



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การพัฒนาระบบการสร้างภาพโทโมกราฟฟี
สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กโดยใช้ตัวรับภาพความ
ละเอียดสูง

Development of a small computed
tomography system using high resolution
detector

สำนักหอสมุด มหาวิทยาลัยนครสวรรค์
วันลงทะเบียน..... 2 ส.ย. 2558
เลขทะเบียน..... 16965358
เลขเรียกหนังสือ..... 9 RC

78.7

76

88425

2556

โดย

สุมาลี ยับสันเทียะ และคณะ

มิถุนายน 2556

สัญญาเลขที่ R2555C111

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การพัฒนาระบบการสร้างภาพโทโมกราฟฟี
สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กโดยใช้ตัวรับภาพความ

ละเอียดสูง

Development of a small computed
tomography system using high resolution
detector

สุมาลี ยับสันเทียะ

ผศ.ดร. นันทวัฒน์ อู่ดี

คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

สนับสนุนโดยกองทุนวิจัยมหาวิทยาลัยนเรศวร

กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgement)

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณทุนอุดหนุนการวิจัยกองทุนวิจัยมหาวิทยาลัยนเรศวร ปี พ.ศ. 2555 ที่ให้การสนับสนุนการวิจัยทั้งหมด คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวรและภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวรที่สนับสนุนเครื่องมือและสถานที่ในการทำวิจัย ทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

สมาลี ยับสันเทียะ
หัวหน้าโครงการวิจัย



บทคัดย่อ

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นเครื่องมือการสร้างภาพที่มีบทบาทสำคัญในการตรวจวินิจฉัยโรคมะเร็งค่อนข้างมาก การศึกษาวิจัยเพื่อพัฒนาการรักษาให้มีประสิทธิภาพสูงนับเป็นสิ่งจำเป็นมาก ด้วยเหตุที่การศึกษาและการติดตามการรักษาโรคในมนุษย์จะต้องคำนึงถึงความเหมาะสมเป็นหลัก ด้วยเหตุนี้การศึกษาวิจัยเพื่อการตรวจรักษาโรคในสัตว์ทดลองก่อนนำผลการรักษามาใช้กับมนุษย์จึงเป็นอีกหนึ่งทางเลือกที่ควรพิจารณาเป็นอย่างยิ่ง การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ทำการสร้างระบบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยใช้ตัวรับภาพชนิดฟิล์มสกรีนสำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก จากผลการตรวจสอบสมรรถนะของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยการทดสอบการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กตามมาตรฐานของ American College of Radiology ประกอบด้วยการประเมิน Spatial resolution, Low contrast resolution, CT number linearity และ Uniformity พบว่าอยู่ในขอบเขตการยอมรับได้ ระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นจากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้มีขนาดเล็ก เคลื่อนย้ายได้สะดวก ประหยัดพื้นที่ใช้งานและต้นทุนในการผลิตต่ำ

Abstract

The Computed Tomography (CT) is a tool for constructing medical images that play an important role in the diagnosis of cancer very large. The study for developing the most effective cancer treatment is very necessary. Since the study and monitoring of the treatment of human disease must take into account as the main appropriate. For this reason, the investigation for the treatment of disease in animals before the treatment is applied to real human beings is another option to consider as well. The research was constructed of computed tomography system using the film-screen detector for small animals. According to the results of the performance evaluation of computed tomography system, which were obtained from testing the cross section model of the small animal phantom with the standards of the American College of Radiology (ACR) including spatial resolution, low contrast resolution, CT number linearity and uniformity, our investigations showed that obtained parameters were in the acceptable range when compared with the ACR reference value. The computed tomography system created in this research is small, easy to carrier, space-saving applications and low production cost.

บทสรุปสำหรับผู้บริหาร (Executive Summary)

โครงการ : ระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กโดยใช้ตัวรับภาพความละเอียดสูง

บทนำ (Introduction)

โรคมะเร็งพบมากในประเทศไทยและมีแนวโน้มที่มากขึ้นเรื่อยๆ โดยโรคมะเร็งได้ส่งผลกระทบต่อสุขภาพ เศรษฐกิจ และสังคมไทย โดยโรคมะเร็งเป็นสาเหตุการตายอันดับ 1 ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาวิจัยเพื่อการป้องกันและคิดค้นการรักษาให้มีประสิทธิภาพสูงสุดเพราะเป็นที่ทราบดีว่าการรักษาโรคมะเร็งนั้นทำได้ยาก โดยปกติแล้วการศึกษาและการติดตามการรักษาโรคมะเร็งในมนุษย์โดยตรงนั้นต้องคำนึงถึงทั้งด้านจริยธรรม ความเหมาะสมและประโยชน์ที่เกิดขึ้น การศึกษาวิจัยในครั้งนี้จึงได้ทำการศึกษาวิจัยเพื่อสร้างเครื่องมือสำหรับการวิจัยเพื่อตรวจรักษาสัตว์ทดลองก่อนนำผลการรักษามาใช้กับมนุษย์ ปกติแล้วการศึกษาวิจัยเพื่อทำการติดตามผลการรักษาโรคในสัตว์ทดลองใช้วิธีการผ่าสัตว์ทดลองเพื่อนำชิ้นเนื้อไปตรวจทางพยาธิวิทยา แต่วิธีดังกล่าวทำให้ขาดความต่อเนื่องในการศึกษาเพื่อติดตามการรักษา เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงมีการศึกษาวิจัยเพื่อสร้างเครื่องมือสำหรับการสร้างภาพสัตว์ทดลองขนาดเล็กขึ้นให้สามารถติดตามผลการรักษาในอวัยวะสัตว์ทดลองขณะที่สัตว์ยังมีชีวิตอยู่ซึ่งทำให้สามารถติดตามผลการรักษาได้อย่างต่อเนื่อง

เครื่องมือสร้างภาพทางรังสีวิทยาเพื่อการศึกษาวิจัยทางการแพทย์มีหลายชนิด เช่น เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป เครื่องอัลตราซาวด์หรือเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ซึ่งวัตถุประสงค์สำหรับการตรวจวินิจฉัยและประสิทธิภาพการตรวจมีความแตกต่างกัน อย่างไรก็ตามเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นเครื่องมือสร้างภาพที่ได้รับความนิยมมากในปัจจุบันเนื่องจากสามารถสร้างภาพตัดขวางร่างกายมนุษย์ได้ ทำให้สามารถศึกษาโรคในอวัยวะภายในร่างกายได้เป็นอย่างดี รวมทั้งยังสามารถสร้างภาพที่ได้ไปสร้างภาพใหม่ (image reconstruction) ให้มีลักษณะเป็น 3 มิติทำให้การตรวจรักษามีประสิทธิภาพดีขึ้นมาก อีกทั้งยังสามารถสร้างภาพที่แสดงถึงโครงสร้างของกระดูก (bone structure) เส้นเลือด (vessel) ที่หล่อเลี้ยงร่างกายส่วนต่างๆ รวมถึงสามารถระบุตำแหน่งและขนาดของก้อนมะเร็ง (tumor) ตลอดจนเนื้อเยื่อต่างๆ ภายในร่างกายได้เป็นอย่างดี แต่เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้กับมนุษย์หากนำมาใช้ในการศึกษาวิจัยในสัตว์ทดลองขนาดเล็กจะทำให้รายละเอียดของภาพไม่เพียงพอต่อการศึกษาวิจัย ด้วยเหตุที่การสร้างภาพตัดขวางสัตว์ทดลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นมีความจำเป็นอย่างมากสำหรับการศึกษาวิจัยเพื่อติดตามการรักษาโรคในสัตว์ทดลองให้มีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้น ถึงแม้ว่าในประเทศไทยนั้นได้มีผู้ศึกษาวิจัยเกี่ยวกับโรคมะเร็งโดยใช้สัตว์ทดลองเป็นจำนวนมากแต่ยังไม่เครื่องมือดังกล่าวใช้โดยสาเหตุสำคัญเกิดจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในเชิงพาณิชย์นั้นมีราคาที่สูงมาก ดังนั้นหากทำการพัฒนาเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กที่มีราคาไม่แพงมากขึ้นใช้เองภายในประเทศอาจส่งผลให้การศึกษาวิจัยที่เกี่ยวกับสัตว์ทดลองมีความก้าวหน้ามากขึ้นและอาจช่วยให้การศึกษาวิจัยเพื่อตรวจรักษาโรคมะเร็งมีการพัฒนาอย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดและเป็นการเพิ่มศักยภาพในการรักษามะเร็งให้ทัดเทียมกับนานาชาติได้ในที่สุด

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Materials and Methods)

การสร้างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสร้างภาพตัดขวางสัตว์ทดลองขนาดเล็กในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้หลอดเอกซเรย์ทางรังสีวินิจฉัยของภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร โดยสร้างอุปกรณ์จำกัดขอบเขตลำรังสีชนิดคอลลิเมเตอร์ด้านหน้าตัวรับภาพ (pre-detector collimator) ที่สร้างขึ้นจากตะกั่วเพิ่มขึ้นสำหรับป้องกันรังสีกระเจิงตกกระทบบนฟิล์มเอกซเรย์ โดยออกแบบให้คอลลิเมเตอร์ด้านหน้าตัวรับภาพสามารถปรับขนาดพื้นที่ได้ตามที่ต้องการ ระบบแกนตรึงของเครื่องได้ออกแบบให้เป็นชนิดหมุนวัตถุที่ถูกขับเคลื่อนด้วยสเต็ปมอเตอร์แบบแม่เหล็กถาวรที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (computer-controlled motor driven)

และใช้ฟิล์มเอกซเรย์สำหรับรับภาพ โดยตัวรับภาพจะเคลื่อนที่ด้วยระบบมอเตอร์เกียร์ที่สอดคล้องกันกับการหมุนวัตถุและควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์เช่นเดียวกัน การจัดระบบแกนตรึงด้วยวิธีดังกล่าวจะทำให้สามารถปรับเปลี่ยนระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุ (Source-to-object distance, SOD) และระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัด (Source-to-detector distance, SDD) เพื่อให้สามารถขยายภาพวัตถุได้ตามต้องการสำหรับกรณีที่ต้องการศึกษาเฉพาะบริเวณที่สนใจ (Field of view; FOV) ได้ ระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุสามารถปรับเปลี่ยนได้ตั้งแต่ 300-1,000 มิลลิเมตร และระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัดสามารถปรับเปลี่ยนได้ตั้งแต่ 50-500 มิลลิเมตร

ระบบนับวัดรังสีที่ใช้ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้ตัวรับภาพแบบฟิล์มสกรีนเพื่อให้ภาพตัดขวางที่ได้มีรายละเอียดที่สูง เนื่องจากฟิล์มสามารถให้รายละเอียดภาพ (spatial resolution) ที่มีขนาดเล็กมากประมาณ 10-50 ไมโครเมตรทำให้สามารถศึกษารอยโรคที่มีขนาดเล็กได้เป็นอย่างดี อีกทั้งตัวรับภาพแบบฟิล์มยังสามารถกำหนดขอบเขตการสร้างภาพบริเวณที่สนใจให้มีขนาดตามที่ต้องการได้ ฟิล์มที่ผ่านการถ่ายภาพรอบวัตถุจะถูกสแกนด้วยเครื่องสแกนฟิล์มรุ่น CX-312T บริษัท Cobrascan ที่สามารถให้รายละเอียดของจุดภาพได้มากถึง 12 บิต จากนั้นทำการสร้างภาพตัดขวางด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นด้วยโปรแกรม MATLAB version 7.12.0.635 สำหรับหลักการสร้างภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ประกอบด้วยกระบวนการได้มาของข้อมูล (Data acquiring) กระบวนการสร้างภาพ (image reconstruction) และกระบวนการประมวลผลภาพ (digital image processing)

สำหรับการตรวจสอบสมรรถนะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นจากการวิจัยในครั้งนี้ใช้วิธีการทดสอบสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลอง โดยสร้างหุ่นจำลองที่ประกอบด้วยเรซินที่มีลักษณะทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร สูง 70 มิลลิเมตร จำนวน 2 ชิ้น และหุ่นจำลองที่ทำจากท่ออะครีลิกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 41 มิลลิเมตร สูง 70 มิลลิเมตร จำนวน 2 ชิ้น จากนั้นทำการทดสอบสมรรถภาพการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองตามมาตรฐานของ American College of Radiology (ACR) ซึ่งประกอบด้วย การทดสอบเพื่อหาค่า Spatial resolution, Low contrast resolutions, CT number linearity และ Uniformity

ผลการศึกษา (Results)

ผลการสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองจากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วยระบบหมุนวัตถุ ระบบขับเคลื่อนตัวรับภาพและโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับสร้างภาพตัดขวางจากวัตถุ โดยการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ใช้การหมุนครั้งละ 3 องศา ตั้งแต่ 0 ถึง 180 องศา การหมุนวัตถุจะมีความสอดคล้องกับระยะเวลาเคลื่อนของระบบเคลื่อนฟิล์มที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ สำหรับโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี filtered backprojection reconstruction สามารถทำการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองในลักษณะ 2 มิติได้ การตรวจสอบสมรรถนะระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กใช้วิธีการประเมินผลด้วยการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กเพื่อหาค่า Spatial resolution, Low contrast resolution, CT number linearity และ Uniformity

ผลการประเมินค่า Spatial resolution ของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นจากการสร้างภาพของหุ่นจำลองอะครีลิกที่บรรจุน้ำกลั่นและเส้นลวดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 80 ไมโครเมตร ผลของการสร้างภาพตัดขวาง เมื่อทำการคำนวณค่า Modulation Transfer Function (MTF) เพื่อประเมินค่า Spatial resolution ของเครื่องพบว่ามีความเท่ากับ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10%MTF ในขณะที่ผลการประเมินค่า Low contrast resolution จากการสร้างภาพของหุ่นจำลองเรซินทรงกระบอกเจาะรูจำนวน 6 รู เมื่อทำการคำนวณค่า Contrast to Noise Ratio (CNR) พบว่ามีค่าเท่ากับ 1.4 สำหรับผลการประเมินผลค่า CT number linearity จากการสร้างภาพของหุ่นจำลองเรซินทรงกระบอกเจาะรูที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรจำนวน 8 รู ภายในหุ่นจำลองบรรจุน้ำอากาศและสารทึบรังสีที่มีความเข้มข้นแตกต่างกัน เมื่อทำการประเมินค่าเลขซีทีจากความเข้มข้นของสารทึบรังสีที่แตกต่างกันในแต่ละรู โดยมีความเข้มข้น 0.9375, 1.875, 3.75, 7.5, 15 และ 30 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรตามลำดับ

เมื่อนำค่าดังกล่าวมาพิจารณาโดยใช้สมการการถดถอยเชิงเส้นพบว่ามีความสัมพันธ์ของการตัดสินใจ (Coefficient of Determination; R^2) เท่ากับ 0.97 สำหรับผลการประเมินค่า uniformity จากการสร้างภาพของหุ่นจำลองอะครีลิคบรรจุน้ำกลั่นเพื่อตรวจสอบความสม่ำเสมอของเลขซีทีจากบริเวณที่สนใจทั้งหมด 4 ตำแหน่ง ได้แก่ บริเวณตำแหน่ง 0, 90, 180 และ 270 องศา จากการประเมินเพื่อเปรียบเทียบระหว่างบริเวณสนใจกับบริเวณกึ่งกลางของหุ่นจำลองอะครีลิคพบว่าค่าเฉลี่ยเลขซีทีทุกตำแหน่งแตกต่างจากบริเวณกึ่งกลางไม่เกิน 5

อภิปรายผลการศึกษา (Discussion)

การสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กด้วยระบบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กโดยใช้ตัวรับภาพระบบฟิล์มสกรีนที่สร้างขึ้นในการศึกษาวิจัยครั้งนี้สามารถทำการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กได้ เมื่อทำการตรวจสอบสมรรถนะของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กเพื่อประเมินค่า Spatial resolution, Low contrast resolution, CT number linearity และ Uniformity ผลการประเมินค่า Spatial resolution จากการประเมินค่า MTF พบว่ามีค่าเท่ากับ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10%MTF ค่าที่ได้จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้สูงกว่างานวิจัยของ Louise Y.D. (Louise et al., 2007) ซึ่งทำการศึกษาวิจัยสร้างภาพตัดขวางหนูทดลองโดยใช้เครื่องเอกซเรย์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กด้วยตัวรับภาพแบบดิจิทัลชนิด flat panel พบว่ามีค่า MTF เท่ากับ 2.5 lp/mm โดยค่าดังกล่าวแสดงถึงความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดที่มีขนาดเล็กเช่นรอยโรคต่างๆ ได้ดี สำหรับการประเมินค่า Low contrast resolution พบว่าบริเวณที่เล็กที่สุดในภาพตัดขวางที่สามารถมองเห็นความแตกต่างระหว่างบริเวณที่สนใจกับบริเวณโดยรอบมีค่า Contrast to Noise Ratio (CNR) เท่ากับ 1.4 ซึ่งสูงกว่าค่ามาตรฐานที่ได้กำหนดไว้ว่าควรมีค่ามากกว่า 1.0 สำหรับผลการประเมินค่า CT number linearity จากการวัดค่าเฉลี่ยเลขซีทีที่มีความเข้มข้นของสารทึบรังสีแตกต่างกันพบว่าค่าสัมประสิทธิ์ของการตัดสินใจเท่ากับ 0.97 แสดงให้เห็นว่าระบบที่สร้างขึ้นสามารถคำนวณค่าเลขซีทีที่มีความเป็นเชิงเส้นดี ผลการประเมิน uniformity จากค่าเฉลี่ยเลขซีทีในตำแหน่งต่างๆ พบว่าค่าความแตกต่างระหว่างบริเวณรอบนอกกับบริเวณกึ่งกลางภาพทุกตำแหน่งมีค่าไม่เกิน 5 ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับ (American College of Radiology, 1995) ดังนั้นค่าเฉลี่ยของระบบที่ได้จากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้อยู่ในช่วงที่มาตรฐานกำหนดไว้แสดงให้เห็นว่าเลขซีทีที่หาค่าได้จากระบบมีความสม่ำเสมอ

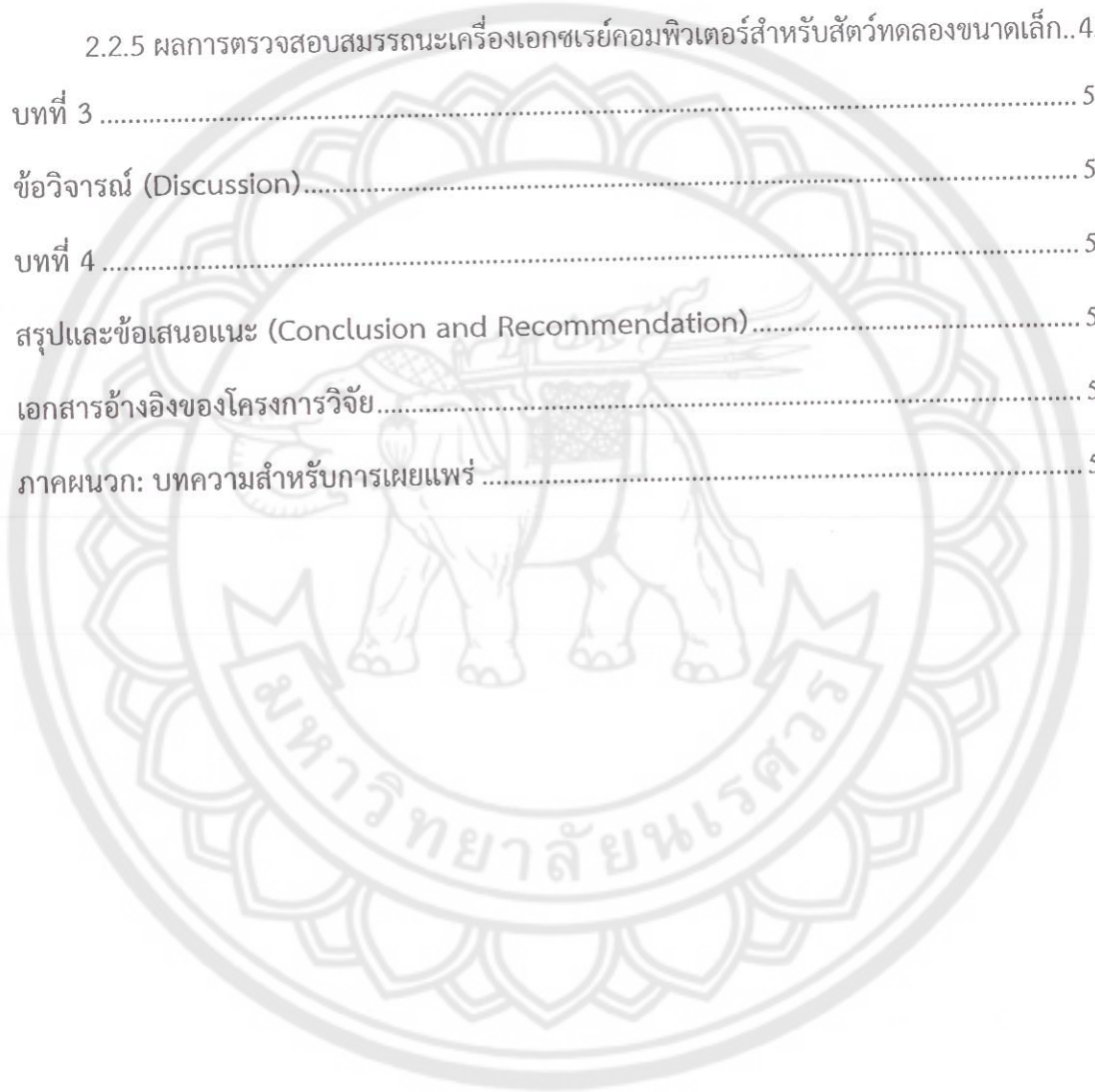
สรุปผลการศึกษา (Conclusion)

การศึกษานี้ได้ทำการสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับถ่ายภาพตัดขวางสัตว์ทดลองขนาดเล็กด้วยตัวรับภาพชนิดฟิล์มสกรีนเพื่อให้ภาพตัดขวางมีรายละเอียดสูง ผลการศึกษาพบว่าระบบที่สร้างขึ้นสามารถสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กได้ สำหรับผลการตรวจสอบสมรรถนะของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กตามมาตรฐานของ American College of Radiology พบว่าอยู่ในเกณฑ์ดี ระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับถ่ายภาพตัดขวางสัตว์ทดลองขนาดเล็กด้วยตัวรับภาพแบบฟิล์มสกรีนที่สร้างขึ้นจากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้สามารถทำการเคลื่อนย้ายได้สะดวก ประหยัดพื้นที่ใช้งาน อีกทั้งยังมีต้นทุนในการผลิตต่ำ ทำให้สามารถนำไปใช้เป็นอุปกรณ์สำหรับการเรียนการสอนหรือการวิจัยเพื่อติดตามผลการศึกษาสัตว์ทดลองขนาดเล็กต่อไปได้

สารบัญเรื่อง (Table of contents)

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgement).....	3
บทคัดย่อ.....	4
Abstract.....	4
สารบัญเรื่อง (Table of contents).....	8
สารบัญภาพ (List of Illustrations).....	10
สารบัญตาราง (List of Tables).....	13
บทที่ 1.....	14
บทนำ (Introduction).....	14
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย.....	14
1.2 การทบทวนวรรณกรรม/สารสนเทศ (information) ที่เกี่ยวข้อง.....	15
1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย.....	25
1.4 ขอบเขตของโครงการวิจัย.....	25
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการวิจัย.....	26
บทที่ 2.....	27
เนื้อเรื่อง (Main body).....	27
2.1 วิธีการดำเนินการวิจัย.....	27
2.1.1 การสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก.....	27
2.1.2 การออกแบบและสร้างระบบนับวัดรังสี.....	28
2.1.3 การสร้างหุ่นจำลองสำหรับทดสอบการสร้างภาพตัดขวาง.....	29
2.1.4 การออกแบบและสร้างซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์สำหรับการสร้างภาพตัดขวาง.....	31
2.1.5 การตรวจสอบสมรรถนะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก.....	32
2.2 ผลการวิจัย.....	33

2.2.1 ผลการสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก	33
2.2.2 ผลการออกแบบและสร้างระบบนับวัดรังสี.....	34
2.2.3 ผลการสร้างหุ่นจำลองสำหรับทดสอบการสร้างภาพตัดขวาง	35
2.2.4 ผลการออกแบบและสร้างซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์สำหรับการสร้างภาพตัดขวาง	37
2.2.5 ผลการตรวจสอบสมรรถนะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก..	45
บทที่ 3	50
ข้อวิจารณ์ (Discussion).....	50
บทที่ 4	52
สรุปและข้อเสนอแนะ (Conclusion and Recommendation).....	52
เอกสารอ้างอิงของโครงการวิจัย.....	53
ภาคผนวก: บทความสำหรับการเผยแพร่	55



สารบัญภาพ (List of Illustrations)

