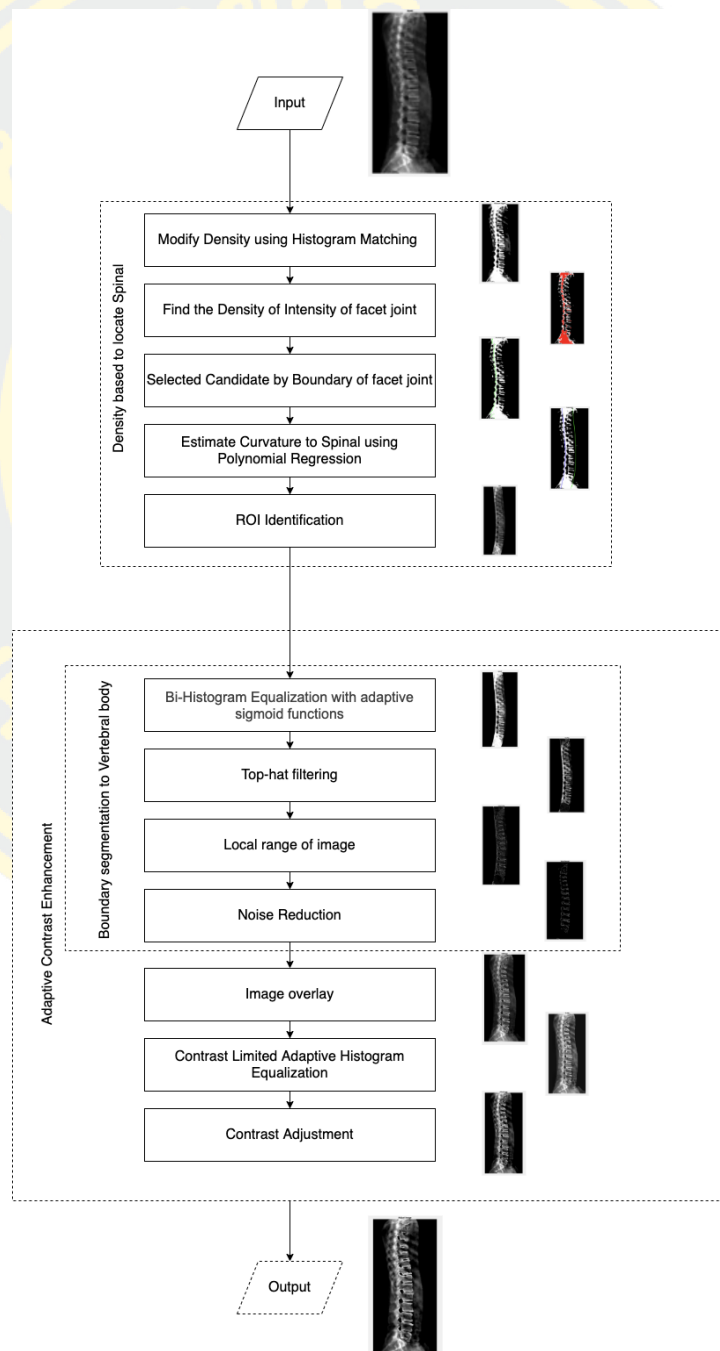
งานวิจัยของ (Sheet, Garud, Suveer, Mahadevappa, & Chatterjee, 2010) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Brightness Preserving Dynamic Fuzzy Histogram Equalization” ได้กล่าวถึงเทคนิคการปรับปรุงภาพโดยการปรับแต่งใหม่ของความสว่างที่รักษาเทคนิคการปรับสมดุลฮิสโตแกรมแบบไดนามิกเพื่อปรับปรุงความสามารถในการรักษาความสว่างและความสามารถในการเพิ่มความคมชัดขณะที่ลดความซับซ้อนในการคำนวณ เทคนิคการดัดแปลงเรียกว่า Brightness Preserving Dynamic Fuzzy Histogram Equalization (BPDFHE1) ใช้สถิติแบบคลุมเครือ (Fuzzy) ของภาพดิจิทัลสำหรับการแสดงและการประมวลผล การเป็นตัวแทนและการประมวลผลของภาพในโดเมนฟัซซีช่วยให้เทคนิคในการจัดการความไม่แน่นอนของค่าระดับสีเทาในวิธีที่ดีขึ้นส่งผลให้ประสิทธิภาพดีขึ้น เวลาดำเนินการขึ้นอยู่กับขนาดภาพและลักษณะของฮิสโตแกรมอย่างไรก็ตามผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าเร็วขึ้นเมื่อเทียบกับเทคนิคเปรียบเทียบ BPDHE

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน

โครงการวิจัยนี้ มีการดำเนินการวิจัยแบ่งเป็น 2 ระยะ ดังนี้ ระยะ 1 คือ การออกแบบพัฒนาขั้นตอนวิธี และ ระยะ 2 คือ ทดสอบโปรแกรมกับข้อมูลจริงที่ได้จากโรงพยาบาล

ในระยะเวลาที่ 1 จะอธิบายขั้นตอนการดำเนินงานออกแบบพัฒนาขั้นตอนวิธีเบื้องต้นของการประมวลผลภาพ แสดงขั้นตอนได้ดังต่อไปนี้



รูปที่ 3-1 แผนผังอธิบายการทำงาน

3.1 ขั้นตอนการวิเคราะห์ภาพ (Image Analysis)

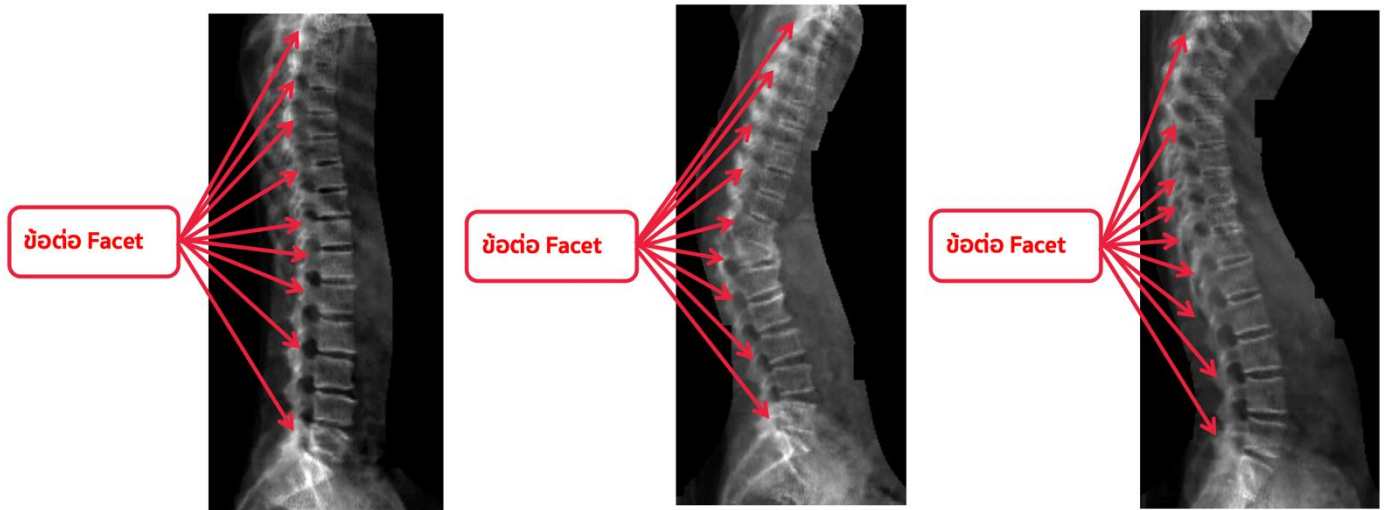
ภาพถ่ายรังสีต่ำกระดูกสันหลังส่วนบั้นเอวมีการสัญญาณรบกวนบดบัง และลักษณะของโครงร่างกระดูกสันหลังที่มีความแตกต่างของแต่ละบุคคล และการโค้งที่เห็นจากภาพถ่าย VFA ขึ้นกับการจัดท่าของนักรังสีการแพทย์เป็นหลัก ดังรูปที่ 3-2

การวิเคราะห์รูปภาพ คือการดึงเอาข้อมูลต่าง ๆ ที่เป็นข้อมูลภายในรูปภาพนั้นออกมา เช่นเดียวกับกับการอ่านรหัสบาร์โค้ดเพื่อให้เราทราบข้อมูลจากบาร์โค้ดนั้น โดยในขั้นตอนนี้มีรายละเอียดดังนี้



รูปที่ 3-2 ลักษณะการโค้งจากภาพถ่าย VFA

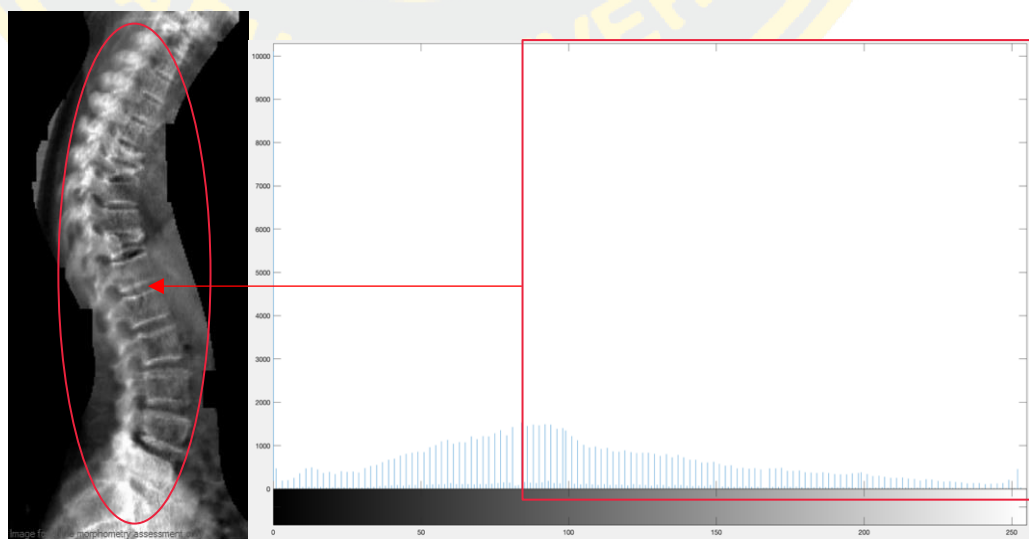
จึงได้สังเกตเห็นความหนาแน่นสีของบริเวณข้อต่อ facet ดังนั้นสมมุติฐานในขั้นตอนการหาขอบเขตกระดูกสันหลังนี้คือบริเวณแกนกระดูกจะเป็นบริเวณที่มีข้อต่อ facet เรียงตัวกัน หากทำการหาพื้นที่ความหนาแน่นสีของข้อต่อ facet จะได้ตำแหน่งแกนกระดูกสันหลัง ดังรูปที่ 3-3 เพื่อทำการกำหนดขอบเขตของกระดูกสันหลังได้



รูปที่ 3-3 แสดงตำแหน่งของบริเวณข้อต่อ facet

3.1.1 การวิเคราะห์ข้อมูลภาพด้วย Histogram

ฮิสโตแกรมของภาพ (Histogram) คือ กราฟแท่งที่แสดงถึงจำนวนจุดภาพในแต่ละระดับของความเข้มสีแต่ละระดับ ซึ่งอยู่ในช่วง [0-255] โดยแกนนอนแสดงถึงระดับสีขาวดำ (Gray Level) และแกนตั้งแสดงถึงจำนวนจุดภาพ การกระจายตัวของฮิสโตแกรมจำทำให้ทราบถึงคุณลักษณะของภาพว่าเป็นภาพที่มีลักษณะมืด หรือสว่าง โดนาอาศัยหลักการพิจารณาความหนาแน่นของจำนวนจุดภาพ ถ้าฮิสโตแกรมกระจายตัวอยู่ทางด้านซ้ายมากภาพนั้นจะออกไปทางมืด ตรงข้ามกันถ้าฮิสโตแกรมกระจายตัวอยู่ทางด้านขวามาก ภาพนั้นก็จะมีค่าจะสว่างมาก



รูปที่ 3-4 แสดง Histogram ของภาพถ่ายรังสีตัว

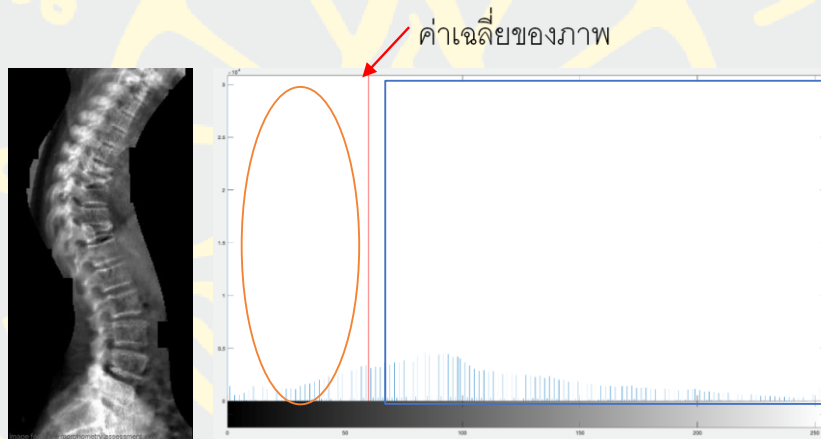
3.1.2 การวิเคราะห์ข้อมูลภาพด้วยค่าเฉลี่ย

ค่าเฉลี่ย (Mean) คือ ค่ากลางที่ได้มาจากการรวมข้อมูลทั้งหมดแล้วแบ่ง (เฉลี่ย) ให้ได้จำนวนเท่า ๆ กัน จากผลรวมของข้อมูลทั้งหมด

$$I(\bar{x}) = \frac{\sum_{i=0}^n I(x,y)_i}{n} \quad (3.1)$$

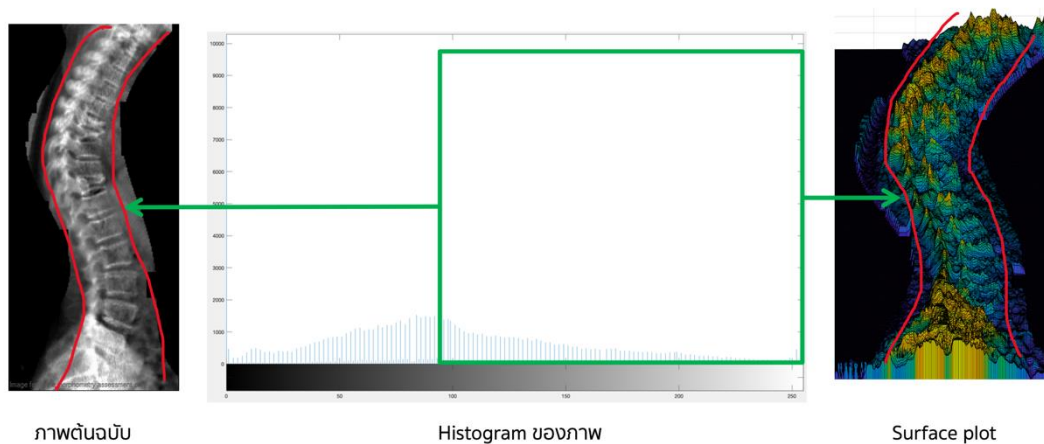
$$I(\bar{x}) = \frac{I(x,y)_1 + I(x,y)_2 + I(x,y)_3 + \dots + I(x,y)_n}{n} \quad (3.2)$$

โดย I คือข้อมูลภาพ $I(\bar{x})$ คือ ค่าเฉลี่ยของข้อมูลรูปภาพ $\sum_{i=0}^n I(x,y)_i$ คือ ผลรวมของทุกพิกเซลในภาพ n คือจำนวนพิกเซล



รูปที่ 3-5 แสดงค่าเฉลี่ย(สีแดง) ของภาพถ่ายรังสีตัว

จากลักษณะองค์ประกอบของภาพถ่าย DXA เป็นภาพที่คอนทราสต์ต่ำ มีการกระจายตัวส่วนใหญ่อยู่ในช่วงสีเทาเข้มถึงสีเทาสว่าง ซึ่งบริเวณของแกนกระดูกที่เราต้องการหา นั้นมีค่าสีเทาสว่างจนถึงสีขาวดังรูปที่ 3-6



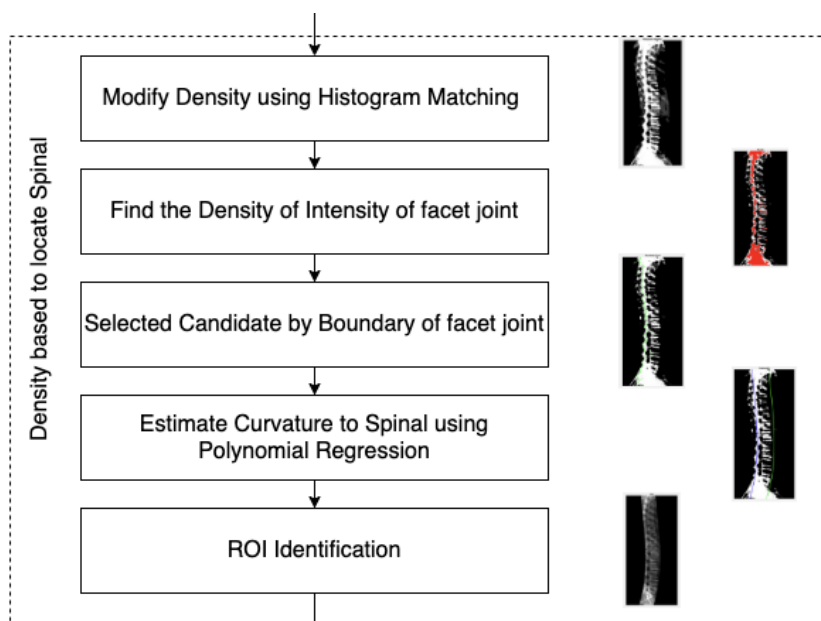
รูปที่ 3-6 แสดงการวิเคราะห์ข้อมูลภาพถ่าย

จากการวิเคราะห์ข้อมูลรูปภาพโดยการใช้ Histogram แสดงผลพบว่าการกระจายตัวของภาพถ่ายรังสีดำมีพื้นที่สีดำจำนวนมากซึ่งหากนำทั้งภาพไปคำนวณหาค่าเฉลี่ย (เส้นสีแดง) หรือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เส้นสีเขียว) ค่าที่ได้จะได้ค่าเฉลี่ยของทั้งภาพซึ่งรวมส่วนของพื้นหลังสีดำที่เราไม่ต้องการไปด้วย ดังนั้นจึงต้องทำการกำจัดพื้นหลังออก เพื่อกำหนดเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลัง (localization) สำหรับนำไปใช้ในการวิเคราะห์ลักษณะของกระดูกสันหลังต่อไป

3.2 ขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณที่สนใจ

ภาพถ่ายด้านข้างของผู้ป่วยกระดูกสันหลังเสื่อมที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่อง DXA นั้นเป็นภาพที่ความคมชัดต่ำและลักษณะภาพมีสีขององค์ประกอบภายในภาพที่ใกล้เคียงกัน หากปรับปรุงภาพถ่ายจากการนำภาพนำเข้าทั้งภาพไปประมวลผลนั้นจะให้ผลลัพธ์ที่เห็นขอบกระดูกไม่ชัดเจนพอ

ดังนั้นจึงต้องทำขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณของกระดูกสันหลัง (Localization) ก่อนเพื่อกำจัดพื้นหลัง เนื้อเยื่อ และกระดูกซี่โครงที่บดบังรายละเอียดของรูปภาพออกไปให้เหลือเฉพาะบริเวณของกระดูกสันหลังส่วนบั้นเอว (Lateral lumbar spine) สำหรับขั้นตอนนี้จะได้เฉพาะบริเวณขอบเขตของกระดูกสันหลัง โดยมีรายละเอียดขั้นตอนดังนี้



รูปที่ 3-7 แผนผังอธิบายการขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลัง (localization)

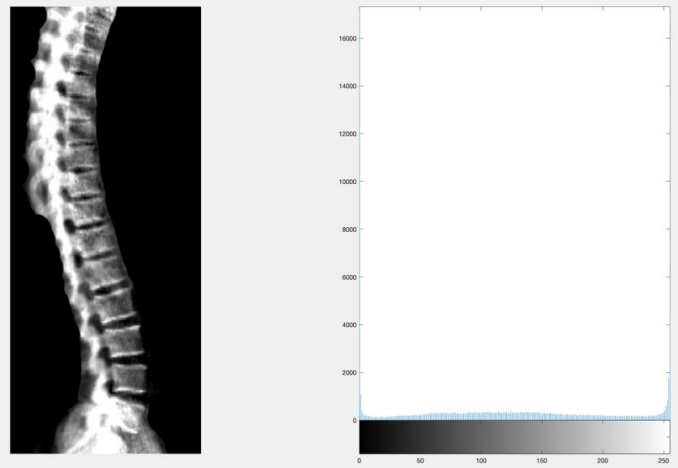
3.2.1 พื้นที่ความหนาแน่นของกระดูกสันหลัง (Density based of the Spinal)

1. ปรับเปลี่ยนความหนาแน่นโดยใช้วิธีการจับคู่ฮิสโตแกรม (Modify Density using Histogram Matching)

