

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาที่นำไปสู่งานวิจัย

การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองเป็นวิธีการตรวจหาความผิดปกติที่อาจเกิดขึ้นในสมองจากอาการต่างๆ เช่น ปวดศีรษะ คลื่นไส้ อาเจียนวิงเวียน หน้ามืด ปวดศีรษะพร้อมตาพร่ามัว ชักเกร็ง แขนขาชาและอ่อนแรง เดินเซ การบาดเจ็บจากอุบัติเหตุรุนแรงที่ศีรษะหรือจากการเปลี่ยนแปลงของพยาธิสภาพของสมองจากมะเร็ง เป็นต้น ประโยชน์จากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองทำให้ทราบตำแหน่งของรอยโรค สามารถมองเห็นภาพที่ชัดเจนแยกความทึบของเนื้อเยื่อต่างๆ ได้อย่างละเอียด และการตรวจด้วยวิธีนี้ไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดแก่ผู้ป่วย มีตัวอย่างรายงานจากบางประเทศในยุโรป[1] ว่าความต้องการการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วจากร้อยละ 2 เป็นร้อยละ 10 – 15 เมื่อเทียบกับการตรวจทางรังสีอื่นๆ การกระจายการใช้ปริมาณรังสีในการตรวจทางรังสีทั้งหมดพบว่าการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีค่ามากที่สุดคือปริมาณร้อยละ 34 เมื่อเทียบกับการตรวจทางรังสีในอวัยวะอื่นๆ เช่น การตรวจระบบทางเดินอาหาร ร้อยละ 17 การถ่ายภาพรังสีทรวงอกร้อยละ 15 การถ่ายภาพรังสีกระดูกร้อยละ 12 การตรวจหลอดเลือดร้อยละ 10 การถ่ายภาพรังสีช่องท้องร้อยละ 2 การถ่ายภาพรังสีศีรษะร้อยละ 1 เป็นต้น การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองเป็นวิธีการตรวจที่พบบ่อยในโรงพยาบาล ดังนั้นจึงสมควรมีการปฏิบัติที่เกี่ยวกับการป้องกันอันตรายจากรังสีให้กับอวัยวะที่สำคัญและไม่เกี่ยวข้องกับการตรวจเอกซเรย์สมอง เช่น เลนซ์ตา เป็นต้น อำไพและคณะ[2] วัดปริมาณรังสีจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยใช้หุ่นจำลองศีรษะ จากการทำการทดลองพบว่าบริเวณศูนย์กลางซึ่งเทียบได้กับบริเวณสมองได้รับปริมาณรังสี 9.9 mGy แต่บริเวณผิวของหุ่นจำลองศีรษะเทียบได้กับบริเวณของเลนซ์ตาได้รับปริมาณรังสี 13.4 mGy จะเห็นว่าเลนซ์ตาเป็นบริเวณที่ได้รับปริมาณรังสีสูงซึ่งถ้าได้รับปริมาณรังสี 2 Gy อาจมีผลทำให้เกิดต้อกระจกได้ ดังนั้นจึงสนใจที่จะหาวิธีลดทอนรังสีเพื่อให้เกิดความปลอดภัยแก่เลนซ์ตา จากหลักการป้องกันรังสีโดยยึดหลักการใช้ปริมาณรังสีน้อยที่สุดให้เกิดประโยชน์สูงสุด ALARA (As Low As Reasonably Achievable)[3 - 5] สามารถลดทอนรังสีได้ 3 วิธี คือ 1) ควบคุมเวลาปฏิบัติงานกับรังสี โดยใช้ระยะเวลาที่น้อยที่สุด ปริมาณรังสีที่ได้รับนั้นขึ้นกับระยะเวลาที่รับรังสี 2) การควบคุมระยะห่างระหว่างผู้ปฏิบัติงานกับต้นกำเนิดรังสี ถ้าระยะห่างเพิ่มขึ้นปริมาณรังสีที่ได้รับจะลดลง 3) การกำบังรังสีในกรณีที่ไม่สามารถลดเวลา

ทำงานลงได้ และจำเป็นต้องอยู่ใกล้แหล่งกำเนิดรังสี ผู้ปฏิบัติงานสามารถลดระดับรังสีลงได้โดยใช้วัสดุกำบังรังสี วัสดุกำบังรังสีโดยทั่วไปที่นิยมใช้คือตะกั่ว แต่ตะกั่วมีราคาแพงและเป็นอันตรายต่อร่างกาย ตลอดจนก่อให้เกิดมลพิษสู่สิ่งแวดล้อม ปัจจุบันองค์การนาานาชาติด้านการป้องกันอันตรายจากรังสีพยายามรณรงค์การใช้วัสดุอื่นมาทดแทนการใช้ตะกั่ว ในการศึกษาี้เลือกใช้แบเรียมซัลเฟตซึ่งส่วนประกอบทางเคมีเป็นแบเรียมซัลเฟต ($BaSO_4$) มักจะพบเกิดเป็นกากแร่ในสายแร่โลหะ โดยเฉพาะมักเกิดร่วมกับเงินตะกั่วสังกะสีทองแดงโคบอลต์แมงกานีสและแอนติโมนีบางครั้งอาจพบเกิดเป็นสายแร่ตัดผ่านหินปูนมีแคลเซียมหรือพบเกิดเป็นก้อนแร่ตกค้าง (Residual messes) ในดินเหนียวที่ซ่อนอยู่บนหินปูนหรือเป็นวัตถุประสานในหินทรายแบเรียมซัลเฟตถูกนำมาใช้ในการตรวจทางรังสีของระบบทางเดินอาหาร ไม่เป็นพิษต่อร่างกาย ง่ายและราคาถูกกว่าตะกั่ว

