

การป้องกันอันตรายจาก เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์



กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
Department of Medical Sciences





กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
Department of Medical Sciences



สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์
กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

การป้องกันอันตรายจากเครื่องกำเนิด รังสีเอกซ์ทางการแพทย์

สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์
กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข

พ.ศ. 2569



กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
Department of Medical Sciences



ชื่อหนังสือ การป้องกันอันตรายจากเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์

การป้องกันอันตรายจากเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์. นนทบุรี: สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์
กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข, พ.ศ. 2569, 108 หน้า

ISBN (e-book) 978-616-11-5663-3

จัดทำโดย สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์
กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข

พิมพ์ครั้งที่ 2/2569
สงวนลิขสิทธิ์ตามพระราชบัญญัติลิขสิทธิ์

คำนิยม

พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 ประกาศในราชกิจจานุเบกษา วันที่ 5 เมษายน 2562 กำหนดให้เครื่องกำเนิดรังสีที่ออกแบบมาเฉพาะสำหรับใช้เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ ซึ่งไม่มีวัสดุกัมมันตรังสีปนส่วนประกอบและเพื่อใช้งานในสถานพยาบาล ไม่ต้องดำเนินการขอรับใบอนุญาต กับสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ แต่ให้ดำเนินการแจ้งการครอบครองหรือใช้กับผู้ที่มีหน้าที่รัฐมนตรีว่าการกระทรวงสาธารณสุข มอบหมาย โดยอธิบดีกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ได้รับมอบหมายให้เป็นผู้รับแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสี ตามมาตรา 26/1 แห่งพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559 ซึ่งแก้ไขเพิ่มเติมโดย พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 ซึ่งผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสี ตามมาตรา 26/1 ต้องปฏิบัติตามมาตรฐานความปลอดภัยที่กำหนดในกฎกระทรวงมาตรฐานความปลอดภัย ของเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ต้องแจ้งการมีไว้ในครอบครองหรือใช้ พ.ศ. 2566 กำหนดให้ ผู้ปฏิบัติหน้าที่เจ้าพนักงานรังสีที่ทำหน้าที่ควบคุมการใช้งานเครื่องกำเนิดรังสี ต้องปฏิบัติงานภายใต้การควบคุม ของผู้ประกอบการวิชาชีพ ตามที่กำหนดในกฎกระทรวง และผ่านการอบรมการป้องกันอันตรายจากรังสีตามหลักสูตร ที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์หรือสภาวิชาชีพรับรอง กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์จึงได้จัดทำหลักสูตรการป้องกัน อันตรายจากรังสีสำหรับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ เพื่อรองรับภารกิจงานตามกฎหมายและความต้องการ เข้ารับการอบรมของบุคลากรทางการแพทย์และผู้ปฏิบัติงานที่เกี่ยวข้องกับทางรังสี

ผมหวังเป็นอย่างยิ่งว่าหนังสือการป้องกันอันตรายจากเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ ที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์จัดทำขึ้นเพื่อใช้ประกอบการอบรมหลักสูตรการป้องกันอันตรายจากรังสี จะเป็นประโยชน์ต่อผู้ปฏิบัติงานทางรังสี นำไปใช้ในการทบทวน ฟนฟูความรู้ และสามารถนำความรู้ไปปรับใช้ กับการปฏิบัติงานทางรังสีเพื่อให้เกิดประโยชน์สูงสุดต่อไป



(ดร.นายแพทย์สรวิฑูฒิ บุญสุข)
อธิบดีกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

คำนำ

กระทรวงสาธารณสุขมอบหมายให้อิทธิกรมหาวิทยาลัยการแพทย์เป็นผู้รับแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีที่ออกแบบมาเฉพาะสำหรับใช้เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ ซึ่งไม่มีวัสดุกัมมันตรังสีเป็นส่วนประกอบและเพื่อใช้งานในสถานพยาบาล โดยกฎกระทรวงมาตรฐานความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ต้องแจ้งการมีไว้ในครอบครองหรือใช้ พ.ศ. 2566 ออกตามพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 กำหนดให้ผู้ปฏิบัติหน้าที่เจ้าพนักงานรังสีที่ทำหน้าที่ควบคุมการใช้งานเครื่องกำเนิดรังสีต้องผ่านการอบรมการป้องกันอันตรายจากรังสีตามหลักสูตรที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์หรือสภาวิชาชีพรับรอง และจัดให้มีการอบรม แนะนำ และให้คำปรึกษาแก่ผู้ปฏิบัติงานทางรังสีให้มีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับอันตรายจากรังสีและการป้องกันรังสี ดังนั้น กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ โดยสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ จึงได้จัดทำหนังสือการป้องกันอันตรายจากเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ เพื่อรองรับหน่วยงานที่ต้องการทบทวนความรู้ให้กับเจ้าพนักงานรังสี ผู้ปฏิบัติงานทางรังสี หรือผู้ที่สนใจทั่วไป

หนังสือการป้องกันอันตรายจากเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ฉบับนี้ ใช้เป็นคู่มือประกอบในการจัดอบรมหลักสูตรของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ซึ่งจะทำให้ผู้ที่เข้ารับการอบรมมีความรู้ ความเข้าใจเกี่ยวกับการป้องกันอันตรายจากรังสี และสามารถนำความรู้ไปใช้ในการปฏิบัติงานได้อย่างถูกต้องเหมาะสม

คณะผู้จัดทำ

สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์

สารบัญ

คำนิยาม	ก
คำนำ	ข
บทที่ 1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับรังสี	1
1.1 ประเภทของรังสี	1
1.2 หน่วยของรังสี	4
1.3 ประโยชน์ของรังสีทางการแพทย์	9
1.4 ผลทางชีววิทยาของรังสี	11
1.5 มาตรฐานวิทยาทางรังสี	11
เอกสารอ้างอิง	18
บทที่ 2 การป้องกันอันตรายจากรังสี	21
2.1 ประเภทของผู้มีโอกาสได้รับรังสี	21
2.2 หลักการป้องกันอันตรายจากรังสี	22
เอกสารอ้างอิง	32
บทที่ 3 การเฝ้าระวังการได้รับรังสีของผู้ปฏิบัติงาน	34
3.1 นิยาม	34
3.2 อุปกรณ์/ เครื่องมือที่ใช้	35
3.3 การใช้งานแผ่นวัดรังสี	42
3.4 การประเมินค่าปริมาณรังสี	43
3.5 ตัวอย่างรายงานปริมาณรังสีบุคคล	44
เอกสารอ้างอิง	45
บทที่ 4 การตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์	47
4.1 กระบวนการเกิดรังสีเอกซ์	47
4.2 ชนิดรังสีเอกซ์	48
4.3 หลักการทำงานของเครื่องเอกซเรย์	49
4.4 ข้อกำหนดและมาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์	51
4.5 มาตรฐานห้องเอกซเรย์ สัญลักษณ์และการเตือนภัย	66
เอกสารอ้างอิง	72
บทที่ 5 กฎหมายและการกำกับดูแลเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์	74
5.1 พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562	74
5.2 กฎกระทรวง	78
5.3 เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์	85
5.4 การแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์	88
เอกสารอ้างอิง	92



บทที่ 1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับรังสี

รังสี คือ พลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหรืออนุภาคใด ๆ ที่มีความเร็ว สามารถก่อให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออนได้ทั้งโดยทางตรงหรือทางอ้อมในตัวกลางที่ผ่านไป ^[1]

1.1

ประเภทของรังสี

รังสีสามารถแบ่งเป็นประเภทต่าง ๆ ได้ ดังนี้

1.1.1 แบ่งตามลักษณะของรังสี

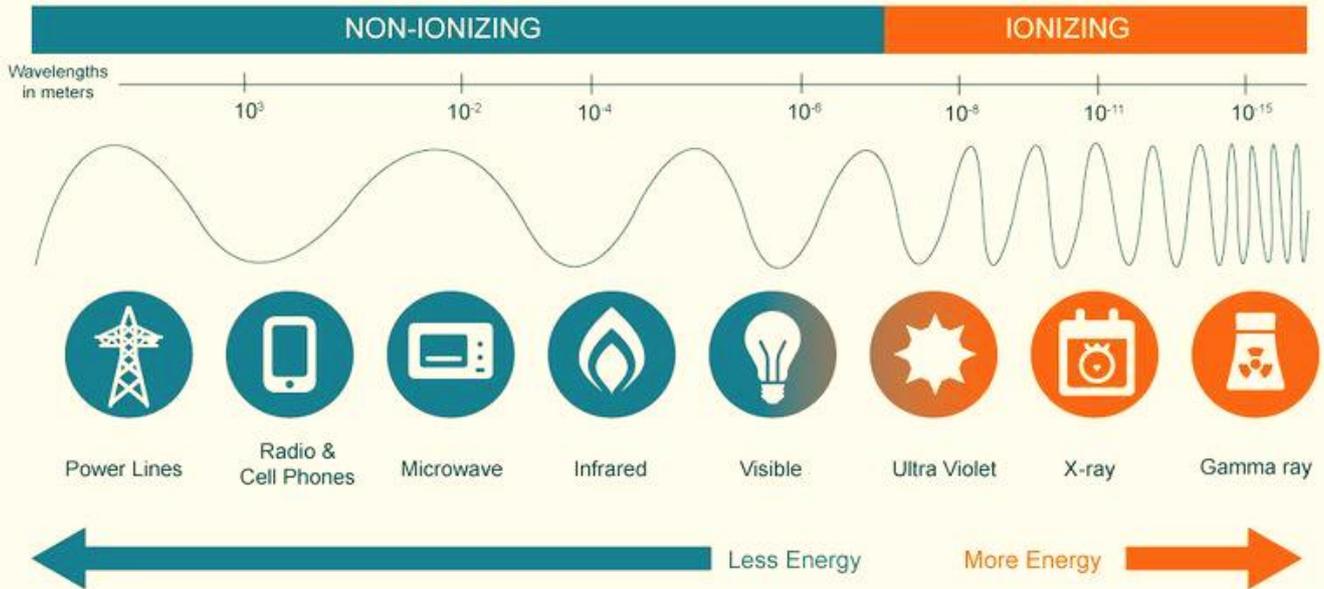
1.1.1.1 รังสีที่เป็นอนุภาค เช่น อนุภาคโปรตอน อนุภาคนิวตรอน อิเล็กตรอนความเร็วสูง รังสีแอลฟา รังสีบีตา และรังสีคอสมิก เป็นต้น

1.1.1.2 รังสีที่เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น คลื่นวิทยุ คลื่นไมโครเวฟ รังสีอินฟราเรด แสงที่ตามองเห็น รังสีอัลตราไวโอเล็ต รังสีเอกซ์ และรังสีแกมมา เป็นต้น

1.1.2 แบ่งตามคุณสมบัติที่ทำให้เกิดการแตกตัวของอะตอมตัวกลาง

1.1.2.1 รังสีชนิดไม่ก่อไอออน (non-ionizing radiation) คือ รังสีที่มีพลังงานต่ำกว่า 12.4 อิเล็กตรอนโวลต์ (eV) ^[2] ซึ่งพลังงานไม่เพียงพอที่จะทำให้อะตอมของตัวกลางที่รังสีนั้นเคลื่อนที่ผ่านเกิดการแตกตัวเป็นไอออนได้ เพียงแต่จะทำให้อิเล็กตรอนขึ้นไปสู่ระดับชั้นพลังงานที่สูงขึ้นแล้วกลับลงมาที่ระดับชั้นพลังงานเดิม โดยการคายพลังงานออกมาในรูปของความร้อน รังสีประเภทนี้อยู่ในช่วงพลังงานต่ำหรือความถี่ต่ำของสเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น แสงที่ตามองเห็น รังสีอินฟราเรด คลื่นวิทยุ และคลื่นไมโครเวฟ ดังแสดงในรูปที่ 1 จะสังเกตได้ว่ารังสีชนิดไม่ก่อไอออนจะอยู่ในรูปคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั้งหมด รังสีชนิดไม่ก่อไอออนเป็นรังสีที่ไม่ก่อให้เกิดอันตรายร้ายแรงต่อเซลล์ของสิ่งมีชีวิต อย่างไรก็ตามถ้าได้รับรังสีชนิดนี้มาก ๆ อาจจะทำให้มีอาการผิดปกติให้เห็นได้ชัด เช่น มีผื่นแดงที่ผิวหนัง ทำให้เกิดต่อกระจกตา เยื่อบุตาอักเสบ ^[3]

1.1.2.2 รังสีชนิดก่อไอออน (ionizing radiation) คือ รังสีที่มีพลังงานสูงสามารถทำให้อะตอมของตัวกลางที่รังสีนั้นเคลื่อนที่ผ่านเกิดการแตกตัวเป็นไอออนได้ทั้งทางตรงหรือทางอ้อม ^[4] เมื่อร่างกายมนุษย์ได้รับรังสีชนิดนี้ จะทำให้อะตอมและโมเลกุลของธาตุต่าง ๆ ที่เป็นองค์ประกอบของร่างกายโดยเฉพาะน้ำมีการดูดกลืนพลังงานทำให้เกิดการแตกตัวออกเป็นประจุและเกิดอนุมูลอิสระ ซึ่งจะส่งผลกระทบต่อ DNA ในนิวเคลียสของเซลล์และทำให้เกิดอันตรายได้ถ้าไม่มีการป้องกันอันตรายจากรังสีที่ถูกต้อง



รูปที่ 1 สเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

ที่มา : <https://energyeducation.ca/encyclopedia/Radiation>

ตัวอย่างของรังสีชนิดก่อไอออน

1) รังสีแอลฟา เป็นนิวเคลียสของอะตอมของธาตุฮีเลียม มีมวลเท่ากับ 4 และมีประจุไฟฟ้า +2 ใช้สัญลักษณ์ α หรือ ${}^4_2\text{He}$ เนื่องจากรังสีแอลฟามีมวลมาก เมื่อไปชนกับอนุภาคตัวกลางใด ๆ จะทำให้ตัวกลางแตกตัวได้ดี ซึ่งรังสีแอลฟาจะสูญเสียพลังงานไปมากจึงทำให้การทะลุทะลวงต่ำ โดยจะเคลื่อนที่ผ่านอากาศได้เพียง 2-3 เซนติเมตร ไม่สามารถทะลุผ่านผิวหนังมนุษย์ เลื้อผ้า หรือแผ่นกระดาษได้ ดังรูปที่ 2 รังสีแอลฟาจะเป็นอันตรายก็ต่อเมื่อเข้าสู่ร่างกายโดยการกลืน หายใจเข้าไป หรือซึมซับผ่านแผลเปิด

2) รังสีบีตา เป็นอิเล็กตรอนและโพสิตรอนที่ปล่อยออกมาจากการสลายตัวของนิวไคลด์ที่มีจำนวนโปรตอนมากเกินไปหรือน้อยเกินไป โดยแต่ละอนุภาคจะมีประจุไฟฟ้าหนึ่งหน่วย มีมวลเท่ากับอิเล็กตรอน เราสามารถแบ่งรังสีบีตาได้ 2 แบบ ดังนี้

(ก) บีตาลบหรืออิเล็กตรอน ใช้สัญลักษณ์ β^- หรือ ${}_{-1}^0e$ เกิดจากการสลายตัวของนิวเคลียสที่มีนิวตรอนมากกว่าโปรตอน จึงต้องลดจำนวนนิวตรอนลงเพื่อให้เกิดความเสถียร จะมีการเปลี่ยนแปลงนิวตรอนไปเป็นโปรตอน โดยปลดปล่อยให้อิเล็กตรอนและแอนตินิวทริโนออกมา ดังนั้นนิวเคลียสจะมีจำนวนนิวตรอนลดลงแต่มีจำนวนโปรตอนเพิ่มขึ้น

(ข) บีตาบวกหรือโพสิตรอน ใช้สัญลักษณ์ β^+ หรือ ${}_{+1}^0e$ เกิดจากการสลายตัวของนิวเคลียสที่มีโปรตอนมากกว่านิวตรอน จึงต้องลดจำนวนโปรตอนลงเพื่อให้เกิดความเสถียร จะมีการเปลี่ยนแปลงโปรตอนไปเป็นนิวตรอน โดยปลดปล่อยให้อิเล็กตรอนและนิวทริโนออกมา ดังนั้นนิวเคลียสจะมีจำนวนนิวตรอนเพิ่มขึ้นแต่มีจำนวนโปรตอนลดลง

รังสีบีตาสามารถเบี่ยงเบนในสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กได้ เนื่องจากเป็นอนุภาคที่มีประจุ มีอำนาจในการทะลุทะลวงมากกว่ารังสีแอลฟาแต่น้อยกว่ารังสีแกมมา สามารถทะลุผ่านผิวหนังมนุษย์ได้ถึงชั้นที่ผลิตเซลล์ใหม่ เราสามารถป้องกันรังสีบีตาโดยใช้แผ่นไม้หรือแผ่นอะลูมิเนียมชนิดบางเป็นวัสดุกำบังรังสี ดังแสดงในรูปที่ 2