	หน้า
ภาพที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ยของการลดทอนรังสีตลอดความหนาที่เอกซเรย์ผ่าน.....	16
ภาพที่ 2 การวัดค่าปริมาณรังสีหลังจากผ่านวัตถุชนิดต่างๆ ซึ่งมีความหนา Δx	17
ภาพที่ 3 ข้อมูลโปรเจกชัน (projection data) ที่เกิดจากการเก็บข้อมูลการลดทอนปริมาณรังสีผ่านวัตถุ.....	18
ภาพที่ 4 แกนตรีระบบหมุนตัวอย่างซึ่งควบคุมการหมุนด้วยระบบมอเตอร์.....	19
ภาพที่ 5 แกนตรีระบบหมุนแกนตรีเคลื่อนที่มีลักษณะการเคลื่อนที่เหมือนวงแหวนแนวตั้งวิ่งรอบวัตถุ โดยตัวอย่างจะวางราบขนานกับพื้น.....	20
ภาพที่ 6 ระบบนับวัดรังสีชนิด Indirect conversion detector และ ระบบนับวัดรังสีชนิด Direct conversion detector.....	23
ภาพที่ 7 สเตปเปอร์มอเตอร์กระแสตรงแบบแม่เหล็กถาวร.....	25
ภาพที่ 8 แผนภาพการออกแบบระบบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ระบบแกนตรีแบบหมุนวัตถุ.....	28
ภาพที่ 9 แผนภาพหุ่นจำลองอะครีลิกทรงกระบอกบรรจุน้ำสำหรับการประเมินค่า Modulation transfer function (MTF) ภายในซึ่งเส้นลวดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 80 ไมโครเมตร ไว้ตรงกลางตามแนวยาวของทรงกระบอก.....	29
ภาพที่ 10 แผนภาพหุ่นจำลองอะครีลิกทรงกระบอกบรรจุน้ำสำหรับการประเมินค่า image uniformity.....	30
ภาพที่ 11 แผนภาพหุ่นทดลองเรซินทรงกระบอกเจาะรูจำนวน 6 รู ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร 2.5 มิลลิเมตร และ 1.5 มิลลิเมตร เรียงเป็นคู่ตรงข้ามกัน ตามลำดับ ภายในบรรจุบรรจุสารทึบรังสี Ultravist 300 ความเข้มข้น 15 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรผสมกับน้ำเกลือในอัตราส่วน 2:1.....	30
ภาพที่ 12 แผนภาพหุ่นจำลองเรซินทรงกระบอกที่มีการเจาะรูเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ขนาดเท่ากันจำนวน 8 รู สำหรับการประเมินค่า CT number linearity ภายในบรรจุสารทึบรังสีที่มีความเข้มข้น 0.9375, 1.875, 3.75, 7.5, 15 และ 30 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร ตามลำดับ สำหรับ 2 รูที่เหลือบรรจุน้ำและอากาศ	31
ภาพที่ 13 ระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ประกอบด้วยระบบหมุนวัตถุและระบบเคลื่อนฟิล์มโดยใช้ตัวรับภาพชนิดฟิล์มสกรีน.....	34
รูปที่ 14 ฟิล์มวัดรังสีที่ผ่านการถ่ายภาพวัตถุที่หมุนครั้งละ 3 องศาตั้งแต่มุม 0 ถึง 75 องศา.....	35

รูปที่ 15	หุ้่นจำลองขนาดเล็กสำหรับประเมิน (ก) SPATIAL RESOLUTION (ข) UNIFORMITY (ค) LOW CONTRAST RESOLUTION และ (ง) CT NUMBER LINEARITY.....	36
ภาพที่ 16	การสร้างภาพตัดขวางจากการเก็บข้อมูลภาพมุมละ (ก) 9 องศา และ (ข) 3 องศา ตามลำดับ	37
ภาพที่ 17	แสดงกราฟโปรไฟล์ผ่านวัตถุจากการเก็บข้อมูลมุมละ (ก) 9 และ (ข) 3 องศา ตามลำดับ ..	38
ภาพที่ 18	แสดงกราฟ MTF ที่ได้จากการเก็บข้อมูลมุม (ก) 9 และ (ข) 3 องศา ตามลำดับ.....	38
รูปที่ 19	แสดงการสร้างภาพจาก (ก) ใช้ตัวกรองภาพชนิด Hann และ (ข) ไม่ใช้ตัวกรองภาพตามลำดับ.....	39
รูปที่ 20	แสดงกราฟโปรไฟล์ที่ได้จากการเก็บข้อมูล (ก) ใช้ตัวกรองภาพชนิด Hann และ (ข) ไม่ใช้ตัวกรองภาพ ตามลำดับ.....	40
รูปที่ 21	แสดงกราฟ MTF ที่ได้จาก (ก) ใช้ตัวกรองภาพชนิด Hann และ (ข) ไม่ใช้ตัวกรองภาพตามลำดับ.....	40
ภาพที่ 22	ภาพตัดขวางหุ้่นจำลองจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพด้วยระยะ (ก) 32 และ (ข) 43 เซนติเมตร	41
ภาพที่ 23	กราฟโปรไฟล์ที่ได้จากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพ (ก) 32 เซนติเมตรและ (ข) 43 เซนติเมตร ตามลำดับ.....	42
ภาพที่ 24	แสดงกราฟ MTF ที่ได้จากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพด้วยระยะ (ก) 32 เซนติเมตร และ (ข) 43 เซนติเมตร ตามลำดับ.....	42
ภาพที่ 25	ภาพที่เกิดจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุที่ระยะ (ก) 32 เซนติเมตร และ (ข) 37 เซนติเมตร ตามลำดับ.....	43
ภาพที่ 26	แสดงโปรไฟล์ตัดขวางจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุที่ระยะ (ก) 32 เซนติเมตร และ (ข) 37 เซนติเมตร ตามลำดับ.....	44
ภาพที่ 27	แสดงกราฟ MTF ที่ได้จากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุที่ระยะ (ก) 32 เซนติเมตร และ (ข) 37 เซนติเมตร ตามลำดับ	44
ภาพที่ 28	แสดงภาพตัดขวางหุ้่นจำลองสำหรับประเมินค่า Spatial resolution	45
ภาพที่ 29	แสดงผลการประเมินค่า Spatial resolution (ก) โปรไฟล์ตัดขวางวัตถุในหุ้่นจำลอง และ (ข) กราฟแสดงค่า MTF ของหุ้่นจำลอง	46
ภาพที่ 30	แสดงภาพตัดขวางหุ้่นจำลองสำหรับประเมิน Low contrast resolution.....	47
ภาพที่ 31	แสดงภาพตัดขวางของหุ้่นจำลองสำหรับประเมิน CT number linearity	48

ภาพที่ 32 แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีซีที่วัดได้และสารที่บ่งชี้ที่มีความเข้มข้นแตกต่างกัน (mg/ml)	49
ภาพที่ 33 แสดงภาพตัดขวางของหุ่นจำลอง uniformity	49



สารบัญตาราง (List of Tables)

หน้า

ตารางที่ 1 แสดงค่าเลขชี้ที่เฉลี่ยที่คำนวณได้จากน้ำ อากาศและสารที่บ่งชี้ที่ความเข้มข้นต่างๆ.....45



บทที่ 1

บทนำ (Introduction)

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

โรคมะเร็งเป็นโรคที่พบบ่อยมากในประเทศไทยและมีแนวโน้มมากขึ้นเรื่อยๆ โดยโรคดังกล่าวได้ส่งผลกระทบต่อทั้งสภาพเศรษฐกิจและสังคมไทย อีกทั้งยังเป็นสาเหตุการตายอันดับ 1 ของโลก โดยองค์การอนามัยโลกได้รายงานไว้ในปี พ.ศ. 2551 ทั่วทั้งโลกมีผู้ป่วยโรคมะเร็งจำนวน 12.7 ล้านราย เสียชีวิตทั้งหมด 7.6 ล้านรายและยังได้คาดการณ์ว่าในอีก 17 ปีข้างหน้าจะมีผู้ป่วยโรคมะเร็งเพิ่มใหม่จำนวน 21.3 ล้านคนซึ่งอาจจะมีผู้เสียชีวิตมากถึง 13 ล้านคน ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาวิจัยเพื่อการป้องกันและคิดค้นการรักษาให้มีประสิทธิภาพสูงสุด โดยปกติแล้วการศึกษาและการติดตามการรักษาโรคมะเร็งในมนุษย์นั้นต้องคำนึงถึงจริยธรรม ความเหมาะสมและประโยชน์ที่คุ้มค่าเป็นหลัก ด้วยเหตุนี้การศึกษาวิจัยเพื่อการตรวจรักษาโรคในสัตว์ทดลองก่อนนำผลการรักษามาใช้กับมนุษย์จริงจึงเป็นอีกหนึ่งทางเลือกที่ควรพิจารณา ปกติแล้วการศึกษาวิจัยเพื่อทำการติดตามผลการรักษาโรคในสัตว์ทดลองนั้นใช้วิธีการฆ่าสัตว์ทดลองเพื่อนำชิ้นเนื้อไปตรวจทางพยาธิวิทยาหลังจากที่ได้ทำการรักษาเพื่อดูการดำเนินโรค แต่วิธีดังกล่าวทำให้ขาดความต่อเนื่องในการศึกษาและติดตามการรักษาโรคในสัตว์ทดลอง ดังนั้นเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงมีการศึกษาวิจัยเพื่อสร้างเครื่องมือสำหรับการสร้างภาพสัตว์ทดลองขนาดเล็กขึ้นเพื่อให้สามารถศึกษาผลการรักษาในอวัยวะหรือเนื้อเยื่อภายในสัตว์ทดลองขณะที่สัตว์ยังมีชีวิตอยู่ส่งผลให้สามารถติดตามการรักษาได้อย่างต่อเนื่อง (George & Lars, 2004; Ralph & Brian, 2010; Valton & Peyrin, 2007)

เครื่องมือสร้างภาพทางรังสีวิทยาเพื่อการศึกษาวิจัยทางการแพทย์มีหลายชนิด เช่น เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป เครื่องอัลตราซาวด์หรือเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed tomography) โดยเครื่องเหล่านี้มีวัตถุประสงค์การในตรวจวินิจฉัยและมีประสิทธิภาพที่แตกต่างกัน อย่างไรก็ตามเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นเครื่องมือสร้างภาพที่ได้รับความนิยมมากในปัจจุบันเนื่องจากสามารถสร้างภาพตัดขวางร่างกายมนุษย์ทำให้สามารถศึกษาโรคในอวัยวะภายในร่างกายได้เป็นอย่างดี (Euclid, 2001) รวมทั้งยังสามารถนำภาพที่ได้ไปสร้างภาพใหม่ (image reconstruction) ให้มีลักษณะเป็น 3 มิติได้ทำให้การตรวจรักษามีประสิทธิภาพดีขึ้นมาก (Feldkamp, Davis, & Kress, 1984; Gonzalez & Woods, 2010) อีกทั้งยังสามารถสร้างภาพที่แสดงถึงโครงสร้างของกระดูก (bone structure) เส้นเลือด (vessel) ที่หล่อเลี้ยงร่างกายส่วนต่างๆ รวมถึงสามารถระบุตำแหน่งและขนาดของก้อนมะเร็ง (tumor) ตลอดจนเนื้อเยื่อต่างๆ ภายในร่างกายได้เป็นอย่างดี แต่เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้กับมนุษย์หากนำมาใช้ในการศึกษาวิจัยในสัตว์ทดลองขนาดเล็กจะทำให้รายละเอียดของภาพ (resolution) ไม่เพียงพอต่อการศึกษาวิจัย อย่างไรก็ตามได้มีการศึกษาวิจัยเพื่อทำการสร้างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีขนาดเล็กสำหรับสัตว์ทดลองขึ้นโดยใช้หลักการเดียวกันกับเครื่องที่ใช้สำหรับมนุษย์แต่ทำให้มีขนาดเล็กลงเพื่อให้

ภาพตัดขวางที่ได้มีรายละเอียดมากกว่าส่งผลให้การศึกษาวิจัยในสัตว์ทดลองมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น (Ralph & Brian, 2010; Soenke, Wolfhard, & Fabian, 2007)

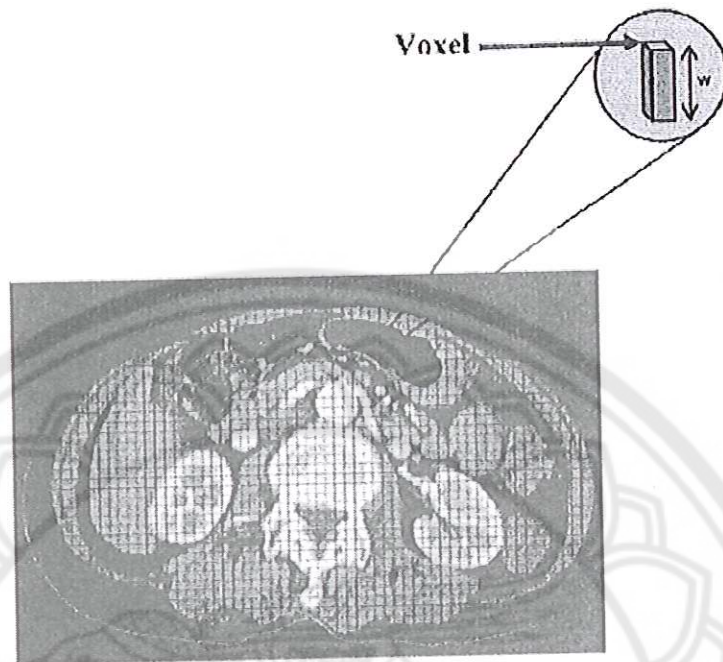
ด้วยเหตุที่การสร้างภาพตัดขวางสัตว์ทดลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นมีความจำเป็นอย่างมากสำหรับการศึกษาวิจัยเพื่อติดตามการรักษาโรคในสัตว์ทดลองให้มีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้น ถึงแม้ว่าในประเทศไทยนั้นได้มีผู้ศึกษาวิจัยเกี่ยวกับโรคมะเร็งโดยใช้สัตว์ทดลองเป็นจำนวนมาก แต่ยังไม่เครื่องมือดังกล่าวใช้ในประเทศโดยมีสาเหตุสำคัญเนื่องจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในเชิงพาณิชย์นั้นมีราคาที่สูงมาก ดังนั้นหากทำการพัฒนาเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กที่มีราคาถูกขึ้นใช้เองภายในประเทศอาจส่งผลให้การศึกษาวิจัยที่เกี่ยวกับสัตว์ทดลองมีความก้าวหน้ามากขึ้นและอาจทำให้การศึกษาวิจัยด้านมะเร็งมีการพัฒนาอย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดและเป็นการเพิ่มศักยภาพในการรักษามะเร็งให้ทัดเทียมกับนานาชาติได้ในที่สุด

1.2 การทบทวนวรรณกรรม/สารสนเทศ (information) ที่เกี่ยวข้อง ส่วนประกอบและการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์เป็นเครื่องมือที่ใช้วิธีการแสวงหาข้อมูล (data acquisition) และทำการสร้างภาพ (image reconstruction) ตัดขวางวัตถุให้เป็นชั้นบางๆ โดยใช้หลักการของการลดทอนของรังสีเมื่อผ่านวัตถุ เมื่อเปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอกซเรย์ทั่วไปที่มีลักษณะ 2 มิติซึ่งมีข้อจำกัดเนื่องจากอาจเกิดการซ้อนทับกันของอวัยวะที่อยู่ภายใน (superimpose) ได้ ในขณะที่เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สามารถสร้างภาพตัดขวางที่มีขนาดบางทำให้สามารถแก้ปัญหาการซ้อนทับกันของอวัยวะภายในได้เป็นอย่างดี นอกจากนี้ภาพที่ได้ยังมีคอนทราสต์ (contrast) สูง เนื่องจากการกระเจิงของรังสี (scatter ray) ต่ำ (Euclid, 2001; Kak & Slaney, 1999)

หลักการทบทวนพื้นฐานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

การสร้างภาพตัดขวางของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กใช้หลักการเดียวกันกับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับมนุษย์ โดยนำหลักการวัดค่าการลดทอนรังสีที่ผ่านตัวผู้ป่วยมาคำนวณเพื่อวัดค่าการลดทอนปริมาณรังสีรอบตัวผู้ป่วย จากนั้นนำค่าที่ได้มาทำการสร้างภาพตัดขวางขึ้น (AAPM, 1993) โดยในแต่ละวอกเซล (voxel) ที่ปรากฏในภาพนั้นจะแสดงถึงค่าเฉลี่ยของการลดทอนรังสีตลอดความหนาที่เอกซเรย์ผ่านดังแสดงในภาพที่ 1

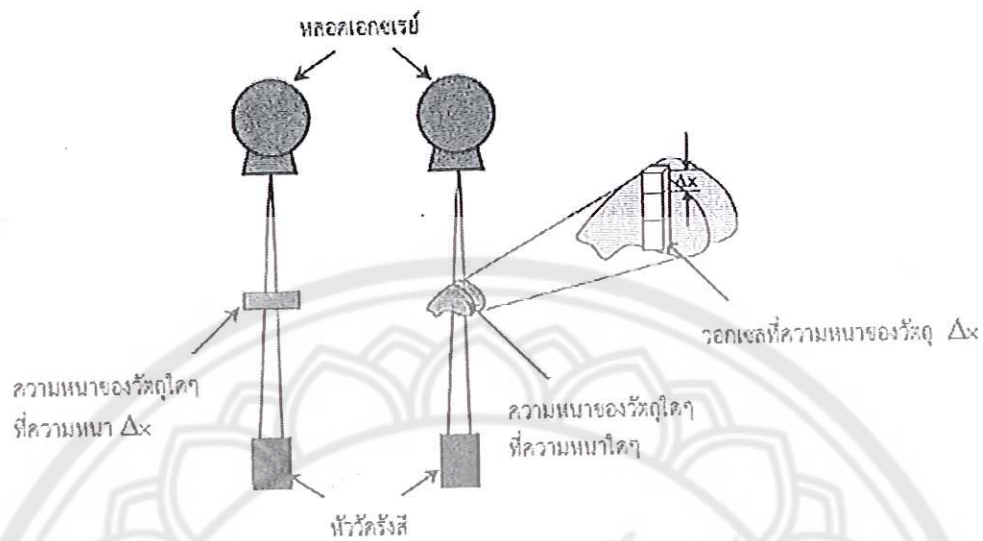


ภาพที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ยของการลดทอนรังสีตลอดความหนาที่เอกซเรย์ผ่าน

ค่าการลดทอนรังสีที่ได้จากการวัดสำหรับการสร้างภาพนั้นได้มาจากค่าปริมาณรังสีหลังจากผ่านวัตถุชนิดต่างๆ ซึ่งมีความหนา Δx ดังแสดงในภาพที่ 2 ซึ่งหาได้จากสมการ

$$I_t = I_0 e^{-\mu \Delta x}$$

เมื่อ I_t คือความเข้มของลำเอกซเรย์ที่วัดได้ในวัตถุที่มีความหนา Δx ในขณะที่ I_0 คือความเข้มของลำเอกซเรย์เริ่มต้นและ μ คือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น (linear attenuation coefficient) ซึ่งเป็นค่าเฉพาะตามความหนาแน่นของแต่ละวัตถุที่รังสีผ่าน



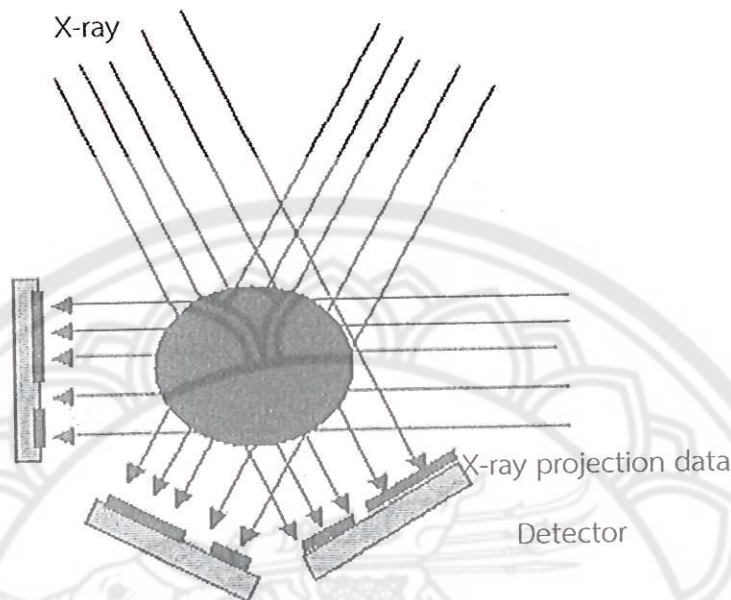
ภาพที่ 2 การวัดค่าปริมาณรังสีหลังจากผ่านวัตถุชนิดต่างๆ ซึ่งมีความหนา Δx

ดังนั้นหากต้องการทราบค่าความเข้มลำเอกซเรย์เมื่อผ่านวัตถุที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันสามารถทำได้โดยการรวมค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นตลอดแนวความหนาที่ลำเอกซเรย์ผ่าน ดังสมการ

$$I_t = I_0 e^{-\sum_{i=1}^k \mu_i \Delta x}$$

เมื่อ
$$-\sum_{i=1}^k \mu_i \Delta x = -(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_k) \Delta x$$

เมื่อทำการเก็บข้อมูลจากการถ่ายภาพเอกซเรย์รอบตัวผู้ป่วยโดยการเอียงเป็นมุมต่างๆ ซึ่งปกติแล้วจะทำการเก็บข้อมูลอย่างน้อย 180 องศา โดยอาจแบ่งเก็บข้อมูลจากการหมุนครั้งละ 1 องศาทำให้ได้ข้อมูลภาพทั้งหมด 180 ภาพ ค่าการลดทอนตามแนวความกว้างของลำเอกซเรย์เรียกว่า ค่าโปรเจคชัน (projection) ดังแสดงในภาพที่ 3 โดยที่ค่าโปรเจคชันที่ได้สามารถใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์หาพีชคณิตย้อนกลับเพื่อทำการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุขึ้นได้โดยการใช้วิธีที่เรียกว่า simple backprojection หรือ filtered backprojection algorithms (Concepcion & Carpinelli, 1992; Gilbert, 1972; Goitein, 1972; Gordon, Bender, & Herman, 1970; Mongkolsuk, 1983)



ภาพที่ 3 ข้อมูลโปรเจกชัน (projection data) ที่เกิดจากการเก็บข้อมูลการลดทอนปริมาณรังสีผ่านวัตถุ

อย่างไรก็ตามเพื่อให้เกิดความสะดวกในการวิเคราะห์ผลภาพ ข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะถูกทำการเปลี่ยนค่าการลดทอนในแต่ละวอกเซลให้อยู่ในรูปของค่า CT number ซึ่งเป็นการปรับเทียบค่าการลดทอนรังสีของวัตถุใดๆ กับค่าการลดทอนรังสีของน้ำซึ่งเป็นองค์ประกอบหลักของร่างกายมนุษย์ดังสมการ

$$CT_number = K \frac{(\mu_m - \mu_w)}{\mu_w}$$

เมื่อ μ_m คือค่าการลดทอนของรังสีในวัตถุใดๆ และ K เป็นค่าคงที่ซึ่งมีค่าเท่ากับ 1,000 ดังนั้นค่า CT number ของน้ำจึงมีค่าเท่ากับ 0 เสมอ

ส่วนประกอบหลักของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีส่วนประกอบหลักที่สำคัญคือระบบแกนตรี (Gantry system) หลอดเอกซเรย์ (X-ray tube) และระบบนับวัดรังสี (Detector system) โดยที่ส่วนประกอบดังกล่าวจะส่งผลต่อ spatial resolution และ temporal resolution ของภาพ รวมทั้งสิ่งรบกวน (noise) ที่เกิดขึ้นบนภาพ เวลาสำหรับการสแกน (scan time) พื้นที่สำหรับสแกน (Field of view, FOV) และปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ (Soenke, et al., 2007) อย่างไรก็ตามในปัจจุบันยังไม่มีเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองชนิดใดที่ออกแบบให้เหมาะสมสำหรับทุกการใช้งาน ทั้งนี้รูปแบบของส่วนประกอบและการทำงานของเครื่องขึ้นอยู่กับความต้องการสำหรับการตรวจวินิจฉัยที่มีความแตกต่างกันโดยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กมี

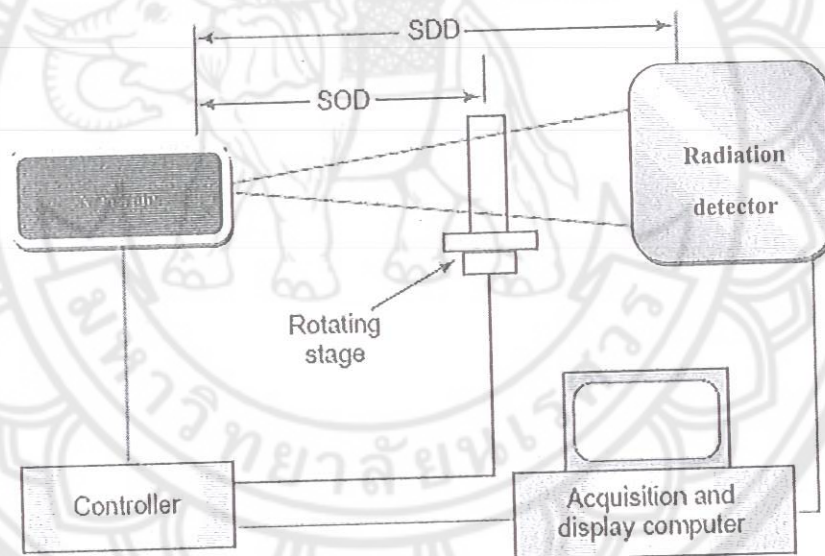
ส่วนประกอบหลักที่คล้ายกันกับเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้ในมนุษย์แต่ต่างกันในเรื่องของการออกแบบและชนิดส่วนประกอบหลักเพื่อให้มีรายละเอียดภาพที่สูงกว่า