ในการศึกษาี้มุ่งเน้นที่จะศึกษาถึงการผลิตและออกแบบอุปกรณ์ลดทอนรังสี ให้มีขนาดเล็ก ใช้งานง่ายและสะดวก โดยที่ลักษณะเด่นของอุปกรณ์ลดทอนรังสีนี้ใช้เทคโนโลยีการผลิตเส้นใยนาโนเคลือบด้วยแบเรียมซัลเฟต เพื่อเป็นอุปกรณ์ลดทอนรังสีที่อวัยวะสำคัญในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองโดยไม่มีผลกระทบต่อการวินิจฉัยโรคจากภาพรังสีที่ได้

1.2 สรุปสาระสำคัญและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เป็นการตรวจที่ปลอดภัยเคลื่อนที่รอบตัวผู้ป่วย 1 รอบ ด้วยความหนาของลำรังสีที่กำหนดเพื่อให้ได้ข้อมูลการสร้างภาพในระนาบต่างๆ คือ โทโมกราฟีตามแกน(axial tomography) จะได้ภาพที่อยู่ใน แนวตัดขวางและ แกนตามยาวของร่างกายผู้ป่วย หรือ ได้โทโมแกรมตามขวาง(transaxial tomogram) ของร่างกายผู้ป่วยปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับคือ ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนโดยเซลล์หรือเนื้อเยื่อที่บริเวณที่ตรวจ คณะกรรมาธิการว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสีนานาชาติ (International Commission on Radiological Protection, ICRP) ได้กำหนดขีดจำกัดปริมาณรังสีสูงสุดต่อปีสำหรับเจ้าหน้าที่และผู้มีอาชีพเกี่ยวข้องกับรังสีและสำหรับประชาชนทั่วไปประกาศในฉบับที่ 103 โดยได้กำหนดค่ามาตรฐานสำหรับการวัดปริมาณรังสีทุกชนิดที่ก่อให้เกิดผลในทางชีวภาพต่อเนื้อเยื่อได้เท่ากัน หรือ โดสอิควิวาเลนต์(Dose Equivalent) แสดงหน่วยเป็น ซีเวิร์ต(Sievert) ใช้สัญลักษณ์ Sv ดังตารางที่ 1 ผลของรังสีที่เกิดขึ้นระดับเซลล์ขึ้นอยู่กับเซลล์นั้นเกี่ยวข้องกับมากน้อยเพียงใดกับระบบทำงานของอวัยวะ ถ้าเกิดขึ้นกับโมเลกุลของดีเอ็นเอในโครโมโซมจะทำให้โมเลกุลของดีเอ็นเอถูกทำลายและ

อาจส่งผลกระทบต่อโครงสร้างโปรตีนในร่างกายและสุดท้ายก่อให้เกิดโรคมะเร็งขึ้นได้ ICRP จึงกำหนดขีดจำกัดปริมาณรังสีสูงสุดที่อวัยวะได้รับดังตารางที่ 2

ตารางที่ 1 ขีดจำกัดปริมาณรังสีสูงสุดสำหรับเจ้าหน้าที่หรือผู้มีอาชีพเกี่ยวข้องกับรังสีและประชาชนทั่วไป[2]

อวัยวะ	ICRP 103 ขีดจำกัดปริมาณรังสีสูงสุดต่อปี (mSv/yr)	
	เจ้าหน้าที่หรือผู้มีอาชีพเกี่ยวข้องกับรังสี	ประชาชนทั่วไป
โดยรวม	20 (ค่าเฉลี่ยสำหรับเวลา 5 ปี)	1 (ค่าเฉลี่ยสำหรับเวลา 5 ปี)
เลนส์ตา	150	15
ผิวหนัง	500	50
มือเท้า	500	50

ตารางที่ 2 ขีดจำกัดปริมาณรังสีสูงสุดสำหรับอวัยวะในร่างกายมนุษย์[2]

เนื้อเยื่อ,อวัยวะ	ICRP 103(mSv/yr)
อวัยวะสืบพันธุ์	0.20
ไขกระดูก	0.12
ลำไส้	0.12
ปอด	0.12
กระเพาะอาหาร	0.12
กระเพาะปัสสาวะ	0.05
เต้านม	0.05
ตับ	0.05
หลอดอาหาร	0.05
ต่อมไทรอยด์	0.05
ผิวหนัง	0.01
ผิวกระดูก	0.01
ส่วนที่เหลืออื่นๆ	0.05

Kalender และคณะ [6] ศึกษาปริมาณรังสีจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยกำหนดพารามิเตอร์การให้ปริมาณรังสีแต่ละอวัยวะคือ ศีรษะ ทรวงอก ช่องท้อง และเชิงกราน คำนวณปริมาณรังสีจากโปรแกรมคอมพิวเตอร์ พบว่าการตรวจศีรษะโดยกำหนดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า 120 kVp ค่ากระแสไฟฟ้า 200 mAs ความหนาของช่วงชั้นที่ตัด 5 มิลลิเมตร บริเวณเลนซ์ตาได้รับปริมาณรังสีสูงถึง 22.16 mSv ดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ปริมาณรังสีที่อวัยวะต่างๆได้รับจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่[6]

