

การสร้างภาพ 3 มิติ จากลำดับของข้อมูลภาพตัดขวางโดยใช้วิธีพิจารณาจาก
เวกเตอร์ปกติของพื้นผิว

3-D IMAGE RECONSTRUCTION FROM CROSS-SECTIONAL SLICES
USING SURFACE NORMAL VECTOR



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2541

ISBN 974-622-276-7

การสร้างภาพ 3 มิติจากลำดับของข้อมูลภาพตัดขวางโดยใช้วิธีพิจารณาจาก
เวกเตอร์ปกติของพื้นผิว

3-D IMAGE RECONSTRUCTION FROM CROSS-SECTIONAL SLICES
USING SURFACE NORMAL VECTOR



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ไม่ว่ากรณีสืบค้นอื่นอีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา พ.ศ.2541

ISBN 974-622-276-7

31536

11 พ.ค. 2541

**3-D IMAGE RECONSTRUCTION FROM CROSS-SECTIONAL SLICES
USING SURFACE NORMAL VECTOR**



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES**

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG การค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
1998

ISBN 974-622-276-7



COPYRIGHT 1998

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG






บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การสร้างภาพ 3 มิติ จากลำดับของข้อมูลภาพตัดขวางโดยใช้วิธีพิจารณาจากเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว
 3-D IMAGE RECONSTRUCTION FROM CROSS-SECTIONAL SLICES USING SURFACE NORMAL VECTOR

ชื่อนักศึกษา นายสุพจน์ จันทร์วิวัฒน์ รหัสประจำตัว 38061264

หลักสูตร วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.มนัส	สังวรศิลป์	
ดร.กิตติพล	จิตสกุล	
รศ.ดร.ชม	กัมปาน	
รศ.ดร.ครรชิต	ไมตรี	
รศ.ดร.รัตติกง	วรากลศิริพันธุ์	

ค่าระดับคะแนนที่ผ่านเป็นเอกฉันท์จากคณะกรรมการสอบ **GOOD**

วัน/เดือน/ปี ที่สอบ 15 กรกฎาคม 2541 เวลา 10.00 - 12.00 น.

สถานที่สอบ ห้องสอบวิทยานิพนธ์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ตึก 12 ชั้น ชั้น 4 ห้อง (E12-404)

บัณฑิตวิทยาลัยรับรองแล้ว

 (รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์)
 คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
 วันที่.....เดือน..... พ.ศ. ๒๕๔๑

หมายเหตุ การวัดผลวิทยานิพนธ์ให้ใช้ค่าระดับคะแนนดังนี้

ค่าระดับคะแนน ผลการศึกษา

เอกสารนี้เป็น O	เอกสารที่ส่งวนไว้สำหรับค่า Outstanding (ดีเยี่ยม) มัน ไม่น่าจะนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด G	ทั้งสี่ อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอก และใช้ (ดี) ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
P	Pass (ผ่าน)
F	Fail (ไม่ผ่าน)

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การสร้างภาพ 3 มิติ จากลำดับของข้อมูลภาพตัดขวาง โดยใช้วิธี
พิจารณาจากเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว

นักศึกษา

นาย สุพจน์ จันทรวีวัฒน์

อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์

รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์

หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมไฟฟ้า

พ.ศ.

2541

บทคัดย่อ

การสร้างภาพ 3 มิติของอวัยวะจากลำดับของข้อมูลภาพตัดขวางทางการแพทย์ จากงานวิจัยที่มีการนำเสนอผ่านมานั้น เช่น วิธี Depth Shading และ วิธี Gray-level Gradient Shading จะพบว่าภาพ 3 มิติที่ได้จากวิธีการทั้งสองนี้จะขาดความคมชัดและรายละเอียดภายในภาพไป ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะนำเสนอวิธีการสร้างภาพ 3 มิติ จากลำดับของข้อมูลภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่อง CT และเครื่อง MRI โดยขั้นตอนต่าง ๆ จะประกอบไปด้วยการนำข้อมูลภาพตัดขวางทั้งหมดไปผ่านการทำคิวบิกสไปล์อินเทอร์โพลชันเพื่อสร้างข้อมูลในส่วนที่ขาดหายไปจากการถ่ายภาพตัดขวางกลับคืนมา ในส่วนต่อไปข้อมูลภาพตัดขวางทั้งหมดจะถูกนำไปทดสอบว่าพื้นผิวส่วนใดสามารถมองเห็นได้หรือพื้นผิวส่วนใดที่ถูกบังด้วยอัลกอริทึมสแกนไลน์ พื้นผิวที่สามารถมองเห็นได้จะถูกนำไปกำหนดค่าพิกัดตามตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิว จากนั้นจะทำการพิจารณาหาความสัมพันธ์ระหว่างพิกัดของจุดต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุในรูปของเวกเตอร์เพื่อใช้ในการคำนวณหาค่าเวกเตอร์ปกติที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุ และในขั้นตอนสุดท้ายจะเป็นการสร้างภาพ 3 มิติบนจอภาพซึ่งมีลักษณะเป็นระนาบ 2 มิติ และเพื่อให้ภาพที่ได้บนจอภาพมีลักษณะ 3 มิติในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้ค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุแทนค่าของแกน Z บนระนาบ 2 มิติ (จอภาพ) ซึ่งค่าปริมาณความเข้มของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุจะเกิดจากการนำข้อมูลของเวกเตอร์ปกติที่ได้ไปคำนวณความเข้มของแสงตามทฤษฎีของ Lambert's cosine law และจากผลการทดลองจะพบว่าวิธีการที่นำเสนอนี้จะสามารถสร้างภาพ 3 มิติจากลำดับของข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT และเครื่อง MRI ได้โดยภาพที่ได้จะให้ความคมชัดและสามารถแสดงรายละเอียดของ

เนื้อเยื่อ และกระดูกได้อย่างชัดเจน ซึ่งความคมชัดของภาพที่ได้เหล่านี้จะขึ้นอยู่กับปริมาณความเข้มของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ ภายในภาพที่กำหนดตามวิธีของ Lambert's cosine law



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	3-D Image Reconstruction from Cross-Sectional Slices using Surface Normal Vector
Student	Mr. Suphot Chunwiphat
Thesis Advisor	Associate Professor Dr. Manas Sangworasilp
Degree	Master of Engineering in Electrical Engineering
Year	1998

ABSTRACT

Three-dimensional (3-D) images reconstruction from cross-sectional slices using conventional shading method such as depth shading and gray-level gradient shading, can not show sufficient information. Therefore, this thesis presents a technique for 3-D image reconstruction from two-dimensional (2-D) cross-sectional slices image. Medical image, for instance, both from Computed Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) are possibly introduced to this system. In the first step, we construct a voxel scene from a stack of cross-sectional slices by cubic spline interpolation between the original slices. The 3-D volume of interest is reconstructed by the scan line algorithm. Then intensity of light are applied to the visible surface. By calculating the normal vectors of the visible surface of the object from the voxel scene, the surface normal vectors are obtained. Finally the surface normals vector are used to determine the intensity of light over the visible surface of the object using Lambert's cosine law. The intensity of light is used to replace Z axis of the object for display 3-D objects on the 2-D screen. It is shown that at least for the bone and soft tissue surfaces, the results are superior to conventional shading method. However the quality of a 3-D reconstructed images depends on the intensity of light defined by Lambert's cosine law.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงลงได้ด้วยดี เนื่องมาจากความช่วยเหลือและสนับสนุนจากบุคคลหลาย ๆ ฝ่ายด้วยกัน ซึ่งผู้เขียนขอขอบพระคุณทุก ๆ ท่านดังต่อไปนี้

คุณพ่อ คุณแม่ ผู้ซึ่งคอยอบรมสั่งสอน ให้การสนับสนุนในเรื่องการศึกษา และเป็นกำลังใจให้อย่างเสมอมา

รศ.ดร. มนต์ สังวรศิลป์ อาจารย์ที่ปรึกษาผู้ซึ่งคอยให้คำปรึกษา ชี้แนะแนวทางในการทำวิทยานิพนธ์ ตลอดจนให้ความรู้ ความเข้าใจ และให้การอบรมสั่งสอนในทุก ๆ ด้าน ตลอดระยะเวลาการศึกษา ซึ่งผู้เขียนรู้สึกซาบซึ้งในความเมตตาจากท่านเป็นอย่างสูง

ดร. กิติพล ชิตสกุล ดร. สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์ ที่กรุณาให้คำปรึกษาอันมีประโยชน์อย่างยิ่งต่องานวิจัย

ผศ.นพ.รามเมศร์ วิชรสินธุ์ ภาควิชารังสีเทคนิค โรงพยาบาลรามาริบัติ ที่กรุณาให้คำแนะนำและคำปรึกษาต่าง ๆ

ครู อาจารย์ทุก ๆ ท่าน ที่กรุณาให้การอบรม สั่งสอนและให้ความรู้
คุณธีรณัฐ เริ่มคิดการ คุณมานิตย์ เกียรติกาญจกร คุณศิริชัย ปรีโตทกพร
คุณสมศักดิ์ เขมวิวิธ ที่คอยช่วยให้กำลังใจ และคำปรึกษาต่าง ๆ

คุณฟองแก้ว แก้วของผาง ที่คอยให้กำลังใจ และช่วยเหลือในการจัดเตรียมต้นฉบับในการทำวิทยานิพนธ์

บัณฑิตวิทยาลัย ที่ได้สนับสนุนทุนการศึกษาในการจัดทำวิทยานิพนธ์ครั้งนี้
พี่ ๆ เพื่อน ๆ และ น้อง ๆ ทุกท่านที่มีส่วนช่วยเหลือในการทำวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้

สุพจน์ จันทรวิวัฒน์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	III
กิตติกรรมประกาศ.....	IV
สารบัญ.....	V
สารบัญภาพ.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการเบื้องต้นในการสร้างภาพตัดขวาง.....	5
2.1 การสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะ โดยใช้รังสีเอกซ์.....	7
2.1.1 วิธีการรวบรวมข้อมูลของเครื่อง CT.....	7
2.1.2 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	10
2.1.3 วิธีการสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะ.....	11
2.1.3.1 การสร้างภาพด้วยวิธีแบ็กโปรเจกชัน.....	11
2.1.3.2 การสร้างภาพด้วยวิธีอิทเทอร์เรน.....	12
2.1.3.3 การสร้างภาพด้วยวิธีฟิลเตอร์แบ็กโปรเจกชัน.....	14
2.2 การสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะ โดยใช้หลักการเรโซแนนซ์แม่เหล็ก.....	15
2.2.1 การแยกเนื้อเยื่อตามระนาบตัดขวาง.....	16
2.2.2 การหาตำแหน่งของสัญญาณภายในเนื้อเยื่อหนึ่งแผ่น.....	18
บทที่ 3 การประเมินผลภาพและการปรับปรุงภาพ.....	21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

บทที่ 3 การประเมินผลภาพและการปรับปรุงภาพ.....ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้.....21

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.1 การแยกแยะวัตถุภายในภาพ.....	24
3.2 ระบบพิกัดในการอ้างอิงข้อมูล.....	24
3.3 การประมวลผลก่อน.....	25
3.4 การประมาณค่าภายในช่วงของข้อมูลภาพ.....	26
3.5 การแปลงเรขาคณิตของข้อมูลภาพ.....	30
3.5.1 การเคลื่อนย้ายตำแหน่ง.....	31
3.5.2 การหมุนวัตถุ.....	32
3.6 การกำหนดพิกัดบนพื้นผิวของวัตถุในระบบพิกัด 3 มิติ.....	33
3.7 การคำนวณค่าเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว.....	35
3.8 การปรับปรุงภาพด้วยวิธียึดคอนทราสต์แบบเชิงเส้น.....	37
บทที่ 4 การคำนวณปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุ.....	39
4.1 องค์ประกอบพื้นฐานในการคำนวณปริมาณความเข้มของแสง.....	39
4.1.1 การกำเนิดภาพในธรรมชาติ.....	40
4.1.2 แหล่งกำเนิดแสง.....	40
4.2 การให้แสงแก่พื้นผิวด้วยวิธี DEPTH SHADING.....	42
4.3 การให้แสงแก่พื้นผิวด้วยวิธี GRAY-LEVEL GRADIENT SHADING.....	43
4.4 การให้แสงแก่พื้นผิวของวัตถุ โดยใช้ข้อมูลของเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว.....	45
บทที่ 5 ผลการทดลอง.....	48
5.1 การสร้างภาพ 3 มิติโดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT.....	49
5.2 การสร้างภาพ 3 มิติโดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง MRI.....	59

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 6 บทสรุป.....	61
6.1 สรุปผลการทดลอง.....	61
6.2 แนวทางในการพัฒนา.....	62
บรรณานุกรม.....	63
ภาคผนวก.....	65
ภาคผนวก ก.....	66
ภาคผนวก ข.....	74
ประวัติผู้เขียน.....	82

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
2.1 แสดงภาพรังสีเอกซ์บริเวณหน้าอก.....	6
2.2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างฟิสิกเซลกับวอกเซล.....	7
2.3 แสดงภาพ CT ของเนื้อเยื่อบริเวณสมอง.....	8
2.4 แสดงหลักการของเครื่อง CT ซึ่งผลิตโดยบริษัท EMI.....	9
2.5(a) แสดงการเลื่อนของหลอดรังสีและดีเทคเตอร์เพื่อทำการสแกนครั้งแรก.....	9
2.5(b) แสดงการสแกนครั้งที่ 1 ครั้งที่ 60 และครั้งที่ 120.....	9
2.6 แสดงการดูกลืนรังสีของวัตถุที่มีความหนาแน่นสม่ำเสมอและวัตถุที่มีความหนาแน่นไม่สม่ำเสมอ.....	10
2.7 แสดงการสร้างภาพด้วยวิธีแบ็กโปรเจกชัน.....	12
2.8 แสดงแผนภาพการคำนวณสร้างภาพตามกรรมวิธีการสร้างภาพแบบอิตเทอเรชัน.....	13
2.9 แสดงการสร้างภาพด้วยวิธีฟิลเตอร์แบ็กโปรเจกชัน.....	15
2.10 แสดงภาพ MRI ของเนื้อเยื่อบริเวณสมอง.....	16
2.11 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางของสนามแม่เหล็กและการกำหนดระบบพิกัด.....	17
2.12 แสดงส่วนของอวัยวะซึ่งอยู่ในสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ตามยาว.....	17
2.13 แสดงเนื้อเยื่อหนึ่งแผ่นซึ่งสัมผัสกับสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ตามขวาง.....	19
2.14 แสดงตำแหน่งที่สายกีตาร์ถูกผ่อนให้หย่อนลงหลังการดีดสายหนึ่งครั้ง (จุดที่ลูกศรชี้).....	19
3.1 แสดงบล็อกไดอะแกรมของขั้นตอนต่าง ๆ ที่ใช้ในการประมวลผล.....	21
3.2 แสดงภาพตัดขวางของศีรษะมนุษย์ที่ได้จากเครื่อง CT.....	22
3.3 แสดงภาพตัดขวางของศีรษะมนุษย์ที่ได้จากเครื่อง MRI.....	23
3.4 แสดงระบบพิกัดในการอ้างอิงข้อมูล.....	25

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
3.5 การประมาณค่าในช่วง โดยใช้ฟังก์ชันเส้นโค้งกำลังสาม	27
3.6 แสดงการหมุนวัตถุรอบแกนต่าง ๆ	33
3.7 แสดงการกำหนดค่าพิกัดบนพื้นผิวของวัตถุ.....	34
3.8 แสดงการจัดวางภาพตัดขวางทั้งหมดในแกนพิกัดฉาก 3 มิติ.....	35
3.9 แสดงเวกเตอร์ที่อยู่ภายในหน้าตัดที่กำหนดขึ้น.....	36
3.10 แสดงฟังก์ชันการยืดคอนทราสต์แบบเชิงเส้น.....	38
4.1 แสดงการตกกระทบของแสงจากต้นกำเนิดแสง.....	40
4.2 แสดงการตกกระทบของแสงจากต้นกำเนิดแสงแบบกระจาย.....	41
4.3 แสดงระยะทางจากระนาบของการมองและตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิว.....	42
4.4 แสดงแบบจำลองของการคำนวณค่าปริมาณความเข้มของแสงด้วยวิธี Gray-Level Gradient	44
4.5 แสดงแบบจำลองที่ใช้ในการคำนวณหาปริมาณความเข้มของแสงบน พื้นผิวของวัตถุด้วยวิธีพิจารณาจากเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ.....	46
4.6 แสดงค่ามุมระหว่างเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว N และเวกเตอร์ของแหล่ง กำเนิดแสง L	47
5.1 แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะ ในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Depth Shading โดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT	49
5.2 แสดงภาพโครงสร้างของกระโหลกศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Depth Shading โดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT.....	50
5.3 แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะ ในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Gray-Level Gradient Shading โดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT.....	51
5.4 แสดงภาพโครงสร้างของกระโหลกศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Gray-Level Gradient Shading โดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT.....	52

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
5.5 แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธีพิจารณาเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ โดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT.....	53
5.6 แสดงภาพโครงสร้างของกระดูกโกลนศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธีพิจารณาเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ โดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT.....	54
5.7 แสดงภาพในมุมมองต่าง ๆ ของอวัยวะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธีพิจารณาเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ โดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง CT	55
5.8 แสดงค่าปริมาณความเข้มของแสงที่สแกนไลน์ต่าง ๆ ที่ได้จากการกำหนดความเข้มของแสงด้วยวิธีการทั้งสาม.....	57
5.9 แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Depth Shading โดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง MRI	59
5.10 แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Gray-Level Gradient Shading โดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง MRI.....	59
5.11 แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธีพิจารณาเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ โดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง MRI.....	60
ภาคผนวก ก. แสดงตัวอย่างภาพ CT ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลอง.....	66
ภาคผนวก ข. แสดงตัวอย่างภาพ MRI ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลอง.....	74

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันนี้เราจะเห็นได้ว่าวิทยาการทางการแพทย์แผนปัจจุบันมีความเจริญก้าวหน้าไปอย่างรวดเร็วมาก ประกอบกับเครื่องมือและอุปกรณ์ต่าง ๆ ทางการแพทย์ก็ได้มีการพัฒนาควบคู่กันไปเพื่อให้มีประสิทธิภาพและมีขีดความสามารถในการใช้ตรวจวินิจฉัยและรักษาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับร่างกายของมนุษย์เราได้อย่างถูกต้องและรวดเร็ว ยกตัวอย่างเช่น ถ้าในกรณีที่แพทย์ต้องการตรวจวินิจฉัยความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับอวัยวะภายในร่างกายของมนุษย์นั้น ซึ่งจากแต่เดิมแพทย์จะต้องทำการผ่าตัดกับร่างกายของมนุษย์จริง ๆ เพราะเนื่องจากว่าเรายังไม่มีเครื่องมือใด ๆ ที่สามารถแสดงให้เห็นถึงอวัยวะที่อยู่ภายในร่างกายของมนุษย์ได้ โดยที่แพทย์ไม่ต้องทำการผ่าตัดจริง แต่ต่อมาปัญหาในส่วนนี้ก็ได้รับการแก้ไข โดยได้มีการพัฒนาเครื่องมือที่ใช้ในการถ่ายภาพตัดขวางของอวัยวะภายในร่างกายมนุษย์ ได้แก่ เครื่อง CT (Computer Tomography) สแกนเนอร์ และเครื่อง MRI (Magnetic Resonance Imaging) สแกนเนอร์ ขึ้นมาตามลำดับ ซึ่งก็จะช่วยแก้ปัญหาดังกล่าวข้างต้นได้ในบางส่วน โดยข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT หรือเครื่อง MRI นั้นนับได้ว่ามีประโยชน์สำหรับการตรวจวิเคราะห์ทางการแพทย์อย่างมาก เพราะเนื่องจากข้อมูลภาพที่ได้นี้จะสามารถแสดงให้เห็นถึงอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกายของมนุษย์ได้ โดยที่แพทย์ไม่ต้องทำการผ่าตัดกับร่างกายของผู้ป่วยจริง ๆ โดยข้อมูลที่ได้เหล่านี้จะประกอบไปด้วยลำดับของภาพตัดขวางของอวัยวะที่ต้องการตรวจสอบในลักษณะของข้อมูล 2 มิติ (2-D : 2 Dimensional) ซึ่งภาพตัดขวางเหล่านี้โดยปกติแล้วอาจจะมีมากกว่า 100 ภาพ [11] ขึ้นไปในการตรวจแต่ละครั้ง โดยแพทย์ผู้ตรวจก็จะทำการตรวจวิเคราะห์ไปที่ละภาพ แต่ปัญหาที่เกิดขึ้นในที่นี่ก็คือ ถ้าในกรณีที่แพทย์ผู้ตรวจต้องการดูโครงสร้างโดยรวมของอวัยวะที่ทำการตรวจสอบอยู่ในลักษณะของโครงสร้าง 3 มิติ (3-D : 3 Dimensional) ซึ่งนับว่ามีความจำเป็นอย่างมากในการตรวจวินิจฉัยนั้น ก็จะพบว่าจะต้องอาศัยความชำนาญของแพทย์ในการจินตนาการโครงสร้างของอวัยวะนั้น ๆ ขึ้นมาเอง ซึ่งจะเป็นเรื่องที่ยุ่งยากและสลับซับซ้อน

อีกทั้งยังอาจจะก่อให้เกิดความผิดพลาดในการตรวจวินิจฉัยหาสาเหตุของโรคได้ ซึ่งก็จะส่งผลให้การตรวจรักษาคงไข้เกิดความคลาดเคลื่อนและผิดพลาดตามไปด้วย สำหรับความสำคัญของการแสดงภาพในลักษณะ 3 มิติ นอกจากที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้นนั้น โดยในปัจจุบันนี้ยังได้มีการนำไปประยุกต์ใช้งานในด้านต่างๆ ทางการแพทย์กันอย่างกว้างขวาง อาทิเช่น การตรวจดูความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับกระโหลกศีรษะ (Craniofacial deformity), การตรวจหาความผิดปกติที่เกี่ยวกับสมอง เช่น การตรวจหารอยแผลฟกช้ำของเนื้อสมอง (Brain lesion) หรือตลอดจนการนำไปใช้ประกอบกับการรักษาโรคมะเร็งรังสี (Radiotherapy) [10] เป็นต้น ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเป็นการนำเสนอวิธีการที่ใช้ในการสร้างภาพ 3 มิติที่มีลักษณะเหมือนจริงจากลำดับของข้อมูลภาพทางการแพทย์ที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นบนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (personal computer) โดยการนำภาพตัดขวางที่ได้ทั้งหมดมาผ่านขั้นตอนการประมวลผลในส่วนต่าง ๆ และหลังจากนั้นก็ทำการพิจารณาหาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุในรูปของเวกเตอร์ เพื่อใช้ในการคำนวณค่าของเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ (Surface Normal Vector) ที่ตำแหน่งต่าง ๆ และสุดท้ายจะนำข้อมูลของเวกเตอร์ปกติของพื้นผิวที่คำนวณได้ไปใช้ในการกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุต่อไป หรือที่เราเรียกว่าการทำ Shading นั่นเอง โดยจากที่ได้กล่าวมาข้างต้นได้มีการนำหลักการทางด้านคอมพิวเตอร์กราฟฟิคเข้ามาประยุกต์ใช้ในส่วนของการสร้างภาพและการเลือกแสดงภาพในมุมมองต่าง ๆ ซึ่งก็จะช่วยให้สามารถทำการเลือกพิจารณาภาพจากมุมมองใด ๆ ก็ได้ และนอกจากนั้นในส่วนของการทดลองจะทำการแสดงผลลัพธ์ของภาพ 3 มิติที่ได้จากวิธีการต่าง ๆ ได้แก่วิธี Depth Shading [10] และ Gray-level gradient Shading [8] เพื่อเป็นการเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้ระหว่างวิธีการทั้งสองและวิธีการที่จะนำเสนอภายในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ โดยเนื้อหาและรายละเอียดต่าง ๆ นั้นจะได้กล่าวถึงในส่วนต่อ ๆ ไปของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาและเข้าใจถึงทฤษฎีและหลักการต่าง ๆ ตลอดจนงานวิจัยที่ผ่านมาที่เกี่ยวข้องกับงานทางด้านคอมพิวเตอร์กราฟฟิค และการประมวลผลภาพ โดยเน้นในส่วนของการสร้างภาพ 3 มิติ สารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. เพื่อศึกษาและเข้าใจถึงการนำข้อมูลของเวกเตอร์ปกติของพื้นผิวไปประยุกต์ใช้ในการสร้างภาพ 3 มิติจากลำดับของข้อมูลภาพตัดขวางทางการแพทย์ เช่น ภาพที่ได้จากเครื่อง CT สแกนเนอร์หรือภาพที่ได้จากเครื่อง MRI สแกนเนอร์

3. เพื่อพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ขึ้นใช้ในงานทางด้านทางการแพทย์ เพื่อประโยชน์ในการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์ และนอกจากนั้นยังจะเป็นการช่วยลดงบประมาณในการที่จะต้องนำเข้าโปรแกรมสำเร็จรูปประเภทนี้จากต่างประเทศลงอีกทางหนึ่งด้วย

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเป็นการนำเสนอเทคนิคในการสร้างภาพ 3 มิติจากลำดับของข้อมูลภาพทางการแพทย์ เช่นข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT สแกนเนอร์ หรือจากเครื่อง MRI เพื่อนำไปประยุกต์ใช้กับงานทางด้านทางการแพทย์ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้น โดยรายละเอียดต่าง ๆ ภายในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ได้จัดแบ่งในส่วนของเนื้อหาทั้งหมดออกเป็น 6 บท ซึ่งแต่ละบทจะมีหัวข้อและเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำ

อธิบายถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ตลอดจนวัตถุประสงค์และขอบเขตของวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการเบื้องต้นในการสร้างภาพตัดขวาง

อธิบายถึงพื้นฐานทางฟิสิกส์ของขั้นตอนและวิธีการต่าง ๆ ในการสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะภายในร่างกายมนุษย์ สำหรับในบทนี้จะแบ่งรายละเอียดต่างๆ ออกเป็น 2 ส่วน โดยในส่วนแรกจะกล่าวถึงหลักการสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะโดยใช้รังสีเอ็กซ์ (X-Ray Computed Tomography) และในส่วนที่สองจะได้กล่าวถึงหลักการสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะโดยใช้หลักการเรโซแนนซ์แม่เหล็ก

เอกสารนี้เป็นเอกสาร (Magnetic Resonance Imaging) การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3 การประมวลผลภาพและการปรับปรุงภาพ

อธิบายถึงหลักการทางด้านคอมพิวเตอร์กราฟฟิค ซึ่งจะประกอบไปด้วย การหมุนวัตถุในระนาบ 3 มิติ, การคำนวณหาเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ และการปรับปรุงภาพ เป็นต้น นอกจากนั้นจะกล่าวถึงการนำทฤษฎีทางคณิตศาสตร์ที่เรียกว่า การประมาณข้อมูลภายในช่วง (Interpolation) มาใช้ในการประมาณข้อมูลระหว่างแผ่นภาพตัดขวางเพื่อให้ข้อมูลของภาพ 3 มิติมีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

บทที่ 4 การคำนวณปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุ

ในส่วนแรกของบทนี้จะอธิบายถึงทฤษฎีและหลักการการให้แสงกับพื้นผิวของวัตถุโดยทั่ว ๆ ไป และในส่วนต่อไปก็จะได้กล่าวถึงการกำหนดปริมาณของแสงบนพื้นผิวของวัตถุโดยใช้ข้อมูลของเวกเตอร์ปกติของพื้นผิวที่คำนวณได้เพื่อใช้ในการสร้างภาพ 3 มิติของวัตถุตามวิธีการที่นำเสนอ

บทที่ 5 ผลการทดลอง

เป็นการแสดงผลลัพธ์ของภาพ 3 มิติที่ได้จากวิธีการต่าง ๆ เพื่อเป็นการเปรียบเทียบระหว่างวิธีการที่นำเสนอและวิธีการต่าง ๆ ที่ได้เคยมีการนำเสนอไว้

บทที่ 6 บทสรุป

เป็นการกล่าวสรุปและวิจารณ์ผลที่ได้จากการทดลองพร้อมทั้งปัญหาที่เกิดขึ้น ตลอดจนข้อเสนอแนะต่าง ๆ ในการทำวิจัยต่อไป

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการเบื้องต้นในการสร้างภาพตัดขวาง

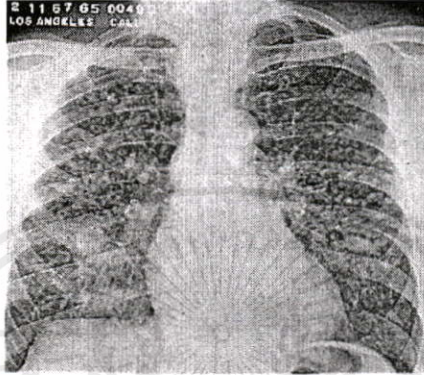
ในการตรวจวินิจฉัยความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วยนั้นสิ่งที่แพทย์ต้องการทราบมากที่สุดคือ เกิดอะไรขึ้นภายในร่างกายของผู้ป่วยรายนั้น ซึ่งจากวิธีการดั้งเดิมที่ใช้ในการตรวจหาสาเหตุของโรคจะอาศัยจากการ ดู คลำ ฟัง เคาะ โดยจะเป็นการตรวจที่ใช้เครื่องมือในการตรวจน้อยที่สุดและง่ายที่สุด ซึ่งจากการฝึกฝนและประสบการณ์ของแพทย์วิธีการทั้งสี่ก็สามารถให้ข้อมูลที่ถูกต้องแก่แพทย์ได้ในระดับหนึ่ง แต่เนื่องจากข้อมูลที่ได้จากการ ดู คลำ ฟัง และเคาะจะมีข้อจำกัดต่าง ๆ มากมาย โดยแพทย์ต้องการที่จะทราบข้อมูลซึ่งมีรายละเอียดและมีความน่าเชื่อถือได้มากกว่านั้น นั่นก็คือการมองเข้าไปเห็นอวัยวะต่างๆ ภายในร่างกายของผู้ป่วย ซึ่งนับว่าเป็นงานที่มีความท้าทายและจะเป็นประโยชน์อย่างมากต่อวงการวิทยาศาสตร์และการแพทย์

โดยต่อมาในเดือนพฤศจิกายน ค.ศ. 1895 นักฟิสิกส์ชาวเยอรมันชื่อ วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน (Wilhelm Conrad Roentgen) ได้ค้นพบรังสีเอกซ์ (X-ray) ขณะที่เขากำลังศึกษารังสีแคโทด (Cathod ray) ซึ่งเขาพบว่ารังสีเอกซ์มีอำนาจในการทะลุทะลวงสูงมากสามารถเดินทางผ่านกระดาษหนาหรือสารอื่น ๆ ที่มีความหนาแน่นต่ำได้ และเมื่อลองให้รังสีเอกซ์เดินทางผ่านมือของภรรยาเขาแล้วนำฟิล์มถ่ายรูปไปรับที่ด้านหลังข้อมือ หลังจากล้างฟิล์มแล้วเขาเห็นมือของภรรยาของเขาปรากฏบนฟิล์ม โดยบริเวณที่เป็นเนื้อหนังจะเห็นเป็นรอยเทาหรือดำ ส่วนบริเวณที่เป็นกระดูกจะเห็นเป็นสีขาว ซึ่งจากจุดนี้เองถือได้ว่าเป็นจุดเริ่มต้นของวิชารังสีวิทยาและนับเป็นวิวัฒนาการครั้งสำคัญมากในวงการแพทย์

เมื่อก้าวถึงการนำรังสีเอกซ์มาใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ ในระยะแรก ๆ กระทบเพียงฉายรังสีเอกซ์เพื่อตรวจดูความผิดปกติของอวัยวะภายใน โดยอาศัยการเกิดภาพเช่นเดียวกับการเกิดภาพเงาดำของร่างกายเมื่อยื่นกลางแสงแดด โดยปัญหาสำคัญที่เป็นอุปสรรคต่อการวินิจฉัยโรคด้วยการพิจารณาจากภาพถ่ายรังสีเอกซ์ที่ได้จะมีด้วยกัน 3 ประการคือ ประการแรกคือ การซ้อนทับกันของเงาของอวัยวะใน 3 มิติบนฟิล์ม 2 มิติทำให้ภาพดูยุ่งยากต่อการวินิจฉัย ดังภาพที่ 2.1 ประการที่สอง ภาพถ่ายรังสีเอกซ์โดยทั่วไปไม่สามารถแยกความแตกต่างของซอฟต์แวร์เนื้อเยื่อ (Soft tissue) ได้ และประการที่สาม อาศัยเทคนิคการถ่ายภาพรังสีเอกซ์ทั่ว ๆ ไป ไม่สามารถบอกความหนาแน่นที่ต่างกันของสารที่เป็นองค์ประกอบของโครงสร้างภายในร่างกาย ภาพรังสีเอกซ์เหล่านั้นเป็นเพียง

การบันทึกการดูดกลืนโดยเฉลี่ยของเนื้อเยื่อต่าง ๆ ที่รังสีเอกซ์ทะลุทะลวงผ่านออกมา ปัญหาทั้งสามประการนี้สร้างความหนักใจให้กับผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับรังสีเอกซ์มาโดยตลอด ซึ่งก็ได้มีผู้ให้ความ