1. ชนิดของแกนตรี (Gantry system)

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองสามารถแบ่งชนิดของแกนตรีออกได้เป็น 2 ระบบด้วยกันประกอบด้วย (Lee, Cho, & Lee, 2006)

1.1 ระบบหมุนตัวอย่าง (Rotating sample system)

แกนตรีระบบหมุนตัวอย่างใช้หลักการต้นกำเนิดรังสีและหัววัดรังสีอยู่หนึ่งที่แต่ทำการหมุนตัวอย่างด้วยระบบมอเตอร์ที่ควบคุมด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (computer-controlled motor driven) ที่มีความแม่นยำสูง โดยสามารถหมุนได้อย่างน้อย 0.5 องศา ในขณะที่ตัวอย่างที่ถูกหมุนจะถูกยึดตรึงและจัดให้อยู่ในตำแหน่งดังแสดงในภาพที่ 4

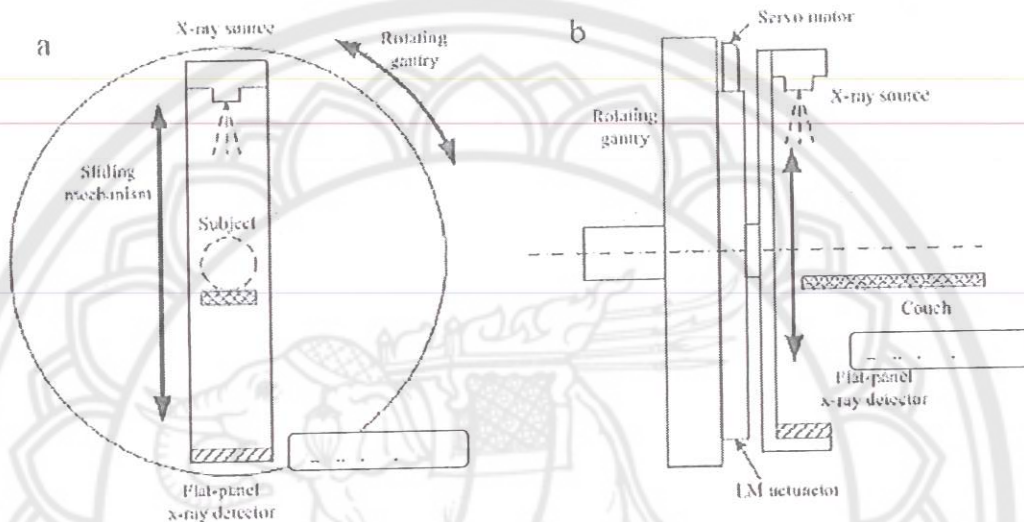


ภาพที่ 4 แกนตรีระบบหมุนตัวอย่างซึ่งควบคุมการหมุนด้วยระบบมอเตอร์

ข้อดีของระบบหมุนตัวอย่างคือสามารถปรับเปลี่ยนระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุ (Source-to-object distance) และระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัด (Source-to-detector distance) ได้ตามที่ต้องการซึ่งส่งผลต่อรายละเอียดและความคมชัดของภาพ โดยการเลื่อนตำแหน่งของต้นกำเนิดรังสีและหัววัดรังสีตามลำดับ ทำให้ผู้ใช้งานสามารถเลือกลักษณะทางเรขาคณิตที่เหมาะสมสำหรับการใช้งาน

1.2 ระบบหมุนแกนตรี (Rotating gantry system)

ระบบนี้เป็นระบบที่ใช้ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับมนุษย์ซึ่งทำการหมุนต้นกำเนิดรังสีและหัววัดรังสีรอบวัตถุพร้อมกัน การเคลื่อนที่มีลักษณะเหมือนวงแหวนแนวตั้งวิ่งรอบวัตถุ โดยตัวอย่างจะวางราบขนานกับพื้นดังแสดงในภาพที่ 5



ภาพที่ 5 แกนตรีระบบหมุนแกนตรีเคลื่อนที่มีลักษณะการเคลื่อนที่เหมือนวงแหวนแนวตั้งวิ่งรอบวัตถุ

ข้อดีของระบบหมุนแกนตรีคือใช้เวลาในการสแกนที่สั้นแต่มีข้อเสียที่สำคัญคือไม่สามารถปรับเปลี่ยนระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุและระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัดได้เหมือนกับระบบหมุนตัวอย่าง รวมทั้งเครื่องมีขนาดใหญ่และราคาแพงมากเนื่องจากระบบการหมุนดังกล่าวใช้วิธีการที่ค่อนข้างซับซ้อน

2. หลอดเอกซเรย์ (X-ray tube)

หลอดเอกซเรย์มีผลต่อความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพทั้งแบบ spatial resolution, low-contrast resolution และ temporal resolution การเลือกใช้หลอดเอกซเรย์สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะต้องพิจารณาตามสิ่งต่างๆดังต่อไปนี้

2.1 ขนาดของจุดโฟกัส (Focal spot size)

ขนาดจุดโฟกัสของหลอดเอกซเรย์ที่มีขนาดเล็กสามารถลดการเบลอของภาพในวัตถุที่มีขนาดเล็กได้ ซึ่งส่งผลต่อความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพโดยตรง แต่ขนาดของจุดโฟกัสที่เล็กจะทำให้มีค่าโฟตอนฟลักซ์ต่ำทำให้ค่า signal-to-noise ratio ต่ำ ในขณะที่ขนาดของจุดโฟกัสใหญ่จะส่งผลให้มีค่าโฟตอนฟลักซ์สูงทำให้ภาพที่ได้มีสัญญาณรบกวนต่ำและมีค่า low-contrast spatial resolution ที่ดี

พิกเซลภาพ (pixel resolution) รวมทั้งขนาด FOV สำหรับการสแกน สามารถแบ่งชนิดของระบบนับวัดรังสีที่ใช้สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้ดังต่อไปนี้

3.1 ระบบนับวัดรังสีแบบดิจิทัลชนิด Indirect conversion detector เป็นระบบนับวัดรังสีที่เปลี่ยนเอกซเรย์ที่ตกกระทบให้เป็นแสงก่อนด้วยผลึก scintillation จากนั้นแสงจะถูกนับวัดโดย photodiodes เพื่อเปลี่ยนแสงให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าดังภาพที่ 6 จากนั้นส่งสัญญาณดังกล่าวให้แอมพลิไฟเออร์เพื่อทำการขยายสัญญาณต่อไป ระบบนับวัดรังสีชนิดนี้อาจมีลักษณะเป็น linear arrays ซึ่งเป็นระบบนับวัดที่นิยมใช้สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในเชิงพาณิชย์ นอกจากนี้ยังมีระบบนับวัดรังสีที่มีการจัดเรียงเป็นอาร์เรย์แบบ 2 มิติโดยสามารถแบ่งประเภทของระบบนับวัดรังสีทางอ้อมได้ดังต่อไปนี้

3.1.1 ระบบนับวัดรังสีชนิด charge-coupled detector (CCD) ที่เชื่อมต่อกับ phosphor screen ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนเอกซเรย์เป็นแสงส่งต่อให้ CCD เพื่อแปลงสัญญาณแสงให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าและส่งข้อมูลที่นับวัดได้ผ่านทาง optical lens หรือ fiber-optic taper

3.1.2 ระบบนับวัดรังสีชนิด x-ray image intensifier (XRII) screens ที่เชื่อมต่อกับ video readout ซึ่งทำหน้าที่รับภาพแต่ละโปรเจกชันเพื่อนำไปสร้างเป็นภาพตัดขวางต่อไป

3.1.3 ระบบนับวัดรังสีชนิด gas-filled ionization chamber เป็นหัววัดรังสีอย่างง่ายของเครื่องเอกซเรย์รุ่นแรกๆ ซึ่งสามารถทำการนับวัดรังสีได้เร็วทำให้เวลาสแกนสั้นแต่มี quantum efficiency และรายละเอียดของภาพต่ำกว่าหัววัดชนิดอื่น

3.1.4 ระบบนับวัดรังสีชนิด flat panel detectors เป็นระบบนับวัดที่นิยมใช้ใน ปัจจุบันประกอบด้วยผลึก scintillation เช่น CsI(Tl) หรือ GdO_2SO_4 ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนเอกซเรย์เป็นแสงโดยเชื่อมต่อกับ photodiode array เช่น amorphous silicon (a-Si) wafer หรือ complementary metal-oxide semiconductor (CMOS) โดยหัววัดประเภทนี้มีข้อดีกว่าระบบนับวัดรังสีชนิด XRII คือมีขนาดบางและพื้นที่สำหรับรับภาพใหญ่กว่าทำให้ไม่เกิด geometric distortions แต่มีข้อเสียคือพิกเซลภาพมีขนาดใหญ่ประมาณ $100-200 \mu m^2$ เมื่อเทียบกับหัววัดรังสีชนิด CCD detector ที่มีพิกเซลขนาด $2.5 \mu m^2$ และเนื่องจากมี fill-factor ประมาณ 45-70% ทำให้หัววัดชนิดนี้มี geometric efficiency น้อยกว่าหัววัดชนิด CCD detector

3.2 ระบบนับวัดรังสีแบบดิจิทัลชนิด Direct conversion detector หัววัดชนิดนี้ทำการนับวัดเอกซเรย์โดยไม่มีการเปลี่ยนเอกซเรย์เป็นแสงเหมือนกับหัววัดรังสีชนิด Indirect conversion detector ดังแสดงในภาพที่ 6 แต่อย่างไรก็ตามในปัจจุบันยังไม่นิยมนำมาใช้เป็นหัววัดรังสีในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กเนื่องจากมีราคาที่สูงกว่า

2.2 ค่าโฟตอนฟลักซ์ (Photon flux)

หลอดเอกซเรย์ที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพตัดขวางนั้น ลำรังสีที่ออกมาควรมีค่าโฟตอนฟลักซ์สูงเพื่อให้ภาพมี temporal resolution ดีและใช้เวลาในการสแกนสั้น เนื่องจากทำให้มีจำนวนโฟตอนที่หัววัดรังสีมากพอเพื่อลดสิ่งรบกวนบนภาพและเป็นการเพิ่ม low-contrast resolution

2.3 พลังงานเอกซเรย์ (X-ray energies)

เพื่อให้ภาพตัดขวางที่ได้มี low-contrast resolution ที่เหมาะสม สำหรับการสร้างภาพสัตว์ทดลองขนาดเล็กนั้น หลอดเอกซเรย์ที่ใช้จะต้องมีความต่างศักย์เหมาะสมที่สามารถให้พลังงานของเอกซเรย์ในช่วงต่ำตั้งแต่ 20-50 kV โดยค่าดังกล่าวจะทำให้สามารถแยกชนิดของเนื้อเยื่อของอวัยวะแต่ละชนิดได้ดี ในขณะที่ความต่างศักย์ที่ใช้ในเครื่องเอกซเรย์สำหรับมนุษย์มีค่าสูงโดยอยู่ในช่วง 80-140 kV สำหรับหลอดเอกซเรย์ที่ใช้งานทั่วไปนิยมใช้ทั้งสแตนเป็นเป้าเอกซเรย์ (target x-ray) โดยมีตัวกรองรังสีชนิด beryllium window เพื่อทำให้ลำรังสีมีคุณภาพที่ดีขึ้น โดยหลอดเอกซเรย์ที่ใช้ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กสามารถแบ่งได้เป็น 3 ชนิด ซึ่งประกอบด้วย

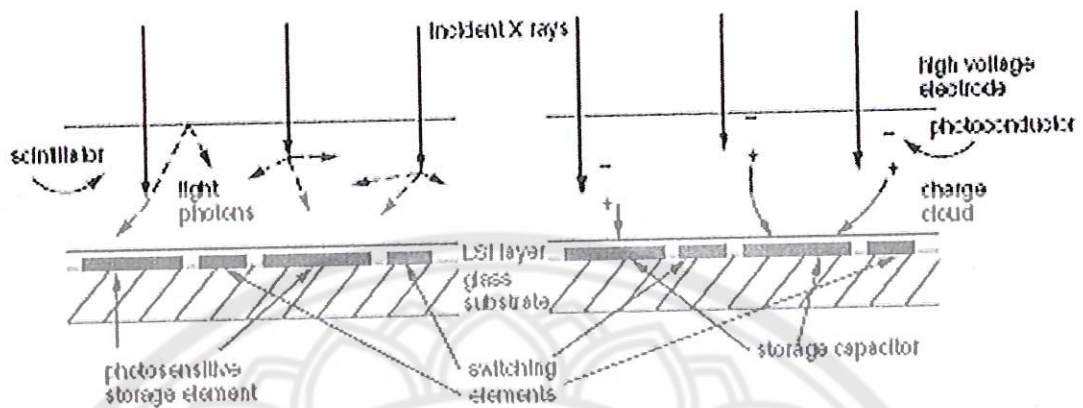
2.3.1 หลอดเอกซเรย์ชนิด micro-focus x-ray มีขนาดของจุดโฟกัสที่เล็กมากโดยมีขนาดประมาณ 5-100 μm สามารถให้กำลังในช่วง 5-200 W โดยมี isotropic spatial resolution อยู่ในช่วง 10-50 μm ข้อจำกัดของหลอดเอกซเรย์ชนิดนี้คือมีขนาด FOV เล็กซึ่งมีขนาดประมาณ 30-50 mm มีพลังงานต่ำทำให้อ่านาจทะลุทะลวงไม่มากนักและมีค่าโฟตอนฟลักซ์ค่อนข้างต่ำ

2.3.2 หลอดเอกซเรย์ชนิด diagnostic x-ray เป็นหลอดเอกซเรย์ที่ใช้กันโดยทั่วไปมีจุดโฟกัสขนาดประมาณ 0.3 mm ที่พลังงาน 9 kW และ 1.0 mm ที่ 11 kW โดยจุดโฟกัสที่มีขนาดใหญ่จะช่วยให้เพิ่มค่าโฟตอนฟลักซ์ส่งผลต่อคุณภาพของภาพดีขึ้น อีกทั้งใช้ระยะเวลาในการสแกนสั้น โดยให้ isotropic spatial resolution ประมาณ 100 μm

2.3.3 หลอดเอกซเรย์ชนิด modified diagnostic x-ray เป็นชนิดเดียวกับชนิด diagnostic x-ray แต่ทำการปรับเปลี่ยนขนาดไส้หลอด (tube filament) ให้สั้นลงทำให้จุดโฟกัสมีขนาดเล็กลงกว่าเดิมช่วยเพิ่มโฟตอนฟลักซ์เมื่อเทียบกับหลอดเอกซเรย์ชนิด micro-focus x-ray ทำให้ลดเวลาการสแกนสั้น

3. ระบบนับวัดรังสี (X-ray detector) สำหรับสร้างภาพ

ระบบนับวัดรังสีส่งผลต่อคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยตรง ซึ่งปัจจัยที่ใช้พิจารณาในการเลือกใช้ระบบนับวัดรังสีประกอบประสิทธิภาพของการนับวัดควอนตัม (quantum efficiency) ความสม่ำเสมอ (uniformity) ของการนับวัดรังสีตลอดทั้งพื้นที่และรายละเอียดของ



ภาพที่ 6 ระบบนับวัดรังสีชนิด Indirect conversion detector และ ระบบนับวัดรังสีชนิด Direct conversion detector

3.3 ระบบวัดรังสีชนิดฟิล์มเอกซเรย์ เป็นระบบบันทึกภาพที่นิยมใช้กันมากเนื่องจากมีข้อดีคือประหยัด ทาซื้อได้ง่ายและสะดวกในการใช้งาน สามารถนำฟิล์มมาประยุกต์ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางได้โดยการสแกนฟิล์มด้วยเครื่องสแกนที่มีรายละเอียดสูง โครงสร้างของฟิล์มเอกซเรย์ประกอบด้วย

3.3.1 ชั้นฐานฟิล์ม (Film base) ซึ่งเป็นชั้นแกนกลางของฟิล์มทำหน้าที่รองรับให้ชั้นสารไวแสงสามารถเกาะยึดอยู่ได้ โดยชั้นฐานฟิล์มทำมาจากสารประเภทเซลลูโลสในเตรตหรือเซลลูโลสอะซิเตรต

3.3.2 ชั้นรองฐานฟิล์ม (Sub-coating or adhesive layer) เป็นชั้นที่อยู่ขนานอยู่บนชั้นฐานฟิล์มทั้งสองด้านทำหน้าที่เป็นตัวยึดชั้นสารไวแสงทำจากวัสดุประเภทเจลลาติน

3.3.3 ชั้นสารไวแสง (Photosensitive emulsion layer) เป็นชั้นที่อยู่ติดกับชั้นรองฐานฟิล์ม เมื่อมีรังสีมาตกกระทบฟิล์มจะทำให้เกิดปฏิกิริยาเคมีขึ้นกลายเป็นภาพแฝงเมื่อนำไปผ่านกระบวนการล้างฟิล์มจะเกิดภาพที่มีความเข้มตามปริมาณของเอกซเรย์ที่ตกกระทบ โดยภายในชั้นสารไวแสงประกอบด้วยเงินโบรไมด์ เงินคลอไรด์และเงินไอโอไดด์

4. ระบบสเตปเปอร์มอเตอร์สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

สเตปเปอร์มอเตอร์เป็นมอเตอร์ชนิดหนึ่งที่สามารถควบคุมการหมุนให้เป็นสเตปได้ โดยความละเอียดในการหมุนจะคิดเป็นสเตปละ 1 องศา สำหรับการควบคุมจะใช้พัลส์เป็นตัวควบคุมการหมุนซึ่งภายในประกอบด้วยโรเตอร์เหล็กอ่อนที่มีคุณสมบัติในการปรับตัวเองให้อยู่ในแนวเส้นแรงแม่เหล็กผ่านมากที่สุดโดยการหมุนจะทำให้เกิดมุมขึ้น โดยที่มอเตอร์จะหยุดหมุนเมื่อถึงจุดที่เส้นแรงแม่เหล็กตัดผ่านตัวมันมากที่สุด การทำให้สเตปเปอร์มอเตอร์หมุนทำได้โดยการทำให้เกิดเส้นแรงแม่เหล็กเกิดขึ้นเป็นช่วงต่อกันไปเรื่อยๆ ทิศทางการหมุนจะขึ้นอยู่กับกระแสที่ป้อนเข้าไปที่ขดลวดจะไปทิศทางใด เมื่อต้องการให้มอเตอร์หยุดหมุนก็หยุดจ่ายกระแสให้กับขดลวดของสเตปเปอร์มอเตอร์ โดยสามารถรู้ตำแหน่งของมอเตอร์ได้จากการนับจำนวนพัลส์ที่ป้อนให้กับตัวสเตปเปอร์มอเตอร์ สามารถคำนวณได้จากสมการ

มุมที่เปลี่ยนไป = ค่ามุมต่อสเต็ป x จำนวนพัลส์ที่ป้อน

สเต็ปเปอร์มอเตอร์เป็นมอเตอร์กระแสตรงที่สามารถหมุนตามองศาที่กำหนดได้ตามต้องการ มีทั้งหมด 3 แบบ แต่ละแบบสามารถวัดหาเฟสเพื่อสร้างวงจรขับกระแสให้กับสเต็ปเปอร์มอเตอร์ได้ การสร้างแผงวงจรควบคุมสเต็ปเปอร์มอเตอร์ทำได้โดยการวาดลายวงจรบนแผ่นปริ้น์สตามแบบวงจรที่ออกแบบไว้ โดยปกติแล้วสเต็ปเปอร์มอเตอร์ที่มีอยู่ส่วนใหญ่ในปัจจุบันสามารถแบ่งตามลักษณะโครงสร้างได้เป็น 3 แบบ คือ

1. สเต็ปเปอร์มอเตอร์แบบแม่เหล็กถาวร (Permanent Magnet Stepping Motor หรือ PM)

สเต็ปเปอร์มอเตอร์แบบ PM จะใช้ส่วนของ Stator สำหรับพันขดลวดไว้หลายๆ โพล (Pole) และมีส่วน Rotor เป็นรูปทรงกระบอกฟันเลื่อย ซึ่งส่วนของ Rotor นี้จะทำจากแม่เหล็กถาวร โดยเมื่อป้อนไฟฟ้ากระแสตรงให้กับขดลวดที่พันอยู่บนส่วนของแกน Stator จะทำให้เกิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าขึ้น ในขดลวด Stator และสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้จะทำให้เกิดแรงคั้น-ผลักกับขั้วแม่เหล็กของส่วน Rotor จึงส่งผลให้แกน Rotor ของมอเตอร์สามารถเคลื่อนที่ไปได้ โดยสเต็ปเปอร์มอเตอร์แบบนี้จะมีแรงดูดยึดให้ส่วนของ Rotor หยุดอยู่กับที่ได้ดี ถึงแม้ว่าจะยังไม่ได้จ่ายไฟให้กับขดลวดของมอเตอร์เลยก็ตาม ลักษณะเด่นของสเต็ปเปอร์มอเตอร์ แบบนี้คือให้แรงบิดสูง แต่มักมีความเร็วและระยะทางในการเคลื่อนที่ไม่ละเอียดมากนัก

2. สเต็ปเปอร์มอเตอร์แบบเปลี่ยนค่ารีลัคแตนซ์ (Variable Reluctance Stepping Motor หรือ VR)

สเต็ปเปอร์มอเตอร์แบบ VR จะมีส่วนของ Rotor ที่สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระโดย Rotor ดังกล่าวทำขึ้นจากสารแม่เหล็กกำลังอ่อน (Force Low Magnetic) มีลักษณะเป็นทรงกระบอกฟันเลื่อย ซึ่งจะมีความสัมพันธ์โดยตรงกับจำนวนโพล (Pole) ของขดลวดใน Stator เพื่อใช้สำหรับกำหนดระยะของมุมที่จะหมุนไปในแต่ละครั้งของการเคลื่อนที่เมื่อป้อนกระแสไฟฟ้าให้กับขดลวดใน Stator จะทำให้เกิดแรงบิดเพื่อไปหมุน Rotor ให้เคลื่อนที่ไปในเส้นทางของอำนาจแม่เหล็กที่มีค่า Reluctance ต่ำที่สุด จึงทำให้มอเตอร์แบบนี้มีความเร็วสูงและตำแหน่งของการเคลื่อนที่มีความแม่นยำสูงและมีเสถียรภาพดี แต่มีแรงบิดน้อยกว่าแบบ PM

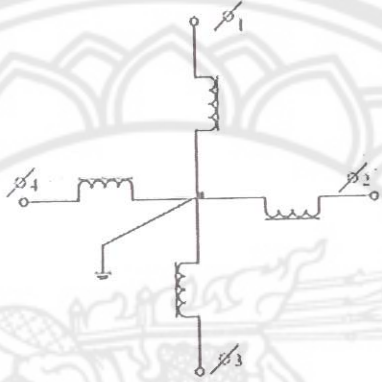
3. สเต็ปเปอร์มอเตอร์แบบผสม (Hybrid Stepping Motor หรือ H)

สเต็ปเปอร์มอเตอร์แบบผสมเป็นการนำเอาข้อดีของมอเตอร์แบบ PM และ VR มารวมกัน โดยจะออกแบบให้ส่วนของ Stator มีลักษณะคล้ายกับมอเตอร์แบบ VR และส่วนของ Rotor มีหมวกหุ้มปลายทำด้วยสารแม่เหล็กที่มีกำลังสูง โดยในการออกแบบจะควบคุมขนาดของรูปร่างของหมวกแม่เหล็กเป็นอย่างดีเพื่อให้ได้มุมการหมุนของมอเตอร์ในแต่ละครั้งที่ละเอียดและแม่นยำที่สุด คุณสมบัติเด่นของมอเตอร์แบบนี้ คือ แรงบิดสูง ขนาดกะทัดรัด ระยะการหมุนมีความละเอียดแม่นยำมาก และมีแรงดูดยึดให้แกน Rotor หยุดนิ่งอยู่กับที่ได้ดี ถึงแม้ว่าจะยังไม่ได้จ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับขดลวดของมอเตอร์เลยก็ตาม แต่มอเตอร์แบบนี้มักมีราคาสูงกว่ามอเตอร์แบบอื่นๆ



สเตปเปอร์มอเตอร์กระแสตรงแบบที่นิยมใช้กันมากได้แก่แบบแม่เหล็กถาวร ดังแสดงใน ภาพที่ 7 ประกอบด้วย Stator ที่พันลวดไว้หลาย ๆ โพล โดยมี Rotor เป็นรูปทรงกระบอกฟันเลื่อย ทำด้วยแม่เหล็กถาวร เมื่อป้อนไฟให้กับขด Stator จะทำให้เกิดแรงผลักดัน Rotor ด้วยแรง Electromagnetic Force ทำให้ Rotor หมุนได้ และจะหยุดอยู่กับที่แม้ว่าไม่ได้ทำการป้อนไฟเข้า ขดลวดแล้วก็ตาม