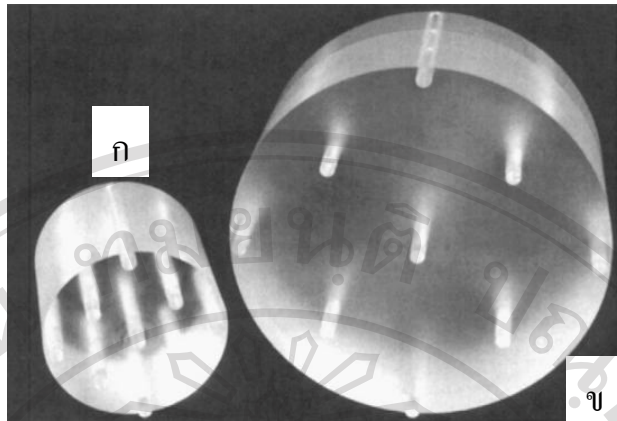
Examination				
Scan parameters	Head	Chest	Abdomen	Pelvis
Voltage (kVp)	120.0	140.0	120.0	120.0
Current (mA)	200.0	150.0	250.0	250.0
Kerma in air (mGy/100mAs)	13.5	18.4	13.5	13.5
Scan range (cm)	15.0	31.0	24.0	15.0
Slice thickness (mm)	5.0	5.0	5.0	5.0
Table feed/360° (mm)	5.0	5.0	5.0	5.0
Organ doses (mSv)				
Gonads	<0.01	<0.01	<0.01	5.19
Colon	<0.01	0.06	0.80	11.57
Lung	0.11	22.11	12.85	<0.01
Stomach	<0.01	7.23	21.70	0.14
Bone marrow	2.17	5.41	3.60	3.58
Thyroid	3.90	3.60	0.19	<0.01
Liver	<0.01	10.0	21.71	0.10
Oesophagus	0.14	21.20	1.75	<0.01
Bladder	<0.01	0.01	0.19	19.05
Skin	1.46	5.27	4.56	3.06
Skeleton	5.91	14.33	9.97	4.37
Brain	15.07	0.19	<0.01	<0.01

ตารางที่ 3 (ต่อ)

Examination				
Scan parameters	Head	Chest	Abdomen	Pelvis
Adrenals	<0.01	13.93	18.90	0.05
Eye lenses	22.16	0.24	<0.01	<0.01
Small intestine	<0.01	0.34	3.81	2.59
Kidney	<0.01	2.48	21.43	0.17
Thymus	0.14	21.20	1.75	<0.01
Upper large intestine	<0.01	0.45	5.16	2.73
Pancreas	<0.01	9.16	18.06	0.09
Spleen	<0.01	9.38	22.13	0.07

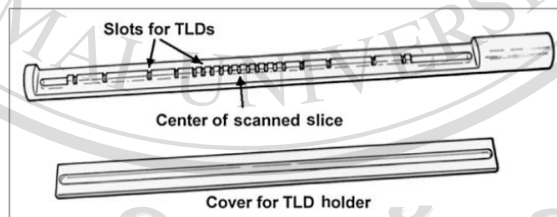
1.2.1 การวัดปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

การวัดปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ต่างจากการวัดปริมาณรังสีทั่วไป เนื่องจากขณะเครื่องทำงานจะมีรังสีออกมา 360 องศาปริมาณรังสีสูงสุดจะอยู่ที่พื้นผิวของตัวกลางและจะลดลงตามระดับความหนาของตัวกลาง ก่อนหน้านั้นการวัดปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ใช้การประมาณค่าจากการวัดปริมาณรังสีในผู้ป่วยที่ได้รับรังสีจากการทำรังสีรักษาซึ่งในแต่ละระดับของเนื้อเยื่อมีความไวต่อระดับพลังงานเอกซเรย์แตกต่างกัน จึงทำให้เกิดแนวความคิดพัฒนาหุ่นจำลองเป็นตัวแทนในการวัดปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ขึ้นมา องค์การอาหารและยา (Food and Drug Administration, FDA) [7] ได้กำหนดให้หุ่นจำลองมีรูปร่างทรงกระบอกความหนา 15 เซนติเมตร ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 32 เซนติเมตรสำหรับการตรวจช่องท้องในผู้ใหญ่ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตร สำหรับการตรวจศีรษะ และ การตรวจร่างกายสำหรับเด็ก ดังรูปที่ 1

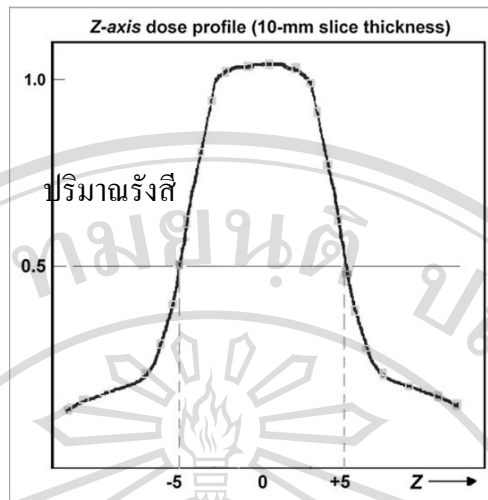


รูปที่ 1 ก หุ่นจำลองสำหรับการตรวจศีรษะและร่างกายสำหรับเด็ก
ข หุ่นจำลองสำหรับการตรวจช่องท้องในผู้ใหญ่[8]