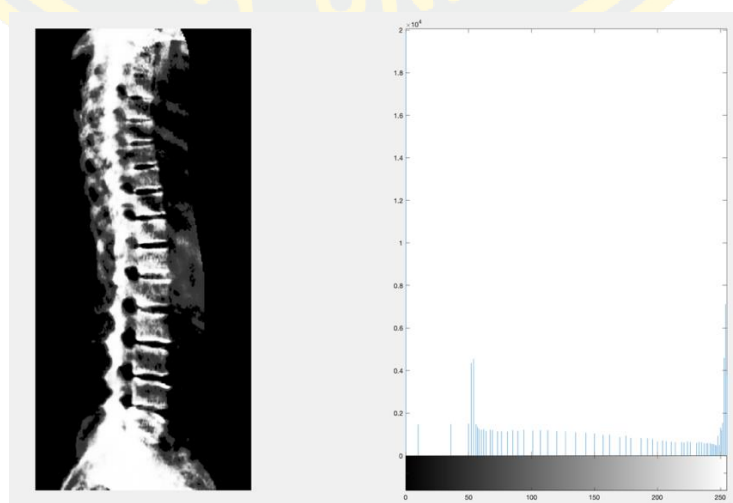
จากลักษณะองค์ประกอบของภาพถ่าย DXA เป็นภาพที่คอนทราสต์ต่ำมีการกระจายตัวส่วนใหญ่อยู่ในช่วงสีเทาเข้มถึงสีเทาสว่าง ซึ่งบริเวณของแกนกระดูกที่เราต้องการหา นั้นมีค่าสีเทาสว่างจนถึงสีขาว ดังนั้นจึงต้องการปรับปรุงภาพเพื่อให้ได้ภาพที่มีลักษณะคอนทราสต์สูง ที่เห็นสีขาวของกระดูกและสีดำของพื้นหลังที่ชัดเจน โดยใช้วิธีการจับคู่ฮิสโตแกรมของ ภาพต้นฉบับที่มีคอนทราสต์ต่ำกับ ภาพ Referece ที่เราสร้างไว้ ผลลัพธ์ของวิธีการจะได้ดังรูป 3 ซึ่งจะเห็นว่าภาพที่ได้นั้นมี การกระจายของสีเทา ใกล้เคียงกัน แต่จะมีพิกเซลสีดำ และสีขาวจำนวนมาก และบริเวณแกนกระดูกคลิก จะมีสีขาวอย่างเห็นได้ชัด เมื่อเทียบกับรูปต้นฉบับ วิธีการจับคู่ฮิสโตแกรม (HM) นำมาใช้เพื่อปรับเปลี่ยนลักษณะการกระจายตัวของค่าระดับสีเทา (Histogram) ของภาพต้นฉบับ จากการวิเคราะห์ลักษณะข้อมูลภาพถ่ายพบว่า การกระจายตัวของภาพถ่ายรังสีต่ำมีพื้นที่สีดำจำนวนมากซึ่งบริเวณที่ต้องการปรับปรุงคือกระดูกซึ่งค่าสีของกระดูกจะอยู่ในช่วงสีเทาไล่จนถึงสีขาว ดังนั้นจึงต้องทำการกำจัดพื้นหลังออก เพื่อกำหนดเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลัง (localization) สำหรับนำไปวิเคราะห์หาความหนาแน่นของความเข้มสีขาว เนื่องจากภาพถ่ายรังสีต่ำมีคอนทราสต์ต่ำหรือมีสีค่อนข้างใกล้เคียงกัน จึงใช้วิธีการจับคู่ฮิสโตแกรมระหว่างรูปที่ 3-7 ภาพคอนทราสต์ต่ำกับรูปที่ 3-8 ภาพที่มีคอนทราสต์สูง



รูปที่ 3-8 ลักษณะภาพคอนทราสต์ต่ำ (รูปต้นฉบับ)



รูปที่ 3-9 ลักษณะภาพคอนทราสต์สูง (Reference)

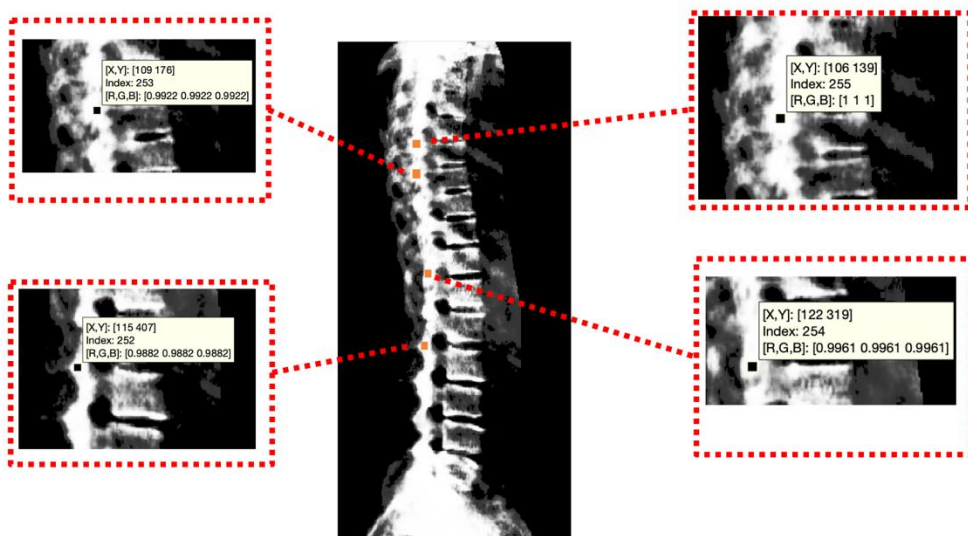


รูปที่ 3-10 ผลลัพธ์จากวิธีการจับคู่ฮิสโตแกรม (HM)

จากรูปที่รูปที่ 3-8 มีลักษณะการกระจายตัวฮิสโตแกรมค่อนข้างไปทางสีดำ และรูปที่ 3-9 มีลักษณะการกระจายตัวฮิสโตแกรมที่ค่าในช่วงสีเทากระจายตัวเท่า ๆ กันมีค่าสีขาวยและดำที่ต่างกัน อย่างเห็นได้ชัด ดังนั้นการจับคู่กันของสองภาพจึงให้ผลลัพธ์ในรูปที่ 3-10 มีลักษณะการกระจายตัวฮิสโตแกรมในช่วงสีเทากระจายตัวแต่ยังมีบางช่วงที่ค่าสีเทาอยู่เยอะ ขั้นตอนนี้จึงเป็นการปรับเปลี่ยนความหนาแน่นของสีขาวให้มากขึ้น

2. การหาความหนาแน่นของความเข้มสีของข้อต่อกระดูกสันหลัง (Find the Density of Intensity of facet joint)

หลังจากวิธีก่อนหน้า ภาพจะเห็นบริเวณแกนกระดูกชัดเจน รวมถึงขอบของข้อกระดูกด้วย ดังนั้นวิธีนี้จะใช้ ตำแหน่งจุดข้อต่อ facet เป็นจุดอ้างอิงในการหาแกนกระดูก เมื่อพิจารณาจากการสังเกต ตำแหน่งจุดบริเวณข้อต่อ facet พบว่าบริเวณที่คาดว่าเป็นข้อต่อ facet จะมีค่าสีในช่วง 252-255 ดังนั้นเราจะเลือกเฉพาะจุดที่มีค่าสีช่วงนี้ โดยเรียกวิธีนี้ว่า ความหนาแน่นของความเข้มสี (Density of Intensity) ของข้อต่อด้านหลังของกระดูกสันหลัง (facet joint) ดังรูปที่ 3-11 แสดงค่าสีตำแหน่งที่อยู่ตรงข้อต่อของกระดูกสันหลัง ซึ่งเป็นสีขาวเนื่องจากการถ่ายภาพรังสีจะเป็นการฉายรังสีลงไปบนตัวผู้ป่วยผ่านตั้งแต่ชั้นหนัง เนื้อ เนื้อเยื่อ ไขมัน อวัยวะภายใน ซีโครง และโครงกระดูก



รูปที่ 3-11 แสดงตำแหน่งข้อต่อด้านหลังของกระดูกสันหลัง (facet joint)

ดังนั้นภาพที่ได้ออกมาจะเห็นว่าส่วนที่มีความหนาแน่นมากที่สุดซึ่งคือกระดูกจะเห็นเป็นสีขาวหรือโทนสีสว่างกว่าเนื้อเยื่อ หรืออวัยวะอื่น จากที่กล่าวมาจึงจะหาส่วนที่เป็นข้อต่อกระดูกสันเพื่อ นำไปกำหนดเส้นเพื่อกำหนดบริเวณที่สนใจ (ROI) ดังนั้นขั้นตอนนี้จะทำการหาพื้นที่ที่มีค่าความสว่างมากที่สุดในการภาพดังสมการ 3.4

$$DensityIn = argmax_{(x,y) \in S} (I(x,y)) \quad (3.4)$$

โดย

DensityIn คือ ค่าความหนาแน่นของความเข้มสี

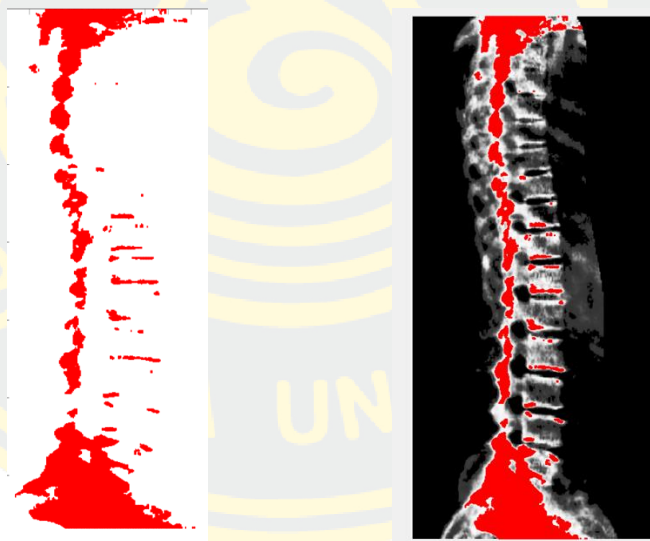
argmax คือ ฟังก์ชันค่าสูงสุดช่วง [252-255]

I คือ ภาพต้นฉบับ

x คือ ตำแหน่งแกนนอน

y คือ ตำแหน่งแกนตั้ง

ผลการลัพธ์ของการค้นหาพื้นที่ภาพของความหนาแน่นของความเข้มสีของข้อต่อสำหรับกระดูกสันหลังด้วยวิธีนี้แสดงในรูปที่ 3-12 จุดสีแดงจะแสดงตำแหน่งที่มีค่า *DensityIn* ภายในภาพ

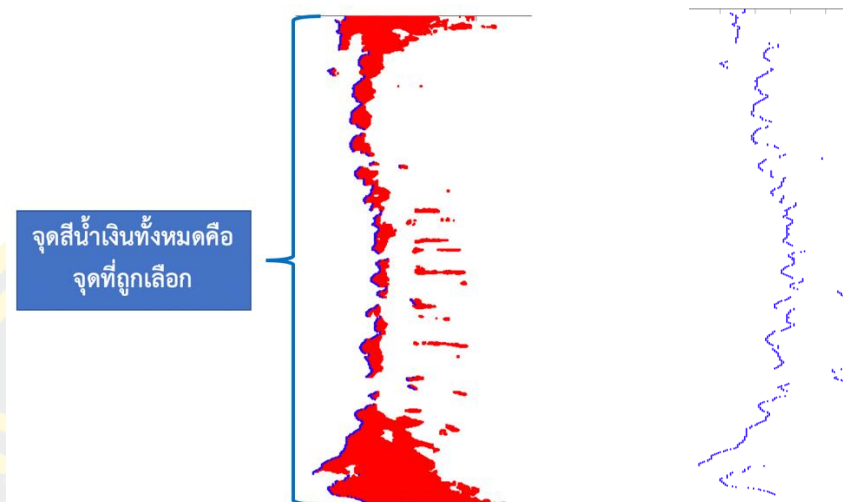


รูปที่ 3-12 แสดงพื้นที่ของความหนาแน่นของความเข้มสีของข้อต่อในกระดูกสันหลัง

3. คัดเลือกเฉพาะจุดขอบของข้อต่อด้านหลังของกระดูกสันหลัง (Selected Candidate by Boundary of facet joint)

จุดสว่างสูงสุดที่อยู่ภายในภาพที่คือส่วนที่เป็นกระดูก ซึ่งบางภาพอาจจะมีทั้งส่วนของแกนกระดูก และขอบกระดูก ขึ้นอยู่กับลักษณะของภาพนำเข้า ดังนั้นสำหรับการกำหนดบริเวณที่สนใจ (ROI) จึงจะเลือกเฉพาะจุดที่อยู่บริเวณแกนกระดูกเพื่อนำไปเข้าสู่กระบวนการประมาณความโค้งต่อไป ดังนั้นหลังจากได้จุดที่มีค่าความหนาแน่นของความเข้มสีแล้ว ขั้นตอนนี้จะเป็นการคัดเลือกจุดที่ดีที่สุดที่คาดว่าจะป็นตำแหน่งของข้อต่อ Facet โดยจะพิจารณาตำแหน่งของจุดที่ได้ทั้งหมด ที่

ละแนวแกนนอนโดยเลือกจากจุดที่พบเป็นจุดแรกของแนว ขั้นตอนการคัดเลือกจุดนี้เป็นวิธีการจำกัดขอบเขตให้น้อยลงสำหรับการหาบริเวณขอบเขตของแกนกระดูก ดังรูปที่ 3-13

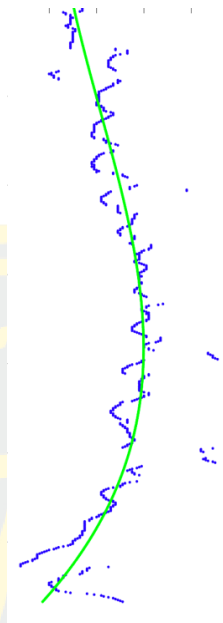


รูปที่ 3-13 แสดงพื้นที่จุดที่ถูกคัดเลือก (จุดสีน้ำเงิน)

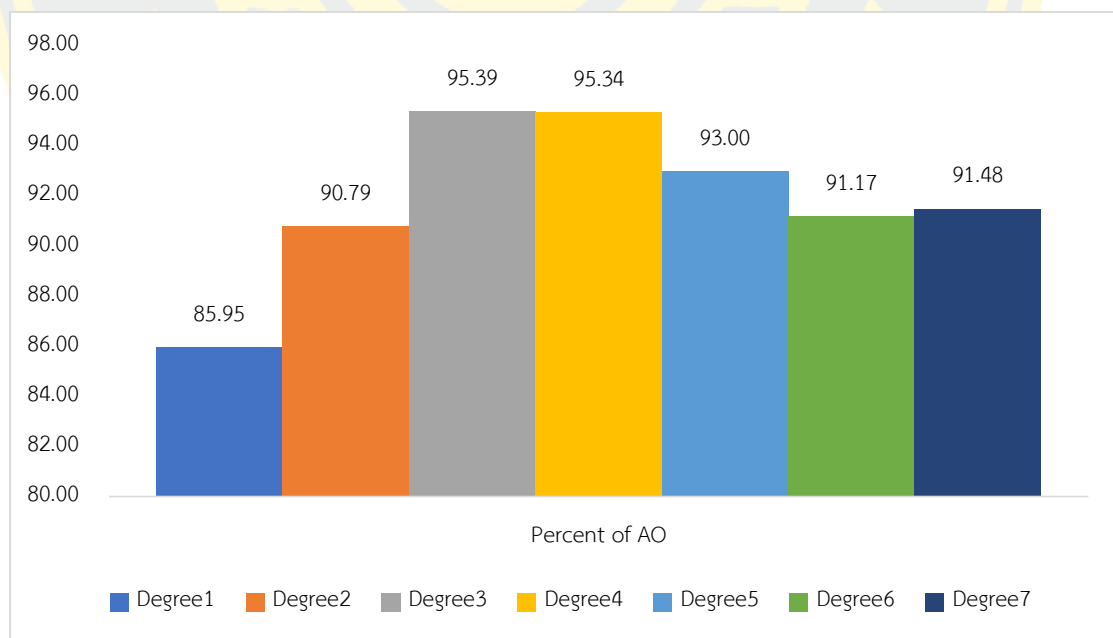
4. การประมาณเส้นโค้งกระดูกสันหลังด้านข้างโดยใช้วิธีการเลือกเส้นโค้งที่เหมาะสม (Estimate Curvature to Spinal using Polynomial curve fitting)

ขั้นตอนนี้เป็นการประมาณรูปร่างของความโค้งของกระดูกสันหลัง หลังจากขั้นตอนการคัดเลือกจุดเฉพาะขอบของข้อต่อ facet แล้ว การหาตำแหน่งแกนกระดูกสันหลังจะทำการปรับเส้นโค้งพหุนามที่เหมาะสม สมการ 2.15 การประมวลผลในขั้นตอนนี้ใช้วิธีการประมาณค่าของเส้นโดยใช้วิธีการเลือกเส้นโค้งที่เหมาะสม (Polynomial Curve Fitting) ที่ลำดับ 3 มาใช้ประมาณสำหรับการปรับความโค้งให้เหมาะสมกับจุดข้อมูล

ภาพประมาณการเส้นโค้งกระดูกสันหลังด้านข้างที่สร้างขึ้นจากการประมาณตำแหน่งของกระดูกสันหลังด้วยวิธีนี้แสดงในรูปที่ 3-14



รูปที่ 3-14 ผลลัพธ์ (เส้นสีเขียว) แสดงเส้นความโค้งจากการประมาณโดยวิธี Polynomial curve fitting ซึ่งวิธีการเลือกเส้นโค้งที่เหมาะสม (Polynomial Curve Fitting) ที่ลำดับ 3 เหมาะสมกับชุดข้อมูลภาพมากที่สุด โดยได้จากการทดลองปรับลำดับตั้งแต่ 1-7 และวัดผลลัพธ์โดยการวัดพื้นที่ทับซ้อน (Area Overlap) กับภาพผลเฉลย และลำดับที่ 3 ให้ค่าทับซ้อนมากที่สุดจึงเลือกลำดับนี้ตั้งรูป 3-15



รูปที่ 3-15 กราฟแสดงการวัดพื้นที่ทับซ้อนวิธี Polynomial curve fitting แต่ละลำดับ

5. ระบุบริเวณที่สนใจ (ROI Identification)

หลังจากขั้นตอนการประมาณเส้นความโค้งของกระดูกสันหลัง จะได้เส้นขอบด้านซ้าย สำหรับขั้นตอนนี้จะหาเส้นขอบด้านขวาเพื่อเป็นการกำหนดขอบเขตของบริเวณที่สนใจ การประมวลผลในขั้นตอนนี้จะใช้ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมาเป็นตัวกำหนดความห่างของเส้นโค้งด้านซ้าย และขวา ดังสมการ 3.5 ภาพ(ก) แสดงเส้นโค้งด้านซ้าย(สีเขียว) และเส้นโค้งด้านขวา(สีน้ำเงิน) แสดง ดังรูปที่ 3-16 จากนั้นนำเส้นโค้งทั้งสองเส้นเป็นขอบเขตของ ROI ในภาพ (ข) พื้นที่สีขาวคือบริเวณที่สนใจ

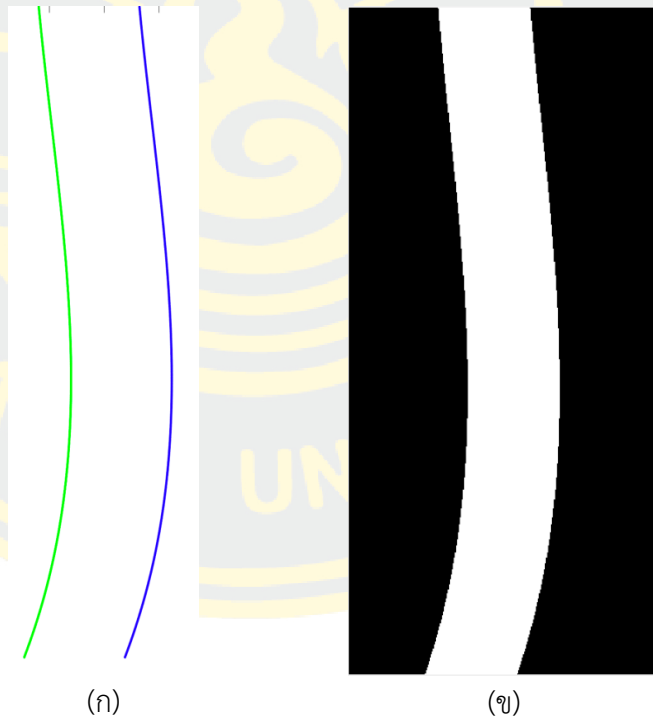
$$y_R = y_L + S.D. \quad (3.5)$$

โดย

y_R คือ การประมาณความโค้งด้านขวา

y_L คือ การประมาณความโค้งด้านซ้าย

$S.D.$ คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

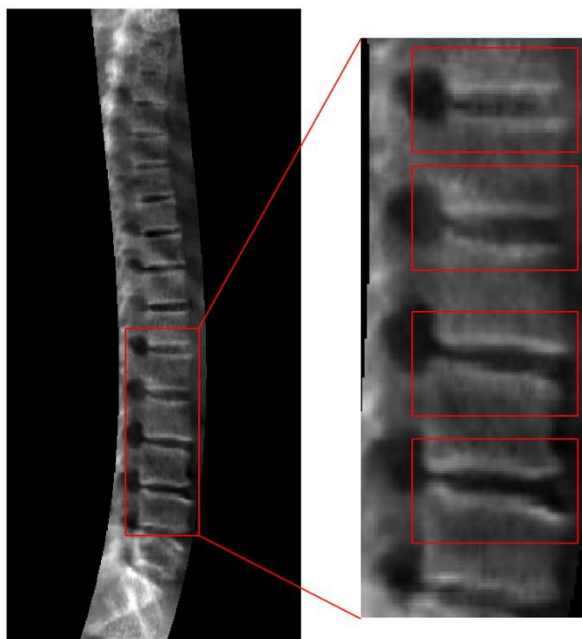


รูปที่ 3-16 แสดงภาพการกำหนดบริเวณที่สนใจ

3.3 ขั้นตอนการปรับปรุงภาพ

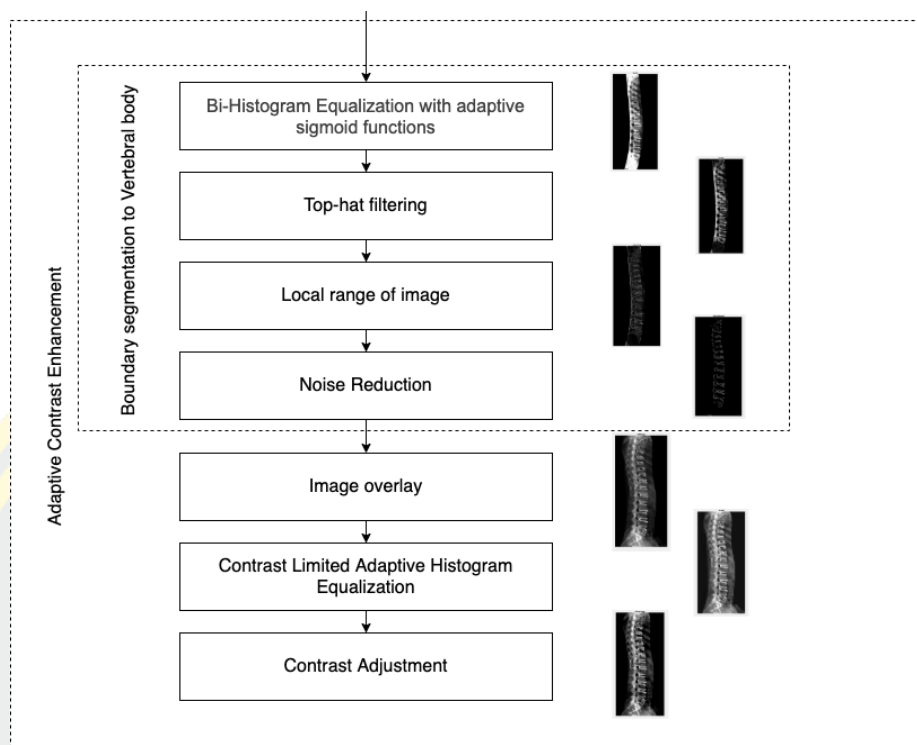
ปัญหาความคมชัดและความแตกต่างของระดับสีในภาพถ่ายรังสีเอ็กซสองพลังงาน เนื่องจากสัญญาณรบกวน เช่น เนื้อเยื่อ ซีโครง ที่บังบริเวณกระดูก และสีขององค์ประกอบภายในภาพต่าง ๆ มีสีที่คล้ายคลึงกัน จึงยากต่อการสกัดให้ได้เฉพาะกระดูก ดังนั้นหลังจากขั้นตอนการกำหนดขอบเขต