ภาพที่ 2.1



แสดงภาพรังสีเอกซ์บริเวณหน้าอก

สนใจในการคิดค้นและพัฒนาเทคนิคต่าง ๆ เพื่อที่จะแก้ปัญหาของข้อจำกัดทั้ง 3 ประการดังกล่าวมาอย่างมากมาย โดยในปี ค.ศ. 1972 จี . เอ็น . เฮนสฟิลด์ (G. N. Hounsfield) แห่งบริษัท อีเอ็มไอ (EMI) ประเทศอังกฤษก็ประสบความสำเร็จในการสร้างเครื่องมือวินิจฉัยโรคด้วยรังสีเอกซ์ที่มีประสิทธิภาพสูงมาก ซึ่งเครื่องมือดังกล่าวก็คือเครื่อง CT (Computed Tomography) โดยนับได้ว่า CT เป็นการก้าวกระโดดครั้งยิ่งใหญ่ในทางการแพทย์ และกลายเป็นเครื่องมือในการวินิจฉัยที่จำเป็นอย่างยิ่งในหลาย ๆ ด้านทางการแพทย์ และในเวลาเดียวกันกับที่ CT กำลังพัฒนาก็ได้มีการค้นพบเทคนิคการเกิดภาพแบบใหม่โดยไม่ใช่รังสีเอกซ์ซึ่งมีชื่อเรียกในภายหลังว่า MRI (Magnetic Resonance Imaging) หรือ การเกิดภาพเรโซแนนซ์แม่เหล็ก ซึ่ง MRI เป็นเทคนิคการเกิดภาพหรือการสร้างภาพอวัยวะภายในร่างกายผู้ป่วยโดยอาศัยคุณสมบัติพิเศษของนิวเคลียสของอะตอมที่เรียกว่า เรโซแนนซ์แม่เหล็กนิวเคลียส หรือ NMR (Nuclear Magnetic Resonance) โดยในขณะนั้นเฮนสฟิลด์ประสบความสำเร็จในการสร้าง CT แล้ว ทำให้นักวิทยาศาสตร์หลายกลุ่มหันมาสนใจเทคนิคนี้กันมาก เพราะเห็นว่าเป็นวิธีการสร้างภาพแบบที่ไม่ต้องใช้รังสีเอกซ์ไอออนไนซิงเรดิเอชัน (Ionizing radiation) ซึ่งคาดว่าถ้าเทคนิคนี้เป็นไปได้และสำเร็จ อันตรายที่มีต่อผู้ป่วยแบบเดียวกับที่เกิดจากรังสีเอกซ์ก็ไม่น่าจะเกิดขึ้น และในปี ค.ศ. 1976 แมนส์ฟิลด์ (Mansfield) และแมดส์เลย์ (Maudsley) ได้ใช้หลักการของ NMR เพื่อสร้างภาพมนุษย์ได้เป็นครั้งแรกและพัฒนาจนกระทั่งสร้างภาพได้ตลอดทั้งลำตัว โดยในปัจจุบันนี้ MRI นับได้ว่าเป็นเทคนิคการสร้างภาพที่ให้ภาพใน

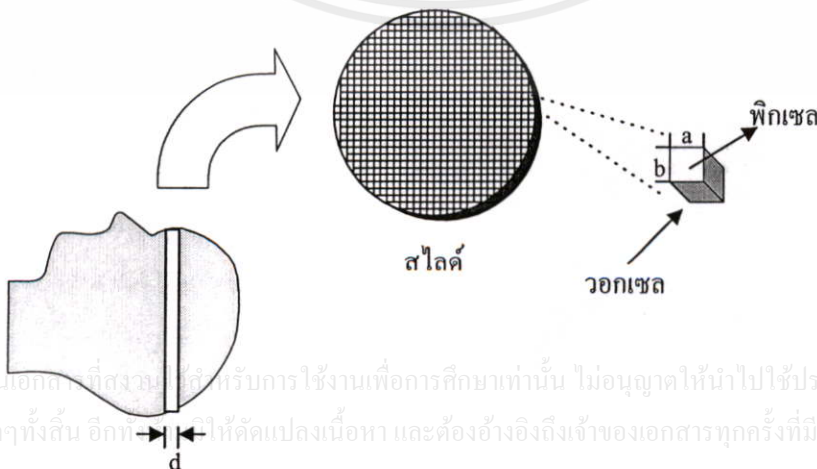
การวินิจฉัยโรคได้ดีที่สุดและได้รับการพัฒนาไปอย่างรวดเร็วมาก ซึ่งจากคิดค้นและพัฒนาสร้างเครื่องถ่ายภาพตัดขวางของอวัยวะด้วยวิธีทั้งสองที่กล่าวมานี้ นับได้ว่าสร้างคุณประโยชน์อย่างมากในทางการแพทย์ โดยในบทนี้จะได้กล่าวถึงรายละเอียดและเทคนิคต่าง ๆ ในการสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะภายในร่างกายมนุษย์ด้วยวิธีการทั้งสอง ซึ่งจะแบ่งออกได้เป็น 2 ส่วน คือในส่วนแรกจะกล่าวถึงหลักการสร้างภาพโดยใช้รังสีเอกซ์ หรือ CT และในส่วนที่สองจะกล่าวถึงการสร้างภาพโดยอาศัยหลักการเรโซแนนซ์แม่เหล็ก หรือ MRI โดยจะมีรายละเอียดต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

2.1 การสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะโดยใช้รังสีเอกซ์ [14][15]

2.1.1 วิธีการรวบรวมข้อมูลของเครื่อง CT

ภาพที่ได้จากเครื่อง CT นั้นจะมีลักษณะคล้ายกับการใช้เลื่อยมาตัดร่างกายตามขวางออกมาหนึ่งแผ่นโดยมีความหนาเท่ากับ d แล้วทำการแบ่งเนื้อเยื่อต่าง ๆ ภายในแผ่นนั้นออกเป็นแท่งปริมาตรสี่เหลี่ยมขนาดเล็กจำนวนมาก ดังแสดงในภาพที่ 2.2 โดย a, b จะเป็นความกว้างและความยาวของแท่งปริมาตรตามลำดับ โดยจะเรียกแท่งปริมาตรสี่เหลี่ยมเล็ก ๆ นี้ว่า วอกเซล (Voxel, Volume element) จากนั้นก็จะนำเนื้อเยื่อแต่ละแท่งไปทำการวิเคราะห์หาปริมาณการดูดกลืนของรังสีเอกซ์ สุดท้ายก็จะนำข้อมูลการดูดกลืนรังสีของเนื้อเยื่อแต่ละแท่งซึ่งจะอยู่ในรูปของค่าตัวเลข

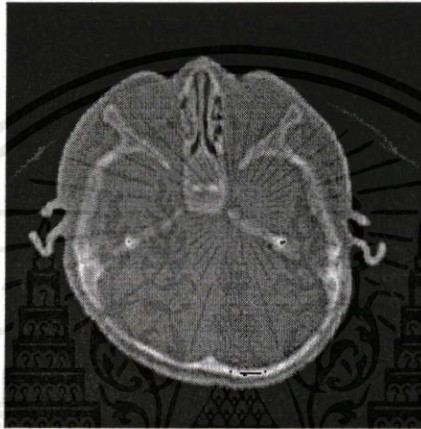
ภาพที่ 2.2



แสดงความสัมพันธ์ระหว่างพิกเซลกับวอกเซล

มาทำการแปลงให้อยู่ในรูปของค่าความสว่างเพื่อที่จะนำไปแสดงผลยังจอภาพต่อไปดังแสดงในภาพที่ 2.3 ซึ่งภาพที่เราเห็นจะประกอบไปด้วยจุดเล็ก ๆ จำนวนมาก โดยจุดเล็ก ๆ เหล่านี้จะเรียกว่า “พิกเซล” (Pixel หรือ Picture element) ดังนั้นพิกเซลจึงเป็นพื้นที่หน้าตัดของหน่วยปริมาตรขนาดเล็กที่เรียกว่าวอกเซล โดยสามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพิกเซล และวอกเซล ได้ดังภาพที่ 2.2

ภาพที่ 2.3

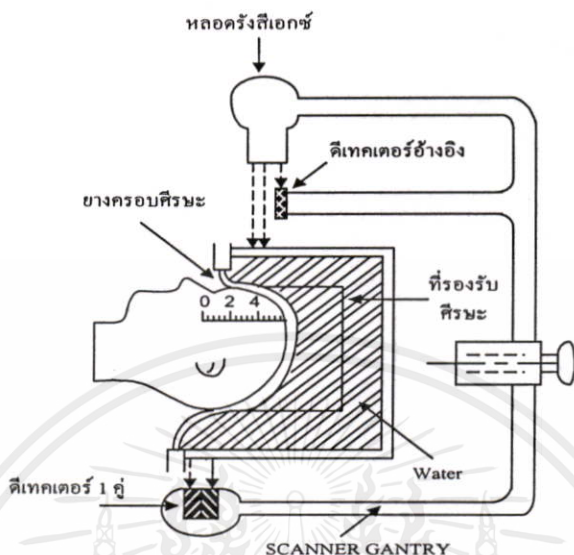


แสดงภาพ CT ของเนื้อเยื่อบริเวณสมอง

เครื่อง CT สามารถหาปริมาณรังสีเอกซ์ที่ถูกดูดกลืนในแต่ละวอกเซลหรือสัมประสิทธิ์การลดทอนของรังสีเอกซ์เชิงเส้น (Linear attenuation coefficient) ได้ โดยไม่ต้องตัดร่างกายออกมาเป็นชิ้น ๆ และเพื่อความเข้าใจวิธีการรวบรวมข้อมูลในเครื่อง CT ในที่นี้จะขอยกตัวอย่างการรวบรวมข้อมูลของเครื่อง CT รุ่นแรกของบริษัท EMI เพราะเนื่องจากเป็นหลักการที่สามารถทำความเข้าใจได้ง่ายที่สุด

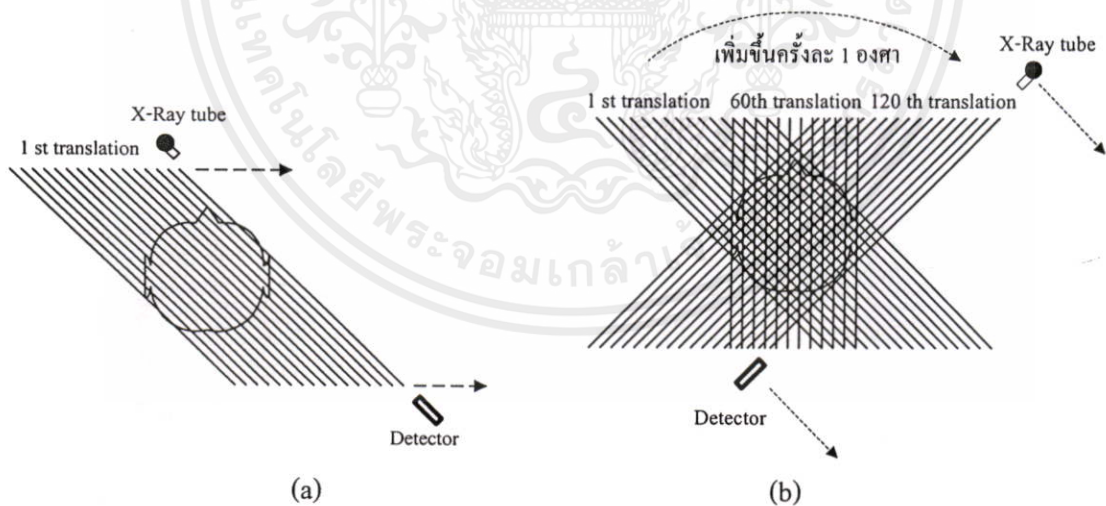
จากภาพที่ 2.4 แสดงหลักการทำงานของเครื่อง CT รุ่นแรกของบริษัท EMI ในเครื่อง CT รุ่นนี้ ศีรษะของผู้ป่วยซึ่งอยู่ระหว่างหลอดรังสีกับดีเทคเตอร์ จะถูกห้อมล้อมด้วยท่อน้ำโดยที่ด้านล่างจะมีดีเทคเตอร์อยู่ 2 ตัวสำหรับวัดปริมาณรังสีที่ผ่านจากตัวผู้ป่วย ทางด้านบนจะมีดีเทคเตอร์อ้างอิงสำหรับวัดปริมาณรังสีก่อนที่จะผ่านตัวผู้ป่วย หลอดรังสีกับดีเทคเตอร์เป็นหน่วยเดียวกันซึ่งจะยึดติดกันด้วยแกนแข็ง โดยลำรังสีจะพุ่งตรงไปสู่ดีเทคเตอร์ตลอดเวลา โดยในขณะที่ทำการตรวจผู้ป่วยจะต้องนอนนิ่ง ๆ ตลอดเวลาการสแกน หลอดรังสีกับดีเทคเตอร์จะเคลื่อนที่สองแบบ คือ เคลื่อนที่เป็นแนวราบหรือเลื่อน (Translation) และเคลื่อนที่แบบหมุน (Rotation) การเคลื่อนที่จะเริ่มโดยที่หลอด

ภาพที่ 2.4



แสดงหลักการของเครื่อง CT ซึ่งผลิตโดยบริษัท EMI

ภาพที่ 2.5



- (a) แสดงการเลื่อนของหลอดรังสีและดีเทคเตอร์เพื่อทำการสแกนครั้งแรก
- (b) แสดงการสแกนครั้งที่ 1 ครั้งที่ 60 และครั้งที่ 120

เอกซเรย์นี้เป็นเอกซเรย์ที่ส่งผ่านไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รังสีกับดีเทคเตอร์จะเลื่อนไปเรื่อย ๆ ทีละขั้น (Step) จนสุดระยะ จากนั้นทั้งหลอดรังสีและดีเทค
 เตอร์ก็จะหมุนเปลี่ยนมุมหนึ่งองศาแล้วเลื่อนกลับ ดังภาพที่ 2.5 โดยจะทำเช่นนี้ซ้ำแล้วซ้ำอีกจนครบ
 180 ครั้ง การหมุนของหลอดรังสีและดีเทคเตอร์จะเป็นรูปครึ่งวงกลม โดยที่แกนของการหมุนผ่าน

จุดกึ่งกลางศีรษะผู้ป่วย การเคลื่อนที่ตามแนวเส้นตรงแต่ละครั้งเรียกว่าการสแกน จากภาพที่ 2.5 (b) จะแสดงการสแกนตามแนวเส้นตรงครั้งที่ 1 ครั้งที่ 60 และครั้งที่ 120 ซึ่งรังสีเอกซ์จะถูกเปิดตลอดเวลาการสแกนตามแนวเส้นตรงแต่ละจะถูกปิดขณะที่หลอดรังสีและดีเทคเตอร์หมุน รังสีที่เหลือหลังจากผ่านตัวผู้ป่วยจะถูกวัด 160 ครั้งในการเคลื่อนที่ตามแนวเส้นตรงหนึ่งครั้ง จำนวนการวัดทั้งหมดจึงเท่ากับ 160×180 หรือ 28,800 ครั้ง การสแกนทั้งหมดจะใช้เวลาประมาณ 4.5 ถึง 5 นาที

2.1.2 การวิเคราะห์ข้อมูล

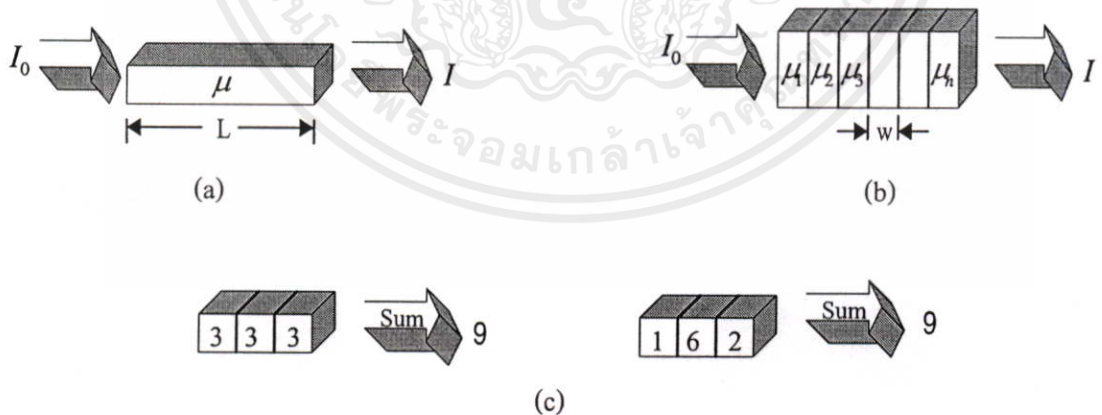
รังสีเอกซ์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูง และเป็นพวกไอออนไนซิงเรดิเอชัน เมื่อเดินทางผ่านเข้าไปในตัวกลางใดก็ตามจะเกิดอันตรกิริยา (Interaction) กับตัวกลางนั้น ซึ่งจะมีผลให้รังสีเอกซ์ที่เดินทางผ่านตัวกลางนั้น ๆ ออกมาแล้วมีความเข้มลดลง

เมื่อรังสีเอกซ์ที่มีพลังงานระดับเดียว (Monoenergetic) ผ่านวัตถุที่มีความหนาแน่นสม่ำเสมอ ดังแสดงในภาพที่ 2.6(a) การลดลงของรังสีจะเป็นแบบเอกซ์โพเนนเชียลดังสมการที่ 2.1

$$I = I_0 e^{-\mu L} \quad (2.1)$$

$$\ln \frac{I_0}{I} = \mu L \quad (2.2)$$

ภาพที่ 2.6



แสดงการดูดกลืนรังสีของวัตถุที่มีความหนาแน่นสม่ำเสมอและวัตถุที่มีความหนาแน่นไม่สม่ำเสมอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า เมื่อ I_0 คือ ความเข้มของรังสีเอกซ์ก่อนผ่านผู้ป่วย, I คือ ความเข้มของรังสีเอกซ์หลังจากผ่านผู้ป่วย, μ คือ สัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์เชิงเส้น, L คือความหนาของวัตถุ เนื่องจากภาย

ในร่างกายของมนุษย์เนื้อเยื่อต่าง ๆ ภายในร่างกายจะมีความหนาแน่นแตกต่างกัน ถ้าทำการแบ่งเนื้อเยื่อในทางเดินของลำรังสีเป็นหน่วยย่อยขนาดเล็กที่มีความหนาแน่นเท่า ๆ กันดังภาพที่ 2.6(b) โดยแต่ละหน่วยย่อยจะมีสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์เชิงเส้นคงที่แต่ไม่เท่ากัน ถ้ากำหนดให้สัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์เชิงเส้นในแต่ละหน่วยย่อยเป็น $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4, \dots$ ตามลำดับซึ่งจากสมการที่ 2.2 สามารถเขียนใหม่ได้ดังนี้

$$\ln \frac{I_0}{I} = \mu_1 w + \mu_2 w + \mu_3 w + \mu_4 w \dots + \mu_n w \quad (2.3)$$

$$\frac{1}{w} (\ln \frac{I_0}{I}) = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \dots + \mu_n \quad (2.4)$$

จากสมการที่ 2.4 ค่าลอกการิทึมจากการวัดรังสีที่ผ่านตัวผู้ป่วยในทิศทางต่าง ๆ ก็คือผลรวมของสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์เชิงเส้นของเนื้อเยื่อจากอวกาศซึ่งอยู่ในทางผ่านของลำรังสีนั่นเอง การวัดแต่ละครั้งจึงเรียกว่า เรย์ซัม (Ray sum) หรือในทางคณิตศาสตร์จะนิยามว่าเป็นอินทิกรัล (Line integral) นั่นเอง

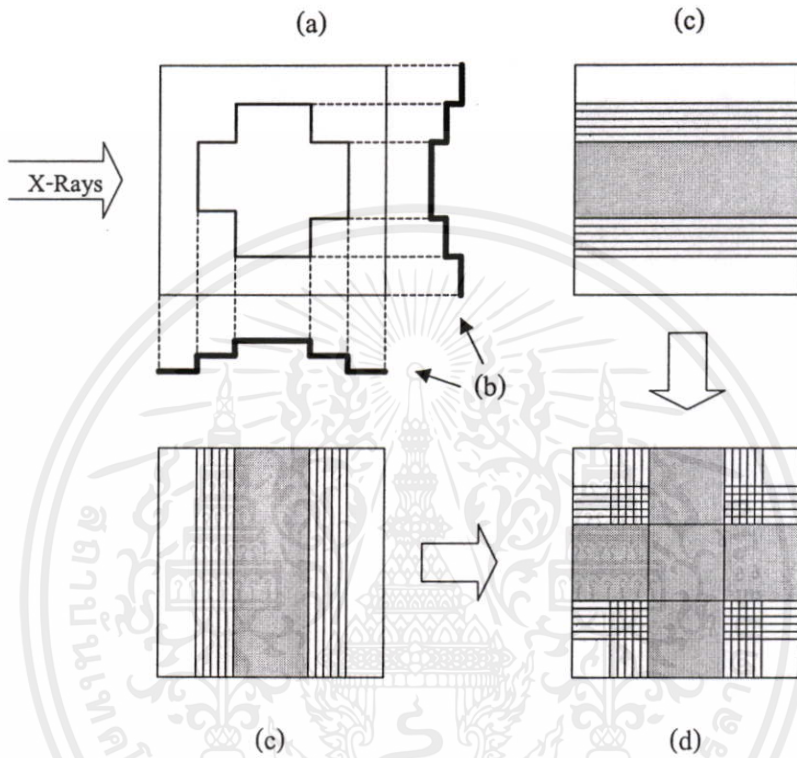
2.1.3 วิธีการสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะ

2.1.3.1 การสร้างภาพด้วยวิธีแบ็กโพรเจกชัน (Back-projection)

ทฤษฎีการสร้างภาพอันดับแรกที่จะกล่าวถึงเรียกว่า แบ็กโพรเจกชัน ซึ่งเป็นวิธีที่ง่ายที่สุดความยุ่งยากในทางคณิตศาสตร์มีน้อย ภาพที่ 2.7 แสดงหลักการของวิธีแบ็กโพรเจกชัน โดยสมมติให้มีภาพ 2 มิติของแท่งสี่เหลี่ยมซึ่งตรงกลางเจาะช่องเป็นรูปกากบาท จากนั้นนำแท่งสี่เหลี่ยมนี้มา สแกนจากด้านบนและด้านล่างด้วยการเคลื่อนลำรังสีเอกซ์ ภาพโพรไฟล์ (Profile) ที่ได้จะมีลักษณะดังภาพที่ 2.7(b) ซึ่งมีลักษณะเหมือนขั้นบันได โดยความสูงของขั้นบันไดเป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณรังสีที่เหลือเมื่อผ่านแท่งสี่เหลี่ยม นำขั้นบันไดไปเทียบกับสเกลสีเทาซึ่งเป็นสัดส่วนกัน แถบสีเทาซึ่งเรียงเป็นลำดับตามโพรไฟล์เรียกว่า แถบแสง (Rays) ดังภาพที่ 2.7(c) ความกว้างของแถบแสงเท่ากับความกว้างของขั้นบันไดในโพรไฟล์ ความสูงของแถบแสงเท่ากับความสูงของแท่งสี่เหลี่ยม และเมื่อเอาแถบแสงตามแนวตั้งและแนวนอนมาซ้อนกันก็จะได้ภาพกากบาทหาย ๆ ดังภาพที่ 2.7 (d) ในทางปฏิบัติต้องมีการสแกนจากหลายทิศทางเพื่อให้ภาพที่ได้มีคุณภาพที่ดียิ่งขึ้น แต่อย่างไรก็ตามการซ้อนทับกันของภาพที่ได้จากในหลาย ๆ ทิศทางจะทำให้บริเวณขอบของภาพ

ไม่คมชัด ซึ่งจะมีลักษณะเป็นแฉกที่เรียกว่าสตาร์เอฟเฟกต์ (Star effect) ซึ่งถือได้ว่าเป็นข้อเสียของการสร้างภาพด้วยวิธีนี้

ภาพที่ 2.7



แสดงการสร้างภาพด้วยวิธีแบ็กโปรเจกชัน

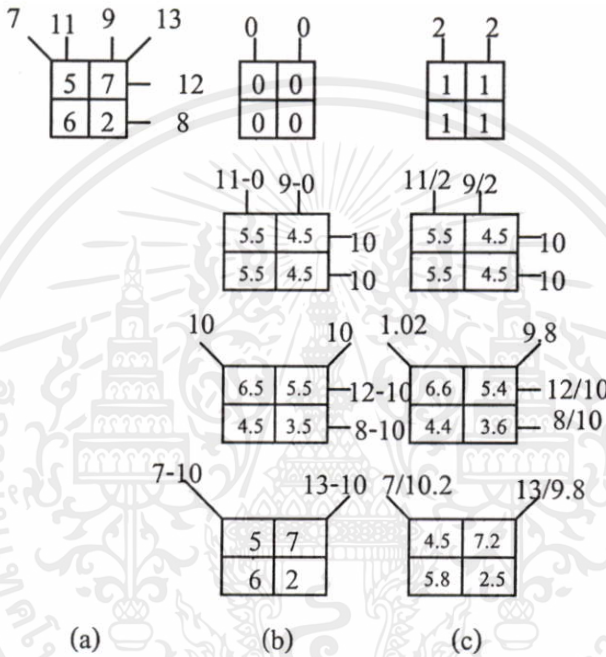
2.1.3.2 การสร้างภาพด้วยวิธีอิตเทอเรชัน (Iteration)

สำหรับเทคนิคนี้ นักคณิตศาสตร์ได้นำไปใช้ในการแก้สมการเมตริกซ์มานานแล้ว ซึ่งจะเป็นการคำนวณซ้ำ ๆ กัน จนกว่าจะได้คำตอบตามเงื่อนไขที่ต้องการจึงจะหยุดคำนวณ เพื่อให้เข้าใจวิธีการคำนวณสร้างภาพด้วยวิธีนี้ได้ดียิ่งขึ้น จะขอยกตัวอย่างการคำนวณสร้างภาพด้วยวิธีที่เฮนส์ฟิลด์ใช้ซึ่งเรียกว่า อัลจิบราอิกรีคอนสตรัคชันเทคนิค (Algebraic Reconstruction Technique) หรือ ART สำหรับการคำนวณแบบ ART นี้สามารถกระทำได้ 2 วิธีคือ แอดดิทีฟคอร์เรกชัน (Additive correction) ดังภาพที่ 2.8(b) และมัลติพลิกทีฟคอร์เรกชัน (Multiplicative correction) ดังภาพที่ 2.8(c) โดยในที่นี้สมมติว่ามีวัตถุชิ้นบาง ๆ ประกอบด้วยเซลล์จตุรัสเล็ก ๆ เพียง 4 เซลล์ ดังรูป 2.8(a) ในการเก็บข้อมูลสามารถบันทึกค่าเรย์ซัมได้ 6 ค่า ตามทิศทางของลูกศรคือ 7, 11, 9, 13, 12

และ 8 ตามลำดับ สำหรับการคำนวณโดยใช้วิธีแอดดิทีฟคอร์เรกชันสามารถแสดงลำดับขั้นตอนได้ดังนี้

ขั้นที่ 1 สมมติให้แต่ละเซลล์มีความหนาแน่นเป็น 0 ในภาพแรกบนสุดจะพบว่าไม่ว่าจะคำนวณเรย์ซัมในทิศทางใด ๆ ก็ตามจะมีค่าเท่ากับ 0 ทั้งสิ้น

ภาพที่ 2.8



- (a) วัตถุจริง ๆ และเรย์ซัมทั้ง 6 ได้แก่ 7 11 9 13 12 และ 8 ตามลำดับ
- (b) การคำนวณสร้างภาพแบบแอดดิทีฟคอร์เรกชัน เริ่มต้นด้วยการสมมติให้แต่ละช่องเป็น 0
- (c) การคำนวณสร้างภาพแบบมัลติพลิเคทีฟคอร์เรกชัน เริ่มต้นด้วยการสมมติให้แต่ละช่องเป็น 1

แสดงแผนภาพการคำนวณสร้างภาพตามกรรมวิธีการสร้างภาพแบบอิตเทอเรชัน

ขั้นที่ 2 นำเรย์ซัมที่วัดได้คือ 11 และ 9 ไปเปรียบเทียบกับเรย์ซัมที่คำนวณได้ จะเห็นว่าแตกต่างกันอยู่ +11 และ +9 ตามลำดับ เฉลี่ยค่าที่แตกต่างกันนี้แล้วนำไปรวมกับค่าความหนาแน่นเดิมในคอลัมน์แรกและคอลัมน์ที่สองของภาพที่สองถัดลงมา หมายความว่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการคำนวณ ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นที่ 3 ตอนนี้จะเห็นว่าเรย์ซัมที่คำนวณได้ในแถวแรกและแถวที่สองมีค่าเป็น 10 และ 10 ต่างกับค่าเรย์ซัมที่วัดได้ในทิศทางเดียวกัน +2 และ -2 ตามลำดับ เฉลี่ยค่าที่ต่างกันนี้แล้วนำไปรวมกับค่าความหนาแน่นเดิมของแต่ละเซลล์ตามลำดับดังภาพที่สามถัดลงมา

ขั้นที่ 4 ตอนนี้จะเห็นว่าเรย์ซัมที่คำนวณได้ในแนวทะแยงมุมซ้ายและขวามีค่าเป็น 10 และ 10 ต่างกับค่าที่วัดได้ในทิศทางเดียวกัน -3 และ +3 ตามลำดับ เฉลี่ยค่าที่ต่างกันนี้แล้วนำไปรวมกับค่าความหนาแน่นเดิมของแต่ละเซลล์ตามลำดับดังภาพที่ 2.8

เมื่อการคำนวณทั้ง 4 ขั้นจบลงเรียกว่าอิทธิพลเรชันครั้งที่ 1 จบลงอย่างสมบูรณ์ ตามตัวอย่างนี้ปรากฏว่าความหนาแน่นของทุกเซลล์ตรงกับที่เป็นจริงพอดีการคำนวณจะหยุดแค่นี้ สำหรับกรณีมัลติเพล็กซ์ที่ฟลอร์เร็กซ์จะคล้ายกับแอ็คติฟลอร์เร็กซ์ ต่างกันเล็กน้อยตรงที่การหาค่าแก้ไขในแต่ละลำรังสีเอกซ์คิดเป็นอัตราส่วนระหว่างค่าที่วัดได้กับค่าที่คำนวณได้ แล้วนำไปคูณกับค่าความหนาแน่นเดิมในแต่ละเซลล์ ได้เป็นค่าความหนาแน่นใหม่ที่ดีกว่าตามลำดับ ตัวอย่างการคำนวณตามวิธีนี้สามารถแสดงได้ดังภาพที่ 2.8(c) จะเห็นว่าเมื่ออิทธิพลเรชันครั้งที่ 1 จบลงค่าความหนาแน่นที่คำนวณได้ยังต่างจากของจริงซึ่งต้องคำนวณรอบต่อไปอีก สำหรับการคำนวณสร้างภาพด้วยวิธีนี้จะต้องรวบรวมข้อมูลให้ครบทั้งหมดก่อนจึงจะเริ่มการคำนวณเพื่อสร้างภาพ ซึ่งจะพบว่าจะเสียเวลาระหว่างการสแกนไปโดยเปล่าประโยชน์ และนอกจากนี้ยังต้องใช้เวลาในการคำนวณสูงอีกด้วย

2.1.3.3 การสร้างภาพด้วยวิธีฟิลเตอร์แบ็กโพรเจกชัน (Filtered back-projection)

ในหัวข้อ 2.1.3.1 ที่ผ่านมามีกล่าวถึงวิธีการสร้างภาพแบบแบ็กโพรเจกชัน ซึ่งพบว่ามีปัญหาเกี่ยวกับสตาร์เอฟเฟค ทำให้ภาพที่สร้างขึ้นมีคุณภาพไม่ดี อย่างไรก็ตามการสร้างภาพด้วยวิธีแบ็กโพรเจกชันสามารถทำให้ดีได้ถ้าปรับปรุงโพรไฟล์ที่บันทึกได้เสียใหม่ ซึ่งเป็นแนวทางนำไปสู่วิธีการที่เรียกว่าฟิลเตอร์แบ็กโพรเจกชัน

เพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงสตาร์เอฟเฟคดังที่กล่าวไปแล้วนั้นจำเป็นจะต้องมีการปรับปรุงโพรไฟล์ที่ได้ โดยจะเป็นการเพิ่มค่าลบลงในโพรไฟล์ด้วยขบวนการทางคณิตศาสตร์ ซึ่งค่าที่เพิ่มลงไปนี้จะไปหักล้างไม่ให้เกิดปรากฏการณ์สตาร์เอฟเฟค โดยสามารถทำได้โดยการคูณค่าโพรไฟล์ด้วยเลขจำนวนเฉพาะซึ่งเรียกว่าฟิลเตอร์ฟังก์ชัน (Filter function) ดังภาพที่ 2.9 สำหรับขั้นตอนในการคูณค่าของโพรไฟล์ด้วยฟิลเตอร์ฟังก์ชันนั้นเรียกว่าการคอนโวลูชัน (Convolution) ซึ่งฟิลเตอร์ฟังก์ชันจะมีชื่อเรียกอีกชื่อหนึ่งว่าคอนโวลูชันเคอร์เนล (Convolution kernel) ขบวนการสร้างภาพหลังจากนั้นก็จะเป็นเช่นเดียวกับวิธีแบ็กโพรเจกชัน แต่ภาพที่ได้จะไม่มีผลจากปรากฏการณ์สตาร์เอฟเฟค การสร้างภาพด้วยวิธีนี้ ข้อมูลแต่ละชุดจะถูกทำการฟิลเตอร์และทำการแบ็กโพรเจกชันทีละ

เราสามารถเปลี่ยนฟิลเตอร์ฟังก์ชันเพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพ โดยการเปลี่ยนคอนโวลูชันเคอร์เนลเพื่อให้ภาพมีลักษณะกลมกลืนหรือมีขอบเขตคมชัดได้ตามความต้องการ

ภาพที่ 2.9



(a)



(b)



(c)

(a) โพรไฟล์ต้นแบบ, (b) ฟิลเตอร์ฟังก์ชันและ (c) โพรไฟล์ที่ผ่านการทำฟิลเตอร์แล้ว

แสดงการสร้างภาพด้วยวิธีฟิลเตอร์แบ็กโพรเจกชัน

2.2 การสร้างภาพตัดขวางของอวัยวะโดยใช้หลักการเรโซแนนซ์แม่เหล็ก [14][15]

ในช่วงเวลาหลายสิบปีที่ผ่านมา CT กลายเป็นเครื่องมือในการวินิจฉัยที่จำเป็นอย่างยิ่งต่อการแพทย์อย่างมาก แต่ในช่วงเดียวกันกับที่ CT กำลังพัฒนา ก็ได้มีการค้นพบเทคนิคการเกิดภาพแบบใหม่โดยไม่ใช่รังสีเอกซ์ซึ่งมีชื่อเรียกว่า MRI หรือการเกิดภาพเรโซแนนซ์แม่เหล็ก หากจะเปรียบเทียบระหว่าง CT และ MRI ในเบื้องต้นจะเห็นว่าภาพ CT จะเป็นการแสดงการกระจายของสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์ ส่วนภาพ MR จะแสดงถึงอันตรกิริยาระหว่างสนามแม่เหล็ก