ขั้นแรกของการศึกษาปริมาณรังสีภายในหุ่นจำลอง มีการใช้ Thermoluminescent Dosimeter (TLD) เป็นอุปกรณ์วัดรังสีโดยบรรจุ TLD ในแท่งวัดดังรูปที่ 2 แล้วสอดเข้าไปในหุ่นจำลองแต่ละระดับแล้ววัดปริมาณรังสี จากนั้นจะได้ลักษณะของเส้นปริมาณรังสีในแต่ละระดับ ทำให้รู้ว่าระดับปริมาณรังสีขึ้นอยู่กับความหนาของชิ้นที่ตัด (Slice thickness) ยิ่งมีความหนามาก ปริมาณรังสีจะเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 3

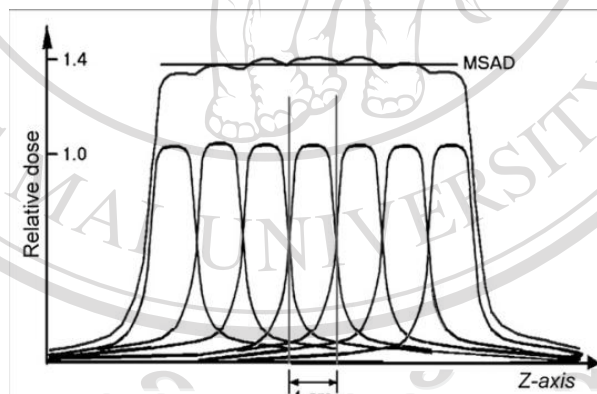


รูปที่ 2 ลักษณะแท่งบรรจุ TLD สำหรับสอดในหุ่นจำลอง[8]



รูปที่ 3 ลักษณะปริมาณรังสีเมื่อใช้ TLD วัดหุ่นจำลองที่ความหนาของชิ้นที่ตัด 10 เซนติเมตร[8]

แต่การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ไม่ได้ใช้ช่วงที่ตัด (Slide) เพียงช่วงเดียว ลักษณะของเส้นกราฟจึงมีหลายเส้นกราฟซ้อนทับกันอยู่แสดงถึงปริมาณรังสีของแต่ละช่วงที่ตัด เมื่อเฉลี่ยปริมาณรังสีแต่ละช่วงเข้าด้วยกันจะได้ลักษณะของเส้นกราฟใหม่ที่มีรวมค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีในทุกช่วงชิ้นที่ตัด (Multislice Average Dose , MSAD) ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 กราฟแสดงการรวมเข้าด้วยกันของปริมาณรังสีในแต่ละช่วงที่ตัด(MSAD)[8]

ในการวัดปริมาณรังสีทั้งหมดต่อการตรวจหนึ่งครั้งจะอยู่ในรูปของ MSAD ปัจจุบันนิยมใช้หัววัดรังสีชนิดวัดการแตกตัวของไอออน (Ionization chamber) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้วัดปริมาณรังสีที่แม่นยำ เครื่องวัดการแตกตัวของไอออนที่มีลักษณะเป็นรูปทรงกระบอกยาว เรียกว่า เครื่องวัดแบบคินสอ เครื่องวัดแบบคินสอนี้จะวางอยู่ในแนวตั้งฉากกับรังสีเอ็กซ์ ในการคำนวณ

ปริมาณรังสีพิจารณาจากค่า CT Dose Index (CTDI) ซึ่งเป็นการคำนวณปริมาณรังสีในหนึ่งช่วง
ชั้นที่ตัด ดังสมการ (1)

$$CTDI = (1/st) \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (1)$$

เมื่อ st คือ ความหนาของช่วงชั้นที่ตัด และ D(z) คือปริมาณรังสีตามแนว z-axis ส่วนการ
คำนวณMSAD คือการรวมปริมาณรังสีเข้าด้วยกันหลายๆช่วงชั้นที่ตัด สามารถคำนวณได้จาก
สมการ (2)

$$MSAD = (st/sd) \times CTDI \quad (2)$$

เมื่อ sd คือ ระยะห่างระหว่างช่วงชั้นที่ตัด

ในปี ค.ศ.1999 Hidajat และคณะ [9] ได้ศึกษาเปรียบเทียบการวัดปริมาณรังสีในอากาศ
กับการใช้วิธี CTDI พบว่าวิธี CTDI สามารถใช้เป็นตัววัดปริมาณรังสีได้ใกล้เคียงที่อวัยวะมนุษย์
มากกว่าการวัดปริมาณรังสีในอากาศ ถึงแม้ว่า CTDI ไม่ได้บอกถึงปริมาณรังสีโดยรวมทั้งหมดแต่
ผลลัพธ์ที่ได้จะทำให้ทราบถึงปริมาณรังสีที่อวัยวะได้รับสูงสุด ในปี ค.ศ.2008 Bauhs และคณะ
[10] ได้ทำการเปรียบเทียบเทคนิคและอุปกรณ์ในการวัดปริมาณรังสีจากการตรวจเอกซเรย์
คอมพิวเตอร์ พบว่าวิธี CTDI เป็นวิธีการวัดปริมาณรังสีที่สำคัญสำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ แต่
มีข้อจำกัดเมื่อวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองซึ่งมีลักษณะความสม่ำเสมอของเนื้อสารที่ทำกัน รูปร่าง
ของหุ่นจำลองเป็นทรงกระบอกผิวเรียบแตกต่างกับพื้นผิวจริง อีกทั้งในเรื่องของขนาดและการทะลุ
ทะลวงของรังสีเมื่อเทียบกับมนุษย์จากการศึกษาที่ผ่านมาจึงเป็นแนวทางในการวัดปริมาณรังสีจาก
การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองโดยใช้หุ่นจำลอง เพราะทำให้ทราบถึงปริมาณรังสีสูงสุดที่
เกิดขึ้นบนผิวของหุ่นจำลอง สามารถนำมาเทียบกับปริมาณรังสีที่บริเวณเลนส์ตาได้