(ค) รังสีแกมมา เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าชนิดหนึ่ง ใช้สัญลักษณ์ γ ไม่มีมวล ไม่มีประจุไฟฟ้า ไม่เบี่ยงเบนในสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก ดังนั้นรังสีแกมมาจึงมีอำนาจในการทะลุทะลวงสูงมาก และทำให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออนของตัวกลางที่รังสีนั้นเคลื่อนที่ผ่านน้อยมาก การป้องกันอันตรายจากรังสีแกมมาควรใช้วัสดุที่มีความหนาแน่นสูง เช่น ตะกั่ว เหล็ก หรือแผ่นโลหะชนิดอื่นที่มีความหนาพอที่จะกันรังสีแกมมา เป็นต้น ดังรูปที่ 2

(ง) รังสีเอกซ์ เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงเช่นเดียวกับรังสีแกมมา แต่รังสีแกมมาเกิดจากการเปลี่ยนแปลงภายในนิวเคลียส ส่วนรังสีเอกซ์เกิดจากการเปลี่ยนแปลงภายนอกนิวเคลียส โดยเป็นการย้ายชั้นพลังงานของอิเล็กตรอนจากระดับพลังงานสูง (วงนอก) มาระดับพลังงานต่ำกว่า (วงใน) พร้อมกับปล่อยรังสีเอกซ์ที่มีความยาวคลื่นประมาณ 0.1-10 อังสตรอม ซึ่งเป็นความยาวคลื่นที่อยู่ระหว่างรังสีอัลตราไวโอเล็ตกับรังสีแกมมา รังสีเอกซ์นั้นไม่มีมวล ไม่มีประจุ จึงไม่เบี่ยงเบนในสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก มีอำนาจในการทะลุทะลวงสูง เราสามารถป้องกันอันตรายจากรังสีเอกซ์โดยใช้วัสดุกำบังรังสีชนิดเดียวกันกับรังสีแกมมา ดังแสดงในรูปที่ 2

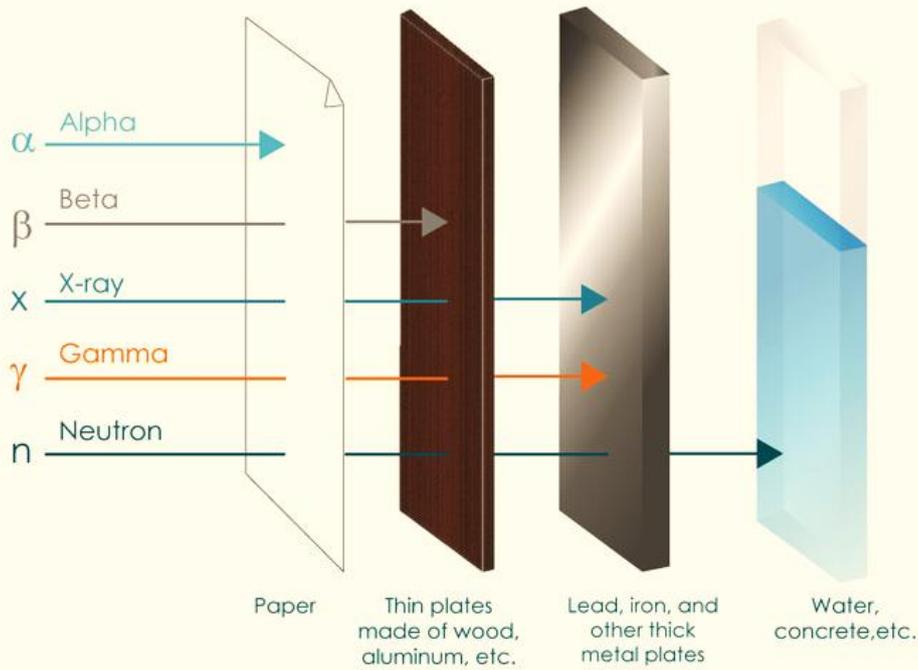
(จ) รังสีนิวตรอน อยู่ในรูปอนุภาคอิสระที่เกิดขึ้นมาจากปฏิกิริยานิวเคลียร์ชนิดต่าง ๆ เช่น ปฏิกิริยาแบ่งแยกนิวเคลียส (nuclear fission) ปฏิกิริยาหลอมนิวเคลียส (nuclear fusion) เป็นต้น ใช้สัญลักษณ์ n มีมวลประมาณหนึ่งหน่วยมวลอะตอม (1 u) ไม่มีประจุจึงไม่เบี่ยงเบนในสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก มีอำนาจในการทะลุทะลวงสูง อันตรกิริยาของนิวตรอนต่อตัวกลางสามารถทำให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออนทางอ้อม โดยนิวตรอนจะถ่ายเทพลังงานให้นิวเคลียสของธาตุในตัวกลาง ทำให้เกิดปฏิกิริยานิวเคลียร์ได้อนุภาคที่มีประจุออกมา การป้องกันรังสีนิวตรอนต้องอาศัยวัสดุที่มีไฮโดรเจนสูง เช่น น้ำ พาราฟิน และคอนกรีต เป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 2

ตารางที่ 1 คุณสมบัติของรังสีและอนุภาคชนิดก่อให้เกิดไอออน

ชนิดของรังสี	สัญลักษณ์	มวล (u)*	ประจุ (e)**	การเกิดไอออน
แอลฟา	$\alpha, {}^4_2\text{He}$	4.0015	+2	โดยตรง
บีตา	$\beta^-, {}^0_{-1}\text{e}$	0.000548	-1	โดยตรง
โพซิตรอน	$\beta^+, {}^0_{+1}\text{e}$	0.000548	+1	โดยตรง
แกมมา	γ	0	0	โดยอ้อม
เอกซ์	x	0	0	โดยอ้อม
นิวตรอน	$n, {}^1_0\text{n}$	1.008	0	โดยอ้อม

* 1 u มีค่าเท่ากับ 1/12 ของน้ำหนักอะตอมของคาร์บอน-12 หรือ 1.6605×10^{-24} กรัม

** 1 e คือ ค่าประจุไฟฟ้าของอิเล็กตรอนซึ่งมีค่าเท่ากับ 1.602×10^{-19} คูลอมบ์



รูปที่ 2 การกำบังรังสีแต่ละชนิดด้วยวัสดุต่าง ๆ

ที่มา : <https://www.mirion.com/learning-center/radiation-safety-basics/types-of-ionizing-radiation>

1.2

หน่วยของรังสี

1.2.1 หน่วยเกี่ยวกับต้นกำเนิดรังสี

ปริมาณกัมมันตภาพรังสี (radioactivity) หรือความแรงของต้นกำเนิดรังสีในขณะใดขณะหนึ่งสามารถวัดได้ โดยการวัดปริมาณรังสีที่เกิดขึ้นในขณะนั้น ซึ่งเป็นผลของการเปลี่ยนแปลงทางนิวเคลียร์ที่เกิดขึ้น หน่วยของปริมาณกัมมันตภาพรังสีเดิมอาศัยการเกิดการเปลี่ยนแปลงทางนิวเคลียร์ของธาตุเรเดียมหนัก 1 กรัม ซึ่งเท่ากับ 3.7×10^{10} ครั้งต่อวินาที (s^{-1} , dps: disintegration per second) และเรียกว่า 1 คูรี (Ci)

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ s}^{-1}$$

ต่อมาใช้ SI unit หน่วยของกัมมันตรังสี ควรจะเป็น s^{-1} แต่ให้ใช้ชื่อเฉพาะว่า เบคเคอเรล (Bq) ดังนั้น

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

ปริมาณกัมมันตภาพรังสีจะมีผลเมื่อเข้าสู่ร่างกาย เพราะรังสีที่เกิดขึ้นจะถูกดูดกลืนในอวัยวะและเนื้อเยื่อของร่างกายมากที่สุด โดยเฉพาะเมื่อการเปลี่ยนแปลงทางนิวเคลียร์นั้นให้อนุภาคแอลฟาหรือบีตา เนื่องจากเป็นอนุภาคที่ทำให้ตัวกลางเกิดการแตกตัวได้ดีและจะสูญเสียพลังงานทั้งหมดให้กับอวัยวะและเนื้อเยื่อที่อนุภาคเคลื่อนที่ผ่านจึงทำให้เกิดอันตรายมากที่สุด [3]

1.2.2 หน่วยเกี่ยวกับรังสีที่แผ่ออกมา

1.2.2.1 ปริมาณรังสีที่แผ่ออกมา (exposure)

ปริมาณรังสีเอกซ์หรือรังสีแกมมาที่ทำให้อากาศแตกตัวเป็นไอออนจนเกิดประจุไฟฟ้าไม่เกี่ยวข้องโดยตรงกับผลของรังสี เพราะเพียงแต่วัดว่ามีการแตกตัวของอากาศมากหรือน้อยเพียงใด การวัดปริมาณรังสีที่แผ่ออกมาเป็นที่ยอมรับเพราะเป็นวิธีที่มีความไวสูง และสามารถวัดค่าได้ถูกต้องมากด้วยเทคนิคในปัจจุบัน หน่วยเดิมของการวัดปริมาณรังสีที่แผ่ออกมา คือ เรินเกน (R) ซึ่งเท่ากับปริมาณรังสีที่ทำให้อากาศแตกตัวให้ประจุ 1 e.s.u. ในอากาศแห้ง 1 ลูกบาศก์เซนติเมตร ที่ NTP หรืออากาศมวล 1.293×10^{-3} กรัม ปัจจุบันหน่วย SI ใช้เป็นคูลอมบ์ต่อกิโลกรัม (C/kg) โดยที่ $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$ และประจุ 1 e.s.u. มีค่าเท่ากับ $3.335 \times 10^{-10} C$ [3]

1.2.2.2 ปริมาณรังสีดูดกลืน (absorbed dose, D)

ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนโดยวัตถุตัวกลางเมื่อวัตถุนั้นได้รับรังสีหรือปริมาณพลังงานที่รังสีชนิดก่อไอออนถ่ายเทพลังงานบางส่วนหรือทั้งหมดให้กับมวลของสสาร เดิมหน่วยของปริมาณรังสีดูดกลืนใช้เร็ด (rad: radiation absorbed dose) ซึ่งเท่ากับพลังงานรังสีที่ถูกดูดกลืน 100 ergs ในวัตถุมวล 1 gm

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs/gm}$$

ในปัจจุบัน SI unit กำหนดให้หน่วยของปริมาณรังสีดูดกลืนจากหน่วยของพลังงานเป็นจูล (joule) และหน่วยของมวลเป็นกิโลกรัม (kg) โดยใช้ชื่อเฉพาะว่า เกรย์ (Gy) [3]

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} = 100 \text{ rads}$$

1.2.2.3 ปริมาณรังสีสมมูล (equivalent dose, H)

เนื่องจากรังสีแต่ละชนิดสามารถก่อให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อหรืออวัยวะที่แตกต่างกัน ดังนั้นปริมาณรังสีสมมูลจึงเป็นปริมาณรังสีที่คิดผลของการก่อให้เกิดอันตรายสำหรับรังสีแต่ละชนิดที่ถูกดูดกลืนในเนื้อเยื่อหรืออวัยวะใด ๆ ของมนุษย์ หลังจากเปรียบเทียบการก่ออันตรายของรังสีทุกชนิดที่อวัยวะนั้นได้รับ โดยเทียบกับการก่ออันตรายของรังสีแกมมา เดิมใช้หน่วย เร็ม (rem: roentgen equivalent man) โดยกำหนด 1 rem หมายถึงปริมาณรังสีที่ก่อให้เกิดผลทางชีวภาพเทียบเท่ากับผลที่เกิดจากรังสีเอกซ์หรือรังสีแกมมา ซึ่ง 1 rad ในปัจจุบัน SI unit เป็นซีเวิร์ต (Sv)

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

โดย ICRP 60 ได้กำหนดค่าความเป็นอันตรายจากรังสีชนิดต่าง ๆ เรียกว่า ค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดของรังสี (radiation weighting factors : W_R) ดังแสดงในตารางที่ 2 [3]

ตารางที่ 2 ค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดของรังสี [5]

ชนิดของรังสีและช่วงพลังงาน	W_R
โฟตอน (ทุกพลังงาน)	1
อิเล็กตรอน (ปีตาทุกพลังงาน)	1
นิวตรอน พลังงาน < 10 keV	5
10 keV ถึง 100 keV	10
> 100 keV ถึง 2 MeV	20
> 2 MeV ถึง 20 MeV	10
> 20 MeV	5
โปรตอน พลังงาน > 2 MeV	5
อนุภาคแอลฟา ชิ้นส่วนการแบ่งแยกนิวเคลียส (fission fragments) นิวเคลียสหนัก (heavy nuclei)	20

สมการหาค่าปริมาณรังสีสมมูล

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$$

เมื่อ H_T คือ ปริมาณรังสีสมมูลจากรังสี ที่เนื้อเยื่อหรืออวัยวะได้รับ

W_R คือ ค่าตัวประกอบถ่วงน้ำหนักของรังสี

$D_{T,R}$ คือ ปริมาณรังสีดูดกลืนจากรังสี ที่เนื้อเยื่อหรืออวัยวะได้รับ

ตัวอย่างการคำนวณ 1 ถ้าอวัยวะหนึ่งได้รับปริมาณรังสีดูดกลืนจากรังสีปีตาหรือแกมมา 2 mGy จะสามารถหาค่าปริมาณรังสีสมมูลที่ได้รับจากสมการ

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R}$$

แทนค่า $H_T = 1 \times 2 \text{ mGy}$

จะได้ $H_T = 2 \text{ mSv}$

นั่นคือ ปริมาณรังสีสมมูล เท่ากับ 2 mSv

1.2.2.4 ปริมาณรังสียังผล (effective dose, E)

เป็นหน่วยวัดปริมาณรังสีดูดกลืนในร่างกายที่รวมเอาผลกระทบที่แตกต่างของชนิดรังสีและผลตอบสนองของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะต่อรังสีที่ต่างกัน มีหน่วยเป็น ซีเวิร์ต เช่นเดียวกับปริมาณรังสีสมมูลเนื่องจากปริมาณรังสียังผล คือ ผลรวมของปริมาณรังสีสมมูลของแต่ละอวัยวะของร่างกาย แต่เป็นปริมาณรังสีสมมูลที่คำนึงถึงการตอบสนองต่อรังสี หรือสภาพไว (sensitivity) ของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะต่าง ๆ ที่สามารถเกิดความเสียหายได้ไม่เท่ากันแม้จะดูดกลืนรังสีไว้ในปริมาณเท่ากัน ดังแสดงในตารางที่ 3 ดังนั้นปริมาณรังสียังผล สามารถคำนวณได้จากปริมาณรังสีดูดกลืนที่เนื้อเยื่อและอวัยวะนั้นคูณกับค่าถ่วงน้ำหนักชนิดของรังสี ดังแสดงในตารางที่ 2 และตัวประกอบถ่วงน้ำหนักตามชนิดของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะ

สมการหาค่าปริมาณรังสียังผล

$$E = \sum_T W_T H_T$$

เมื่อ E คือ ปริมาณรังสียังผล ต่อเนื้อเยื่อหรืออวัยวะ

W_T คือ ค่าตัวประกอบถ่วงน้ำหนักตามชนิดของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะ

H_T คือ ปริมาณรังสีสมมูล ต่อเนื้อเยื่อหรืออวัยวะ

ตารางที่ 3 ค่าตัวประกอบถ่วงน้ำหนักตามชนิดของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะ (tissue weighting factors : W_T) ^[6]

เนื้อเยื่อหรืออวัยวะ	W_T	$\sum W_T$
ไขกระดูกแดง ลำไส้ใหญ่ ปอด กระเพาะอาหาร เต้านม เนื้อเยื่อส่วนที่เหลือ	0.12	0.72
อวัยวะที่สร้างเซลล์สืบพันธุ์	0.08	0.08
กระเพาะปัสสาวะ หลอดอาหาร ตับ ต่อมไทรอยด์	0.04	0.16
ผิวหนัง ต่อมไทรอยด์ ต่อมน้ำลาย ผิวหนัง	0.01	0.04
	รวมทั่วร่างกาย	1.00

ตัวอย่างการคำนวณ 2 ผู้ปฏิบัติงานทางรังสีได้รับปริมาณรังสีสมมูลที่ปอด 40 mSv จะสามารถหาค่าปริมาณรังสียังผลที่ได้รับจากสมการ

$$E = \sum_T W_T H_T$$

แทนค่า

$$E = 0.12 \times 40 \text{ mSv}$$

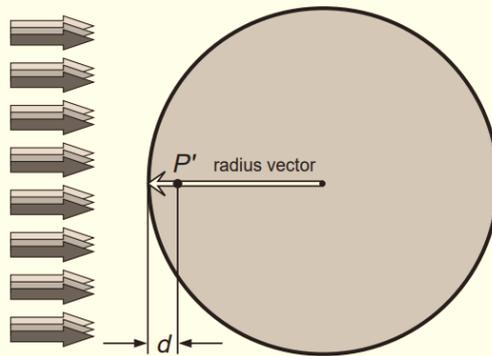
จะได้

$$E = 4.8 \text{ mSv}$$

นั่นคือ ปริมาณรังสียังผล เท่ากับ 4.8 mSv

1.2.2.5 ปริมาณรังสีสมมูลโดยรอบ (ambient dose equivalent, $H^*(d)$)