๑ RC
78.7
TC
88425
255๘



ภาพที่ 7 สเตปเปอร์มอเตอร์กระแสตรงแบบแม่เหล็กถาวร

1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

- 1) เพื่อสร้างระบบสร้างภาพโทโมกราฟีสำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กขึ้นใช้เองภายในประเทศ
- 2) เพื่อพัฒนาให้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สามารถนำไปใช้ในการศึกษาวิจัยด้านโรคมะเร็งสำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กโดยใช้ตัวรับภาพที่มีรายละเอียดสูง
- 3) เพื่อเป็นแนวทางสำหรับนำเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สัตว์ทดลองขนาดเล็กที่พัฒนาขึ้นจากการวิจัยไปประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ต่อไป

1.4 ขอบเขตของโครงการวิจัย

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ทำการสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับถ่ายภาพตัดขวาง สัตว์ทดลองขนาดเล็กด้วยตัวรับภาพชนิดฟิล์มสกรีน โดยใช้หลอดเอกซเรย์ทางรังสีวินิจฉัยของ ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร เป็นต้นกำเนิดรังสีเอกซ์ที่มีขนาดของจุด โฟกัสเท่ากับ 1.0 มิลลิเมตร ความต่างศักย์ 40 kV ระบบแกนตร้าออบแบบให้เป็นชนิดหมุนวัตถุที่ถู กขับเคลื่อนด้วยสเตปป์มอเตอร์แบบแม่เหล็กถาวรที่ควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ (computer-controlled motor driven) และใช้ฟิล์มเอกซเรย์สำหรับรับภาพ ทำการสร้างภาพตัดขวางด้วย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นด้วยโปรแกรม MATLAB version 7.12.0.635 การตรวจสอบ สมรรถนะของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ใช้วิธีการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กตามการ ทดสอบที่กำหนดตามมาตรฐานของ American College of Radiology

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการวิจัย

- 1) ได้ระบบสร้างภาพโทโมกราฟฟีสำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กที่มีราคาต่ำขึ้นใช้เองภายในประเทศ
- 2) ระบบสร้างภาพโทโมกราฟฟีที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปใช้ในการศึกษาวิจัยด้านโรคมะเร็งสำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กในสถาบันที่มีการศึกษาวิจัยโดยใช้สัตว์ทดลองขนาดเล็ก
- 3) เป็นแนวทางสำหรับนำระบบสร้างภาพโทโมกราฟฟีสัตว์ทดลองขนาดเล็กที่พัฒนาขึ้นจากการวิจัยไปประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ขั้นสูงต่อไป



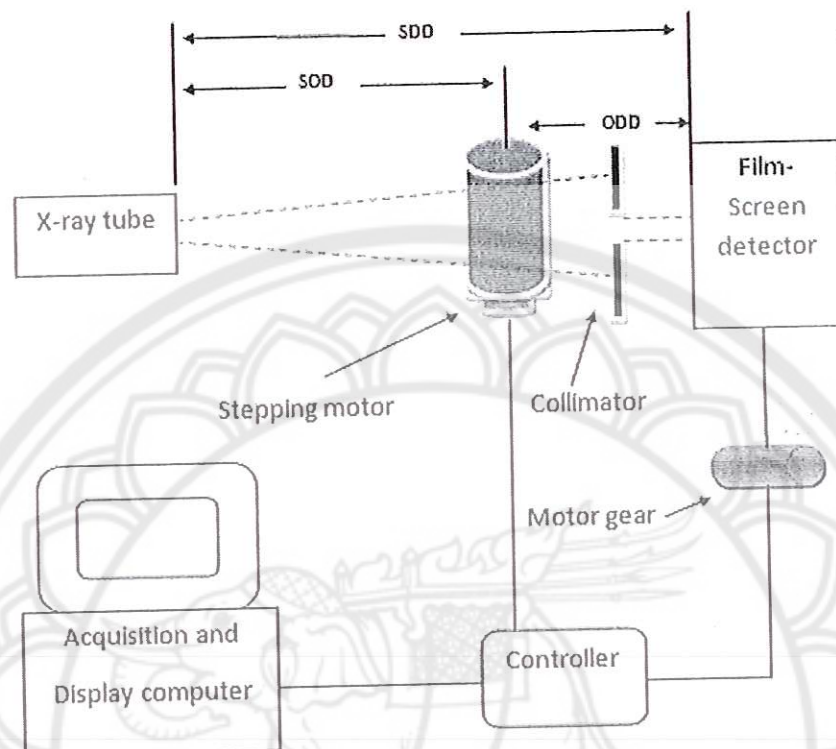
บทที่ 2

เนื้อเรื่อง (Main body)

2.1 วิธีการดำเนินการวิจัย

2.1.1 การสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก

การสร้างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสร้างภาพสัตว์ทดลองขนาดเล็กในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้หลอดเอกซเรย์ทางรังสีวินิจฉัยของภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร เป็นต้นกำเนิดรังสีเอกซ์ที่มีจุดโฟกัสของหลอดเท่ากับ 1.0 มิลลิเมตร ความต่างศักย์ที่ใช้มีค่าเท่ากับ 40 kV ซึ่งเป็นความต่างศักย์ที่ทำให้สามารถแยกชนิดของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะต่างๆ สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กได้ดี ส่วนของอุปกรณ์จำกัดขอบเขตลำรังสีประกอบด้วยคอลลิเมเตอร์ของหลอดเอกซเรย์และคอลลิเมเตอร์ด้านหน้าตัวรับภาพ (pre-detector collimator) ที่สร้างขึ้นจากตะกั่วเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงจากวัตถุตกกระทบบนฟิล์มเอกซเรย์ซึ่งส่งผลให้ภาพมีรายละเอียดลดลง โดยออกแบบให้พื้นที่คอลลิเมเตอร์ด้านหน้าตัวรับภาพมีขนาดกว้าง 1 เซนติเมตร ยาว 7 เซนติเมตร สำหรับระบบแกนตรีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้ออกแบบให้เป็นระบบแกนตรีชนิดหมุนวัตถุ (Lee, et al., 2006) ที่ขับเคลื่อนด้วยสเต็ปปีงมอเตอร์แบบแม่เหล็กถาวรที่ควบคุมการหมุนด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (computer-controlled motor driven) และใช้ฟิล์มเอกซเรย์สำหรับรับภาพ โดยตัวรับภาพจะเคลื่อนที่ด้วยระบบมอเตอร์เกียร์ที่สอดคล้องกันกับการหมุนวัตถุและควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์เช่นเดียวกัน ข้อมูลภาพจากตัวรับภาพจะถูกนำไปคำนวณเพื่อสร้างภาพตัดขวางวัตถุด้วยซอฟต์แวร์การสร้างภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ การจัดระบบแกนตรีด้วยรูปแบบดังกล่าวจะทำให้สามารถปรับเปลี่ยนระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุ (Source-to-object distance, SOD) และระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัด (Source-to-detector distance, SDD) เพื่อให้สามารถขยายภาพวัตถุได้ตามต้องการดังแสดงในภาพที่ 8 ซึ่งใช้สำหรับกรณีที่ต้องการศึกษาเฉพาะบริเวณที่สนใจ (Field of view; FOV)



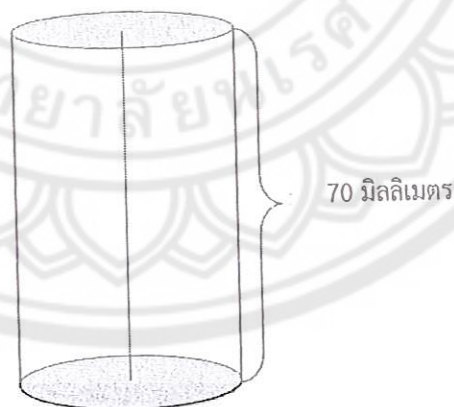
ภาพที่ 8 แผนภาพการออกแบบระบบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ระบบแกนตรีแบบหมุนวัตถุ

2.1.2 การออกแบบและสร้างระบบนับวัดรังสี

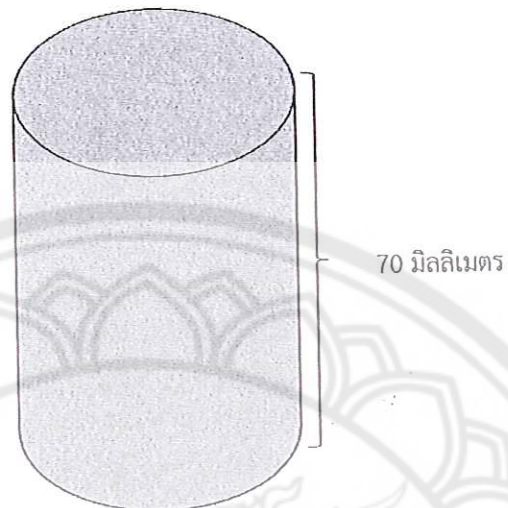
ระบบนับวัดรังสีที่ใช้ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้ตัวรับภาพชนิดฟิล์มสกรีนเพื่อให้ภาพตัดขวางที่ได้มีรายละเอียดที่สูง เนื่องจากฟิล์มมีคุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพโดยสามารถให้รายละเอียดภาพ (spatial resolution) ที่มีขนาดเล็กมากประมาณ 10-50 ไมโครเมตรทำให้สามารถศึกษาและติดตามรอยโรคในสัตว์ทดลองที่มีขนาดเล็กได้เป็นอย่างดี อีกทั้งตัวรับภาพแบบฟิล์มสกรีนยังสามารถกำหนดขอบเขตการสร้างภาพบริเวณที่สนใจให้มีขนาดตามที่ต้องการ โดยฟิล์มสำหรับสร้างภาพจะบรรจุอยู่ในถาดคลาสเซตเพื่อป้องกันการแสงตกกระทบบนฟิล์ม สำหรับฟิล์มที่ใช้มีขนาด 7x17 นิ้ว ภายหลังจากการถ่ายภาพรอบวัตถุด้วยระบบแกนตรีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ฟิล์มจะผ่านการสแกนด้วยเครื่องสแกนฟิล์มรุ่น CX-312T บริษัท Cobrascan ของภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่สามารถให้รายละเอียดการสแกนของจุดภาพได้มากถึง 12 บิต จากนั้นทำการสร้างภาพตัดขวางด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์สร้างภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นในการศึกษาวิจัยครั้งนี้

2.1.3 การสร้างหุ่นจำลองสำหรับทดสอบการสร้างภาพตัดขวาง

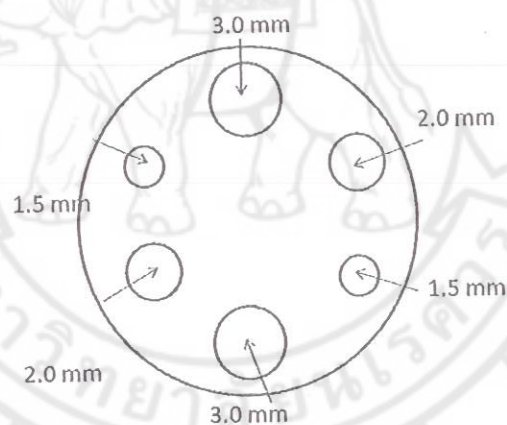
การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ไม่ได้ใช้สัตว์ทดลองจริงเพื่อทำการสร้างภาพแต่เป็นการสร้างหุ่นจำลองสัตว์ทดลองขนาดเล็กขึ้นเพื่อนำมาใช้ในการทดสอบการสร้างภาพตัดขวางแทน โดยการสร้างภาพตัดขวางในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วยหุ่นจำลองสำหรับการประเมินค่า Modulation transfer function (MTF) เพื่อทดสอบความสามารถในการสร้างภาพตัดขวางด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสร้างภาพตัดขวาง โดยใช้วัสดุชนิดอะครีลิก (acrylic) และออกแบบให้หุ่นจำลองมีลักษณะทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร ยาว 70 มิลลิเมตร ภายในบรรจุน้ำกลั่น และบริเวณกึ่งกลางหุ่นจำลองซึ่งเส้นลวดที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 80 ไมโครเมตร ดังแสดงในภาพที่ 9 หุ่นจำลองสำหรับการทดสอบ image uniformity ที่ทำจากอะครีลิกมีลักษณะทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร ยาว 70 มิลลิเมตร ภายในบรรจุน้ำกลั่นดังแสดงในภาพที่ 10 หุ่นจำลองสำหรับการทดสอบ Low-contrast resolution ของระบบการสร้างภาพ ทำจากเรซินตันมีลักษณะทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร ยาว 70 มิลลิเมตร เจาะรูจำนวน 6 รูที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร 2 มิลลิเมตร และ 1.5 มิลลิเมตร เรียงเป็นคู่ตรงข้ามกัน ตามลำดับ ภายในบรรจุสารทึบรังสี Ultravist 300 ที่มีความเข้มข้น 15 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรผสมกับน้ำเกลือในอัตราส่วน 2:1 เพื่อให้มีความแตกต่างของค่าเลขซีที่ระหว่างรูและบริเวณโดยรอบเพียงเล็กน้อยดังแสดงในภาพที่ 11 และหุ่นจำลองเรซินสำหรับการประเมินค่า CT number linearity มีลักษณะเป็นทรงกระบอกที่มีการเจาะรูเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ที่มีขนาดเท่ากันจำนวน 8 รู ภายในบรรจุสารทึบรังสี Ultravist 300 ที่มีความเข้มข้น 0.9375, 1.875, 3.75, 7.5, 15 และ 30 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร ตามลำดับ สำหรับ 2 รูที่เหลือบรรจุน้ำและอากาศ ดังแสดงในภาพที่ 12



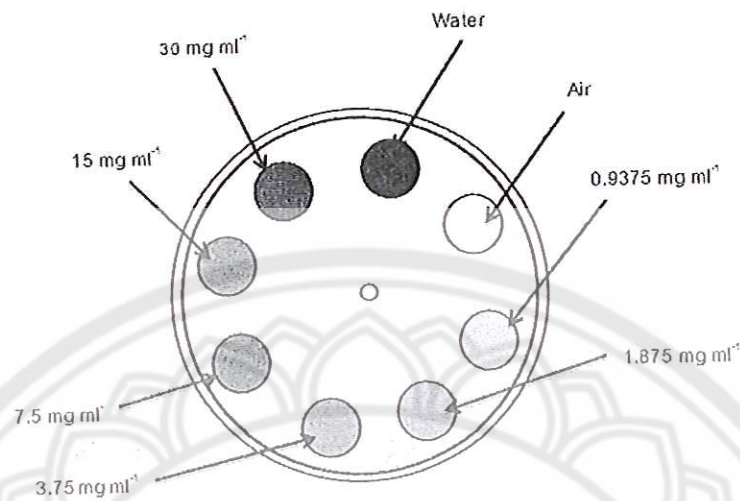
ภาพที่ 9 แผนภาพหุ่นจำลองอะครีลิกทรงกระบอกบรรจุน้ำสำหรับการประเมินค่า Modulation transfer function (MTF) ภายในซึ่งเส้นลวดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 80 ไมโครเมตร ไว้ตรงกลางตามแนวยาวของทรงกระบอก



ภาพที่ 10 แผนภาพหุ่นจำลองอะคริลิคทรงกระบอกบรรจุน้ำสำหรับการประเมินค่า image uniformity



ภาพที่ 11 แผนภาพหุ่นทดลองเรซินทรงกระบอกเจาะรูจำนวน 6 รู ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร 2.5 มิลลิเมตร และ 1.5 มิลลิเมตร เรียงเป็นคู่ตรงข้ามกัน ตามลำดับ ภายในบรรจุบรรจุสารที่บรีงสี Ultravist 300 ความเข้มข้น 15 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรผสมกับน้ำเกลือในอัตราส่วน 2:1



ภาพที่ 12 แผนภาพหุ่นจำลองเรซินทรกกระบอกที่มีการเจาะรูเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ขนาดเท่ากันจำนวน 8 รู สำหรับการประเมินค่า CT number linearity ภายในบรรจุสารที่บริสุทธิ์ที่มีความเข้มข้น 0.9375, 1.875, 3.75, 7.5, 15 และ 30 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร ตามลำดับ สำหรับ 2 รูที่เหลือบรรจุน้ำและอากาศ

2.1.4 การออกแบบและสร้างซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์สำหรับการสร้างภาพตัดขวาง

การสร้างซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์เพื่อสร้างภาพตัดขวางในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้โปรแกรม MATLAB version 7.12.0.635 การสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ประกอบด้วยกระบวนการได้มาของข้อมูล (Data acquiring) กระบวนการสร้างภาพ (image reconstruction) และกระบวนการประมวลผลภาพ (digital image processing) สำหรับการคำนวณเพื่อทำการสร้างภาพตัดขวางในครั้งนี้ได้ใช้ simple backprojection และ filtered backprojection algorithms โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพทางเลขาคณิตแบบ Parallel-Beam image reconstruction นอกจากนี้ยังทำการศึกษามลกระทบต่อการคำนวณการสร้างภาพโดยการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์สำหรับการสร้างภาพดังต่อไปนี้

2.1.4.1 ศึกษาผลกระทบของภาพตัดขวางจากการเปลี่ยนค่าจำนวน projection data ที่ได้จากการเก็บข้อมูล โดยทำการเปลี่ยนจำนวน projection data ให้มีจำนวนเท่ากับ 20 และ 60 ด้วยวิธีการเก็บข้อมูลภาพวัตถุในแต่ละมุมเท่ากับ 9 และ 3 องศา

2.1.4.2 ศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางที่เกิดจากการคำนวณด้วยวิธี simple backprojection และ filtered backprojection algorithms โดยทำการสร้างภาพตัดขวางจากการเก็บข้อมูลมุมละ 3 องศาเมื่อใช้ตัวกรองภาพชนิด Hann filter และไม่ใช่ตัวกรองภาพ

2.1.4.3 ศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางที่เกิดจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุและระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงระบบนับวัดประกอบด้วย

2.1.4.3.1 ศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพที่เกิดจากการปรับระยะจาก
ต้นกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพด้วยระยะ 32 และ 43 เซนติเมตร

2.1.4.3.2 ศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพที่เกิดจากการปรับระยะจาก
ต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุเท่ากับ 32 และ 37 เซนติเมตร

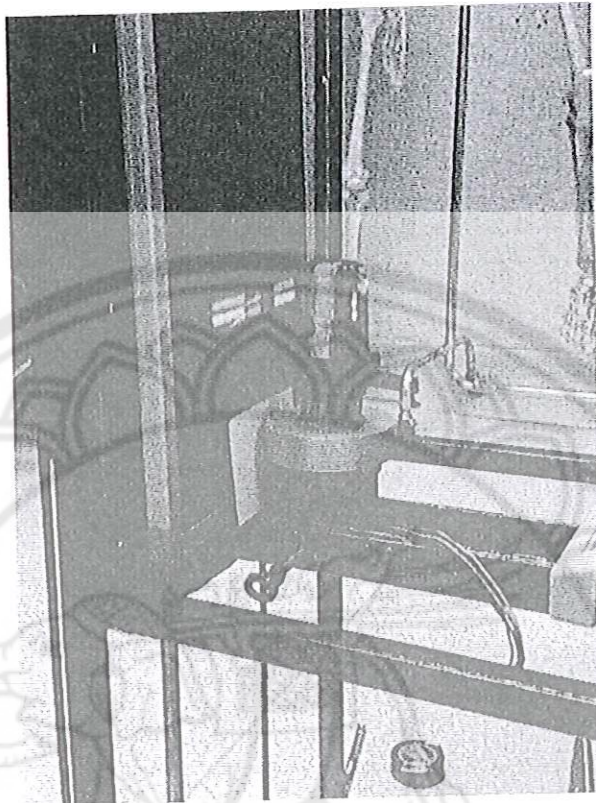
2.1.5 การตรวจสอบสมรรถนะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก

การตรวจสอบสมรรถนะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นจากการวิจัยในครั้งนี้ใช้
วิธีการทดสอบด้วยการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองสัตว์ทดลองขนาดเล็กจากหุ่นจำลองให้มีขนาด
ใกล้เคียงหนูทดลองจำนวน 4 ชิ้น จากนั้นทำการทดสอบสมรรถภาพการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลอง
ตามมาตรฐานของ American College of Radiology (ACR) (American College of Radiology,
1995) ซึ่งประกอบด้วยการทดสอบเพื่อหาค่า Spatial resolution จากค่า MTF, Low contrast
resolutions, CT number linearity และ Uniformity หุ่นจำลองที่สร้างขึ้นประกอบด้วย
หุ่นจำลองเรซินที่มีลักษณะทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร สูง 70 มิลลิเมตร
จำนวน 2 ชิ้น สำหรับทำการประเมิน Low contrast resolution และ CT number linearity และ
หุ่นจำลองอะคริลิกที่ทำจากท่ออะคริลิกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร สูง 70 มิลลิเมตร
จำนวน 2 ชิ้น สำหรับประเมินค่า Spatial resolution และ Uniformity

2.2 ผลการวิจัย

2.2.1 ผลการสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก

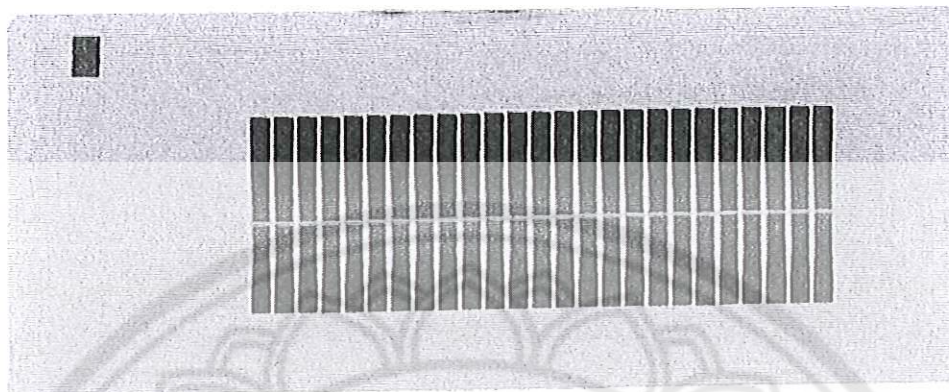
ผลการสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองจากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ ประกอบด้วยส่วนของอุปกรณ์จำกัดขอบเขตลำรังสีซึ่งประกอบด้วยคอลลิเมเตอร์ของหลอดเอกซเรย์ และคอลลิเมเตอร์ด้านหน้าตัวรับภาพ (pre-detector collimator) ที่สร้างขึ้นในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ ทำจากแผ่นตะกั่วสำหรับป้องกันรังสีกระเจิงจากวัตถุตกกระทบบนฟิล์มเอกซเรย์ซึ่งอาจส่งผลให้ รายละเอียดของภาพลดลง โดยคณะผู้วิจัยได้ออกแบบคอลลิเมเตอร์ด้านหน้าตัวรับภาพให้สามารถ ปรับพื้นที่ได้ตามขนาดที่ต้องการ สำหรับระบบหมุนวัตถุที่ใช้ในการหมุนหุ่นจำลองสามารถทำการหมุน ด้วยมุมที่มีความละเอียดได้ต่ำที่สุดถึงมุมละ 1.8 องศา ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้การหมุนตั้งแต่ 0 ถึง 180 องศา โดยขณะทำการหมุนหุ่นจำลองจะถูกยึดให้อยู่นิ่งเพื่อป้องกันความคลาดเคลื่อนในการสร้าง ภาพ (motion artifact) ในการหมุนวัตถุจะมีความสอดคล้องกับระยะเวลาการเคลื่อนของระบบเคลื่อน ฟิล์มที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์เพื่อนำมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง สำหรับระบบแกนตรีได้ทำ การออกแบบให้เป็นชนิดหมุนวัตถุที่ถูกขับเคลื่อนด้วยสเต็ปปีงมอเตอร์แบบแม่เหล็กถาวรที่ควบคุมการ หมุนด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (computer-controlled motor driven) และใช้ฟิล์มเอกซเรย์สำหรับ รับภาพ โดยตัวรับภาพจะเคลื่อนที่ขึ้นลงด้วยระบบมอเตอร์เกียร์ที่สอดคล้องกันกับการหมุนวัตถุและ ควบคุมการเคลื่อนที่ด้วยระบบคอมพิวเตอร์เช่นเดียวกัน การจัดระบบแกนตรีด้วยวิธีดังกล่าวจะทำให้ สามารถปรับเปลี่ยนระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุ (Source-to-object distance, SOD) และระยะ จากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัด (Source-to-detector distance, SDD) เพื่อให้สามารถขยายภาพวัตถุได้ ตามขนาดที่ต้องการในกรณีที่ต้องการศึกษาเฉพาะบริเวณที่สนใจ (Field of view; FOV) บนวัตถุ เท่านั้น โดยที่ระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุสามารถปรับเปลี่ยนได้ตั้งแต่ 300-1,000 มิลลิเมตร และ ระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัดสามารถปรับเปลี่ยนได้ตั้งแต่ 50-500 มิลลิเมตร ดังแสดงในภาพที่ 13