ของกระดูกสันหลังแล้ว วัตถุประสงค์ของประเด็นปัญหาความคมชัดนี้ จึงเป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพให้เป็นภาพที่มีความคมชัดและมีความต่างสูงระหว่างตัวกระดูกสันหลังและส่วนอื่น ๆ ที่ไม่ใช่กระดูกสันหลัง ขั้นตอนนี้จะได้ภาพเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลังที่มีข้อกระดูกที่ชัดเจนและมีความต่างสูง ขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณที่สนใจ จะทำการปรับปรุงภาพโดยปรับปรุงบริเวณที่สนใจโดยพิจารณาจากรูปต้นฉบับเฉพาะบริเวณที่สนใจ เนื่องจากต้องการพิจารณาข้อมูลภาพในภาพที่ยังไม่ผ่านขั้นตอนการปรับปรุงใด เพื่อไม่ให้เกิดการสูญเสียข้อมูล



รูปที่ 3-17 แสดงภาพการพิจารณาความต่างสีของตำแหน่งข้อกระดูกจากภาพ ROI

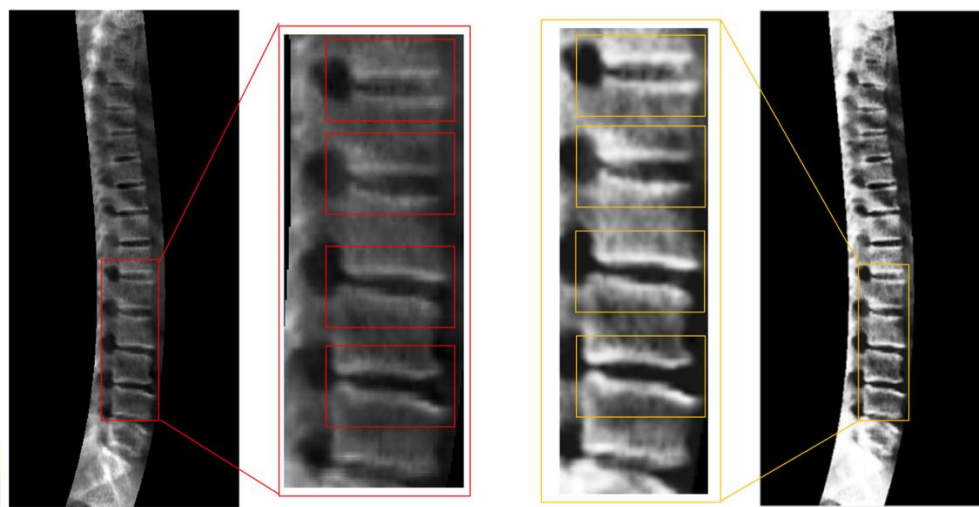
เมื่อพิจารณาภาพ ROI ดังรูปที่ 3-17 พบว่าแต่ละขอบของข้อกระดูกจะมีลักษณะที่คอนทราสต์ต่ำ เพราะสีใกล้เคียงกับส่วนที่ไม่ใช่กระดูก ดังนั้นการปรับปรุงภาพให้มีระดับความชัดของขอบกระดูกนั้นจะต้องทำการหาขอบของวัตถุหรือกระดูกแต่ละข้อก่อนเพื่อปรับความคมชัดตรงขอบต่อไป ขั้นตอนการปรับปรุงภาพมีวิธีการดังรูป 3-18



รูปที่ 3-18 แผนผังอธิบายการขั้นตอนการปรับปรุงภาพความต่างต่ำ (Contrast Enhancement)

1. การปรับปรุงภาพด้วยวิธี BEASF

การปรับปรุงคุณภาพให้เป็นภาพที่มีความคมชัดและมีความต่างสูงระหว่างตัวขอบกระดูกสันหลังและเนื้อกระดูกการปรับปรุงภาพให้มีระดับความชัดของขอบกระดูกนั้นจะต้องทำการหาขอบของวัตถุหรือกระดูกแต่ละข้อก่อนเพื่อปรับความคมชัดตรงขอบ เนื่องจากภาพถ่าย DXA เป็นภาพคอนทราสต์ต่ำ เราจึงเลือกวิธีการปรับปรุงภาพ จากงานวิจัยของ (Edgar F. Arriaga-Garcia และคณะ) ด้วยวิธีการ Bi-Histogram Equalization with adaptive sigmoid functions หรือ BEASF เนื่องจากเป็นวิธีการขั้นตอนนี้ใช้วิธีการ BEASF เป็นการปรับปรุงภาพเพื่อให้ส่วนที่เป็นขอบกระดูกแต่ละข้อที่มีความสว่าง เด่นชัดขึ้นมา ดังรูปที่ 3-19 วิธีการดังกล่าวช่วยรักษาความสว่างและมีความทนทานต่อสัญญาณรบกวน โดยการแยกฮิสโตแกรมของภาพออกเป็นสองส่วนย่อย (ใช้ค่าเฉลี่ยเป็นเกณฑ์) และแทนที่ฟังก์ชันการกระจายแบบสะสมความถี่ด้วยสอง smooth sigmoids (โดยมีจุดกำเนิดอยู่บนค่ามัธยฐานของแต่ละฮิสโตแกรมย่อย)



(ก) ภาพก่อนปรับปรุง

(ข) ภาพหลังการปรับปรุงด้วย BEASF

รูปที่ 3-19 แสดงการเปรียบเทียบภาพROI (ก) กับ ภาพที่ปรับปรุงด้วยวิธี BEASF (ข)

2. การปรับปรุงภาพด้วยวิธีการกรองข้อมูลรูปหมวก (Top-hat filtering)

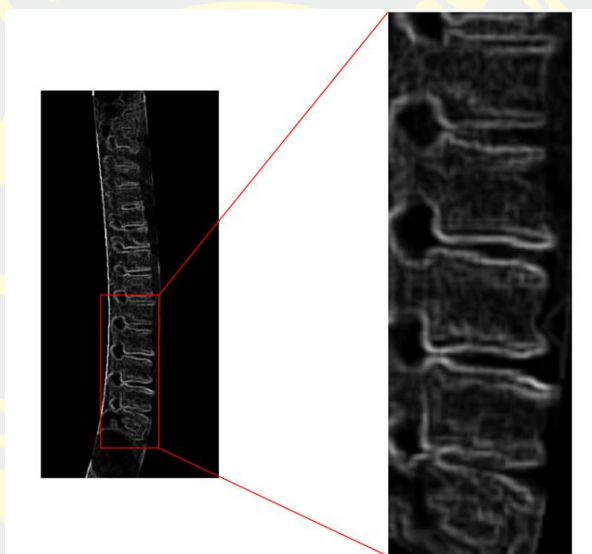
จากภาพหลังการปรับปรุงด้วย BEASF จะเห็นว่าบริเวณตำแหน่งกระดูกเชิงกราน ข้อต่อกระดูก และขอบของข้อกระดูกจะมีค่าความสว่างของจุดภาพมาก จึงมีค่าความต่างกับพื้นหลังมาก แต่บริเวณตำแหน่งขอบของข้อกระดูกกับเนื้อกระดูกมีค่าความสว่างต่างกันน้อย จึงต้องมีการปรับค่าความสว่างของภาพเพื่อให้แต่ละพื้นที่กระดูก เพื่อลดสัญญาณรบกวนบางส่วนออกจากภาพ โดยการปรับค่าความสว่างจะใช้ส่วนประกอบโครงร่างหรือมาสก์ เป็นตัวเคลื่อนที่ในแต่ละพื้นที่ภาพกระดูก ขั้นตอนวิธีการกรองข้อมูลรูปหมวก (Top-hat filtering) ดังสมการ 2.20 นี้ดำเนินการด้วยการกัดกร่อนภาพ (Erosion) และการขยายภาพ (Dilation) เพื่อให้ได้ภาพหลังจากปรับปรุงเป็นภาพที่บริเวณข้อกระดูกจะยังคงมีค่าความสว่างสูง และบริเวณเนื้อกระดูกจะมีความหนาแน่นของข้อมูลบางลงกว่าบริเวณอื่น



รูปที่ 3-20 แสดงภาพที่ปรับปรุงด้วยวิธี Top-hat (ก)

3. การปรับภาพด้วยค่าพิสัยระดับพื้นที่ของภาพ (Local range of image)

จากนั้นเราจะใช้ตัวกรองภาพเพื่อหาพื้นผิวของภาพ โดยการในตัวกรอง Local Range มาคำนวณหาค่า Range ในพื้นที่ด้วยขนาดแมส 3x3 จึงทำให้มองเห็นขอบกระดูกและรูปทรงของข้อกระดูกชัดเจนขึ้น วิธีค่าพิสัยในระดับพื้นที่ของภาพ (Local range of image) เป็นตัวกรองภาพที่ใช้ค่าพิสัยหรือช่วงพิชเชล (ค่าสูงสุด - ค่าต่ำสุด) ที่อยู่รอบข้างของมาสก์ขนาดที่กำหนด เนื่องจากภาพถ่ายรังสีมีลักษณะที่ค่อนข้างต่างกันว่าบริเวณขอบของข้อด้านนอก คือ ค่าสูงสุด กับพื้นหลัง คือ ค่าต่ำสุด ดังนั้นขั้นตอนนี้จะนำภาพที่ถูกปรับปรุงด้วยวิธี Top-hat มากเป็นภาพสำหรับการกรองด้วยค่าพิสัยระดับพื้นที่ จึงทำให้ภาพหลังการกรองจะมองเห็นขอบกระดูกและรูปทรงของข้อกระดูกชัดเจนขึ้น ดังรูป 3-21

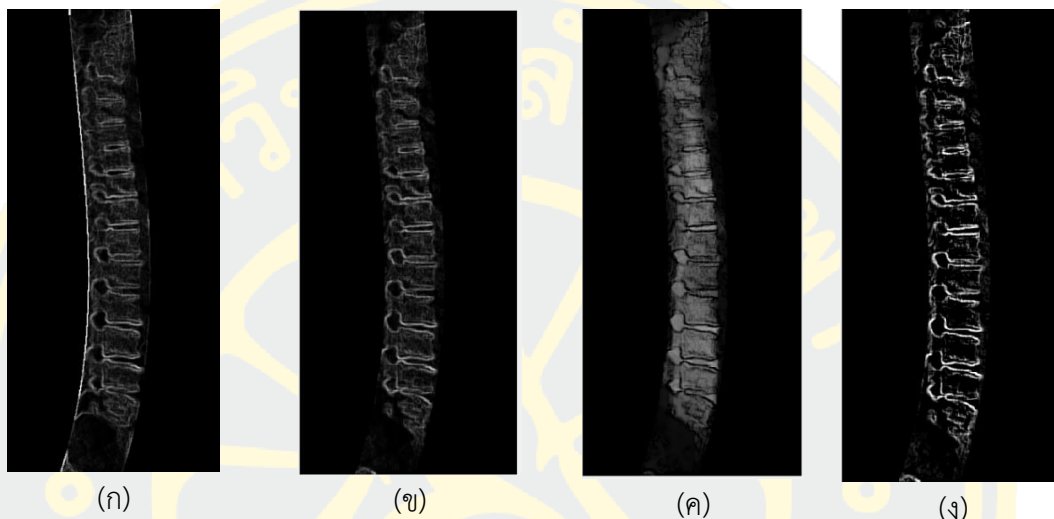


รูปที่ 3-21 แสดงภาพที่ปรับปรุงด้วยค่าพิสัยระดับพื้นที่ของภาพ

4. การลดสัญญาณรบกวนภาพ (Noise Reduction)

ภาพมีสิ่งที่ไม่ใช่ขอบซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนจำนวนมาก เช่น สีของเนื้อกระดูกหรือวัตถุสีขาวที่อยู่ภายในข้อกระดูกแต่ละข้อ เส้นความโค้งสีขาวทั้งสองข้าง และบริเวณเนื้อเยื่ออื่น ๆ ที่ไม่ใช่ข้อกระดูก เป็นต้น วิธีการนี้จำกัดจัดสัญญาณรบกวนเหล่านั้นออกไปเพื่อให้เหลือไว้เพียงขอบของข้อกระดูก เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนออกไป บริเวณที่เป็นสัญญาณรบกวนจุดเล็ก ๆ ก็จะถูกลบออกไป การลดสัญญาณรบกวนขั้นตอนนี้พื้นที่ขอบข้อกระดูกคือสิ่งที่ต้องการให้คงอยู่ แต่พื้นที่สัญญาณรบกวนที่ต้องการลดคือพื้นที่ที่ไม่ใช่ขอบ ได้แก่ เนื้อกระดูก และเส้นขอบของภาพที่เกิดจากการกำหนดบริเวณที่สนใจ เนื่องจากกระดูกแต่ละข้อของแต่ละบุคคลคนมีความหนาแน่นแตกต่างกัน เราต้องกำจัดความหนาแน่นของความเข้มสีในภาพที่กระจายตัวอยู่บริเวณที่ไม่ต้องการออกไป ขั้นตอนนี้จะทำให้ตัวดำเนินการด้วยตัวดำเนินการทางสัณฐานวิทยา (Morphological Operation) ลบส่วนประกอบที่เชื่อมต่อขนาดเล็กทั้งหมด โดยเริ่มจาก Top-hat เพื่อกำจัดพิชเชลบริเวณเนื้อกระดูกและเนื้อเยื่อ แล้วจึง บวกภาพจากวิธีการ Local range รูปที่ 3-23 (ก) กับภาพวิธีการ Local range

ที่ผ่านการทำ Top-hat เข้าด้วยกัน รูปที่ 3-23 (ข) เพื่อปรับขอบกระดูกให้สว่างขึ้นกว่าเดิม หลังจากนั้นให้วิธี Bottom hat ปรับภาพจากวิธีการ Local range รูปที่ 3-23 (ค) ให้แสดงพิกเซลบริเวณที่เนื้อกระดูกและเนื้อเยื่อและกำจัดพิกเซลที่ขอบกระดูก แล้วจึงนำภาพทั้งสองวิธีการ Top-hat และ Bottom hat ดังสมการ 2.20 และ 2.21 มากลบออกจากกัน รูปที่ 3-23 (ง) ดังนั้นพิกเซลบริเวณที่เนื้อกระดูกและเนื้อเยื่อจะถูกกำจัดและขอบกระดูกจะถูกเพิ่มค่าให้สว่างขึ้น

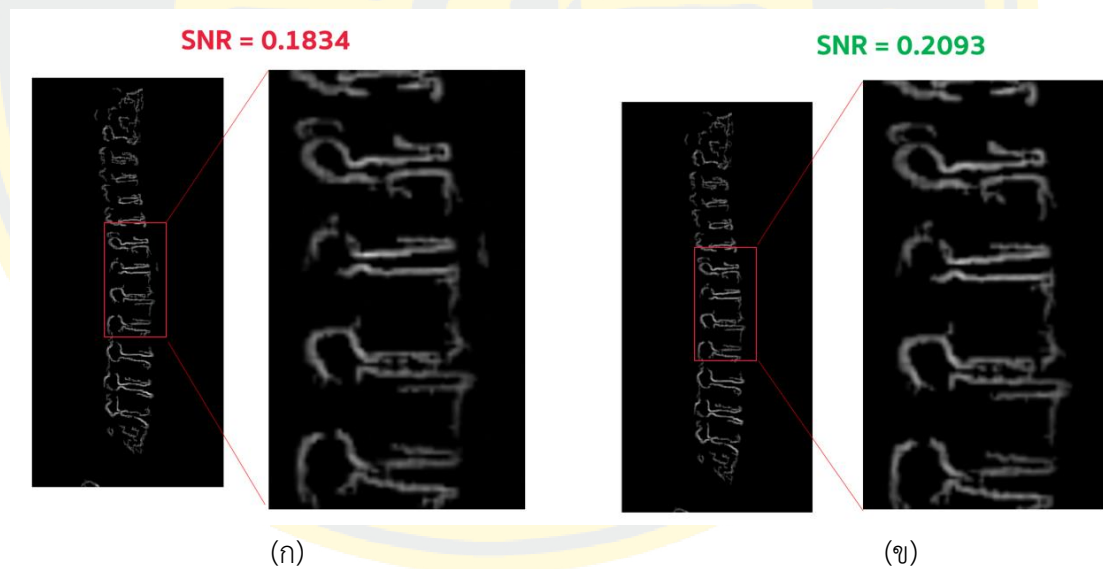


รูปที่ 3-22 ภาพผลลัพธ์จากวิธี Local range (ก) ภาพที่ผ่าน Top-Hat (ข) ภาพที่ผ่าน Bottom-Hat (ค) ภาพผลลัพธ์การลบกัน (ง)

อย่างไรก็ตาม วิธีการข้างต้นดำเนินการเพื่อลบสัญญาณรบกวนได้เพียงบางส่วนเท่านั้น และยังคงเหลือสัญญาณรบกวนขนาดเล็กๆ อยู่ ดังนั้นขั้นตอนสุดท้ายของการกำจัดสัญญาณรบกวนจะใช้วิธี Operation open เพื่อลบส่วนประกอบที่เชื่อมต่อขนาดเล็กทั้งหมดที่เหลืออยู่ รูปที่ 3-23 ดังสมการ 2.19 ขั้นตอนสุดท้ายสุดท้ายในการลดสัญญาณรบกวนคือการปรับเรียบเนียนด้วยวิธี Bilateral Filtering ซึ่งให้ค่า SNR ที่สูงขึ้นดังแสดงในรูปที่ 3-24

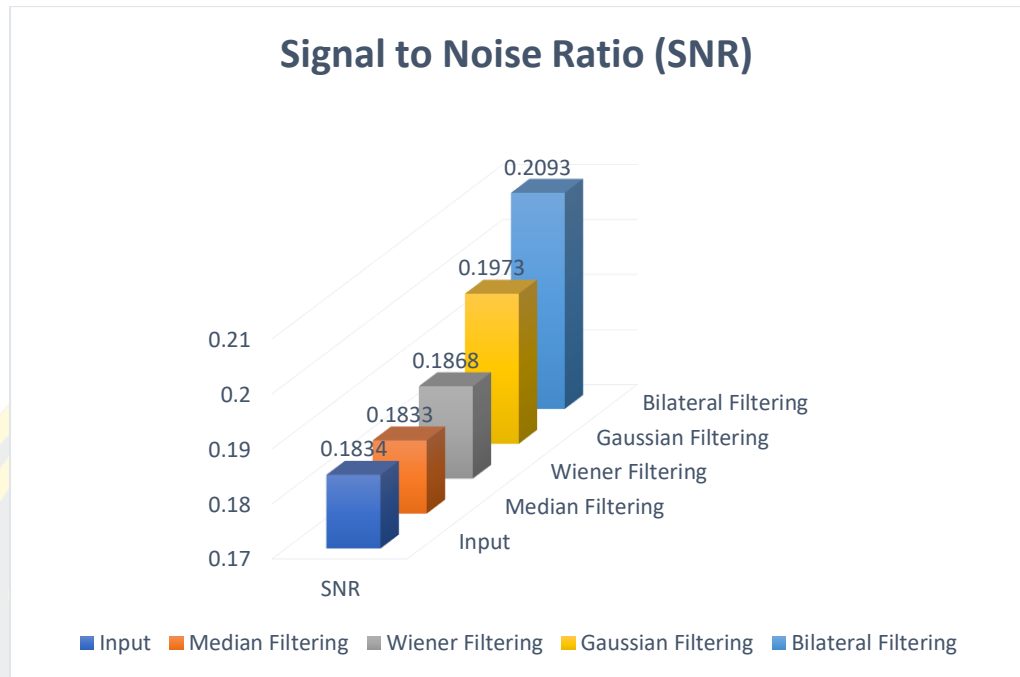


รูปที่ 3-23 ภาพการแปลงเป็นภาพขาวดำ (ก) ภาพจากวิธี Operation open (ข)



รูปที่ 3-24 ภาพที่ผ่านการวิธี Morphological Operation (ก) ภาพที่ผ่านการปรับเนี้ยนด้วย Bilateral Filtering (ข)

ซึ่งวิธีการลดสัญญาณรบกวนด้วยการปรับเรียบเนียนด้วยวิธี Bilateral Filtering โดยได้จากการทดลองลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการต่าง ๆ และวัดผลลัพธ์โดยการวัด Signal to Noise Ratio และด้วยวิธี Bilateral Filtering ให้ค่า SNR มากที่สุดจึงเลือกวิธีการนี้ดังรูป 3-25