กับนิวเคลียสของไฮโดรเจนในเนื้อเยื่อ โดยจะสามารถจำแนกคุณสมบัติของเนื้อเยื่อต่าง ๆ ได้อย่างชัดเจน ดังแสดงในภาพที่ 2.10 ซึ่งจะให้ข้อมูลได้มากกว่าการใช้รังสีเอกซ์ และสำหรับหลักการที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยวิธีนี้จะได้กล่าวถึงในส่วนต่อไป

ภาพที่ 2.10



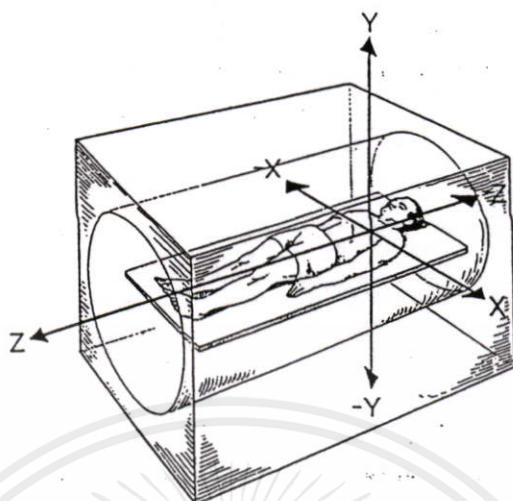
แสดงภาพ MRI ของเนื้อเยื่อบริเวณสมอง

2.2.1 การแยกเนื้อเยื่อตามระนาบตัดขวาง

ในการแยกเนื้อเยื่อบริเวณที่ต้องการสร้างภาพออกจากเนื้อเยื่อใกล้เคียง เครื่องจะสร้างสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ (Gradient) ที่มีกำลังแม่เหล็กกลดหล่นตามแนวยาวของร่างกายจากศีรษะไปปลายเท้า แนวนี้กำหนดเป็นแกน Z ตามภาพที่ 2.11 สนามแม่เหล็กจะมีกำลังสูงทางด้านศีรษะและมีกำลังต่ำทางด้านปลายเท้า สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์เป็นสนามแม่เหล็กกำลังต่ำที่ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงกำลังของสนามแม่เหล็กหลักเพียงประมาณ 1 เกาส์ต่อหนึ่งเซนติเมตร ถ้าสนามแม่เหล็กหลักมีกำลัง 1 เทสลา ก็จะมีการเปลี่ยนแปลงกำลังของสนามแม่เหล็กเพียง 0.01 % ต่อเซนติเมตร ความแตกต่างของกำลังสนามแม่เหล็กเพียงเล็กน้อยนี้สามารถทำให้เลือกกระตุ้นเนื้อเยื่อที่มีความหนาเพียงไม่กี่มิลลิเมตร โดยไม่รบกวนเนื้อเยื่อส่วนอื่น สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์จะถูกสร้างขึ้นเฉพาะบริเวณที่จะทำการตรวจเท่านั้น ไม่จำเป็นต้องมีตลอดความยาวของร่างกาย

ภายใต้อิทธิพลของสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ โปรตอน(นิวเคลียสของไฮโดรเจน)ภายในร่างกายจะมีความถี่เรโซแนนซ์ขึ้นกับตำแหน่งในสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ ไฮโดรเจนที่อยู่ในตำแหน่งที่ไม่ต่างกันใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

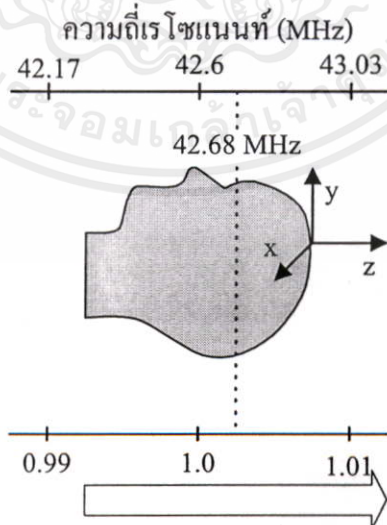
ภาพที่ 2.11



แสดงความสัมพันธ์ระหว่างทิศทางของสนามแม่เหล็กและการกำหนดระบบพิกัด

สูงขึ้นไปทางศีรษะ จะอยู่ภายใต้สนามแม่เหล็กที่มีกำลังสูงมากขึ้นเรื่อย ๆ จึงเกิดเรโซแนนซ์ที่ความถี่สูงขึ้นเรื่อย ๆ จากภาพที่ 2.12 พบว่าจะมีเนื้อเยื่ออยู่แถบเดียวเท่านั้นที่อยู่ในสนามแม่เหล็กที่มีกำลัง 1 เทสลาพอดี ถ้าเราส่งคลื่นวิทยุความถี่ 42.6 MHz (เป็นความถี่เรโซแนนซ์หรือความถี่ลาร์มอร์

ภาพที่ 2.12



เอกสารถือเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ความเข้มสนามแม่เหล็ก (เทสลา) ที่นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะพิมพ์ใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสดงส่วนของอวัยวะซึ่งอยู่ในสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ตามยาว

ของนิวเคลียสของไฮโดรเจนที่อยู่ภายใต้สนามแม่เหล็กกำลัง 1 เทสลา) เข้าสู่เนื้อเยื่อทั้งหมดจะมีโปรตอนซึ่งอยู่ภายใต้สนามแม่เหล็กกำลัง 1 เทสลาเท่านั้น ที่ดูดกลืนพลังงานจากคลื่นวิทยุที่กระตุ้นไฮโดรเจนบริเวณที่สูงหรือต่ำกว่านี้จะไม่ถูกกระตุ้น ถ้าต้องการกระตุ้นเนื้อเยื่อบริเวณอื่นก็สามารถทำได้โดยการปรับคลื่นวิทยุกระตุ้นให้มีความถี่สูงขึ้นหรือต่ำลง หรืออาจทำได้โดยการเลื่อนสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์

จากการใช้สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ร่วมกับการส่งคลื่นวิทยุที่มีความถี่เดียวเข้าสู่เนื้อเยื่อ จะมีโปรตอนเพียงแถบเดียวเท่านั้นที่ถูกกระตุ้น เท่ากับเป็นการแยกเนื้อเยื่อบริเวณนี้ออกจากเนื้อเยื่อบริเวณข้างเคียง ถ้ากำหนดให้แกน Z เป็นแกนตามความยาวของร่างกาย บริเวณเนื้อเยื่อที่ถูกกระตุ้นก็จะอยู่ในแนวระนาบ XY ดังในภาพที่ 2.11 จากที่กล่าวมาการใช้คลื่นวิทยุกระตุ้นความถี่เดียวจะทำให้เนื้อเยื่อเพียงแผ่นบาง ๆ เท่านั้นที่ถูกกระตุ้น ถ้าต้องการให้เนื้อเยื่อมีความหนามากขึ้นจะต้องมีการกระตุ้นเนื้อเยื่อโดยใช้คลื่นวิทยุกระตุ้นเป็นช่วงคลื่นที่รวมความถี่สูงกว่าและต่ำกว่าบริเวณที่กระตุ้นด้วย

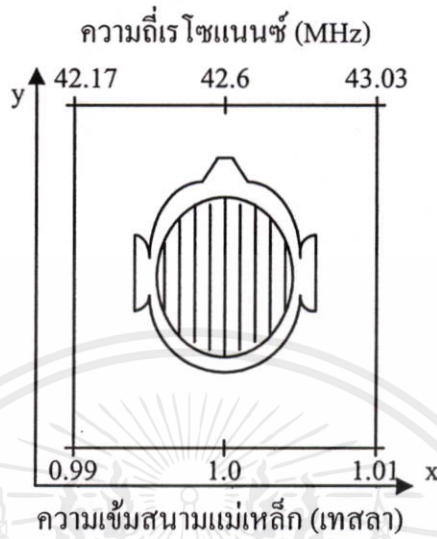
2.2.2 การหาตำแหน่งของสัญญาณภายในเนื้อเยื่อหนึ่งแผ่น

สำหรับในตอนี้ เราสามารถแยกเนื้อเยื่อหนึ่งแผ่นออกมาจากเนื้อเยื่อส่วนอื่น ๆ ได้โดยการกระตุ้นเฉพาะไฮโดรเจนในเนื้อเยื่อแผ่นนั้น โปรตอนจะปล่อยคลื่นวิทยุออกมาทันทีหลังจากนั้น ซึ่งความเข้มของสัญญาณที่ได้นี้จะบอกเพียงค่าเฉลี่ยของโปรตอนจากทุกบริเวณของเนื้อเยื่อแผ่นนั้น เพื่อจะบอกให้ได้ว่าสัญญาณที่ได้มาจากส่วนใดของเนื้อเยื่อที่ถูกกระตุ้น จะต้องใช้สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ในทิศทางใหม่

หลังจากแยกเนื้อเยื่อตามระนาบตัดขวาง และกระตุ้นไฮโดรเจนในบริเวณนั้นแล้ว สนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ตามแนวศีรษะถึงเท้า และ คลื่นวิทยุจะถูกปิด เนื้อเยื่อจะเริ่มปล่อยสัญญาณออกมาในทันทีนั้นสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์สนามที่สองจะถูกสร้างขึ้นมาตามระนาบ XY ทำให้สนามแม่เหล็กทางด้านหนึ่งของแผ่นเนื้อเยื่อมีกำลังมากกว่าอีกด้านหนึ่งดังภาพที่ 2.13

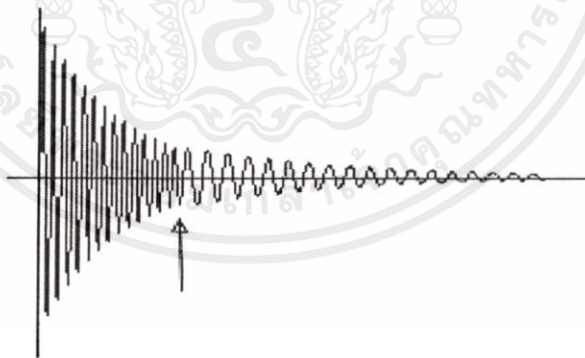
ด้วยอิทธิพลของสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ใหม่นี้ นิวเคลียสในบริเวณเนื้อเยื่อที่ถูกกระตุ้นซึ่งเดิมเคยควงหมุน (Precess) ด้วยความถี่เดียวกันจะปรับตัวตามสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ใหม่ และเรโซแนนซ์ด้วยความถี่ที่สูงขึ้นหรือต่ำลงขึ้นกับตำแหน่งในสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ใหม่ นิวเคลียสทางด้านหนึ่งของแผ่นเนื้อเยื่อซึ่งมีกำลังสนามแม่เหล็กสูงกว่าจะเรโซแนนซ์ด้วยความถี่สูงกว่าอีกด้านหนึ่ง ในขณะที่โปรตอนจะเปลี่ยนความถี่ตามกำลังของสนามแม่เหล็กใหม่ไม่ว่าความถี่เดิมหลังการกระตุ้นจะเป็นเท่าใด ลักษณะเช่นนี้จะคล้ายกับการผ่อนสายกีตาร์ภายหลังการดีดสาย ซึ่งจะทำให้เสียงกีตาร์เปลี่ยนไป ดังแสดงในภาพที่ 2.14

ภาพที่ 2.13



แสดงเนื้อเยื่อหนึ่งแผ่นซึ่งสัมพันธ์กับสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ตามขวาง

ภาพที่ 2.14



แสดงตำแหน่งที่สายกีตาร์ถูกผ่อนให้หย่อนลงหลังการดีดสายหนึ่งครั้ง (จุดที่ถูกสรซึ้)

จากภาพตรงจุดที่ถูกสรซึ้จะเป็นจุดที่สายกีตาร์ถูกผ่อนให้หย่อนลงหลังการดีดสายครั้งเดียว ทำให้เสียงต่ำลงทันทีโดยไม่ต้องดีดสายซ้ำ สัญญาณที่ปล่อยออกมาจากเนื้อเยื่อหนึ่งแผ่นจึงประกอบไปด้วยหลายความถี่ ถ้าวัดกำลังของคลื่นวิทยุในแต่ละความถี่ก็จะ ได้ปริมาณของไฮโดรเจนในเนื้อเยื่อแต่ละแถบ ดังนั้นในเครื่อง MRI จะมีเครื่องมือสำหรับวิเคราะห์ความถี่ของสัญญาณวิทยุที่

ปล่อยออกมาจากเนื้อเยื่อที่มีความถี่ไต่บ้าง แต่ความถี่มีกำลังของสัญญาณมากหรือน้อย ขนาดของความถี่จะบอกว่าสัญญาณมาจากเนื้อเยื่อแถบใด ส่วนแอมพลิจูดของแต่ละความถี่จะบอกปริมาณไฮโดรเจนในเนื้อเยื่อแต่ละแถบ

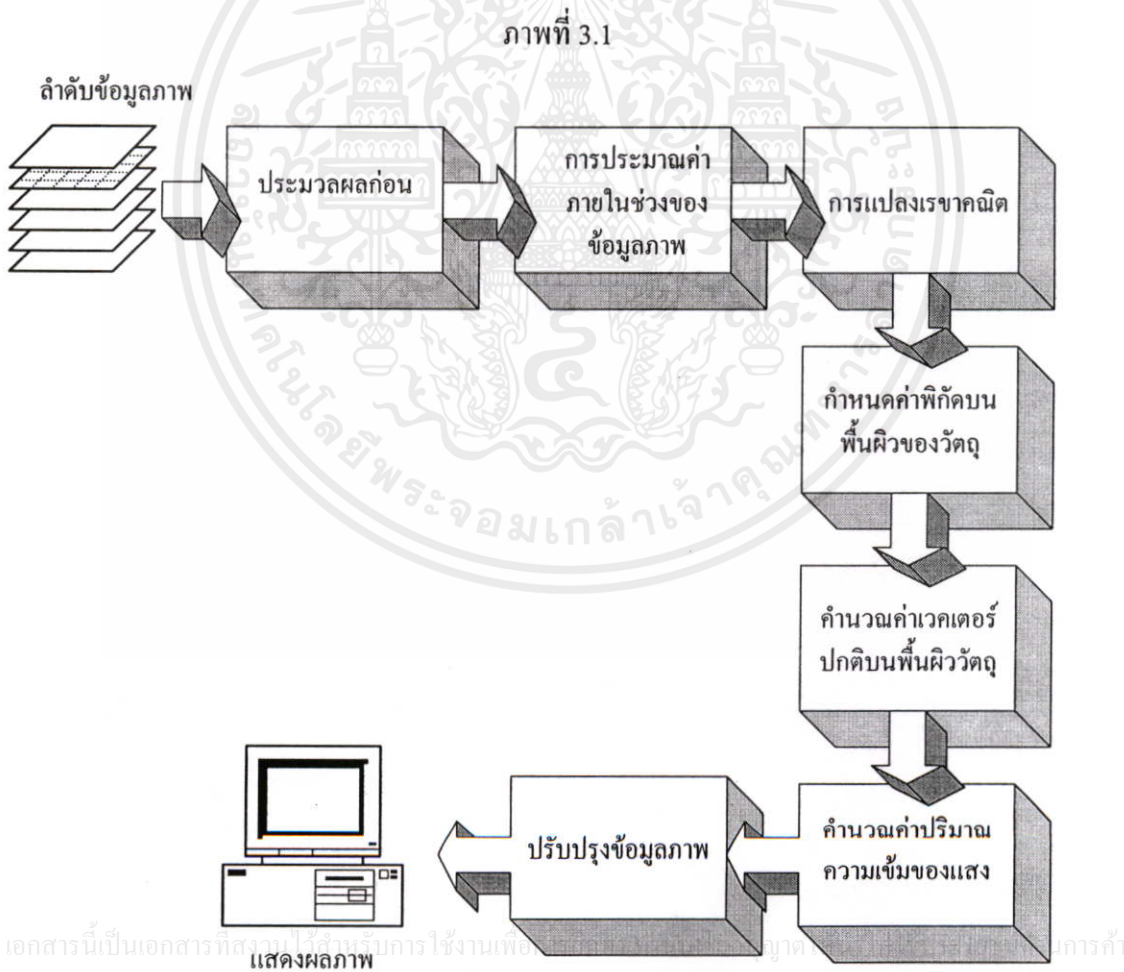
หลังจากรับสัญญาณและเก็บข้อมูลไว้ในคอมพิวเตอร์แล้ว ขบวนการทั้งหมดก็จะถูกทำซ้ำ เริ่มจากการสร้างสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ตามแกน Z กระตุ้นเนื้อเยื่อบริเวณเดิมด้วยคลื่นวิทยุ ปิดสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ตามแกน Z หลังการกระตุ้นแล้วตามด้วยเปิดสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ตามระนาบตัดขวาง (ระนาบ XY) ทันที แต่ครั้งนี้ทิศทางต่างจากครั้งแรก เท่ากับทำการวัดความหนาแน่นของไฮโดรเจนในเนื้อเยื่อแผ่นเดิมแต่ในอีกทิศทางหนึ่งที่ต่างจากครั้งแรก โดยขบวนการดังกล่าวข้างต้นจะถูกกระทำซ้ำแล้วซ้ำอีก โดยเปลี่ยนทิศทางของสนามแม่เหล็กเกรเดียนต์ตามระนาบตัดขวางไปเรื่อย ๆ เมื่อจบขบวนการรวบรวมข้อมูล เนื้อเยื่อตามระนาบตัดขวางหนึ่งแผ่นจะถูกตัดออกเป็นแถบเล็ก ๆ ในทิศทางต่างกันหลายร้อยชุด โดยข้อมูลเหล่านี้จะถูกเก็บไว้ในหน่วยความจำของเครื่องคอมพิวเตอร์ และในขั้นตอนต่อไปก็จะนำข้อมูลต่าง ๆ ที่ได้ไปใช้ในขั้นตอนของการสร้างภาพต่อไป สำหรับวิธีการสร้างภาพในเครื่อง MRI กับเครื่อง CT นั้นจะมีความคล้ายคลึงกันมาก ซึ่งวิธีการต่าง ๆ ได้แสดงไว้ในหัวข้อ 2.1.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การประมวลผลและการปรับปรุงภาพ

การตรวจวินิจฉัยความผิดปกติของอวัยวะในร่างกายด้วยภาพที่ได้จากเครื่อง CT หรือ เครื่อง MRI นั้น แพทย์ผู้ทำการตรวจจำเป็นต้องถ่ายภาพตัดขวางของอวัยวะที่ต้องการตรวจไว้เป็นจำนวนมากเพื่อใช้ในการวิเคราะห์หาสาเหตุของความผิดปกติที่เกิดขึ้น ซึ่งข้อมูลภาพที่ได้นี้จะประกอบไปด้วยลำดับภาพของอวัยวะในบริเวณนั้น ๆ เรียงตามลำดับกันไปในลักษณะของข้อมูล



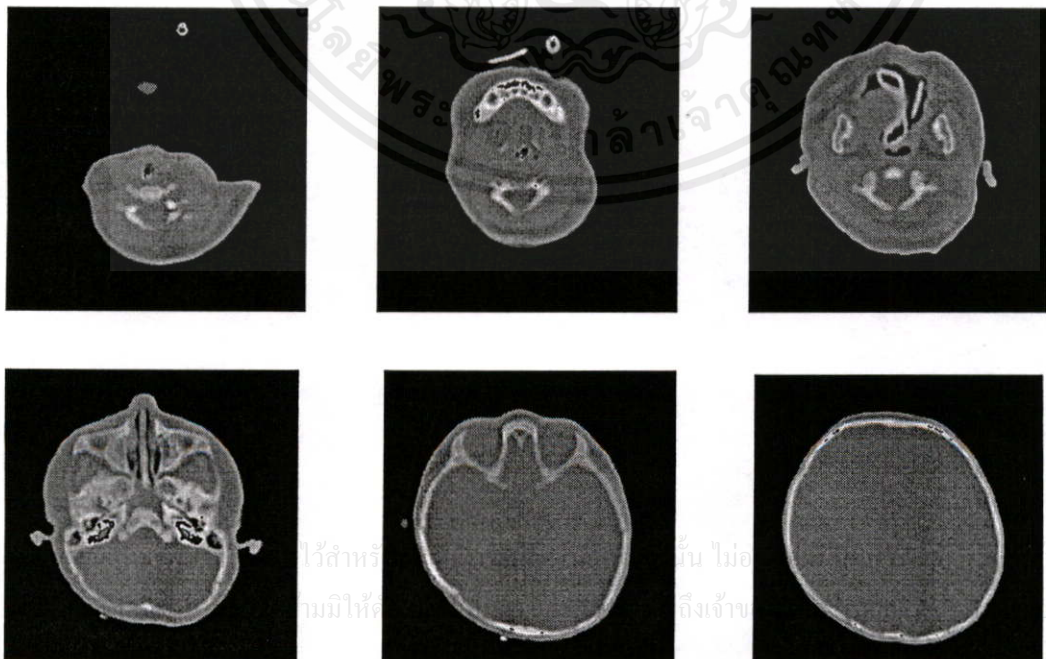
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น การค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสดงบล็อกไอโคแกรมของขั้นตอนต่าง ๆ ที่ใช้ในการประมวลผล

สองมิติ ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเป็นการนำเสนอวิธีการสร้างภาพจำลองของอวัยวะในลักษณะ 3 มิติบนเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ โดยอาศัยข้อมูลภาพตัดขวางของอวัยวะที่ได้เหล่านั้นนำมาผ่านขั้นตอนการประมวลผลในส่วนต่าง ๆ ซึ่งสามารถแสดงขั้นตอนที่ใช้ในการประมวลผลได้ดังภาพที่ 3.1 โดยรายละเอียดของขั้นตอนต่าง ๆ นั้นจะได้กล่าวถึงในส่วนต่อไป

จากบล็อกไดอะแกรมที่แสดงดังภาพที่ 3.1 ในส่วนของลำดับข้อมูลภาพที่ใช้เป็นข้อมูลอินพุทให้กับระบบนั้นจะพบว่าจำนวนของภาพตัดขวางนับได้ว่าเป็นส่วนที่มีความสำคัญมากส่วนหนึ่ง เพราะว่าถ้าจำนวนของภาพตัดขวางยิ่งมากก็จะส่งผลให้ภาพ 3 มิติที่ได้มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น โดยส่วนหนึ่งจะขึ้นอยู่กับความสามารถของเครื่องถ่ายภาพตัดขวางแต่ละเครื่องว่าสามารถถ่ายภาพแต่ละภาพได้ที่ความละเอียดเท่าใด โดยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ทำการทดลองสร้างภาพ 3 มิติจากลำดับของข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT และจากเครื่อง MRI โดยลำดับของข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT นั้นจะมีจำนวนทั้งหมด 80 ภาพ ซึ่งภาพตัดขวางแต่ละแผ่นจะมีขนาด 256 x 256 x 8 บิต และในส่วนของลำดับข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง MRI จะมีจำนวนทั้งหมด 74 ภาพ โดยภาพตัดขวางแต่ละแผ่นจะมีขนาด 256 x 256 x 16 บิต ซึ่งข้อมูลภาพตัดขวางดังกล่าวทั้งสองชนิดนั้นจะแสดงผลอยู่ในรูปของค่าระดับเทา (Gray level) โดยสามารถแสดงตัวอย่างของภาพตัดขวางบางส่วนที่ใช้ในการทดลองได้ ดังภาพที่ 3.2 และภาพที่ 3.3

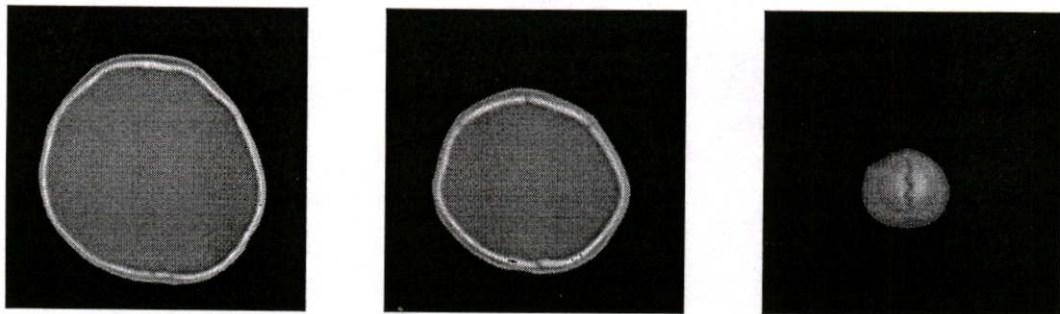
ภาพที่ 3.2



ไว้สำหรับ
ามมิให้ค

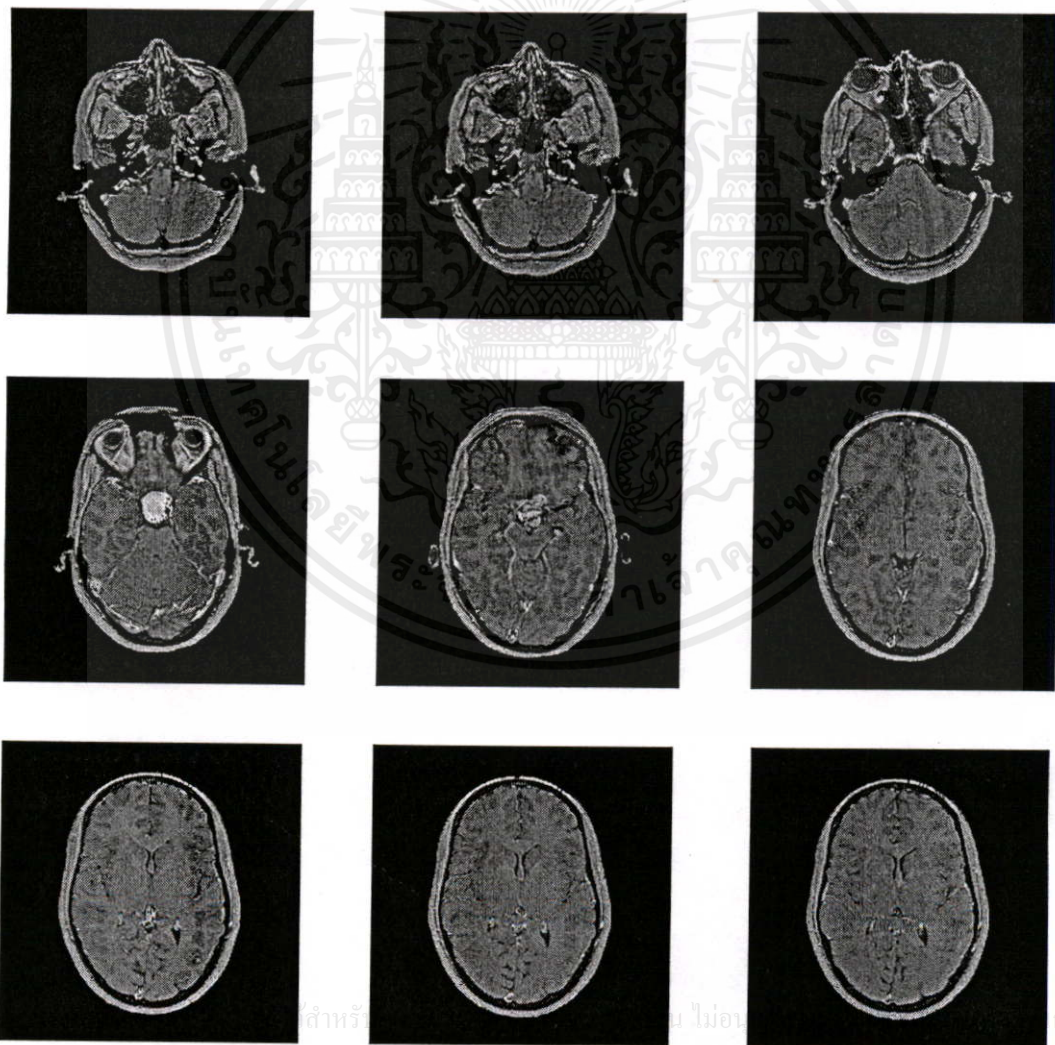
้น ไม่อ
ถึงเจ้าข

านการค้า
ใช้



แสดงภาพตัดขวางของศีรษะมนุษย์ที่ได้จากเครื่อง CT

ภาพที่ 3.3



ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสดงภาพตัดขวางของศีรษะมนุษย์ที่ได้จากเครื่อง MRI

3.1 การแยกแยะวัตถุภายในภาพ

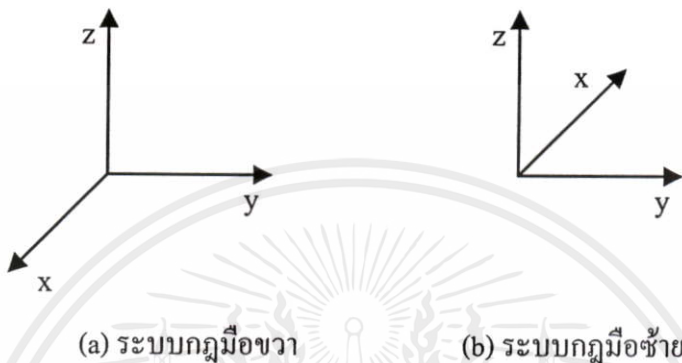
ข้อมูลภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่อง CT สแกนเนอร์หรือเครื่อง MRI นั้น เราจะพบว่าภายในภาพตัดขวางแต่ละแผ่นจะประกอบไปด้วยอวัยวะต่าง ๆ จำนวนมาก เช่น กระโหลกศีรษะ และเนื้อเยื่อบริเวณต่าง ๆ เป็นต้น โดยภาพที่เราเห็นนี้จะเป็นผลมาจากการทำปฏิกิริยาระหว่างอวัยวะในบริเวณนั้นกับสิ่งที่เข้าไปกระตุ้น (เช่น รังสีเอกซ์ หรือสนามแม่เหล็ก) หลังจากนั้นก็จะแปรเปลี่ยนปฏิกิริยาที่อวัยวะเหล่านั้นตอบสนองกลับออกมาให้ไปเป็นค่าของระดับความสว่าง ซึ่งโดยปกติแล้วจะแสดงผลในรูปของค่าระดับเทา ที่มีค่าระดับความสว่าง 8 บิตต่อจุดภาพ, ขนาด 12 บิตต่อจุดภาพ หรือขนาด 16 บิตต่อจุดภาพ โดยจะขึ้นอยู่กับความสามารถในการแสดงผลของเครื่องที่ใช้ประมวลผล แต่ส่วนมากแล้วจะนิยมเลือกแสดงผลภาพโดยให้มีค่าระดับความสว่างของระดับสีเทาเท่ากับ 256 ระดับหรือ 8 บิตต่อจุดภาพเท่านั้น ดังแสดงในภาพที่ 3.2 และภาพที่ 3.3 เพราะเนื่องมาจากตาของมนุษย์เรานั้นจะสามารถแยกความแตกต่างระหว่างระดับสีเทาได้เพียง 64 ระดับเท่านั้น ถ้ามากกว่านี้เราจะไม่สามารถแยกระดับความแตกต่างเหล่านี้ได้โดยจะเห็นเพียงสีค่อย ๆ เปลี่ยนจากขาวไปดำเท่านั้น [15][6] ซึ่งจากภาพที่ 3.2 และภาพที่ 3.3 จะเห็นว่าที่อวัยวะต่าง ๆ ภายในภาพนั้นจะมีค่าของระดับสีเทาที่แตกต่างกัน เช่น ระหว่างเนื้อเยื่อกับกระโหลกศีรษะ ดังนั้นในการแยกแยะอวัยวะต่าง ๆ ที่เราต้องการนั้นเราจะใช้วิธีพิจารณาจากค่าของระดับสีเทาที่อวัยวะนั้นเป็นตัวตัดสินใจว่าจะนำอวัยวะส่วนใดไปสร้างเป็นภาพ 3 มิติต่อไป

3.2 ระบบพิกัดในการอ้างอิงข้อมูล

ในขั้นตอนของการสร้างภาพและการแสดงภาพที่มีลักษณะข้อมูลเป็น 3 มิตินั้น จะพบว่าในการเข้าถึงข้อมูลเราจำเป็นต้องมีระบบพิกัด (Coordinate) ที่สามารถอ้างอิงถึงข้อมูลเหล่านั้นได้ โดยในวิชานาฬิกาฉบับนี้จะนำระบบพิกัดฉาก 3 มิติมาใช้ในการอ้างอิงถึงข้อมูล 3 มิติ ในระบบนี้จะมีแกนของระบบ 3 แกน ซึ่งแต่ละแกนจะตั้งฉากซึ่งกันและกัน (Orthogonal) โดยจะมีการอ้างอิงตำแหน่งต่าง ๆ คล้ายกับในระบบ 2 มิติ (XY Plane) แต่มีการเพิ่มแกน Z เข้ามาที่จุดกำเนิด (Origin) ซึ่งจะทำให้มีระนาบเพิ่มขึ้นมาอีก 2 ระนาบ คือ ระนาบ XY และระนาบ YZ โดยแกน Z ที่เพิ่มเข้ามานี้จะใช้ในการกำหนดว่าระบบดังกล่าวเป็นการอ้างอิงกับระบบกฏมือขวา ซึ่งจะมีทิศทางของแกน

Z พุ่งเข้าหาผู้มอง (Viewer's Eye) หรืออ้างอิงกับระบบกฎมือซ้าย ซึ่งแกน Z จะมีทิศทางพุ่งออกจากผู้มอง [2] ดังแสดงในภาพที่ 3.4 โดยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะอ้างอิงพิคตามระบบกฎมือขวา