ภาพที่ 13 ระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ประกอบด้วยระบบหมุนวัตถุและระบบเคลื่อนฟิล์มโดยใช้ตัวรับภาพชนิดฟิล์มสกรีน

2.2.2 ผลการออกแบบและสร้างระบบนับวัดรังสี

ระบบนับวัดรังสีชนิดฟิล์มสกรีนที่ใช้ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้มีขนาด 7x17 นิ้ว ความละเอียดภาพ (spatial resolution) อยู่ในช่วง 10-50 ไมโครเมตร บรรจุอยู่ในตลับคลาสเซต ขณะทำการถ่ายภาพระบบนับวัดรังสีจะเคลื่อนที่ขึ้นลงด้วยระบบมอเตอร์เกียร์ที่สอดคล้องกันกับการหมุนวัตถุซึ่งควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ทำให้สามารถเคลื่อนที่เป็นระยะทางตามขนาดความสูงของพื้นที่สนใจได้ดังแสดงในภาพที่ 14 จากการเคลื่อนที่ดังกล่าวทำให้ได้ภาพถ่ายวัตถุของแต่ละมุมเรียงต่อกันเป็นแถวยาวดังแสดงในภาพที่ 10 จากนั้นฟิล์มวัดรังสีจะถูกนำไปผ่านกระบวนการล้างฟิล์มและทำการสแกนด้วยเครื่องสแกนฟิล์มรุ่น CX-312T บริษัท Cobrascan เพื่อนำไปสร้างภาพตัดขวางด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์สร้างภาพตัดขวาง

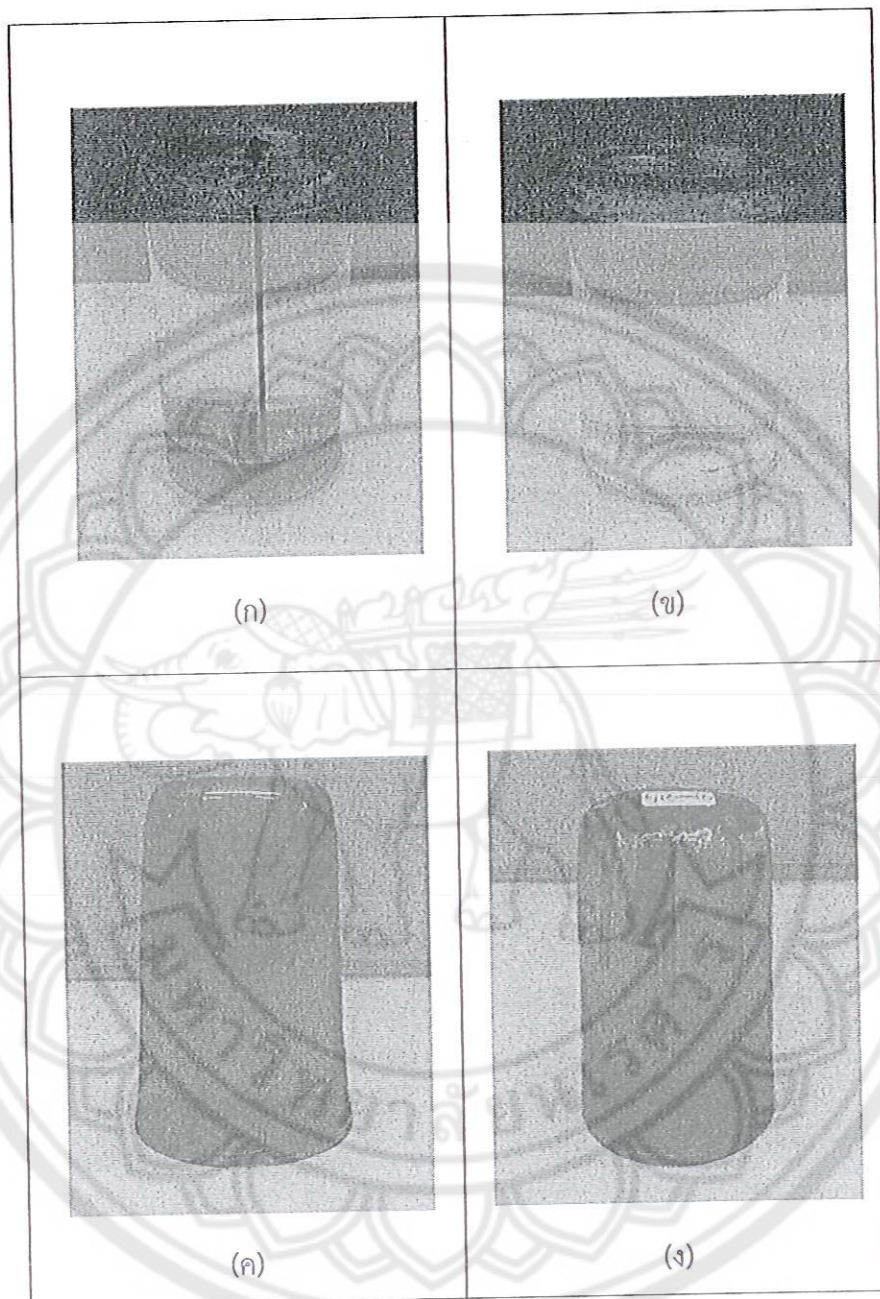


รูปที่ 14 फिल्मวอร์คชีทที่ผ่านการถ่ายภาพวัตถุที่หมุนครึ่งละ 3 องศาตั้งแต่มุม 0 ถึง 75 องศา

2.2.3 ผลการสร้างหุ่นจำลองสำหรับทดสอบการสร้างภาพตัดขวาง

การสร้างหุ่นจำลองขนาดเล็กสำหรับการประเมินสมรรถนะระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัต์วัตถุขนาดเล็กที่สร้างขึ้นประกอบด้วยหุ่นจำลองที่ทำจากวัสดุอะครีลิก (acrylic) และเรซิน โดยหุ่นจำลองอะครีลิกใช้สำหรับการประเมินค่า Spatial resolution และ Uniformity ดังแสดงในรูปที่ 11 (ก) (ข) และหุ่นจำลองเรซินใช้สำหรับการประเมินค่า Low contrast resolution และ CT number linearity ดังแสดงในรูปที่ 11 (ค) (ง) ตามลำดับ

สำหรับการประเมินค่า Spatial resolution ใช้วิธีการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองเพื่อประเมินค่า Modulation transfer function (MTF) ซึ่งเป็นการทดสอบความสามารถในการสร้างภาพตัดขวางด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยใช้วัสดุชนิดอะครีลิกที่ออกแบบให้มีลักษณะทรงกระบอกเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร ยาว 70 มิลลิเมตร ภายในบรรจุด้วยน้ำกลั่น บริเวณกึ่งกลางหุ่นจำลองซึ่งเส้นลวดขนาดเล็กที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 80 ไมโครเมตร ดังแสดงในภาพที่ 15 (ก) สำหรับหุ่นจำลองเพื่อทดสอบ image uniformity ทำจากอะครีลิกทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร ยาว 70 มิลลิเมตร ภายในบรรจุน้ำกลั่นดังแสดงในภาพที่ 15 (ข) สำหรับหุ่นจำลองที่ใช้ในการทดสอบ Low-contrast resolution ทำจากเรซินที่สร้างให้มีลักษณะทรงกระบอกเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร ยาว 70 มิลลิเมตร จากนั้นเจาะรูจำนวน 6 รู โดยให้แต่ละรูมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร 2 มิลลิเมตร และ 1.5 มิลลิเมตร ตามลำดับ เรียงเป็นคู่ตรงข้ามกันทั้งหมด 6 รู ภายในบรรจุสารทึบรังสี Ultravist 300 ที่มีความเข้มข้น 15 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร ผสมกับน้ำเกลือในอัตราส่วน 2:1 เพื่อให้มีความแตกต่างของค่าเลขซีที่ระหว่างภายในรูและบริเวณข้างเคียงเล็กน้อยดังแสดงในภาพที่ 15 (ค) และหุ่นจำลองสำหรับการประเมินค่า CT number linearity ทำจากเรซินที่มีลักษณะเป็นทรงกระบอกจากนั้นทำการเจาะรูให้มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ขนาดเท่ากันจำนวน 8 รู ภายในบรรจุสารทึบรังสี Ultravist 300 ที่มีความเข้มข้น 0.9375, 1.875, 3.75, 7.5, 15 และ 30 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร ตามลำดับ สำหรับ 2 รูที่เหลือบรรจุน้ำและอากาศดังแสดงในภาพที่ 15 (ง)



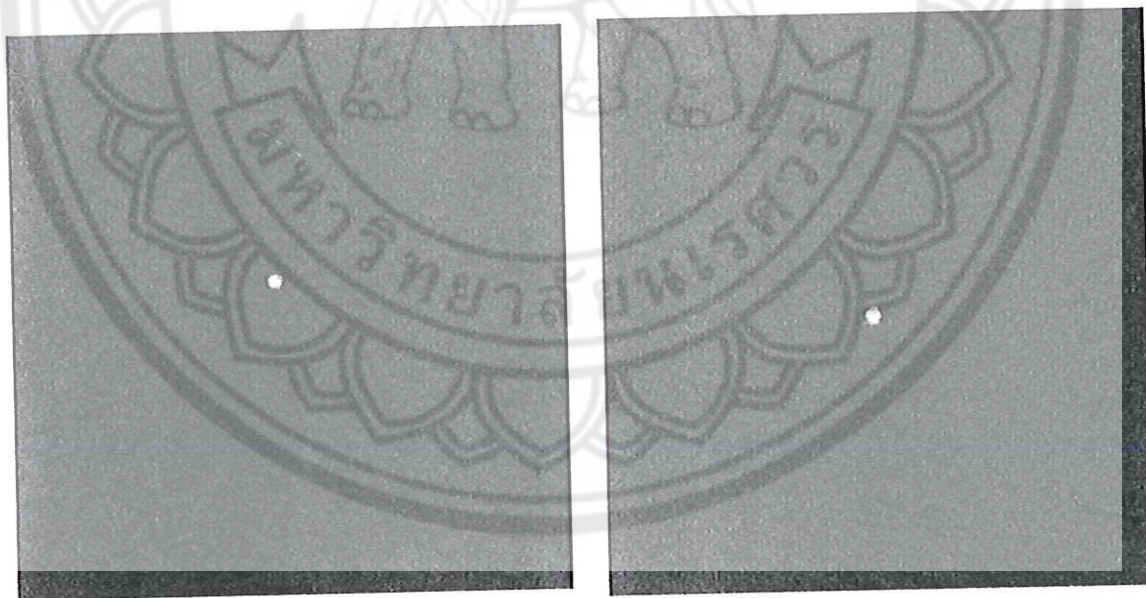
รูปที่ 15 ฟันจำลองขนาดเล็กสำหรับประเมิน (ก) SPATIAL RESOLUTION (ข) UNIFORMITY (ค) LOW CONTRAST RESOLUTION และ (ง) CT NUMBER LINEARITY

2.2.4 ผลการออกแบบและสร้างซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์สำหรับการสร้างภาพตัดขวาง

การสร้างซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์สร้างภาพตัดขวางในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้โปรแกรม MATLAB version 7.12.0.635 เพื่อคำนวณการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี simple backprojection และ filtered backprojection algorithms โดยใช้ข้อมูลที่ได้จากการสแกนฟิล์มเอกซเรย์ที่ผ่านการถ่ายภาพรอบหุ่นจำลองในมุมต่างๆ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพแบบ Parallel-Beam image reconstruction นอกจากนี้ยังได้ทำการศึกษาผลกระทบต่างๆ ที่มีผลต่อการคำนวณการสร้างภาพตัดขวางด้วยการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์สำหรับการสร้างภาพดังต่อไปนี้

2.2.4.1 ผลการศึกษาผลกระทบของภาพตัดขวางจากการเปลี่ยนค่าจำนวน projection data ที่ได้รับการเก็บข้อมูล

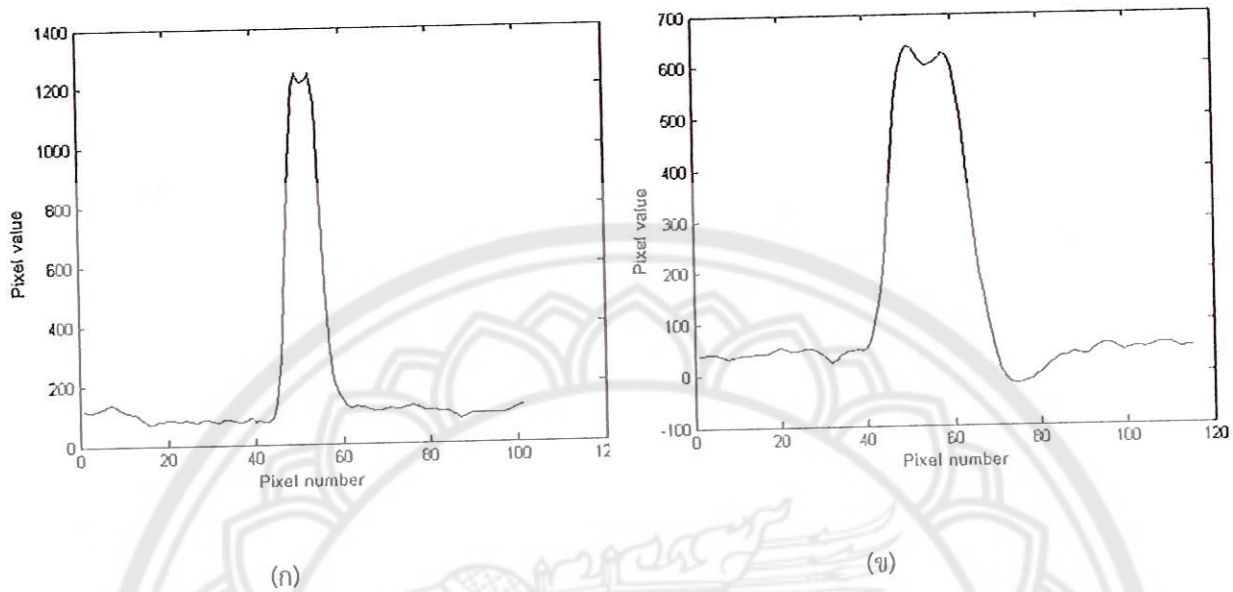
การศึกษารูปภาพของภาพตัดขวางเมื่อเปลี่ยนจำนวน projection data ให้มีจำนวนเท่ากับ 20 และ 60 ด้วยการเก็บข้อมูลภาพมุมละ 9 และ 3 องศา ตามลำดับ จากนั้นทำการประเมินค่า Modulation Transfer Function (MTF) ของการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองอะคริลิกได้ภาพตัดขวางแสดงดังภาพที่ 16 (ก) และ (ข) และกราฟโปรไฟล์ผ่านเส้นลวดแสดงดังภาพที่ 17 (ก) และ (ข) เมื่อพิจารณาค่า MTF จากการเก็บข้อมูลมุมละ 9 และ 3 องศา พบว่ามีค่าเท่ากับ 2.55 lp/mm และ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10% MTF ตามลำดับ ดังแสดงในภาพที่ 18 (ก) และ (ข)



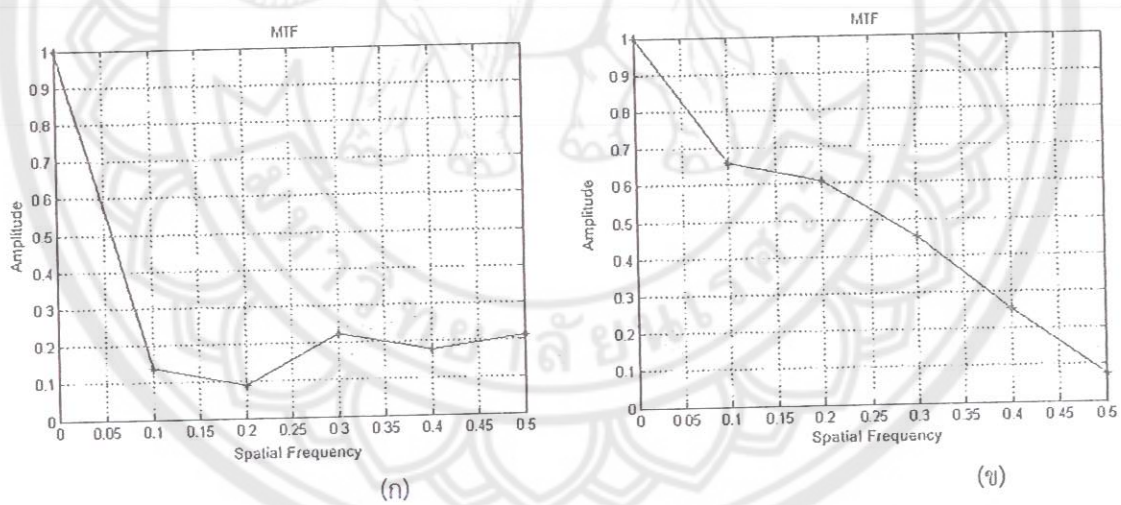
(ก)

(ข)

ภาพที่ 16 การสร้างภาพตัดขวางจากการเก็บข้อมูลภาพมุมละ (ก) 9 องศา และ (ข) 3 องศา ตามลำดับ



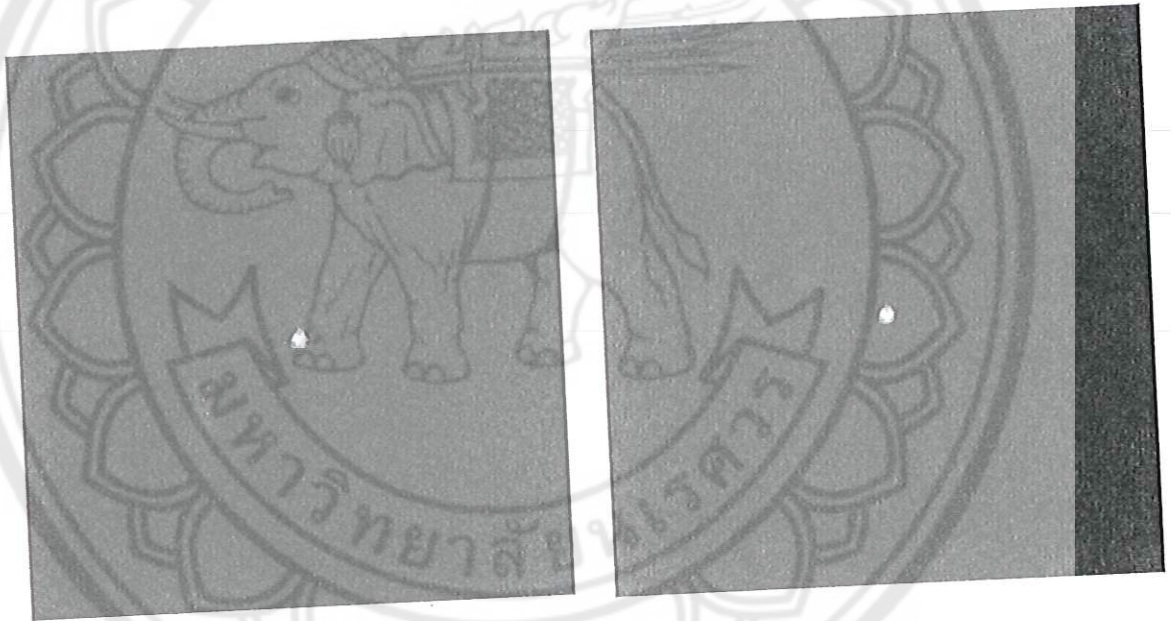
ภาพที่ 17 แสดงกราฟโปรไฟล์ผ่านวัตถุจากการเก็บข้อมูลมุมละ (ก) 9 และ (ข) 3 องศา ตามลำดับ



ภาพที่ 18 แสดงกราฟ MTF ที่ได้จากการเก็บข้อมูลมุม (ก) 9 และ (ข) 3 องศา ตามลำดับ

2.2.4.2 ผลการศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางที่เกิดจากการคำนวณด้วยวิธี simple backprojection และ filtered backprojection algorithms

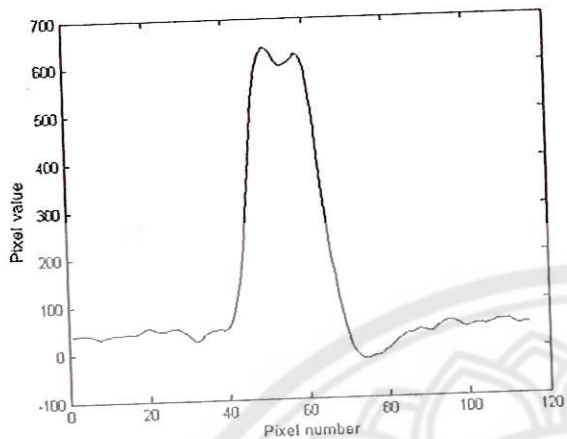
การศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางด้วยการใช้ตัวกรองภาพชนิด Hann และไม่ใช่ตัวกรองภาพจากการเก็บข้อมูลด้วยมุม 3 องศาแสดงดังภาพที่ 19 (ก) และ (ข) ตามลำดับ ผลการประเมิน Modulation Transfer Function (MTF) จากหุ่นจำลองอะคริลิกได้กราฟโปรไฟล์ที่ลากผ่านเส้นลวดเมื่อใช้ตัวกรองภาพและไม่ใช่ตัวกรองภาพแสดงดังภาพที่ 20 (ก) และ (ข) ตามลำดับ เมื่อพิจารณาจากการประเมินค่า MTF เมื่อทำการเก็บข้อมูลเมื่อใช้ตัวกรองภาพและไม่ใช่ตัวกรองภาพดังแสดงในภาพที่ 21 (ก) และ (ข) พบว่ามีค่าเท่ากับ 4.65 lp/mm และ 3.09 lp/mm ที่ระดับ 10% MTF ตามลำดับ



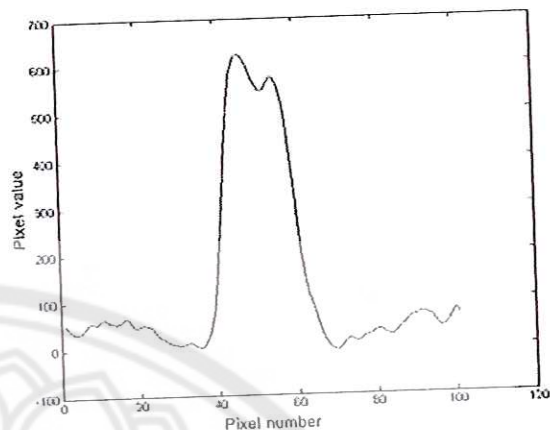
(ก)

(ข)

รูปที่ 19 แสดงการสร้างภาพจาก (ก) ใช้ตัวกรองภาพชนิด Hann และ (ข) ไม่ใช่ตัวกรองภาพ ตามลำดับ

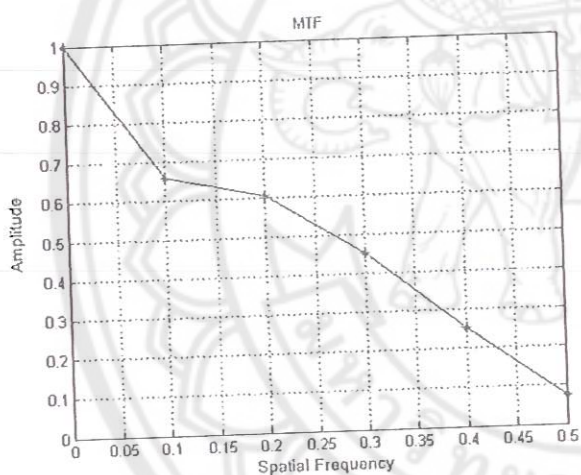


(ก)

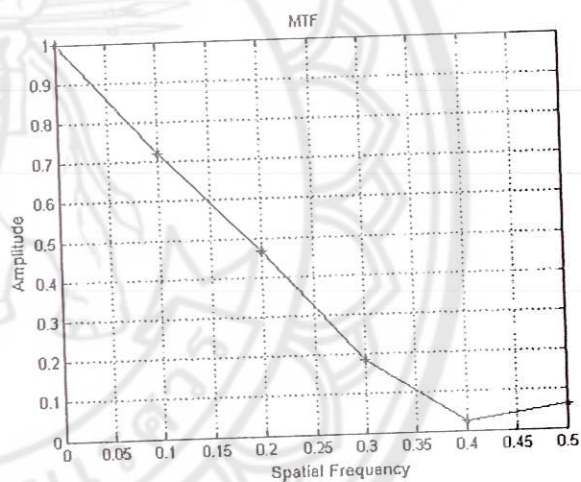


(ข)

รูปที่ 20 แสดงกราฟโปรไฟล์ที่ได้จากการเก็บข้อมูล (ก) ใช้ตัวกรองภาพชนิด Hann และ (ข) ไม่ใช้ตัวกรองภาพตามลำดับ



(ก)