การพิจารณาคุณภาพของภาพรังสีเป็นสิ่งสำคัญเพราะคุณภาพของภาพส่งผลถึงการวินิจฉัย
ของรังสีแพทย์ ดังนั้นภาพรังสีที่นำไปวินิจฉัยไม่ควรมียุคคุณภาพต่ำเกินมาตรฐาน การลดปริมาณรังสี
อาจก่อให้เกิดผลเสียต่อคุณภาพของภาพ โดยทั่วไปจะพิจารณาจาก Peak Signal to Noise Ratio
(PSNR) [11] ซึ่งเป็นวิธีการวัดกันอย่างแพร่หลายในงานทางวิศวกรรมศาสตร์ จากการพิจารณาใน
รูปของค่าอัตราส่วนระหว่าง ค่ากำลังสูงสุดของสัญญาณหรือภาพ และความแตกต่างของสัญญาณ
หรือภาพที่ถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนเมื่อเทียบกับภาพต้นแบบ มีหน่วยเป็น เดซิเบล(dB)
PSNR สามารถบอกถึงคุณภาพของสัญญาณหรือภาพในแง่ของการต่างจากต้นฉบับมากหรือน้อย
เพียงใด ซึ่งแสดงถึงการสูญเสียรายละเอียดบางส่วนไปโดยพิจารณาได้จากสมการ (3)

$$\text{PSNR} = 10 \log_{10} \frac{R^2}{\text{MSE}} \quad (3)$$

เมื่อ MSE คือ Mean Square Error

R^2 คือ ค่ากำลังสูงสุดของสัญญาณหรือภาพ

และ MSE เป็นการพิจารณาถึงความต่างหรือผิดไปจากภาพต้นฉบับอย่างไร โดยพิจารณาจากสมการ (4)

$$\text{MSE} = \frac{\sum_{M,N} [I_1(m,n) - I_2(m,n)]^2}{m*n} \quad (4)$$

เมื่อ I_1 คือ สัญญาณหรือภาพต้นฉบับ

I_2 คือ สัญญาณหรือภาพที่นำไปเปรียบเทียบ (ภาพที่ถูกสัญญาณรบกวน)

m และ n คือ จำนวนข้อมูลของแถวและหลักตามลำดับ (สำหรับภาพ)

หากค่า PSNR ที่ได้มีค่าอยู่ระหว่าง 30 – 50 เดซิเบล หมายถึง สัญญาณหรือภาพนั้นมีการสูญเสียรายละเอียดของภาพอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ จึงสามารถนำค่า PSNR มาใช้ประเมินคุณภาพในด้านการสูญเสียรายละเอียดจากภาพต้นฉบับ

1.2.2 วัสดุกำบังรังสี

วัสดุกำบังรังสีทั่วไปทำจากตะกั่วเพราะว่าเป็นธาตุที่มีเลขอะตอมสูง แต่เนื่องด้วยตะกั่วเป็นโลหะที่เป็นพิษต่ออวัยวะต่างๆในร่างกายมนุษย์ จึงมีการใช้วัสดุทดแทนตะกั่วเข้ามาผลิตอุปกรณ์กำบังรังสี ในปัจจุบันวัสดุที่มีการนำมาใช้ได้แก่บิสมัท และ แบเรียม เหตุผลที่สองธาตุนี้เข้ามามีบทบาทในการผลิตอุปกรณ์ป้องกันรังสีคือคุณสมบัติทางฟิสิกส์และเคมี บิสมัทเป็นธาตุที่มีการละลายต่ำ มีความเป็นพิษต่อสภาพแวดล้อมน้อยที่สุดในบรรดาโลหะด้วยกัน ส่วนแบเรียมที่พบในธรรมชาติมักอยู่ในรูปของแบเรียมซัลเฟตหรือแบไรต์ การที่วัสดุเหล่านี้มีความสามารถกั้นรังสีได้เนื่องจากระดับพลังงานชั้น K มีค่าพลังงานยึดเหนี่ยว (Binding energy) อยู่ในช่วงพลังงานที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีเอ็กซ์ ซึ่งบิสมัทและแบเรียมเป็นธาตุที่มีค่าพลังงานยึดเหนี่ยว 90.5 และ 37.4 keV ตามลำดับ โดยทั่วไปแล้วรังสีเอ็กซ์ระดับพลังงานอยู่ในช่วง 0.1 – 100 keV เมื่อมีรังสีเอ็กซ์ผ่านบิสมัทและแบเรียมจึงมีการดูดซับพลังงานได้บางส่วนในระดับชั้นพลังงานดังกล่าว เรียกกันว่า K Absorption Edge ค่าพลังงานชั้น K แสดงดังตารางที่ 4

ตารางที่ 4 พลังงานระดับชั้น K และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวล (μ/ρ)
ของบิสมัท ตะกั่ว และแบเรียม

	ลำดับชั้นวง โคจรอิเล็กทรอนิกส์	Energy (MeV)	μ/ρ (cm^2/g)
Bismuth	83 K	9.053E-02	2.57E-01
Lead	82 K	8.800E-02	2.63E-01
Barium	56 K	3.744E-02	5.66E-01

(แหล่งที่มา : <http://www.nist.gov/physlab/data/xcom/index.cfm>)