รูปที่ 3-25 กราฟแสดงการวัด Signal to Noise Ratio แต่ละวิธี

1. การเพิ่มความคมชัดด้วยวิธี Addition Operation

หลังจากการสกัดพื้นที่ขอบกระดูกได้จากวิธีการด้านบนนั้น เพื่อใช้สำหรับการเพิ่มความสว่างเฉพาะบริเวณขอบให้ภาพต้นฉบับที่มีคอนทราสต์ต่ำ ด้วยวิธี Addition Operation หรือ ดำเนินการบวก มีการดำเนินการระหว่างคู่ของ pixel ของภาพ ดังสมการ 3.6 3.7 และ 3.8

$$s(x, y) = f(x, y) + g(x, y) \quad (3.6)$$

เมื่อ

$$x = 0, 1, 2, \dots, M \quad (3.7)$$

และ

$$y = 0, 1, 2, \dots, N \quad (3.8)$$

โดยที่

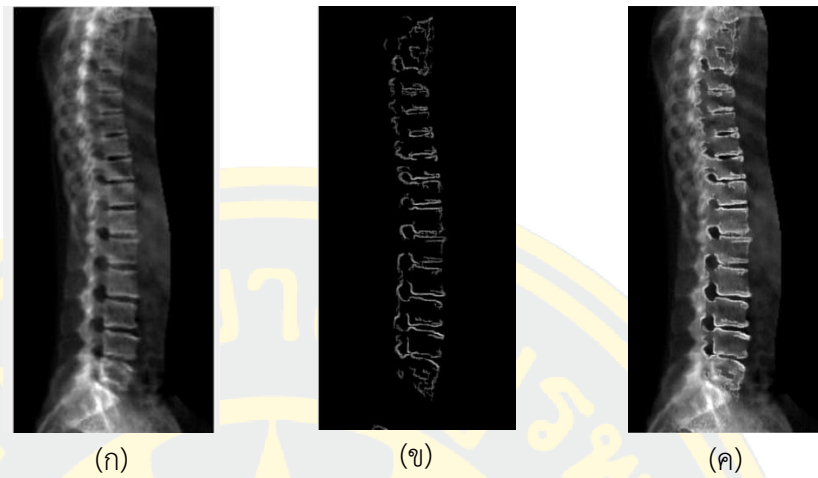
f คือ ภาพที่หนึ่ง

g คือ ภาพที่สอง

s คือ ภาพผลลัพธ์

M คือ ขนาดของแถว

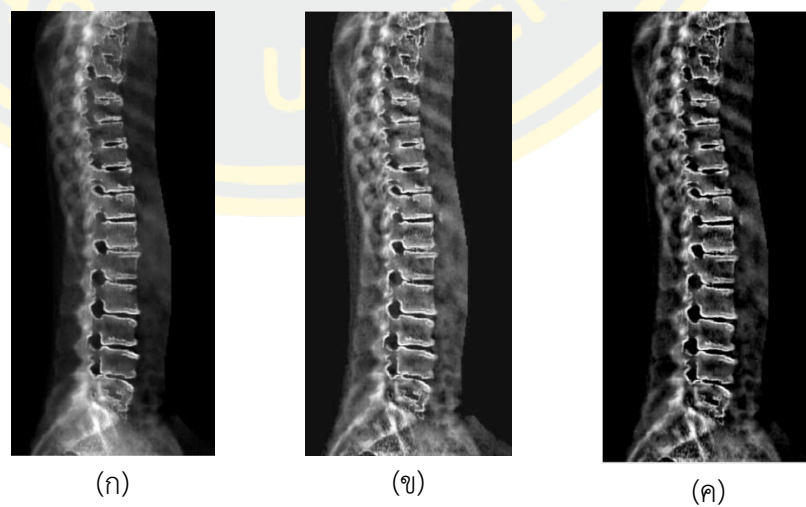
N คือ ขนาดของคอลัมน์



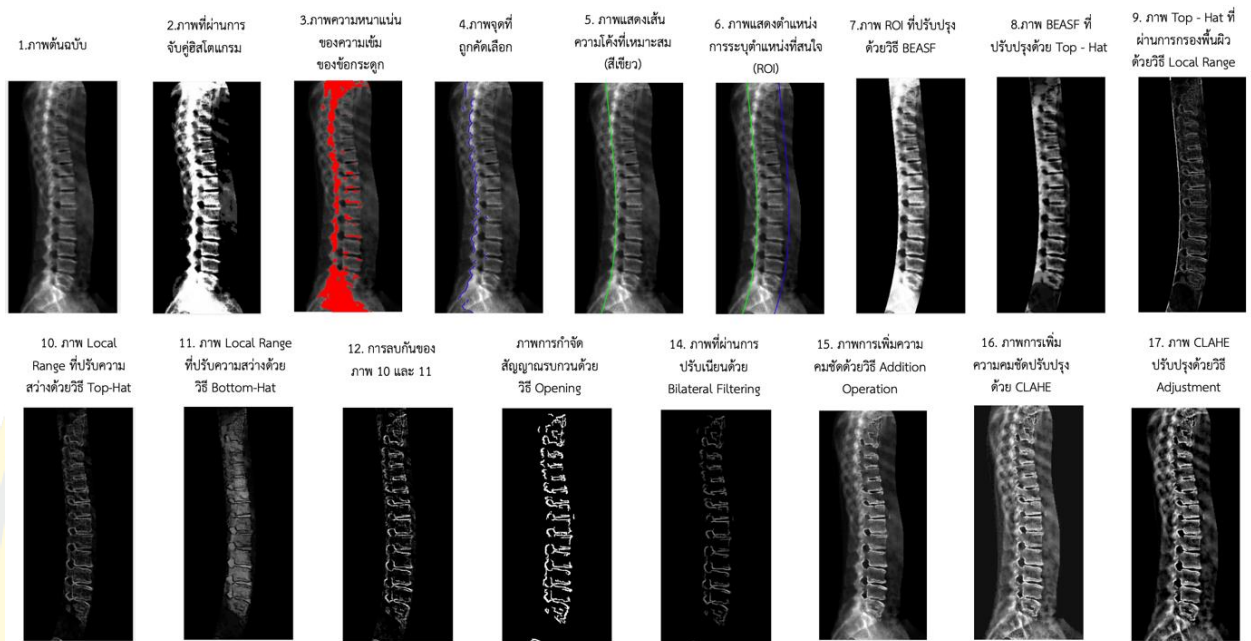
รูปที่ 3-26 ภาพต้นฉบับ (ก) ภาพที่ผ่านผ่านการลดสัญญาณรอบกวน (ข) และภาพที่ผ่าน Addition Operation (ค)

6. การปรับค่าความสว่าง (Contrast Adjustment)

ในขั้นตอนนี้คือขั้นตอนสุดท้ายของการประมวลผลภาพถ่ายรังสีเอ็กซของกระดูกสันหลัง การปรับความคมชัดขั้นตอนนี้เพื่อให้ให้เห็นส่วนของกระดูกเด่นชัดกว่าส่วนอื่นภายในภาพ หลังจากขั้นตอนการทับซ้อนภาพแล้ว ทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพด้วยการเพิ่มความเข้มสีของภาพด้วยวิธีการ Contrast-limited adaptive histogram equalization (CLAHE) ดังสมการ 2.12 แล้วจึงใช้วิธี Contrast Adjustment เพื่อให้ส่วนที่เป็นขอบกระดูกที่มีความสว่างและส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมีความแตกต่างกันมากขึ้น



รูปที่ 3-27 แสดงการเปรียบเทียบภาพก่อนปรับปรุง (ก) กับ ภาพที่ปรับปรุงด้วยวิธี CLAHE (ข) ภาพที่ผ่านการปรับ Adjustment (ค)



รูปที่ 3-28 แสดงภาพผลลัพธ์ในแต่ละขั้นตอน

3.4 ขั้นตอนการเก็บรวบรวมข้อมูล

โครงการวิจัยนี้ มีการดำเนินการวิจัยแบ่งเป็น 2 ระยะดังนี้ ระยะที่ 1 คือ การออกแบบพัฒนาซอฟต์แวร์ต้นแบบ และระยะที่ 2 คือ วัดประสิทธิภาพของซอฟต์แวร์ต้นแบบ

3.3.1 ลักษณะข้อมูล

ประชากร ผู้มารับบริการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกที่มีอายุตั้งแต่ 50 ปีขึ้นไป สัญชาติไทย ทั้งเพศชายและเพศหญิง

กลุ่มตัวอย่าง ผู้มารับบริการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกที่มีอายุตั้งแต่ 50 ปีขึ้นไป สัญชาติไทย ทั้งเพศชายและเพศหญิง ที่มารับการตรวจ ณ โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพา ระหว่างเดือนกรกฎาคมถึงเดือนธันวาคมปี พ.ศ.2562

เกณฑ์การคัดเลือก

1. มีภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังระดับบั้นเอวที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่อง DXA และเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป

เกณฑ์การคัดออก

ไม่มี

การคำนวณขนาดตัวอย่าง

อ้างอิงจาก Requirements for Minimum Sample Size for Sensitivity and Specificity Analysis (Bujang & Adnan, 2016) โดยกำหนด prevalence กำหนดค่า H_0 และ H_a สำหรับ specificity (ตารางที่ Table/Fig-2) โดยหาค่า H_0 จากการเก็บภาพถ่ายผู้ป่วยจำนวน 20 รายและคำนวณ specificity ได้เท่ากับร้อยละ 50 ส่วนค่า H_a ได้มาจากการคาดการณ์ ร้อยละ 70 จึงได้จำนวนของกลุ่มตัวอย่างเท่ากับ 70 ราย

3.3.2 การเก็บรวบรวมข้อมูล

หลังจากพัฒนาซอฟต์แวร์ต้นแบบเสร็จสิ้น ในระยะที่ 2 ผู้วิจัยจะส่งบันทึกข้อความขอข้อมูล อายุ เพศ น้ำหนักตัว ส่วนสูง และภาพถ่ายทางรังสีฯ ของผู้มารับบริการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูก ในช่วงระยะเวลาที่กำหนดจากโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพา เพื่อให้ทันรังสีการแพทย์ของโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพาทำการ download ภาพถ่ายที่ต้องการศึกษา โดยลบบชื่อ-นามสกุล รหัสโรงพยาบาล และข้อมูลส่วนบุคคลทั้งหมดออกจากภาพถ่ายก่อน download เพื่อรักษาความลับของผู้มารับบริการ

หลังจากนั้น ผู้วิจัยจะนำภาพที่ได้จากการ download มาผลิต file แบบบันทึกข้อมูล (เอกสารแนบหมายเลข 1) ที่ประกอบด้วยภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังระดับทรวงอกที่ 11 (11st thoracic spine) ถึงกระดูกสันหลังระดับบั้นเอวที่ 5 (5th lumbar spine) ที่ได้ใช้ซอฟต์แวร์ต้นแบบกับไม่ได้ใช้ ภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังในระดับเดียวกันที่ตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป และตารางการบันทึกผลการประเมินประสิทธิภาพของซอฟต์แวร์ต้นแบบ โดยผู้วิจัยจะส่งแบบบันทึกข้อมูลของผู้รับบริการแต่ละรายจำนวน 70 รายให้แพทย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่มีประสบการณ์ในการตรวจและแปลผลความหนาแน่นกระดูกมาเป็นระยะเวลา 10 ปี ประเมินประสิทธิภาพของซอฟต์แวร์ต้นแบบ โดยใช้ภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังระดับบั้นเอวที่ตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปเป็นภาพมาตรฐาน (standard image)

การประเมินจะแยกภาพถ่ายทั้ง 3 ภาพเป็นชุด a b และ c ชุด a คือภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังระดับบั้นเอวที่ใช้ซอฟต์แวร์ต้นแบบ ชุด b คือภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังระดับบั้นเอวที่ไม่ได้ใช้ซอฟต์แวร์ต้นแบบ และชุด c คือภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังระดับบั้นเอวที่ตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป โดยลำดับของภาพ ผู้วิจัยจะสุ่มสลับ code ให้ภาพถ่ายทั้ง 3 ชุดมีลำดับของผู้มารับบริการไม่ตรงกันเพื่อลด bias ของการแปลผล หลังจากได้รับแบบบันทึกข้อมูล แพทย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์จะบันทึกระดับความคมชัด ระบุตำแหน่งของกระดูกทรุดและระดับความรุนแรงของกระดูกทรุดตามเกณฑ์การวินิจฉัยของ Genant และคณะ ลงในแบบบันทึกข้อมูล

ผู้วิจัยจะรวบรวมแบบบันทึกข้อมูลและบันทึกผลการประเมินจำนวน 70 ชุดข้อมูลเพื่อนำไปวิเคราะห์ความแม่นยำทางสถิติต่อไป

3.3.2 การวิเคราะห์ข้อมูล

หลังจากนำภาพถ่ายรังสีของผู้มารับบริการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกที่โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพามาผ่านกระบวนการปรับความคมชัดจนครบทั้ง 70 ชุด ผู้วิจัยได้ส่ง file ชุดภาพถ่ายรังสีทั้ง 4 ชุดให้แพทย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่มีประสบการณ์ในการตรวจและแปลผลความหนาแน่นกระดูกมาเป็นระยะเวลา 10 ปี บันทึกระดับความคมชัด ระบุตำแหน่ง ชนิด และเกรดความรุนแรงของกระดูกทรุดตามเกณฑ์การวินิจฉัยของ Genant และคณะ ลงในแบบบันทึกข้อมูล ชุดภาพถ่ายรังสีทั้ง 4 ชุดประกอบด้วย ภาพชุด a คือภาพ VFA ที่ใช้ซอฟต์แวร์ต้นแบบ ภาพชุด b คือภาพ VFA ที่ใช้ซอฟต์แวร์ BEASF+CLAHE ภาพชุด c คือภาพ VFA ที่ใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาจากงานวิจัยนี้ และภาพชุด d คือภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังที่ตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป ซึ่งจะใช้เป็นภาพอ้างอิงมาตรฐาน (standard reference image) หลังจากได้รับแบบบันทึกข้อมูล ผู้วิจัยจะรวบรวมแบบบันทึกข้อมูลและบันทึกผลการประเมินจำนวน 70 ชุดข้อมูลเพื่อนำไปวิเคราะห์หาค่าความไว (sensitivity) ความจำเพาะ (specificity) ค่าทำนายผลบวก (positive predictive value) ค่าทำนายผลลบ (negative predictive value) และความแม่นยำ (accuracy) ในการวินิจฉัยกระดูกสันหลังทรุดต่อไป

ผู้วิจัยใช้วิธีวิเคราะห์ความถูกต้อง (Accuracy) ในการวัดผล True Positive (TP) คือ สิ่งที่โปรแกรมบอกมีกระดูกทรุด ผู้เชี่ยวชาญบอกมีกระดูกทรุด, True Negative (TN) คือ สิ่งที่โปรแกรมบอกไม่มีกระดูกทรุด ผู้เชี่ยวชาญบอกไม่มีกระดูกทรุด, False Positive (FP) คือ สิ่งที่โปรแกรมบอกมีกระดูกทรุด ผู้เชี่ยวชาญบอกไม่มีกระดูกทรุดและ False Negative (FN) คือ สิ่งที่โปรแกรมบอกไม่มีกระดูกทรุด ผู้เชี่ยวชาญบอกมีกระดูกทรุด

Sensitivity (ความไว) เป็นคุณลักษณะของการตรวจวินิจฉัยที่บอกถึงสัดส่วนของผลบวกของการตรวจในผู้ป่วยที่เป็นโรค หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือ ถ้าผู้ป่วยมีโรคจริงโอกาสที่ผลการตรวจจะให้ผลบวกก็เปอร์เซ็นต์

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP+FN} \quad (3.9)$$

Specificity (ความจำเพาะ) เป็นคุณลักษณะของการตรวจวินิจฉัยที่บอกถึงสัดส่วนของผลลบของการตรวจในคนปกติ หรือในผู้ป่วยที่เป็นโรคอย่างอื่นหรือกล่าวอีกแบบหนึ่งคือ ถ้าคนที่ไม่มีโรคหรือคนปกติ มีโอกาสที่ผลการตรวจจะให้ผลลบเป็นกี่เปอร์เซ็นต์

$$Specificity = \frac{TN}{FP+TN} \quad (3.10)$$

Accuracy (ความถูกต้อง) หมายถึงความถูกต้องของการตรวจที่จะบอกจำนวนที่เป็นโรคนั้นเมื่อได้ผลบวกและไม่เป็นโรคนั้น ๆ เมื่อได้ผลลบนั้นเป็นส่วนเท่าใดของประชากรที่นำมาตรวจ

$$Accuracy = \frac{TP+TN}{TP+FP+FN+TN} \quad (3.11)$$

Positive predictive value (PPV) มีความหมายถึงความน่าจะเป็นที่ผู้ป่วยจะเป็นโรคนั้นจริงเมื่อการตรวจให้ผลบวกการตรวจที่มีความจำเพาะสูงมักจะมีค่า PPV สูง

$$PPV = \frac{TP}{TP+FP} \quad (3.12)$$

Negative predictive value (NPV) หมายถึงความน่าจะเป็นที่ผู้ป่วยไม่ได้เป็นโรคนั้นเมื่อการตรวจให้ผลเป็นลบการตรวจที่มีความไวสูงมักจะมีค่า NPV สูง

$$NPV = \frac{TN}{FN+TN} \quad (3.13)$$

บทที่ 4





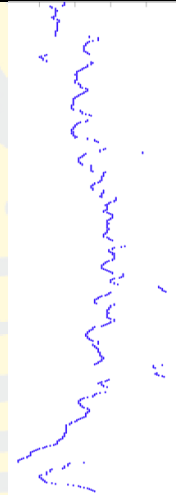
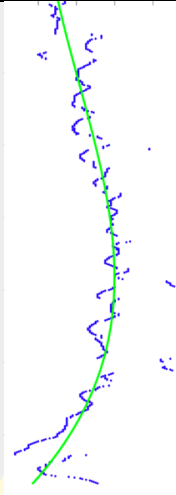
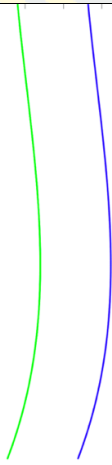
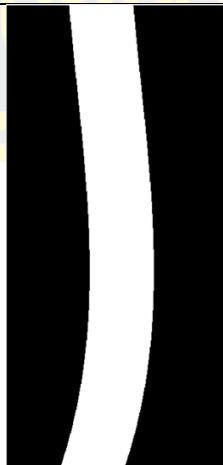

ผลการทดลอง

ในบทนี้เป็นส่วนแสดงผลการทดลองที่ได้จากการขั้นตอนวิธีที่ได้นำเสนอไปในบทที่ 3 ซึ่งภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่อง DXA จะผ่านขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลัง และขั้นตอนการปรับปรุงรูปภาพ โดยจะแสดงผลการทดลองและอธิบายรายละเอียดในแต่ละขั้นตอน ดังต่อไปนี้

ชุดข้อมูลภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่อง DXA จำนวน 70 ชุดข้อมูล ซึ่งเป็นภาพถ่าย VFA จากการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปของผู้มารับบริการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกระหว่างเดือนกรกฎาคมถึงเดือนธันวาคมปี พ.ศ.2562 ที่โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพา

4.1 การกำหนดเฉพาะบริเวณที่สนใจ

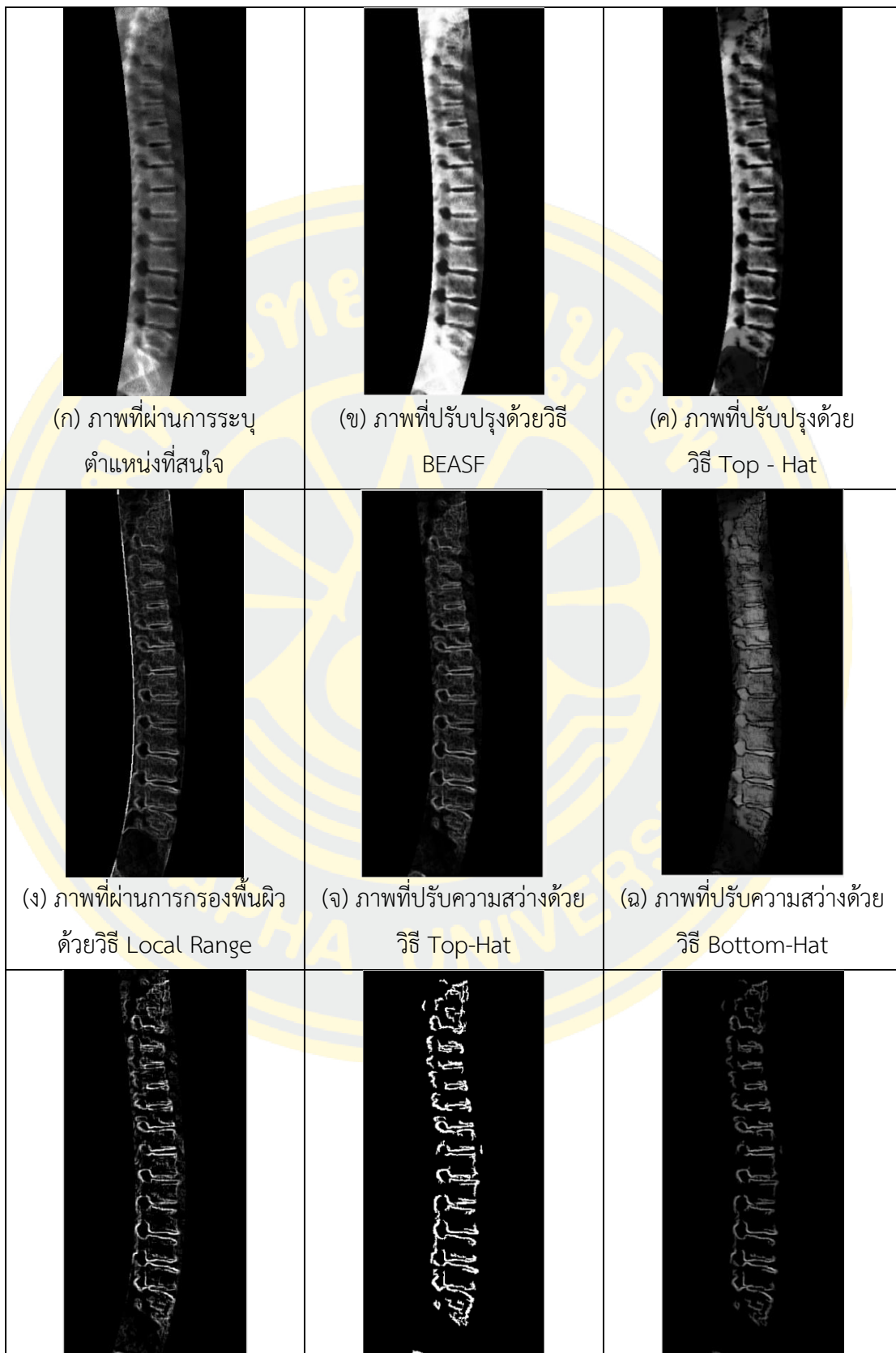
เนื่องจากภาพถ่ายด้านข้างของผู้ป่วยกระดูกสันหลังเสื่อมที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่อง DXA นั้นเป็นภาพที่ความคมชัดต่ำและลักษณะภาพมีสีขององค์ประกอบภายในภาพที่ใกล้เคียงกัน หากปรับปรุงภาพถ่ายจากการนำภาพนำเข้าทั้งภาพไปประมวลผลนั้นจะให้ผลลัพธ์ที่เห็นขอบกระดูกไม่ชัดเจนพอ ดังนั้นจึงต้องทำขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณของกระดูกสันหลัง (ROI) สำหรับขั้นตอนนี้จะได้เฉพาะบริเวณขอบเขตของกระดูกสันหลัง มีรายละเอียดขั้นตอนดังนี้ โดยจะทำการปรับเปลี่ยนความหนาแน่นโดยใช้วิธีการจับคู่ฮิสโตแกรม ของภาพต้นฉบับ รูปที่ 4-1 (ก) กับภาพอ้างอิง รูปที่ 4-1 (ข) ได้ผลจากการปรับเปลี่ยนความหนาแน่นดัง รูปที่ 4-1 (ค) ด้วยวิธีการจับคู่ฮิสโตแกรม ขั้นตอนต่อไปหาความหนาแน่นของความเข้มสีของข้อกระดูกดังรูปที่ 4-1 (ง) แล้วนำไปคัดเลือกตำแหน่งจุดที่อยู่ตรงบริเวณข้อต่อหรือแกนกระดูกสันหลัง รูปที่ 4-1 (จ) นำตำแหน่งจุดที่คัดเลือกเข้ากระบวนการประมาณความโค้งที่เหมาะสมใน รูปที่ 4-1 (ฉ) หลังจากได้เส้นความโค้งของข้อต่อกระดูกสันหลัง จะทำการสร้างเส้นโค้งอีกเส้นที่มีระยะห่างด้วยค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ดังเส้นสีน้ำเงินใน รูปที่ 4-1 (ช) จากนั้นนำคำนวณหาค่าของตำแหน่งที่อยู่ในช่วงสองเส้นโค้งที่หาได้ จะได้ตำแหน่งดังรูปที่ 4-1 (ซ) เมื่อได้ตำแหน่งจุดของบริเวณกระดูกสันหลังทั้งหมดแล้ว นำทำการกำหนดขอบเขตตำแหน่งที่สนใจจากภาพต้นฉบับแสดงใน รูปที่ 4-1 (ฌ)