สำหรับการเฝ้าระวังพื้นที่ปฏิบัติงานเกี่ยวกับรังสี (area monitoring) ^[7] ซึ่งตรวจวัดด้วยค่าปริมาณรังสีสมมูลที่จุดหนึ่งของสนามรังสีสามารถหาได้จากหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์ที่เรียกว่า ICRU sphere เกิดจากสนามรังสีแบบ expanded field และ aligned field ใน ICRU sphere ที่ความลึก d มิลลิเมตร บนรัศมีในทิศทางตรงข้ามกับ aligned field มีหน่วยเป็น $J \cdot kg^{-1}$ หรือ Sv ซึ่งสำหรับรังสีที่ทะลุทะลวงมากแนะนำให้ใช้ความลึก 10 มิลลิเมตร ปริมาณรังสีสมมูลโดยรอบที่เทียบเท่ากับค่าความลึกนี้จะแสดงด้วย $H^*(10)$ สำหรับรังสีที่ทะลุทะลวงได้น้อยจะใช้ความลึก 0.07 มิลลิเมตร สำหรับผิวหนัง และ 3 มิลลิเมตร สำหรับดวงตา โดยมีสัญลักษณ์คล้ายคลึงกัน



รูปที่ 3 การวัดแบบ ambient dose equivalent ในสนามรังสีแบบ expanded field และ aligned field ^[7]

1.2.2.6 สรุปรูปหน่วยของรังสี

การวัดปริมาณรังสีเพื่อให้เป็นที่ยอมรับและเปรียบเทียบผลกันได้จึงมีการกำหนดหน่วยมาตรฐาน (SI unit) โดยอาศัยการวัดค่าพื้นฐานตามคำจำกัดความของแต่ละหน่วย ซึ่งสามารถสรุปรูปหน่วยวัดรังสีได้ ดังแสดงในตารางที่ 4

ตารางที่ 4 หน่วยของรังสีแบบเดิม แบบใหม่ และค่าเปรียบเทียบ

ปริมาณ	หน่วยเดิม	หน่วยใหม่ (SI unit)	ค่าเปรียบเทียบ
กัมมันตภาพรังสี (radioactivity)	คูรี (Ci)	เบคเคอเรล (Bq)	1 Ci = 3.7×10^{10} Bq
รังสีที่ทำให้อากาศแตกตัว (exposure)	เรินต์เกน (R)	คูลอมบ์ต่อกิโลกรัม (C/kg)	1 R = 2.58×10^{-4} C/kg
รังสีดูดกลืน (absorbed dose)	แรด (rad)	เกรย์ (Gy)	1 rad = 0.01 Gy
รังสีสมมูล (equivalent dose)	เร็ม (rem)	ซีเวิร์ต (Sv)	1 rem = 0.01 Sv
รังสียังผล (effective dose)	เร็ม (rem)	ซีเวิร์ต (Sv)	1 rem = 0.01 Sv
รังสีสมมูลโดยรอบ (ambient dose equivalent)	เร็ม (rem)	ซีเวิร์ต (Sv)	1 rem = 0.01 Sv

ประโยชน์ของรังสีทางการแพทย์

ในปัจจุบันมีการนำรังสีหรือสารกัมมันตรังสีมาใช้ประโยชน์ในหลาย ๆ ด้านโดยเฉพาะในด้านการแพทย์ รังสีนั้นมีทั้งคุณและโทษ จึงต้องนำมาใช้ประโยชน์โดยผู้ที่มีความรู้ เช่น รังสีแพทย์ นักรังสีเทคนิค นักฟิสิกส์การแพทย์ เป็นต้น ก็จะสามารถนำรังสีมาใช้ เพื่อช่วยให้แพทย์สามารถดำเนินการตรวจวินิจฉัยและรักษาโรคได้อย่างถูกต้อง รวดเร็ว และแม่นยำมากยิ่งขึ้น

รังสีถูกนำมาใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย โดยสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 กลุ่มใหญ่ ๆ คือ



รูปที่ 4 การใช้รังสีทางการแพทย์

1.3.1 รังสีวินิจฉัย (diagnostic radiology)

รังสีวินิจฉัย (diagnostic radiology) การนำรังสีเอกซ์เข้ามาช่วยในการสร้างภาพอวัยวะเพื่อการตรวจรักษาและวินิจฉัย^[8] รวมถึงการตรวจคัดแยกโรค เช่น เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เครื่องเอกซเรย์เต้านม เครื่องเอกซเรย์ฟัน เป็นต้น โดยรังสีเอกซ์พลังงานช่วงกิโลอิเล็กตรอนโวลท์ใช้ในการวินิจฉัยโรค^[9] ในงานรังสีวินิจฉัย

1.3.2 รังสีรักษา (radiotherapy)

รังสีรักษา (radiotherapy) การนำรังสีพลังงานสูงมาใช้รักษาโรค อาศัยคุณลักษณะของรังสี แต่ละชนิดในการทำลายเซลล์ มีหลักสำคัญ คือ การใช้ปริมาณรังสีให้มากพอที่จะทำลายหรือหยุดการเจริญเติบโต ของเนื้องอกหรือเนื้อเยื่อที่เจริญผิดปกติ และเกิดผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติให้น้อยที่สุด ในปัจจุบันมีการพัฒนา เทคนิคต่าง ๆ ในด้านรังสีรักษา เพื่อให้การรักษามีประสิทธิภาพมากที่สุด เช่น การใช้ multileaf ในการกำหนดขนาดลำรังสี เทคนิคการตรวจหาตำแหน่งเป้าหมายขณะฉายรังสี การจำลองการฉายรังสีแบบ 3 มิติ เป็นต้น

การใช้รังสีเพื่อการรักษาโรค เป็นวิธีที่มีมานานแต่สำหรับประชาชนทั่วไป มักจะคิดว่าเป็นการใช้เพื่อการรักษาโรคมะเร็งและเนื้องอกเท่านั้น แต่ในความเป็นจริงแล้ว รังสียังสามารถนำมารักษาโรคอื่น ๆ ได้อีกด้วย เช่น ภาวะกลุ่มเส้นเลือดผิดปกติ ภาวะตาโปน ของฮอร์โมนไทรอยด์ทำงานมากเกินไป ภาวะที่แผลเป็นหน้าตัวผิดปกติ ภาวะกระดูกงอกผิดปกติ เป็นต้น ซึ่งรังสีแต่ละประเภทถูกนำมาใช้ประโยชน์ในด้านรังสีรักษา ดังแสดงในตารางที่ 5

ตารางที่ 5 ประเภทของรังสีที่ถูกนำมาใช้ประโยชน์ในด้านรังสีรักษา

ประเภทของรังสี	การนำไปใช้ประโยชน์
รังสีแกมมา	ใช้คุณสมบัติของรังสีที่สามารถทำลายเซลล์ได้โดยใช้รังสีแกมมาจากเครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60 รักษาโรคมะเร็ง และเนื้องอก เป็นต้น
รังสีเอกซ์	ใช้รังสีเอกซ์พลังงานสูงในช่วงเมกะอิเล็กตรอนโวลต์ (MeV) ที่ถูกฉายออกมาจากเครื่องเร่งอนุภาคเชิงเส้น (Linac: Linear accelerator) นำมาใช้ในการรักษาโรคมะเร็งที่อยู่ลึกเข้าไปจากผิวหนังได้
ลำอิเล็กตรอน	ใช้กระแสของอนุภาคอิเล็กตรอนที่มีความเข้มข้น ที่เกิดจากเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนจนเกิดเป็นลำอิเล็กตรอน รักษา มะเร็งที่อยู่ใกล้ผิวหนัง ^[9]

1.3.3 เวชศาสตร์นิวเคลียร์ (nuclear medicine)

เวชศาสตร์นิวเคลียร์ (nuclear medicine) เป็นการนำสารกัมมันตรังสีในทางการแพทย์เพื่อการวินิจฉัยระยะของโรค การรักษา และติดตามการตอบสนองของกระบวนการเกิดโรค ^[10] โดยการให้สารเภสัชรังสีเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยด้วยการรับประทาน ฉีดเข้าทางหลอดเลือด หรือการหายใจสูดดมเข้าไป สารเภสัชรังสีจะไปสะสมตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกายในบริเวณหรืออวัยวะที่แพทย์ต้องการตรวจ หรือรักษา กรณีการตรวจมักจะใช้สารเภสัชรังสีที่ให้รังสีแกมมาพลังงานต่ำและใช้ในปริมาณเพียงเล็กน้อย เพื่อให้มีอันตรายต่อผู้ป่วยน้อยที่สุดเมื่อสารเภสัชรังสีที่เลือกไปสะสมในอวัยวะที่ต้องการตรวจจะปล่อยรังสีแกมมาออกมา แล้วนำผู้ป่วยเข้าตรวจด้วยเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์เพื่อทำการเก็บข้อมูล วิเคราะห์และแปลผล แล้วสร้างภาพของอวัยวะ เช่น เครื่องสเปคซีที (SPECT/CT) หรือเพ็ทซีที (PET/CT) เป็นต้น ในกรณีการรักษา คือ การใช้สารเภสัชรังสีเพื่อให้รังสีไปทำลายเซลล์หรือเนื้อเยื่อที่ไม่ต้องการ โดยแพทย์จะให้สารเภสัชรังสีในปริมาณที่เหมาะสมกับ การรักษาโรคนั้น ๆ เมื่อสารเภสัชรังสีไปสะสมในบริเวณที่แพทย์ต้องการรักษาจะทำการปล่อยรังสีแอลฟาหรือบีตาออกมา ซึ่งเมื่อเซลล์หรือเนื้อเยื่อได้รับรังสีในปริมาณที่มากพอก็จะตายทำให้สามารถรักษาโรคได้ รังสีแต่ละประเภทถูกนำมาใช้ประโยชน์ในด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ดังแสดงในตารางที่ 6

ตารางที่ 6 ประเภทของรังสีที่ถูกนำมาใช้ประโยชน์ในด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์

ประเภทของรังสี	การนำไปใช้ประโยชน์
แอลฟา	ใช้รังสีแอลฟาจาก Xofigo (radium-223 dichloride) รักษา มะเร็งต่อมลูกหมากในระยะแพร่กระจายไปยังกระดูก ^[11]
รังสีบีตา	การใช้รังสีบีตาจาก strontium-90 ใช้ในการรักษาโรคมะเร็งกระดูกและโรคที่เกี่ยวข้องกับตา ^[12] การใช้รังสีบีตาจาก phosphorus-32 ใช้รักษาภาวะที่เม็ดเลือดแดงมากเกินไปและรักษา มะเร็งเม็ดเลือดขาวชนิดเรื้อรัง ^[13]
รังสีแกมมา	การใช้รังสีแกมมาจากสารเภสัชรังสี เช่น xenon-133 technetium-99m และ iodine-123 ในการสร้างภาพระบบการหมุนเวียนของเลือดและการกราดตรวจกระดูกด้วยเครื่องสเปค (SPECT, cardiovascular imaging and bone scanning) ^[14]

1.4

ผลทางชีววิทยาของรังสี

ผลทางชีววิทยาของรังสีสามารถจำแนกออกเป็น 2 ลักษณะ คือ deterministic effect และ stochastic effect

1.4.1 deterministic effect

เป็นผลจากรังสีที่ทำลายเซลล์ของร่างกายในจำนวนมากจนก่อให้เกิด การทำงานผิดปกติของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะที่ได้รับรังสี deterministic effect จัดเป็นผลของการได้รับปริมาณรังสีสูงและเกินค่าขีดจำกัดปริมาณรังสี (threshold dose) ของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะที่ได้รับรังสีมีผลทำให้อวัยวะเกิดการ ทำงานผิดปกติหรือเซลล์บริเวณที่ได้รับรังสีตายได้^[15] เช่น ต้อกระจก และการไหม้ของผิวหนัง ดังนั้นการจะเกิด deterministic effect จะต้องได้รับ รังสีสูงในระยะเวลาสั้น ๆ

1.4.2 stochastic effect

เป็นผลจากการได้รับรังสีในปริมาณน้อยแต่ได้รับเป็นระยะเวลายาวนาน โดยไม่มีค่าขีดจำกัดปริมาณรังสี นั่นคือไม่ว่าจะได้รับรังสีถึงระดับใด หรือได้รับปริมาณเท่าไรก็จะเสี่ยงต่อการเกิด stochastic effect ได้ เนื่องจากรังสีสามารถทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงขึ้นใน DNA นำไปสู่การเป็นมะเร็งและ การผ่าเหล่าพันธุกรรมได้

1.5

มาตรวิทยาทางรังสี

มาตรวิทยา หมายถึง ศาสตร์แห่งการวัด หรือวิชาที่ว่าด้วยเรื่องของการวัดไม่ว่าจะเป็นสาขาใดก็ตาม เป็นการวัดที่รวมเอาทฤษฎีและทุกมิติของการปฏิบัติมาประยุกต์ใช้เพื่อให้สามารถวัดได้อย่างถูกต้องตามต้องการ และสามารถรายงานผลการวัดได้ โดยการรายงานนั้นได้รวมเอาการประเมินความไม่แน่นอนของการวัดไว้ด้วย โดยสามารถแบ่งได้เป็น

1.5.1 มาตรฐานปฐมภูมิ (primary standard)

มาตรฐานที่ได้กำหนดไว้หรือเป็นที่ยอมรับอย่างกว้างขวางว่ามีคุณสมบัติทางมาตรวิทยาสูงสุด และมีค่าเป็นที่ยอมรับโดยปราศจากการอ้างอิงถึงมาตรฐานอื่นที่เป็นปริมาณเดียวกัน (standards that is designated or wide acknowledged as having the highest metrological qualities and whose value is accepted without reference to other standards of the same quantity: VIM6.4)

1.5.2 มาตรฐานทุติยภูมิ (secondary standard)

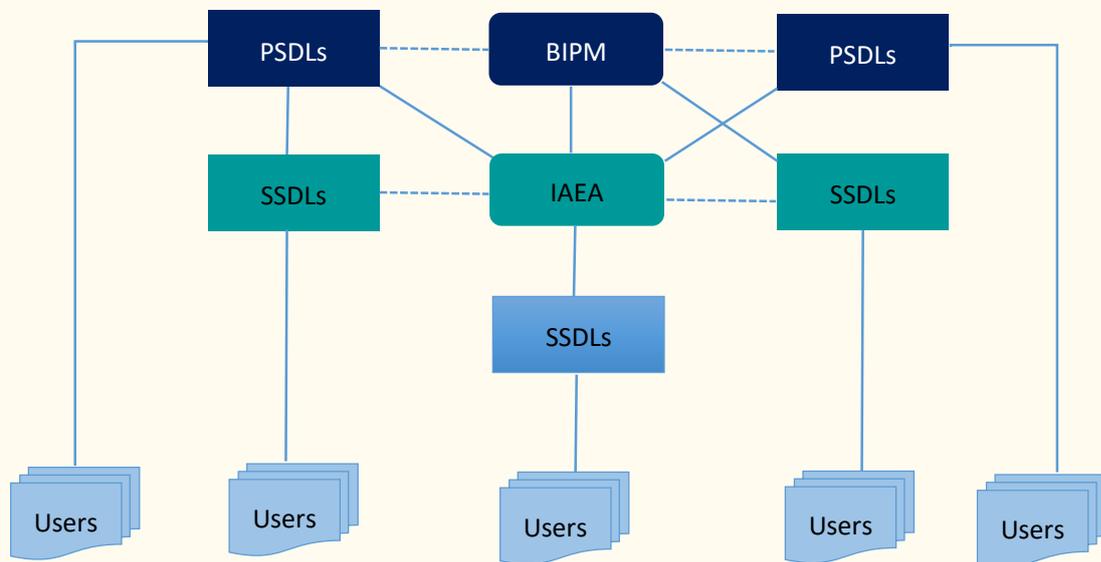
มาตรฐานที่ได้ค่ามาจากการเปรียบเทียบกับมาตรฐานปฐมภูมิของปริมาณเดียวกัน (standard whose value is assigned by comparison with a primary standard of the same quantity: VIM 6.5)

1.5.3 การสอบเทียบ

การดำเนินการเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่เครื่องมือวัดบอก หรือระบบการวัดหรือค่าที่แสดงโดยเครื่องวัด กับค่าจริงที่ยอมรับร่วมกัน (conventional true value) ว่าคลาดเคลื่อนไปมากเท่าใด โดยเริ่มจากการสอบเทียบเครื่องมือกับเครื่องมือมาตรฐานที่คลาดเคลื่อนน้อยกว่า รวมถึงการสอบเทียบเครื่องมือมาตรฐานกับเครื่องมือที่มาตรฐานสูงกว่า จนถึงการสอบเทียบเครื่องมือมาตรฐานสูงสุดกับมาตรฐานแห่งชาติ หรือมาตรฐานระหว่างประเทศ เมื่อเสร็จสิ้นการสอบเทียบจะมีการออกใบรายงานผลการสอบเทียบที่รายงานค่าความแม่นยำหรือค่าแก้พร้อมค่าความไม่แน่นอนของการวัด คือ ค่ามาตรฐานที่สามารถสอบกลับได้สู่มาตรฐานแห่งชาติ หรือมาตรฐานระหว่างชาติ

1.5.4 ระบบมาตรวิทยาทางรังสีสากล (The International Measurement System: IMS)