ภาพที่ 3.4



(a) ระบบกฎมือขวา

(b) ระบบกฎมือซ้าย

แสดงระบบพิคในการอ้างอิงข้อมูล

3.3 การประมวลผลก่อน

สำหรับในส่วนของการประมวลผลก่อน จะเป็นขั้นตอนในการประมวลผลภาพเบื้องต้นเพื่อใช้ในการเตรียมข้อมูลภาพให้มีความเหมาะสมก่อนที่จะส่งไปประมวลผลในส่วนต่อ ๆ ไป [6] ซึ่งขั้นตอนในส่วนนี้จะได้แก่ การลดขนาดของจุดภาพ โดยจะพบว่าในการถ่ายภาพตัดขวางของอวัยวะด้วยเครื่อง CT หรือเครื่อง MRI นั้น รูปแบบ (Format) ของภาพตัดขวางจะมีได้หลายรูปแบบ เช่น ภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่อง MRI ที่นำมาใช้ในการทดลองนี้จะมีขนาด 2 ไบต์หรือ 16 บิตต่อ 1 จุดภาพ ซึ่งจะพบว่าจากทฤษฎีของการมองเห็นของมนุษย์ที่ความละเอียดสูงขนาดนี้ตาของมนุษย์เรา จะไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างที่ระดับต่าง ๆ ได้ และนอกจากนั้นจะทำให้ในการนำภาพไปประมวลผลต่าง ๆ นั้นสามารถกระทำได้ไม่สะดวกนัก ดังนั้นจึงต้องมีการนำภาพตัดขวางที่ได้ไปทำการลดขนาดของจุดภาพลงจาก 2 ไบต์ต่อจุดภาพให้มาเป็น 1 ไบต์ต่อจุดภาพ โดยในการลดขนาดของจุดภาพนั้น เมื่อเรานำค่าที่แต่ละจุดภาพมาพิจารณาค่าในแต่ละบิตแล้วจะพบว่า การเปลี่ยนแปลงของข้อมูลส่วนใหญ่ในภาพนั้นจะเกิดขึ้นในส่วนของ 8 บิตด้านบนเท่านั้น โดยในส่วนของ 8 บิตด้านล่างของจุดภาพนั้นจะมีการเปลี่ยนแปลงของข้อมูลน้อยมาก ดังนั้นเราจึงสามารถตัด 8 บิต

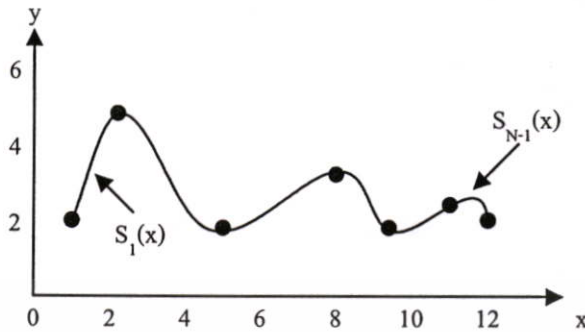
ล่างของข้อมูลออกไปได้โดยจะไม่ทำให้เกิดการสูญเสียกับข้อมูลภาพโดยรวมมากนัก ซึ่งก็จะทำให้การนำภาพไปประมวลผลในส่วนต่อ ๆ ไปนั้นสามารถทำได้สะดวกยิ่งขึ้น

3.4 การประมาณค่าภายในช่วงของข้อมูลภาพ

จากที่ได้กล่าวไว้ในตอนต้นแล้วว่าในการสร้างภาพ 3 มิติจากลำดับของข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT และเครื่อง MRI นั้นความถูกต้องของภาพที่ได้ส่วนหนึ่งจะขึ้นอยู่กับจำนวนของภาพตัดขวางที่จะนำมาสร้างเป็นภาพ 3 มิติ ยกตัวอย่างเช่น ในการถ่ายภาพตัดขวางของอวัยวะนั้นถ้าในกรณีที่แพทย์ทำการกำหนดความหนาของภาพตัดขวางแต่ละแผ่นไว้ห่างกันมากเช่นอาจจะเป็น 1 หรือ 1.5 เซนติเมตร เราจะพบว่าถ้านำข้อมูลภาพเหล่านี้มาสร้างเป็นภาพ 3 มิติโดยตรง ภาพที่ได้ออกมาจะมีบางส่วนของข้อมูลที่ขาดหายไป หรือภาพที่ได้ออกมาอาจจะมีลักษณะที่ผิดรูปร่างไปจากความเป็นจริงได้ ดังนั้นก่อนที่จะทำการสร้างภาพ 3 มิติขึ้นมาจะต้องมีการประมาณข้อมูลระหว่างภาพตัดขวางต้นฉบับเพื่อสร้างข้อมูลในส่วนที่ขาดหายไปขึ้นมาเสียก่อน ซึ่งจะเป็นการสร้างแผ่นภาพตัดขวางเทียม (ได้จากการประมาณ) ขึ้นมา แล้วจากนั้นจึงนำภาพตัดขวางเทียมเหล่านี้แทรกเข้าไประหว่างภาพตัดขวางต้นฉบับที่มีอยู่ โดยวิธีการประมาณค่าของข้อมูลแบบที่ง่ายที่สุดนั้นก็คือจะใช้วิธีการหาค่าเฉลี่ยระหว่างแผ่นภาพตัดขวางต้นฉบับ จากวิธีการนี้จะเห็นได้ว่าฟังก์ชันที่ใช้ในการเชื่อมต่อระหว่างจุดของข้อมูล (x_i, y_i) และ (x_{i+1}, y_{i+1}) ใด ๆ จะมีลักษณะเป็นเส้นตรง จึงง่ายต่อการประมาณค่าของข้อมูลในตำแหน่งต่าง ๆ แต่วิธีการนี้จะมีข้อเสียคือ ค่าที่ได้จากการประมาณจะมีลักษณะไม่เรียบ และไม่มีความต่อเนื่องของอนุพันธ์ที่แต่ละจุดของข้อมูล ซึ่งต่างกับฟังก์ชันในความเป็นจริงที่มีลักษณะราบเรียบ ดังนั้นเพื่อให้ได้ค่าประมาณที่มีลักษณะราบเรียบและต่อเนื่องที่แต่ละจุดของข้อมูล ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเลือกใช้การประมาณค่าข้อมูลด้วยวิธีคิวบิกสไปไลน์อินเทอร์โพลแซชัน (Cubic Spline Interpolation) [5][7] โดยวิธีการนี้จะเหมาะสมสำหรับการประมาณข้อมูลของฟังก์ชันที่มีลักษณะการเปลี่ยนแปลงแบบทันทีทันใด (Abrupt changes) อีกด้วย และสำหรับการประมาณค่าของข้อมูลด้วยวิธีคิวบิกสไปไลน์อินเทอร์โพลแซชันจะสามารถแสดงได้ดังภาพที่ 3.5

จากภาพที่ 3.5 สมมติว่าในกรณีนี้เรามีจำนวนจุดของข้อมูลทั้งหมด N จุด ซึ่งฟังก์ชันที่ใช้ในการเชื่อมโยงแต่ละจุดของข้อมูลเหล่านี้จะถูกกำหนดด้วยโพลิโนเมียลกำลังสาม (Cubic polynomial) ดังแสดงในสมการที่ 3.1 ลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่ 3.5



แสดงการประมาณค่าในช่วงโดยใช้ฟังก์ชันเส้นโค้งกำลังสาม

$$S_i(x) = a_i x^3 + b_i x^2 + c_i x + d_i \quad ; \quad i = 1, 2, \dots, N-1 \quad (3.1)$$

โดยค่าของ $S_i(x)$ จะเป็นค่าของฟังก์ชันโพลิโนเมียลกำลังสาม ซึ่งใช้ในการเชื่อมต่อระหว่างจุดของข้อมูล x_i และ x_{i+1}

สำหรับการคำนวณหาค่าของสไปลน์นั้นจะประกอบไปด้วยการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ a, b, c และ d ที่เหมาะสมจากค่าของจุดข้อมูล x และ y ที่กำหนดให้ ซึ่งจากเงื่อนไขและข้อกำหนดต่าง ๆ ของสไปลน์ในทางปฏิบัตินั้นจะก่อให้เกิดระบบสมการทางพีชคณิตจำนวนหลายสมการเพื่อใช้ในการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ดังกล่าวมาแล้ว

ซึ่งในที่นี้เราจะเห็นได้ว่า $S_i(x_i) = y_i$ และ $S_i(x_{i+1}) = y_{i+1}$ โดย $i = 1, 2, \dots, N-1$ และเนื่องจากสไปลน์จะต้องผ่านจุดต่อ (Knot) ทุก ๆ จุด โดยเส้นโค้ง (Curve) ที่ได้จะต้องมีลักษณะที่ราบเรียบ (Smoothly) ที่จุดต่อต่าง ๆ ซึ่งในทางคณิตศาสตร์จะหมายถึงค่าอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งหรือค่าความชันของฟังก์ชันทั้งสองด้านของจุดต่อต้องมีค่าเท่ากันที่ตำแหน่งของจุดต่อนั้น ($S'_{i-1}(x_i) = S'_i(x_i)$; $i = 2, 3, \dots, N-1$) ซึ่งก็จะนำไปสู่เงื่อนไขของค่าอนุพันธ์อันดับที่สองนั่นก็คือ ค่าอนุพันธ์อันดับที่สองของฟังก์ชันทั้งสองด้านของจุดต่อต้องมีค่าเท่ากันที่ตำแหน่งของจุดต่อนั้น สำหรับเงื่อนไขต่าง ๆ เหล่านี้จะก่อให้เกิดระบบสมการทั้งหมด $4N-6$ สมการ [5] โดยจะประกอบไปด้วยสัมประสิทธิ์ที่เราไม่ทราบค่าทั้งหมด $4(N-1)$ ในการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ต่าง ๆ เหล่านี้จำเป็นจะต้องมีเงื่อนไขที่มาช่วยอธิบายจุดปลาย (End point) ทั้งสองด้านของสไปลน์ ซึ่งในที่นี้จะใช้เงื่อนไขที่เรียกว่า “Natural “ ของสไปลน์ที่กำหนดให้ค่าอนุพันธ์อันดับ

ที่สองของฟังก์ชันที่ตำแหน่งของจุดปลายทั้งสองด้านมีค่าเท่ากับศูนย์นั่นก็คือ $S''_1(x_1) = 0$ และ $S''_{N-1}(x_N) = 0$ และจากเงื่อนไขที่กำหนดให้นี้ เมื่อนำไปรวมกับสมการเดิมจะทำให้เกิดระบบสมการทั้งหมด $4N - 4$ สมการ ซึ่งจะมีค่าของตัวแปรที่เราไม่ทราบค่าทั้งหมด $4N - 4$ ตัวแปร และสำหรับในการคำนวณหาค่าตัวแปรต่าง ๆ เหล่านี้จะสามารถทำได้โดยใช้ทฤษฎี Gaussian elimination [5][7] ในการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ที่ไม่ทราบค่าทั้งหมดของสไปลน์ได้ สำหรับค่าสัมประสิทธิ์ต่าง ๆ ของสไปลน์นั้นสามารถที่จะทำการคำนวณได้โดยตรง แต่อย่างไรก็ตามเงื่อนไขบางเงื่อนไขของสไปลน์จะซ้ำซ้อน (Redundant) กัน ดังนั้นเราจึงสามารถตัดเงื่อนไขเหล่านี้ออกไปได้ โดยจะทำให้เหลือสมการที่ไม่ทราบค่าเพียง $N - 2$ เท่านั้น โดยในที่นี้จะกำหนดให้ P_i เป็นค่าอนุพันธ์อันดับที่สองของสไปลน์ที่จุด x_i ดังนั้น $S''_{i-1}(x_i) = S''_i(x_i) = P_i$ ซึ่ง $i = 2, \dots, N - 1$ โดย $P_1 = P_N = 0$ และถ้าเราสามารถหาค่าของ P_1, \dots, P_N ได้ ค่าสัมประสิทธิ์ต่าง ๆ ทั้งหมดของเซกเมนต์สไปลน์นั่นคือ a, b, c และ d ก็สามารที่จะคำนวณหาค่าได้จากเงื่อนไขของสไปลน์ดังนี้

$$\begin{aligned} S_i(x_i) &= y_i \\ S_i(x_{i+1}) &= y_{i+1} \\ S''_i(x_i) &= P_i \\ S''_i(x_{i+1}) &= P_{i+1} \end{aligned} \quad (3.2)$$

$$i = 1, 2, \dots, N - 1$$

ในการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์ a, b, c และ d ในรูปของสมการอนุพันธ์อันดับที่สองของ P นั้น จะเกิดจากการแทนค่าต่าง ๆ ลงในสมการที่ 3.2 เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์ในแต่ละเซกเมนต์ของสไปลน์ และจากการแทนค่าดังกล่าวข้างต้น จะสามารถแสดงสมการในแต่ละเซกเมนต์ของสไปลน์ได้ดังนี้

$$S_i(t) = ty_{i+1} + (1-t)y_i + (x_{i+1} - x_i)^2 [(t^3 - t)p_{i+1} - ((1-t)^3 - (1-t))p_i] / 6 \quad (3.3)$$

$$i = 1, 2, 3, \dots, N - 1$$

ซึ่งคิวบิกสไปลน์ในระหว่างจุดของข้อมูล x_i และ x_{i+1} จะมีค่าดังสมการที่ 3.3 โดยในที่นี้จะกำหนดให้ค่าของ x_i มีจำนวนเท่ากับจำนวนของภาพตัดขวางทั้งหมด (N) และกำหนดให้ค่าของ y_i ในแต่ละช่วงมีค่าที่เท่ากัน ซึ่งจากสมการค่าของ y_i จะเป็นค่าระดับเทาที่จุดภาพต่าง ๆ ในตำแหน่งที่ตรงกันของข้อมูลภาพตัดขวางในแต่ละแผ่น

จากสมการที่ 3.3 โดย $t = \frac{(x - x_i)}{(x_{i+1} - x_i)}$ ซึ่งจะเป็นอัตราส่วนของเซ็กเมนต์สไปล์ โดย x

จะหมายถึงจุดหรือตำแหน่งที่เราต้องการประมาณค่าและจะมีค่าเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วงระหว่าง x_i และ x_{i+1} ซึ่งจากสมการที่ 3.3 จะพบว่าจะมีค่าของตัวแปรที่ยังไม่ทราบค่าอยู่ 2 ตัวแปรนั่นก็คือ P_i และ P_{i+1} โดยจะสามารถหาค่าดังกล่าวได้จากการนำสมการที่ 3.3 มาหาค่าอนุพันธ์อันดับที่หนึ่ง ซึ่งสามารถแสดงได้ดังนี้

$$S'(t) = z_i + (x_{i+1} - x_i) \left[(3t^2 - 1)P_{i+1} + (3(1-t)^2 - 1)P_i \right] / 6 \quad (3.4)$$

โดย $z_i = \frac{(y_{i+1} - y_i)}{(x_{i+1} - x_i)}$ และกำหนดให้ $S'_{i-1}(1) = S'_i(0)$ สำหรับ $i = 2, \dots, N-1$ ซึ่ง

สามารถเขียนสมการใหม่ได้เป็น

$$(x_i - x_{i-1})P_{i-1} + 2(x_{i+1} - x_{i-1})P_i + (x_{i+1} - x_i)P_{i+1} = 6(z_i - z_{i-1}) \quad (3.5)$$

และจากสมการที่ 3.5 กำหนดให้

$$\begin{aligned} u_i &= x_{i+1} - x_i \\ d_i &= 2(x_{i+1} - x_{i-1}) \\ w_i &= 6(z_i - z_{i-1}) \end{aligned} \quad (3.6)$$

โดยในที่นี้สมมติว่าเรามีจุดของข้อมูลทั้งหมด N จุด จะสามารถแสดงระบบสมการที่เกิดจากสมการที่ 3.5 ในรูปของเมตริกซ์ได้ดังนี้

$$\begin{bmatrix} d_2 & u_2 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ u_2 & d_3 & u_3 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & u_3 & d_4 & u_4 & \dots & 0 \\ \cdot & 0 & \cdot & \cdot & \dots & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \dots & \cdot \\ 0 & 0 & \cdot & u_{N-2} & d_{N-1} & p_{N-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_2 \\ p_3 \\ p_4 \\ \cdot \\ \cdot \\ p_{N-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} w_2 \\ w_3 \\ w_4 \\ \cdot \\ \cdot \\ w_{N-1} \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องขออนุญาตเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และจากสมการที่ 3.7 จะสามารถหาค่าของ P_2 ถึง P_{N-1} ได้ จากนั้นจึงนำค่าดังกล่าวไปแทนกลับลงในสมการที่ 3.3 เพื่อทำการประมาณค่าของข้อมูลในตำแหน่งที่ต้องการต่อไป

3.5 การแปลงเรขาคณิตของข้อมูลภาพ

ในงานทางด้านคอมพิวเตอร์กราฟิกนั้น บ่อยครั้งที่เราอาจมีความต้องการที่จะเคลื่อนย้าย (Translate) ภาพไปยังตำแหน่งใหม่ที่เราต้องการหรือในบางกรณีเราอาจจะต้องการหมุน (Rotate) ภาพไปในทิศทางต่าง ๆ เพื่อให้ได้มุมมองของภาพที่ดีขึ้น โดยจากที่กล่าวมานี้เราสามารถกระทำได้โดยใช้วิธีการแปลงที่เรียกว่าการแปลงเรขาคณิต (Geometric transformation) [1] ซึ่งเป็นวิธีการพื้นฐานทางด้านคอมพิวเตอร์กราฟิก โดยในวิทยานิพนธ์นี้จะใช้การแปลงเรขาคณิตนี้เพื่อทำการเลือกฉาย (Project) ภาพในมุมมองต่าง ๆ กันตามที่เรต้องการ ซึ่งในการคำนวณนั้นเราสามารถพิจารณาได้ว่า ถ้าจุด ๆ หนึ่งในระบบพิกัดฉาก 3 มิติ โดยในที่นี้กำหนดให้เป็น จุด P มีพิกัดเป็น (x, y, z) ใด ๆ ถ้าจุดดังกล่าวถูกเปลี่ยนตำแหน่งไปยังพิกัดใหม่ซึ่งในที่นี้คือ $P' = (x', y', z')$ เราสามารถที่จะคำนวณหาพิกัดใหม่ของจุด P ที่ถูกเปลี่ยนตำแหน่งไปจากพิกัดเดิมได้จากการคูณกันระหว่างพิกัดของจุด P กับ เมตริกซ์ของการแปลง T โดยสามารถแสดงได้ดังนี้

$$P' = PT = [x, y, z] \begin{bmatrix} A & B & C \\ D & E & F \\ G & H & I \end{bmatrix} = [(Ax + Dy + Gz), (Bx + Ey + Hz), (Cx + Fy + Iz)] \quad (3.8)$$

ซึ่งเมตริกซ์ของการแปลงดังกล่าวข้างต้นจะใช้กับการแปลงเรขาคณิตดังนี้ คือ การเปลี่ยนแปลงขนาด, การหมุน และการสะท้อน เป็นต้น โดยการเลือกจะเป็นการแปลงชนิดใดนั้นจะขึ้นอยู่กับข้อกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ทั้งหมดภายในเมตริกซ์ของการแปลง แต่ถ้าในกรณีที่เราต้องการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง (Translation) ของจุด P ไปยังพิกัดใหม่คือ P' นั้น จะสามารถแสดงเมตริกซ์ของการแปลงได้ดังนี้

ซึ่งการนี้เป็นอีกกรณีหนึ่งสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$P' = P + T = [x \quad y \quad z] + [L \quad M \quad N] \quad (3.8.1)$$

ซึ่งจะพบว่าในการเคลื่อนย้ายตำแหน่งนั้นจะแตกต่างจากการแปลงแบบอื่น ๆ ดังที่กล่าวมาแล้ว (การแปลงแบบอื่นๆ จะใช้การคูณ) และสำหรับการแปลงเรขาคณิตในทางคอมพิวเตอร์กราฟฟิคนั้น โดยปกติแล้วจะประกอบไปด้วยการแปลงหลาย ๆ ชนิดประกอบกัน ซึ่งการคำนวณต่าง ๆ จะอยู่ในรูปของเมทริกซ์ ดังนั้นจะเห็นได้ว่าจะเป็นการยากต่อการคำนวณถ้าเมทริกซ์เหล่านั้นมีรูปแบบที่แตกต่างกัน และเมื่อนำไปประยุกต์ใช้ในทางปฏิบัติจะมีข้อจำกัดต่าง ๆ มากมาย [1][2][3] จึงได้มีการนำเอาระบบพิกัดโฮโมจีเนียส (Homogeneous coordinate system) มาใช้เพื่อให้เกิดความสะดวกในการคำนวณยิ่งขึ้น และสำหรับในระบบพิกัดโฮโมจีเนียสนั้น จุด (x, y, z) จะถูกแทนด้วย (x, y, z, H) โดย H จะเป็นค่าของสเกลแฟกเตอร์ที่มีค่าไม่เท่ากับศูนย์และจุดดังกล่าวจะถูกระบุโดยไลซ์ (Normalized) เป็น $(x/H, y/H, z/H, 1)$ ซึ่งโดยทั่วไปแล้ว $H = 1$ ดังนั้นจุด (x, y, z) ใด ๆ จะมีค่าในระบบพิกัดโฮโมจีเนียสเป็น $(x, y, z, 1)$ และสามารถแสดงเมทริกซ์ของการแปลงในระบบโฮโมจีเนียสได้ดังนี้

$$\begin{array}{c}
 \text{I} \swarrow \\
 \begin{bmatrix} A & B & C & \cdot & 0 \\ D & E & F & \cdot & 0 \\ G & H & I & \cdot & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & 1 \end{bmatrix} \\
 \swarrow \quad \searrow \\
 \text{II} \quad \quad \quad \text{III}
 \end{array} \quad (3.8.2)$$

โดยเมทริกซ์ย่อย (Submatrix) I จะเป็นส่วนที่ใช้ในการกำหนดว่าเป็นการแปลงชนิดใด เช่น การเปลี่ยนแปลงขนาด, การหมุน, หรือการสะท้อน เป็นต้น ส่วนเมทริกซ์ย่อย II จะใช้ในการเคลื่อนย้ายตำแหน่งแบบเชิงเส้น และเมทริกซ์ย่อย III จะเป็นส่วนที่ใช้ในการรวม (Combine) ระหว่างการเคลื่อนย้ายพิกัดและการแปลงแบบอื่น ๆ ในรูปของการคูณ ซึ่งจะมีรายละเอียดของการแปลงแบบต่าง ๆ ดังนี้

3.5.1 การเคลื่อนย้ายตำแหน่ง (Translation)

ในการเคลื่อนย้ายจุด ๆ หนึ่ง ซึ่งมีพิกัดเป็น (x, y, z) ไปอยู่ที่ตำแหน่งใหม่ซึ่งมีพิกัดเป็น (x', y', z') สามารถทำได้โดยการเปลี่ยนแปลงค่าของตัวแปร L, M และ N ดังแสดงในสมการที่ 3.9 [1][2][3]

$$\begin{array}{l}
 \text{เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้... ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า} \\
 \text{ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้อัดแปลง... เจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้}
 \end{array}
 \quad [x', y', z', 1] = [x, y, z, 1] \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ L & M & N & 1 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

โดยค่าของ L, M และ N จะแสดงถึงระยะทางที่ต้องการเคลื่อนย้ายไป โดยเป็นระยะที่เทียบกับแกน X แกน Y และแกน Z ตามลำดับ

3.5.2 การหมุนวัตถุ (Rotation)

สำหรับการหมุนวัตถุรอบแกนต่าง ๆ นั้น สามารถแสดงเมตริกซ์การแปลงที่ใช้ในการหมุนวัตถุได้ดังนี้ [1][2][3]

สำหรับการหมุนวัตถุรอบแกน Z ด้วยมุม θ ในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา คือ

$$R(\theta)_z = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

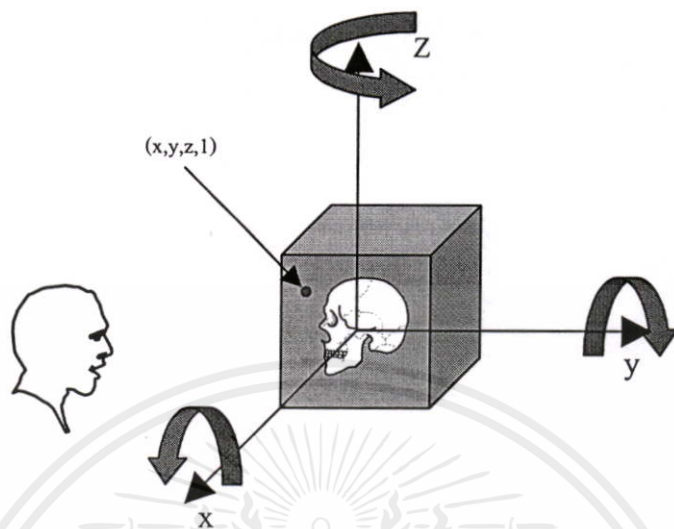
และเมตริกซ์ของการแปลงสำหรับการหมุนรอบแกน X และแกน Y คือ $R(\theta)_x$ และ $R(\theta)_y$ สามารถแสดงได้ดังนี้

$$R(\theta)_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ 0 & -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

$$R(\theta)_y = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

ซึ่งจากข้อมูลของภาพตัดขวางแต่ละภาพนั้น เราจะพบว่าจุดภาพแต่ละจุดภายในภาพตัดขวางจะมีความเป็นอิสระต่อกัน โดยแต่ละจุดภาพจะมีค่าพิกัด (x, y) เป็นของตัวเองอยู่แล้ว และเมื่อนำภาพตัดขวางทั้งหมดมาจัดเรียงกันในลักษณะ 3 มิติ ก็จะพบว่าจุดภาพทั้งหมดจะมีพิกัดเป็น (x, y, z) ครบทุกจุด ดังนั้นเราจึงสามารถที่จะหมุนข้อมูลภาพตัดขวางทั้งหมดไปในทิศทางใด ๆ ก็ได้ว่าเป็นอิสระ ซึ่งสามารถแสดงได้ดังภาพที่ 3.6

ภาพที่ 3.6



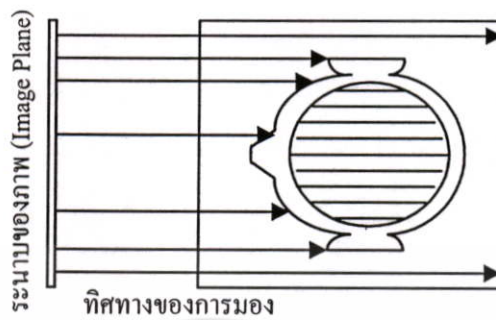
แสดงการหมุนวัตถุรอบแกนต่าง ๆ

3.6 การกำหนดพิกัดบนพื้นผิวของวัตถุในระบบพิกัด 3 มิติ

สำหรับการกำหนดค่าพิกัด (x, y, z) ให้กับจุดต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุที่เราต้องการนั้น สามารถกระทำได้ดังนี้คือ จากภาพที่ 3.7 จะพิจารณาได้ว่าเป็นข้อมูลของภาพตัดขวาง 1 แผ่น โดยส่วนที่เราต้องการกำหนดค่าพิกัดก็คือบริเวณพื้นผิวของวัตถุ ซึ่งในที่นี้ก็คือเส้นรอบรูปดังที่แสดงนั่นเอง โดยจะพบว่าเราสามารถที่จะหาค่าของพิกัด (x, y) ของจุดต่าง ๆ บนเส้นรอบรูปได้ทุกจุด โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้ ในขั้นแรกนั้นเราจะต้องเลือกกำหนดค่าการตัดสินใจ (Threshold value) ไว้ที่ค่าระดับเทาของอวัยวะที่ต้องการนำมาสร้างเป็นภาพ 3 มิติเสียก่อน และหลังจากนั้นก็ทำการสแกนไปตามแนวแถวหรือแนวคอลัมน์ของภาพ โดยจะขึ้นอยู่กับว่าเราต้องการที่จะฉายภาพที่ด้านใดของวัตถุ

ในที่นี้เราจะกำหนดให้ด้านที่ต้องการฉายมีลักษณะดังภาพที่ 3.7 ซึ่งในกรณีนี้เราจะทำการสแกนไปตามแนวแถวทุกแถวของภาพจากซ้ายไปขวา จนกระทั่งพบค่าระดับเทาของวัตถุที่ต้องการ จากนั้นเราก็จะทำการกำหนดค่าพิกัดให้กับจุด ๆ นั้น ซึ่งจุดที่เราพบนี้จะมีค่าพิกัดเป็น (Row, Column) ดังนั้นจึงต้องทำการแปลงให้เป็นพิกัด (x, y) โดยสามารถแสดงสมการที่ใช้ในการแปลงเป็นค่าพิกัด (x, y) ได้ดังสมการที่ 3.13

ภาพที่ 3.7



แสดงการกำหนดค่าพิกัดบนพื้นผิวของวัตถุ

$$x = \text{Column} - 128 \quad (3.13a)$$

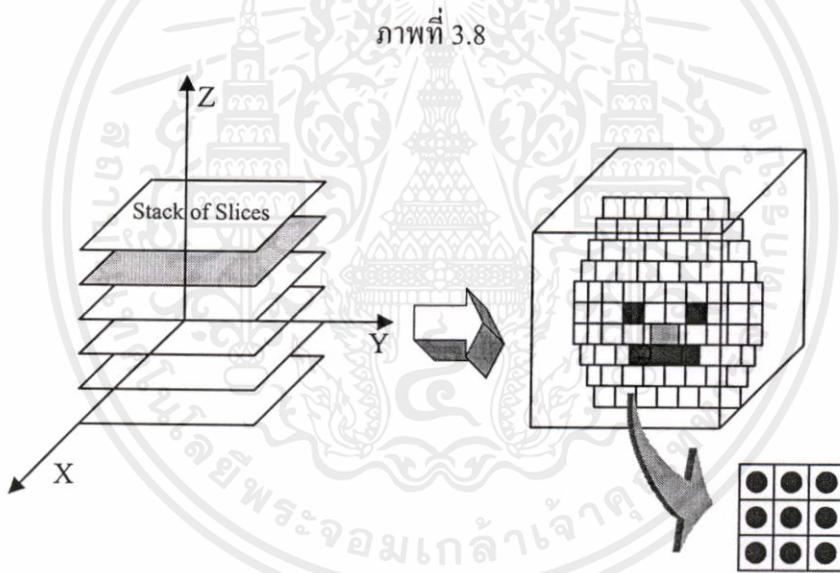
$$y = 128 - \text{Row} \quad (3.13b)$$

โดยในการคำนวณนั้นจะต้องกระทำกับภาพตัดขวางทุกภาพ เพราะฉะนั้นในตอนนี้อาจจะทราบค่าพิกัด (x, y) บนพื้นผิววัตถุของด้านที่ต้องการฉายครบทุกตำแหน่งแล้ว และเมื่อนำภาพตัดขวางทั้งหมดมาจัดเรียงในลักษณะ 3 มิติ โดยมีการเพิ่มแกน Z เข้ามา ซึ่งแกนที่เพิ่มเข้ามานี้จะแสดงถึงจำนวนของภาพตัดขวางทั้งหมดที่นำมาซ้อนกัน โดยสามารถแสดงการจัดวางภาพตัดขวางทั้งหมดในแกนพิกัด 3 มิติได้ดังภาพที่ 3.8 จากภาพกำหนดให้ภาพตัดขวางแผ่นที่ 1 วางอยู่บนระนาบ $Z = 0$ และภาพตัดขวางแผ่นที่ 2 วางอยู่บนระนาบ $Z = 1$ โดยนำภาพตัดขวางทั้งหมดมาจัดเรียงตามลำดับจนครบทุกภาพ เพราะฉะนั้นที่ทุก ๆ จุดบนพื้นผิวของวัตถุก็จะมีค่าของพิกัด (x, y, z) ครบทุกจุด ซึ่งหลังจากนั้นเราก็สามารถที่จะนำพิกัดของข้อมูลเหล่านี้ไปใช้ในขั้นตอนของการประมวลผลในส่วนต่าง ๆ ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7 การคำนวณค่าเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว [12]

จากในหัวข้อที่ผ่านมา เมื่อเราสามารถคำนวณหาพิกัดของจุดต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุที่เราต้องการได้แล้ว โดยในส่วนต่อไปจะได้กล่าวถึงการนำค่าพิกัดของจุดต่าง ๆ ที่ได้เหล่านั้นมาใช้ในการคำนวณค่าของเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ ซึ่งก็คือเวกเตอร์ที่มีทิศทางตั้งฉากกับพื้นผิวของวัตถุนั่นเอง โดยค่าของเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุนี้นับได้ว่าเป็นส่วนที่มีความสำคัญมาก เพราะเราจะนำเอาค่าต่าง ๆ ที่ได้ขึ้นไปใช้ในขั้นตอนของการกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุต่อไป (ซึ่งจะได้กล่าวถึงรายละเอียดต่าง ๆ ในบทที่ 4) โดยจากในหัวข้อที่ผ่านมาเมื่อนำภาพตัดขวางที่มีอยู่ทั้งหมดมาจัดเรียงในลักษณะ 3 มิติแล้วนั้นจะสามารถแสดงได้ดังภาพที่ 3.8



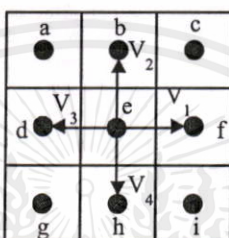
แสดงการจัดวางภาพตัดขวางทั้งหมดในแกนพิกัดฉาก 3 มิติ

จากภาพที่ 3.8 เราสามารถพิจารณาได้ว่าพื้นผิวของวัตถุที่เรากำลังสนใจอยู่นั้นจะประกอบไปด้วยระนาบ (Plane) เล็ก ๆ ที่สัมผัสกับพื้นผิวของวัตถุที่จุดต่าง ๆ จำนวนมาก โดยวิธีการที่ใช้ในการคำนวณค่าของเวกเตอร์ปกติที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้วิธีพิจารณาหาความสัมพันธ์ระหว่างเวกเตอร์ทั้งหมดที่อยู่บนระนาบเล็ก ๆ เหล่านี้ ซึ่งในการคำนวณนั้นเราจะกำหนดให้ระนาบแต่ละระนาบนั้นแทนด้วยหน้าต่าง (Window) ขนาด 3×3 พิกเซล โดยเราจะนำหน้าต่างที่กำหนดขึ้นมาไปวางที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุ และใช้จุดกึ่งกลางของหน้าต่างที่กำหนดขึ้นมาเป็นจุดอ้างอิง หลังจากนั้นจะนำค่าของเวกเตอร์ทั้งหมดที่อยู่ภายในหน้าต่างนั้นมาทำการหา

ค่าของผลคูณไขว้ (Cross Product) ก็จะทำให้เราทราบถึงเวกเตอร์ปกติที่จุดอ้างอิงนั้น (จุดกึ่งกลางของหน้าต่าง) ซึ่งก็จะเป็นเวกเตอร์ที่ตั้งฉากกับระนาบที่สัมผัสพื้นผิวของวัตถุนั้นเอง โดยสามารถแสดงตัวอย่างของการคำนวณได้ดังนี้

สมมติให้จุดต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุที่กำลังพิจารณามีลักษณะดังรูปข้างล่าง