 <p>(ก) ภาพต้นฉบับ</p>	 <p>(ข) ภาพอ้างอิง</p>	 <p>(ค) ภาพที่ผ่านการจับคู่ฮิสโตแกรม</p>
 <p>(ง) ภาพความหนาแน่นของความเข้มของข้อกระดูก</p>	 <p>(จ) ภาพตำแหน่งความหนาแน่นที่ถูกคัดเลือก</p>	 <p>(ฉ) ภาพแสดงเส้นความโค้งที่เหมาะสม (สีเขียว)</p>
 <p>(ช) เส้นความโค้งด้านขวาจากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน(สีน้ำเงิน)</p>	 <p>(ซ) ภาพแสดงตำแหน่งการระบุตำแหน่งที่สนใจ</p>	 <p>(ฌ) ภาพต้นฉบับที่ผ่านการระบุตำแหน่งที่สนใจ</p>

รูปที่ 4-1 ภาพแสดงขั้นตอนการกำหนดเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลัง

4.2 การปรับปรุงภาพ

จากปัญหาความคมชัดและความแตกต่างของระดับสีในภาพถ่ายรังสีเอ็กซสองพลังงานเนื่องจากสัญญาณรบกวน เช่น เนื้อเยื่อ ซีโรกร ที่บดบังบริเวณกระดูก และสีขององค์ประกอบภายในภาพต่าง ๆ มีสีที่คล้ายคลึงกัน จึงยากต่อการสกัดให้ได้เฉพาะกระดูก ดังนั้นหลังจากขั้นตอนการกำหนดขอบเขตของกระดูกสันหลังแล้ว ขั้นตอนนี้จะเป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพให้เป็นภาพที่มีความคมชัดและมีความต่างสูงระหว่างตัวกระดูกสันหลังและส่วนอื่น ๆ ที่ไม่ใช่กระดูกสันหลัง จะได้ภาพเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลังที่มีข้อกระดูกที่ชัดเจนและมีความต่างสูง ซึ่งมีรายละเอียดขั้นตอนดังนี้ โดยทำการปรับปรุงภาพภาพต้นฉบับที่ผ่านการระบุตำแหน่งที่สนใจ ดังรูปที่ 4-2 (ก) ขั้นตอนแรกใช้วิธี BEASF เพื่อทำให้ส่วนที่เป็นขอบกระดูกแต่ละข้อที่มีความสว่างเด่นชัดขึ้นมา ดังรูปที่ 4-2 (ข) จากนั้นปรับค่าความสว่างของภาพเพื่อให้แต่ละพื้นที่กระดูก เพื่อลดสัญญาณรบกวนบางส่วนออกจากภาพด้วยวิธี Top - Hat ดังรูปที่ 4-2 (ค) ต่อไปวิเคราะห์พื้นผิวภาพด้วยการกรองด้วยค่าพิสัยระดับพื้นที่ เพื่อทำให้ภาพหลังพื้นผิวที่เห็นขอบกระดูกและรูปทรงของข้อกระดูกชัดเจนขึ้น ดังรูปที่ 4-2 (ง) ขั้นตอนต่อไปทำการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วย ขั้นแรกปรับความสว่างเพื่อให้ขอบกระดูกสว่างขึ้นและเนื้อเยื่อลดลงดังรูปที่ 4-2 (ช) โดยการหาความแตกต่างของการปรับภาพวิธี Top-Hat รูปที่ 4-2 (จ) และ วิธี Bottom-Hat รูปที่ 4-2 (ฉ) ภาพที่ได้เป็นการกำจัดสัญญาณรบกวนได้บางส่วน และยังมีสัญญาณรบกวนขนาดเล็กหลงเหลืออยู่ จึงทำการกำจัดสัญญาณรบกวนขนาดเล็กด้วยวิธี Opening ดังรูปที่ 4-2 (ซ) และนำไปการปรับเนียนด้วย Bilateral Filtering ในรูปที่ 4-2 (ฌ) เมื่อได้ภาพที่แสดงขอบข้อกระดูกจากวิธีการที่กล่าวข้างต้น ขั้นต่อไปจะทำการนำภาพขอบกระดูกไปบวกกับภาพต้นฉบับเพื่อเพิ่มความคมชัดและความสว่างบริเวณข้อกระดูกดังรูปที่ 4-2 (ญ) และนำภาพไปปรับปรุงต่อด้วย CLAHE ดังรูปที่ 4-2 (ฎ) เพื่อทำให้เห็นส่วนของกระดูกเด่นชัดกว่าส่วนอื่นภายในภาพ และปรับ Contrast Adjustment ดังรูปที่ 4-2 (ฏ) เพื่อทำให้ส่วนที่เป็นขอบกระดูกที่มีความสว่างและส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมีความแตกต่างกันมากขึ้น



(ซ) ภาพความแตกต่างระหว่าง ภาพ (จ)และ(ฉ)	(ช) ภาพการกำจัดสัญญาณ รบกวนด้วยวิธี Opening	(ฅ) ภาพที่ผ่านการปรับเนียน ด้วยBilateral Filtering
 <p data-bbox="311 880 641 969">(ญ) ภาพการเพิ่มความคมชัด ด้วยวิธี Addition Operation</p>	 <p data-bbox="694 880 1002 969">(ง) ภาพที่ผ่านการปรับปรุง ด้วย CLAHE</p>	 <p data-bbox="1082 880 1353 969">(ฉ) ภาพที่ผ่านการปรับ Contrast Adjustment</p>


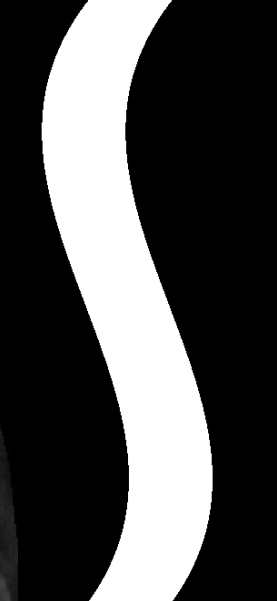



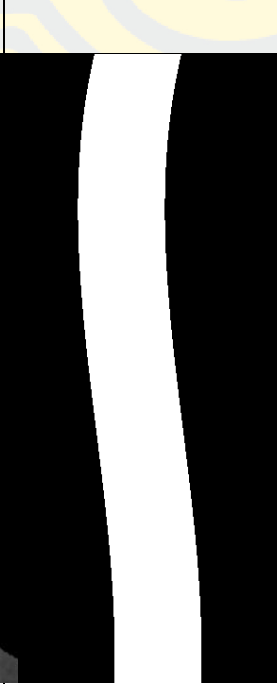


รูปที่ 4-2 ภาพแสดงขั้นตอนการปรับปรุงภาพกระดูกสันหลัง

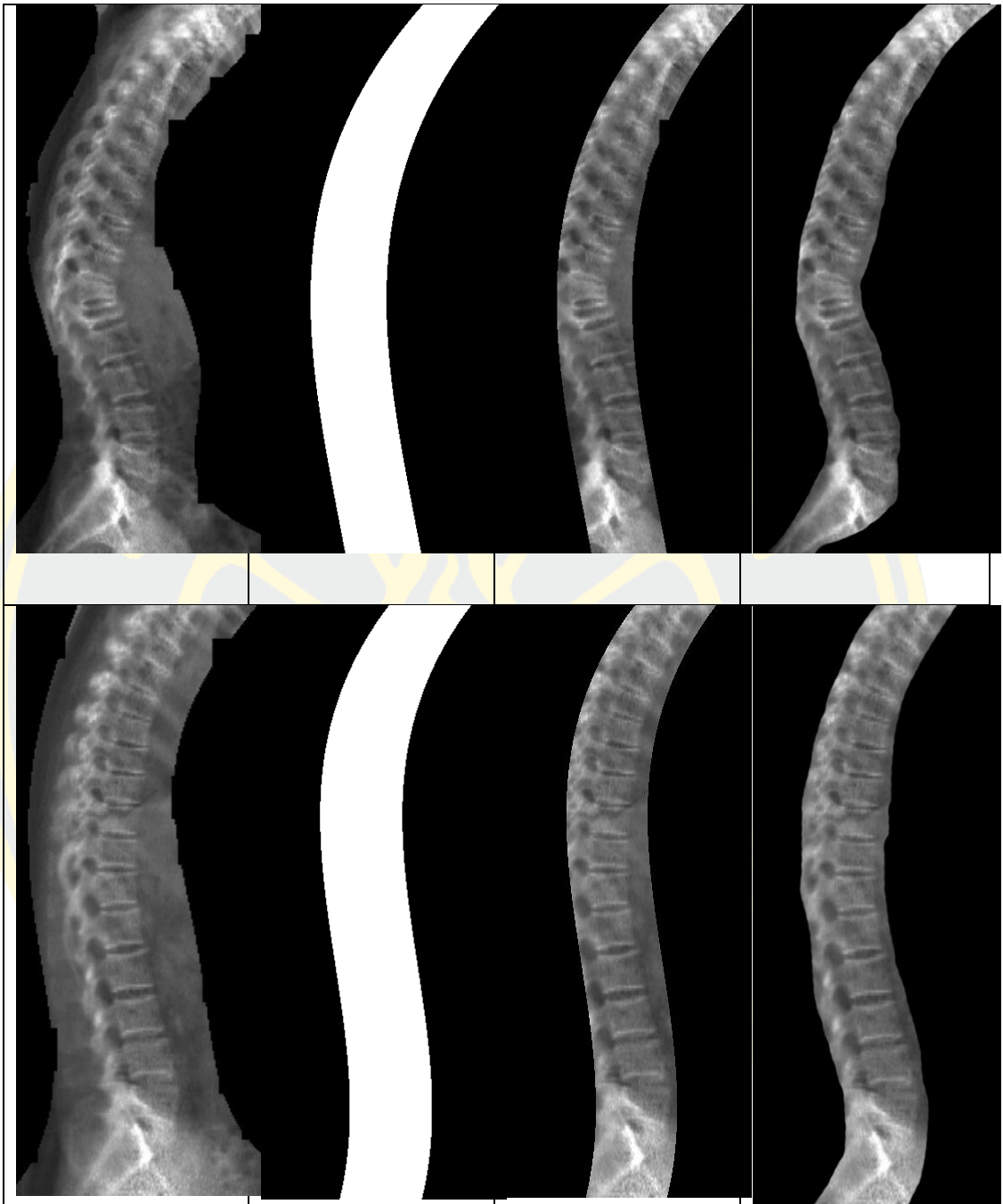
4.3 ผลลัพธ์จากการหาเฉพาะบริเวณที่สนใจ (ROI)

จากการทดลองขั้นตอนการหาเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลัง จะทำการวัดความแม่นยำของตำแหน่งจุดจากภาพที่ผ่านขั้นตอนการหาบริเวณกระดูกสันหลัง ROI กับตำแหน่งจุดจากภาพผลเฉลย ดังตาราง 4-1 ตัวอย่างภาพการเปรียบเทียบการกำหนดบริเวณกระดูกสันหลัง ROI กับผลเฉลย

ความแม่นยำของวิธีที่นำเสนอถูกวัดโดยใช้ดัชนี Area Overlap (AO) และ Jaccard Index (JI) ดูผลการทดลองจาก ตารางที่ 4-2 ผลการเปรียบเทียบการวัดประสิทธิภาพของการหาบริเวณกระดูกสันหลัง ROI กับภาพผลเฉลย

ตารางที่ 4-1 ตัวอย่างภาพการเปรียบเทียบการกำหนดบริเวณกระดูกสันหลัง ROI กับผลเฉลย

ภาพต้นฉบับ	ภาพที่ผ่านขั้นตอน ระบุ ROI	ภาพผลลัพธ์จากการ หา ROI	ภาพผลเฉลย (Ground-truth)
			
			



ตารางที่ 4-2 ผลการเปรียบเทียบการวัดประสิทธิภาพของการหาบริเวณกระดูกสันหลัง ROI กับภาพผลเฉลย

No.	Area Overlap (AO)	Jaccard Index (JI)
1	0.8650	0.8307
2	0.9290	0.8399
3	0.9514	0.8719
4	0.8978	0.8447
5	0.9421	0.8614
6	0.9187	0.8801
7	0.8862	0.8508
8	0.8911	0.7601
9	0.8551	0.8061
10	0.8179	0.7687
11	0.7953	0.6913
12	0.8485	0.7400
13	0.9102	0.8175
14	0.8521	0.7698
15	0.9029	0.8603
16	0.8704	0.7955
17	0.8630	0.8241
18	0.8860	0.8640
19	0.8576	0.7398
20	0.8615	0.8208
21	0.8777	0.8124
22	0.8588	0.7512
23	0.8890	0.7796

24	0.8985	0.8468
25	0.8843	0.8322
26	0.8376	0.8200
27	0.8088	0.7142
28	0.8993	0.8230
29	0.8963	0.8590
30	0.9072	0.7911
31	0.8924	0.8602
32	0.9420	0.8169
33	0.8978	0.8006
34	0.8707	0.7907
35	0.8052	0.7177
36	0.8298	0.7742
37	0.8408	0.7563
38	0.8551	0.7989
39	0.8013	0.6889
40	0.8440	0.8127
41	0.7467	0.6918
42	0.9037	0.8522
43	0.9037	0.8522
44	0.9052	0.8462
45	0.8488	0.7039
46	0.8276	0.7701
47	0.8857	0.8753
48	0.8857	0.8753
49	0.8342	0.7298

50	0.8692	0.8212
51	0.8658	0.7616
52	0.8207	0.7595
53	0.7898	0.6943
54	0.8903	0.8285
55	0.8058	0.7069
56	0.7730	0.6867
57	0.8197	0.6971
58	0.8167	0.7281
59	0.8543	0.7926
60	0.8403	0.7932
61	0.8178	0.7239
62	0.8748	0.8245
63	0.8360	0.7813
64	0.8658	0.7438
65	0.8358	0.7476
66	0.7866	0.7140
67	0.8851	0.7993
68	0.8438	0.8216
69	0.8369	0.7584
70	0.8396	0.7708
Average	0.8607	0.7891
Percentage	86.07%	78.91%



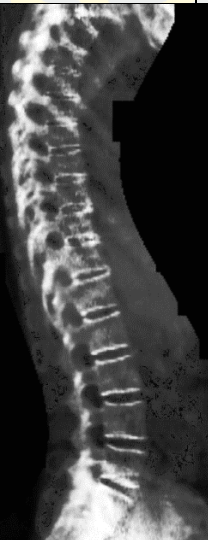
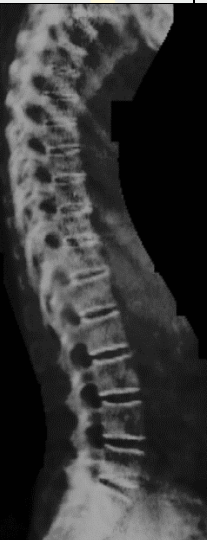



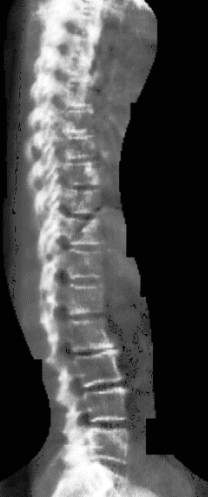


4.4 ผลลัพธ์จากการปรับปรุงภาพ

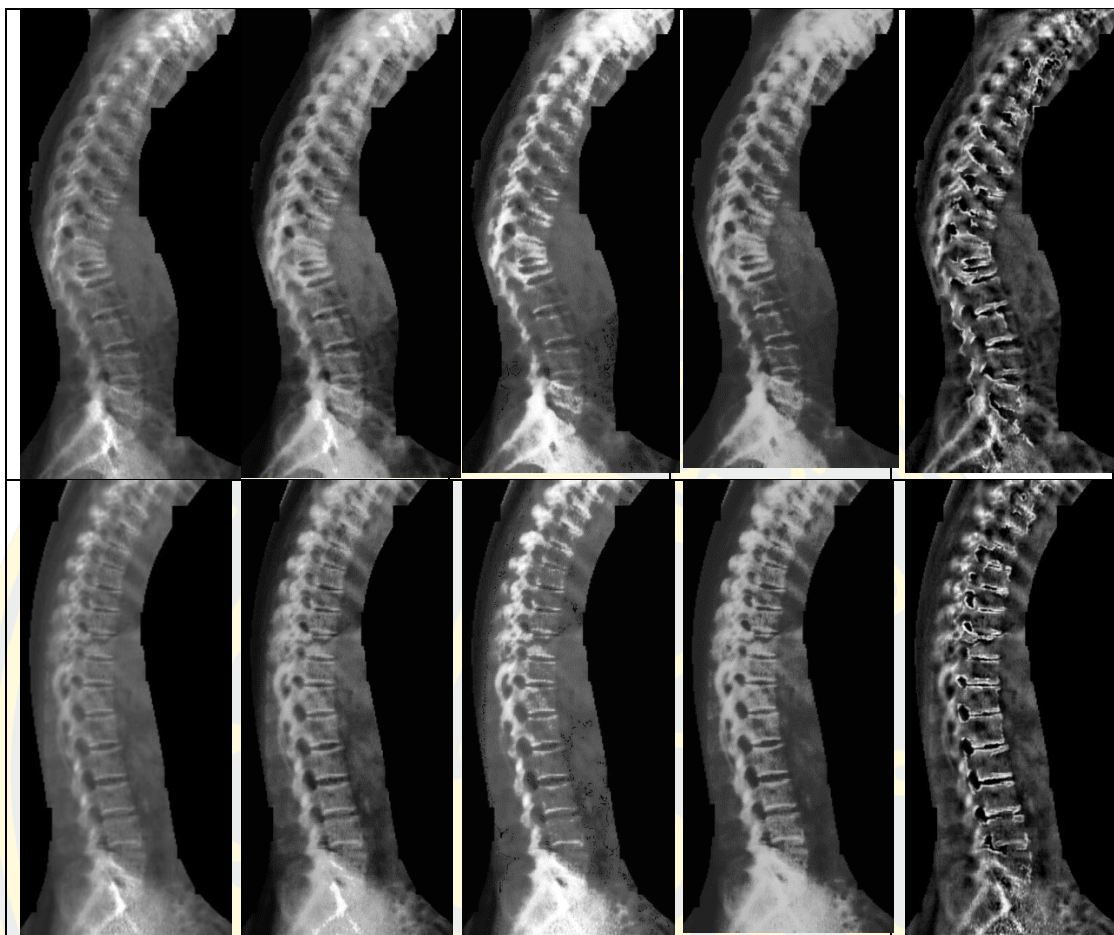
จากการทดลองขั้นตอนการปรับปรุงภาพได้ทำการวัดคุณภาพของภาพที่ทำการปรับปรุง ความคมชัดและความแตกต่างของระดับสีในภาพถ่ายรังสีเอ็กซสองพลังงาน และวัดคุณภาพของภาพ

ผลลัพธ์ด้วยการเปรียบเทียบ ค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) และ ค่าความเบลอ (Blur Metric) ของภาพ ต้นฉบับกับภาพที่ผ่านการปรับปรุงจากวิธีการที่นำเสนอ และภาพต้นฉบับกับภาพที่ผ่านการปรับปรุง ด้วยวิธี ESIHE MMSICHE และ BPDFHE ดัง ตาราง 4-3 ตัวอย่างการเปรียบเทียบวิธีการปรับปรุง ภาพ

การวัดคุณภาพของภาพสามารถดูผลการทดลองได้จาก ตารางที่ 4-4 ผลลัพธ์การวัด ประสิทธิภาพของขั้นตอนปรับปรุงภาพด้วยวิธีวัดค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) และ ตารางที่ 4-5 ผลลัพธ์ การวัดประสิทธิภาพของขั้นตอนปรับปรุงภาพด้วยวิธีวัดค่าความเบลอ (Blur Metric)

ตารางที่ 4-3 ตัวอย่างการเปรียบเทียบวิธีการปรับปรุงภาพ

ภาพต้นฉบับ	การปรับปรุง ภาพวิธี ESIHE	การปรับปรุง ภาพวิธี MMSICHE	การปรับปรุง ภาพวิธี BPDFHE	การปรับปรุง ภาพ วิธีการที่ นำเสนอ
				
				



ตารางที่ 4-4 ผลลัพธ์การวัดประสิทธิภาพของขั้นตอนปรับปรุงภาพด้วยวิธีวัดค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS)