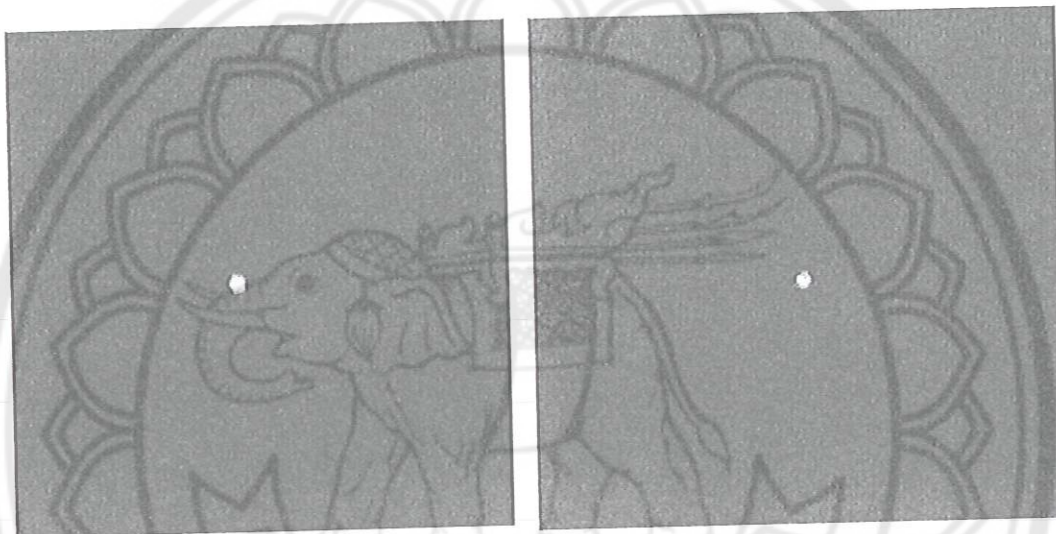


(ข)

รูปที่ 21 แสดงกราฟ MTF ที่ได้จาก (ก) ใช้ตัวกรองภาพชนิด Hann และ (ข) ไม่ใช้ตัวกรองภาพตามลำดับ

2.2.4.3 ผลการศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางที่เกิดจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุและระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงระบบนับวัด

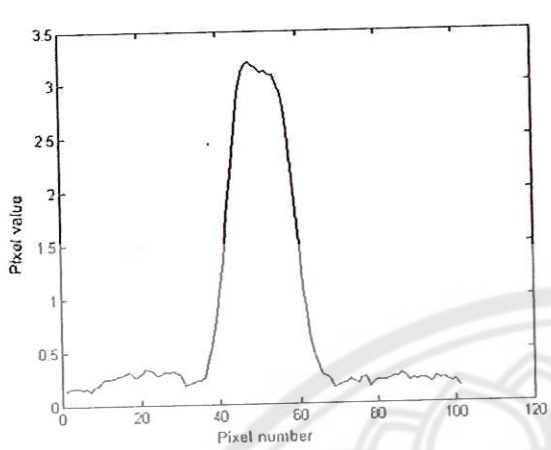
2.1.3.3.1 การศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางที่เกิดจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพด้วยระยะ 32 และ 43 เซนติเมตร ผลการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองอะคริลิกแสดงดังภาพที่ 22 (ก) และ (ข) ตามลำดับ และกราฟโปรไฟล์ลากผ่านเส้นลวดแสดงดังภาพที่ 23 (ก) และ (ข) ตามลำดับ เมื่อพิจารณาจากการประเมินค่า MTF พบว่ามีค่าเท่ากับ 2.78 lp/mm และ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10% MTF ดังแสดงในภาพที่ 24 (ก) และ (ข) ตามลำดับ



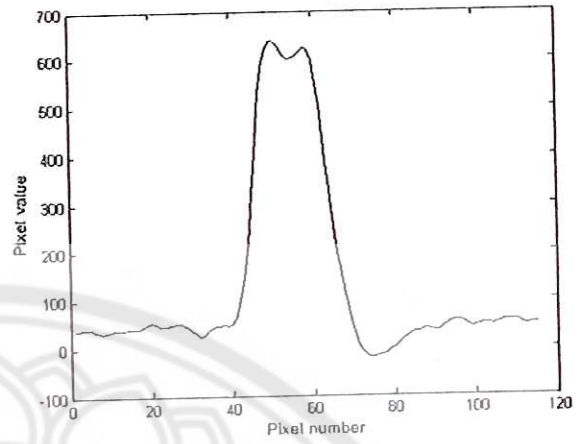
(ก)

(ข)

ภาพที่ 22 ภาพตัดขวางหุ่นจำลองจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพด้วยระยะ (ก) 32 และ (ข) 43 เซนติเมตร

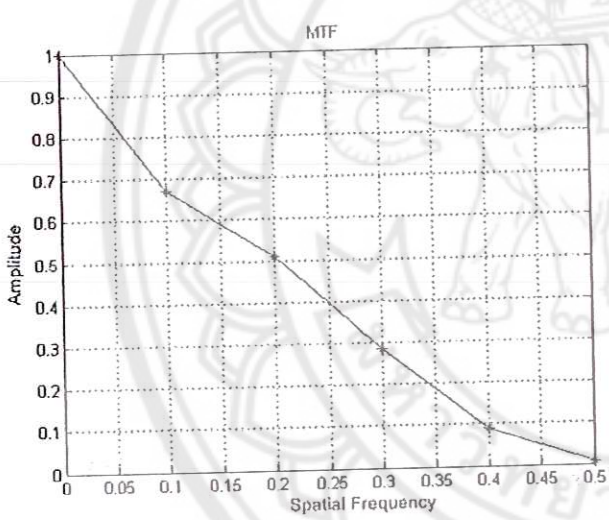


(ก)

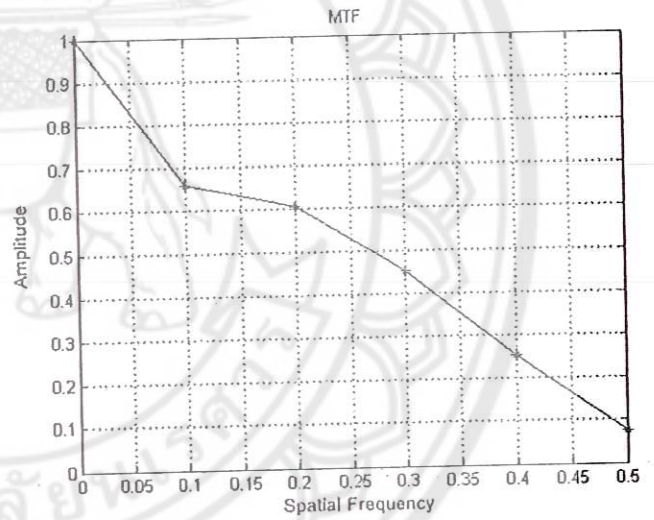


(ข)

ภาพที่ 23 กราฟโปรไฟล์ที่ได้จากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพ (ก) 32 เซนติเมตรและ (ข) 43 เซนติเมตร ตามลำดับ



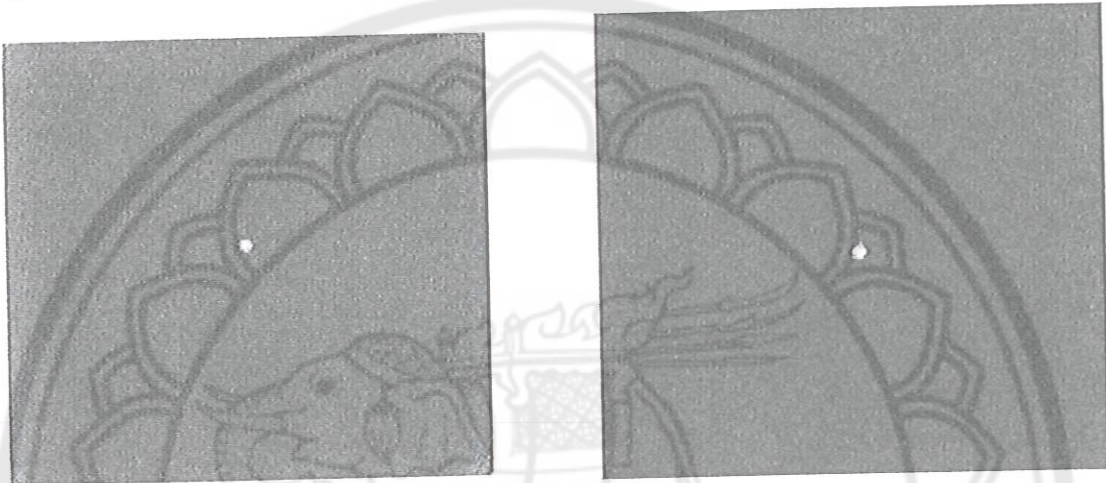
(ก)



(ข)

ภาพที่ 24 แสดงกราฟ MTF ที่ได้จากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพด้วยระยะ (ก) 32 เซนติเมตร และ (ข) 43 เซนติเมตร ตามลำดับ

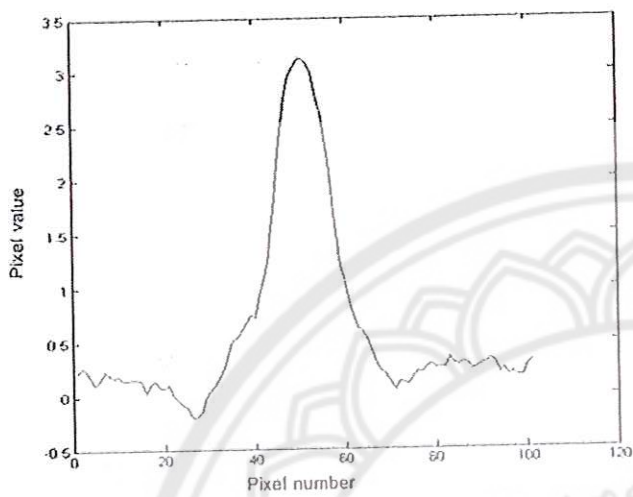
2.2.3.3.2 การศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางที่เกิดจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุเท่ากับ 32 และ 37 เซนติเมตร ผลการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองอะคริลิกแสดงดังภาพที่ 25 (ก) และ (ข) ตามลำดับ เมื่อสร้างกราฟโปรไฟล์ที่ลากผ่านเส้นลวดแสดงดังภาพที่ 26 (ก) และ (ข) ตามลำดับ เมื่อพิจารณาจากการประเมินค่า MTF พบว่ามีค่าเท่ากับ 2.78 lp/mm และ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10% MTF ดังแสดงในภาพที่ 27 (ก) และ (ข) ตามลำดับ



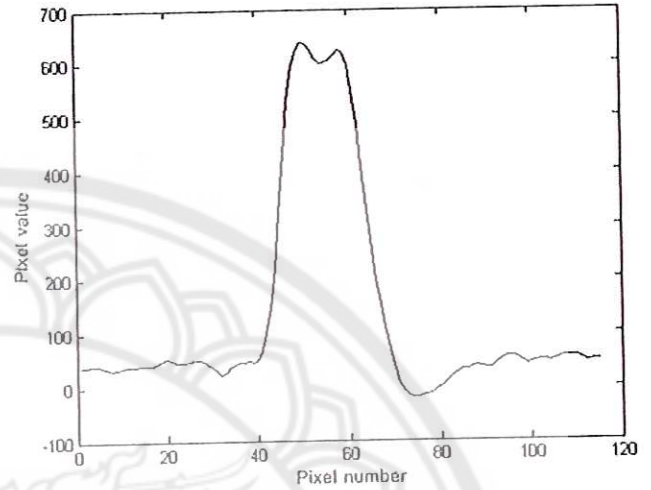
(ก)

(ข)

ภาพที่ 25 ภาพที่เกิดจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุที่ระยะ (ก) 32 เซนติเมตร และ (ข) 37 เซนติเมตร ตามลำดับ

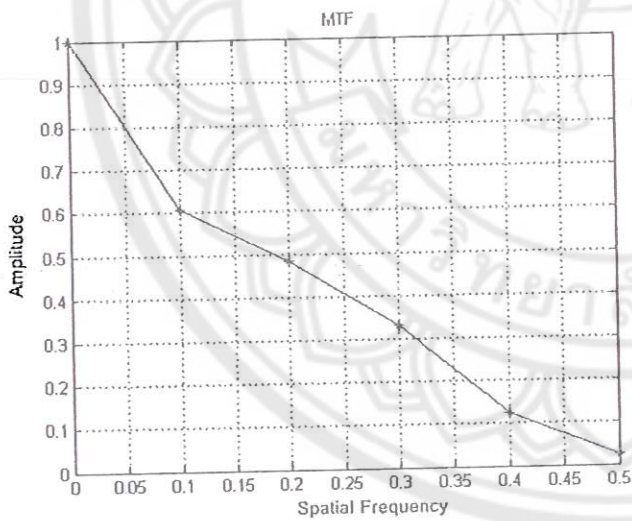


(ก)

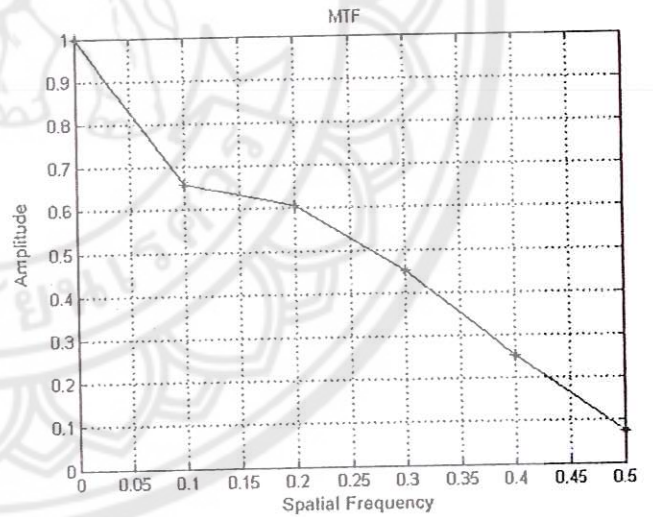


(ข)

ภาพที่ 26 แสดงโปรไฟล์ตัดขวางจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุที่ระยะ (ก) 32 เซนติเมตร และ (ข) 37 เซนติเมตร ตามลำดับ



(ก)

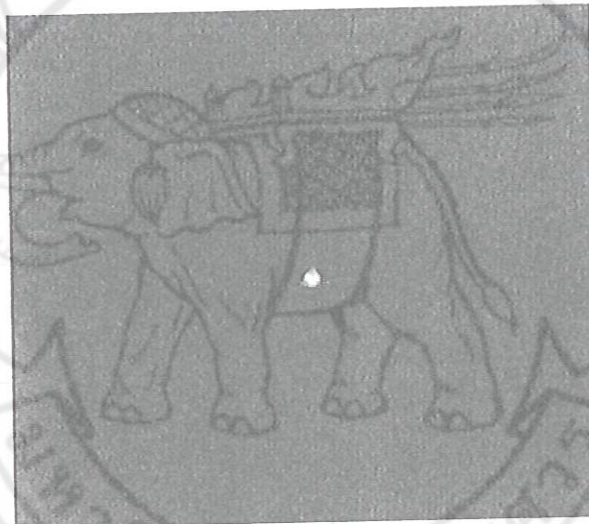


(ข)

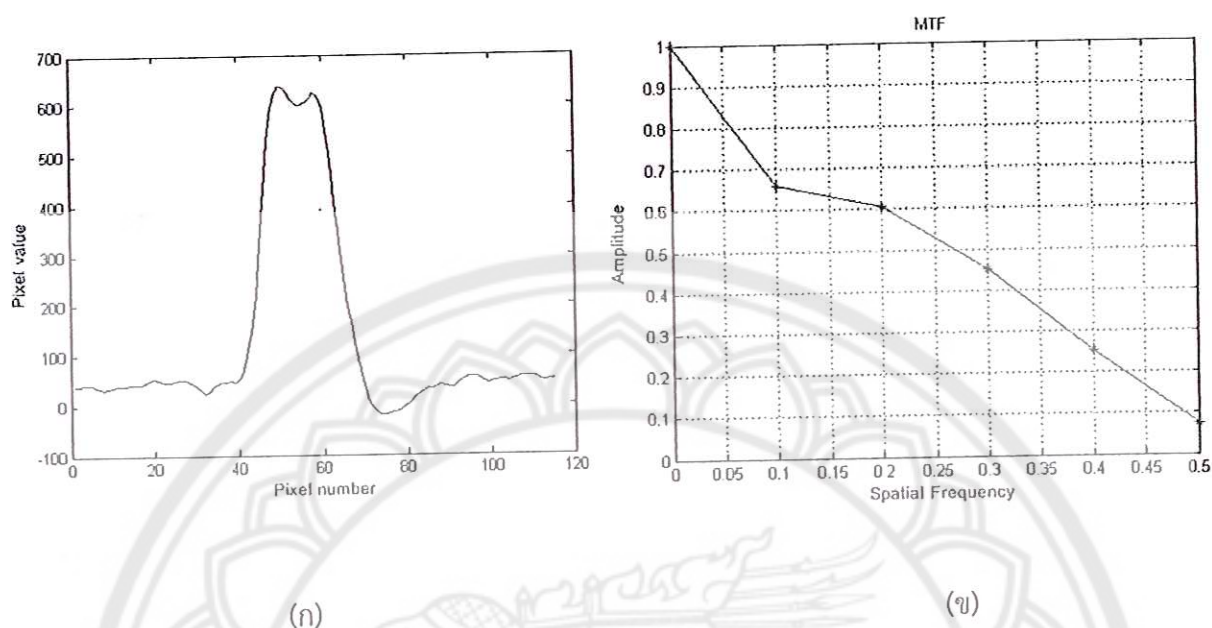
ภาพที่ 27 แสดงกราฟ MTF ที่ได้จากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุที่ระยะ (ก) 32 เซนติเมตรและ (ข) 37 เซนติเมตร ตามลำดับ

2.2.5 ผลการตรวจสอบสมรรถนะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก

การตรวจสอบสมรรถนะของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กที่สร้างขึ้นใช้วิธีการประเมินค่า Spatial resolution จากการสร้างภาพของหุ่นจำลองอะคริลิกที่บรรจุน้ำกลั่น บริเวณกึ่งกลางซึ่งเส้นลวดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 80 ไมโครเมตร ผลของการสร้างภาพตัดขวางแสดงดังภาพที่ 28 เมื่อทำการสร้างโปรไฟล์ลากผ่านเส้นลวดเพื่อคำนวณค่า Modulation Transfer Function (MTF) สำหรับประเมินค่า Spatial resolution ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นพบว่ามีค่าเท่ากับ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10%MTF ดังแสดงในภาพที่ 29 ตามลำดับ

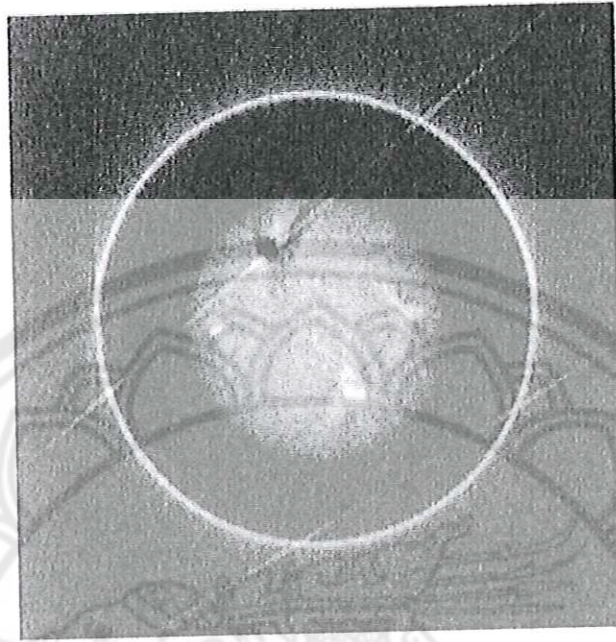


ภาพที่ 28 แสดงภาพตัดขวางหุ่นจำลองสำหรับประเมินค่า Spatial resolution



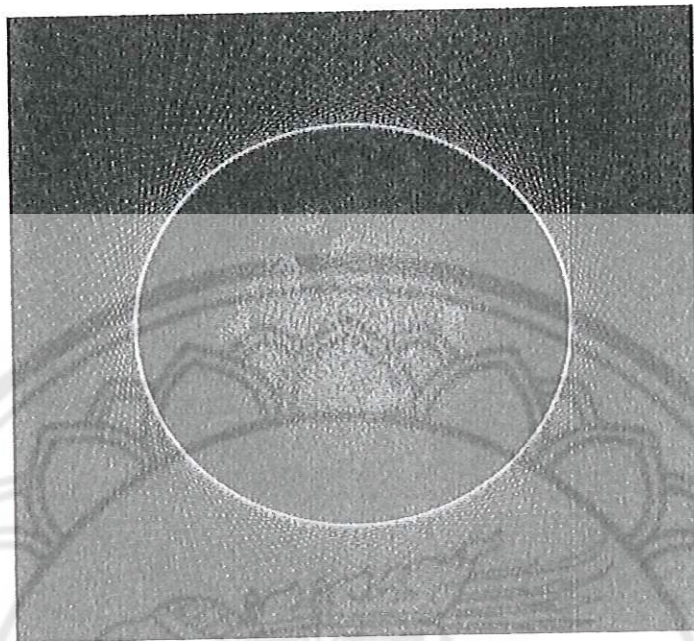
ภาพที่ 29 แสดงผลการประเมินค่า Spatial resolution (ก) โปรไฟล์ตัดขวางวัตถุในหุ่นจำลอง และ (ข) กราฟแสดงค่า MTF ของหุ่นจำลอง

ผลการประเมินค่า Low contrast resolution จากการสร้างภาพตัดขวางของหุ่นจำลองเรซินทรงกระบอกเจาะรูจำนวน 6 รู โดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน 3 ขนาด ประกอบด้วยเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร 2 มิลลิเมตร และ 1.5 มิลลิเมตร เรียงเป็นคู่ตรงข้ามกันตามลำดับ ภายในบรรจุสารทึบรังสีที่มีความเข้มข้น 15 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรผสมกับน้ำกลั่นในอัตราส่วน 2:1 เพื่อให้มีค่าความหนาแน่นแตกต่างกับบริเวณโดยรอบเพียงเล็กน้อยสำหรับประเมินค่า Low contrast resolution ผลของการสร้างภาพตัดขวางแสดงดังภาพที่ 30 โดยการประเมินผลจะพิจารณาจากตำแหน่งที่เล็กที่สุดที่สามารถเห็นความแตกต่างระหว่างตำแหน่งที่สนใจและตำแหน่งรอบจุดสนใจ พบว่าเส้นผ่านศูนย์กลางที่เล็กที่สุดที่สามารถมองเห็นความแตกต่างได้อยู่บริเวณมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร เมื่อทำการคำนวณค่า Contrast to Noise Ratio (CNR) พบว่ามีค่าเท่ากับ 1.4



ภาพที่ 30 แสดงภาพตัดขวางท่อน้ำจาลองสำหรับประเมิน Low contrast resolution

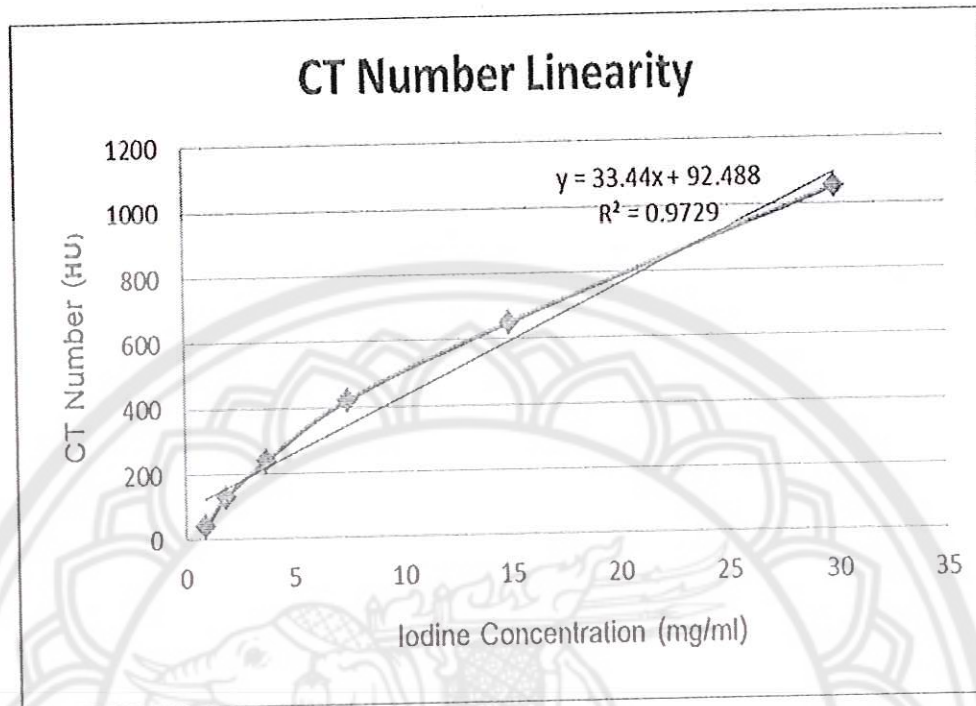
การประเมินผลค่า CT number linearity จากการสร้างภาพตัดขวางท่อน้ำจาลองเรซินทรงกระบอกเจาะรูที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรจำนวน 8 รู แต่ละรูบรรจุน้ำกลั่น อากาศและสารทึบรังสีที่มีความเข้มข้น 0.9375, 1.875, 3.75, 7.5, 15 และ 30 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรดังแสดงในภาพที่ 31 เมื่อทำการประเมินค่าเลขซีทีจากความเข้มข้นของสารทึบรังสีที่แตกต่างกันในแต่ละตำแหน่งพบว่าค่าเฉลี่ยเลขซีทีที่คำนวณได้แสดงดังตารางที่ 1 เมื่อนำค่าดังกล่าวมาประเมินโดยใช้สมการการถดถอยเชิงเส้นพบว่ามีความสัมพันธ์กับ $y=33.44x+92.488$ โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (Coefficient of Determination; R^2) เท่ากับ 0.97 ดังแสดงดังภาพที่ 32