ภาพที่ 3.9



แสดงเวกเตอร์ที่อยู่ภายในหน้าต่างที่กำหนดขึ้น

จากภาพที่ 3.9 จะพบว่า มีเวกเตอร์อยู่ 4 เวกเตอร์ที่อยู่ภายในหน้าต่างที่กำหนดขึ้น ซึ่งในที่นี้จุดแต่ละจุดบนพื้นผิวของวัตถุก็จะมีค่าพิกัด (x, y, z) ที่เป็นอิสระจากกัน โดยสามารถแสดงได้ดังนี้

$$a = (x_1, y_1, z_1)$$

$$e = (x_5, y_5, z_5)$$

$$i = (x_9, y_9, z_9)$$

$$b = (x_2, y_2, z_2)$$

$$f = (x_6, y_6, z_6)$$

$$c = (x_3, y_3, z_3)$$

$$g = (x_7, y_7, z_7)$$

$$d = (x_4, y_4, z_4)$$

$$h = (x_8, y_8, z_8)$$

ดังนั้นเราสามารถที่จะหาค่าเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว ที่จุดกึ่งกลางของหน้าต่าง ซึ่งในที่นี้คือจุด e (Ne) ได้ดังนี้

$$(Ne) = (V_1 \otimes V_2) + (V_2 \otimes V_3) + (V_3 \otimes V_4) + (V_4 \otimes V_1) \quad (3.14)$$

โดยเครื่องหมาย \otimes จะหมายถึงผลคูณไขว้ของเวกเตอร์ ซึ่งเวกเตอร์ V_1 และเวกเตอร์ V_2 นั้นสามารถไปทั่วทั้งระนาบที่สัมผัสพื้นผิวได้ นั่นหมายความว่าถ้าเราต้องการหาค่า (Ne) เราจำเป็นต้องรู้ค่าของเวกเตอร์ V_1, V_2, V_3, V_4 ที่จุดกึ่งกลางของหน้าต่างที่กำหนดขึ้น

$$\begin{aligned} V_1 &= f - e = A_1i + A_2j + A_3k \\ V_2 &= b - e = B_1i + B_2j + B_3k \end{aligned} \quad (3.15)$$

และสำหรับการหาผลคูณไขว้ระหว่างเวกเตอร์นั้นสามารถแสดงได้ดังนี้

$$\begin{aligned} V_1 \otimes V_2 &= (A_1i + A_2j + A_3k) \otimes (B_1i + B_2j + B_3k) \\ &= A_1i \otimes (B_1i + B_2j + B_3k) + A_2j \otimes (B_1i + B_2j + B_3k) + \\ &\quad A_3k \otimes (B_1i + B_2j + B_3k) \\ &= A_1B_2k - A_1B_3j - A_2B_1k + A_2B_3i + A_3B_1j - A_3B_2i \\ &= (A_2B_3 - A_3B_2)i + (A_3B_1 - A_1B_3)j + (A_1B_2 - A_2B_1)k \end{aligned} \quad (3.16)$$

หรือสามารถแสดงในรูปของเมตริกซ์ได้ดังนี้

$$V_1 \otimes V_2 = \begin{vmatrix} i & j & k \\ A_1 & A_2 & A_3 \\ B_1 & B_2 & B_3 \end{vmatrix} \quad (3.17)$$

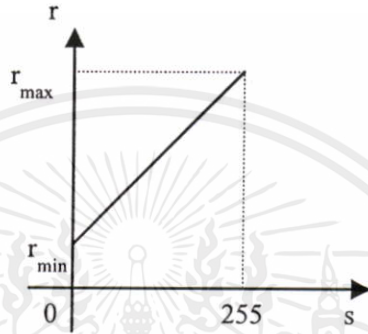
โดยเวกเตอร์ที่เหลือทั้งหมดก็สามารถทำการคำนวณได้ในลักษณะเดียวกันกับที่กล่าวมาทั้งหมด ซึ่งเมื่อกระทำครบทุกเวกเตอร์แล้วเราก็จะได้เวกเตอร์ที่มีทิศทางตั้งฉากกับจุดทุกจุดบนพื้นผิวของวัตถุ โดยในบทที่ 4 นั้นเราจะได้กล่าวถึงการนำเวกเตอร์ปกติของพื้นผิวที่ได้นี้ไปใช้ในขั้นตอนของการกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุต่อไป

3.8 การปรับปรุงภาพด้วยวิธีอีคอนทราสแบบเชิงเส้น [4][9]

การกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุที่ใช้ภายในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะพบว่าภาพ 3 มิติที่ได้ อาจจะมีลักษณะการกระจายของค่าความสว่างบางจุดภายในภาพที่ไม่เท่า เดกสวามนี้เริ่มเอกสารที่สงวนไว้สำหรับารใช้งานเพื่อการศึกษารเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์การค้า เทียมกันหรือภาพที่ได้ อาจจะมีบางส่วนภายในภาพที่มีลักษณะมืดไป ดังนั้นก่อนที่จะเรานำข้อมูล ภาพเหล่านี้ไปแสดงผลบนจอคอมพิวเตอร์เราจำเป็นต้องมีการปรับปรุงข้อมูลภาพให้อยู่ในช่วง

ที่เหมาะสมกับการแสดงผลเสียก่อนจากนั้นจึงค่อยนำข้อมูลที่ได้ออกไปแสดงผลบนจอภาพต่อไป โดยในการแสดงผลภาพต่าง ๆ ในวิทยานิพนธ์นี้เราจะแสดงผลภาพในลักษณะของค่าระดับเทาที่มีค่าระดับความสว่าง 256 ระดับ

ภาพที่ 3.10



แสดงฟังก์ชันการยืดคอนทราสต์แบบเชิงเส้น

ซึ่งการแปลงค่าของข้อมูลให้มีค่าอยู่ในช่วงดังกล่าวคือระดับเทา 256 ระดับนั้น เราจะใช้วิธีการยืดคอนทราสต์แบบเชิงเส้น (Linear contrast stretching) ที่มีการยืดค่าความสว่างของข้อมูลภาพออกเต็มข่านคือตั้งแต่ 0 ถึง 255 ซึ่งสามารถแสดงลักษณะของฟังก์ชันที่ใช้ได้ดังภาพที่ 3.10 และสามารถแสดงสมการที่ใช้ในการคำนวณได้ดังสมการที่ 3.18

$$S(x, y) = \frac{(f(x, y) - r_{\min})}{r_{\max} - r_{\min}} * 255 \quad (3.18)$$

โดย $S(x, y)$ = เมตริกซ์ของภาพผลลัพธ์ซึ่งจะมีค่าระดับเทาอยู่ระหว่าง 0 - 255

$f(x, y)$ = ข้อมูลภาพต้นฉบับ ณ ที่พิกัด x, y

r_{\max} = เป็นค่าสูงสุดในเมตริกซ์ของภาพต้นฉบับ

r_{\min} = เป็นค่าต่ำสุดในเมตริกซ์ของภาพต้นฉบับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การคำนวณปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุ

4.1 องค์ประกอบพื้นฐานในการคำนวณปริมาณความเข้มของแสง [1]

การสร้างภาพจำลองของอวัยวะในลักษณะ 3 มิติที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เพื่อให้ภาพที่ได้ออกมามีลักษณะที่เหมือนจริงนั้นจะประกอบไปด้วยขั้นตอนต่าง ๆ มากมาย ดังที่อธิบายผ่านมาแล้วในบทที่ 3 โดยในบทนี้จะได้กล่าวถึงอีกขั้นตอนหนึ่งที่นับได้ว่าเป็นมีความสำคัญมากที่สุด นั่นก็คือ การกำหนดปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุ หรือที่เรียกกันว่า Shading ซึ่งจะ เป็นขั้นตอนในการคำนวณหาค่าปริมาณความเข้มของแสง (Intensity of light) ที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุ โดยค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุนั้นจะเป็นสิ่งที่แสดงให้เห็นว่า วัตถุเหล่านั้นมีมิติหรือมีรูปร่างเป็นอย่างไร (หรืออาจกล่าวได้ว่าค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุนี้จะแสดงถึงความลึกหรือค่าของแกน Z ของวัตถุในระนาบ 2 มิตินั้นเอง) และสำหรับในการคำนวณหาปริมาณความเข้มของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุนั้นจะขึ้นอยู่กับองค์ประกอบหลาย ๆ อย่าง อาทิเช่น ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิว ชนิดของแหล่งกำเนิดแสง ทิศทางของแหล่งกำเนิดแสง และคุณสมบัติของพื้นผิวของวัตถุ เช่น พื้นผิวของวัตถุบางชนิดอาจจะมีลักษณะที่มันวาว (Shiny) หรือบางชนิดพื้นผิวอาจมีลักษณะทึบแสง (Opaque) เป็นต้น ดังนั้นแบบจำลองที่จะนำมาใช้ในการคำนวณหาปริมาณความเข้มของแสงจะต้องมีการนำคุณสมบัติต่าง ๆ ดังกล่าวข้างต้นมาใช้เป็นองค์ประกอบในการพิจารณาด้วย โดยในส่วนแรกของบทนี้เราจะได้กล่าวถึงองค์ประกอบพื้นฐานต่าง ๆ ที่จำเป็นในการคำนวณหาปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุ ซึ่งจะมีส่วนช่วยให้เข้าใจภาพโดยรวมของเนื้อหาต่าง ๆ ในบทนี้ได้ดียิ่งขึ้น

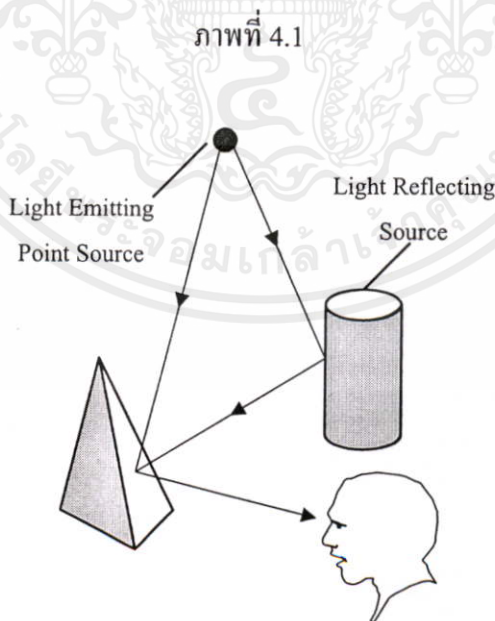
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.1 การกำเนิดภาพในธรรมชาติ

ในตามธรรมชาตินั้นเมื่อเรามองไปที่วัตถุใด ๆ ก็ตามนั้น จะพบว่าการที่เราสามารถมองเห็นภาพต่าง ๆ ได้นั้นจะเป็นผลมาจากการที่มีโฟตรอนจากแหล่งกำเนิดแสงพุ่งมากระทบที่พื้นผิวของวัตถุนั้นแล้วทำปฏิกิริยากับวัตถุนั้น ๆ ไม่ว่าจะเป็นการหักเหแสง การสะท้อนแสง และการดูดกลืนแสง โดยสิ่งที่เหลือจากโฟตรอนตัวนั้นก็พุ่งมาเข้าตาเรา ทำให้เราสามารถมองเห็นภาพของวัตถุต่าง ๆ ได้ ส่วนการที่ตาของคนเราสามารถมองเห็นวัตถุเป็นสีต่าง ๆ ได้ก็เพราะว่าวัตถุนั้น ๆ มีค่าสัมประสิทธิ์ในการหักเหแสง การสะท้อนแสง และการดูดกลืนแสงไม่เท่ากันนั่นเอง ซึ่งจากปรากฏการณ์ที่กล่าวมาข้างต้นนี้จะพบว่าแสงจะเป็นองค์ประกอบหนึ่งที่มีความสำคัญมากต่อการมองเห็นของมนุษย์ โดยจะได้กล่าวถึงรายละเอียดในส่วนต่อไป

4.1.2 แหล่งกำเนิดแสง

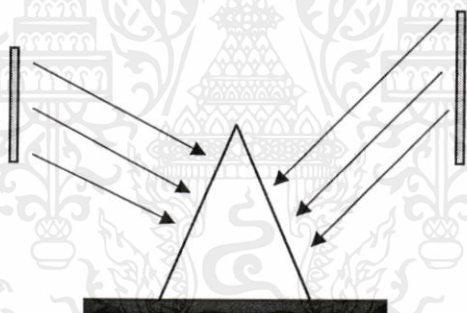
สำหรับแหล่งกำเนิดแสงที่ส่องสว่างมายังวัตถุนั้น สามารถแยกพิจารณาออกได้เป็น 2 ชนิดคือ แหล่งกำเนิดแสงที่ให้แสงมาตกกระทบกับพื้นผิวของวัตถุโดยตรง (Light emitting sources) เช่น หลอดไฟภายในห้อง และแหล่งกำเนิดแสงที่ได้จากการสะท้อนจากพื้นผิวของวัตถุอื่น (Light reflecting sources) เช่น ฝาผนังภายในห้อง เป็นต้น ซึ่งสามารถแสดง ได้ดังภาพที่ 4.1



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 แสดงการตกกระทบของแสงจากต้นกำเนิดแสง

ถ้าในกรณีที่วัตถุถูกส่องสว่างจากแหล่งกำเนิดแสงทั้งสองชนิดดังที่กล่าวมาข้างต้น โดยถ้ามีแสงสะท้อนจากวัตถุอื่นที่อยู่รอบข้างเข้ามาในหลาย ๆ ทิศทาง เราจะเรียกแสงชนิดนี้ว่าแสงโดยรอบ (Ambient light หรือ Background light) แสงโดยรอบสามารถที่จะเกิดได้จากต้นกำเนิดแสงหลายชนิดด้วยกัน ไม่ว่าจะเป็นต้นกำเนิดแสงจุดเดียวหรือว่าต้นกำเนิดแสงจำนวนมากก็ได้ แสงที่ส่องสว่างจากพื้นผิวขนาดเล็ก ๆ เรียกว่าแสงจากต้นกำเนิดแสงแบบจุด (Point light source) [13] แสงที่ส่องสว่างจากต้นกำเนิดแสงแบบจุดนี้จะมีคุณสมบัติพิเศษคือ ทิศทางของแสงจากต้นกำเนิดจะมีทิศทางเดียวและมีค่าความเข้มของแสงเท่ากัน เมื่อสังเกตจากตำแหน่งหนึ่งตำแหน่งใดในระบบ ส่วนแสงที่เกิดมาจากพื้นผิวใด ๆ จะเรียกต้นกำเนิดแสงนั้นว่าต้นกำเนิดแสงแบบกระจาย (Distributed light source) ถ้าแสงต่าง ๆ ที่มาจากต้นกำเนิดแสงแบบกระจายจะกระทบจุดที่กำหนดจากหลายทิศทางและยังมีค่าความเข้มต่างกันด้วย ดังภาพที่ 4.2

ภาพที่ 4.2



แสดงการตกกระทบของแสงจากต้นกำเนิดแสงแบบกระจาย

ปริมาณความเข้มของแสงที่จะสะท้อนจากพื้นผิวของวัตถุนั้นจะขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของพื้นผิวของวัตถุ รวมถึงปริมาณความเข้มของแสงที่ตกกระทบลงบนพื้นผิว ซึ่งสามารถพิจารณาได้ดังสมการที่ 4.1 ถ้าปริมาณความเข้มของแสงที่ตกกระทบบนพื้นผิวของวัตถุคือ I_a และปริมาณความเข้มของแสงที่สะท้อนออกจากพื้นผิวคือ I

$$I = K_a I_a \quad (4.1)$$

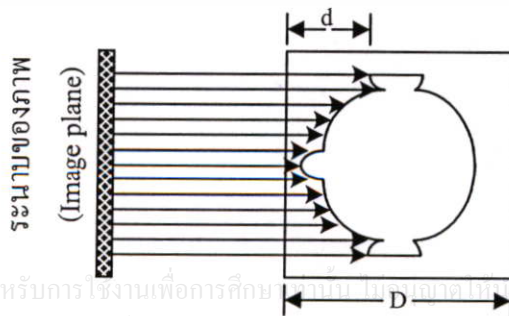
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ เมื่อ K_a คือค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนแสงของพื้นผิววัตถุ (Coefficient of reflectivity, reflectivity) โดยวัตถุที่มีพื้นผิวสีขาวจะสามารถสะท้อนแสงได้เกือบทั้งหมดจากจำนวนของแสงที่มาตกกระทบ

ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนของแสงจะมีค่าใกล้เคียง 1 ส่วนวัตถุที่มีพื้นผิวสีดำจะดูดกลืนแสงที่มาตกกระทบเกือบทั้งหมด ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์ การสะท้อนของแสงจึงมีค่าใกล้เคียง 0 วัตถุบางชนิดจะสะท้อนบางสีของแสงที่มาตกกระทบได้มากกว่าสีอื่น ๆ เช่น วัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนของแสงสีแดงสูงกว่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนแสงของสีอื่น ๆ เมื่อมีแสงสีขาว (แสงสีขาวเป็นแสงที่มีปริมาณความเข้มของแสงทุกสีเท่ากัน) มาตกกระทบจะทำให้ส่วนของแสงสีแดงสะท้อนกลับได้มากกว่าสีอื่น ๆ จะทำให้เห็นวัตถุนั้นมีสีแดง ซึ่งจากที่กล่าวมาทั้งหมดข้างต้นจะเป็นการอธิบายถึงพื้นฐานของแหล่งกำเนิดแสงชนิดต่าง ๆ ที่ใช้ในการกำหนดปริมาณของแสงบนพื้นผิวของวัตถุ โดยในส่วนต่อไปจะได้อธิบายถึงวิธีการต่าง ๆ ในการคำนวณหาค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุต่อไป

4.2 การให้แสงแก่พื้นผิวด้วยวิธี DEPTH SHADING [8][10]

สำหรับการคำนวณหาค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุวิธีแรกที่จะกล่าวถึงก็คือวิธี Depth Shading ซึ่งวิธีการนี้นับได้ว่าเป็นวิธีการพื้นฐานและมีความซับซ้อนน้อยที่สุด โดยวิธีการนี้จะหลีกเลี่ยงความยุ่งยากในการที่จะต้องคำนวณหาเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุออกไป โดยจะใช้ข้อมูลของระยะทาง (Distance) d จากระนาบของภาพถึงตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุเป็นตัวกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุ ซึ่งสามารถแสดงได้ดังภาพที่ 4.3

ภาพที่ 4.3



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษา หากมีผู้ใดนำเอกสารฉบับนี้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสดงระยะทางจากระนาบของการมองและตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิว

จากภาพที่ 4.3 เราสามารถจะคำนวณหาค่าปริมาณความเข้มของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุที่จะไปปรากฏบนระนาบของภาพ (Image Plane) ได้ดังสมการที่ 4.2

$$I(i, j) = I_{\max} \left(\frac{D-d}{D} \right) \quad (4.2)$$

โดย I_{\max} จะเป็นค่าของความสว่างสูงสุดที่จะมีได้ภายในภาพ (ซึ่งในที่นี้จะมีค่าเป็น 255), D คือค่าความกว้างของภาพมีหน่วยเป็น จุดภาพ (Pixel), d คือระยะทางจากจุดเริ่มต้นของภาพถึงตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุ มีหน่วยเป็นจุดภาพ

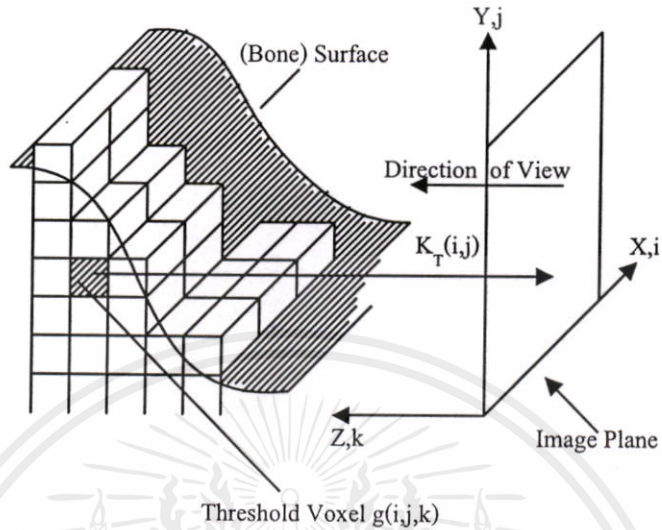
การให้แสงแก่พื้นผิวด้วยวิธีนี้ จะเห็นว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้จะมีความราบเรียบ (Smooth) และค่าความเข้มของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุก็จะมีค่าต่อเนื่องกันด้วย นอกจากนั้นข้อดีอีกประการหนึ่งของวิธีการนี้ก็คือสามารถทำการคำนวณได้อย่างรวดเร็ว แต่วิธีการนี้จะมีข้อเสียก็คือในกรณีของพื้นผิวหรือเนื้อเยื่อที่อยู่ใกล้เคียงกัน โดยที่เนื้อเยื่อต่าง ๆ เหล่านี้มีความแตกต่างกันของระยะจากระนาบของการมองเห็นถึงพื้นผิวส่วนนั้นเพียงเล็กน้อย วิธีการนี้จะไม่สามารถแสดงให้เห็นความแตกต่างของพื้นผิวหรือเนื้อเยื่อในส่วนนี้ได้ โดยสามารถแสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการให้แสงด้วยวิธี Depth Shading ได้ดังผลการทดลองในบทที่ 5

4.3 การให้แสงแก่พื้นผิวด้วยวิธี GRAY-LEVEL GRADIENT SHADING [8]

สำหรับการให้แสงแก่พื้นผิวของวัตถุด้วยวิธีนี้จะอาศัยผลที่เกิดจากปรากฏการณ์ที่เราเรียกว่า พาเชียลวอลุ่ม (Patial volume effect) มาใช้เป็นองค์ประกอบในการพิจารณาเพื่อกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุ โดยปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นนี้จะเกิดจากการเปลี่ยนแปลงค่าความหนาแน่นเฉลี่ยภายในของแต่ละวอกเซลที่ประกอบอยู่ในภาพตัดขวางแต่ละภาพ ซึ่งรายละเอียดต่าง ๆ นั้นสามารถอ่านได้จากเอกสารอ้างอิง[8] โดยสามารถแสดงแบบจำลองของการให้แสงแก่พื้นผิวของวัตถุด้วยวิธีนี้ได้ดังภาพที่ 4.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่ 4.4



แสดงแบบจำลองของการคำนวณค่าปริมาณความเข้มของแสงด้วยวิธี Gray-Level Gradient

จากภาพที่ 4.4 เราสามารถจะคำนวณหาค่าความเข้มของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุที่จะไปปรากฏบนระนาบของภาพ (Image Plane) ได้ดังสมการที่ 4.3

$$I(i, j) = A \left(\frac{g(i, j, k_T + 1) - g(i, j, k_T - 1)}{B} \right) \quad (4.3)$$

โดย $g(i, j, k_T(i, j))$ คือค่าระดับเทาของพื้นผิวที่ต้องการที่ระดับความลึกเท่ากับ $k_T(i, j)$ ซึ่งค่าระดับความลึกนี้จะได้จากการกำหนดค่าการตัดสินใจ (Threshold Value) ส่วนค่าของตัวแปร A และ B นั้นจะเป็นค่าของ สเกลเฟคเตอร์ (Scale Factor) โดยจะขึ้นอยู่กับช่วงของระดับเทาในภาพต้นฉบับ (โดยในเอกสารอ้างอิง [8] นั้นได้กำหนดค่าที่เหมาะสมไว้คือให้ A มีค่าเท่ากับ 255 และ B มีค่าประมาณ 100 สำหรับภาพที่มีค่าของระดับเทา 8 บิตต่อจุดภาพ) โดยสามารถแสดงผลของการกำหนดปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุด้วยวิธีนี้ได้ในบทที่ 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 การให้แสงแก่พื้นผิวของวัตถุโดยใช้ข้อมูลของเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว [12]

สำหรับการคำนวณหาค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะอาศัยคุณสมบัติพื้นฐานของแสงที่กล่าวไว้ว่าแสงจากแหล่งกำเนิดที่มาตกกระทบบนพื้นผิวของวัตถุด้วยมุมต่าง ๆ กันนั้นจะมีผลให้พื้นผิวของวัตถุถูกส่องสว่างด้วยค่าความสว่างที่ไม่เท่ากัน โดยในการคำนวณนั้นจะเป็นการพิจารณาหาสัมพันธะระหว่างทิศทางของแหล่งกำเนิดแสงที่ส่องสว่างมายังวัตถุและทิศทางของเวกเตอร์ปกติที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุมาเป็นตัวกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุ ซึ่งจะได้กล่าวถึงขั้นตอนและรายละเอียดต่าง ๆ ต่อไป

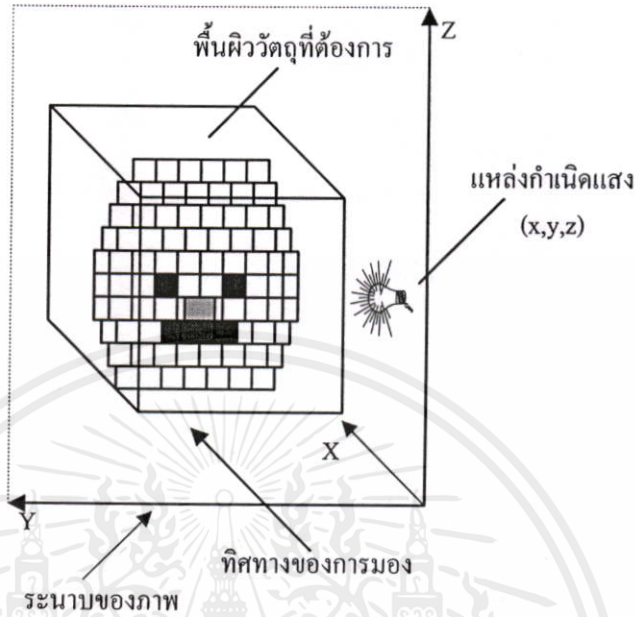
จากที่ได้กล่าวไว้ในตอนต้นแล้วว่าแบบจำลองที่ใช้ในการกำหนดปริมาณของแสงบนพื้นผิวของวัตถุนั้นจะมีองค์ประกอบที่สำคัญ 2 ประการคือ แหล่งกำเนิดแสง และ คุณสมบัติของพื้นผิววัตถุ ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ก็จะใช้องค์ประกอบทั้งสองนี้มาใช้ในการพิจารณาหาค่าปริมาณความเข้มของแสงที่เหมาะสมกับตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุ โดยในส่วนของแหล่งกำเนิดแสงที่ใช้ในแบบจำลองที่นำเสนอนี้เราจะกำหนดให้วัตถุถูกส่องสว่างจากแหล่งกำเนิดแสงชนิดจุด และสำหรับพื้นผิวของวัตถุนั้นจะกำหนดให้มีลักษณะเป็นพื้นผิวแบบแลมเบิร์ต (Lambertain surface) กล่าวคือคุณสมบัติของพื้นผิวชนิดนี้ แสงสว่างที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุจะมีค่าเท่ากันในทุกทิศทางไม่ว่าจะมองจากจุดใด ๆ ในสเปซ (Space) หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือค่าความเข้มของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุจะไม่ขึ้นอยู่กับทิศทางของผู้มองนั่นเอง และนอกจากนั้นคุณสมบัติที่สำคัญอีกประการหนึ่งของพื้นผิวชนิดนี้ก็คือจะไม่มีการดูดกลืน (Absorb) แสงที่มาตกกระทบบนพื้นผิวของวัตถุ โดยสามารถแสดงแบบจำลองที่ใช้คำนวณหาค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุในวิทยานิพนธ์นี้ได้ดังภาพที่ 4.5

จากภาพที่ 4.5 เราสามารถกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุได้โดยอาศัยทฤษฎีของแลมเบิร์ตหรือที่เรียกกันว่า Lambert's cosine law [1] ซึ่งกล่าวไว้ว่าปริมาณความเข้มของแสงที่สะท้อนออกจากพื้นผิวของวัตถุที่ถูกส่องสว่างด้วยแหล่งกำเนิดแสงแบบจุดนั้นจะมีค่าเป็นสัดส่วนกับค่าโคไซน์ (Cosine) ของมุมระหว่างเวกเตอร์ที่ตั้งฉากกับพื้นผิวของวัตถุ และเวกเตอร์ที่แสดงถึงทิศทางของแหล่งกำเนิดแสง โดยสามารถแสดงสมการที่ใช้ในการคำนวณได้ดังสมการที่ 4.4

ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่ 4.5



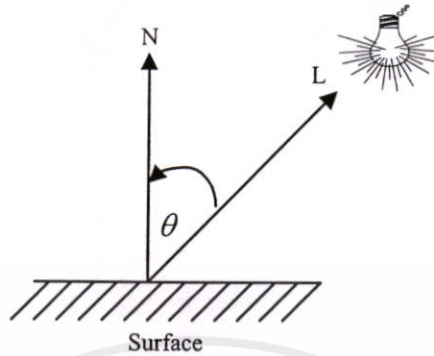
แสดงแบบจำลองที่ใช้คำนวณหาค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุด้วยวิธีพิจารณาจาก
 เวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ

$$I = I_a K_a \cos \theta \quad 0 \leq \theta \leq \frac{\pi}{2} \quad (4.4)$$

โดย I จะเป็นค่าความเข้มของแสงที่สะท้อนออกจากพื้นผิว, I_a คือค่าความเข้มของแสงที่ตกกระทบบนพื้นผิวของวัตถุซึ่งได้จากแหล่งกำเนิดแสงแบบจุด, K_a คือค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนแสงของพื้นผิววัตถุซึ่งจะมีค่าอยู่ระหว่าง $0 \leq K_a \leq 1$ และ θ จะเป็นค่าของมุมระหว่างเวกเตอร์ที่ตั้งฉากกับพื้นผิวของวัตถุ N (ซึ่งได้กล่าวรายละเอียดไว้ในหัวข้อ 3.7) และเวกเตอร์ที่แสดงถึงทิศทางของแหล่งกำเนิดแสง L ดังแสดงในภาพที่ 4.6 สำหรับในการคำนวณเราจะใช้สมการที่ 4.4 ซึ่งเป็นสมการที่ใช้ในการคำนวณหาค่าปริมาณความเข้มของแสงโดยเราจะกำหนดให้ค่าของ K_a มีค่าเท่ากับหนึ่งนั่นก็คือพื้นผิวไม่มีการดูดกลืนแสง และค่าของ I_a เราจะกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 255 เนื่องจากในการแสดงผลนั้นเราจะแสดงภาพให้อยู่ในลักษณะของค่าระดับเทาที่ 256 ระดับหรือ 8 บิตต่อจุดภาพ และสำหรับค่าของ $\cos \theta$ นั้นเราสามารถที่จะทำการคำนวณได้ดังสมการที่ 4.5

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่ 4.6



แสดงค่ามุมระหว่างเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว N และเวกเตอร์ของแหล่งกำเนิดแสง L

$$\cos \theta = N \cdot L \quad (4.5)$$

จากสมการที่ 4.5 ก่อนที่เราจะทำการคำนวณค่าของ $\cos \theta$ ที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุได้นั้นเราจะต้องกำหนดตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสงก่อนว่าจะให้อยู่ที่ตำแหน่งใดในฉาก (Scene) และเมื่อกำหนดพิกัดของแหล่งกำเนิดแสงเรียบร้อยแล้วก็จะนำค่าพิกัดของแหล่งกำเนิดแสงที่กำหนดขึ้นไปหาค่าผลคูณภายในกับเวกเตอร์ปกติที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุต่อไป ซึ่งในที่นี้จะสมมติให้เวกเตอร์ \hat{N} และเวกเตอร์ \hat{L} มีส่วนประกอบเป็น (N_x, N_y, N_z) และ (L_x, L_y, L_z) ตามลำดับ โดยสามารถแสดงสมการที่ใช้ในการหาค่าผลคูณภายในระหว่างเวกเตอร์ทั้งสองได้ดังนี้

$$N \cdot L = \frac{N_x L_x + N_y L_y + N_z L_z}{(\sqrt{N_x^2 + N_y^2 + N_z^2}) * (\sqrt{L_x^2 + L_y^2 + L_z^2})} \quad (4.6)$$

ซึ่งจากที่ได้กล่าวมาทั้งหมดในหัวข้อนี้จะสามารถแสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุด้วยวิธีการที่นำเสนอนี้ได้ดังในบทที่ 5 ซึ่งจะเป็นส่วนที่กล่าวถึงการทดลองและผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

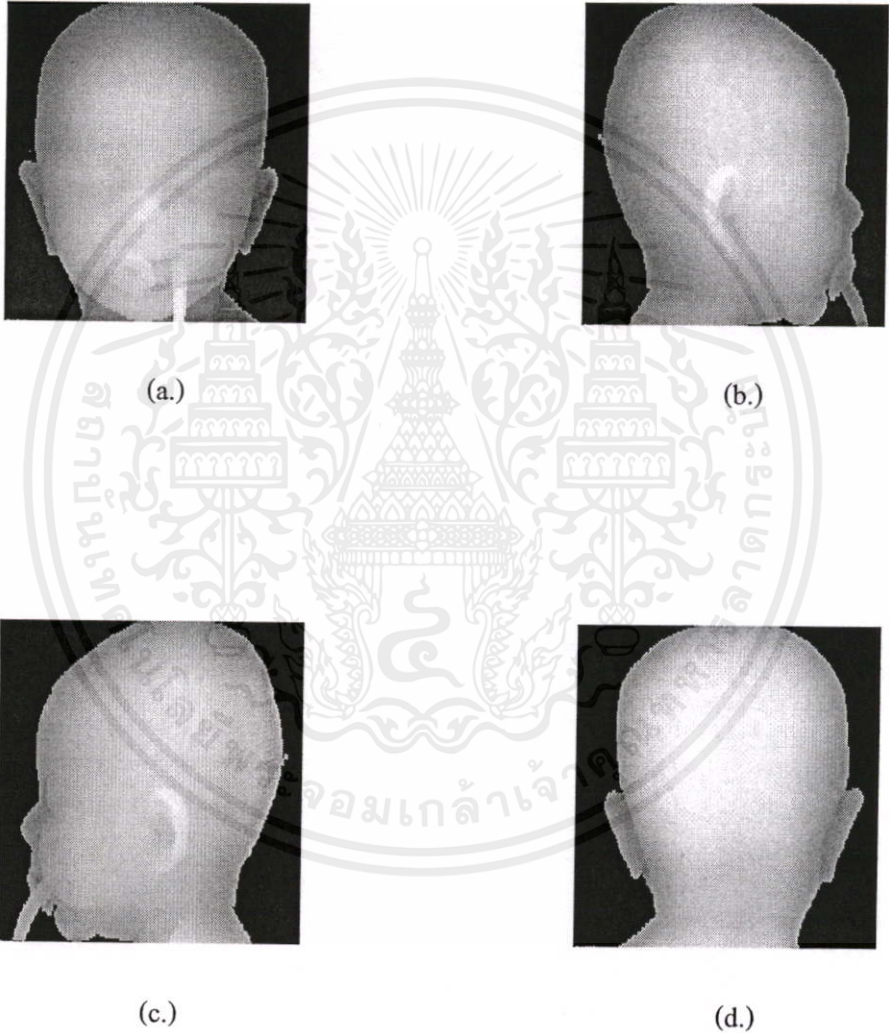
ผลการทดลอง

การทดลองสร้างภาพ 3 มิติที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเป็นการสร้างภาพ 3 มิติโดยอาศัยข้อมูลภาพจาก 2 แหล่งคือ ข้อมูลภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่อง CT สแกนเนอร์ และข้อมูลภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่อง MRI โดยในส่วนของลำดับข้อมูลภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่อง CT สแกนเนอร์ที่ใช้ในการทดลองนั้นจะมีจำนวนทั้งหมด 80 ภาพ โดยแต่ละภาพจะมีขนาด 256x256 จุดภาพ แต่ละจุดภาพมีขนาด 8 บิตซึ่งจะแสดงผลในรูปของค่าระดับเทา 256 ระดับ และในส่วนของลำดับข้อมูลภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่อง MRI จะมีจำนวนของข้อมูลภาพทั้งหมด 74 ภาพ โดยแต่ละภาพจะมีขนาด 256x256 จุดภาพ แต่ละจุดภาพมีขนาด 8 บิต (ผ่านการลดขนาดของจุดภาพลงแล้ว) โดยจะแสดงผลในรูปของค่าระดับเทา 256 ระดับ ซึ่งข้อมูลภาพทั้งสองนี้จะเป็นภาพตัดขวางของศีรษะมนุษย์ โดยสามารถแสดงลำดับของข้อมูลภาพทั้งหมดที่ใช้ในการทดลองได้ดังในภาคผนวก ก. และภาคผนวก ข.