เป็นโครงสร้างสำหรับการสอบเทียบเครื่องมือวัดปริมาณทางรังสีและสามารถสอบย้อนกลับไปยังหน่วยงานมาตรฐานหลัก (primary standards) ดังแสดงในผังรูปที่ 5



รูปที่ 5 ระบบการวัดระหว่างประเทศ (IMS) สำหรับมาตรวิทยาทางรังสี

จากรูปที่ 5 เครื่องวัดรังสีที่ถูกนำมาใช้ในงานสามารถสอบย้อนกลับไปยังมาตรฐานหลัก (primary standards) ของห้องปฏิบัติการรังสีมาตรฐานปฐมภูมิ (Primary Standard Dosimetry Laboratory; PSDL) ซึ่งสามารถเชื่อมโยงไปยังสำนักงานมาตรชั่งตวงระหว่างประเทศ (International Bureau of Weights and Measures; BIPM) โดยตรง หรือผ่านทางองค์กรพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (International Atomic Energy Agency; IAEA) หรือห้องปฏิบัติการรังสีมาตรฐานทุติยภูมิ (Secondary Standard Dosimetry Laboratory; SSDL)

สำหรับ “เส้นประ” หมายถึง การเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างห้องปฏิบัติการ (inter comparisons) ^[16]

inter comparisons หมายถึง การเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างห้องปฏิบัติการเป็นการประเมินและทดสอบความสามารถในการวัดเพื่อแสดงขีดความสามารถทางเทคนิคของห้องปฏิบัติการ โดยการประเมินความสามารถด้วยการจัดให้มีการวัดมาตรฐานเดียวกัน ณ จุดเดียวกันโดยห้องปฏิบัติตั้งแต่สองห้องปฏิบัติการขึ้นไป ภายใต้สภาวะการกำหนดไว้ล่วงหน้า ^[17]

1.5.5 ห้องปฏิบัติการรังสีมาตรฐาน

ห้องปฏิบัติการรังสีมาตรฐาน เป็นห้องปฏิบัติการมาตรฐานทางรังสีที่มีหน้าที่ให้บริการตรวจวัดปริมาณรังสีและสอบเทียบเครื่องมือวัดรังสี โดยสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ระดับ ตามความสามารถห้องปฏิบัติการ ดังนี้

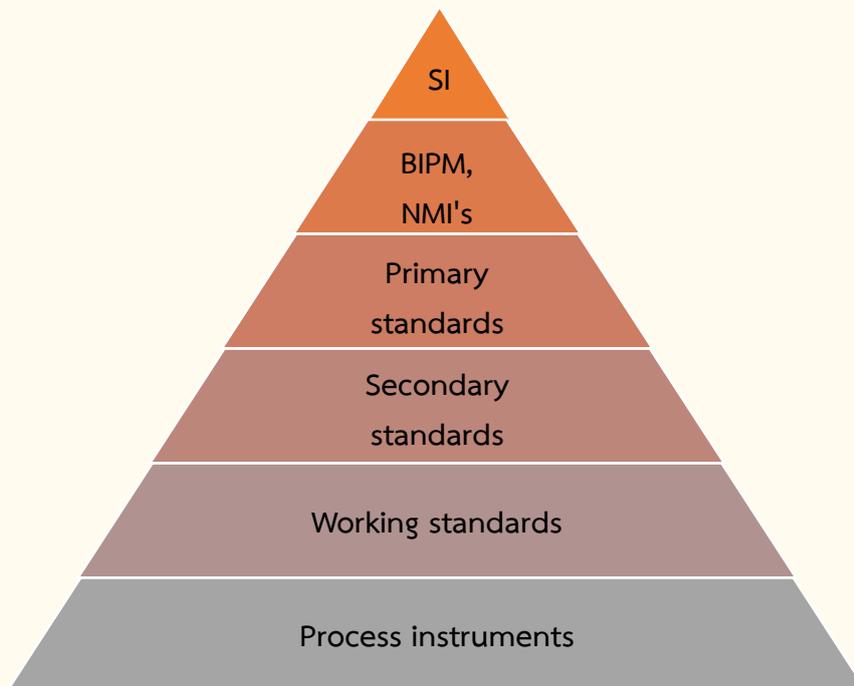
1.5.5.1 ห้องปฏิบัติการรังสีมาตรฐานปฐมภูมิ เป็นห้องปฏิบัติการที่อยู่ในระดับสูงสุดของระบบมาตรฐานทางรังสี

1.5.5.2 ห้องปฏิบัติการรังสีมาตรฐานทุติยภูมิ เป็นห้องปฏิบัติการที่อยู่ในระดับรองลงมา ซึ่งได้รับการถ่ายทอดความสามารถด้านการวัดและการสอบเทียบจากห้องปฏิบัติการวัดรังสีมาตรฐานปฐมภูมิ มีหน้าที่ในการให้บริการตรวจวัดปริมาณรังสีและสอบเทียบเครื่องมือวัดแก่ผู้ใช้งาน

1.5.6 ความสามารถสอบกลับได้ (traceability)

เป็นคุณสมบัติของการวัดที่สามารถเชื่อมโยงผลการวัดกับมาตรฐานแห่งชาติอันเป็นที่ยอมรับโดยการเปรียบเทียบกันอย่างไม่ขาดช่วงเป็นลูกโซ่ และจะต้องรายงานค่าความไม่แน่นอนของการวัดไว้ด้วย (property of the result of a measurement or the value of a standard whereby it can be related to state references, usually national or international standards through an unbroken chain of comparisons all having state uncertainties: VIM 6.10)

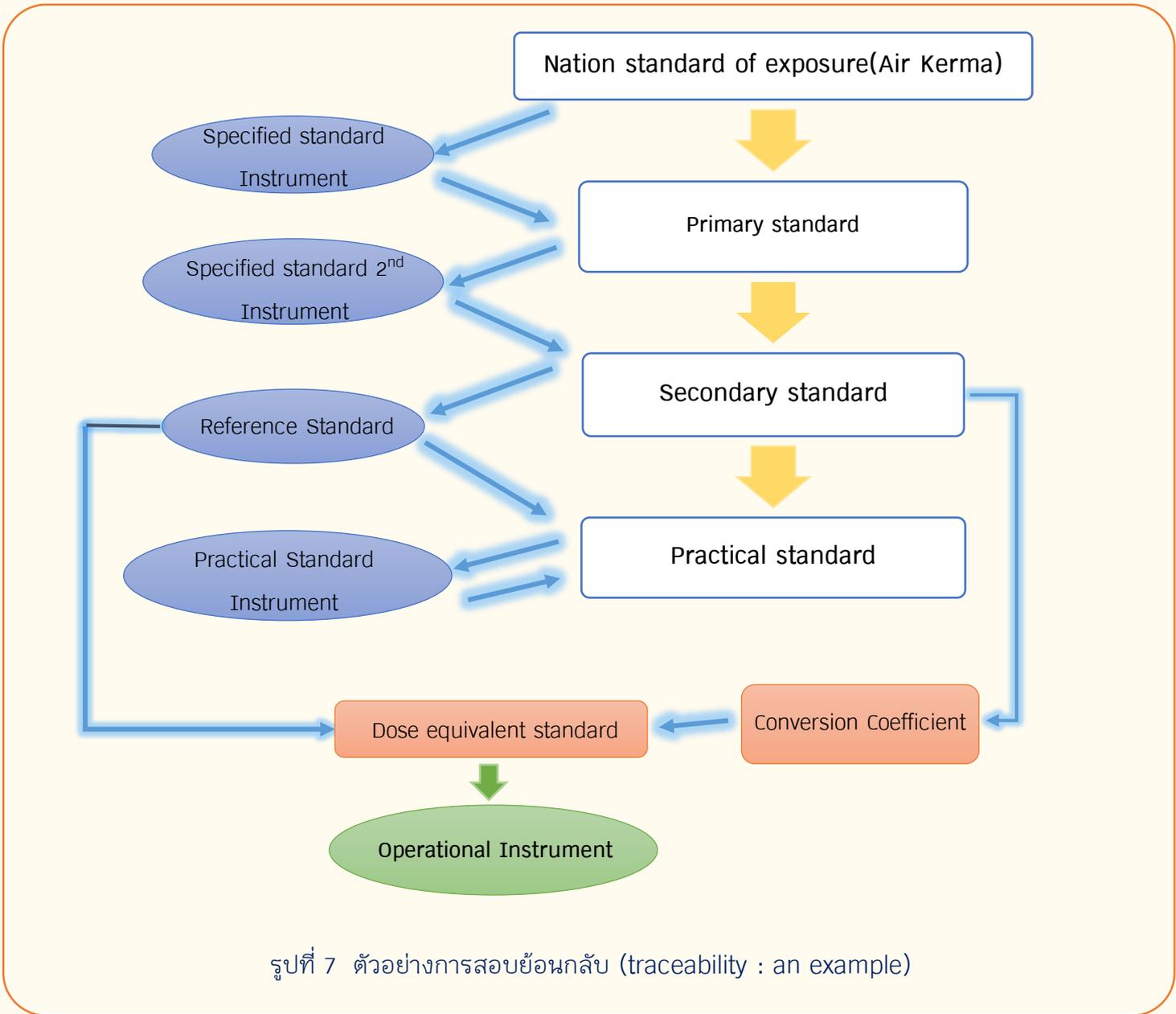
ดังนั้น ความสามารถสอบกลับได้จึงเป็นกระบวนการย้อนกลับของการสอบเทียบในการส่งต่อหน่วยวัดจากมาตรฐานสากล มาตรฐานแห่งชาติ จนถึงเครื่องมือของผู้ใช้งาน ความสามารถสอบกลับได้ของผลการวัดจึงต้องได้รับการถ่ายทอดผ่านห้องปฏิบัติการสอบเทียบหลายระดับจนกว่าจะถึงผู้ใช้งาน



รูปที่ 6 พีระมิดแสดงให้เห็นระบบการสอบกลับได้

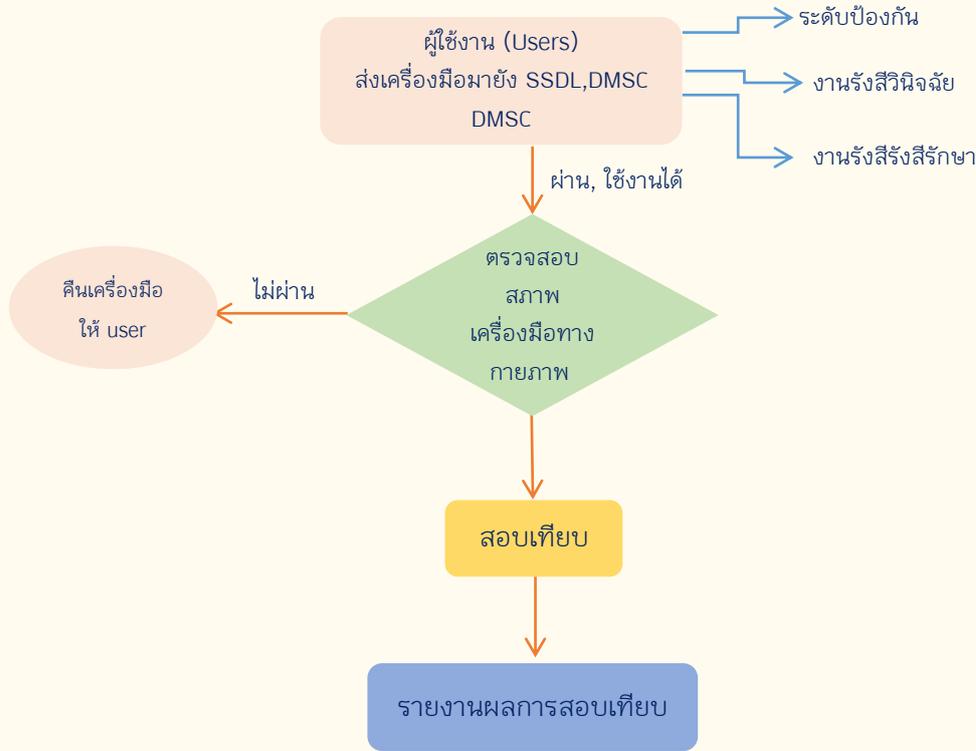
1.5.7 ระบบการสอบกลับได้

ระบบการสอบกลับได้ ไม่ว่าจะทำการวัดและการทดสอบนั้น เราต้องคำนึงถึงความถูกต้องแม่นยำ ให้เป็นไปตามระบบคุณภาพเป็นสำคัญ ไม่ว่าจะเป็น ISO/IEC: 17025, ISO: 9001 เป็นต้น การวัดและการทดสอบใด ๆ นั้นต้องสามารถอ้างอิงไปยังหน่วยวัด SI unit ได้ การอ้างอิงไปยังหน่วยวัด SI unit ได้นั้น เครื่องที่นำมาใช้ในการวัดและการทดสอบผ่านการสอบเทียบและมีค่าความไม่แน่นอนของการวัด สำหรับห้องปฏิบัติการที่ให้บริการสอบเทียบเครื่องมือวัดทางรังสี โดยห้องปฏิบัติการได้รับการรับรองจากสถาบันมาตรฐานแห่งชาติ ให้เป็นห้องปฏิบัติการสอบเทียบเครื่องมือวัดด้านรังสี จากรูปที่ 6 ห้องปฏิบัติการสอบเทียบอยู่ในลำดับ secondary standards และเครื่องมือวัดของห้องปฏิบัติการสอบเทียบได้รับการสอบเทียบมาจาก BIPM, NMI's, primary หรือ secondary ได้ค่าการสอบเทียบและค่าความไม่แน่นอนของการวัด ข้อสำคัญคือห้องปฏิบัติการที่สอบเทียบเครื่องมือวัดนั้น ๆ ต้องได้รับรองตามระบบคุณภาพ จากนั้นห้องปฏิบัติการสอบเทียบได้สอบเทียบเครื่องมือวัดให้กับผู้ขอรับบริการ เครื่องมือวัดของผู้ขอรับบริการจะได้ค่าสอบเทียบและค่าความไม่แน่นอนของการวัด เราจะเห็นว่าการสอบเทียบอย่างเป็นลูกโซ่ต่อเนื่องกัน ทำให้ค่าสอบเทียบที่ผู้ขอรับบริการได้นั้นสามารถสอบย้อนกลับไปยังหน่วย SI unit ได้เช่นกัน



1.5.8 การสอบเทียบเครื่องวัดรังสี

กระบวนการในการสอบเทียบมาตรฐานเครื่องวัดรังสีของห้องปฏิบัติการวัดรังสีมาตรฐานทุติยภูมิ (SSDL) กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ดังแสดงในผังรูปที่ 8



รูปที่ 8 กระบวนการสอบเทียบของห้องปฏิบัติการวัดรังสีมาตรฐานทุติยภูมิ

1.5.9 ความไม่แน่นอนของการวัด (uncertainty)

โดยธรรมชาติการวัดไม่มีการวัดใดที่มีความผิดพลาด และไม่สามารถที่จะกำจัดความผิดพลาดทั้งหมดในการวัดออกไปได้ทำได้แต่ลดความผิดพลาดลงจนเป็นที่ยอมรับได้ ซึ่งการประเมินความไม่แน่นอนมีความสำคัญต่อความเชื่อมั่นในผลการวัด

1.5.9.1 ความคลาดเคลื่อน (error) แบ่งได้ 2 ประเภท

1) ความคลาดเคลื่อนแบบสุ่ม (random error) คือ องค์ประกอบของความคลาดเคลื่อนการวัด โดยที่ในการวัดหลายๆ ครั้งมีการแปรผันในลักษณะที่ไม่สามารถทำนายได้ เกิดจากความคลาดเคลื่อนจากผู้ปฏิบัติงาน เช่น ขาดความชำนาญหรือไม่มีความรู้ การเปลี่ยนแปลงเงื่อนไขการทดลอง สามารถลดผลกระทบโดยทำการวัดซ้ำหลายๆ ครั้ง

2) ความคลาดเคลื่อนเชิงระบบ (systematic error) คือ องค์ประกอบของความคลาดเคลื่อนการวัด โดยที่ในการวัดซ้ำหลายๆ ครั้งยังมีความคงตัวหรือแปรผันในลักษณะทำนายได้ เกิดจากเครื่องมือไม่เป็นไปตามข้อกำหนดทางเทคนิค เลือกใช้เทคนิค/วิธีการวัดไม่ถูกต้องเพียงพอ สามารถลดผลกระทบโดยการเลือกวิธีที่ถูกต้องแม่นยำที่สุด

1.5.9.2 การจำแนกความไม่แน่นอนพื้นฐานของวิธีการประเมิน (GUM: Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement) ^[18]

1) การประเมิน type A (type A standard uncertainty: u_A) คือ การประเมินองค์ประกอบของความไม่แน่นอนการวัดโดยการวิเคราะห์เชิงสถิติ แบบหนึ่งของค่าปริมาณที่วัดได้ต่าง ๆ ซึ่งได้มาภายใต้เงื่อนไขการวัดต่าง ๆ ที่ถูกนิยามไว้