1.2.3 การใช้อุปกรณ์กำบังรังสีในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง

ในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองเพื่อการวินิจฉัยโรค ดวงตาเป็นอวัยวะสำคัญที่หลีกเลี่ยงจากรังสีเอกซ์ไม่ได้ จากการศึกษา Merriam และ Focht [12] พบว่าผู้ป่วย 233 รายที่เข้ารับรังสีรักษา ผู้ป่วย 128 รายเกิดต่อกระจก 105 รายไม่เกิดต่อกระจก และผู้ป่วยที่มีขนาดศีรษะเล็ก ปริมาณรังสีที่เลนส์ตาจะมีปริมาณมาก อย่างไรก็ตามยังพบว่าปริมาณรังสีต่ำที่สามารถทำให้เกิดต่อกระจกได้เท่ากับ 2 Gy ผู้ป่วยที่ต้องตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์บ่อยครั้งย่อมมีโอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อนนี้ขึ้น อาจเป็นสาเหตุนำไปสู่อาการตาบอดได้ อุปกรณ์ป้องกันรังสีบริเวณตาจึงมีบทบาทมากขึ้น จากการที่ดวงตาเป็นอวัยวะที่มีความไวต่อรังสีเมื่อเด็กและผู้ป่วยรายที่ต้องตรวจเข้ารับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง Hopper และคณะ[13] จึงผลิตอุปกรณ์กำบังรังสีจากบิสมัทเคลือบด้วยลาเทกซ์เพื่อป้องกันรังสีที่เลนส์ตา โดยแบ่งการทดลองออกเป็นสองส่วน คือ ทดลองในหุ่นจำลองศีรษะโดยวาง Thermoluminescent (TLDs) 3 แท่งตรงตำแหน่งกลางของดวงตาทั้งสองข้าง วางชั้นอุปกรณ์กำบังรังสี 1, 2 และ 3 ชั้น ตามลำดับ แล้วสแกนด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ขณะใช้และไม่ใช้อุปกรณ์กำบังรังสี การทดลองอีกส่วนหนึ่งทำการวัดปริมาณรังสีในผู้ป่วย 30 ราย แบ่งออกเป็นสามกลุ่ม กลุ่มแรกวางอุปกรณ์กำบังรังสีบนดวงตา 1 ชั้น กลุ่มสองวางซ้อนกันสองชั้น กลุ่มสามวางซ้อนกันสามชั้น จัดวางอุปกรณ์ดังรูปที่ 5 ผลการทดลองในหุ่นจำลองศีรษะพบว่าอุปกรณ์ป้องกันรังสีที่วาง 1, 2 และ 3 ชั้นสามารถลดปริมาณรังสีร้อยละ 48.5, 59.8 และ 65.34 ตามลำดับ และผลการทดลองจากผู้ป่วยรังสีมีปริมาณลดลงร้อยละ 39.6, 43.5 และ 52.8 ตามลำดับ



รูปที่ 5 แสดงการจัดวางอุปกรณ์กำบังรังสีทำจากบิสมัทเคลือบลาเทกซ์บนตา[13]

การผลิตอุปกรณ์กำบังรังสีที่ดวงตา[14]ควรออกแบบให้เหมาะกับการสแกนเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองและใบหน้า ตัวอุปกรณ์กำบังรังสีไม่มีส่วนที่ปิดบังบริเวณกระดูกเข้าตาเพื่อป้องกันการเกิดสิ่งรบกวนภาพรังสี และวางอุปกรณ์ตามแนวความโค้งงอของใบหน้าให้ชิดที่สุด

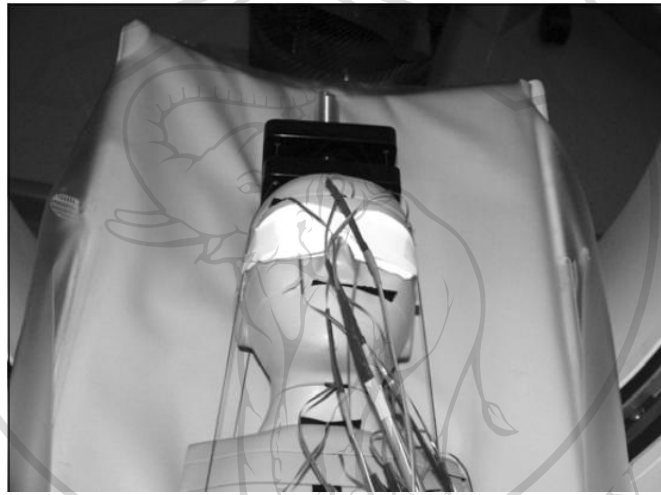
McLaughlin และ Mooney [15] ได้ใช้อุปกรณ์กำบังรังสีที่ทำจากบิสมัท (AttenuRad) ดังแสดงในรูปที่ 6 ศึกษาในผู้ป่วย 40 คน จากการตรวจเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยแบ่งเป็น การตรวจสมองจำนวน 20 คนและทรวงอก 20 คน และจำนวน 20 คนในแต่ละกลุ่มมีจำนวน 10 คนที่ใช้ AttenuRad และ 10 คนไม่ใช้AttenuRad วัดTLDs บริเวณเปลือกตาด้านขวาสำหรับการตรวจสมองและบริเวณเหนือต่อมไทรอยด์สำหรับการตรวจทรวงอกของผู้ป่วย แล้ววัดปริมาณรังสีจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์บริเวณทรวงอกและสมองพบว่าสามารถลดปริมาณรังสีที่ตกลงจาก 6.0 ± 0.3 mGy เป็น 4.9 ± 0.2 mGy จากการตรวจสมองและปริมาณรังสีที่บริเวณไทรอยด์ลดลงจาก 16.4 ± 1.2 mGy เป็น 7.1 ± 0.5 mGy จากการตรวจทรวงอก