สำหรับผลการทดลองที่แสดงในบทนี้จะสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ส่วนด้วยกันคือ ในส่วนแรกจะเป็นการสร้างภาพ 3 มิติโดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT และในส่วนที่สองจะเป็นการสร้างภาพ 3 มิติโดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง MRI ซึ่งในแต่ละส่วนนั้นจะแสดงภาพ 3 มิติที่ได้จากการสร้างโดยใช้วิธีอื่น ๆ ด้วย ทั้งนี้เพื่อเป็นการเปรียบเทียบถึงความแตกต่างของผลลัพธ์ที่ได้ระหว่างวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการต่าง ๆ ที่ได้มีการนำเสนอไว้ในงานวิจัยที่ผ่านมา ซึ่งได้แก่ การสร้างภาพ 3 มิติด้วยวิธี Depth Shading [10] และการสร้างภาพ 3 มิติด้วยวิธี Gray-Level Gradient Shading [8] โดยในส่วนของข้อมูลภาพต้นฉบับที่ได้จากเครื่อง CT นั้น จะนำมาผ่านขั้นตอนของการประมาณค่าข้อมูลภายในช่วงก่อนที่จะนำไปสร้างเป็นภาพ 3 มิติโดยในการทดลองนี้จะทำการแทรกภาพตัดขวางเทียม (ที่ได้จากการประมาณ) ระหว่างภาพตัดขวางต้นฉบับจำนวน 1 แผ่น (ซึ่งในทางปฏิบัติแล้วการเลือกแทรกภาพตัดขวางเทียมนั้นจะทำการแทรกกี่แผ่นก็ได้ โดยส่วนหนึ่งจะขึ้นอยู่กับการตัดสินใจของแพทย์ที่ทำการตรวจอยู่ในขณะนั้น) และสำหรับข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง MRI นั้นจะเห็นได้ว่าภาพตัดขวางที่ได้จะมีความละเอียดสูงมากเมื่อเทียบกับข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT ดังนั้นจึงไม่จำเป็นที่จะต้องทำการแทรกข้อมูลระหว่างข้อมูลภาพต้นฉบับ ซึ่งจากที่กล่าวมาทั้งหมดนี้สามารถแสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองสร้างภาพ 3 มิติด้วยวิธีการต่าง ๆ ได้ดังนี้

5.1 การสร้างภาพ 3 มิติโดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง CT

ภาพที่ 5.1

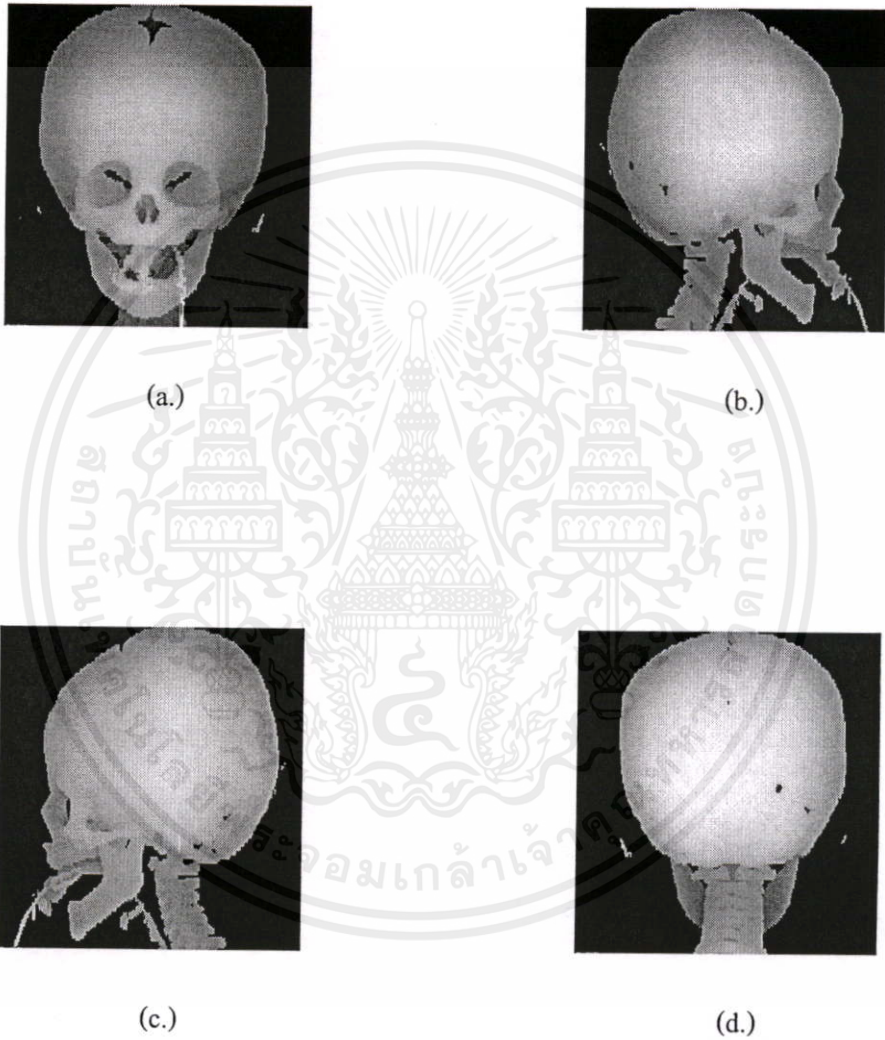


แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Depth Shading โดยใช้ข้อมูล

ภาพจากเครื่อง CT (Threshold Value = 50)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

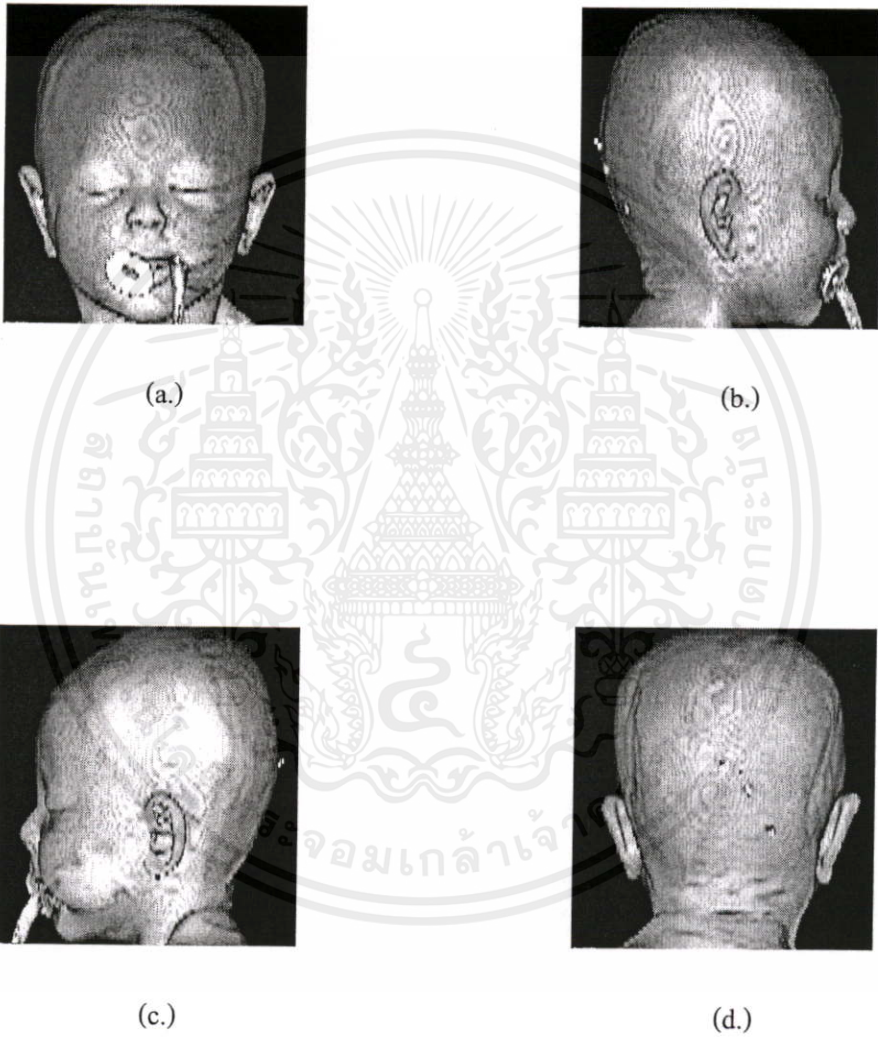
ภาพที่ 5.2



แสดงภาพโครงสร้างของกระดูกโกลนศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Depth Shading โดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง CT (Threshold Value = 155)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

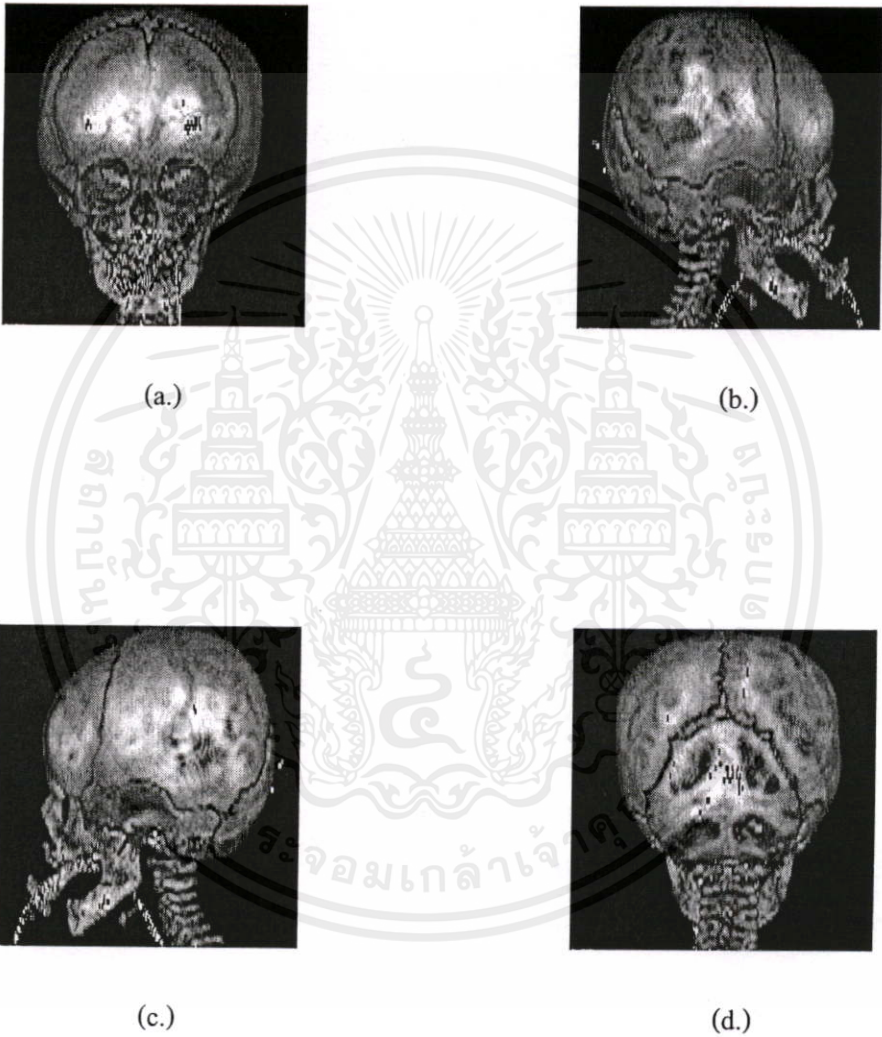
ภาพที่ 5.3



แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Gray-Level Gradient Shading
โดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง CT (Threshold Value = 50)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

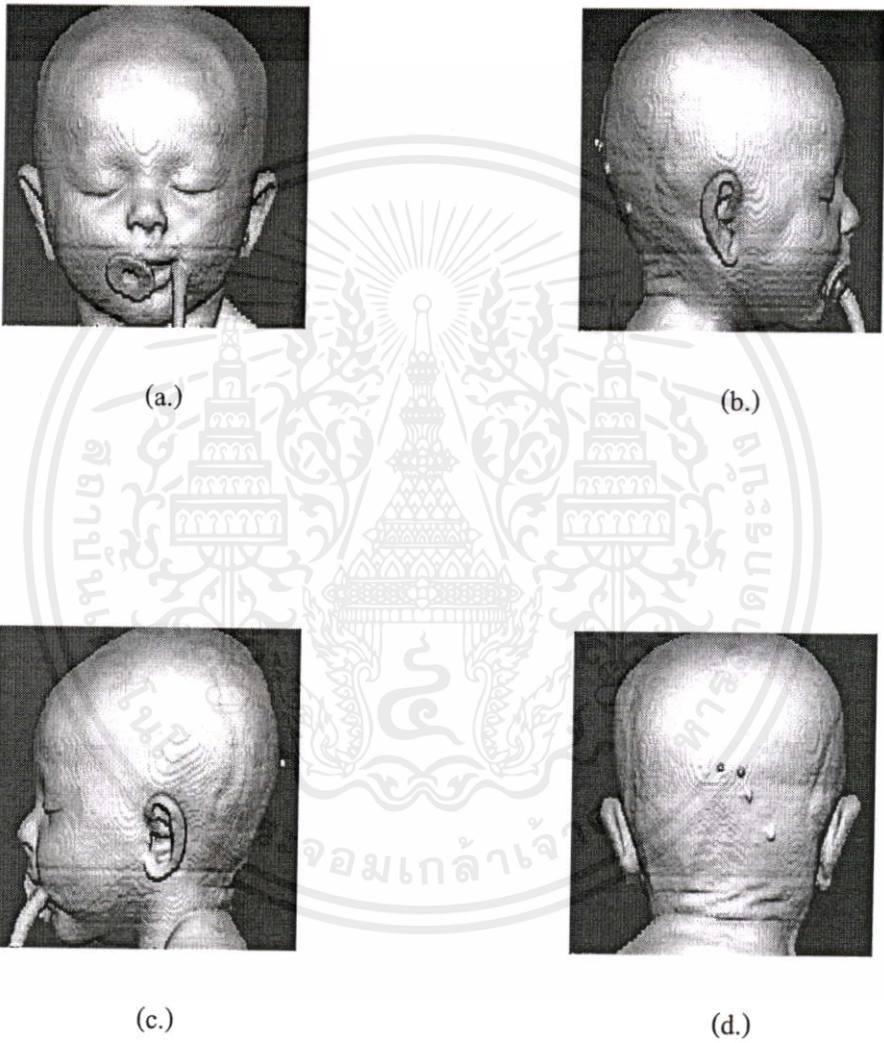
ภาพที่ 5.4



แสดงภาพโครงสร้างของกระดูกศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Gray-Level Gradient Shading โดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง CT (Threshold Value = 155)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

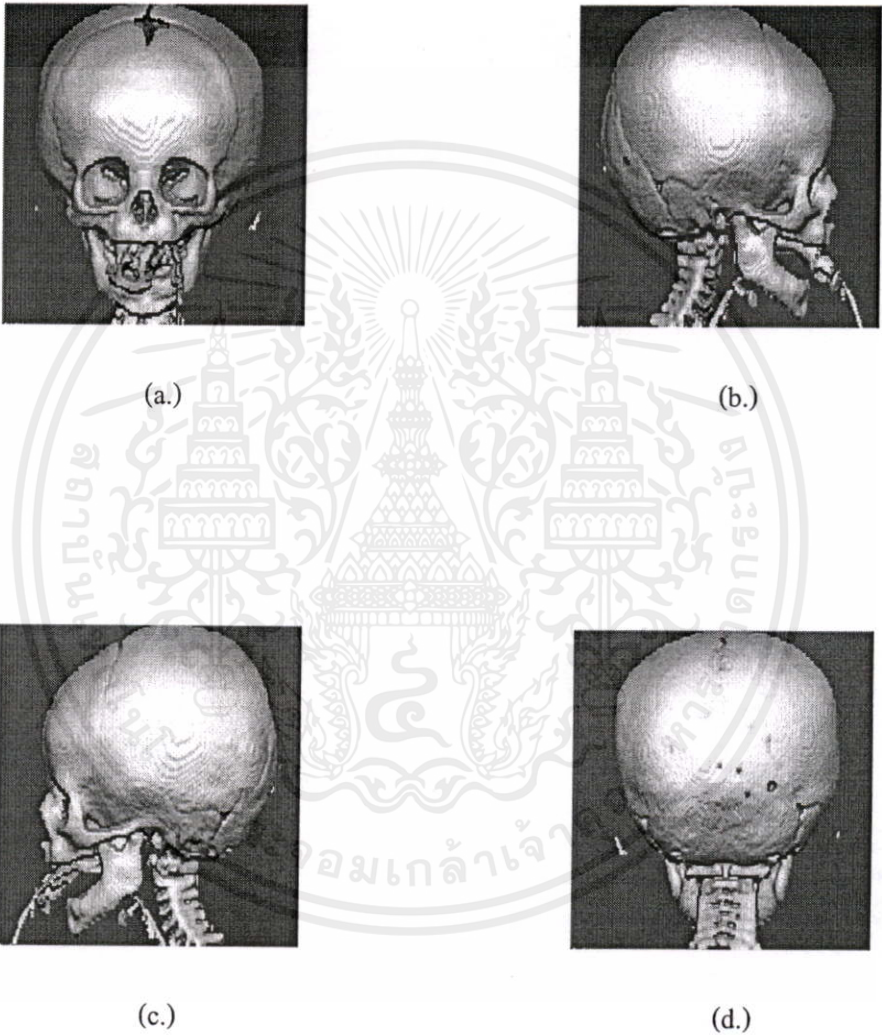
ภาพที่ 5.5



แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธีพิจารณาเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ โดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง CT (Threshold Value = 50)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

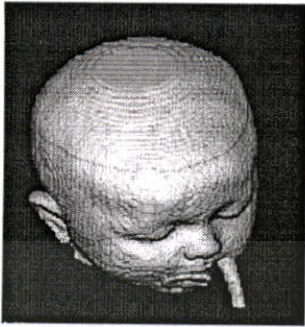
ภาพที่ 5.6



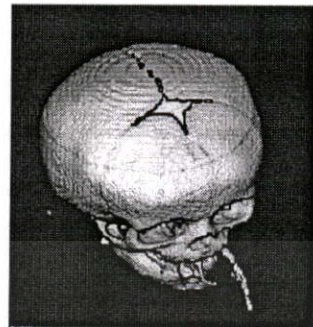
แสดงภาพโครงสร้างของกระดูกศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธีพิจารณาเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุโดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง CT (Threshold Value = 155)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

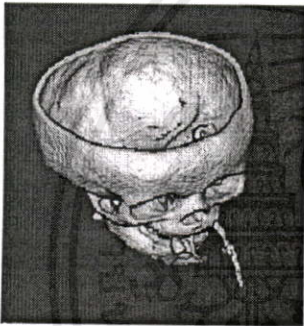
ภาพที่ 5.7



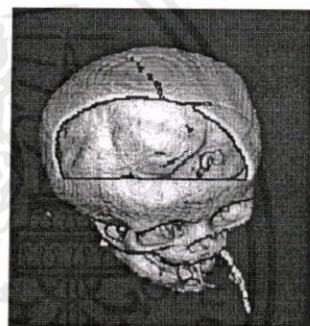
(a.)



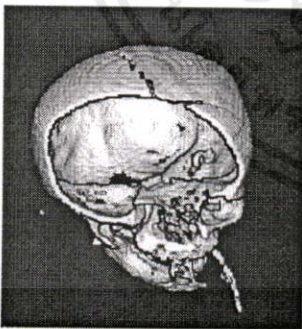
(b.)



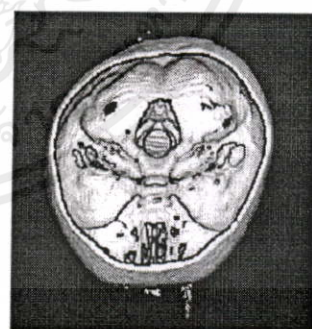
(c.)



(d.)



(e.)



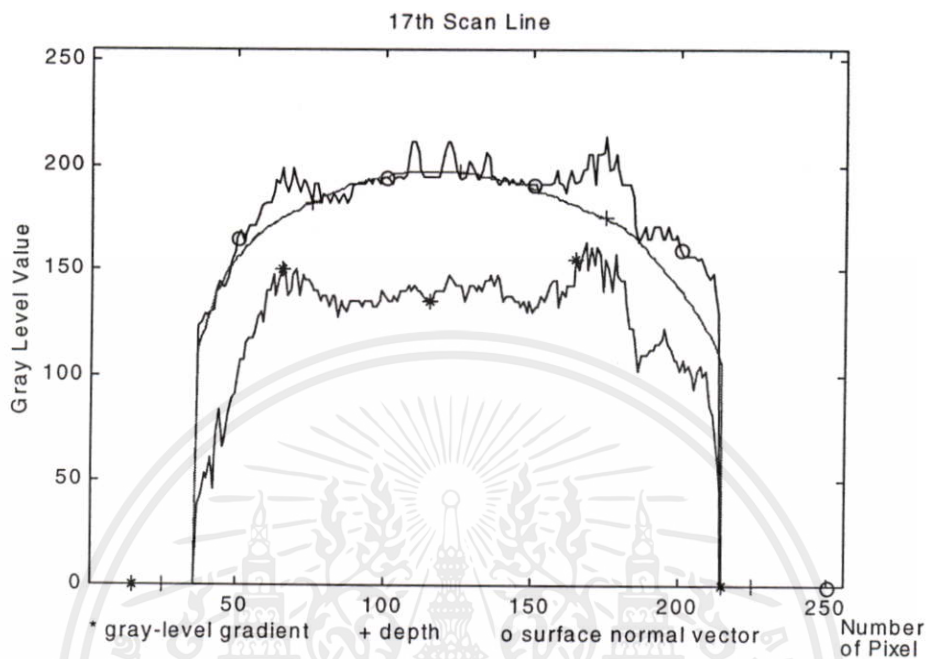
(f.)

แสดงภาพในมุมมองต่าง ๆ ของอวัยวะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธีพิจารณาเวกเตอร์ปกติบนพื้น
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของวัดฤๅชัย โดยข้อมูลภาพจากเครื่อง CT ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

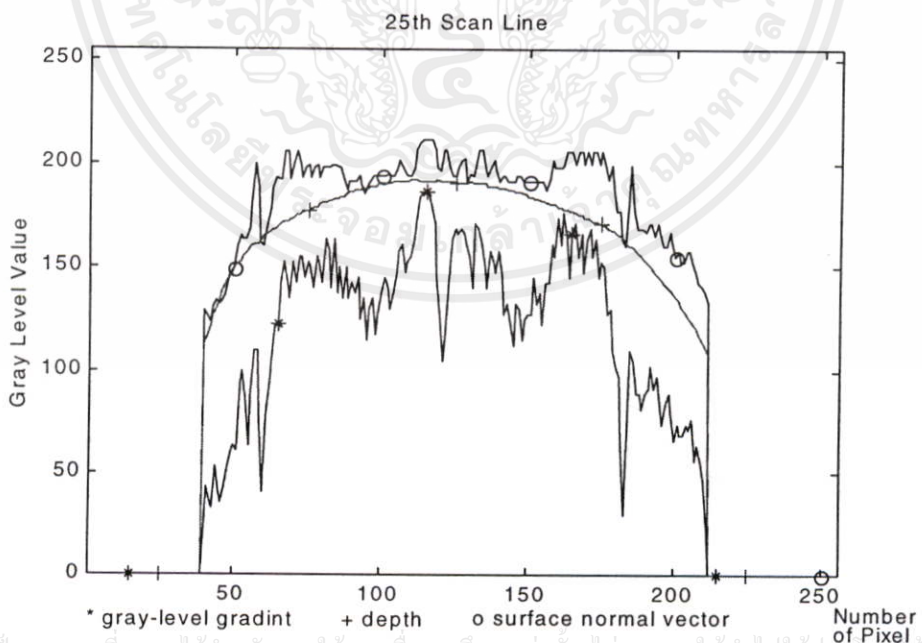
สำหรับผลการทดลองที่แสดงผ่านมานั้น จะพบว่าภาพ 3 มิติที่ได้จะมีลักษณะการกระจายของค่าระดับเทาภายในภาพที่แตกต่างกัน ซึ่งก็จะขึ้นอยู่กับแต่ละวิธีการที่นำเสนอ และเมื่อเรานำค่าระดับเทาของสแกนไลน์ต่าง ๆ ที่ได้จากแต่ละวิธีมาทำการพล็อตเปรียบเทียบกันนั้นก็สามารถแสดงผลลัพธ์ได้ดังภาพที่ 5.8

จากภาพที่ 5.8 จะเป็นการรุ่มนำค่าของแต่ละสแกนไลน์ของภาพที่ 5.2(a), 5.4(a), 5.6(a) มาทำการพล็อตเปรียบเทียบลักษณะการกระจายของค่าระดับเทา โดยในที่นี้จะใช้เส้นสแกนไลน์ที่ 17, 25, 73 และ 99 ตามลำดับ ซึ่งจากกราฟเราจะพบว่าค่าระดับเทาหรือค่าปริมาณความเข้มของแสงที่ได้จากวิธี Depth Shading นั้นจะมีลักษณะที่ราบเรียบและต่อเนื่องกันไปตลอดทั้งเส้น โดยทั้งนี้จะขึ้นอยู่กับระยะทางจากระนาบของภาพถึงตำแหน่งที่เป็นพื้นผิวของวัตถุ ซึ่งถ้าพื้นผิวโดยอยู่ใกล้ระนาบของภาพมากที่สุดพื้นผิวที่ตำแหน่งนั้นก็จะมีความสว่างมากที่สุด โดยข้อเสียของวิธีนี้ก็คือ จะไม่สามารถแสดงความแตกต่างระหว่างเนื้อเยื่อที่อยู่ใกล้เคียงกันให้เห็นได้อย่างชัดเจน ซึ่งจากกราฟเราจะเห็นได้ว่าความแตกต่างของค่าระดับเทาระหว่างเนื้อเยื่อที่อยู่ติดกันหรือใกล้เคียงกันนั้น จะมีการเปลี่ยนแปลงของค่าระดับเทาเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ซึ่งตาของมนุษย์เราจะไม่สามารถสังเกตเห็นความเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยของค่าระดับเทาที่บริเวณเหล่านี้ได้ และสำหรับวิธีการที่สองนั้นก็คือวิธี Gray-Level Gradient Shading นั้น ค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุจะกำหนดจากค่าผลต่างของความหนาแน่นระหว่างเนื้อเยื่อหรือวอกเซลที่อยู่ในบริเวณใกล้เคียงกัน โดยผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีนี้เราจะพบว่าบางตำแหน่งภายในภาพจะมีผลต่างของค่าระดับเทาระหว่างวอกเซลที่ต่ำมาก ซึ่งในบางตำแหน่งอาจจะมีค่าที่เกือบจะเป็นศูนย์ โดยจากกราฟที่ได้จะพบว่าจะมีบางตำแหน่งในเส้นกราฟที่มีการเปลี่ยนแปลงของค่าระดับเทาสูงมาเป็นค่าที่ใกล้เคียงค่าศูนย์อย่างทันทีทันใด ซึ่งเมื่อดูในภาพโดยรวมแล้วเราก็จะเห็นเป็นจุดดำกระจายอยู่ทั่ว ๆ ไปในภาพนั่นเอง ดังแสดงในภาพที่ 5.3 และ ภาพที่ 5.4 และนอกจากนั้นวิธีการนี้จะให้ค่าของระดับเทาของแต่ละสแกนไลน์ต่ำกว่าทุกวิธี ซึ่งก็จะส่งผลให้ภาพที่ได้โดยรวมมีลักษณะที่ค่อนข้างมืด และสำหรับวิธีการสุดท้ายซึ่งเป็นวิธีการกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงโดยวิธีพิจารณาจากเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว โดยจากวิธีนี้ค่าปริมาณความเข้มของแสงของแต่ละจุดบนพื้นผิวของวัตถุนั้นจะกำหนดจากทิศทางของเวกเตอร์ที่ตั้งฉากกับพื้นผิวของวัตถุที่จุดนั้น ๆ ซึ่งถ้าที่ตำแหน่งใดบนพื้นผิวของวัตถุมีทิศทางของเวกเตอร์ที่พุ่งเข้าหาแหล่งกำเนิดแสงก็จะทำให้ที่ตำแหน่งนั้นมีค่าความสว่างมากกว่าตำแหน่งที่เวกเตอร์มีทิศทางพุ่งออกห่างจากแหล่งกำเนิดแสง โดยวิธีการนี้จะเป็วิธีการที่คล้ายคลึงกับหลักการมองเห็นวัตถุในธรรมชาติของมนุษย์นั่นเอง ซึ่งภาพผลลัพธ์ที่ได้จะมีความคมชัดและสามารถแสดงรายละเอียดต่าง ๆ ภายในภาพได้เป็นอย่างดี ดังแสดงในภาพที่ 5.5 และภาพที่ 5.6

ภาพที่ 5.8



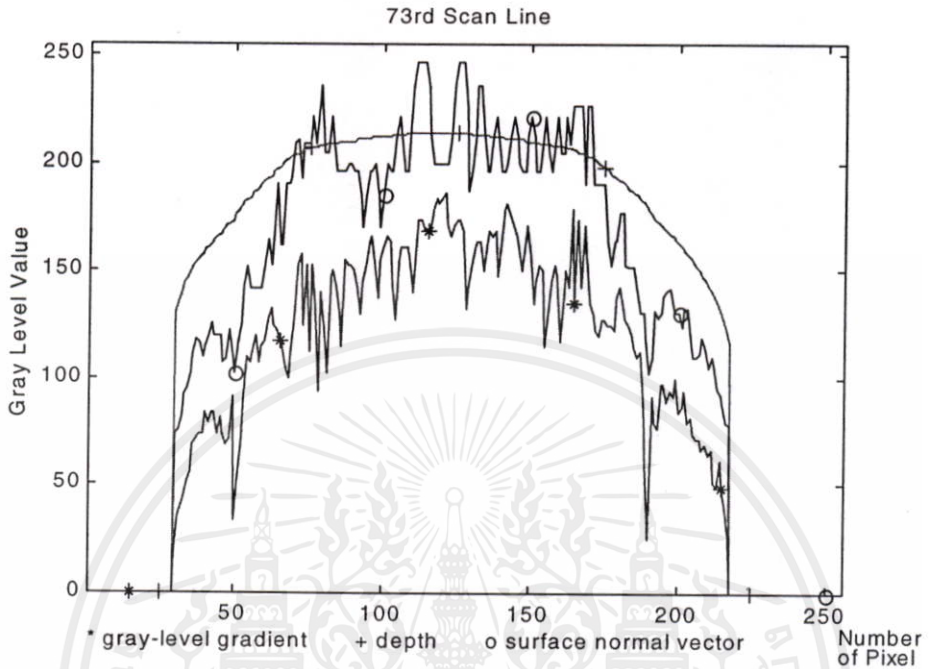
(a.)



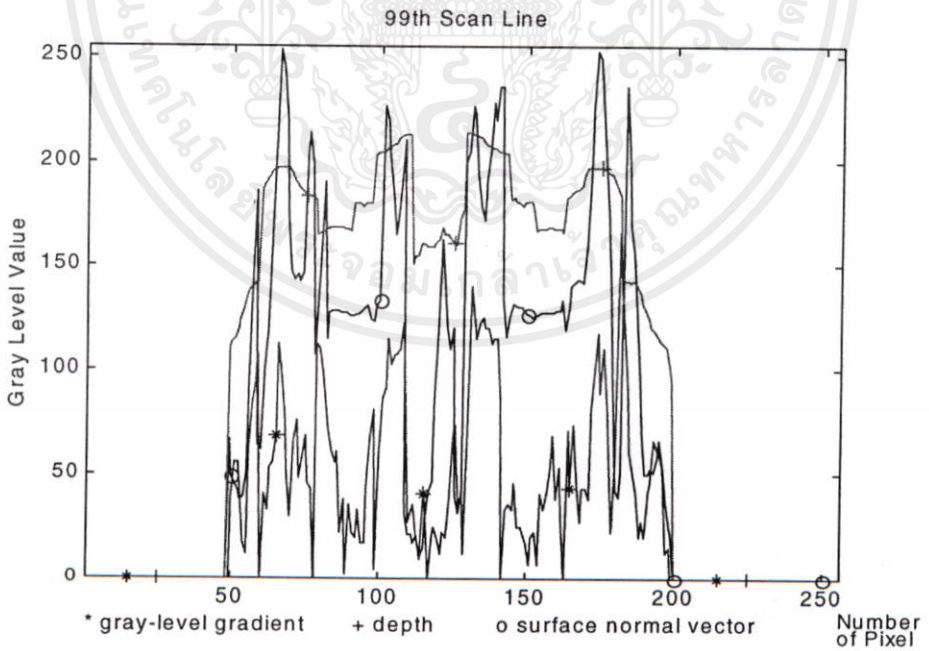
(b.)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่ 5.8 (ต่อ)



(c.)