ภาพที่ 31 แสดงภาพตัดขวางของหุ่นจำลองสำหรับประเมิน CT number linearity

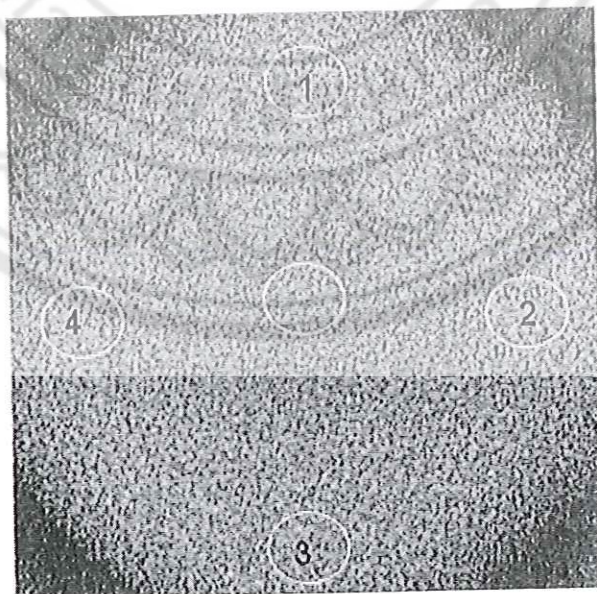
ตารางที่ 1 แสดงค่าเลขซีทีเฉลี่ยที่คำนวณได้จากน้ำ อากาศและสารทึบรังสีที่ความเข้มข้นต่างๆ

สารทึบรังสี (mg/ml)	ค่าเฉลี่ยเลขซีที	SD
30	1050	32
15	650	11
7.5	420	4
3.75	240	4
1.875	130	11
0.9375	40	5
น้ำ	0	8
อากาศ	-640	16



ภาพที่ 32 แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีที่วัดได้และสารที่บรรจุที่มีความเข้มข้นแตกต่างกัน (mg/ml)

ผลการประเมินค่า uniformity จากการสร้างภาพตัดขวางของหุ่นจำลองอะครีลิคบรรจุน้ำกลั่นเพื่อตรวจสอบความสม่ำเสมอของเลขซีทีจากบริเวณที่สนใจทั้งหมด 4 ตำแหน่งบนหุ่นจำลองได้แก่บริเวณตำแหน่ง 0, 90, 180 และ 270 องศาเปรียบเทียบกับบริเวณกึ่งกลาง แสดงดังภาพที่ 33 พบว่าค่าเฉลี่ยเลขซีทีทุกตำแหน่งแตกต่างจากบริเวณกึ่งกลางไม่เกิน 5



ภาพที่ 33 แสดงภาพตัดขวางของหุ่นจำลอง uniformity

บทที่ 3

ข้อวิจารณ์ (Discussion)

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กที่สร้างขึ้นจากการศึกษาวิจัยครั้งนี้สามารถทำการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กได้ โดยตัวรับภาพที่ใช้เป็นระบบฟิล์มสกรีนที่สามารถให้รายละเอียดของภาพสูงซึ่งตัวรับภาพจะถูกขับเคลื่อนด้วยมอเตอร์เกียร์ที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ระบบแกนตรึงที่สร้างขึ้นสามารถปรับเปลี่ยนระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุและระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัดได้ทำให้สามารถขยายภาพตัดขวางให้มีขนาดต่างๆ ได้ตามที่ต้องการเพื่อให้สามารถศึกษาบริเวณที่สนใจได้

สำหรับการสร้างซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์เพื่อสร้างภาพตัดขวางในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้โปรแกรม MATLAB version 7.12.0.635 เพื่อคำนวณการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี simple backprojection และ filtered backprojection algorithms และทำการศึกษามลกระทบต่างๆ ที่มีผลต่อการคำนวณการสร้างภาพตัดขวางด้วยการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์สำหรับการสร้างภาพตัดขวาง ผลการศึกษาผลกระทบของภาพตัดขวางจากการเปลี่ยนค่าจำนวน projection data ที่ได้จากการเก็บข้อมูลให้มีจำนวนเท่ากับ 20 และ 60 ด้วยการเก็บข้อมูลภาพมุมละ 9 และ 3 องศา ตามลำดับ เมื่อทำการประเมินค่า MTF ของการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองมีค่าเท่ากับ 2.55 lp/mm และ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10% MTF ดังแสดงในภาพที่ 14 สำหรับผลการศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางที่เกิดจากการคำนวณด้วยวิธี simple backprojection และ filtered backprojection algorithms ที่ใช้ตัวกรองภาพชนิด Hann จากการเก็บข้อมูลด้วยมุม 3 องศา ผลการประเมินค่า MTF เมื่อทำการเก็บข้อมูลเมื่อใช้ตัวกรองภาพและไม่ใช้ตัวกรองภาพมีค่าเท่ากับ 4.65 lp/mm และ 3.09 lp/mm ที่ระดับ 10% MTF ตามลำดับ ผลการศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางที่เกิดจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุและระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงระบบนับวัดเมื่อปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพด้วยระยะ 32 และ 43 เซนติเมตร เมื่อพิจารณาจากการประเมินค่า MTF พบว่ามีค่าเท่ากับ 2.78 lp/mm และ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10% MTF ตามลำดับ สำหรับการศึกษาผลกระทบของการสร้างภาพตัดขวางที่เกิดจากการปรับระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัดเท่ากับ 32 และ 37 พบว่าค่า MTF มีค่าเท่ากับ 2.78 lp/mm และ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10% MTF ตามลำดับ

การตรวจสอบสมรรถนะของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ใช้วิธีการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กเพื่อประเมินค่า Spatial resolution, Low contrast resolution, CT number linearity และ Uniformity ผลการประเมินค่า Spatial resolution จากการคำนวณค่า MTF พบว่ามีค่าเท่ากับ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10% MTF ค่าที่ได้จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ดีกว่างานวิจัยของ Louise Y.D. (Louise et al., 2007) ซึ่งทำการศึกษาวิจัยสร้างภาพตัดขวางหนูทดลองโดยใช้เครื่องเอกซเรย์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กด้วยตัวรับภาพแบบดิจิทัลชนิด flat panel พบว่ามีค่า MTF เท่ากับ 2.5 lp/mm โดยค่าดังกล่าวแสดงถึงความสามารถของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในการแยกแยะรายละเอียดที่มีขนาดเล็กเช่นรอยโรคขนาดเล็กต่างๆ ได้เป็นอย่างดี สำหรับการประเมิน

ค่า Low contrast resolution พบว่าบริเวณที่เล็กที่สุดในภาพตัดขวางที่สามารถมองเห็นความแตกต่างระหว่างบริเวณที่สนใจกับบริเวณข้างเคียงพบว่ามีค่า Contrast to Noise Ratio (CNR) เท่ากับ 1.4 ซึ่งสูงกว่าค่ามาตรฐานที่ได้กำหนดให้มีค่ามากกว่า 1.0 สำหรับผลการประเมินค่า CT number linearity จากการวัดค่าเฉลี่ยเลขชี้ที่มีความเข้มข้นของสารทึบรังสีแตกต่างกันพบว่าค่าสัมประสิทธิ์ของการตัดสินใจเท่ากับ 0.97 แสดงให้เห็นว่าระบบที่สร้างขึ้นสามารถคำนวณค่าเลขชี้ที่มีความเป็นเชิงเส้นดี ผลการประเมิน uniformity จากค่าเฉลี่ยเลขชี้ในตำแหน่งต่างๆ พบว่าค่าความแตกต่างระหว่างบริเวณรอบนอกกับบริเวณกึ่งกลางภาพทุกตำแหน่งมีค่าไม่เกิน 5 ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับตามมาตรฐานของ American College of Radiology (American College of Radiology, 1995) แสดงให้เห็นว่าเลขชี้ที่หาค่าได้จากระบบมีความสม่ำเสมอ



บทที่ 4

สรุปและขอเสนอแนะ (Conclusion and Recommendation)

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ทำการสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสร้างภาพตัดขวางสัตว์ทดลองขนาดเล็กด้วยตัวรับภาพชนิดฟิล์มสกรีนเพื่อให้ภาพตัดขวางมีรายละเอียดของภาพสูงเพียงพอสำหรับการศึกษาวิจัยเพื่อสร้างภาพตัดขวางสัตว์ทดลองขนาดเล็ก ผลการศึกษาพบว่าระบบที่สร้างขึ้นสามารถสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กได้ โดยผลการตรวจสอบสมรรถนะของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กซึ่งตรวจสอบตามมาตรฐานของ American College of Radiology พบว่าอยู่ในเกณฑ์การยอมรับ โดยระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับถ่ายภาพตัดขวางสัตว์ทดลองขนาดเล็กด้วยตัวรับภาพแบบฟิล์มสกรีนที่สร้างขึ้นจากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้มีขนาดเล็กทำให้สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก ประหยัดพื้นที่ใช้งาน อีกทั้งยังมีต้นทุนในการผลิตต่ำทำให้มีความเป็นไปได้ในการนำไปใช้เป็นอุปกรณ์สำหรับการเรียนการสอนหรือการวิจัยเพื่อติดตามผลการศึกษาสัตว์ทดลองขนาดเล็กต่อไปได้ อย่างไรก็ตามเพื่อให้สามารถนำไปใช้งานได้จริงควรทำการศึกษาวิจัยเพื่อสร้างภาพตัดขวางของสัตว์ทดลองจริงที่ยังมีชีวิตอยู่เพื่อศึกษาผลกระทบที่เกิดจากการสร้างภาพตัดขวางด้วยระบบที่สร้างขึ้น

เอกสารอ้างอิงของโครงการวิจัย

- AAPM. (1993). Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. *American Association of physicist in Medicine report no 39*.
- American College of Radiology, A. (1995). CT Accreditation Phantom Instructions. 8-14.
- Concepcion, J. A., & Carpinelli, J. D. (1992). CT fan-beam reconstruction with a nonstationary axis of rotation. *IEEE Trans Med Imaging*(11), 111-116.
- Euclid, S. (2001). *Computed Tomography: Physical principle, Clinical and Quality Control*. Philadelphia: SAUNDERS An Imprint of Elsevier.
- Feldkamp, L. A., Davis, L. C., & Kress, J. W. (1984). Practical cone-beam algorithm. *J. Opt Soc.Am.*, 1, 612-619.
- George, A. K., & Lars, R. (2004). Compact CT/SPECT Small-Animal Imaging System. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 51(63-67).
- Gilbert, P. (1972). Iterative methods for the reconstruction of three dimensional objects from projections. *J Theor Biol*(36), 105-117.
- Goitein, M. (1972). Tree-dimensional density reconstruction from a series of two dimensional projections. *Nucl.Instr.Meth.Phys.Res.*(101), 509-518.
- Gonzalez, R. C., & Woods, R. E. (2010). *Digital Image Processing*. New Jersey: Pearson Education, Inc.
- Gordon, R., Bender, R., & Herman, G. (1970). Algebraic reconstruction technique (ART) for three dimensional electron microscopy and x-ray photography. *J Theor Biol*(29), 471-481.
- Kak, A. C., & Slaney, M. (1999). *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press, NY, 92-93.
- Lee, S. Y., Cho, M. H., & Lee, S. C. (2006). Small animal X-ray Micro-CT with zoom-in imaging capability. *IEEE Nucl Sci Symp.*, 3102-3105.
- Louise, Y. D., Joseph, U., N., H., P., S. I., A., L. T., & H., D. W. (2007). A quality assurance phantom for the performance evaluation of volumetric micro-CT systems. *Phy. Med. Biol.* , 52, 7087-7108.
- Mongkolsuk, M. (1983). A study of CT image reconstruction using back projection method. *The Thai Journal of Radiology*(20), 49-57.
- Ralph, W., & Brian, D. R. (2010). *Molecular Imaging Principle and Practice*. Shelton, USA People's Medical Publishing House.
- Soenke, H., Wolfhard, S., & Fabian, K. (2007). Small Animal Computed Tomography Imaging. *Current Medical Imaging Reviews*, 3, 45-59.

Valton, S., & Peyrin, F. (2007). Evaluation of tomographic reconstruction methods for small animal microCT and microPET/CT. *Nucl.Instr.Meth.Phys.Res.*, 571, 278-281.





ภาคผนวก: บทความสำหรับการเผยแพร่

ระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กโดยใช้ตัวรับภาพความละเอียดสูง

สุมาลี ยับสันเทียะ¹ สุชาติ แย้มเม่น² และ นันทวัฒน์ อุดี^{1*}

Small animal computed tomography system using high resolution detector Sumalee Yabsantia¹ Suchart Yammen² and Nuntawat Udee¹

¹ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จ.พิษณุโลก

²ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จ.พิษณุโลก

¹Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok Province.

²Department of Electrical and Computer Engineering, Faculty of Engineering, Naresuan University, Phitsanulok Province.

*Corresponding author. E-mail : nun_oudee@hotmail.com

บทคัดย่อ

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นเครื่องมือการสร้างภาพที่มีบทบาทสำคัญในการตรวจวินิจฉัยโรคมะเร็งค่อนข้างมาก การศึกษาวิจัยเพื่อพัฒนาการรักษาให้มีประสิทธิภาพสูงที่สุดนับเป็นสิ่งที่จำเป็นมาก เนื่องจากการศึกษาและการติดตามการรักษาโรคในมนุษย์จะต้องคำนึงถึงจริยธรรมในมนุษย์ ดังนั้นการศึกษาวิจัยเพื่อการตรวจรักษาโรคในสัตว์ทดลองก่อนทำผลการรักษามาใช้กับมนุษย์จึงเป็นอีกหนทางเลือกที่ควรพิจารณาเป็นอย่างยิ่ง การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ทำการสร้างระบบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยใช้ตัวรับภาพชนิดฟิล์มสกรีนสำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก จากผลการตรวจสอบสมรรถนะของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยการทดสอบการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กตามมาตรฐานของ American College of Radiology ประกอบด้วยการประเมิน Spatial resolution, Low contrast resolution, CT number linearity และ Uniformity พบว่าอยู่ในขอบเขตการยอมรับได้ ระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นจากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้มีขนาดเล็ก เคลื่อนย้ายได้สะดวก และประหยัดพื้นที่ใช้งาน

คำสำคัญ : เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ การสร้างภาพตัดขวาง สัตว์ทดลอง ระบบฟิล์มสกรีน

Abstract

Computed Tomography (CT) is an instrument to construct medical images, which plays an important role in diagnosis of cancer. Research studies, which are developed to obtain effective cancer treatment, are necessary. The study and monitoring of disease treatment for human need to consider human ethics, therefore, the studies about disease treatment in animals are significant alternative, which should be consider before an experimental treatment can be applied to people. This research study was created; computed tomography system and film-screen detector were performed, then small animal phantom images were reconstructed. According to the performance evaluation results of this system, which were obtained from cross sectional images of phantoms, in addition, the American College of Radiology (ACR) criteria, including spatial resolution, low contrast resolution, CT number linearity and uniformity, were used in our investigations. The results of these parameters show that they were acceptable when compared with the ACR reference value. The computed tomography system in this research study is small, easy to carrier, space-saving applications and low production cost.

Keywords : Computed Tomography, cross-section image reconstruction, animal research, film-screen system

บทนำ (Introduction)

โรคมะเร็งพบมากในประเทศไทยและมีแนวโน้มที่มากขึ้นเรื่อยๆ โดยโรคดังกล่าวได้ส่งผลกระทบต่ออย่างสูงต่อทั้งสภาพเศรษฐกิจและสังคมไทย อีกทั้งยังเป็นสาเหตุการตายอันดับ 1 ของโลก องค์การอนามัยโลกได้รายงานไว้ในปี พ.ศ.2551 ทั่วทั้งโลกมีผู้ป่วยโรคมะเร็งจำนวน 12.7 ล้านราย เสียชีวิตทั้งหมด 7.6 ล้านราย คาดการณ์ว่าในอีก 17 ปีข้างหน้าจะมีผู้ป่วยโรคมะเร็งเพิ่มใหม่จำนวน 21.3 ล้านคนซึ่งอาจจะมีผู้เสียชีวิตมากถึง 13 ล้านคน ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาวิจัยเพื่อการป้องกันและคัดค้านการรักษาให้มีประสิทธิภาพสูงสุดเพราะเป็นที่ทราบดีว่าการรักษาโรคมะเร็งนั้นทำได้ยากยิ่ง โดยปกติแล้วการศึกษาและการติดตามการรักษาโรคมะเร็งในมนุษย์โดยตรงนั้นต้องคำนึงถึงจริยธรรม ความเหมาะสมและประโยชน์ที่คุ้มค่าเป็นหลัก ด้วยเหตุนี้การศึกษาวิจัยเพื่อการตรวจรักษาโรคในสัตว์ทดลองก่อนนำผลการรักษามาใช้กับมนุษย์จึงเป็นอีกหนึ่งทางเลือกที่ควรพิจารณาเป็นอย่างยิ่ง โดยปกติแล้วการศึกษาวิจัยเพื่อทำการติดตามผลการรักษาโรคในสัตว์ทดลองนั้นใช้วิธีการผ่าสัตว์ทดลองเพื่อนำชิ้นเนื้อไปตรวจทางพยาธิวิทยาหลังจากที่ได้ทำการรักษาเพื่อดูการดำเนินโรค แต่วิธีดังกล่าวทำให้ขาดความต่อเนื่องในการศึกษาและติดตามการรักษาโรคในสัตว์ทดลอง เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงมีการศึกษาวิจัยเพื่อสร้างเครื่องมือสำหรับการสร้างภาพสัตว์ทดลองขนาดเล็กขึ้นเพื่อให้สามารถศึกษาผลการรักษาในอวัยวะหรือเนื้อเยื่อภายในสัตว์ทดลองขณะที่สัตว์ยังมีชีวิตอยู่ส่งผลให้สามารถติดตามการรักษาได้อย่างต่อเนื่อง (George & Lars, 2004; Ralph & Brian, 2010; Valton & Peyrin, 2007)

เครื่องมือสร้างภาพทางรังสีวิทยาเพื่อการศึกษาวิจัยทางการแพทย์มีหลายชนิด ได้แก่ เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป เครื่องอัลตราซาวด์หรือเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์(Computed tomography) โดยเครื่องต่างๆ เหล่านี้มีวัตถุประสงค์การตรวจวินิจฉัยและประสิทธิภาพที่แตกต่างกัน อย่างไรก็ตามเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นเครื่องมือสร้างภาพที่ได้รับความนิยมมากในปัจจุบันเนื่องจากสามารถสร้างภาพตัดขวางร่างกายมนุษย์ทำให้สามารถศึกษาโรคในอวัยวะภายในร่างกายได้เป็นอย่างดี(Euclid, 2001) รวมทั้งยังสามารถนำภาพที่ได้ไปสร้างภาพใหม่ (image reconstruction) ให้มีลักษณะเป็น 3 มิติได้ทำให้การตรวจรักษามีประสิทธิภาพที่ดีขึ้นมาก(Feldkamp, Davis, & Kress, 1984; Gonzalez & Woods, 2010) อีกทั้งยังสามารถสร้างภาพที่แสดงถึงโครงสร้างของกระดูก (bone structure) เส้นเลือด (vessel) ที่หล่อเลี้ยงร่างกายส่วนต่างๆ รวมถึงสามารถระบุตำแหน่งและขนาดของก้อนมะเร็ง (tumor) ตลอดจนเนื้อเยื่อต่างๆ ภายในร่างกายได้เป็นอย่างดี แต่เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้กับมนุษย์หากนำมาใช้ในการศึกษาวิจัยในสัตว์ทดลองขนาดเล็กจะทำให้รายละเอียดของภาพ (resolution) ไม่เพียงพอต่อการศึกษาวิจัย อย่างไรก็ตามได้มีการศึกษาวิจัยเพื่อทำการสร้างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีขนาดเล็กสำหรับสัตว์ทดลองขึ้นโดยใช้หลักการเดียวกันกับเครื่องที่ใช้สำหรับมนุษย์แต่ทำให้มีขนาดเล็กลงเพื่อให้ภาพตัดขวางที่ได้มีรายละเอียดมากกว่าส่งผลให้การศึกษาวิจัยในสัตว์ทดลองมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น (Ralph & Brian, 2010; Soenke, Wolfhard, & Fabian, 2007)

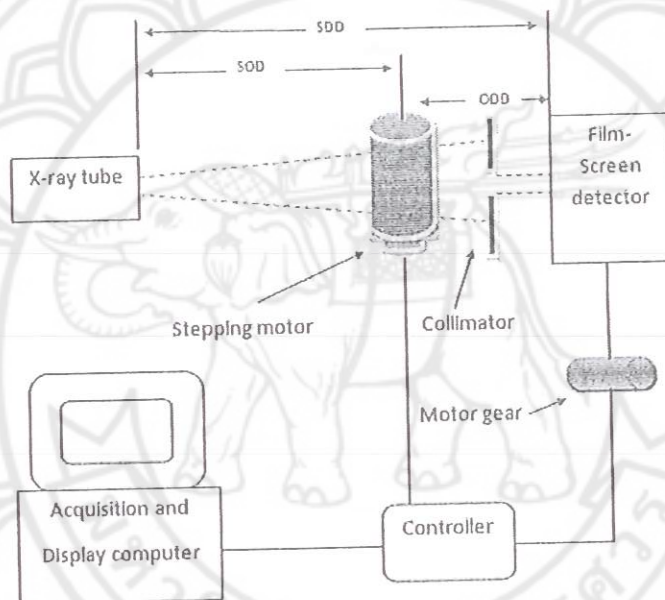
ด้วยเหตุที่การสร้างภาพตัดขวางสัตว์ทดลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นมีความจำเป็นอย่างมากสำหรับการศึกษาวิจัยเพื่อติดตามการรักษาโรคในสัตว์ทดลองให้มีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้น ถึงแม้ว่าในประเทศไทยนั้นได้มีผู้ศึกษาวิจัยเกี่ยวกับโรคมะเร็งโดยใช้สัตว์ทดลองเป็นจำนวนมากแต่ยังไม่เครื่องมือดังกล่าวใช้ในประเทศโดยมีสาเหตุสำคัญเนื่องจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในเชิงพาณิชย์นั้นมีราคาที่สูงมาก ดังนั้นหากทำการพัฒนาเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กที่มีราคาถูกขึ้นใช้เองภายในประเทศอาจส่งผลให้การศึกษาวิจัยที่เกี่ยวกับสัตว์ทดลองมีความก้าวหน้ามากขึ้นและอาจทำให้การศึกษาวิจัยด้านมะเร็งมีการพัฒนาอย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดและเป็นการเพิ่มศักยภาพในการรักษามะเร็งให้ทัดเทียมกับนานาประเทศได้ในที่สุด

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Materials and Methods)

การสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก

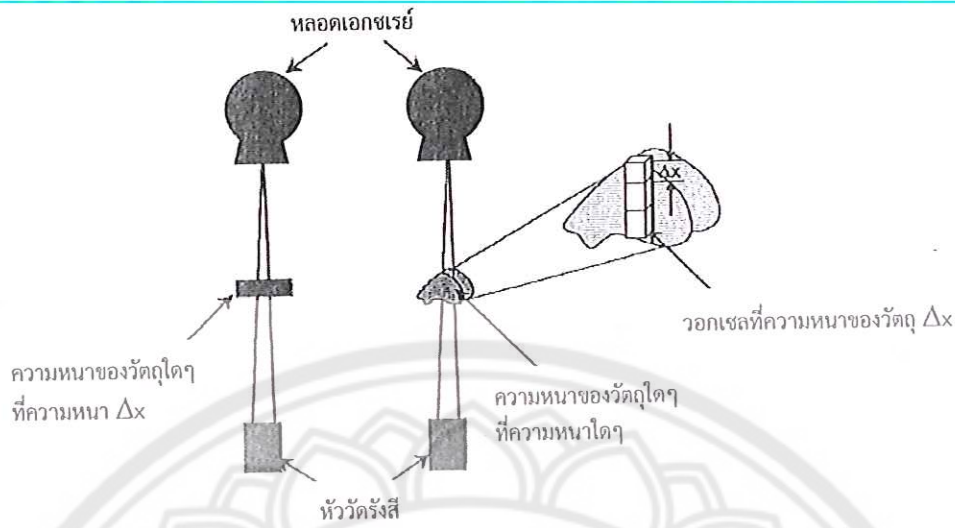
การสร้างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสร้างภาพสัตว์ทดลองขนาดเล็กในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้หลอดเอกซเรย์ทางรังสีวินิจฉัยของภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร เป็นต้นกำเนิดรังสีเอกซ์ซึ่งมีขนาดของจุดโฟกัสเท่ากับ 1.0 มิลลิเมตร และใช้ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ 40 kV ซึ่งเป็นความต่างศักย์ที่ทำให้สามารถ

แยกชนิดของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะต่าง ๆ สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กได้ดี ส่วนของอุปกรณ์จำกัดขอบเขตลำรังสี ประกอบด้วยคอลลิเมเตอร์ของหลอดเอกซเรย์และคอลลิเมเตอร์ด้านหน้าตัวรับภาพ (pre-detector collimator) ที่สร้างขึ้นจากตะกั่วเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงตกกระทบบนฟิล์มเอกซเรย์ โดยออกแบบให้คอลลิเมเตอร์ด้านหน้าตัวรับภาพสามารถปรับขนาดพื้นที่ได้ตามที่ต้องการ สำหรับระบบแกนตรรกแบบให้เป็นชนิดหมุนวัตถุ (Lee, Cho, & Lee, 2006) ที่ถูกขับเคลื่อนด้วยสเตปป์มอเตอร์แบบแม่เหล็กถาวรที่ควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ (computer-controlled motor driven) และใช้ฟิล์มเอกซเรย์สำหรับรับภาพ โดยตัวรับภาพจะเคลื่อนที่ด้วยระบบมอเตอร์เกียร์ที่สอดคล้องกันกับการหมุนวัตถุ และควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์เช่นเดียวกัน การจัดระบบแกนตรรกด้วยวิธีดังกล่าวจะทำให้สามารถปรับเปลี่ยนระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุ (Source-to-object distance, SOD) และระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัด (Source-to-detector distance, SDD) เพื่อให้สามารถขยายภาพวัตถุได้ตามต้องการสำหรับกรณีที่ต้องการศึกษาเฉพาะบริเวณที่สนใจ (Field of view; FOV) เท่านั้น ระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงวัตถุสามารถปรับเปลี่ยนได้ตั้งแต่ 300-1,000 มิลลิเมตร และระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงหัววัดสามารถปรับเปลี่ยนได้ตั้งแต่ 50-500 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงแผนภาพ ประกอบด้วยหลอดเอกซเรย์ทั่วไปทางรังสีวินิจฉัยพลังงาน 40 kVp ระบบนับวัดรังสี คอลลิเมเตอร์ และระบบแกนตรรกโดยหมุนวัตถุ

ระบบนับวัดรังสีที่ใช้ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้ตัวรับภาพแบบฟิล์มสกรีนเพื่อให้ภาพตัดขวางที่ได้มีรายละเอียดที่สูง เนื่องจากฟิล์มสามารถให้รายละเอียดภาพ (spatial resolution) ที่มีขนาดเล็กมากประมาณ 10-50 ไมโครเมตรทำให้สามารถศึกษารอยโรคที่มีขนาดเล็กได้เป็นอย่างดี อีกทั้งตัวรับภาพแบบฟิล์มยังสามารถกำหนดขอบเขตการสร้างภาพบริเวณที่สนใจให้มีขนาดตามที่ต้องการได้ ฟิล์มที่ผ่านการถ่ายภาพรอบวัตถุจะถูกสแกนด้วยเครื่องสแกนฟิล์มรุ่น CX-312T บริษัท Cobrascan ที่สามารถให้รายละเอียดของจุดภาพได้มากถึง 12 บิต จากนั้นทำการสร้างภาพตัดขวางด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นด้วยโปรแกรม MATLAB version 7.12.0.635 สำหรับหลักการสร้างภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ประกอบด้วยกระบวนการได้มาของข้อมูล (Data acquiring) กระบวนการสร้างภาพ (image reconstruction) และกระบวนการประมวลผลภาพ (digital image processing) การเกิดภาพตัดขวางของวัตถุใด ๆ เกิดจากการนับวัดลำรังสีที่ทะลุผ่านโดยรอบวัตถุ โดยปริมาณรังสีจะมีการลดทอนลงเมื่อผ่านวัตถุที่มีความหนาแตกต่างกัน Δx ดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 แสดงการวัดค่าปริมาณรังสีหลังจากผ่านวัตถุชนิดต่าง ๆ ซึ่งมีความหนา Δx สามารถคำนวณค่าการลดทอนลำรังสีตลอดความหนาของวัตถุได้ดังสมการ (Kak & Slaney, 1999)

$$I_t = I_0 e^{-\sum_{i=1}^k \mu_i \Delta x}$$

โดยที่ $-\sum_{i=1}^k \mu_i \Delta x = -(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_k) \Delta x$

เมื่อ I_t คือความเข้มของลำเอกซเรย์ที่วัดได้หลังจากผ่านวัตถุที่มีความหนา Δx ในขณะที่ I_0 คือความเข้มของลำเอกซเรย์เริ่มต้นและ μ คือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น (Linear attenuation coefficient) มีค่าตามความหนาแน่นของวัตถุแต่ละชนิด ดังนั้นหากทำการเก็บข้อมูลความเข้มเอกซเรย์รอบวัตถุที่เกิดจากการหมุนของหลอดเอกซเรย์และหัววัดรังสีซึ่งทำมุม (θ) รอบวัตถุนั้นจะได้ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนตลอดระยะทางที่ลำรังสีเอกซ์ผ่านดังสมการ

$$p(I_t, \theta) = e^{-\int \mu(I_t) dl}$$

เมื่อทำการเก็บข้อมูลค่าการดูดกลืนรังสี (Absorption value) จากการถ่ายภาพเอกซเรย์รอบวัตถุโดยการเอียงลำเอกซเรย์และหัววัดรังสีให้เป็นมุมต่างๆ รอบวัตถุ (Raman, Kriz., A., & Ribbens, 2011) หากนำข้อมูลดังกล่าวมาทำการสร้างภาพ (Reconstruction) ด้วยวิธีการ Radon transform ซึ่งเป็นวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่นำมาประยุกต์ใช้เพื่อสร้างภาพตัดขวางของวัตถุ โดยใช้ข้อมูลจาก x-ray projection data จะได้ภาพ sonogram เพื่อนำไปสร้างภาพตัดขวาง เรียกว่าวิธีการดังกล่าวว่า filtered backprojection reconstruction ซึ่งเป็นวิธีการที่ได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายสำหรับการสร้างภาพตัดขวางทางการแพทย์ (AAPM, 1999) อย่างไรก็ตามเพื่อให้เกิดความสะดวกในการวิเคราะห์ผลภาพข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะถูกเปลี่ยนค่าการลดทอนให้อยู่ในรูปของค่าเลขซีที (CT number) ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบค่าการลดทอนรังสีของวัตถุใด ๆ กับค่าการลดทอนรังสีของน้ำซึ่งเป็นองค์ประกอบหลักของร่างกายมนุษย์ดังสมการ

$$CT_number = K \frac{(\mu_m - \mu_w)}{\mu_w}$$

เมื่อ μ_m คือค่าการลดทอนของรังสีในวัตถุใด ๆ μ_w คือค่าการลดทอนของรังสีในน้ำและ K เป็นค่าคงที่ซึ่งมีค่าเท่ากับ 1,000 ดังนั้นค่าเลขซีทีของน้ำจึงมีค่าเท่ากับ 0 เสมอ

การตรวจสอบสมรรถนะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก

การตรวจสอบสมรรถนะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นจากการวิจัยในครั้งนี้ใช้วิธีการทดสอบสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองสัตว์ทดลอง โดยสร้างหุ่นจำลองให้มีขนาดใกล้เคียงหนูทดลองจำนวน 4 ชิ้น จากนั้นทำการทดสอบสมรรถภาพการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองตามมาตรฐานของ American College of Radiology (ACR)(American College of Radiology, 1995) ซึ่งประกอบด้วย การทดสอบเพื่อหาค่า Spatial resolution, Low contrast resolutions, CT number linearity และ Uniformity หุ่นจำลองที่สร้างขึ้นประกอบด้วยหุ่นจำลองเรซินที่มีลักษณะทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร สูง 70 มิลลิเมตร จำนวน 2 ชิ้น สำหรับทำการประเมิน Low contrast resolution และ CT number linearity และหุ่นจำลองอะคริลิกที่ทำจากท่ออะคริลิกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 41 มิลลิเมตร สูง 70 มิลลิเมตร จำนวน 2 ชิ้น สำหรับประเมินค่า Spatial resolution และ Uniformity ของเครื่องที่สร้างขึ้น

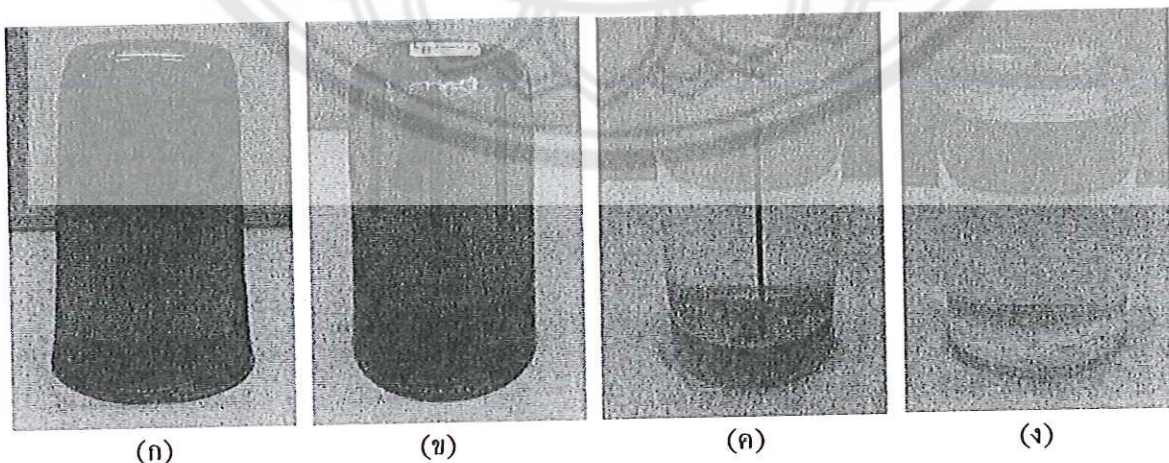
ผลการศึกษา (Results)

ผลการสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก

ผลการสร้างระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองจากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วยระบบหมุนวัตถุ ระบบขับเคลื่อนตัวรับภาพและโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับสร้างภาพตัดขวางจากวัตถุ สำหรับระบบหมุนวัตถุที่ใช้ในหุ่นจำลองสามารถทำการหมุนวัตถุด้วยมุมที่มีความละเอียดได้ต่ำที่สุดถึงมุมละ 1.8 องศา ในการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ใช้การหมุนครั้งละ 3 องศา ตั้งแต่ 0 ถึง 180 องศา โดยขณะทำการหมุนหุ่นจำลองจะถูกยึดให้อยู่นิ่งเพื่อป้องกันความคลาดเคลื่อนในการสร้างภาพ (motion artifact) การหมุนวัตถุจะมีความสอดคล้องกับระยะเวลาการเคลื่อนของระบบเคลื่อนฟิล์มที่ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ สำหรับโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี filtered backprojection reconstruction สามารถทำการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองในลักษณะ 2 มิติได้

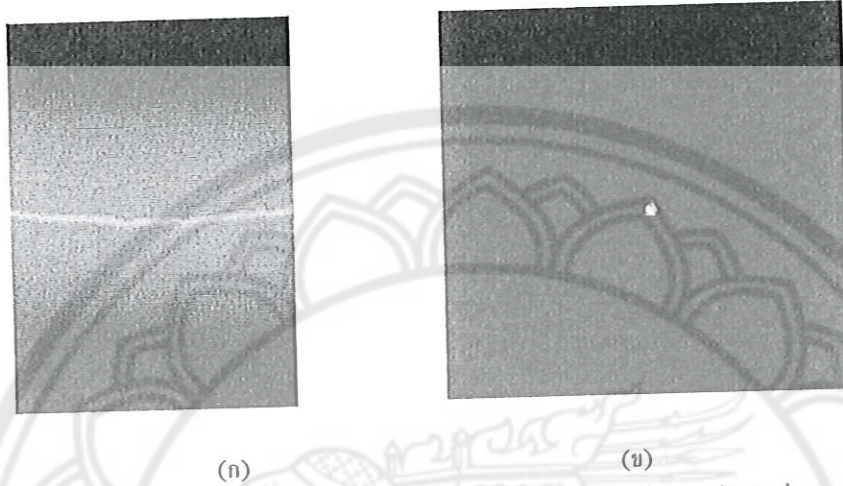
ผลการตรวจสอบสมรรถนะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก

การตรวจสอบสมรรถนะระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กใช้วิธีการประเมินผลด้วยการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กเพื่อหาค่า Spatial resolution, Low contrast resolution, CT number linearity และ uniformity ผลการสร้างหุ่นจำลองเรซินสำหรับประเมิน Low contrast resolution และ CT number linearity ดังแสดงในรูปที่ 3 (ก) (ข) และหุ่นจำลองอะคริลิกสำหรับประเมินค่า Spatial resolution และ Uniformity ดังแสดงในรูปที่ 3(ค) (ง)

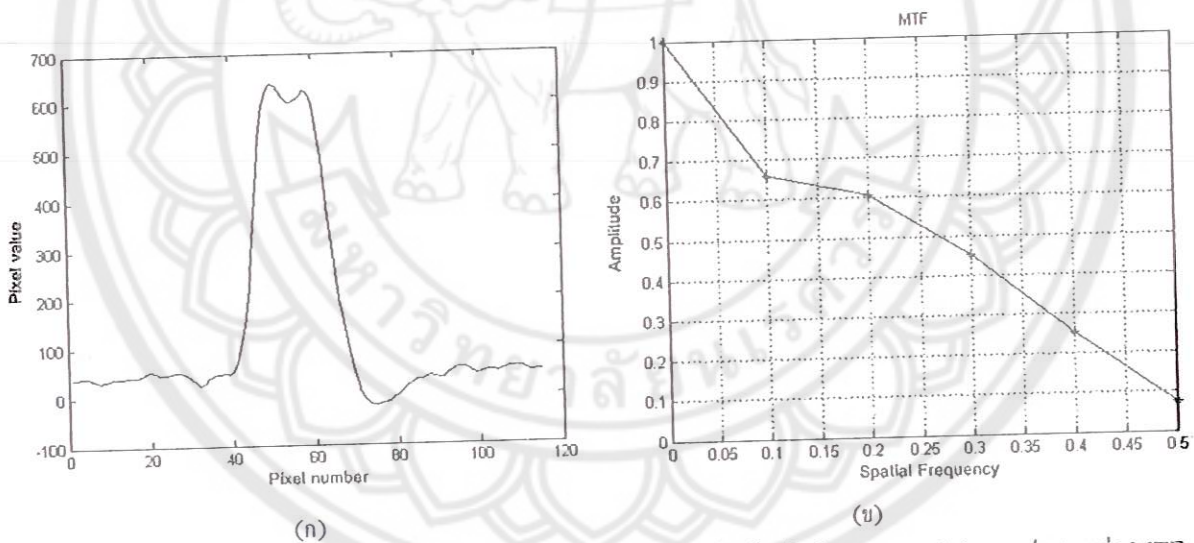


รูปที่ 3 หุ่นจำลองขนาดเล็กสำหรับประเมิน (ก) Low contrast resolution (ข) CT number linearity (ค) Spatial resolution และ (ง) Uniformity

ผลการประเมินค่า Spatial resolution ของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กที่สร้างขึ้นจากการสร้างภาพของหุ่นจำลองอะคริลิกที่บรรจุน้ำกลั่นและเส้นลวดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 80 ไมโครเมตร ผลของการสร้างภาพตัดขวางแสดงดังรูปที่ 4 เมื่อทำการคำนวณค่า Modulation Transfer Function (MTF) เพื่อประเมินค่า Spatial resolution ของเครื่องพบว่ามีความเท่ากับ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10%MTF แสดงดังรูปที่ 5

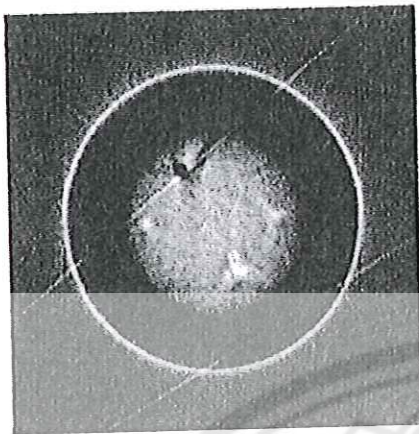


รูปที่ 4 แสดง (ก) ภาพ sinogram และ (ข) ภาพตัดขวางหุ่นจำลองสำหรับประเมินค่า Spatial resolution



รูปที่ 5 แสดงผลการประเมินค่า Spatial resolution (ก) โปรไฟล์ตัดขวางวัตถุในหุ่นจำลอง และ (ข) กราฟแสดงค่า MTF ของหุ่นจำลอง

ผลการประเมินค่า Low contrast resolution จากการสร้างภาพของหุ่นจำลองเรซินทรงกระบอกเจาะรูจำนวน 6 รู โดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน 3 ขนาด ประกอบด้วยเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร 2 มิลลิเมตรและ 1.5 มิลลิเมตร เรียงเป็นคู่ตรงข้ามกันตามลำดับ ภายในบรรจุสารทึบรังสีที่มีความเข้มข้น 15 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรผสมกับน้ำกลั่นในอัตราส่วน 2:1 เพื่อให้มีค่าความหนาแน่นแตกต่างกับบริเวณโดยรอบเพียงเล็กน้อยสำหรับประเมินค่า Low contrast resolution ผลของการสร้างภาพตัดขวางแสดงดังรูปที่ 6 การประเมินผลพิจารณาจากตำแหน่งที่เล็กที่สุดที่สามารถเห็นความแตกต่างระหว่างตำแหน่งที่สนใจและตำแหน่งรอบจุดสนใจ พบว่าเส้นผ่านศูนย์กลางที่เล็กที่สุดที่สามารถมองเห็นความแตกต่างได้อยู่บริเวณมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร เมื่อทำการคำนวณค่า Contrast to Noise Ratio (CNR) พบว่ามีค่าเท่ากับ 1.4



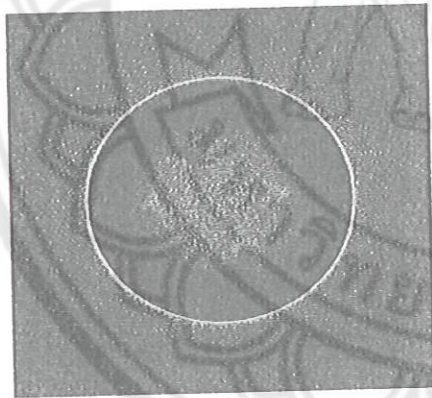
(ก)



(ข)

รูปที่ 6 แสดง ภาพ (ก)sinogram และ (ข) ภาพตัดขวางหุ่นจำลองสำหรับประเมิน Low contrast resolution

ผลการประเมินผลค่า CT number linearity จากการสร้างภาพของหุ่นจำลองเรซินทรงกระบอกเจาะรู ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรจำนวน 8 รู ภายในหุ่นจำลองบรรจุน้ำ อากาศและสารทึบรังสีที่มีความเข้มข้นแตกต่างกันดังแสดงในรูปที่ 7 เมื่อทำการประเมินค่าเลขซีทีจากความเข้มข้นของสารทึบรังสีที่แตกต่างกันในแต่ละรู โดยมีความเข้มข้น 0.9375, 1.875, 3.75, 7.5, 15 และ 30 มิลลิกรัมต่อมิลลิลิตรตามลำดับ ค่าเฉลี่ยเลขซีทีที่วัดได้แสดงดังตารางที่ 1 เมื่อนำค่าดังกล่าวมาพิจารณาโดยใช้สมการการถดถอยเชิงเส้นพบว่ามีความเท่ากับ $y=33.44x+92.488$ โดยมีค่าสัมประสิทธิ์ของการตัดสินใจ (Coefficient of Determination; R^2) เท่ากับ 0.97 แสดงดังรูปที่ 8



(ก)

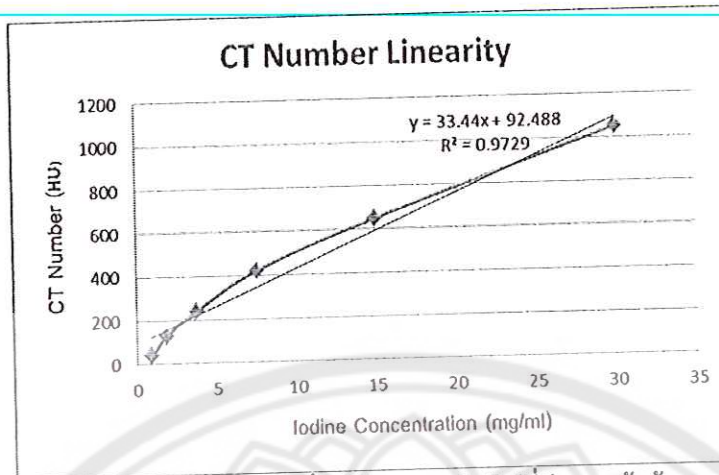


(ข)

รูปที่ 7 แสดง ภาพ (ก)sinogram และ(ข) ภาพตัดขวางของหุ่นจำลองสำหรับประเมิน CT number linearity

ตารางที่ 1 แสดงค่าเลขซีทีเฉลี่ยที่คำนวณได้จากน้ำ อากาศและสารทึบรังสีที่มีความเข้มข้นต่าง ๆ

สารทึบรังสี (mg/ml)	ค่าเฉลี่ยเลขซีที	SD
30	1050	32
15	650	11
7.5	420	4
3.75	240	4
1.875	130	11
0.9375	40	5
น้ำ	0	8
อากาศ	-640	16

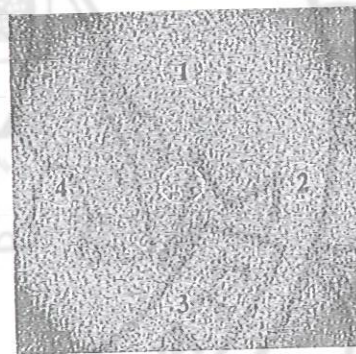


รูปที่ 8 แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีที่วัดได้และสารทึบรังสีที่มีความเข้มข้นแตกต่างกัน(mg/ml)

ผลการประเมินค่า uniformity จากการสร้างภาพของหุ่นจำลองอะครีลิคบรรจุน้ำกลั่นเพื่อตรวจสอบความสม่ำเสมอของเลขซีทีจากบริเวณที่สนใจทั้งหมด 4 ตำแหน่ง ได้แก่บริเวณตำแหน่ง 0, 90, 180 และ 270 องศาแสดงดังรูปที่ 9 จากการประเมินเพื่อเปรียบเทียบระหว่างบริเวณสนใจกับบริเวณกึ่งกลางของหุ่นจำลองอะครีลิคพบว่าค่าเฉลี่ยเลขซีทีทุกตำแหน่งแตกต่างจากบริเวณกึ่งกลางไม่เกิน 5



(ก)



(ข)

รูปที่ 9 แสดง ภาพ (ก)sinogram ของหุ่นจำลอง uniformity และ (ข) ภาพที่ reconstruction ของหุ่นจำลอง uniformity

อภิปรายผลการศึกษา (Discussion)

การสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กด้วยระบบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กโดยใช้ตัวรับภาพระบบฟิล์มสกรีนที่สร้างขึ้นในการศึกษาวิจัยครั้งนี้สามารถทำการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กได้ เมื่อทำการตรวจสอบสมรรถนะของระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองขนาดเล็กเพื่อประเมินค่า Spatial resolution, Low contrast resolution, CT number linearity และ Uniformity ผลการประเมินค่า Spatial resolution จากการประเมินค่า MTF พบว่ามีค่าเท่ากับ 4.65 lp/mm ที่ระดับ 10%MTF ค่าที่ได้จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้สูงกว่างานวิจัยของ Louise Y.D .(Louise et al., 2007) ซึ่งทำการศึกษาวิจัยสร้างภาพตัดขวางหนูทดลองโดยใช้เครื่องเอกซเรย์สำหรับสัตว์ทดลองขนาดเล็กด้วยตัวรับภาพแบบดิจิทัลชนิด flat panel พบว่ามีค่า MTF เท่ากับ 2.5 lp/mm โดยค่าดังกล่าวแสดงถึงความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดที่มีขนาดเล็กเช่นรอยโรคต่างๆ ได้ดี สำหรับการประเมินค่า Low contrast resolution พบว่าบริเวณที่เล็กที่สุดในภาพตัดขวางที่สามารถมองเห็นความแตกต่างระหว่างบริเวณที่สนใจกับบริเวณโดยรอบมีค่า Contrast to Noise Ratio (CNR) เท่ากับ 1.4 ซึ่งสูงกว่าค่ามาตรฐานที่ได้

Soenke, H., Wolfhard, S., & Fabian, K. (2007). Small Animal Computed Tomography Imaging. *Current Medical Imaging Reviews*, 3, 45-59.

Valton, S., & Peyrin, F. (2007). Evaluation of tomographic reconstruction methods for small animal microCT and microPET/CT. *Nucl.Instr.Meth.Phys.Res.*, 571, 278-281.