รูปที่ 6 การวางของAttenuRadที่ตำแหน่งตาและไทรอยด์[15]

การศึกษายังคงพัฒนาเรื่อยมา มีการลดทอนรังสีจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองด้วยบิสมัท Mukundan และคณะ[16] วัดปริมาณรังสีที่เข้าตาและเลนส์ตาจากการตรวจเอกซเรย์

คอมพิวเตอร์สมองโดยใช้และไม่ใช้อุปกรณ์ป้องกันรังสีที่ทำจากบิสมัท 1.7 g Bi/cm^2 ซึ่งเทียบเท่ากับตะกั่ว 0.45 mg/cm^2 ใช้ตัวนับวัดรังสีชนิด MOSFET ในหุ่นจำลองสมมูลเนื้อเยื่อเทียบเท่าเด็กอายุ 5 ปี ดังรูปที่ 7 ใช้เทคนิค Axial head protocol ที่เทคนิคความต่างศักย์ไฟฟ้า 140 kVp 140 mAs และ เทคนิค Helical craniofacial protocol กำหนดให้กระแสหลอดลงที่ 170 mAs แต่เปลี่ยนค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า 100, 120 และ 140 kVp ตามลำดับ พบว่าสามารถลดปริมาณรังสีได้มากที่สุดที่เป้าตาร้อยละ 42 และที่เลนส์ตาร้อยละ 48 โดยไม่ทำให้เกิดสิ่งแปลกปลอมรบกวนภาพที่ต้องการศึกษา



รูปที่ 7 การใช้อุปกรณ์ป้องกันรังสีที่ทำจากบิสมัทลดทอนรังสีที่เป้าตา[16]

อุปกรณ์กำบังรังสีได้มีการผลิตและพัฒนาอย่างแพร่หลาย มีการออกแบบและเลือกใช้วัสดุที่แตกต่างกันไปเพื่อนำมาทดแทนการใช้ตะกั่ว การศึกษาของกุลนันท์[17] ทำการผลิตจากกำบังรังสีแบบโค้งจากแบโรต์ผสมพอลิโอสไตรีนเรซินเคลือบด้วยไฟเบอร์กลาสดังรูปที่ 8 พบว่าการใช้แบเรียมซัลเฟตที่ความเข้มข้นร้อยละ 70 มีความหนา 1.5 เซนติเมตร โดยใช้เทคนิคความต่างศักย์ไฟฟ้า 100 kVp กระแสหลอด 20 mAs มีความสามารถในการป้องกันรังสีกระเจิงในงานรังสีวินิจฉัยเช่นเดียวกับจากตะกั่วที่ระยะ 50 เซนติเมตรและ 100 เซนติเมตร



รูปที่ 8 ฉากกำบังรังสีแบบโค้งจากแบโรต์ผสมพอลิสไตรีนเรซินเคลือบด้วยไฟเบอร์กลาส

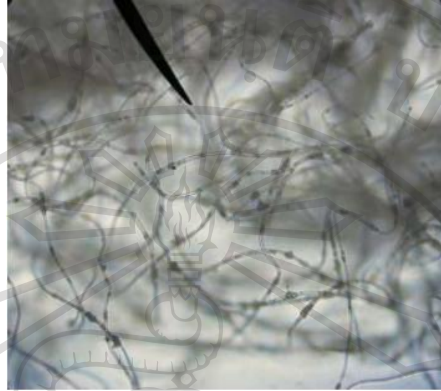
และเมื่อมีการเพิ่มความเข้มข้นของแบเรียมซัลเฟตยิ่งมีความเข้มข้นสูงความสามารถในการป้องกันรังสีได้มากขึ้น อศนัย [18]ผลิตอุปกรณ์ป้องกันรังสีกระเจิงที่ใช้ในการตรวจฟลูออโรสโคปีดังรูปที่ 9 พบว่าเมื่อเพิ่มความเข้มข้นของแบเรียมซัลเฟตเข้ากับวัสดุไฟเบอร์กลาสร้อยละ 80 มีความหนา 3 มิลลิเมตร และร้อยละ 100 มีความหนา 10 มิลลิเมตร ทดลองโดยตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ให้ศักย์ไฟฟ้า 100 kVp กระแสหลอด 40 mAs เปิดพื้นที่รังสี 8×8 ตารางเซนติเมตร สามารถกันรังสีได้ใกล้เคียงกับตะกั่วหนา 0.5 และ 3 มิลลิเมตร ตามลำดับ



รูปที่ 9 ฉากแบโรต์กำบังรังสีแบบเคลื่อนที่ได้สำหรับการทำฟลูออโรสโคปี[18]

ในปี ค.ศ. 2008 ได้มีการประยุกต์ใช้เทคนิคการผลิตเส้นใยนาโนในการออกแบบวัสดุกำบังรังสีแต่ยังคงใช้แบเรียมซัลเฟตเป็นวัสดุป้องกันรังสี สุรางคนา[19] และ สุดารัตน์ [20] ได้ออกแบบให้อุปกรณ์กำบังรังสีมีขนาดเล็กลงจากการผลิตแผ่นแบเรียมซัลเฟตผสมซิลิโคน สะดวกต่อการใช้