การประเมิน type A ในการวัด จำนวน n ค่า โดยค่า x ที่วัดได้แต่ละค่ามีค่าเป็น x_i วิธีการที่ดีที่สุดในการประเมินค่า x ก็คือ การหาค่าเฉลี่ยของค่าที่วัดได้ทั้งหมด n ค่า โดยการกระจายของค่า x_i ที่วัดได้แต่ละค่ารอบค่าเฉลี่ยของ x ได้จากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation) ซึ่งค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ถ้ายกกำลังสอง เรียกว่า empirical variance ของการวัดแต่ละครั้ง สำหรับการวัดทั้งหมด n ค่า

วิธีการประเมินค่า standard deviation of the mean สามารถใช้ได้กับผลการวัดหลาย ๆ ครั้ง โดยที่จำนวนการวัดในแต่ละครั้งเท่ากัน ถือว่า ค่าเฉลี่ยของการวัดแต่ละครั้งคือ ค่า x_i แต่ในกรณีที่จำนวนวัด แต่ละครั้งไม่เท่ากันจะต้องใช้วิธี statistical weighted ในการหาค่าเฉลี่ยของผลการวัดทั้งหมดในทำนองเดียวกัน

การหาค่าความไม่แน่นอนแบบ A สำหรับ SSDL ทำได้โดยการวิเคราะห์ผลทางสถิติของการวัดซ้ำ (repeated measurement) ก็ได้ โดยไม่จำเป็นต้องประเมินค่าความไม่แน่นอนแบบ A นี้ใหม่ สำหรับเครื่องวัดรังสีทุกเครื่องที่ส่งเข้ามาสอบเทียบที่ SSDL เพราะโดยปกติแล้ว reproducibility สำหรับเครื่องวัดรังสีในแต่ละรุ่นมีค่าค่อนข้างคงที่ ดังนั้น ถ้าเคยหาค่า type A standard uncertainty ของการวัด air kerma ด้วยเครื่องรังสีรุ่นใดรุ่นหนึ่งไว้แล้ว ถ้าต้องการวัดด้วยเครื่องวัดรังสีเครื่องอื่น แต่รุ่นเดียวกัน ในสภาวะแวดล้อมเดียวกัน ก็สามารถใช้ค่า type A standard uncertainty ของการวัด air kerma เดียวกันได้

2) การประเมิน type B (type B standard uncertainty: u_B) คือ การประเมินองค์ประกอบของความไม่แน่นอนการวัดโดยหาจากวิธีการอื่น ๆ ที่นอกเหนือไปจากการประเมินความไม่แน่นอนการวัดแบบ A

นอกจากการประเมินค่าความไม่แน่นอน ที่หาได้จากการวัดซ้ำ ๆ หลาย ๆ ครั้ง และวิเคราะห์โดยอาศัยหลักการทางสถิติที่กล่าวมาแล้ว ยังมีค่าความไม่แน่นอนที่ไม่สามารถประเมินด้วยวิธีการดังกล่าวได้อีกมาก เรียกว่า type B standard uncertainties ซึ่งจะรวมทั้งผลกระทบต่อการวัดที่ไม่รู้ ที่สงสัย หรือที่รู้ว่ามีผลกระทบเล็กน้อย เช่น อุณหภูมิ ความดัน เป็นต้น หรือแม้แต่ค่าแก้ หรือ ค่าคงที่ ล้วนแต่เป็นแหล่งที่มาของความไม่แน่นอนแบบ B

สำหรับวิธีของคณะกรรมการชั่งตวงวัดระหว่างประเทศ (International Committee for Weights and Measures; CIPM) ในการบอกลักษณะของ uncertainty จะต้องประเมินค่า type uncertainty ให้มีลักษณะสอดคล้องกับค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน เรียกว่า ค่าความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B ผู้ทดลองบางคนบอกว่าสามารถประเมินค่าความไม่แน่นอนดังกล่าวได้โดยตรง แต่บางคนจะนิยมใช้วิธีกำหนด limit ในรูปแบบต่างๆ เพื่อใช้เป็น intermediate step ในการประเมินค่าความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B แทน เพื่อช่วยให้ง่าย ส่วนใหญ่มักจะตั้งสมมติฐานว่า probability distribution ของการประเมินค่าความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B มีการกระจายที่มีลักษณะใกล้เคียงหรือเหมือนกับ gaussian ด้วยการตั้งสมมติฐานดังกล่าว จึงสามารถหาค่าความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B ได้ โดยเริ่มด้วยการกำหนดค่า limits $\pm L$ แล้วหารด้วยจำนวนตัวเลขที่เหมาะสมตัวหนึ่ง เช่น ในกรณีที่ผู้ทดลองบางคนที่ค่อนข้างเชื่อมั่นในค่า limits L ที่กำหนด อาจบอกว่าผลการทดลองของตนมีระดับความเชื่อมั่นที่ 95% ในขณะที่ผู้ทดลองคนอื่นที่มีความเชื่อมั่นมากบอกว่าผลการทดลองของตนมีระดับความเชื่อมั่นที่ 99% ซึ่งค่าความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B หาได้จากสมการ

$$u_A = \frac{L}{k}$$

โดยค่า $k = 2$ ถ้าผู้ทดลองค่อนข้างเชื่อมั่นในผลการวัดของตน และ $k = 3$ ถ้าผู้ทดลองเชื่อมั่นมากในผลการวัดของตนว่าอยู่ในช่วง $\pm L$ ความสัมพันธ์นี้จะสอดคล้องกับลักษณะการกระจายแบบ Gaussian distribution และเป็นที่ยอมรับทั่วไปว่าค่า k ที่เป็นตัวหาร ไม่ใช่ค่าอื่นนอกเหนือจาก 2 หรือ 3 เนื่องจากเป็นธรรมชาติของการประเมินค่าที่ได้จากประเมินเท่านั้น บางครั้งเพื่อความสะดวก อาจตั้งสมมติฐานว่าความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B จะอธิบายได้ชัดเจนโดยใช้ probability density รูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า กล่าวคือ มี probability เท่ากันหมด ภายใน maximum limit $\pm M$ แสดงให้เห็นว่าจากสมมติฐานนี้ ค่าความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B หาได้จากสมการ

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}}$$

ในทำนองเดียวกัน ถ้าสมมติฐานว่าการกระจายเป็นรูป สามเหลี่ยม โดยค่า limit เท่าเดิม ก็สามารถหาค่า u_B ได้จากสมการ

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}}$$

เป็นที่รู้กันทั่วไปว่า การประเมินค่าความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B ยังไม่มีกฎเกณฑ์ที่ตายตัวผู้ทดลองต้องใช้ดุลยพินิจในการพิจารณา โดยอาศัยความรู้และประสบการณ์ของตนเอง ว่าควรจะใช้วิธีการใดในการประเมินค่าความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B จึงจะทำให้ได้ค่าที่สอดคล้องกับค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน และเป็นเรื่องยากมากที่จะประเมินความไม่แน่นอนมาตรฐานแบบ B ให้มีความหมายโดยมีเลขนัยสำคัญเกิน 1 ตำแหน่งและต้องไม่เกิน 2 ตำแหน่ง

เอกสารอ้างอิง

1. พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559 ราชกิจจานุเบกษา เล่ม 133 ตอนที่ 67 ก (วันที่ 5 สิงหาคม 2559).
2. Mohd. Yusof b. Mohd. Ali and Noriah bt. Jamal. Radiation and health. FNEHR Conference 1994 [online]. 2023; [cited 2023 February 14]; Available from: URL: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/28/073/28073528.pdf.
3. สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน โดยพระราชประสงค์ในพระบาทสมเด็จพระเจ้าอยู่หัว. เล่มที่ 38. เรื่องที่ 7 รังสี. [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 14 กุมภาพันธ์ 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: <http://saranukromthai.or.th/sub/book/book.php?book=38&chap=7&page=chap7.htm>.
4. กฎกระทรวง กำหนดมาตรฐานในการบริหารและการจัดการด้านความปลอดภัยอาชีวอนามัย และสภาพแวดล้อมในการทำงานเกี่ยวกับรังสีชนิดก่อกัมมันตภาพรังสี พ.ศ. 2547 [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 14 กุมภาพันธ์ 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: <http://cste.sut.ac.th/csteshe/wp-content/lews/Law01.pdf>.
5. International Commission on Radiological Protection (ICRP). 1990 Recommendations of the ICRP, ICRP Publication 60, approved by the commission on. [online]. 2023; [cited 2023 February 14]; Available from: URL: https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_21_1-3.
6. International Commission on Radiological Protection (ICRP). The 2007 Recommendations of the ICRP, ICRP Publication 103 approved by the commission on. [online]. 2023; [cited 2023 February 14]; Available from: URL: https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_37_2-4.
7. International Atomic Energy Agency. Calibration of radiation protection monitoring instruments, Safety report series No.16 [online]. 2023; [cited 2023 February 14]; Available from: URL: https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/p074_scr.pdf.
8. โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์. การบริการตรวจทางรังสีวิทยา. [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 23 กุมภาพันธ์ 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: <https://chulalongkornhospital.go.th/kcmh/our-services/lab-test/radiology/>.
9. สาขารังสีวิทยาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์. รังสีมีอันตรายจริงหรือไม่. [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 23 กุมภาพันธ์ 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: <https://www.chulacancer.net/patient-list-page.php?id=342>.
10. International Atomic Energy Agency. Radiation protection in nuclear medicine. [Online]. 2023; [cited 2023 February 14]; Available from: URL: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/nuclear-medicine>.

เอกสารอ้างอิง

11. European Medicines Agency. Xofigo, INN- radium-223 dichloride. [Online]. 2023; [cited 2023 February 23]; Available from: URL: https://www.ema.europa.eu/en/documents/scientific-conclusion/xofigo-h-20-1459-c-002653-0028-epar-annex-i-ii-iii-article-20_en.pdf.
12. ศูนย์ความเป็นเลิศด้านการจัดการสารและของเสียอันตราย. ฐานข้อมูลโรคที่เกี่ยวข้องกับการทำงานและสารเคมี. [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 23 กุมภาพันธ์ 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: <http://www.chemtrack.org/hazmap-info.asp?Key=2&ID=1359>.
13. สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน โดยพระราชประสงค์ในพระบาทสมเด็จพระบรมชนกาธิเบศร มหาภูมิพลอดุลยเดชมหาราช บรมนาถบพิตร. การใช้ประโยชน์พลังงานนิวเคลียร์ในทางการแพทย์. [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 23 กุมภาพันธ์ 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: <https://www.saranukromthai.or.th/sub/book/book.php?book=27&chap=8&page=t27-8-infodetail05.html>.
14. สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ. เวชศาสตร์นิวเคลียร์เป็นอย่างไร. [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 23 กุมภาพันธ์ 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: <http://nkc.tint.or.th/nkc55/content55/nstkc55-083.html>.
15. Agency for Toxic Substances and Disease Registry. Toxicological profile for ionizing radiation. Principles of Ionizing radiation. [Online]. 2023; [cited 2023 February 23]; [Page 52]. Available from: URL: <https://www.atsdr.cdc.gov/ToxProfiles/tp149-C2.pdf>.
16. International Atomic Energy Agency. IAEA TRS-398. Framework. [Online]. 2020; [cited 2020 April 20]; Available from: URL: http://www-naweb.iaea.org/nahu/dmrp/documents/cop_v12_2006-06-05.pdf.
17. สถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ. การเปรียบเทียบผลการวัดระหว่างห้องปฏิบัติการ Metrology Info Vol.12, No.58 หน้า 16-17 [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 23 กุมภาพันธ์ 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: http://www.tpa.or.th/tpanews/upload/mag_content/54/ContentFile956.pdf.
18. สถาบันมาตรวิทยาแห่งชาติ. ความไม่แน่นอนในการวัดเบื้องต้น. [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 12 กุมภาพันธ์ 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: <https://sc5.kku.ac.th/sciIT/doc/2018-Dec-18-111237.pdf>.
19. การประเมินค่าความไม่แน่นอนของการทดสอบเพื่อประโยชน์ของการประเมินสมรรถนะห้องปฏิบัติการ. [ออนไลน์]. 2566; [สืบค้น 1 มีนาคม 2566]; เข้าถึงได้ที่: URL: <https://www.dss.go.th/images/bpt/Valuation-Testing-Pochaman.pdf>



บทที่ 2

การป้องกันอันตรายจากรังสี

รังสีมีประโยชน์มากมายหลากหลายด้านโดยเฉพาะด้านการแพทย์และอุตสาหกรรม แต่โทษที่อาจเกิดจากรังสีนั้นก็ยังมีมากและหลายระดับขึ้นอยู่กับชนิด ปริมาณ และระยะเวลาที่ได้รับรังสี เพื่อให้มนุษย์สามารถนำแหล่งกำเนิดรังสีมาใช้งานให้เกิดประโยชน์ได้อย่างปลอดภัยนั้น ผู้ปฏิบัติงานหรือผู้ที่เกี่ยวข้องกับการใช้แหล่งกำเนิดรังสีจึงต้องมีความรู้เบื้องต้นในการป้องกันอันตรายจากรังสี โดยคณะกรรมการมาตรฐานระหว่างประเทศว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสี (International Commission on Radiological Protection หรือ ICRP) ได้แบ่งประเภทของผู้มีโอกาสได้รับรังสีไว้ 3 ประเภท

2.1

ประเภทของผู้มีโอกาสได้รับรังสี

2.1.1 การได้รับรังสีจากการปฏิบัติงาน (occupational exposure)

หมายถึงปริมาณรังสีที่ผู้ปฏิบัติงานได้รับจากการปฏิบัติงานที่เกี่ยวข้องกับรังสี เช่น บุคลากรทางการแพทย์ที่ปฏิบัติงานด้านรังสีรักษา รังสีวินิจฉัยและเวชศาสตร์นิวเคลียร์ เจ้าหน้าที่ที่ปฏิบัติงานกับเครื่องเอกซเรย์สำหรับงานตรวจสอบคุณภาพผลิตภัณฑ์หรือตรวจสอบตู้สินค้าในอุตสาหกรรม เป็นต้น ผู้ปฏิบัติงานจะต้องได้รับการติดตามการได้รับรังสีอย่างใกล้ชิดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีบุคคล (personal dosimeter) โดยต้องมีการรายงานผลการได้รับปริมาณรังสีขณะปฏิบัติงานและปริมาณรังสีที่ได้รับต้องไม่เกินตามเกณฑ์ที่กฎหมายกำหนด รวมถึงเจ้าหน้าที่ต้องได้รับการฝึกอบรมด้านการป้องกันอันตรายจากรังสีด้วย

2.1.2 การได้รับรังสีทางการแพทย์ (medical exposure)^[2]

หมายถึงการได้รับรังสีจากการให้บริการทางการแพทย์เป็นการได้รับรังสีที่ไม่สามารถกำหนดเกณฑ์ปริมาณรังสีได้ โดยจำแนกผู้ที่ได้รับรังสีทางการแพทย์ออกเป็น 3 ประเภท ดังนี้

2.1.2.1 ผู้ป่วย เป็นบุคคลที่แพทย์พิจารณาแล้วว่ามีความจำเป็นต้องได้รับรังสีเพื่อการวินิจฉัยหรือการรักษาทางการแพทย์ เช่น การตรวจวินิจฉัยด้วยรังสี หรือการฉายรังสีรักษาผู้ป่วยมะเร็ง เป็นต้น

2.1.2.2 บุคคลทั่วไปที่เป็นอาสาสมัครช่วยประคองหรือยึดจับผู้ป่วย บุคคลที่ได้รับอนุญาตจากแพทย์ให้เข้าช่วยเหลือผู้ป่วยระหว่างการฉายรังสี เพื่อให้การตรวจหรือรักษาเกิดประโยชน์สูงสุด โดยมักเป็นกรณีที่ผู้ป่วยเป็นเด็กหรือบุคคลที่ไม่สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวได้

2.1.2.3 อาสาสมัครในการวิจัยทางการแพทย์ บุคคลที่ให้ความยินยอมในการได้รับรังสีเพื่อประโยชน์ในการทดลองหรือการดำเนินงานวิจัยทางการแพทย์ โดยการดำเนินการวิจัยต้องผ่านกระบวนการพิจารณาตามหลักจริยธรรม และข้อกำหนดที่เกี่ยวข้องอย่างเคร่งครัด

2.1.3 การได้รับรังสีของประชาชนทั่วไป (public exposure)

หมายถึงปริมาณรังสีที่บุคคลทั่วไปได้รับจากแหล่งกำเนิดรังสีต่าง ๆ ที่มีอยู่ในสิ่งแวดล้อม ไม่ว่าจะเป็นแหล่งกำเนิดตามธรรมชาติหรือแหล่งกำเนิดที่มนุษย์สร้างขึ้น ทั้งนี้ ไม่รวม การได้รับรังสีจากการปฏิบัติงานที่เกี่ยวข้องกับรังสี (occupational exposure) และการได้รับรังสีเพื่อการวินิจฉัยหรือรักษาทางการแพทย์ (medical exposure)