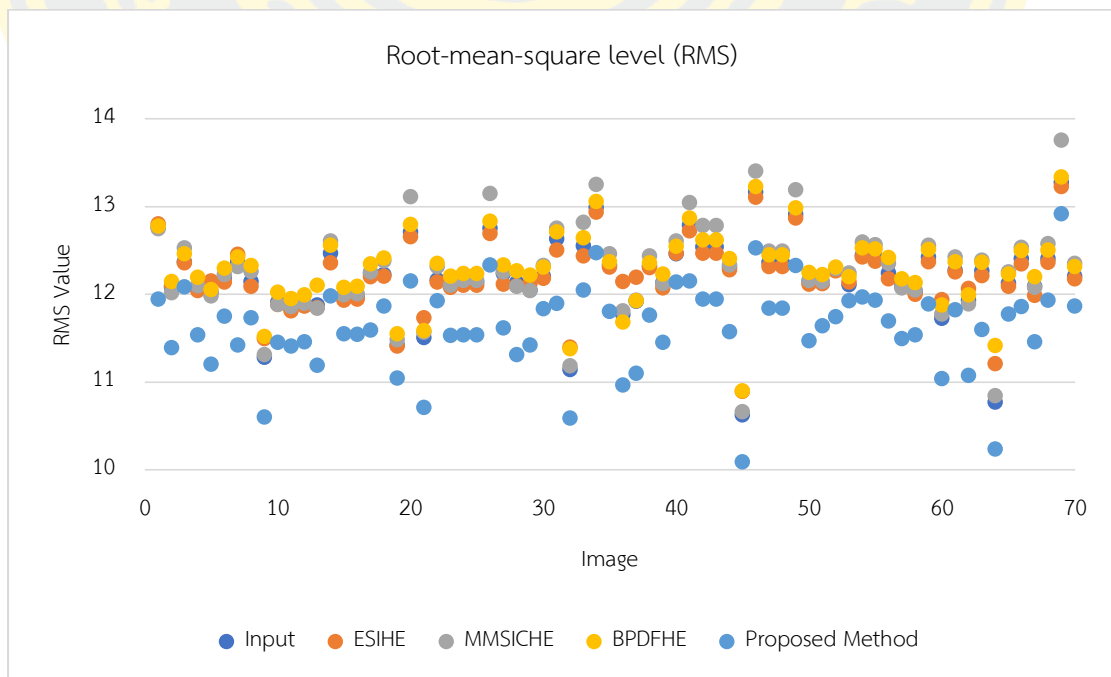
ภาพลำดับที่	ค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS)				วิธีการที่นำเสนอ
	ภาพต้นฉบับ	ESIHE	MMSICHE	BPDFHE	
1	12.7638	12.8034	12.7494	12.7792	11.9412
2	12.0759	12.0962	12.0154	12.1447	11.3905
3	12.3687	12.3553	12.5265	12.4603	12.0823
4	12.0909	12.0407	12.0985	12.1901	11.5336
5	12.0216	12.1476	11.9793	12.0519	11.2002
6	12.1936	12.1400	12.2264	12.2955	11.7470
7	12.3671	12.4520	12.3152	12.4244	11.4180
8	12.1420	12.0899	12.2611	12.3260	11.7318

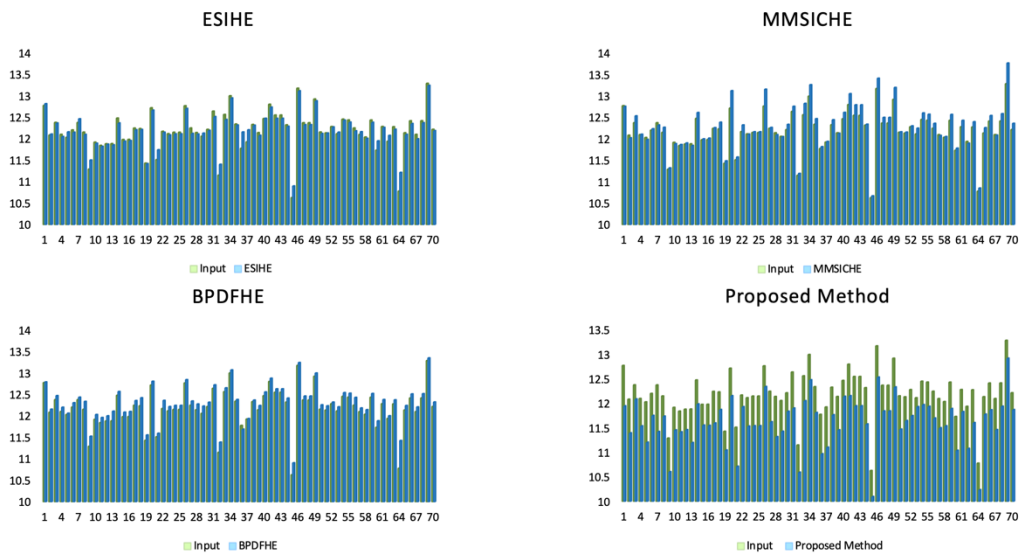
9	11.2825	11.4927	11.3139	11.5160	10.5989
10	11.9089	11.884	11.8805	12.0209	11.4508
11	11.8339	11.8123	11.8589	11.9517	11.4115
12	11.8719	11.8625	11.8943	11.9909	11.4553
13	11.8751	11.8468	11.838	12.0990	11.1924
14	12.4683	12.3563	12.6053	12.5564	11.9809
15	11.9705	11.9328	11.9906	12.0759	11.5493
16	11.9731	11.9464	12.0074	12.0919	11.5436
17	12.2360	12.1988	12.2522	12.3454	11.5926
18	12.2246	12.2037	12.3793	12.4102	11.8669
19	11.4216	11.4091	11.4795	11.5463	11.0416
20	12.7077	12.6545	13.1135	12.7943	12.1483
21	11.5045	11.7324	11.5669	11.5856	10.7091
22	12.1609	12.1400	12.3156	12.3485	11.9239
23	12.1064	12.0773	12.1016	12.2057	11.5289
24	12.1395	12.1029	12.1558	12.2337	11.5364
25	12.1395	12.1029	12.1558	12.2337	11.5364
26	12.7555	12.6941	13.1479	12.8322	12.3356
27	12.2384	12.1136	12.2568	12.3353	11.6169
28	12.1322	12.0980	12.0896	12.2651	11.3137
29	12.0482	12.1184	12.0429	12.2173	11.4223
30	12.2062	12.1838	12.3286	12.3071	11.8318
31	12.6297	12.5043	12.7502	12.7111	11.8967
32	11.1425	11.3936	11.1848	11.3785	10.5877
33	12.5529	12.4374	12.8168	12.6412	12.0466
34	12.9874	12.9372	13.2530	13.0577	12.4727

35	12.3315	12.3073	12.4611	12.3699	11.8060
36	11.7667	12.1461	11.8090	11.6823	10.9646
37	11.9168	12.1961	11.9306	11.9270	11.0992
38	12.3204	12.3027	12.4362	12.3561	11.7603
39	12.1313	12.0690	12.1228	12.2308	11.4526
40	12.4589	12.4640	12.6079	12.5462	12.1361
41	12.7901	12.7253	13.0437	12.8653	12.1489
42	12.5393	12.4641	12.7841	12.6185	11.9431
43	12.5393	12.4641	12.7841	12.6185	11.9431
44	12.3110	12.2786	12.3321	12.4033	11.5714
45	10.6210	10.8906	10.6629	10.8984	10.0915
46	13.1635	13.1040	13.4038	13.2300	12.5285
47	12.3605	12.3153	12.4915	12.4505	11.8386
48	12.3605	12.3153	12.4915	12.4505	11.8386
49	12.9113	12.8705	13.1888	12.9857	12.3270
50	12.1447	12.1117	12.1546	12.2460	11.4672
51	12.1253	12.1218	12.1472	12.2226	11.6414
52	12.2720	12.2634	12.2932	12.3098	11.7427
53	12.1056	12.1412	12.2405	12.1998	11.9246
54	12.4436	12.4222	12.5952	12.5302	11.9673
55	12.4250	12.3748	12.5639	12.5164	11.9322
56	12.2388	12.1731	12.3521	12.4196	11.6933
57	12.0890	12.1521	12.0705	12.1733	11.4950
58	12.0284	11.9986	12.0442	12.1336	11.5345
59	12.4237	12.3716	12.5600	12.5095	11.8866
60	11.7237	11.9399	11.7744	11.8750	11.0352

61	12.2730	12.2521	12.4215	12.3690	11.8250
62	11.9305	12.0659	11.8905	11.9923	11.0738
63	12.2679	12.2104	12.3899	12.3622	11.5999
64	10.7717	11.2055	10.8443	11.4165	10.2319
65	12.1270	12.0914	12.2518	12.2307	11.7729
66	12.4058	12.3424	12.5340	12.4994	11.8611
67	12.0898	11.9876	12.0786	12.1975	11.4570
68	12.4071	12.3622	12.5775	12.5056	11.9345
69	13.2763	13.2301	13.7581	13.3372	12.9145
70	12.2076	12.1778	12.3520	12.3123	11.8655

วิธีการที่นำเสนอ ให้ผลการวัดค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ลดลงทั้ง 70 ภาพ และเมื่อเทียบกับวิธี ESIHE MMSICHE และ BPDFHE วิธีการที่นำเสนอจะให้ค่าน้อยสุดซึ่งหมายถึงคอนทราสต์มากที่สุด ซึ่งคิดเป็น 100% ของภาพทั้งหมด รวมภาพต้นฉบับซึ่งแสดงการเปรียบเทียบได้ ดังรูป 4-3





รูปที่ 4-3 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า RMS ของวิธีปรับปรุงภาพทั้ง 4 วิธีกับภาพต้นฉบับ

ตารางที่ 4-5 ผลลัพธ์การวัดประสิทธิภาพของขั้นตอนปรับปรุงภาพด้วยวิธีวัดค่าความเบลอ (Blur Metric)

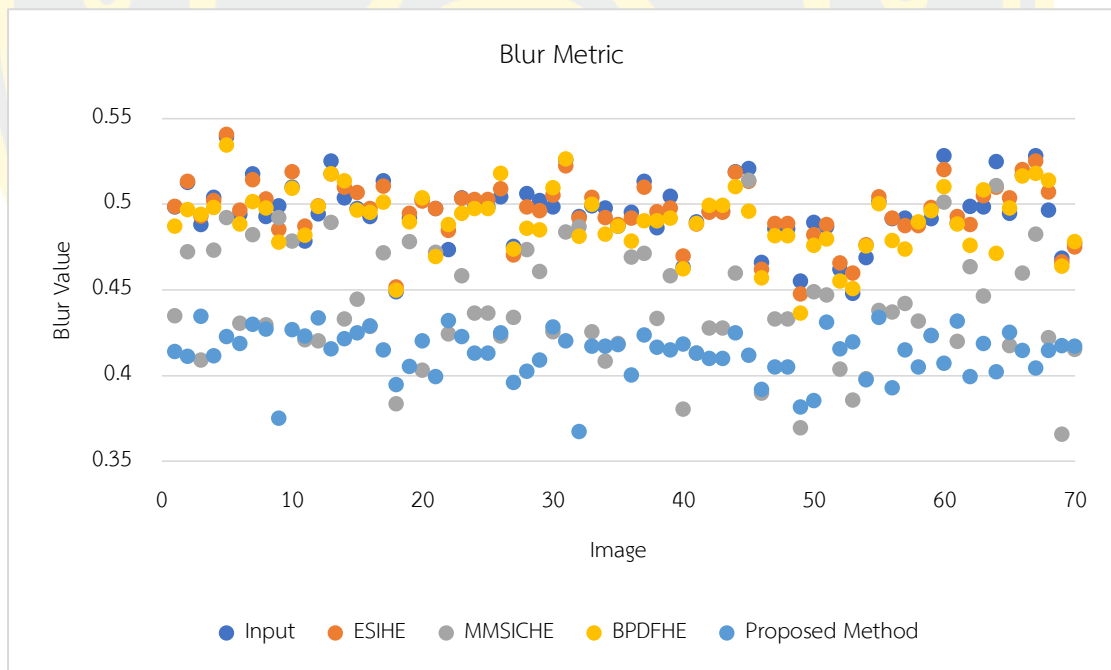
ภาพลำดับที่	ค่าความเบลอ (Blur Metric)				
	ภาพต้นฉบับ	ESIHE	MMSICHE	BPDFHE	วิธีการที่นำเสนอ
1	0.4984	0.4986	0.4348	0.4872	0.4141
2	0.5126	0.5135	0.4722	0.4967	0.4111
3	0.4882	0.4930	0.4092	0.4940	0.4345
4	0.5040	0.5020	0.4731	0.4981	0.4115
5	0.5393	0.5407	0.4921	0.5344	0.4227
6	0.4939	0.4965	0.4305	0.4883	0.4187
7	0.5177	0.5142	0.4822	0.5016	0.4298
8	0.4927	0.5030	0.4295	0.4978	0.4271
9	0.4991	0.4852	0.4922	0.4779	0.3750
10	0.5100	0.5188	0.4784	0.5094	0.4268
11	0.4784	0.4871	0.4210	0.4819	0.4231

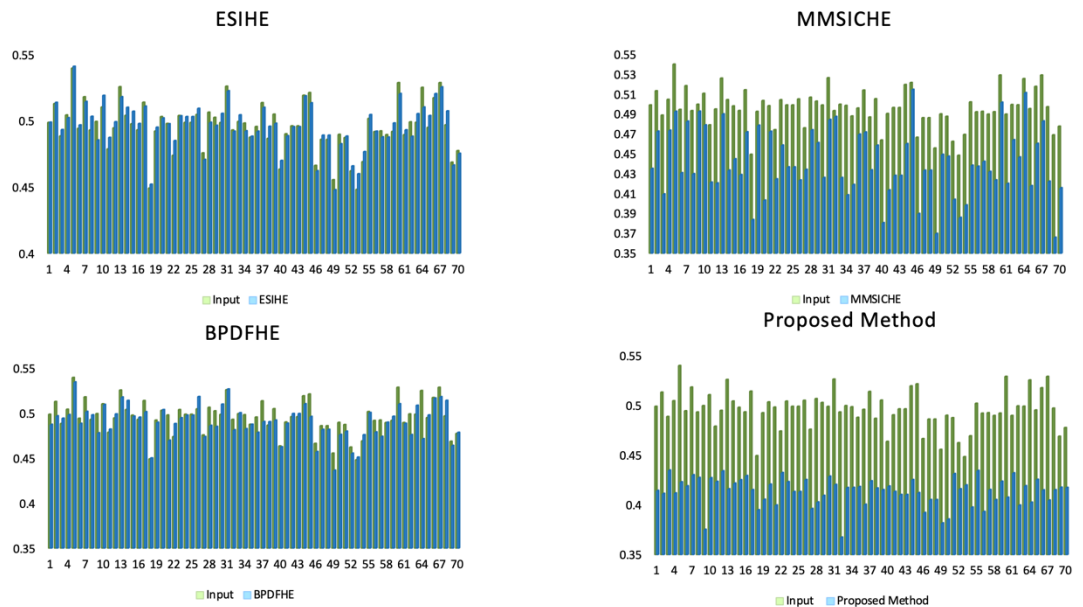
12	0.4943	0.4989	0.4202	0.4988	0.4337
13	0.5253	0.5178	0.4895	0.5176	0.4157
14	0.5037	0.5098	0.4331	0.5138	0.4214
15	0.4974	0.5068	0.4444	0.4964	0.4248
16	0.4928	0.4976	0.4286	0.4952	0.4290
17	0.5136	0.5107	0.4715	0.5013	0.4149
18	0.4489	0.4518	0.3835	0.4499	0.3947
19	0.4919	0.4948	0.4781	0.4896	0.4052
20	0.5028	0.5018	0.4030	0.5036	0.4204
21	0.4976	0.4974	0.4720	0.4696	0.3995
22	0.4736	0.4847	0.4243	0.4881	0.4320
23	0.5036	0.5034	0.4582	0.4946	0.4229
24	0.4984	0.5028	0.4363	0.4975	0.4130
25	0.4984	0.5028	0.4363	0.4975	0.4130
26	0.5044	0.5090	0.4232	0.5181	0.4250
27	0.4754	0.4705	0.4338	0.4737	0.3959
28	0.5061	0.4985	0.4735	0.4861	0.4025
29	0.5022	0.4962	0.4607	0.4849	0.4091
30	0.4983	0.5052	0.4257	0.5097	0.4284
31	0.5257	0.5223	0.4839	0.5265	0.4201
32	0.4927	0.4918	0.4869	0.4812	0.3672
33	0.4991	0.5041	0.4257	0.5001	0.4170
34	0.4979	0.4921	0.4083	0.4824	0.4171
35	0.4873	0.4880	0.4187	0.4873	0.4180
36	0.4953	0.4918	0.4692	0.4784	0.4002
37	0.5133	0.5098	0.4713	0.4904	0.4237

38	0.4863	0.4955	0.4333	0.4902	0.4165
39	0.5046	0.4978	0.4581	0.4920	0.4149
40	0.4632	0.4697	0.3804	0.4623	0.4185
41	0.4898	0.4884	0.4132	0.4886	0.4131
42	0.4958	0.4952	0.4278	0.4992	0.4100
43	0.4958	0.4952	0.4278	0.4992	0.4100
44	0.5189	0.5185	0.4597	0.5101	0.4250
45	0.5209	0.5132	0.5141	0.4960	0.4119
46	0.4660	0.4620	0.3896	0.4570	0.3919
47	0.4856	0.4888	0.4330	0.4817	0.4049
48	0.4856	0.4888	0.4330	0.4817	0.4049
49	0.4552	0.4477	0.3696	0.4363	0.3815
50	0.4894	0.4823	0.4489	0.4761	0.3854
51	0.4870	0.4881	0.4471	0.4797	0.4310
52	0.4619	0.4656	0.4038	0.4552	0.4157
53	0.4479	0.4597	0.3857	0.4508	0.4196
54	0.4688	0.4764	0.3982	0.4757	0.3974
55	0.5014	0.5043	0.4380	0.5004	0.4341
56	0.4915	0.4918	0.4370	0.4788	0.3930
57	0.4920	0.4875	0.4419	0.4739	0.4150
58	0.4892	0.4874	0.4318	0.4896	0.4049
59	0.4916	0.4980	0.4233	0.4962	0.4233
60	0.5284	0.5202	0.5012	0.5101	0.4073
61	0.4892	0.4928	0.4198	0.4884	0.4317
62	0.4988	0.4880	0.4636	0.4759	0.3994
63	0.4985	0.5050	0.4463	0.5084	0.4188

64	0.5248	0.5100	0.5108	0.4713	0.4023
65	0.4947	0.5036	0.4175	0.4977	0.4252
66	0.5170	0.5201	0.4599	0.5165	0.4146
67	0.5284	0.5252	0.4824	0.5180	0.4044
68	0.4966	0.5071	0.4220	0.5139	0.4148
69	0.4684	0.4663	0.3657	0.4638	0.4173
70	0.4771	0.4751	0.4154	0.4783	0.4171

วิธีการที่นำเสนอ ให้ผลการวัดค่าความเบลอ (Blur Metric) ลดลงทั้ง 70 ภาพ และเมื่อเทียบกับวิธี ESIHE MMSICHE และ BPDFHE วิธีการที่นำเสนอจะให้ค่าความเบลอที่น้อยที่สุด 51 ภาพ คิดเป็น 72.86% และวิธีการ MMSICHE มีค่าความเบลอที่น้อยที่สุด 19 ภาพ คิดเป็น 27.14% ของภาพทั้งหมดตามลำดับ ซึ่งค่าความเบลอที่น้อยหมายถึงความคมชัดมากขึ้น แสดงการเปรียบเทียบได้ ดังรูป 4-4













รูปที่ 4-4 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า Blur Metric ของวิธีปรับปรุงภาพทั้ง 4 วิธีกับภาพต้นฉบับ

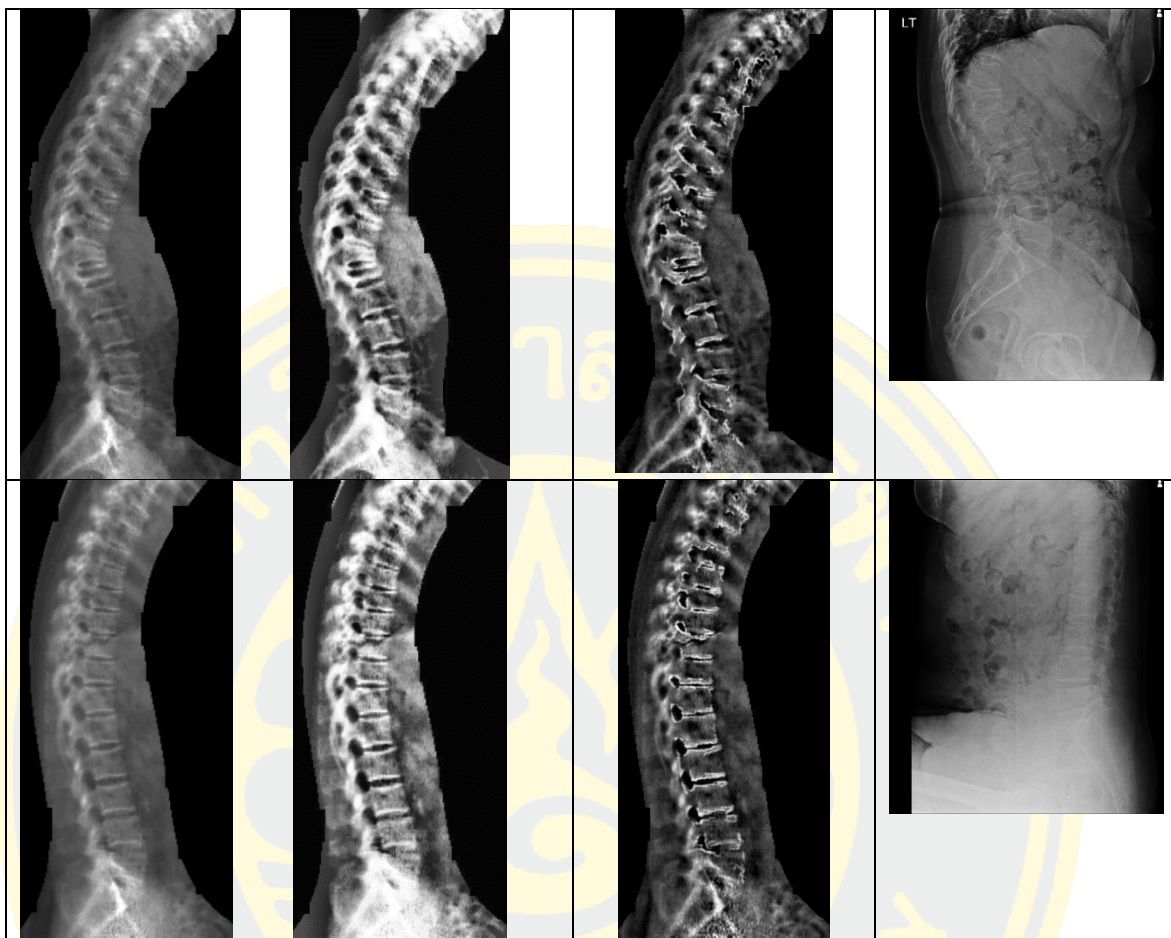
4.5 ผลลัพธ์จากการวิเคราะห์ความถูกต้องจากผู้เชี่ยวชาญ