งาน โดยใช้ความเข้มข้นของแบเรียมซัลเฟตร้อยละ 25, 40 และ 80 พบว่าที่ความเข้มข้นของแบเรียมซัลเฟตร้อยละ 80 มีความสามารถป้องกันรังสีได้เทียบเท่ากับตะกั่วหนา 0.5 มิลลิเมตร โดยที่ชิ้นงานมีความหนาเพียง 4 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 10



รูปที่ 10 ลักษณะเส้นใยแบเรียมซัลเฟตผสมซิลิโคนส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์กำลังขยาย 400 เท่า [19]

การผลิตเส้นใยนาโนได้มีบทบาทในการเป็นวัสดุรองรับเพื่อผลิตอุปกรณ์กำบังรังสีได้ ชฎา และณัฐพล [21] ผลิตวัสดุกำบังรังสี จากการสอดแทรกหรือเคลือบแบเรียมซัลเฟตลงบนเส้นใยนาโน อุปกรณ์จึงมีขนาดเล็กลง ป้องกันรังสีชนิดปฐมภูมิได้ถึงร้อยละ 43.04 ซึ่งอุปกรณ์มีความหนาเพียง 385 ไมโครเมตรแต่อุปกรณ์มีอายุการใช้งานในระยะสั้นเนื่องจากไม่ทนต่อสภาวะอุณหภูมิต่างๆได้

การผลิตเส้นใยนาโนในการศึกษานี้ใช้นาโนเทคโนโลยี คือ เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการจัดการ การสร้างหรือการวิเคราะห์ วัสดุ อุปกรณ์ เครื่องจักร หรือผลิตภัณฑ์ที่มีขนาดเล็กมากในระดับนาโนเมตร (ประมาณ 1 – 100 นาโนเมตร) เทียบเท่ากับระดับอนุภาคของโมเลกุลหรืออะตอม รวมถึงการออกแบบหรือการประดิษฐ์เครื่องมือเพื่อใช้สร้างหรือวิเคราะห์วัสดุที่มีขนาดเล็กมากๆ เช่น การจัดอะตอมและโมเลกุลในตำแหน่งที่ต้องการได้อย่างถูกต้องแม่นยำ ส่งผลให้โครงสร้างของวัสดุหรืออุปกรณ์มีคุณสมบัติพิเศษขึ้นไม่ว่าทางด้านฟิสิกส์ เคมี ชีวภาพ และสามารถนำไปใช้ให้เกิดประโยชน์ได้ การศึกษานาโนเทคโนโลยีที่ผ่านมาช่วยในเรื่องการลดขนาดของอุปกรณ์กำบังรังสีได้มากจึงมีแนวคิดที่จะพัฒนาอุปกรณ์กำบังรังสีที่ผสมผสานนาโนเทคโนโลยีเข้ากับแบเรียมซัลเฟต[22] มีขนาดเล็กเบาและบางทำให้ใช้งานได้สะดวกขึ้น

1.3 วัตถุประสงค์

1. เพื่อผลิตวัสดุกำบังรังสีแผ่นเส้นใยนาโนเคลือบแบเรียมซัลเฟต
2. เพื่อหาประสิทธิภาพการกำบังรังสีปฐมภูมิที่เลนซ์ตาจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองโดยไม่มีผลกระทบต่อภาพรังสี

1.4 สมมติฐาน

การใช้แบเรียมซัลเฟตที่มีความเข้มข้นและความหนาของวัสดุที่เหมาะสมสามารถลดทอนรังสีที่เลนซ์ตาในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองลงได้โดยไม่มีผลกระทบต่อคุณภาพของภาพรังสีสามารถนำไปวินิจฉัยหารอยโรคต่อไปได้

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการศึกษา

- 1.5.1 สามารถผลิตวัสดุกำบังรังสี ที่นำไปใช้เป็นอุปกรณ์กำบังรังสีทางการแพทย์ได้
- 1.5.2 องค์ความรู้ที่ได้จะเป็นแนวทางเพื่อพัฒนาอุปกรณ์กำบังรังสีปฐมภูมิให้กับอวัยวะที่ไวต่อรังสีจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนอื่นๆ
- 1.5.3 สามารถผลิตวัสดุกำบังรังสีใช้เองได้ในประเทศไทย ลดค่าใช้จ่ายภายในองค์กรได้

1.6 ขอบเขตของการศึกษา

ขอบเขตของการศึกษานี้เป็นการศึกษาเพื่อผลิตวัสดุกำบังรังสีเอ็กซ์ที่ตาจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองโดยใช้เทคโนโลยีนาโนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสลับเป็นวัสดุรองรับแบเรียมซัลเฟต มีการควบคุมคุณภาพของแผ่นเส้นใยนาโนเคลือบแบเรียมซัลเฟตด้วยวิธีการวัดความดำจากภาพรังสี การหาช่วงค่าพลังงาน Effective energy ที่เทคนิค 120 kVp ผ่านแผ่นเส้นใยนาโนเคลือบแบเรียมซัลเฟต และการวัดปริมาณรังสีก่อนและหลังด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป จากนั้นทดสอบคุณภาพของแผ่นเส้นใยนาโนเคลือบแบเรียมซัลเฟตด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยใช้หุ่นจำลองศีรษะเป็นตัวทดสอบการวัดปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพรังสีที่เทคนิค 120 kVp 250 mAs ความหนาของสไลซ์ 0.5 มิลลิเมตร และเปรียบเทียบคุณภาพของภาพรังสีด้วยวิธี Peak Signal to Noise Ratio