ญาติผู้ป่วย
หรือบุคคลทั่วไป



เจ้าหน้าที่

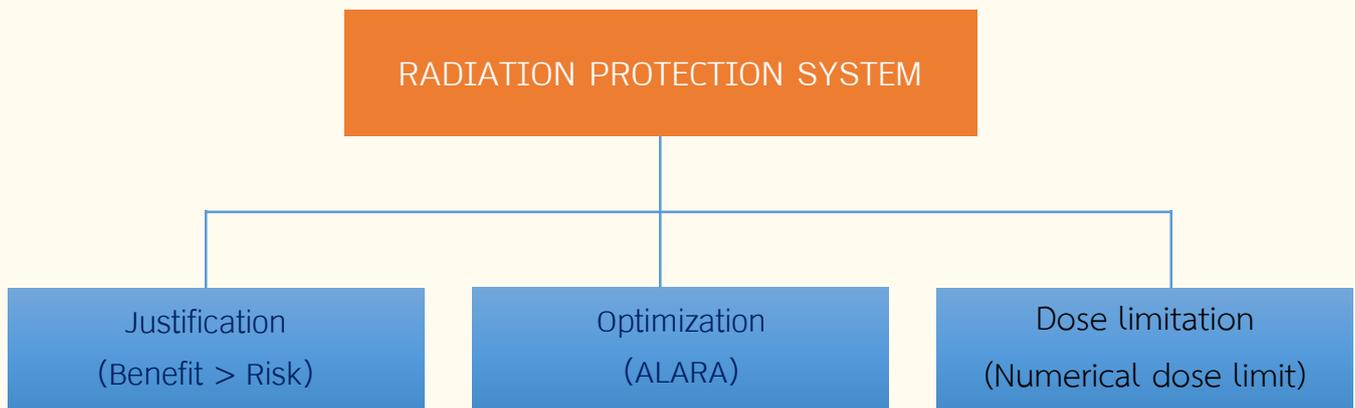
ผู้ป่วย

รูปที่ 1 ตัวอย่างการได้รับรังสีในงานรังสีวินิจฉัย

2.2

หลักการป้องกันอันตรายจากรังสี

คณะกรรมการระหว่างประเทศว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสีได้กำหนดหลักปฏิบัติ 3 ประการ สำหรับการป้องกันอันตรายจากรังสีตามที่ปรากฏใน ICRP 103 คือ การพิจารณาความคุ้มค่า (justification) การพิจารณาทางเลือกที่เหมาะสม (optimization) และการกำหนดปริมาณรังสี (dose limitation) ซึ่งหลักการเหล่านี้สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการควบคุมกิจกรรมต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกักรังสี เพื่อให้ผู้ปฏิบัติงานทางรังสีสามารถปฏิบัติงานได้อย่างปลอดภัยและได้รับปริมาณรังสีไม่เกินตามเกณฑ์ที่กฎหมายกำหนด ^[1]



รูปที่ 2 หลักการป้องกันอันตรายจากรังสี

2.2.1 การพิจารณาความคุ้มค่า (justification)

การนำรังสีมาใช้งานในใด ๆ ไม่ว่าจะเพื่อการแพทย์ การวิจัย หรือการปฏิบัติงาน ต้องผ่านกระบวนการประเมินความคุ้มค่า (justification) ตามหลักการของ IAEA ซึ่งกำหนดว่า การใช้รังสีจะต้องให้ประโยชน์สุทธิตามมากกว่าความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นต่อบุคคลหรือสังคม [2]

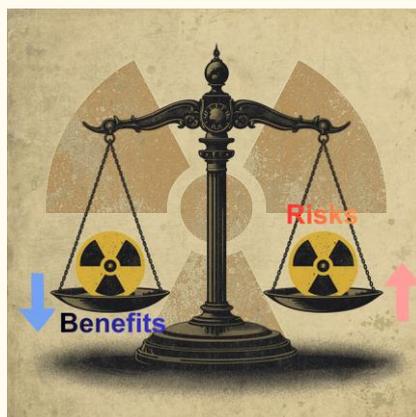
การตัดสินใจใช้รังสีต้องพิจารณาองค์ประกอบดังต่อไปนี้

- ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ เช่น การวินิจฉัยโรคได้แม่นยำ หรือการรักษาที่มีประสิทธิภาพ
- ความเสี่ยงจากรังสี เช่น ความเสี่ยงต่อเนื้อเยื่อหรือโอกาสเกิดผลกระทบระยะยาว
- ความเหมาะสมของการใช้เทคโนโลยีอื่นที่ไม่ใช้รังสี

ตัวอย่าง: การถ่ายภาพรังสีด้วยการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT Scan) สำหรับการบาดเจ็บศีรษะ เป็นการตรวจวินิจฉัยที่มีปริมาณรังสีสูง ต้องผ่านการพิจารณาความจำเป็นอย่างรอบด้าน และต้องมี “ประโยชน์ต่อผู้ป่วยมากกว่าโทษ” แพทย์พิจารณาการตรวจ CT Brain ถือว่ามีความเหมาะสม (justified) ในกรณีที่ผู้ป่วยมีลักษณะดังต่อไปนี้

- หมดสติหลังการบาดเจ็บ หรือมีช่วงความจำขาดหาย (loss of consciousness or amnesia)
- อาเจียนซ้ำ หรือมีอาการทางระบบประสาทผิดปกติ เช่น แขนขาอ่อนแรง ชัก สับสน
- สงสัยการแตกของกระดูกโหลกศีรษะ หรือมีบาดแผลที่ศีรษะร่วมกับอาการรุนแรง
- มีข้อบ่งชี้ว่าการตรวจจะช่วยในการวินิจฉัยหรือกำหนดแนวทางการรักษาอย่างเร่งด่วน

ในทางตรงกันข้าม การตรวจ CT Brain ไม่ควรดำเนินการหากไม่มีข้อบ่งชี้ที่ชัดเจน เช่น การตรวจคัดกรองโดยไม่มีอาการ (screening without clinical indication) หรือการตรวจซ้ำโดยไม่จำเป็น เนื่องจาก CT ให้ปริมาณรังสีสูงกว่าเอกซเรย์ธรรมดา จึงต้องมีการพิจารณาอย่างรอบคอบเพื่อป้องกันการได้รับรังสีโดยไม่จำเป็น



รูปที่ 3 การพิจารณาความคุ้มค่า ให้ผู้ป่วยได้ประโยชน์มากกว่าโทษ

2.2.2 การพิจารณาทางเลือกที่เหมาะสม (optimization)

เป็นการวิเคราะห์เพื่อหาวิธีที่ดีที่สุดในการปฏิบัติงานกับรังสีเพื่อให้ผู้ปฏิบัติงานได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุดเท่าที่สมควรจะได้รับ ต้องควบคุมให้มีการได้รับรังสีในระดับต่ำเท่าที่สามารถยอมรับได้ แต่ทั้งนี้ต้องคำนึงถึงปัจจัยทางเศรษฐกิจ สังคม การเมือง และข้อกฎหมายต่าง ๆ ด้วย โดยยึดหลักการ ALARA (As Low As reasonably Achievable) เป็นหลักการป้องกันอันตรายจากรังสีเพื่อให้ได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด โดยมีวิธีปฏิบัติ 3 ประการ คือ

2.2.2.1 เวลา (time) คือ ลดระยะเวลาในการทำงานที่เกี่ยวข้องกับรังสีหรืออยู่ในบริเวณที่มีรังสีให้น้อยที่สุด ผู้ปฏิบัติงานสามารถควบคุมการได้รับปริมาณรังสีด้วยการควบคุมระยะเวลาในการทำงานในบริเวณที่มีรังสี การได้รับรังสีมีความสัมพันธ์โดยตรงกับระยะเวลาที่อยู่ใกล้แหล่งรังสี ดังนั้นการจำกัดเวลาให้สั้นที่สุดเท่าที่จำเป็น จะช่วยลดปริมาณรังสีได้อย่างมีประสิทธิภาพ ดังแสดงในสมการข้างล่างนี้

$$\text{ปริมาณรังสี (Dose)} = \text{อัตราปริมาณรังสี (Dose rate)} \times \text{เวลาที่ทำงาน (Time)}$$

ตัวอย่างการคำนวณ 1 ผู้ปฏิบัติงานทำงานอยู่ในบริเวณที่มีอัตราปริมาณรังสี 2 ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง ถ้าผู้ปฏิบัติงานทำงานเป็นเวลา 5 ชั่วโมง จะได้รับปริมาณรังสีเท่าใด

วิธีทำ จากสมการ $\text{Dose} = \text{Dose rate} \times \text{Time}$

แทนค่า $\text{Dose} = 2 \frac{\mu\text{Sv}}{\text{hr}} \times 5 \text{ hr}$

$$\text{Dose} = 10 \mu\text{Sv}$$

แสดงว่าผู้ปฏิบัติงานจะได้รับปริมาณรังสีเท่ากับ 10 ไมโครซีเวิร์ต

ตัวอย่างการคำนวณ 2 จากค่ากำหนดปริมาณรังสีของเจ้าหน้าที่ปฏิบัติงานด้านรังสี (Dose limit) ไม่เกิน 20 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี ถ้าหากเจ้าหน้าที่ทำงาน 8 ชั่วโมงต่อวัน 5 วันต่อสัปดาห์ และ 50 สัปดาห์ต่อปี เจ้าหน้าที่สามารถทำงานได้ต่อสัปดาห์ ต่อวัน และต่อชั่วโมง ได้สูงสุดเท่าใด เพื่อให้ปริมาณรังสีที่ได้รับไม่เกินเกณฑ์ที่ยอมรับได้

วิธีทำ dose Limit ของเจ้าหน้าที่ทางรังสีไม่เกิน 20 mSv/year (มิลลิซีเวิร์ตต่อปี) จะได้ว่า

$$\begin{aligned} \text{ปริมาณรังสีต่อสัปดาห์} \quad \frac{20 \text{ mSv}}{\text{year}} \times \frac{1 \text{ year}}{50 \text{ week}} &= 0.4 \text{ mSv/week (มิลลิซีเวิร์ตต่อสัปดาห์)} \\ &= 40 \mu\text{Sv/week (ไมโครซีเวิร์ตต่อสัปดาห์)} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{ปริมาณรังสีต่อวัน} \quad \frac{20 \text{ mSv}}{\text{year}} \times \frac{1 \text{ year}}{50 \text{ week} \times 5 \text{ day}} &= 0.08 \text{ mSv/day (มิลลิซีเวิร์ตต่อวัน)} \\ &= 80 \mu\text{Sv/day (ไมโครซีเวิร์ตต่อวัน)} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{ปริมาณรังสีต่อชั่วโมง} \quad \frac{20 \text{ mSv}}{\text{year}} \times \frac{1 \text{ year}}{50 \times 5 \times 8 \text{ hr}} &= 0.01 \text{ mSv/hr (มิลลิซีเวิร์ตต่อชั่วโมง)} \\ &= 10 \mu\text{Sv/hr (ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง)} \end{aligned}$$

2.2.2.2 ระยะทาง (distance) คือ การอยู่ให้ห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีให้มากที่สุดเท่าที่จะทำได้ เป็นอีกวิธีหนึ่งที่สามารถลดการได้รับปริมาณรังสีของผู้ปฏิบัติงานได้ ยิ่งผู้ปฏิบัติงานสามารถอยู่ห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีได้มากเท่าไร ผู้ปฏิบัติงานจะได้รับปริมาณรังสีน้อยลงเท่านั้น เนื่องจากปริมาณรังสีมีความสัมพันธ์เป็นสัดส่วนกลับกับระยะทางกำลังสองหรือเรียกว่ากฎกำลังสองผกผัน (inverse square law) ดังแสดงในสมการข้างล่างนี้

$$I \propto \frac{1}{d^2}$$

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

เมื่อ I_1 คือ อัตราปริมาณรังสีที่ระยะทาง d_1 จากต้นกำเนิดรังสี

I_2 คือ อัตราปริมาณรังสีที่ระยะทาง d_2 จากต้นกำเนิดรังสี

ตัวอย่างการคำนวณ 3 ผู้ปฏิบัติงานทำงานอยู่ในบริเวณที่มีอัตราปริมาณรังสี 32 ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง ที่ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสี 1 เมตร ถ้าเพิ่มระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีเป็น 4 เมตร ผู้ปฏิบัติงานจะได้รับปริมาณรังสีเท่าใด

วิธีทำ จากโจทย์กำหนดให้ $I_1 = 32$ ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง, $d_1 = 1$ เมตร และ $d_2 = 4$ เมตร

คำนวณหาค่า I_2 แทนค่าในสมการกฎกำลังสองผกผันจะได้ว่า

$$\frac{32 \mu \text{ Sv/hr}}{I_2} = \frac{(4 \text{ m})^2}{(1 \text{ m})^2}$$

$$I_2 = 2 \mu \text{ Sv/hr} \text{ (ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง)}$$

ดังนั้น ผู้ปฏิบัติงานจะได้รับรังสี 2 ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง

2.2.2.3 เครื่องกำบังรังสี (shielding) คือ อุปกรณ์หรือวัสดุที่ใช้วางกั้นระหว่างผู้ปฏิบัติงานกับแหล่งกำเนิดรังสี เพื่อช่วยลดปริมาณรังสีที่ผู้ปฏิบัติงานได้รับ ในกรณีที่การลดเวลาในการอยู่ในบริเวณที่มีรังสีหรือการเพิ่มระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีไม่สามารถทำได้เพียงพอประสิทธิภาพของวัสดุกำบังขึ้นอยู่กับ ชนิดและพลังงานของรังสี เลหอะตอมและความหนาแน่นของวัสดุ รวมถึงความหนาของวัสดุกำบังรังสี วัสดุที่มีเลขอะตอมสูงและความหนาแน่นมากจะลดทอนรังสีได้ดีกว่า ซึ่งเป็นหลักสำคัญในการเลือกใช้วัสดุกำบังรังสีให้เหมาะสมกับสภาพการปฏิบัติงาน

ตารางที่ 1 แสดงการเลือกใช้วัสดุกำบังรังสีที่เหมาะสมกับชนิดของรังสีที่มาจากภายนอกร่างกาย [4]

ชนิดของรังสี	คุณสมบัติของรังสี	วัสดุกำบังรังสีที่เหมาะสม
รังสีแอลฟา	<ul style="list-style-type: none"> - มวลมาก - อำนาจทะลุทะลวงต่ำ 	ไม่จำเป็น เนื่องจากสามารถผ่านอากาศได้เพียง 2-3 เซนติเมตรเท่านั้น
รังสีบีตาหรืออิเล็กตรอน	<ul style="list-style-type: none"> - มวลน้อย - อำนาจทะลุทะลวงปานกลาง 	วัสดุที่มีเลขอะตอมต่ำ เช่น พลาสติก อะลูมิเนียม เป็นต้น
รังสีแกมมาและรังสีเอกซ์	<ul style="list-style-type: none"> - เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า - ไม่มีมวล - ไม่มีประจุ - อำนาจทะลุทะลวงสูง 	วัสดุที่มีเลขอะตอมสูง เช่น ตะกั่ว คอนกรีต เหล็ก เป็นต้น
รังสีนิวตรอน	<ul style="list-style-type: none"> - มวลมาก - ไม่มีประจุ - อำนาจทะลุทะลวงสูง 	ลดพลังงานของนิวตรอนเร็ว (fast neutron) ด้วยวัสดุที่ประกอบด้วย ไฮโดรเจน (^1H) เช่น น้ำ พาราฟิน เป็นต้น แล้วใช้วัสดุดูดกลืนเทอร์มอลนิวตรอน (thermal neutron) ได้ดี เช่น โบรอน (^{10}B) ลิเทียม (^6Li) เป็นต้น

ตัวอย่างการคำนวณ 4 เจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงานอยู่ในบริเวณที่มีอัตราปริมาณรังสี 2 ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง ถ้าผู้ปฏิบัติงานใช้เครื่องกำบังรังสีที่สามารถลดทอนปริมาณรังสีชนิดนี้ได้ 90 % ผู้ปฏิบัติงานจะได้รับอัตราปริมาณรังสีเท่าใด

$$\begin{aligned}
 \text{วิธีทำ} \quad \text{อัตราปริมาณรังสี} &= 2 \mu\text{Sv/hr} \times \frac{90}{100} \\
 &= 1.8 \mu\text{Sv/hr} \text{ (ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง)}
 \end{aligned}$$

ดังนั้น เครื่องกำบังรังสีสามารถลดทอนปริมาณลงได้ 1.8 ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง ผู้ปฏิบัติงานจะได้รับอัตราปริมาณรังสีเพียง 0.2 ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง

1) การคำนวณหาความหนาของวัสดุป้องกันรังสีสำหรับรังสีแกมมาและรังสีเอกซ์
 ปริมาณรังสีเอกซ์และรังสีแกมมาจะถูกลดทอนเมื่อผ่านวัสดุป้องกันรังสีที่มีความหนาแน่นสูง
 โดยปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านจะแปรผกผันกับความหนาของวัสดุป้องกันรังสีและสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

- เมื่อ I คือ อัตราปริมาณรังสีหลังติดตั้งเครื่องกำบังรังสี มีหน่วยเป็น $\mu\text{Sv/hr}$
 I_0 คือ อัตราปริมาณรังสีก่อนติดตั้งเครื่องกำบังรังสี มีหน่วยเป็น $\mu\text{Sv/hr}$
 μ คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของวัสดุกำบังรังสี มีหน่วยเป็น m^{-1}
 x คือ ความหนาของวัสดุกำบังรังสี มีหน่วยเป็น m