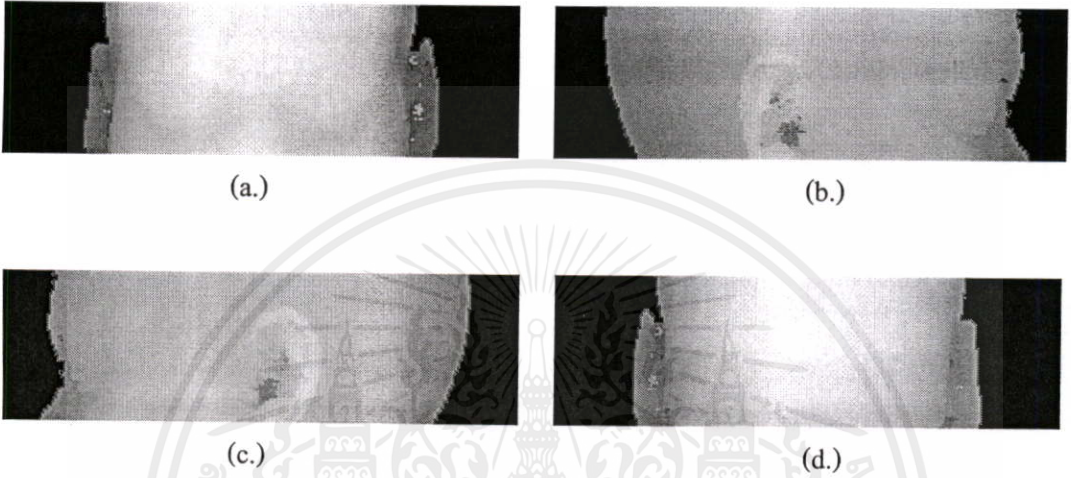


(d.)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 แสดงค่าปริมาณความเข้มของแสงที่สแกนไลน์ต่างๆ ที่ได้จากการกำหนดความเข้มของแสงด้วยวิธี
 การทั้งสาม

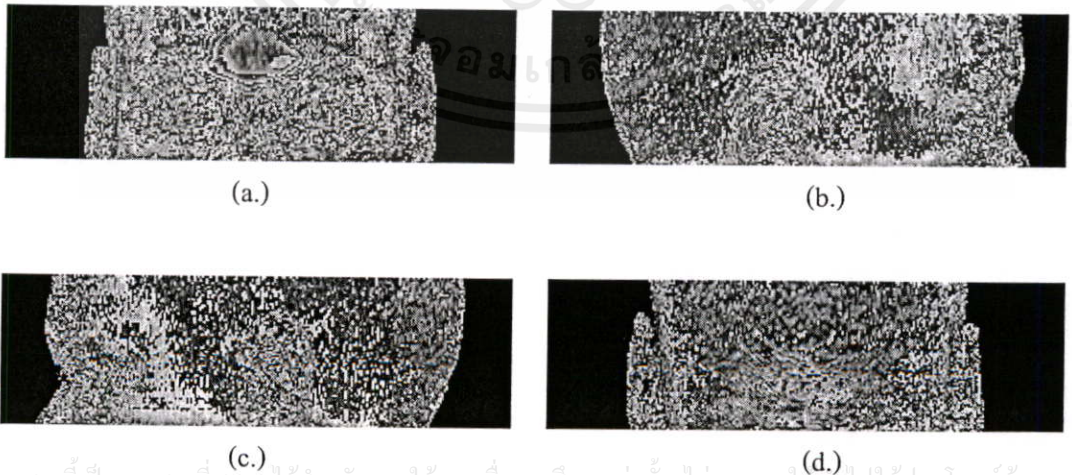
5.2 การสร้างภาพ 3 มิติโดยใช้ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่อง MRI

ภาพที่ 5.9



แสดงภาพโครงสร้างของสิริระในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Depth Shading โดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง MRI (Threshold Value = 30)

ภาพที่ 5.10



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
แสดงภาพโครงสร้างของสิริระในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธี Gray-Level Gradient Shading โดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง MRI (Threshold Value = 30)

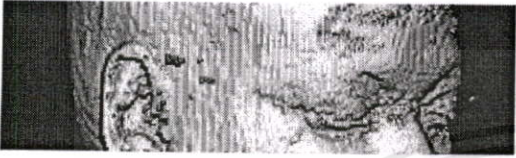
ภาพที่ 5.11



(a.)



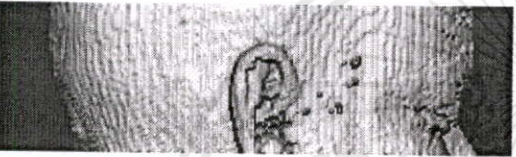
(b.)



(c.)



(d.)



(e.)



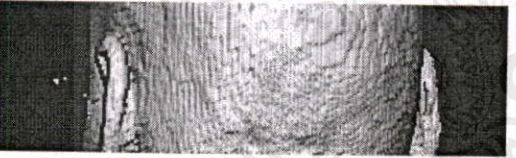
(f.)



(g.)



(h.)



(i.)



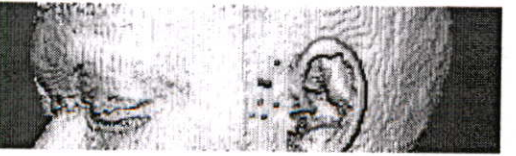
(j.)



(k.)



(l.)



(m.)



(n.)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะถือครองในรูปแบบใดก็ตามโดยไม่ขออนุญาตจากเจ้าของเอกสารหรือแจ้งการนำไปใช้
 แสดงภาพโครงสร้างของศีรษะในลักษณะ 3 มิติที่ได้จากวิธีพิจารณาเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุ
 โดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง MRI (Threshold Value = 30)

บทที่ 6

บทสรุป

6.1 สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลองที่ได้จากการสร้างภาพ 3 มิติด้วยวิธีการต่าง ๆ ดังที่แสดงในบทที่ 5 นั้น จะพบว่าการสร้างภาพ 3 มิติโดยใช้วิธี Depth Shading จะให้ค่าของระดับความสว่างภายในภาพที่ต่อเนื่องและราบเรียบกันไปตลอดทั้งภาพ และนอกจากนั้นการคำนวณต่าง ๆ ในการสร้างภาพก็ไม่ซับซ้อนเท่าใดนักจึงทำให้ง่ายแก่การทำซ้ำ โดยเราจะพบเห็นวิธีการดังกล่าวนี้ได้ทั่วไปในงานทางด้านคอมพิวเตอร์กราฟฟิค แต่ข้อเสียของการสร้างภาพด้วยวิธีนี้ก็คือเราจะพบว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้จะไม่สามารถแสดงให้เห็นถึงความแตกต่างระหว่างเนื้อเยื่อที่อยู่ใกล้เคียงกันได้ ดังนั้นจึงไม่เหมาะสมกับการนำไปประยุกต์ใช้งานในการสร้างภาพชิ้นส่วนของอวัยวะ ซึ่งในงานประเภทนี้ต้องการรายละเอียดในส่วนต่าง ๆ ของอวัยวะอย่างชัดเจน และสำหรับวิธีการที่สองคือการสร้างภาพ 3 มิติด้วยวิธี Gray-Level Gradient Shading ซึ่งการสร้างภาพด้วยวิธีนี้จะเกิดจากการนำค่าของระดับเทาที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของเนื้อเยื่อมาหาค่าผลต่างและจากนั้นจึงนำค่าของผลต่างระหว่างค่าระดับเทาของเนื้อเยื่อที่ได้ไปกำหนดเป็นค่าปริมาณความเข้มของแสงบนพื้นผิวของวัตถุต่อไป โดยค่าของระดับเทาที่เนื้อเยื่อต่าง ๆ จะแสดงถึงค่าความหนาแน่นของเนื้อเยื่อบริเวณนั้น ๆ ซึ่งจากผลการทดลองจะพบว่าในการสร้างภาพด้วยวิธีนี้เมื่อนำไปใช้กับข้อมูลภาพ CT ภาพที่ได้จะมีความสมบูรณ์มากกว่าภาพที่ได้จากการสร้างโดยใช้ข้อมูลภาพจากเครื่อง MRI ทั้งนี้เนื่องจากความหนาแน่นของเนื้อเยื่อในบริเวณใกล้เคียงกันเมื่อแสดงด้วยภาพ MRI นั้นจะไม่ได้เกิดการเปลี่ยนแปลงของค่าระดับเทาอย่างทันทีทันใดจึงมีผลให้เมื่อนำค่าของระดับเทาที่ตำแหน่งต่าง ๆ มาลบกันจะมีค่าเป็นศูนย์จึงเห็นเป็นจุดดำปรากฏอยู่ทั่วไปในภาพ ซึ่งจะพบว่าภาพที่ได้จะขาดความคมชัดและรายละเอียดต่าง ๆ ภายในภาพไป

ไม่ว่าการเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่าการเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

สำหรับในส่วนของการสร้างภาพ 3 มิติด้วยวิธีพิจารณาจากเวกเตอร์ปกติบนพื้นผิวของวัตถุที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะพบว่าจะเป็นการคำนวณหาค่าเวกเตอร์ปกติที่แต่ละจุดบนพื้นผิว

ของวัตถุโดยนำเอาจุดต่าง ๆ ที่อยู่ข้างเคียงมาพิจารณาหาความสัมพันธ์ในลักษณะของเวกเตอร์ ซึ่งข้อมูลของเวกเตอร์ปกติที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นผิวของวัตถุนั้นสามารถนำไปใช้ในการกำหนดค่าปริมาณความเข้มของแสงบนวัตถุได้โดยตรง ซึ่งจากผลการทดลองสร้างภาพ 3 มิติจากข้อมูลภาพอินพุตทั้งสองชนิดนั้นจะเห็นได้ว่าจากวิธีการสร้างภาพ 3 มิติที่น่าเสนอนี้จะไม่ขึ้นอยู่กับ การเปลี่ยนแปลงของค่าระดับเทาภายในภาพตัดขวาง โดยภาพที่ได้จะมีความคมชัดและสามารถแสดงรายละเอียดต่าง ๆ ภายในภาพได้เป็นอย่างดี

ในการทดลองสร้างภาพ 3 มิติด้วยวิธีการต่าง ๆ ที่ได้นำเสนอผ่านมามีทั้งหมดนี้ จะพบว่าส่วนที่สำคัญมากที่สุดส่วนหนึ่งสำหรับการสร้างภาพ 3 มิติของทุกวิธีดังที่กล่าวมาแล้วนั้นก็คือจำนวนของภาพตัดขวางต้นฉบับที่จะใช้ในการสร้างภาพ กล่าวคือถ้าจำนวนของภาพตัดขวางที่ใช้เป็นข้อมูลอินพุตให้กับระบบนั้นมีจำนวนมากก็จะส่งผลให้ภาพ 3 มิติที่ได้มีความสมบูรณ์ของภาพมากยิ่งขึ้น โดยในการวัดความถูกต้องของภาพที่ได้สำหรับในงานประเภทนี้ยังคงต้องอาศัยการตรวจวินิจฉัยและยืนยันจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญอีกครั้งหนึ่งในการตรวจรับรองผลว่าภาพที่ได้จะมีความถูกต้องมากน้อยเพียงใด

6.2 แนวทางในการพัฒนา

ในขั้นตอนของการสร้างภาพ 3 มิติที่ได้นำเสนอผ่านมานี้จะพบว่าในส่วนของการแยกแยะวัตถุต่าง ๆ ภายในภาพ เพื่อนำมาสร้างเป็นภาพ 3 มิตินั้น ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้วิธีการกำหนดค่าการตัดสินใจ หรือ Threshold value เป็นตัวแยกแยะเนื้อเยื่อในส่วนต่าง ๆ ซึ่งจากวิธีการนี้เราจะสามารถเลือกแสดงเนื้อเยื่อได้เฉพาะในส่วนของเนื้อเยื่อที่มีค่าของระดับเทาที่เด่นชัดภายในภาพ เช่น กระโหลกศีรษะ แต่จะไม่สามารถแยกแยะอวัยวะที่สำคัญ เช่น เนื้อเยื่อบริเวณสมอง ได้ เนื่องจากเนื้อเยื่อในส่วนนี้จะมีรายละเอียดที่จะต้องทำการพิจารณาอย่างมาก ดังนั้นในงานวิจัยที่จะพัฒนาต่อไปในส่วนนี้ก็คือ ต้องทำการพัฒนาวิธีการที่จะแยกแยะเนื้อเยื่อในส่วนต่าง ๆ ที่ต้องการออกมาแสดงให้เห็นได้อย่างเด่นชัด ยกตัวอย่างเช่นในกรณีของเนื้อเยื่อบริเวณสมองเป็นต้น ซึ่งก็จะเป็นประโยชน์สำหรับการนำไปประยุกต์ใช้งานในทางการแพทย์ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

- [1] Alan Watt, "3D Computer Graphics," Addison Wesley, 1993.
- [2] Chan S. Park, "Interactive Microcomputer Graphics," Addison Wesley, 1985.
- [3] D.F. Rogers and J.A. Adams, "Mathematical Elements for Computer Graphics," McGraw-Hill, New York, 1976.
- [4] Jae S. Lim, "Two-Dimensional Signal and Image Processing," Prentice-Hall International Editions, 1990.
- [5] John H. Mathews, "Numerical Methods," Prentice-Hall International Editions, 1987.
- [6] R.C. Gonzalez, Richard E. Wood, "Digital Image Processing," Addison Wesley Publishing company Inc, 1992.
- [7] R. Sedgewick, "Algorithms," Addison Wesley Publishing Company, Inc, 1988.
- [8] K. H. Hohne, R. Bernstein, "Shading 3D Imags from CT Using Gray-Level Gradients," IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. MI-5, pp.45-47, 1986.
- [9] Maher A. Sid-Ahmed, "Image Processing Theory, Algorithms and Architectures," McGraw-Hill, Inc., 1995
- [10] Lih-Shyang Chen, Gabor T. Herman, R. Anthony Reynolds, and Jayaram K. Udupa, "Surface Shading in the Cuberille Environment," IEEE Computer Graphics and Applications, Vol.5, No.12, pp.33-43 Dec. 1985.
- [11] M. Bomans, K.H. Hohne, U. Tiede, M. Reimer, "3-D Segmentation of MR Images of the Head for 3-D Display," IEEE Trans. Med. Imaging Vol.9, No.2, 1990.
- [12] สุพจน์ จันทร์วิพัฒน์, สุรพันธุ์ เอื้อไพฑูลย์, กิตติพล ชิตสกุล, มนัส สัจวรศิลป์, "การสร้างภาพ 3 มิติโดยใช้วิธีพิจารณาจากเวกเตอร์ปกติของพื้นผิว," การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 20 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, หน้า 542-547, 2540.
- [13] ชฎิล แก้วปลั่ง, "แบบจำลองการส่องสว่างของวัตถุในคอมพิวเตอร์กราฟฟิก," วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2539

บรรณานุกรม

- [14] มานัส มงคลสุข, “พื้นฐานทางฟิสิกส์ของ CT และ MRI,” ไพศาลศิลป์การพิมพ์, กทม., 2532.
- [15] ไพบุลย์ ทองมาก, สุจิตรา ทองมาก, “หลักการพื้นฐานของ MRI,” หน่วยโสตทัศนศึกษา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์, 2535.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



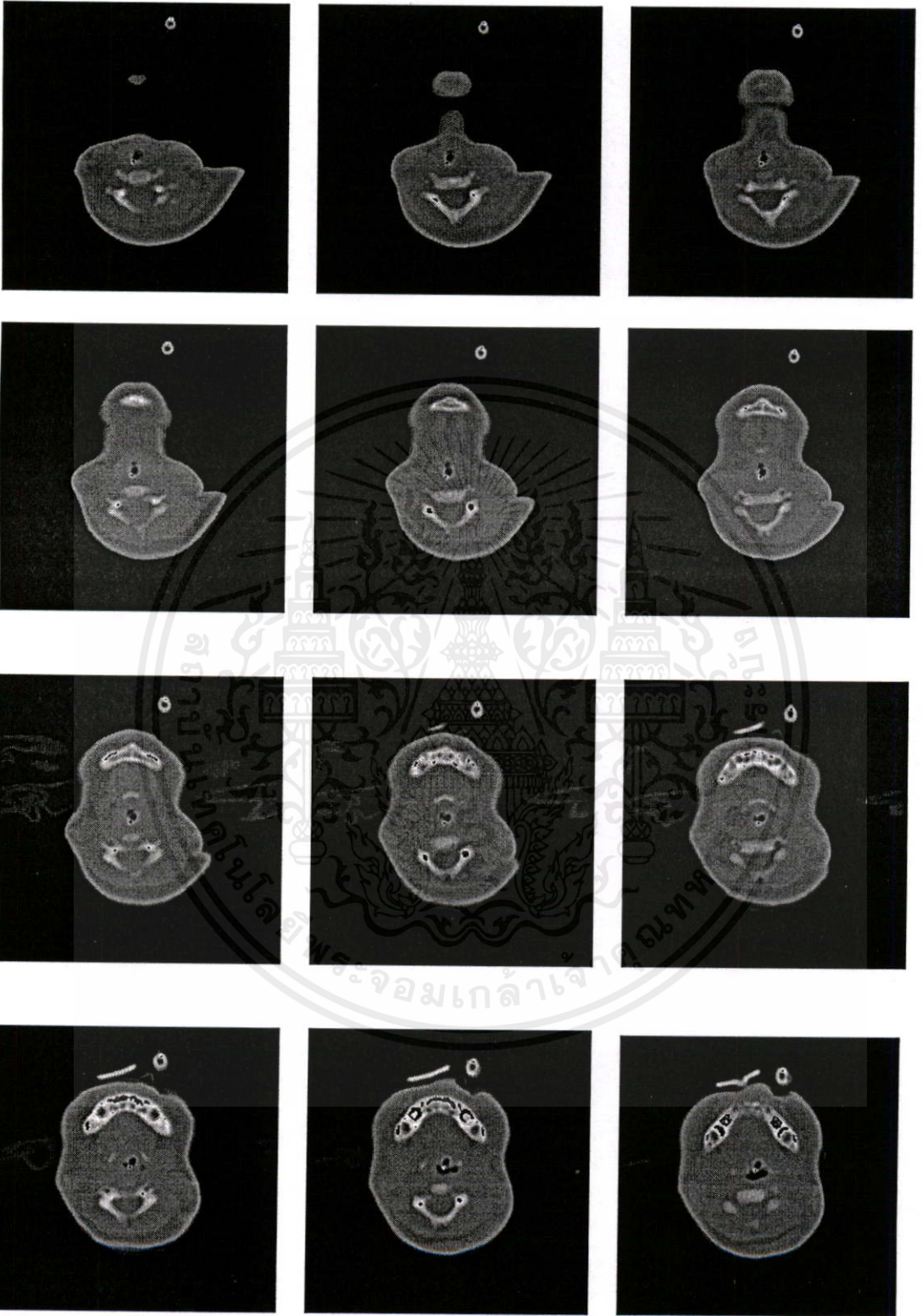
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



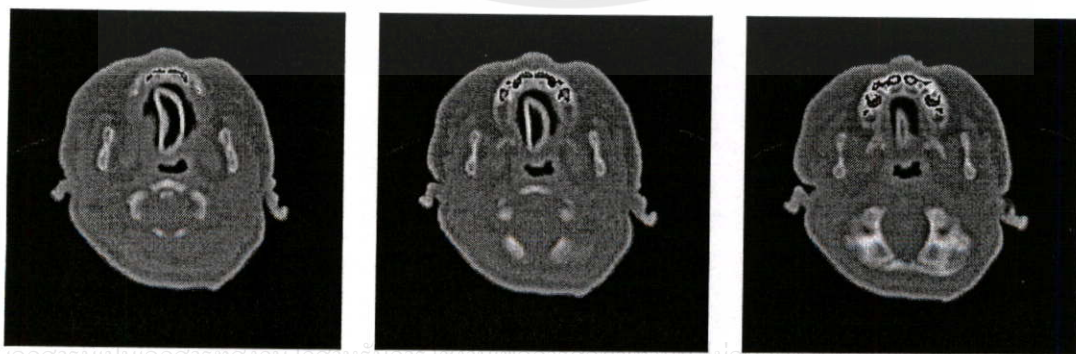
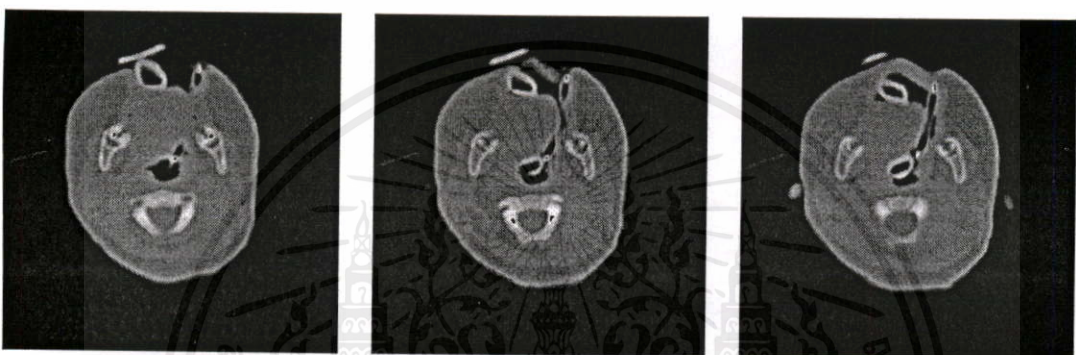
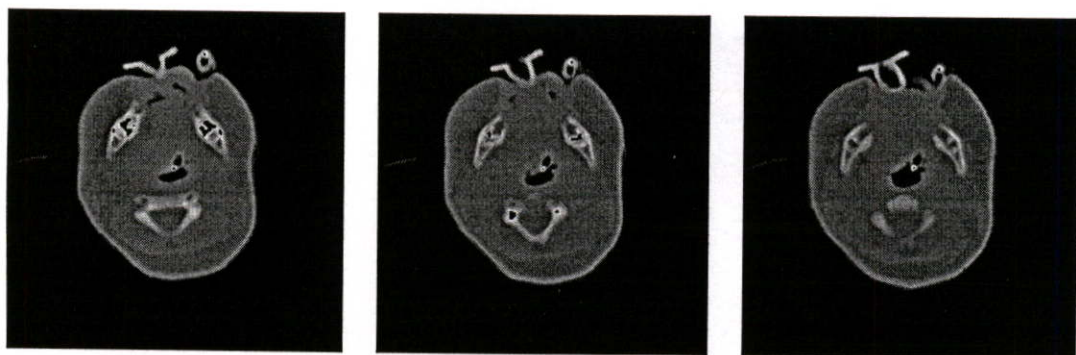
ภาคผนวก ก

แสดงตัวอย่างภาพ CT ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลอง

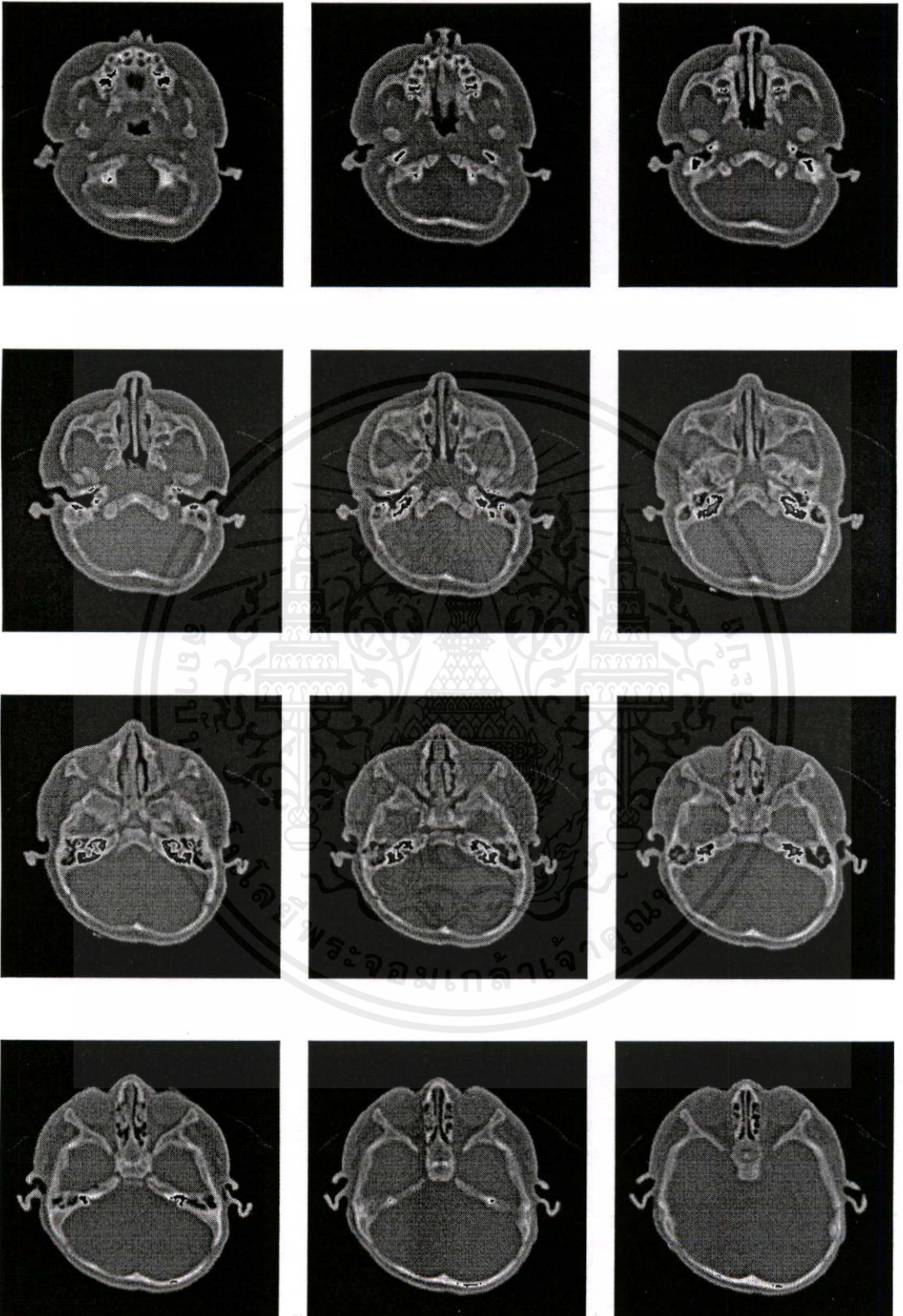
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



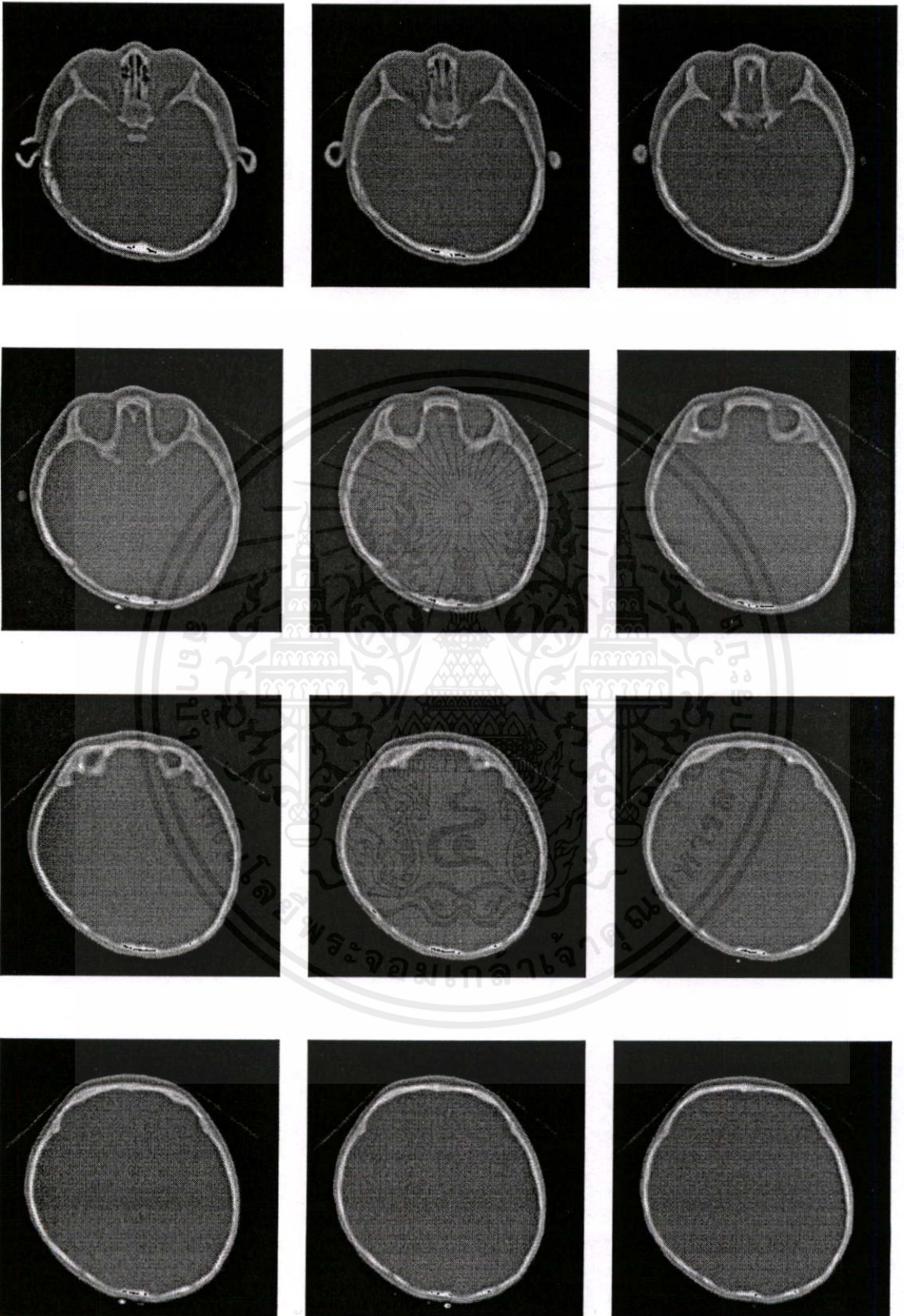
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



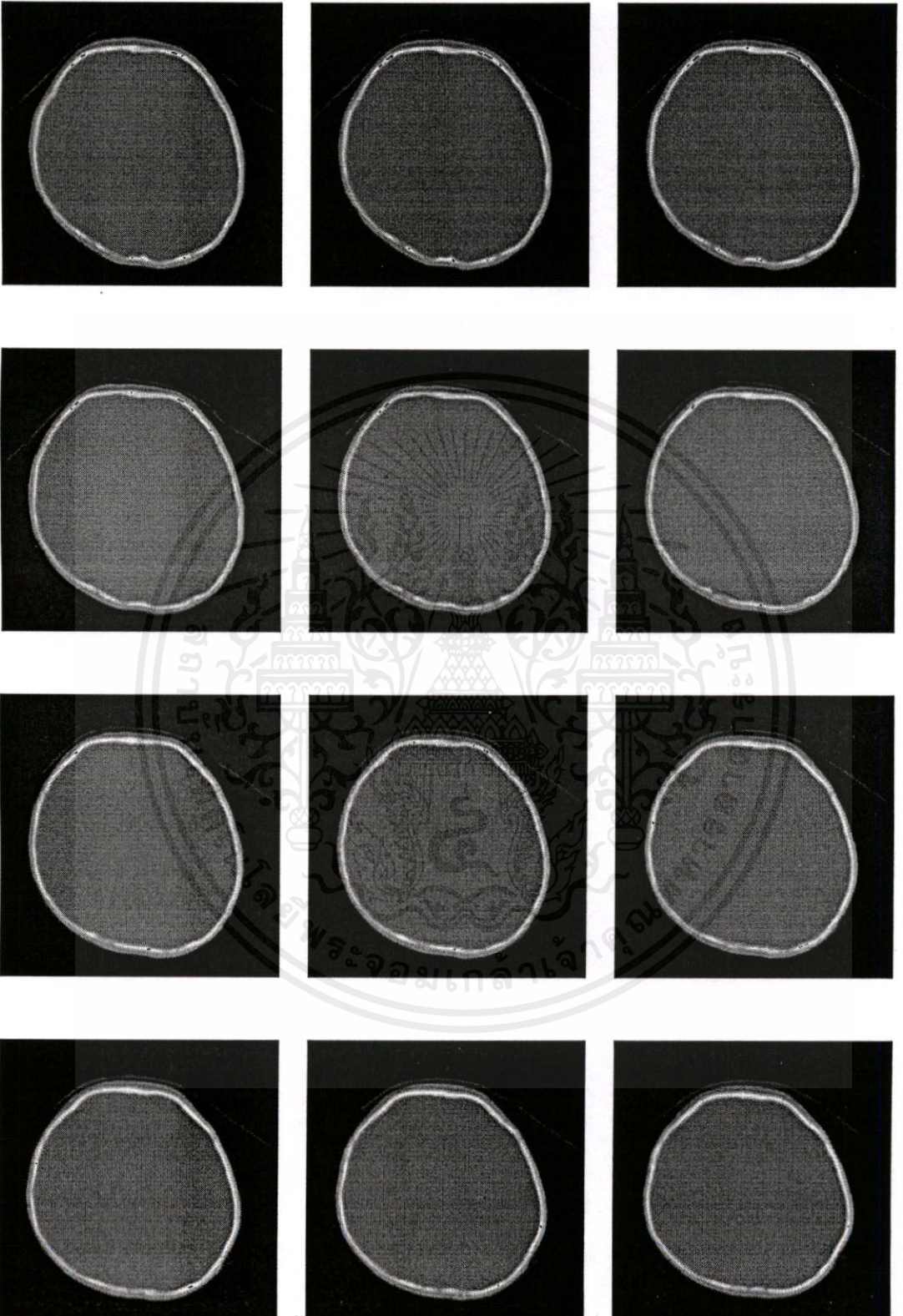
เอกซารีนเป็นเอกซารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่หรือใช้
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