หลังจากนำภาพถ่ายรังสีของผู้มารับบริการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกที่โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพาผ่านกระบวนการปรับความคมชัดจนครบทั้ง 70 ชุด ผู้วิจัยได้ส่ง file ชุดภาพถ่ายรังสีทั้ง 4 ชุดให้แพทย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่มีประสบการณ์ในการตรวจและแปลผลความหนาแน่นกระดูกมาเป็นระยะเวลา 10 ปี บันทึกระดับความคมชัด ระบุตำแหน่ง ชนิด และเกรดความรุนแรงของกระดูกทรุดตามเกณฑ์การวินิจฉัยของ Genant และคณะ ลงในแบบบันทึกข้อมูล ชุดภาพถ่ายรังสีทั้ง 4 ชุด (ดังตารางที่ 4-6) ประกอบด้วย ภาพชุด a คือภาพ VFA ที่ใช้ซอฟต์แวร์ต้นแบบ ภาพชุด b คือภาพ VFA ที่ใช้ซอฟต์แวร์ BEASF+CLAHE ภาพชุด c คือภาพ VFA ที่ใช้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาจากงานวิจัยนี้ และภาพชุด d คือภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังที่ตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป ซึ่งจะใช้เป็นภาพอ้างอิงมาตรฐาน (standard reference image) หลังจากได้รับแบบบันทึกข้อมูล ผู้วิจัยจะรวบรวมแบบบันทึกข้อมูลและบันทึกผลการประเมินจำนวน 70 ชุดข้อมูลเพื่อนำไปวิเคราะห์หาค่าความไว (sensitivity) ความจำเพาะ (specificity) ค่าทำนายผลบวก (positive predictive value) ค่าทำนายผลลบ (negative predictive value) และความแม่นยำ (accuracy) ในการวินิจฉัยกระดูกสันหลังทรุดต่อไป

ผู้วิจัยใช้วิธีวิเคราะห์ความถูกต้อง (Accuracy) ในการวัดผล True Positive (TP) คือ สิ่งที่โปรแกรมบอกมีกระดูกทรุด ผู้เชี่ยวชาญบอกมีกระดูกทรุด, True Negative (TN) คือ สิ่งที่โปรแกรมบอกไม่มีกระดูกทรุด ผู้เชี่ยวชาญบอกไม่มีกระดูกทรุด, False Positive (FP) คือ สิ่งที่โปรแกรมบอกมี

กระดูกทรุด ผู้เชี่ยวชาญบอกไม่มีกระดูกทรุดและ False Negative (FN) คือสิ่งที่โปรแกรมบอกไม่มีกระดูกทรุด ผู้เชี่ยวชาญบอกมีกระดูกทรุด ดังตารางที่ 4-7 ตารางที่ 4-6 ตัวอย่างภาพถ่ายรังสีทั้ง 4 ชุดในแบบบันทึกข้อมูล

ภาพต้นฉบับ (ซอฟต์แวร์ ต้นแบบ)	การปรับปรุง BEASF+CLAHE (ซอฟต์แวร์ BEASF+CLAHE)	การปรับปรุงภาพ วิธีการที่นำเสนอ (ซอฟต์แวร์ที่พัฒนา จากงานวิจัย)	ภาพถ่ายรังสีของกระดูก สันหลังที่ตรวจด้วย เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป
			
			



ผู้มารับบริการจำนวน 70 ราย และส่วนใหญ่เป็นเพศหญิง ผู้มารับบริการมีกระดูกสันหลัง
ทรุดจำนวน 21 ราย (ร้อยละ 30.90) ตำแหน่งที่พบกระดูกสันหลังทรุดบ่อยที่สุดคือ T12 (ร้อยละ
8.80) รองลงมาคือ L4 (ร้อยละ 7.40)

ความคมชัดของภาพถ่ายที่ได้จากซอฟต์แวร์ทั้ง 3 ซอฟต์แวร์เปรียบเทียบกับภาพถ่ายรังสีของ
กระดูกสันหลังที่ตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปแสดงใน ตารางที่ 4-8 ซึ่งพบว่าภาพถ่ายของซอฟต์แวร์
ที่พัฒนาจากงานวิจัยให้ภาพที่คมชัดน้อยกว่าภาพถ่ายเอกซเรย์ทั่วไปเป็นส่วนใหญ่ (ร้อยละ 61.4) และ
ยังพบว่ายังมีภาพที่คมชัดไม่เพียงพอสำหรับการแปลผลถึงร้อยละ 37.10 ส่วนซอฟต์แวร์ BEASF+CLAHE
สามารถเพิ่มความคมชัดของภาพถ่ายได้ดีกว่า โดยพบว่าจำนวนของภาพถ่ายที่มีความคมชัดเพิ่มขึ้น
เท่ากับร้อยละ 51.40

ตารางที่ 4-7 ผลลัพธ์การประเมินความถูกต้องจากผู้เชี่ยวชาญ

การวิเคราะห์ความถูกต้อง	ซอฟต์แวร์ต้นแบบ	ซอฟต์แวร์ BEASF+CLAHE	ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาจาก งานวิจัย
TP	19	17	8
TN	47	46	33
FP	0	0	0
FN	2	4	2

ตารางที่ 4-8 ความคมชัดของภาพถ่ายที่ได้จากซอฟต์แวร์ทั้ง 3 ซอฟต์แวร์เปรียบเทียบกับภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังที่ตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป (n=70)

ระดับความคมชัด ของภาพถ่าย	ซอฟต์แวร์ต้นแบบ	ซอฟต์แวร์ BEASF+CLAHE	ซอฟต์แวร์ที่พัฒนา จากงานวิจัย
คมชัดเท่ากัน	46 (65.7)	5 (7.1)	1 (1.4)
คมชัดมากกว่า	3 (4.3)	36 (51.4)	0 (0.0)
คมชั้น้อยกว่า	21 (30.0)	28 (40.0)	43 (61.4)
คมชัดไม่เพียงพอ สำหรับการแปลผล	0 (0.0)	1 (1.4)	26 (37.1)

หมายเหตุ ผลลัพธ์แสดงเป็นจำนวนและร้อยละ

ด้านความแม่นยำของภาพถ่ายในการวินิจฉัยกระดูกสันหลังทรวงอก งานวิจัยนี้ได้คัดผู้มารับบริการออกจำนวน 2 ราย เนื่องจากภาพถ่ายไม่ตรงกันจำนวน 1 ราย และภาพถ่ายที่ใช้ซอฟต์แวร์ BEASF+CLAHE ไม่สามารถแปลผลได้จำนวน 1 ราย ผลการวิเคราะห์พบว่า ภาพถ่ายจากซอฟต์แวร์ต้นแบบมีความแม่นยำในการค้นหากระดูกสันหลังทรวงอกได้ดีที่สุด (ตารางที่ 4-9)

ตารางที่ 4-9 ค่าความไว ความจำเพาะ ค่าทำนายผลบวก ค่าทำนายผลลบ และความแม่นยำในการวินิจฉัยกระดูกสันหลังทนต์ของทั้ง 3 ซอฟต์แวร์

ตัวชี้วัด	ซอฟต์แวร์ต้นแบบ (n=68)	ซอฟต์แวร์ BEASF+CLAHE (n=68)	ซอฟต์แวร์ที่พัฒนา จากงานวิจัย (n=43)
ค่าความไว	90.5	81.0	80.0
ความจำเพาะ	100.0	100.0	100.0
ค่าทำนายผลบวก	100.0	100.0	100.0
ค่าทำนายผลลบ	95.9	92.0	94.3
ความแม่นยำ	97.1	92.6	95.3

เมื่อนำภาพถ่ายที่ตรวจพบกระดูกสันหลังทนต์ทั้ง 20 รายมาวิเคราะห์เพิ่มเติม พบว่าซอฟต์แวร์ต้นแบบ และ BEASF+CLAHE ตรวจพบจำนวนของกระดูกสันหลังทนต์น้อยกว่าที่พบในภาพถ่ายเอกซเรย์ทั่วไปจำนวน 2 ราย (ร้อยละ 10.00) และจำนวน 5 ราย (ร้อยละ 25.00) ตามลำดับ งานวิจัยยังพบว่า ภาพถ่ายทั้งสองซอฟต์แวร์จำนวน 3 ราย (ร้อยละ 15.00) มีการระบุเกรดความรุนแรงที่น้อยกว่าความเป็นจริง (รายที่ 9 รายที่ 23 และรายที่ 56) (ภาพถ่ายแสดงใน supplement ที่ 1) ส่วนซอฟต์แวร์ที่พัฒนาจากงานวิจัยที่พอจะนำมาแปลผลได้จำนวน 9 รายพบว่า ไม่พบกระดูกสันหลังทนต์จำนวน 1 ราย (ร้อยละ 10.10) และระบุเกรดความรุนแรงที่น้อยกว่าความเป็นจริงจำนวน 2 ราย (ร้อยละ 22.20)

จากผลการประเมินจากแพทย์ พบว่าภาพจากต้นฉบับสามารถให้ผลความแม่นยำที่ดีกว่าทั้งการปรับปรุงด้วย BEASF+CLAHE และการปรับปรุงจากวิธีการที่นำเสนอ โดยพบว่าการปรับปรุงด้วย BEASF+CLAHE ให้ผลลัพธ์ที่เห็นขอบกระดูกชัดเจนแต่ในบางรายการปรับปรุงด้วยวิธีนี้นั้นทำให้ขอบกระดูกหนาเกินไปจึงทำให้ความถูกต้องในการประเมินผิดพลาด และขั้นตอนวิธีในการปรับปรุงภาพจากวิธีการที่นำเสนอ ในครั้งนี้ยังปรับความคมชัดของภาพไม่มากที่จะสามารถช่วยแพทย์ในการวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทนต์โดยผลลัพธ์จากวิธีการที่นำเสนอ นั้นไม่สามารถแปลผลได้ในบางรายเนื่องจากภาพถ่ายรังสีจากเครื่อง DXA มีลักษณะภาพที่คุณภาพต่ำ อาจเนื่องมาจากรูปทรงกระดูกของผู้ป่วย ความบางของเนื้อกระดูก หรือ ความหนาของเนื้อเยื่อภายในที่มาบบังกระดูก และคาดว่าในผู้ที่เชี่ยวชาญไม่สามารถประเมินภาพได้ อาจมีสาเหตุมาจากการปรับปรุงภาพที่ปรับปรุงแล้วทำให้เส้นขอบที่สมบูรณ์มันเด่นชัดขึ้น แต่กลับทำให้เส้นขอบที่ไม่สมบูรณ์ยิ่งขาดความสมบูรณ์มากขึ้น และเส้นขอบขาดความคมชัดไป

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

5.1 สรุปผลการทดลอง

จากการศึกษางานวิจัยเพื่อพัฒนาขั้นตอนวิธีต้นแบบที่ปรับความคมชัดของภาพถ่ายรังสีกระดูกสันหลังด้านข้างที่ตรวจด้วยเครื่อง DXA ให้สำหรับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญสามารถวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทรุดได้ถูกต้องและแม่นยำ ประกอบไปด้วย 2 ขั้นตอนหลัก ประกอบด้วย ขั้นตอนแรกการกำหนดเฉพาะบริเวณที่สนใจซึ่งจะได้ภาพที่ระบุตำแหน่งของกระดูกสันหลังและขั้นตอนที่สองการปรับปรุงภาพ ขั้นตอนนี้จะได้ภาพเฉพาะบริเวณกระดูกสันหลังที่มีข้อกระดูกที่ชัดเจนและมีความต่างสูง ฐานข้อมูลที่ใช้เป็นข้อมูลภาพถ่ายรังสีของกระดูกสันหลังระดับบั้นเอว (lumbar spine) ที่ได้รับการตรวจด้วยเครื่อง DXA และจากการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปของผู้มารับบริการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกระหว่างเดือนกรกฎาคมถึงเดือนธันวาคมปี พ.ศ.2562 ที่โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยบูรพา จำนวน 70 ชุดข้อมูล โดยเครื่องมือที่ใช้ในการวัดผลการทดลองการกำหนดเฉพาะบริเวณที่สนใจนั้น จะได้ผลการวัดประสิทธิภาพของความแม่นยำในการกำหนดบริเวณกระดูกสันหลังจากค่า Area Overlap คิดเป็นร้อยละเท่ากับ 86.07 % และ Jaccard Index เท่ากับ 78.91% ตามลำดับ ส่วนผลการทดลองการปรับปรุงภาพด้วยวิธีการที่นำเสนอเมื่อเทียบกับเทคนิคการปรับปรุงอื่น โดยวัดคอนทราสต์ของภาพด้วยค่า RMS เท่ากับ 100.00% และวัดค่าความเบลอด้วย Blur Metric เท่ากับ 72.89% ตามลำดับ และผลการวิเคราะห์ความแม่นยำทางสถิติจากผลการประเมินจากแพทย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์ ได้ค่าความแม่นยำดังนี้ Sensitivity 80.00% Specificity 100.00% Accuracy 95.30% Positive predictive value (PPV) 100.00% และ Negative predictive value (NPV) 94.30% ตามลำดับ ดังนั้นผลการทดลองนี้ในครั้งนี้อยู่ปรับความคมชัดของภาพไม่มากที่จะสามารถช่วยแพทย์ในการวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทรุด เนื่องจากภาพถ่ายรังสีจากเครื่อง DXA มีลักษณะภาพที่คุณภาพต่ำ อาจเนื่องมาจากรูปทรงกระดูกของผู้ป่วย ความบางของเนื้อกระดูก หรือ ความหนาของเนื้อเยื่อภายในที่มาบดบังกระดูก และคาดว่าในที่ผู้เชี่ยวชาญไม่สามารถประเมินภาพได้ อาจมีสาเหตุมาจากการปรับปรุงภาพที่ปรับปรุงแล้วทำให้เส้นขอบที่สมบูรณ์มันเด่นชัดขึ้น แต่กลับทำให้เส้นขอบที่ไม่สมบูรณ์ยิ่งขาดความสมบูรณ์มากขึ้นและเส้นขอบขาดความคมชัดไป

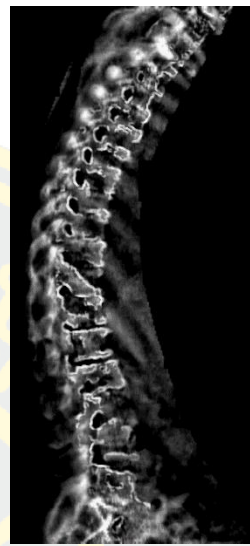
5.2 วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ ยังมีข้อบกพร่องในส่วนขั้นตอนการปรับปรุงภาพ คือ ในกรณีภาพถ่ายรังสีจากเครื่อง DXA มีลักษณะภาพที่คุณภาพต่ำ อาจเนื่องมาจากรูปทรงกระดูกของผู้ป่วย ความบางของเนื้อกระดูก หรือ ความหนาของเนื้อเยื่อภายในที่มาบดบังกระดูก จึงทำให้

องค์ประกอบของสีภายในภาพ หรือความสว่างภายในภาพมีน้อยเกินไป ขั้นตอนวิธีนี้จึงยังไม่สามารถแยกหรือระบุส่วนที่เป็นเนื้อกระดูกจริง ๆ ได้ ดังตัวอย่างรูปที่ 5-1



(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ภาพผลลัพธ์

รูปที่ 5-1 แสดงตัวอย่างภาพที่ลักษณะคุณภาพต่ำ

อย่างไรก็ดี ขั้นตอนวิธีในการปรับปรุงภาพในครั้งนี้นี้ยังปรับความคมชัดของภาพไม่มากพอที่จะสามารถช่วยแพทย์ในการวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทรุดได้ถูกต้อง เนื่องจากรูปทรงกระดูกของผู้ป่วย ความบางของเนื้อกระดูก หรือ ความหนาของเนื้อเยื่อภายในที่มาบังกระดูก และคาดว่าในผู้ป่วยเชื่อว่าไม่สามารถประเมินภาพได้ อาจมีสาเหตุมาจากการปรับปรุงภาพที่ปรับปรุงแล้วทำให้เส้นขอบที่สมบูรณ์มันเด่นชัดขึ้น แต่กลับทำให้เส้นขอบที่ไม่สมบูรณ์ยิ่งขาดความสมบูรณ์มากขึ้น และเส้นขอบขาดความคมชัดไป ดังรูปที่ 5-2 แสดงกรณีของผู้ป่วยที่มีกระดูกทรุด บริเวณ ข้อ T11 (กรอบสีแดง) ในภาพถ่ายรังสีจากเครื่องทั่วไป รูปที่ 5-2 (ก) ภาพถ่ายรังสีจากเครื่อง DXA รูปที่ 5-2 (ข) และภาพผลลัพธ์จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ รูปที่ 5-2 (ค)



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 5-2 แสดงกรณีของผู้ป่วยที่มีกระดูกทรุด บริเวณ ข้อ T11 (กรอบสีแดง)

จากขั้นตอนวิธีที่มีการบกพร่องจึงทำให้ ภาพผลลัพธ์จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ รูปที่ 5-2 (ค) ได้รับผลการประเมินจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญว่าไม่พบกระดูกทรุด ซึ่งเป็นข้อผิดพลาดในขั้นตอนการปรับปรุงภาพที่ยังไม่มีประสิทธิภาพมากพอ เนื่องจากขั้นตอนวิธีปรับปรุงภาพนี้ยังไม่สามารถแยกหรือระบุส่วนที่เป็นเนื้อกระดูกจริง ๆ ได้ ซึ่งการปรับปรุงภาพอย่างเดียวยังไม่พอ อาจจะต้องใช้ขั้นตอนวิธีการกู้คืนรูปภาพ หรือ การสร้างรูปขึ้นมาใหม่ เพื่อให้ภาพให้ผลที่คมชัดสำหรับการประเมินจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ

5.3 งานวิจัยที่จะทำต่อไปในอนาคต

การศึกษางานวิจัยในครั้งนี้เป็นเพียงขั้นตอนวิธีต้นแบบในการปรับความคมชัดของภาพถ่ายรังสีกระดูกสันหลังด้านข้างที่ตรวจด้วยเครื่อง DXA ให้สำหรับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญสามารถวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทรุดได้ถูกต้องและแม่นยำ เนื่องจากขั้นตอนวิธีปรับปรุงภาพนี้ยังไม่สามารถแยกหรือระบุส่วนที่เป็นเนื้อกระดูกจริง ๆ ได้ ซึ่งการปรับปรุงภาพอย่างเดียวยังไม่พอ อาจจะต้องใช้ขั้นตอนวิธีการกู้คืนรูปภาพ หรือ การสร้างรูปขึ้นมาใหม่ เพื่อให้ภาพให้ผลที่คมชัดสำหรับการประเมินจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ และหากนำไปศึกษาต่อและพัฒนาขั้นตอนวิธีในการปรับความคมชัดภาพถ่ายรังสีกระดูกสันหลังด้านข้าง จากการแบ่งส่วนแต่ละข้อกระดูกเพื่อปรับความคมชัดตามองค์ประกอบของข้อมูลภายในระดับพื้นที่หรือวิเคราะห์องค์ประกอบภายในเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างภาพถ่าย DXA กับ ภาพจากเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปได้จะทำให้ภาพมีความคมชัดมากขึ้น และหากสามารถปรับความคมชัดของภาพ DXA ให้เทียบเท่าภาพจากเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปได้ อาจช่วยให้แพทย์สามารถวินิจฉัยกระดูกสันหลังที่ทรุดได้ถูกต้องและแม่นยำมากยิ่งขึ้น

บรรณานุกรม

- Arriaga-Garcia, E. F., Sanchez-Yanez, R. E., & Garcia-Hernandez, M. (2014). *Image enhancement using bi-histogram equalization with adaptive sigmoid functions*. Paper presented at the 2014 International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP).
- Bailey, D. G., & Hodgson, R. M. (1985). Range filters: Localintensity subrange filters and their properties. *Image and Vision Computing*, 3(3), 99-110.
- Bujang, M. A., & Adnan, T. H. (2016). Requirements for minimum sample size for sensitivity and specificity analysis. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 10(10), YE01.
- Crete, F., Dolmiere, T., Ladret, P., & Nicolas, M. (2007). *The blur effect: perception and estimation with a new no-reference perceptual blur metric*. Paper presented at the Human vision and electronic imaging XII.
- El Soufi, K., Kabbara, Y., Shahin, A., Khalil, M., & Nait-Ali, A. (2013). *CIMOR: An automatic segmentation to extract bone tissue in hand x-ray images*. Paper presented at the 2013 2nd International Conference on Advances in Biomedical Engineering.
- Ikhsan, I. A. M., Hussain, A., Zulkifley, M. A., Tahir, N. M., & Mustapha, A. (2014). *An analysis of x-ray image enhancement methods for vertebral bone segmentation*. Paper presented at the 2014 IEEE 10th International Colloquium on Signal Processing and its Applications.
- Mehmood, A., Akram, M. U., & Tariq, A. (2017). *Vertebra localization and centroid detection from cervical radiographs*. Paper presented at the 2017 International Conference on Communication, Computing and Digital Systems (C-CODE).
- Nugroho, H. A., Ihtatho, D., & Nugroho, H. (2008). *Contrast enhancement for liver tumor identification*. Paper presented at the MICCAI workshop.
- Pinheiro, A. P., Coelho, J. C., Veiga, A. C. P., & Vrtovec, T. (2018). A computerized method for evaluating scoliotic deformities using elliptical pattern recognition in X-ray spine images. *Computer methods and programs in biomedicine*, 161, 85-92.

- Sa, R., Owens, W., Wiegand, R., & Chaudhary, V. (2016). *Fast scale-invariant lateral lumbar vertebrae detection and segmentation in X-ray images*. Paper presented at the 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).
- Saenpaen, J., Arwatchananukul, S., & Aunsri, N. (2018). *A Comparison of Image Enhancement Methods for Lumbar Spine X-ray Image*. Paper presented at the 2018 15th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON).
- Sheet, D., Garud, H., Suveer, A., Mahadevappa, M., & Chatterjee, J. (2010). Brightness preserving dynamic fuzzy histogram equalization. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 56(4), 2475-2480.
- Shi, C., Guo, C., Cheng, Y., & Wang, J. (2014). *Greedy algorithm based deformable simplex meshes using gradient vector flow as external energy*. Paper presented at the 2014 7th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics.
- Singh, K., & Kapoor, R. (2014a). Image enhancement using exposure based sub image histogram equalization. *Pattern Recognition Letters*, 36, 10-14.
- Singh, K., & Kapoor, R. (2014b). Image enhancement via median-mean based sub-image-clipped histogram equalization. *Optik*, 125(17), 4646-4651.
- Wibowo, M. C., & Sardjono, T. A. (2015). *Spinal curvature determination from x-ray image using GVF snake*. Paper presented at the 2015 International Conference on Information & Communication Technology and Systems (ICTS).