ตัวอย่างการคำนวณ 5 ผู้ปฏิบัติงานนำเครื่องสำรวจรังสีมาวัดตำแหน่งที่ปฏิบัติงานได้ 40 ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมงจากต้นกำเนิดรังสี Cs-137 ผู้ปฏิบัติงานต้องใช้เครื่องกำบังรังสีที่ทำด้วยตะกั่วความหนาเท่าใดถ้าต้องการลดอัตราปริมาณรังสีลงเหลือ 10 ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง เมื่อค่า μ ของตะกั่วสำหรับรังสีแกมมาจากแหล่งกำเนิด Cs-137 มีค่าเท่ากับ 1.26 ต่อเซนติเมตร

วิธีทำ จากโจทย์กำหนดให้ $I = 10 \mu\text{Sv/hr}$, $I_0 = 40 \mu\text{Sv/hr}$ และค่า $\mu = 1.26 \text{ cm}^{-1}$

จากสมการ

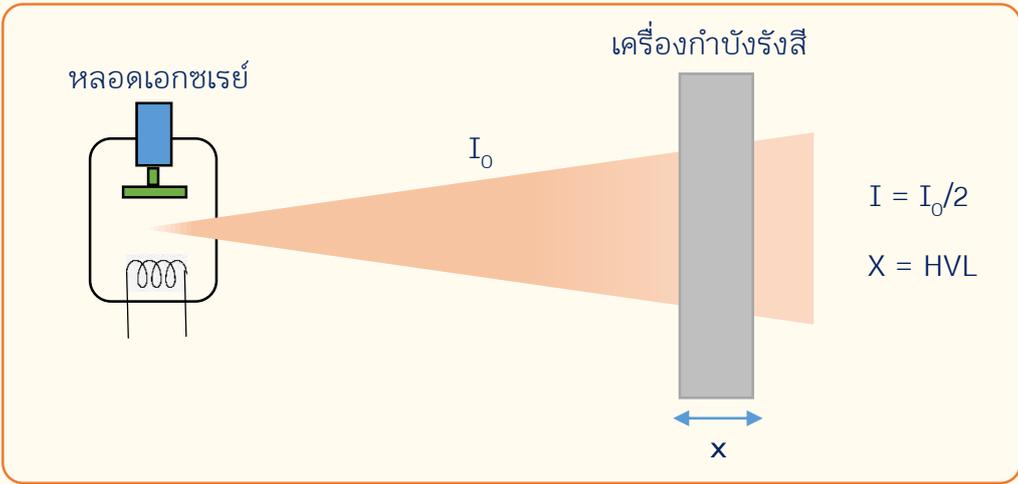
$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

แทนค่าในสมการจะได้ว่า

$$10 = 40 e^{-1.26x}$$

$$x = 1.10 \text{ cm}$$

ดังนั้น ผู้ปฏิบัติงานต้องใช้เครื่องกำบังรังสีที่ทำจากตะกั่วความหนาไม่น้อยกว่า 1.10 เซนติเมตร

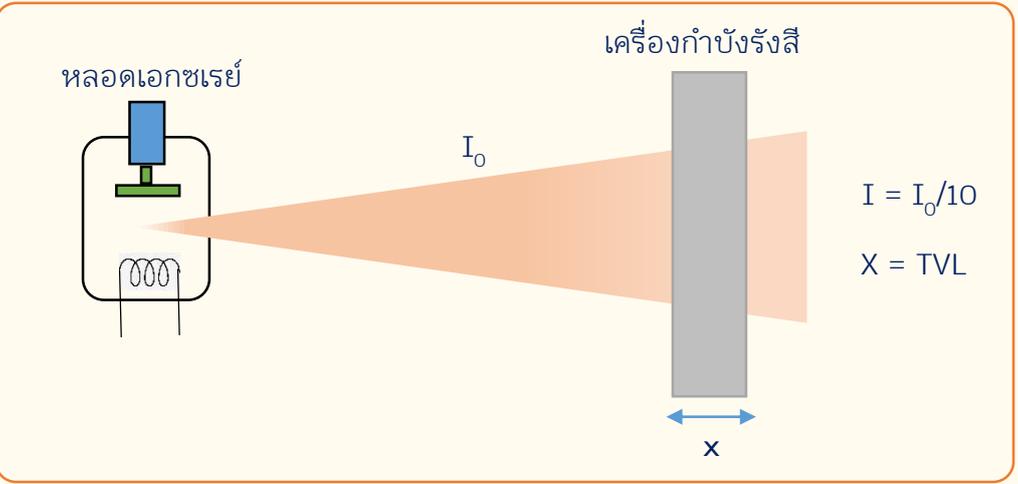


รูปที่ 3 แสดงความหนาของวัสดุในการลดปริมาณรังสีให้เหลือครึ่งหนึ่งของปริมาณรังสีเริ่มต้น

2) การคำนวณค่า Half Value Layer (HVL)

คือ ค่าความหนาของวัสดุที่ทำให้ความเข้มของรังสีลดลงเหลือครึ่งหนึ่ง (50%) เมื่อเทียบกับการไม่ใช้เครื่องกำบังรังสี ค่าความหนาครึ่งค่า (HVL) สามารถคำนวณได้จากสมการ

$$HVL = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0.693}{\mu}$$



รูปที่ 4 แสดงความหนาของวัสดุในการลดปริมาณรังสีให้เหลือ 10% ของปริมาณรังสีเริ่มต้น

3) การคำนวณค่า Tenth Value Layer (TVL)

คือ ค่าความหนาของวัสดุที่ทำให้ความเข้มของรังสีลดลงเหลือ 10% (หนึ่งในสิบ) เมื่อเทียบกับการไม่ใช้เครื่องกำบังรังสี ค่า TVL ใช้ควบคู่กับค่า HVL เพื่อประเมินประสิทธิภาพของวัสดุป้องกันรังสี โดยเฉพาะในการออกแบบผนังห้องรังสี ห้องเอกซเรย์ โดยค่า (TVL) สามารถคำนวณได้จากสมการ

$$TVL = \frac{\ln 10}{\mu} = \frac{2.30}{\mu}$$

ตารางที่ 2 ค่า HVL และ TVL ของคอนกรีต เหล็ก และตะกั่ว สำหรับรังสีแกมมาและรังสีเอกซ์ [4]

Energy	HVL (mm)			TVL (mm)		
	Lead	Steel	Concrete	Lead	Steel	Concrete
50 kV	0.05	-	4.32	0.16	-	15.1
100 kV	0.24	1.5	15.1	0.8	5.0	50.8
150 kV	0.29	3.6	22.35	0.95	12	73.6
250 kV	0.9	6.4	27.95	3.0	21	94.0
500 kV	3.6	8.9	35.55	11.9	-	116.8
Cs-137 (0.662 MeV)	6.35	-	48	21	-	160
Co-60 (1.25 MeV)	12.4	22	66	41	73	220

ตัวอย่างการคำนวณ 6 ในการปฏิบัติงานกับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ที่ให้พลังงานสูงสุด 250 kV จงคำนวณหาความหนาของตะกั่วที่ต้องใช้ลดปริมาณรังสีจาก 20 mSv/hr เหลือ 5 mSv/hr

จากสมการ

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

แทนค่าในสมการจะได้ว่า

$$\frac{5}{20} = e^{-\mu x}$$

$$-\mu x = \ln\left(\frac{1}{4}\right)$$

$$x = \frac{\ln 4}{\mu} = 2 \frac{\ln 2}{\mu} = 2HVL$$

จากตารางที่ 2 ค่า HVL ของตะกั่ว สำหรับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ที่พลังงาน 250 kV เท่ากับ 0.9 มิลลิเมตร ดังนั้น ต้องใช้ตะกั่วที่มีความหนา 2×0.9 มิลลิเมตร เท่ากับ 1.8 มิลลิเมตร จึงสามารถลดปริมาณรังสีได้

2.2.3 dose limitation หรือการกำหนดปริมาณรังสีแต่ละบุคคล

สำหรับผู้ปฏิบัติงานทางรังสี (Occupational Exposure) และบุคคลทั่วไป (Public Exposure) จะต้องได้รับปริมาณรังสีไม่เกินตามที่กำหนด^[2] เพื่อให้เกิดความมั่นใจว่า ปริมาณรังสีที่ได้รับจากการปฏิบัติงานอยู่ในเกณฑ์ของความเสียหายที่ยอมรับได้ เช่น จะต้องไม่มีผลกระทบชนิด deterministic effect และลดโอกาสที่จะเกิดผลกระทบชนิด stochastic effect^[3] โดยองค์การสากลด้านความปลอดภัยทางรังสี และตามกฎกระทรวงมาตรฐานความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ต้องแจ้งการมีไว้ในครอบครองหรือใช้ พ.ศ. 2566 มีการกำหนดปริมาณรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานทางรังสีและสำหรับประชาชนทั่วไป ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 แสดงค่ากำหนดปริมาณรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานทางรังสีและประชาชนทั่วไป (dose limits)^[5]

ประเภทของขีดจำกัด	ค่ากำหนดปริมาณรังสี		
	ปริมาณรังสี	ผู้ปฏิบัติงานทางรังสี	ประชาชนทั่วไป
ปริมาณรังสียังผล (effective dose)		20 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี โดยเฉลี่ยในช่วงห้าปี ติดต่อกัน ทั้งนี้ ในแต่ละปีจะรับรังสีได้ไม่เกิน 50 มิลลิซีเวิร์ต	1 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี
ปริมาณรังสีสมมูล (annual equivalent dose)			
- สำหรับเลนส์ของดวงตา		20 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี โดยเฉลี่ยในช่วงห้าปี ติดต่อกัน ทั้งนี้ ในแต่ละปีจะรับรังสีได้ไม่เกิน 50 มิลลิซีเวิร์ต	15 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี
- สำหรับผิวหนัง มือและเท้า		500 มิลลิซีเวิร์ตต่อปีโดยปริมาณรังสีสมมูล สำหรับส่วนที่เป็นผิวหนังนั้น ให้วัดจาก ค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีต่อ 1 ตารางเซนติเมตร ของบริเวณผิวหนังที่ได้รับรังสีมากที่สุด	50 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี

สำหรับผู้ปฏิบัติงานที่ตั้งครรภ์หรืออยู่ระหว่างการให้นมบุตร ให้ใช้ขีดจำกัดปริมาณรังสีเช่นเดียวกับประชาชนทั่วไป^[5]

2.2.4 สิ่งที่ต้องรู้ในการปฏิบัติงานกับต้นกำเนิดรังสี

2.2.4.1 ชนิดและพลังงานของรังสี

2.2.4.2 อัตราปริมาณรังสี ณ ตำแหน่งที่ปฏิบัติงาน

2.2.4.3 วัสดุที่ใช้กำบังรังสี

2.2.4.4 ปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมรับได้

แนวทางปฏิบัติในการป้องกันอันตรายจากรังสีสำหรับเจ้าหน้าที่ในห้องเอกซเรย์

1. การใช้เครื่องกำบังรังสี

หากแผงควบคุมการฉายรังสีอยู่ในห้องหรืออยู่ใกล้หัวกำเนิดรังสี เช่น ระบบฟลูออโรสโคปี ต้องติดตั้งฉากตะกั่วหรืออุปกรณ์ป้องกันรังสีที่มีความหนาและขนาดเพียงพอ เพื่อป้องกันไม่ให้เจ้าหน้าที่ได้รับรังสีเกินค่าที่กำหนดตามมาตรฐานความปลอดภัย

2. การใช้อุปกรณ์ป้องกันรังสีส่วนบุคคล

เจ้าหน้าที่ต้องใช้อุปกรณ์ป้องกันรังสีทุกครั้งที่อยู่ในบริเวณที่มีการฉายรังสี เช่น เสื้อกันรังสี ปลอกคอกันรังสี แว่นตากันรังสี ฉากกำบังรังสี และถุงมือป้องกันรังสี ตามความเหมาะสมของงานที่ปฏิบัติ

3. การควบคุมเวลาในการสัมผัสรังสี

ลดระยะเวลาในการอยู่ในห้องเอกซเรย์หรือบริเวณลำรังสีให้สั้นที่สุดเท่าที่จำเป็น ตามหลักการ ALARA

4. การเพิ่มระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสี

ยืนห่างจากหลอดเอกซเรย์และลำรังสีให้มากที่สุดเท่าที่ทำได้ เนื่องจากปริมาณรังสีลดลงตามกฎผกผันกำลังสองของระยะทาง

5. หลีกเลี่ยงการนำอวัยวะเข้าไปในลำรังสี

ห้ามยื่นมือหรือส่วนใดของร่างกายเข้าไปในลำรังสีโดยไม่จำเป็น เพื่อป้องกันการรับรังสีเกินความจำเป็น และหลีกเลี่ยงไม่ให้ผู้ป่วยได้รับรังสีเพิ่มขึ้น

6. หลีกเลี่ยงการยืนบริเวณด้านรังสีปฐมภูมิ

ไม่ควรอยู่ด้านตรงข้ามหัวของเครื่องกำเนิดรังสีหรือบริเวณลำรังสีปฐมภูมิ ซึ่งเป็นบริเวณที่มีความเข้มรังสีสูงที่สุด

7. การติดตามปริมาณรังสีบุคคล

เจ้าหน้าที่ทุกคนต้องสวมอุปกรณ์วัดรังสีบุคคล (dosimeter) หรืออุปกรณ์วัดรังสีแบบอ่านค่าได้ทันที เพื่อประเมินการได้รับรังสีและให้เป็นไปตามข้อกำหนดมาตรฐานด้านความปลอดภัยทางรังสี

เอกสารอ้างอิง

1. International Commission on Radiological Protection, Recommendations of the ICRP, ICRP Publication 103 (2007).
2. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources : International Basic Safety Standards. General Safety Requirements Part 3 No. GSR Part 3. IAEA (2014)
3. สุชิน อุดมสมพร. [ออนไลน์]. [สืบค้น 15 มิถุนายน 2563]. การใช้ประโยชน์จากรังสีและการป้องกันอันตรายจากรังสี. เข้าถึงได้ที่ : URL:
http://kmcenter.rid.go.th/kcresearch/article_out/article_out_09.pdf.
4. สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน). (2563). การป้องกันอันตรายจากรังสีระดับที่ 2. กรุงเทพฯ: สำนักส่งเสริมและฝึกอบรมฝ่ายโรงพิมพ์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์.
5. กฎกระทรวงมาตรฐานความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ต้องแจ้งการมีไว้ในครอบครองหรือใช้ พ.ศ. 2566



บทที่ 3

การเฝ้าระวังการได้รับรังสีของผู้ปฏิบัติงาน

การนำรังสีมาใช้ประโยชน์ในกิจการต่าง ๆ เช่น ด้านการแพทย์ ด้านอุตสาหกรรม ด้านการเกษตร และ อื่น ๆ ทั้งนี้เพื่อให้การใช้รังสีเป็นไปตามวัตถุประสงค์และมีความปลอดภัยต่อผู้ปฏิบัติงานหรือผู้ปฏิบัติงานที่เกี่ยวข้องรวมทั้งประชาชนที่มาใช้บริการ การใช้รังสีจำเป็นต้องได้รับการกำกับ ดูแล เฝ้าระวังทางด้านความปลอดภัย จากหน่วยงานทั้งในระดับสากลและระดับประเทศ หน่วยงานในระดับสากลนั้นประกอบด้วย คณะกรรมาธิการระหว่างประเทศด้านหน่วยและการวัดทางรังสี (International Commission on Radiological Units and Measurements : ICRU) มีหน้าที่ดูแลด้านหน่วยและการวัดทางรังสี คณะกรรมาธิการระหว่างประเทศด้านการป้องกันรังสี (International Commission on Radiological Protection: ICRP) มีหน้าที่ดูแลด้านการป้องกันอันตรายจากรังสี และ ทบวงพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (International Atomic Energy Agency : IAEA) มีหน้าที่พัฒนา ส่งเสริม และสนับสนุนการใช้วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีนิวเคลียร์ ส่วนหน่วยงานในระดับประเทศประกอบด้วย สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ มีหน้าที่กำกับดูแล ด้านการใช้พลังงานนิวเคลียร์ตามมาตรฐานสากล และ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ มีหน้าที่กำกับ ดูแลความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ การเฝ้าระวังการได้รับรังสีของผู้ปฏิบัติงานมีปริมาณทางรังสีที่ต้องควบคุม ดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 Operational dose quantities

ความแรงทางด้านรังสี	ปริมาณรังสีทางผู้ปฏิบัติงาน
รังสีที่ทะลุทะลวงสูง	$H_p(10)$
รังสีที่ทะลุทะลวงต่ำ	$H_p(0.07)$, $H_p(3)$

ทั้งนี้เพื่อความปลอดภัยของผู้ปฏิบัติงานทางด้านรังสี คณะกรรมาธิการป้องกันอันตรายจากรังสีระหว่างประเทศ ได้กำหนดขีดจำกัดการได้รับรังสีไว้ใน ICRP Publication 103 และเพิ่มเติมในส่วนของปริมาณรังสีที่เลนส์ของดวงตาใน ICRP Publication 118 และในประเทศไทยค่าขีดจำกัดการได้รับรังสีจะถูกกำหนดไว้ในกฎกระทรวงความปลอดภัยทางรังสี พ.ศ. 2561 หมวด 6