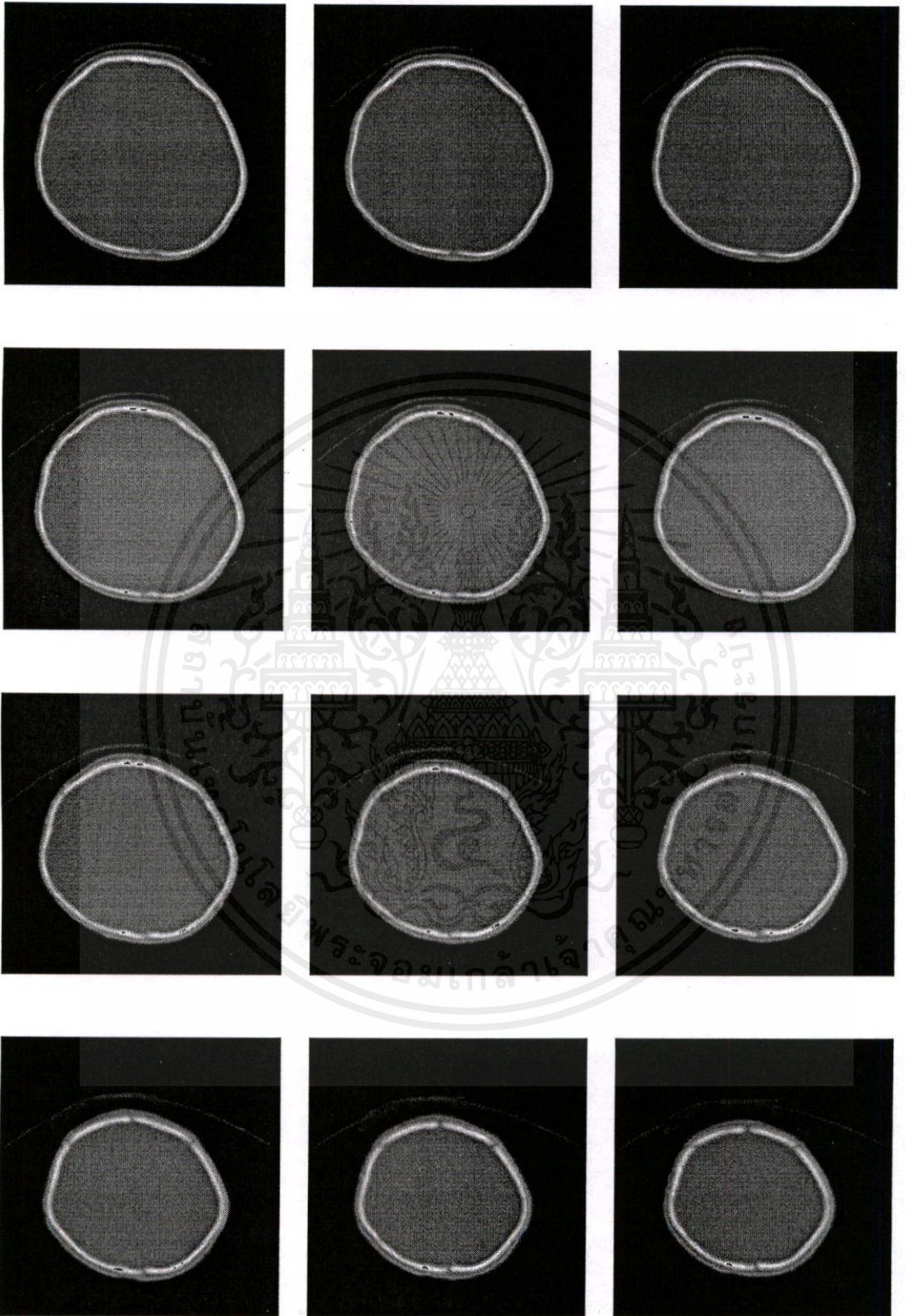
เอกซเรย์เป็นเอกซเรย์ทรวงอก หรือสรีรวิทยาเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเห็นใบเขียวหรือ เช่นบนภาพการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



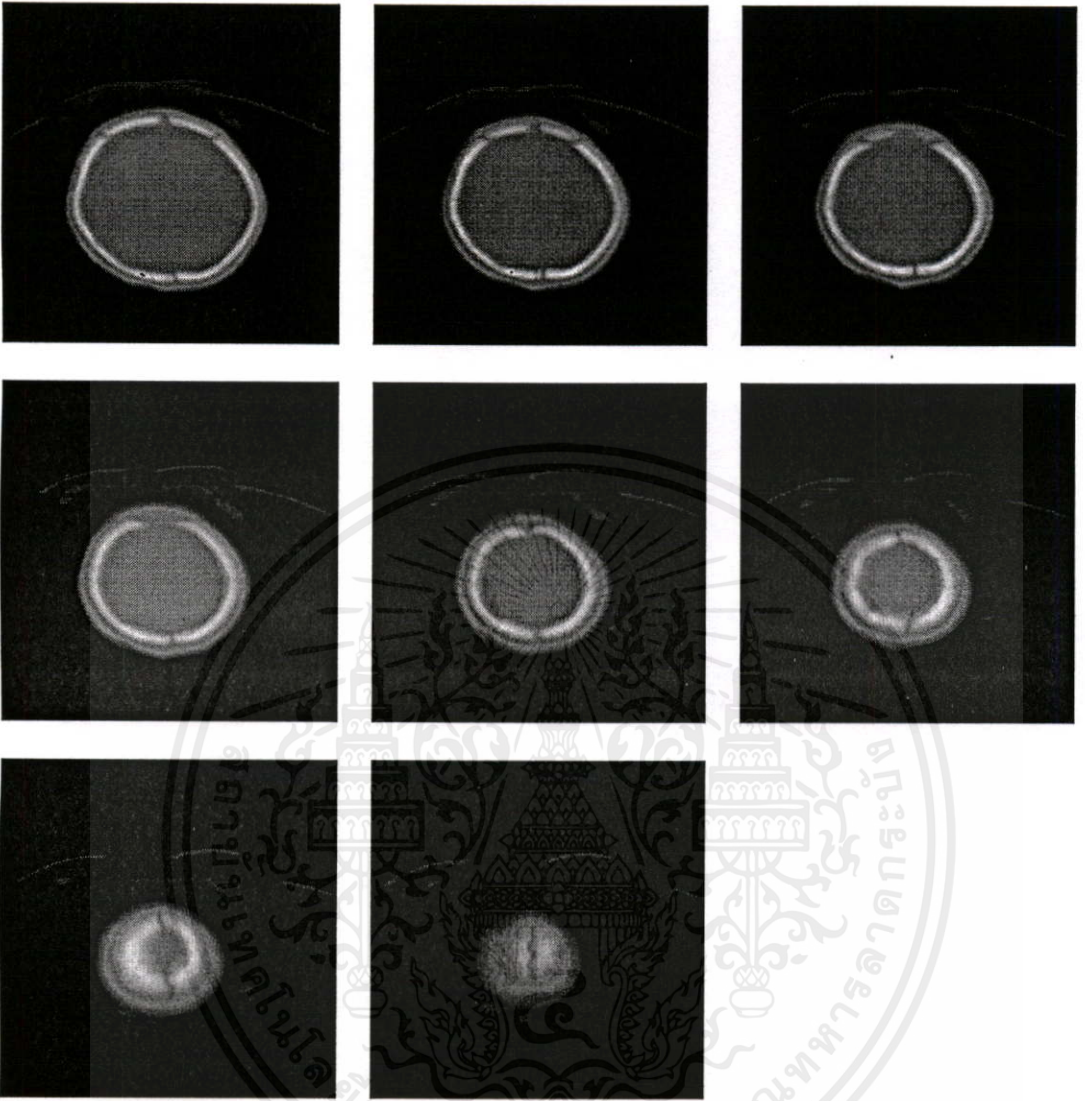
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือจำหน่าย
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเนื้อหาเว็บไซต์หรือเว็บไซต์อื่นที่นำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกซเรย์เช่นเอกซเรย์ทรวงอกหรือสปีนัลหรือการวินิจฉัยเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเห็นประโยชน์ เช่น ตรวจพบก้อนเนื้อ
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



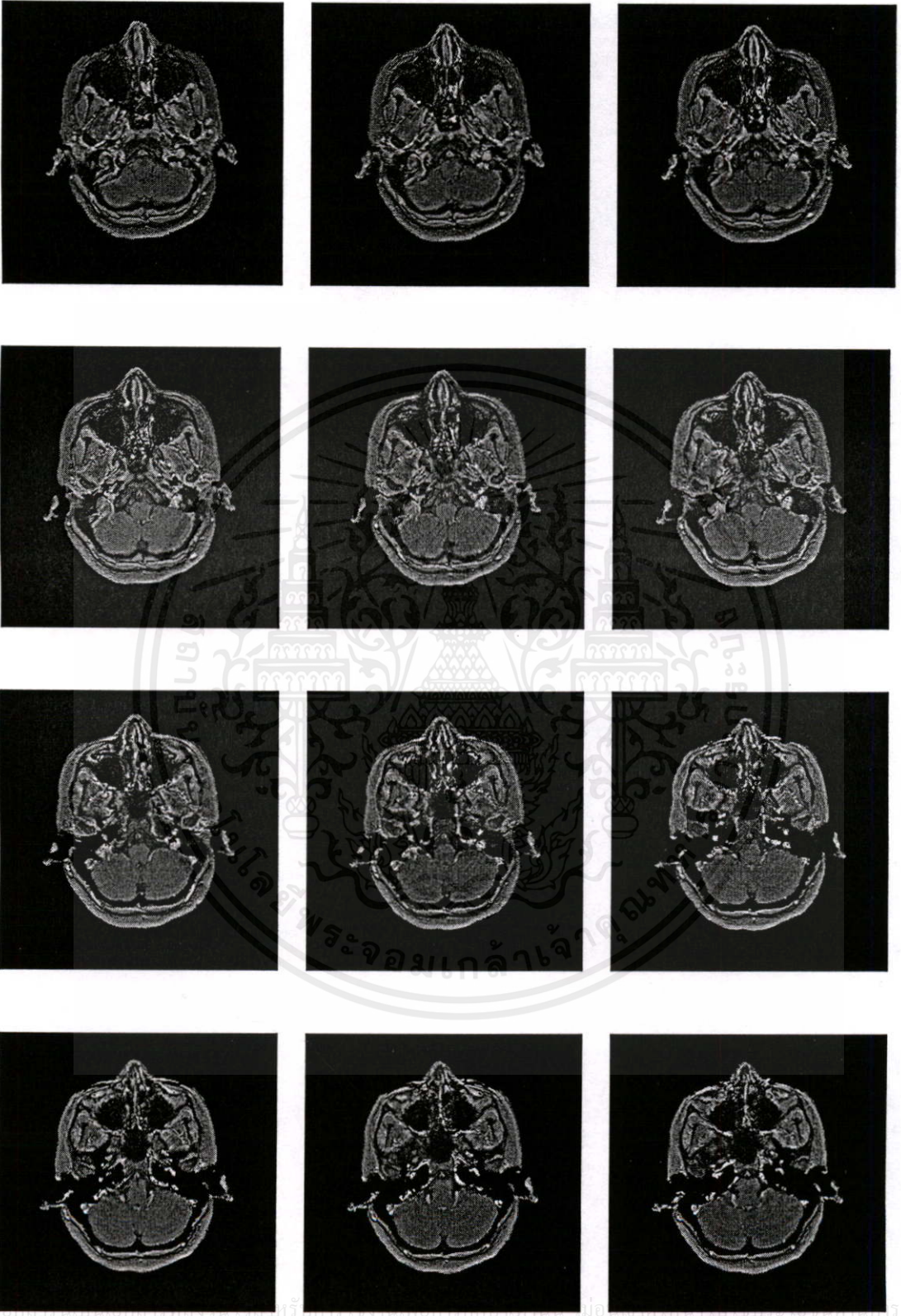
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



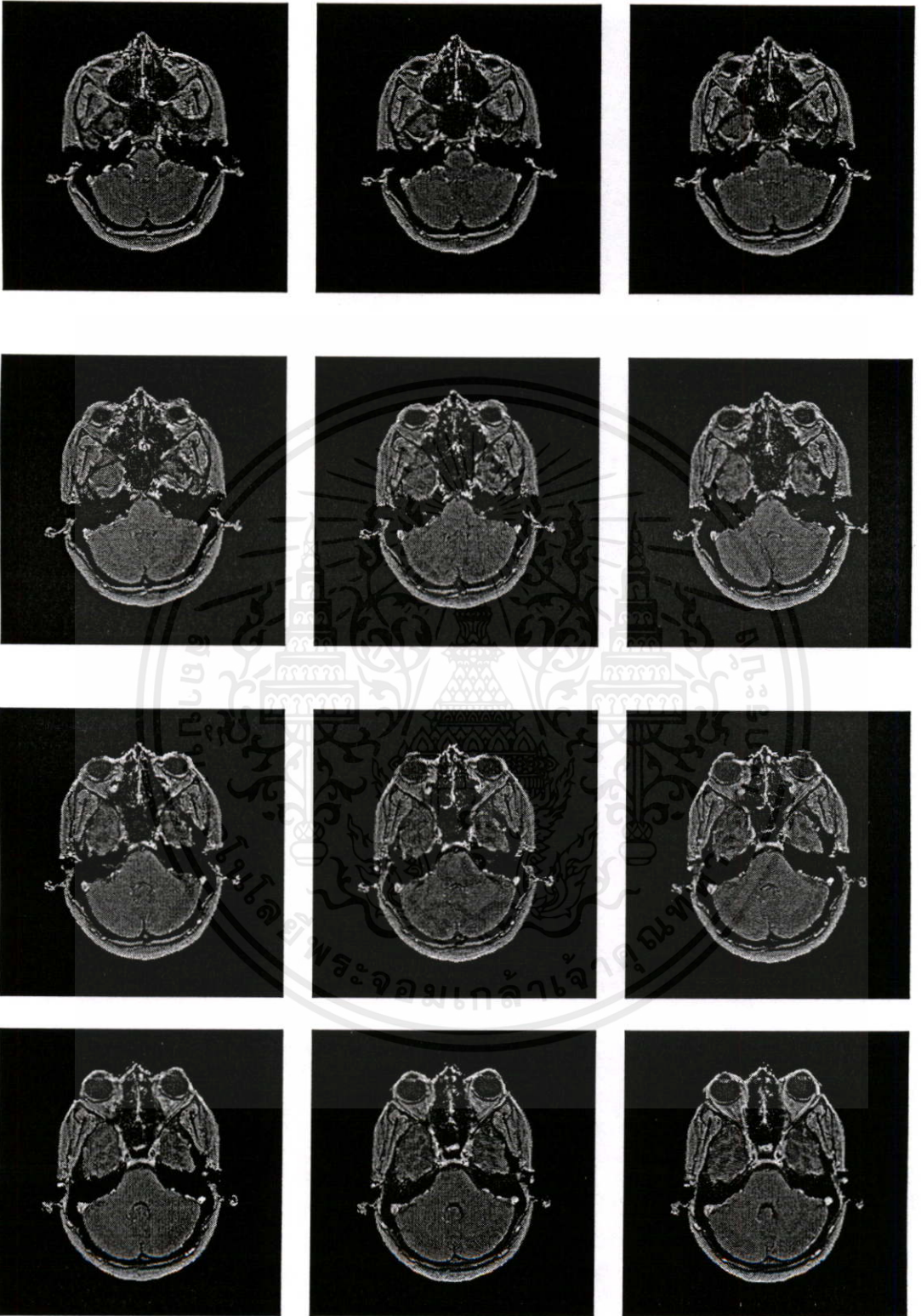
ภาคผนวก ข

แสดงตัวอย่างภาพ MRI ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลอง

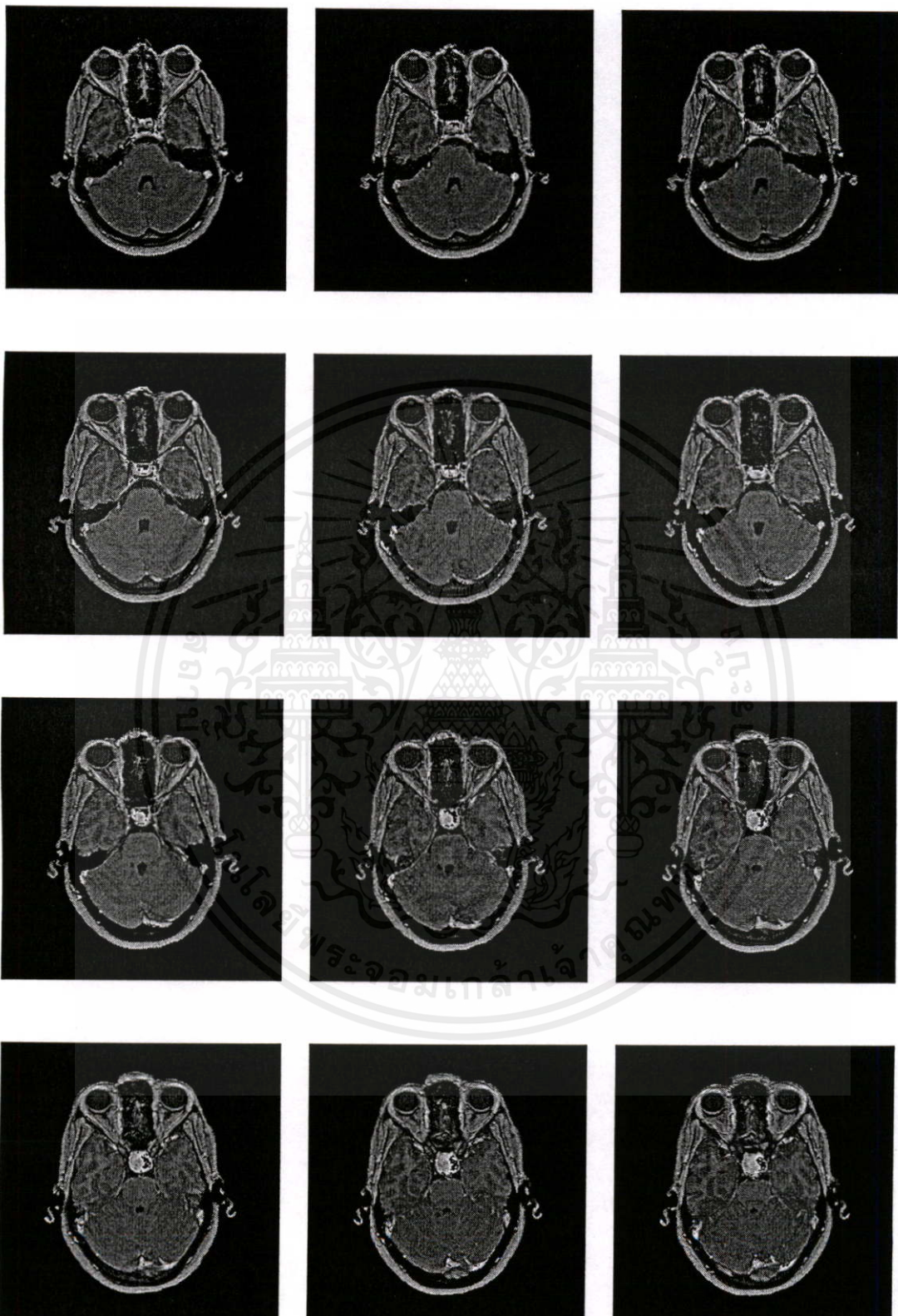
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



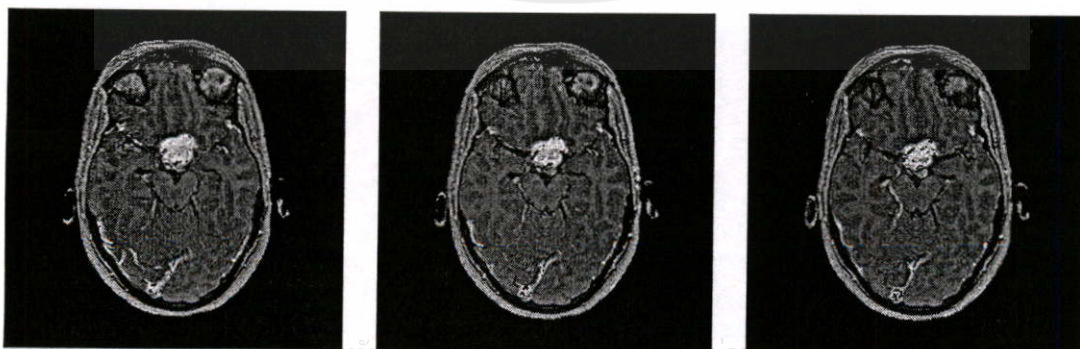
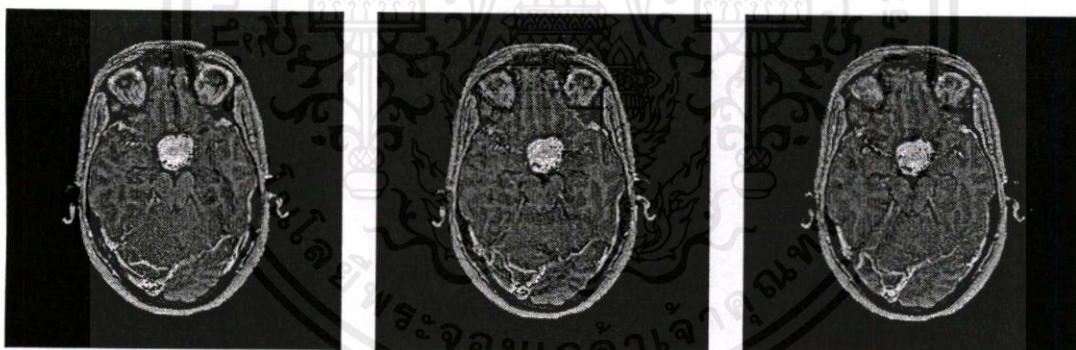
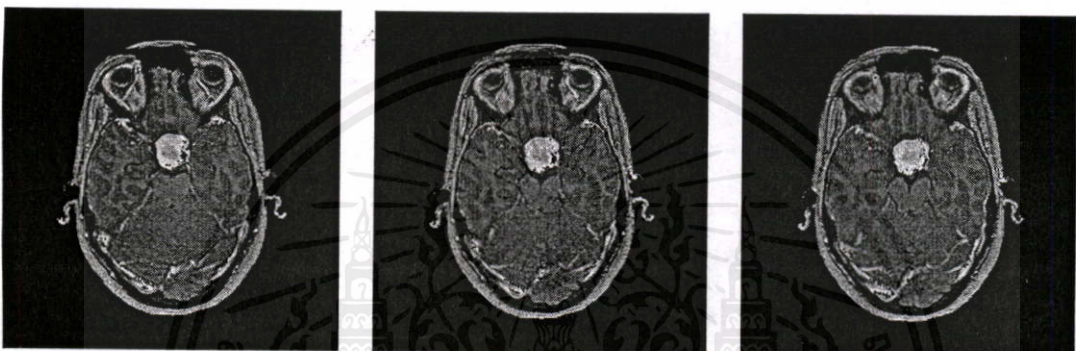
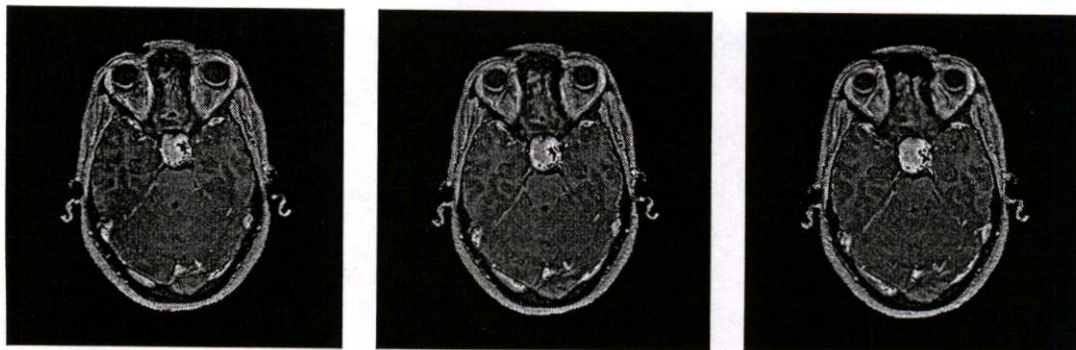
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



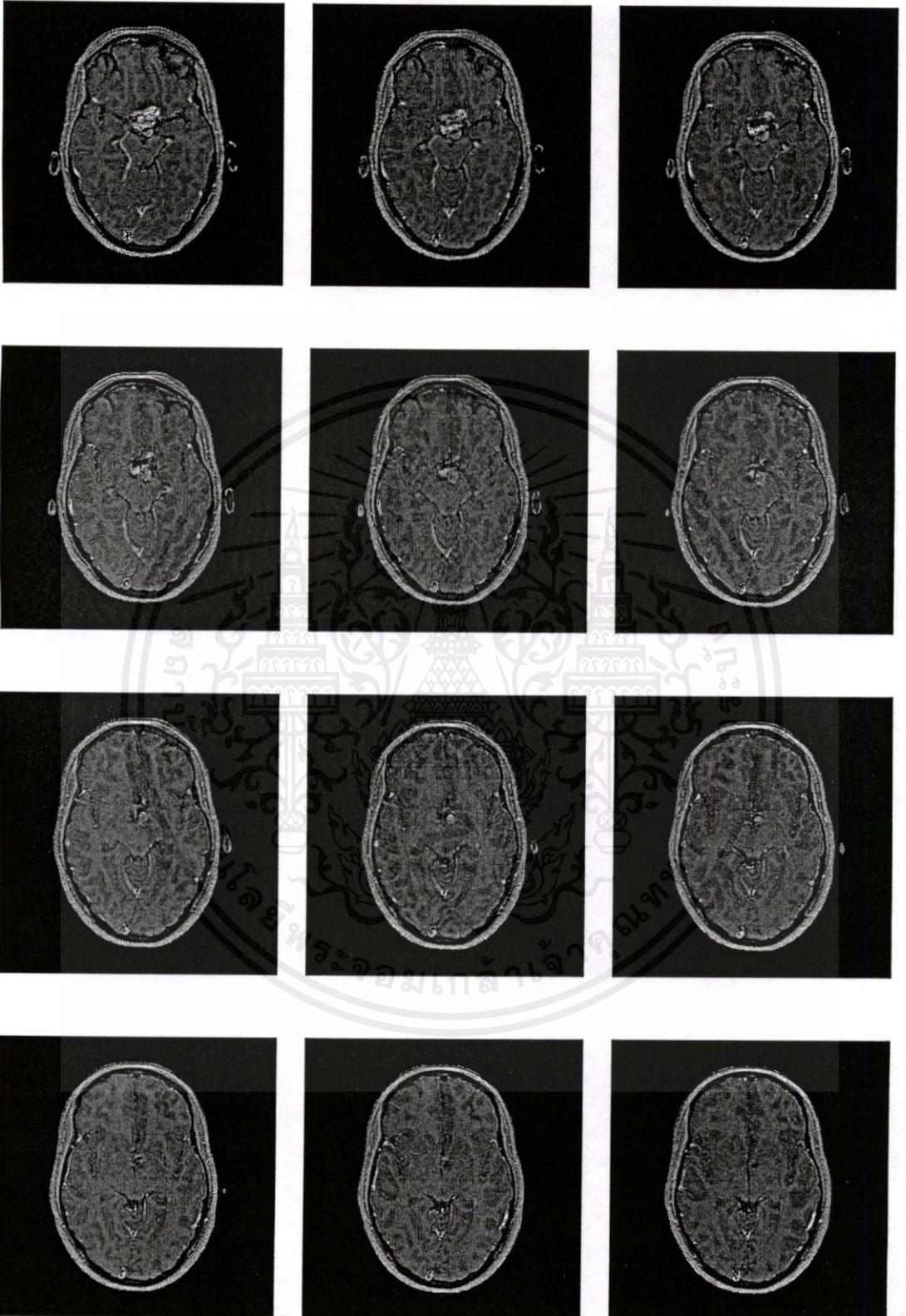
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



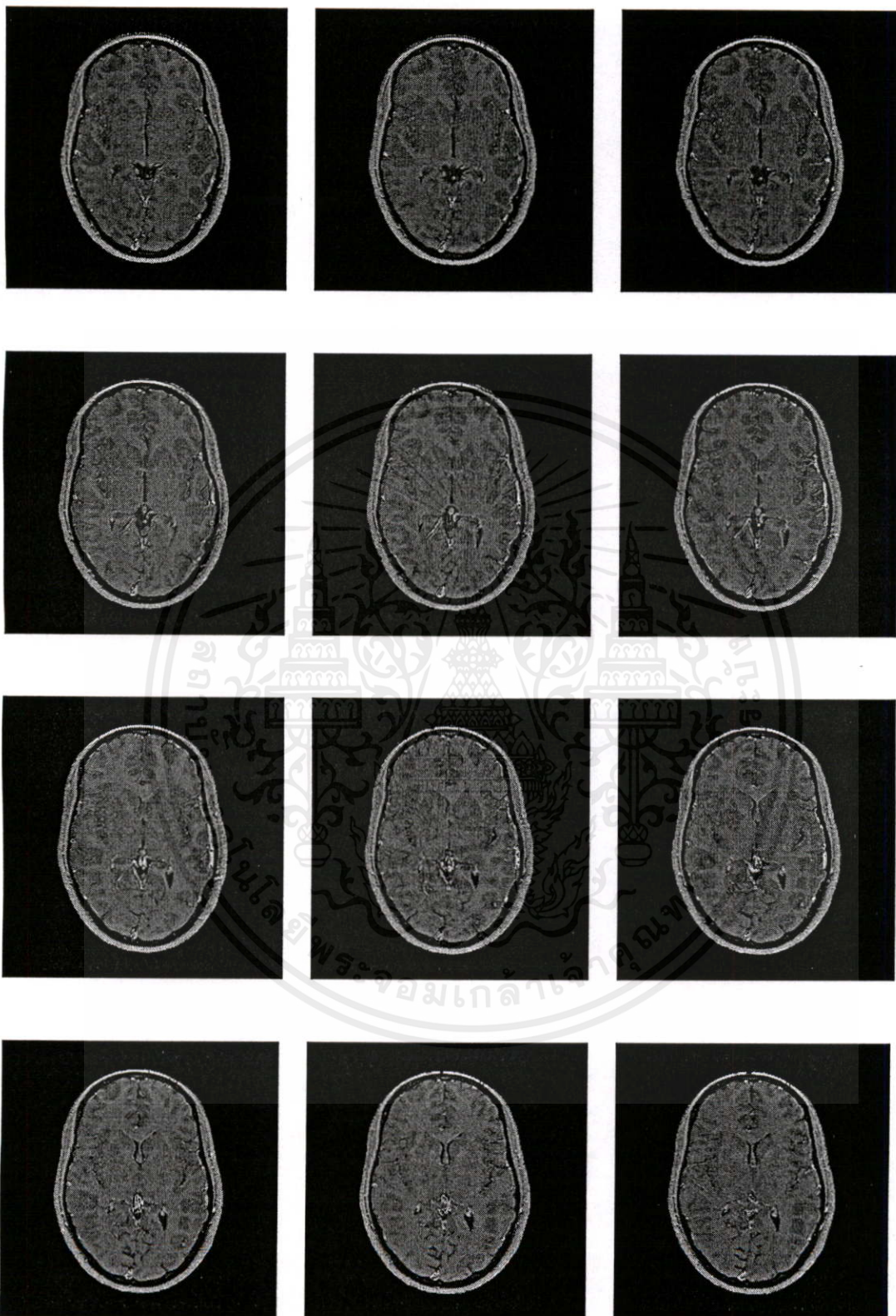
เอกซเรย์เป็นเอกซเรย์ทรวงอก เวลาที่รับการตรวจงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเห็นโรคเฉียบพลัน เช่น หลอดลมอักเสบ
 ไม่ว่าจะฉีดใดๆทั้งนี้ อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



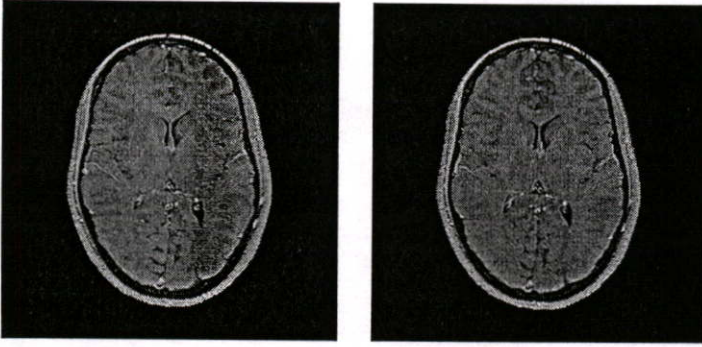
เอกซเรย์เช่นเอกซเรย์ทรวงอก หรือ เอ็กซเรย์กระดูกสันหลัง เพื่อหาสาเหตุของโรค เช่น วัณโรค หรือ มะเร็งที่แพร่กระจาย
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้า เฉพาะในสถานศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถเผยแพร่หรือใช้ประโยชน์อื่นใด
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ	นายสุพจน์ จันทรวีวัฒน์
เกิดวันที่	20 ตุลาคม พ.ศ. 2515 จังหวัดสมุทรปราการ
การศึกษา	ปีการศึกษา 2530-2533 ระดับ ปวช. สาขาอิเล็กทรอนิกส์ โรงเรียนเทคโนโลยีกรุงเทพ ปีการศึกษา 2533-2535 ระดับ ปวส. สาขาอิเล็กทรอนิกส์ มหาวิทยาลัยสยาม ปีการศึกษา 2535-2537 ระดับ ปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์อุตสาหกรรม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์	สุพจน์ จันทรวีวัฒน์, สุรพันธุ์ เอื้อไพบูรณ์, กิตติพล ชิตสกุล, มนัส สังวรศิลป์, “การสร้างภาพ 3 มิติโดยใช้วิธีพิจารณาจาก เวกเตอร์ปกติของพื้นผิว,” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรม ไฟฟ้าครั้งที่ 20 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, หน้า 542-547, 2540.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้