ภาคผนวก ก



งานวิจัยที่ได้เผยแพร่

Region of Interest Identification on Low-Resolution Lateral Spine Radiography Image using Density-based and Ellipse-like Method

Saowalak Thamnawat
Burapha University
60910113@go.buu.ac.th

John Gatewood Ham
Burapha University
buraphalinuxserver@gmail.com

Suwanna Rasmeequan
Burapha University
rsuwanna@informatics.buu.ac.th

Abstract— X-ray images of the lateral spine are important for diagnosing spine problems such as osteoporosis, bone fractures, and spondylosis. In order to identify bone diseases, often a series of images is required. These are taken using a low level of X-ray radiation to reduce the risk of exposure to overshoot radiation. Dual Energy X-ray Absorptiometry is a standard medical tool used to diagnose bone diseases. In addition, the spine alignment of each individual person is different others. Therefore, developing an approach that can identify the spine area is challenging. In this work, the algorithm for automatic identification of spine and vertebral bodies is proposed. The proposed method consists of three main steps. The first step, Bi-Histogram Equalization with adaptive sigmoid functions (BEASF), is a technique used for enhancing the spinal and vertebral bodies. In the second step, Density-based and Ellipse-like techniques are combined to locate the curve of the spine. For the third step, object improvement techniques are applied to predict the location of vertebral bodies. The experimental results show that the approach reached 79.67% of Area Overlap Ratio. 81.67% of the Precision value.

Keywords—component; low-resolution radiography; lateral spine; BEASF; Density-base; Ellipse-like; Curve-Estimation, Object Improvement

I. INTRODUCTION

Treatment of many spinal diseases requires having X-ray images to see the nature of the spine and vertebral bodies. For example, in order to analyze osteoporosis, a medical specialist must calculate the Bone Mineral Density (BMD). BMD can be calculated using a piece of medical equipment called a Dual Energy X-ray Absorptiometry (DXA) scanner. DXA is popular because of the inexpensive machine cost and a low doses of radiation used. For each DXA treatment, a patient will receive a low dose of radiation compared to other types of X-ray machines. Therefore, this equipment is suitable for generating a series of images for bone treatment.

The images obtained from DXA machines often have a very low quality but are used anyway because they are safer than other scanners which use higher doses of radiation.[1] Due to this characteristic, the details of the objects in an image are low and the amount of noise is high. This often obscures the details of the bone structure as shown in Fig.1. Because of this

nature of the low-quality image, the identification of both the actual bone area and the regenerative bone area is difficult to distinguish.

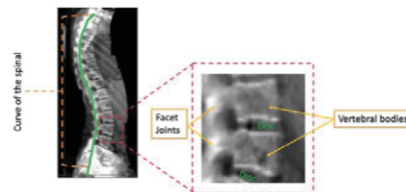


Fig. 1. Vertebral bodies that connect to the spinal on low contrast image.

Spinal curve and vertebral body identification for bone segmentation from X-ray images is challenging due to images lacking clarity. Jennarong Saenpaen et al. [2] compared approaches using preprocessing for improving the quality of an image. Among the three methods compared were Brightness Preserving Dynamic Fuzzy Histogram Equalization (BPDFHE), Histogram Equalization (HE), and Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE). The result showed that Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) provided the best results. Madha Christian Wibowo et al. [3] proposed an approach to estimate the curvature of the spine. For this approach, a Top-Hat Filter was used to adjust the image clarity. Then, Gradient Vector Flow was used to locate parts of different colors and make them be more pronounced to enable finding the exact the edge of the objects to be used to find the total area of the spine. Bagus Adhi Kusuma [4] proposed an algorithm to automatically define spinal curvature from digital X-ray images. The preprocessing was done using Canny Edge Detection. The K-means Clustering algorithm was used to detect the centroid point after the segmenting. Then Polynomial Curve Fitting was used for determining the spinal curve. From the spinal curvature information, the scoliosis curves were classified into 4 conditions: Normal, Mild, Moderate, and Severe Scoliosis.

In this paper, we present a new approach to improving the image quality to automatically locate the Region of Interest of the lateral spine and vertebral

bodies. From observation, we know the joints of each of the vertebral bodies are found to be in areas that have the highest bone density. Due to this property and the fact that the vertebral bodies are normally aligned with the spinal curve, the proposed method took these properties into consideration. The proposed method consists of three steps. In the first enhancement step Bi-Histogram Equalization with Adaptive Sigmoid Functions (BEASF) is used to recondition those low contrast areas of the lateral spine image to highlight the bone area. Secondly, as the shape of the curvature of the spine is the starting point to identify the vertebral bodies, an Ellipse-like method is applied to estimate the curve of the spine. Finally, the prediction of the vertebral bodies is implemented using a Multi theta Gabor Filtering and Mean-range candidate selection from the local maximum horizontal projection. This allows identifying the area of the vertebral bodies.

II. BACKGROUND KNOWLEDGE

The basic background knowledge is described below.

A. Anatomy of the Spine

The vertebral column [5], also known as the backbone, is a part of the axial skeleton. For a normal human spine, there are 24 vertebrae. They are 7 cervical vertebrae, 12 thoracic vertebrae, and 5 lumbar vertebrae. They are separated from each other by intervertebral discs. One of the most common bone disease diagnosis techniques is inspecting the lumbar vertebrae [6]. Lumbar vertebrae are in the lower back as shown in Fig.2., between the thoracic vertebrae and sacrum. The five units of lumbar vertebrae are usually identified by the names L1, L2, L3, L4 and L5. L5 is the initial point of the lumbar region. L1 is next to the thoracic vertebrae (T12), and L5 is next to the sacrum. Lumbar vertebrae support the body weight and help the body move for almost any gesture. This area is the most commonly damaged in cases of osteoporosis, bone fractures, and spondylolisthesis.

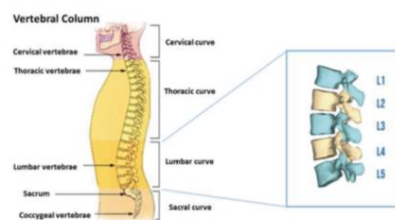


Fig. 2. Anatomy of the Spine

B. Dual-energy X-ray absorptiometry

A Dual-energy X-ray absorptiometry scanner [7] is one of the medical machines use for measuring bone mineral density (BMD). Two X-ray beams, with different energy levels, are radiated at the patient's bones. When soft tissue absorption is subtracted out, the bone mineral density (BMD) can be determined from the absorption of each beam. It is used to diagnose bone diseases. A doctor evaluates the symptoms of

bone degeneration from this X-ray image, as shown in Fig.3.

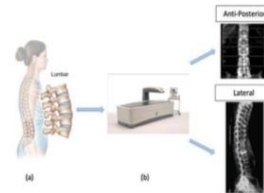


Fig. 3. Lumbar vertebrae (a), Dual-energy X-ray absorptiometry (b).

III. METHODOLOGY

The main purpose of the proposed method is to identify the osteophytes diseases. In this section, the description of the steps of the proposed approach for lateral spine enhancement and Region of Interest Identification in low-resolution radiography images is discussed. The overview of the proposed method is shown in Fig.4.

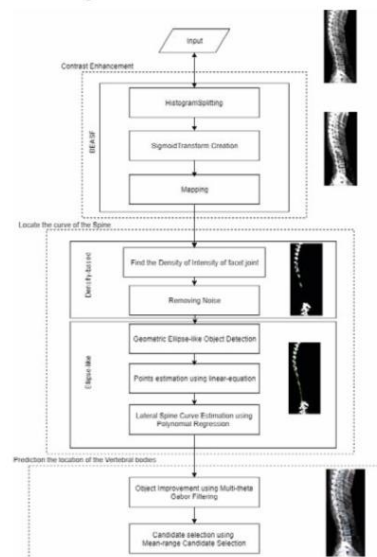


Fig. 4. The overview of the proposed approach

A. Contrast Enhancement

1) Bi-Histogram Equalization with adaptive sigmoid functions (BEASF)

Bi-Histogram Equalization with Adaptive Sigmoid Functions, [8] contains three modules: histogram splitting, sigmoid transform creation, and mapping.

a) Histogram Splitting

Let I be an input image of size $M \times N$ and let m be the mean of intensity (Eq.1).

$$m = \frac{\sum_{r=0}^{M-1} \sum_{c=0}^{N-1} I(r,c)}{M \times N} \quad (1)$$

The mean of intensity m is employed as a splitting point to separate the histogram H into two pieces. H_L and H_U are sub-histograms. (see Eq.2, 3 and 4).

$$H = H_L \cup H_U \quad (2)$$

where,

$$H_L = \{H_0 + H_1 + \dots + H_m\} \quad (3)$$

$$H_U = \{H_{m+1} + H_{m+2} + \dots + H_{I-1}\} \quad (4)$$

After the splitting, we calculate the probability density function of the two sub-histograms. Then we calculate the median and cumulative distribution functions for both sub-histogram. The medians of H_L and H_U denoted by μ_L and μ_U , respectively

b) *Sigmoid transform creation*

Two parametric, non-linear sigmoid functions are created with their origins located on the medians of their corresponding sub-histograms. The target of this function is to increase noise robustness and cumulate the distribution function.

c) *mapping*

Mapping is done with histogram equalization and stretching. The mapping function is applied to each pixel of the image.

The results of this image improvement are shown in Fig.5.



Fig.5. Compare the original image with the improved image created using BEASF.

B. Density base to locate Spinal

1) *Density of Intensity*

The density of intensity of the facet joint is an important reference point. It indicates the shape of the spine curvature. The vertebral body is positioned at a right-angle to the curve. The data matrix I is an intensity image. Values represent the intensities of the image (see Eq.5). The elements in the intensity matrix represent various intensities, where the intensity 0 represents black and the intensity 255 represents full intensity or white in a grayscale image.

$$DensityIn = \operatorname{argmax}_{(x,y) \in S} (I(x,y)) \quad (5)$$

The results of finding the image area of the density of intensity of the facet joint using the spinal in this method are shown in Fig.6.

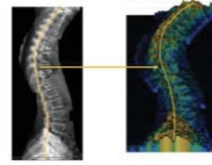


Fig.6. Area of the density of intensity of facet joint in the spinal.

2) *Removing Noise*

In this step, because each bone in each person has different density, we must eliminate the density of the intensity in the dispersed image. Then, opening operation is employed for removing all small connected-component.

The resulting image from removing noise with this process are shown in Fig.7.



Fig.7. Output Binary image from density based (Left image) and Output from area opening Morphological transformation (Right image)

3) *Geometric Ellipse-like Object Detection*

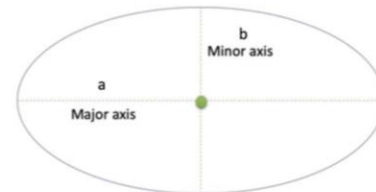


Fig.8. Properties of an ellipse shape

The shape of the object found in the binary image from the density base image is similar to an elliptical shape (Eq.6) and (Eq.7). Properties of the elliptical image are shown in Fig.8.

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 ; a, b > 0 \quad (6)$$

$$\frac{(x-x_c)^2}{a^2} + \frac{(y-y_c)^2}{b^2} = 1 ; a, b > 0 \quad (7)$$

x, y are coordinates of centroid. The length of the major axis is $2a$ and the length of the minor axis is $2b$.

After small objects have been removed, Object Detection using Geometric Ellipse-like is done. Then we calculate the centroid of each Ellipse. The resulting image from performing Ellipse-like Object Detection in this way are shown in Fig.9.

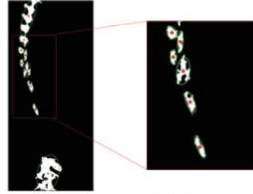


Fig.9. Output from Ellipse-like Object Detection

4) Points estimation using linear-equation.

This step will find the approximate object centroid on the spinal axis using a linear equation (Eq.8) and (Eq.9) use the centroid of the object that the ellipse can detect from bottom to top, respectively. The resulting from image the Points estimation using those linear-equations is shown in Fig.10.

$$m = \frac{(y_2 - y_1)}{(x_2 - x_1)} \quad (8)$$

$$Y = mX + b \quad (9)$$

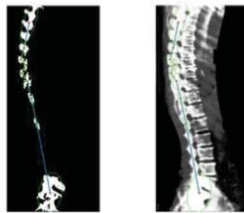


Fig.10. Estimate interpolated point of the spine curve

5) Lateral Spine Curve Estimation using Polynomial Regression

The final step is estimating the shape of the curvature of the spine. After the interpolation procedure, which yields the point for increasing the point and direction of the correct curve of spinal position data, polynomial curve fitting is used. (see Eq.10) The regression model determines the set of points for the region by assigning 5 to n for fitting the to the data points. The generated Lateral Spine Curve Estimation image from estimating the location of the spine in this way are shown in Fig.11.

$$y = \beta_0 + \beta_1 x + \beta_2 x^2 + \dots + \beta_n x^n + \varepsilon \quad (10)$$

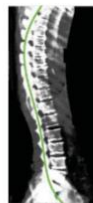


Fig.11. The output image showing the estimated location of the spine

C. Prediction the vertebral body locations

1) Object Improvement using Multi-theta Gabor Filtering

After obtaining the curvature of the spine, we will use this curve to be the reference point to find the boundary of the spine. Then, the results from the spinal area are determined to extract the edge of the spine.

Multi- theta Gabor Filtering [9] is a technique to use extract objects in specific orientations. (Eq.11).

$$I_{mgb}(\theta_1, \theta_2) = \sum_{i=\theta_1}^{\theta_2-1} \{I_{gb}(i) \cup I_{gb}(i+1)\} \quad (11)$$

Let I_{mgb} be the output image of Multi- theta Gabor Filtering. θ_1, θ_2 are the initial and final theta values and I_{gb} is the output of the Gabor Filter function. The results of the prediction of the vertebral body locations in the image processed with Multi-theta Gabor Filtering in this way are shown in Fig.12.



Fig.12. Output from Multi-theta Gabor Filtering

2) Candidate selection using Mean-range Candidate Selection

After vertebrae poses' pattern were revealed, horizontal projection is performed to find the local maximum peak. The results of the candidate selection image from applying Mean-range Candidate Selection in this way are shown in Fig.13.

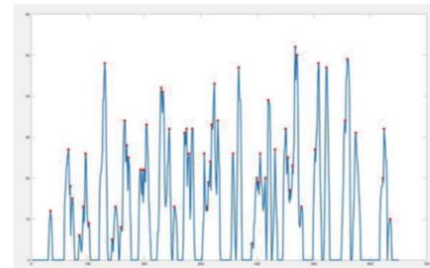


Fig.13. Local maximum Horizontal Projection of Lateral Spine image

Then, all the local peak that those points are expected positions that line the segment vertebral bodies are defined. The next step is a process of selecting candidates from all local points by finding the mean of the point in the range that is under the criteria. An algorithm for finding the new candidate for prediction of the boundary vertebral bodies is given in Fig. 14.

```

Algorithm 1: Mean-range Candidate Selection
Input: AllPoint
Output: NewCandidate
Begin
1: Criteria = 15, Counter = 1, SumRange = AllPoint(1)
2: for i = 2 : size(AllPoint,2) do
3:   if absolute(AllPoint(i) - AllPoint(i-1)) <= Criteria then
4:     SumRange = SumRange + AllPoint(i)
5:     Counter = Counter + 1
6:   else
7:     NewCandidate(Index) = floor(SumRange / Counter)
8:     Counter = 1
9:     Index = Index + 1
10:    SumRange = AllPoint(i)
11:  end if
12: end for
End

```

Fig.14. Mean-range Candidate Selection Method

After that, the new candidate will be used as a point for the vertebrae. This can be seen in the output image in Fig.15.



Fig.15. Result of Selected candidates to predict vertebral bodies

IV. EXPERIMENTAL RESULTS

The proposed approach used 30 X-ray images of lateral spines a from Dual-energy X-ray absorptiometry machine. The dataset was provided by a local hospital. They were obtained using a safe, low radiation imaging process. Each of the images has a variety of quality and contrast. A number of the images have very low quality due to patient physical conditions. In the experimental results, the automatic spine identification using our proposed method was compared with the ground-truth images. This is demonstrated in Fig.16

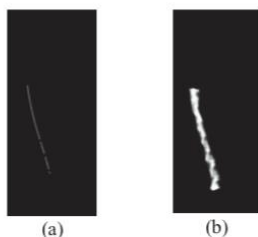


Fig.16. (a) Input image with interpolated line, and (b) ground-truth image with spine curve region.

Each of the ground-truth images were manually defined by the experts who were trained by a physician.

The effectiveness of the proposed algorithm was measured using Area Overlap for spinal curve identification. A Confusion matrix method was employed to measure the performance of the vertebral body identification. This test is demonstrated in Eq. 12 and Eq. 13.

$$\text{Area Overlap} = \left| \frac{A \cap B}{A} \right| \times 100 \quad (12)$$

Let A be an output image and B be a corresponding ground-truth images.

$$\text{Precision} = \frac{TP}{TP+FP} \quad (13)$$

The experimental result shows that the performance of our proposed approach achieved 79.67% for Area Overlap and 81.67% for Precision as shown in Tables I and II.

TABLE I. RESULT OF SPINAL IDENTIFICATION WITH AREA OVERLAP

	Area Overlap	
	Polynomial Regression (5 th)	Our Proposed Approach
Lateral 00001	93.23%	60.89%
Lateral 00002	73.14%	93.14%
Lateral 00003	13.07%	65.15%
Lateral 00004	63.70%	97.95%
Lateral 00005	85.85%	75.61%
Lateral 00006	90.59%	80.35%
Lateral 00007	80.00%	88.92%
Lateral 00008	52.17%	34.12%
Lateral 00009	74.39%	77.16%
Lateral 00010	85.96%	79.17%
Lateral 00011	75.56%	32.69%
Lateral 00012	14.83%	43.81%
Lateral 00013	98.94%	99.56%
Lateral 00014	52.03%	97.60%
Lateral 00015	94.14%	42.37%
Lateral 00016	83.33%	85.95%
Lateral 00017	99.00%	99.34%
Lateral 00018	71.57%	95.36%
Lateral 00019	17.58%	82.44%
Lateral 00020	63.96%	56.09%
Lateral 00021	32.52%	93.62%
Lateral 00022	97.75%	99.39%
Lateral 00023	83.75%	96.58%
Lateral 00024	54.88%	95.76%
Lateral 00025	10.78%	65.65%
Lateral 00026	85.66%	96.04%
Lateral 00027	86.55%	88.97%
Lateral 00028	100.00%	84.38%
Lateral 00029	94.44%	93.44%
Lateral 00030	88.46%	88.64%
Average	70.59%	79.67%

TABLE II. RESULT OF VERTEBRAL BODIES IDENTIFICATION WITH PRECISION (TP AND FP)

	Precision	
	Polynomial Regression (5 th)	Our Proposed Approach
Disc 1	66.67%	80.00%
Disc 2	70.00%	93.33%
Disc 3	83.33%	83.33%
Disc 4	73.33%	70.00%
Average	73.33%	81.67%

V. DISCUSSION AND CONCLUSION

In this research, a new approach to automatic spinal and vertebral body identification from Low-Resolution Lateral Spine Images was proposed. Our approach consists of three main steps. First, the low-quality images are improved using Bi-Histogram

Equalization with adaptive sigmoid functions for enhancing the area of spine. In the second step, Density-based and Geometric Ellipse-like techniques are combined to locate the curve of the spine. Finally, Multi-theta Gabor Filtering and Mean-range Candidate Selection techniques were applied to predict vertebral body locations. The proposed method automatically locates lateral spine data. In the performance measurement, the experimental result shows that the approach reached 79.67% of Area Overlap Ratio, 81.67% of Precision value. In future work, region identification of osteophytes for support of the diagnosis of an orthopedic doctor will be attempted.

VI. ACKNOWLEDGMENT

This work was financially supported by the Research Grant of Burapha University through the National Research Council of Thailand (NRCT), fiscal year 2018, Faculty of Informatics, Burapha University, Burapha University Hospital, and Dr. Alisara Wongsuttileart, MD.

REFERENCES

- [1] Pietro, M. A. de. (n.d.). DEXA scan: Purpose, procedure, and results. Retrieved from https://www.medicalnewstoday.com/articles/324553.php?fbclid=IwAR0iwOo_mCZnrj19uJFipQHnXkMn0pPUtLg-Xkt2lrthvoM0tr1tEkkpjU
- [2] J. Saenpaen, S. Arwathananukul and N. Aunsri, "A Comparison of Image Enhancement Methods for Lumbar Spine X-ray Image," 2018 15th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), Chiang Rai, Thailand, 2018, pp. 798-801.
- [3] M. C. Wibowo and T. A. Sardjono, "Spinal curvature determination from x-ray image using GVF snake," 2015 International Conference on Information & Communication Technology and Systems (ICTS), Surabaya, 2015, pp. 35-40.
- [4] B. A. Kusuma, "Determination of spinal curvature from scoliosis X-ray images using K-means and curve fitting for early detection of scoliosis disease," 2017 2nd International conferences on Information Technology, Information Systems and Electrical Engineering (ICITISEE), Yogyakarta, 2017, pp. 159-164.
- [5] The Vertebral Column. (n.d.). Retrieved from <https://teachmeanatomy.info/back/bones/vertebral-column/>
- [6] Lumbar Vertebrae. (n.d.). Retrieved from https://www.physio-pedia.com/Lumbar_Vertebrae
- [7] Radiological Society of North America, Rsna, & American College of Radiology. (n.d.). Bone Densitometry (DEXA , DXA). Retrieved from <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=dexa>
- [8] E. F. Arriaga-Garcia, R. E. Sanchez-Yanez and M. G. Garcia-Hernandez, "Image enhancement using Bi-Histogram Equalization with adaptive sigmoid functions," 2014 International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP), Cholula, 2014, pp. 28-34.
- [9] W. Yookwan, K. Chinnasam and B. Jantarakongkul, "Automated Vertebrae Pose Estimation in Low-Radiation Image using Modified Gabor Filter and Ellipse Analysis," 2018 5th International Conference on Advanced Informatics: Concept Theory and Applications (ICAICTA), Krabi, 2018, pp. 141-146.

ประวัติย่อของผู้วิจัย

ชื่อ-สกุล	เสาวลักษณ์ ธรรมนาวาศ
วัน เดือน ปี เกิด	10 กันยายน 2537
สถานที่เกิด	จังหวัดสุราษฎร์ธานี
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	105 หมู่ 7 ต.กะแดะ อ.กาญจนดิษฐ์ จ.สุราษฎร์ธานี 84160
ตำแหน่งและประวัติการทำงาน	-
ประวัติการศึกษา	วท.บ.วิทยาศาสตร์บัณฑิต มหาวิทยาลัยบูรพา
รางวัลหรือทุนการศึกษา	-