การวัดค่าปริมาณรังสีบุคคลจะมีอุปกรณ์ที่ใช้ในการเฝ้าระวังความปลอดภัยทางรังสี 2 แบบ คืออุปกรณ์วัดปริมาณรังสีบุคคลที่สามารถอ่านค่าได้ทันที (active dosimeter) และอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีบุคคลชนิดที่ต้องผ่านกระบวนการเพื่ออ่านค่าปริมาณรังสี (passive dosimeter) เช่น อุปกรณ์วัดรังสีแบบเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์ และ อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล เป็นต้น

3.1 นิยาม

3.1.1 $H_p(10)$

ปริมาณรังสียังผลที่ระดับความลึกจากผิว 10 มิลลิเมตร แทนปริมาณรังสีทั่วร่างกาย

3.1.2 $H_p(0.07)$

ปริมาณรังสีสมมูลที่ระดับความลึกจากผิว 0.07 มิลลิเมตร แทนปริมาณรังสีที่ผิวหนัง มือและเท้า

3.1.3 $H_p(3)$

ปริมาณรังสีสมมูลที่ระดับความลึกจากผิว 3 มิลลิเมตร แทนปริมาณรังสีที่เลนส์ของดวงตา

3.2

อุปกรณ์/ เครื่องมือที่ใช้

3.2.1 อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีบุคคลที่สามารถอ่านค่าได้ทันที

เป็นอุปกรณ์วัดรังสีชนิดที่เกิดอันตรกิริยากับรังสีและสามารถอ่านค่าได้ทันที ส่วนใหญ่จะอ่านค่าเป็น $H_p(10)$ อุปกรณ์วัดรังสีชนิดนี้มักจะเป็น อิเล็กทรอนิกส์ (electronic dosimeters) และประกอบด้วยหัววัดรังสีแบบไครเกอร์ มูนเลอร์ หรือเซมิคอนดักเตอร์ ร่วมกับวงจรไฟฟ้าและแบตเตอรี่ ข้อดีคือมีความทนทาน สามารถหมุนเวียนกันใช้งานได้ และบางชนิดยังสามารถวัดอัตราปริมาณรังสีได้อีกด้วย จึงเหมาะสำหรับการควบคุมการปฏิบัติงานในบริเวณที่ต้องการทราบผลทันที



รูปที่ 1 อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีบุคคลที่สามารถอ่านค่าได้ทันที

ที่มา: <https://www.rpdinc.com/electronic-personal-dosimeter-model-23-mrem-9155.html>

3.2.2 อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีบุคคลที่ต้องผ่านกระบวนการอ่าน

เป็นอุปกรณ์วัดรังสีที่ต้องนำไปผ่านกระบวนการอ่าน ดังนั้นอุปกรณ์วัดรังสีชนิดนี้ต้องผ่านการใช้งานในระยะเวลาหนึ่งก่อน จึงนำกลับมาอ่านค่า เช่น ฟิล์มวัดรังสีบุคคล (film badges), แผ่นวัดรังสีแบบเทอร์โมลูมิเนสเซนส์ (Thermoluminescent Dosimeters: TLD) และแผ่นวัดรังสีโอเอสแอล (Optically Stimulated Luminescence Dosimeter: OSLD) เป็นต้น ข้อดีคือสามารถบันทึกการได้รับรังสีตลอดระยะเวลาการใช้งาน ข้อมูลการได้รับรังสีจะถูกเก็บเป็นหลักฐานไว้ทำให้สามารถเรียกดูได้ตลอดเวลา และสามารถประเมินค่า $H_p(10)$, $H_p(0.07)$ และ $H_p(3)$ ได้



รูปที่ 2 อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีบุคคลที่ต้องผ่านกระบวนการเพื่ออ่านค่า

3.2.2.1 फिल्मวัดรังสีบุคคล

มีหลักการทำงานคือเมื่อฟิล์มได้รับรังสีจะเกิดภาพแฝง และนำมาผ่านกระบวนการล้างฟิล์มจะเกิดความดำขึ้นบนฟิล์ม จากนั้นนำไปเทียบกับความดำบนฟิล์มสอบเทียบที่ผ่านการฉายรังสีในปริมาณที่กำหนด จะสามารถประเมินค่าปริมาณรังสีออกมาได้



รูปที่ 3 फिल्मวัดรังสีบุคคล

- 1) ข้อดีของฟิล์มวัดรังสีบุคคล
 - (ก) ทราบชนิดและพลังงานของรังสี
 - (ข) ฟิล์มวัดรังสีสามารถใช้เก็บบันทึกเป็นหลักฐานได้
 - (ค) สามารถอ่านค่าความดำบนฟิล์มซ้ำได้
 - (ง) ฟิล์มมีขนาดเล็กเท่าฟิล์มเอกซเรย์ฟัน
- 2) ข้อเสียของฟิล์มวัดรังสีบุคคล
 - (ก) แสงและความร้อน มีผลทำให้เกิดความดำบนฟิล์มได้
 - (ข) จำเป็นต้องใช้ห้องมืดและต้องใช้สารเคมีในการล้างฟิล์ม
 - (ค) แผ่นฟิล์มไม่สามารถใช้ซ้ำได้
 - (ง) ปัจจุบันไม่มีการผลิตฟิล์มวัดรังสีบุคคลแล้ว
 - (จ) ต้องเก็บฟิล์มในสถานะอุณหภูมิ และความชื้นที่เหมาะสม

3.2.2.2 แผ่นวัดรังสีแบบเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์

เป็นแผ่นวัดรังสีที่ใช้ผลึกของสารที่สามารถเกิดปรากฏการณ์เปล่งแสงโดยใช้ความร้อนเป็นตัวกระตุ้น แผ่นวัดรังสีชนิดนี้มีหลักการทำงานคือเมื่อผลึกได้รับรังสีจะมีการดูดกลืนพลังงานไว้ แล้วเมื่อได้รับความร้อนจะมีการคายพลังงานออกมาในรูปของแสง ซึ่งสามารถเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าและมีค่าแปรผันตามปริมาณรังสีที่ดูดกลืนไว้



รูปที่ 4 แผ่นวัดรังสีเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์

- 1) ข้อดีของแผ่นวัดรังสีเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์
 - (ก) สามารถนำมาใช้ซ้ำได้
 - (ข) สามารถจำแนกพลังงานของรังสีได้
- 2) ข้อเสียของแผ่นวัดรังสีเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์
 - (ก) ไม่สามารถอ่านค่าปริมาณรังสีซ้ำได้
 - (ข) ใช้เวลาในการวิเคราะห์ผลนาน

3.2.2.3 แผ่นวัดรังสีไอเอสแอล

แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลเป็นสารกึ่งตัวนำ (semi-conductor) มีวัสดุหลักคือผลึกของอะลูมิเนียมออกไซด์ เจือด้วยคาร์บอน ($Al_2O_3:C$) มีคุณสมบัติในการตอบสนองต่อรังสีเอกซ์ แกมมา ปีตาและนิวตรอน ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับสารที่นำมาเคลือบกับผลึกเมื่อผลึก OSL ได้รับรังสีขณะปฏิบัติงานอิเล็กทรอนิกส์ที่อยู่ในที่กักเก็บ hole traps บนแถบนำไฟฟ้า valence band จะถูกกระตุ้นไปยังที่กักเก็บ hole traps บนแถบนำไฟฟ้า conduction band เมื่อถูกกระตุ้นด้วยแสง เช่น แสงสีเขียว อิเล็กตรอนที่อยู่ในที่กักเก็บ hole traps บนแถบนำไฟฟ้า conduction band กลับมายังที่กักเก็บ hole traps บนแถบนำไฟฟ้า valence band พร้อมคายพลังงานในรูปของแสงออกมา

- 1) แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลที่นิยมใช้จะมีจำนวน 2 ชนิด คือ

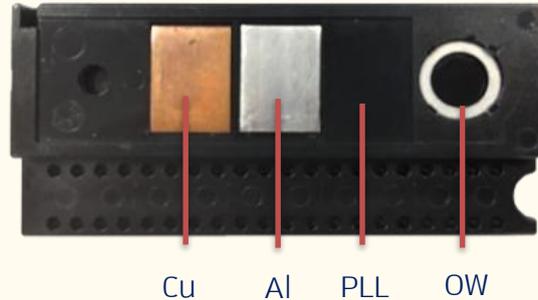
(ก) InLight® Basic แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® Basic สามารถใช้ในการวัดรังสีปีตา แกมมา เอกซ์และนิวตรอนได้ โดยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® Basic มีส่วนประกอบดังนี้

- เคส (case) เป็นส่วนประกอบซึ่งใช้ในการบรรจุแผ่นสไลด์ (slide) และมีบาร์โค้ด (barcode) เพื่อใช้ในการบอกว่าเป็นเคสของแผ่นวัดรังสีชนิดใด รวมถึงระบุหมายเลขของแผ่น



รูปที่ 5 เคสของแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล

- ตัวกรอง (filter) เป็นส่วนประกอบซึ่งใช้ในการกรองชนิดของรังสีที่แตกต่างกัน ประกอบด้วย 4 ตัวกรอง คือ open window; OW, plastic filter; PL, aluminum filter; Al และ copper filter; Cu ตัวกรองทั้ง 4 ของแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® Basic มีรายละเอียดดังแสดงในตารางที่ 2



รูปที่ 6 ตัวกรองของแผ่นวัดรังสี

ตารางที่ 2 รายละเอียดของตัวกรองทั้ง 4 ช่อง

ตำแหน่งผลึก $Al_2O_3:C$	ตัวกรอง	ความหนาแน่นเชิงพื้นที่ (mg/cm^2)
E1	OW	29
E2	PL	275
E3	Al	375
E4	Cu	545

- แผ่นสไลด์ เป็นส่วนประกอบซึ่งใช้ในการบรรจุผลึก $Al_2O_3:C$ ทั้ง 4 ผลึก



รูปที่ 7 แผ่นสไลด์ที่ใช้บรรจุผลึก

(ข) แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® Basic แบ่งออกได้เป็น 2 ชนิดตามความสามารถในการรับรังสีดังนี้

- แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® Basic XA เป็นแผ่นวัดรังสีที่ใช้ในการวัดรังสีฟोटอน (รังสีเอกซ์และแกมมา) และปีตา โดยมีความสามารถในการวัดรังสี ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ความสามารถในการนับวัดช่วงพลังงานรังสี

ชนิดรังสี	ช่วงพลังงาน	ช่วงของการรายงานค่าปริมาณรังสี
โฟตอน	5 keV ถึง 20 MeV	50 μ Sv ถึง 10 Sv
ปีตา	150 keV ถึง 10 MeV	100 μ Sv ถึง 10 Sv

- แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® Bas LA (OSLN) เป็นแผ่นวัดที่ตอบสนองกับสนามการแผ่รังสีของโฟตอน และนิวตรอน และยังใช้ในการวัดผล $H_p(10)$, $H_p(0.07)$, $H_p(3)$ สำหรับแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด LA ผลึกในตำแหน่งการอ่านรังสีที่ 1 (E1), 3 (E3) และ 4 (E4) ใช้ในการหาปริมาณของโฟตอน ส่วนในตำแหน่งการอ่านรังสีที่ 2 (E2) ผลึกจากผลึก $Al_2O_3:C$ เคลือบด้วย 6Li_2CO_3 เพื่อให้ $Al_2O_3:C$ สามารถตอบสนองกับนิวตรอนได้ การตอบสนองกับนิวตรอน ใน $Al_2O_3:C$ จะเพิ่มขึ้นเมื่อลิเทียม (6Li) ได้รับนิวตรอนจะทำให้เกิดอนุภาคทริเทียมและแอลฟา ขึ้นมา ส่งผลให้ตำแหน่งการอ่านรังสีที่ 2 มีความไวต่อเทอร์มัลนิวตรอน (thermal neutrons) อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีนี้สามารถวัดค่าพลังงานของรังสีฟोटอน และนิวตรอน ได้ ดังแสดงในตารางที่ 4

ตารางที่ 4 ช่วงพลังงานที่ OSLN สามารถวัดได้

ชนิดรังสี	ช่วงพลังงาน
โฟตอน	16 keV – 1,250 keV
นิวตรอน	40 keV – 5,000 keV

ข้อดีของแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® Basic

- สามารถนำมาใช้ซ้ำได้
- สามารถอ่านค่าปริมาณรังสีซ้ำได้
- มีการจางหายไปของสัญญาณต่ำ
- การดูแลรักษาไม่ยุ่งยาก ไม่ซับซ้อน
- มีความเร็วในการอ่านค่า
- สามารถจำแนกพลังงานของรังสีได้

ข้อเสียของแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® Basic

- การดูแลระบบการอ่านซับซ้อน และมีค่าใช้จ่ายสูง
- แสงมีผลต่อการอ่าน
- ราคาสูงกว่าเล็กน้อยเมื่อเทียบกับอุปกรณ์วัดรังสีบุคคลชนิดอื่น

2) แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® nanoDot™ เป็นแผ่นวัดรังสีขนาดเล็ก มีขนาดความกว้าง 1 เซนติเมตร และยาว 1 เซนติเมตร ใช้สำหรับวัดปริมาณรังสีเฉพาะจุดเช่น ข้อมือ ข้อนิ้วหรือที่เลนส์ตา เป็นต้น แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลนาโนดอทมีความสามารถในการตอบสนองต่อพลังงานที่ 5 keV ถึง 20 MeV ซึ่งสอดคล้องกับแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด XA ทำให้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลนาโนดอทวัดรังสีเอกซ์ แกมมา และบีตา ได้ดี

ส่วนประกอบแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลนาโนดอท

(ก) เคส เป็นส่วนประกอบที่ใช้ในการบรรจุแผ่นสไลด์ มีบาร์โค้ด 2 มิติ (2D barcode) และหมายเลขของแผ่นวัดรังสี ซึ่งหมายเลข 3 ตัวแรกหลังตัวหนังสือจะบอกถึงค่าความไวในการตรวจจับรังสี (sensitivity)



รูปที่ 8 แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลนาโนดอท

(ข) สไลด์ เป็นส่วนประกอบซึ่งใช้ในการบรรจุผลึก $Al_2O_3:C$ โดยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลนาโนดอทจะมีจำนวน 1 ผลึก และไม่มีตัวกรองรังสี



รูปที่ 9 สไลด์ของแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลนาโนดอท

ข้อดีของแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลนาโนดอทมีดังนี้

- มีความแม่นยำในการวัดมากกว่าแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลชนิด XA และ LA
- มีขนาดเล็กเหมาะกับการวัดค่าปริมาณรังสีในเชิงตำแหน่ง

ข้อเสียของแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลนาโนดอทมีดังนี้

- แสงมีผลต่อการอ่าน
- ราคาสูงกว่าเล็กน้อยเมื่อเทียบกับอุปกรณ์วัดรังสีบุคคลชนิดอื่น
- ไม่สามารถจำแนกพลังงานของรังสีได้

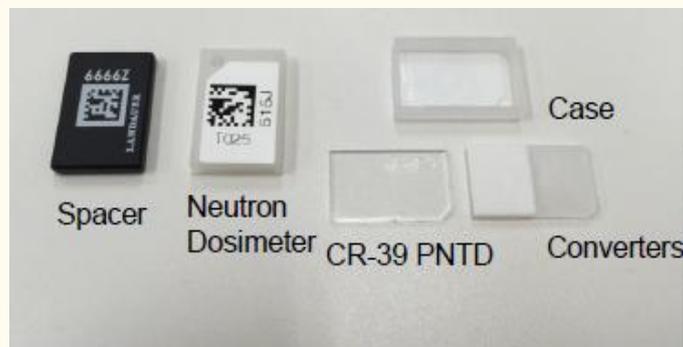
2) เครื่องอ่านแผ่นวัดรังสีโอเอสแอล (OSL reader) ทำหน้าที่ในการอ่านค่าปริมาณรังสีที่แผ่นวัดรังสีโอเอสแอลได้รับโดยใช้แสงสีเขียว (ความยาวคลื่น 532 นาโนเมตร) จากไดโอดเปล่งแสง (LED) เป็นตัวกระตุ้นอิเล็กตรอนที่อยู่ในผลึก เมื่ออิเล็กตรอนได้รับพลังงานจากแสงสีเขียวจะทำให้อิเล็กตรอนที่อยู่ในแถบนำไฟฟ้า (conduction band) เปลี่ยนชั้นระดับพลังงานตกกลับสู่ระดับพลังงานเดิมเพื่อรวมตัวกับหลุม (hole) ในระหว่างที่อิเล็กตรอนเปลี่ยนชั้นพลังงานจะมีการเปล่งแสงออกมาเป็นแสงสีน้ำเงิน (ความยาวคลื่น 470 นาโนเมตร) เรียกปรากฏการณ์การรวมตัวแบบนี้ว่า “การรวมตัวแบบเปล่งแสง (luminescence)” โดยแสงสีน้ำเงินที่ปล่อยออกมาจะถูกหลอดทวีคูณแสง (PMT) ตรวจจับและแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าในรูปของค่านับวัด (count) เพื่อคำนวณค่าปริมาณรังสีต่อไป



รูปที่ 10 เครื่องอ่านแผ่นวัดรังสีโอเอสแอล

3.2.2.4 แผ่นวัดรังสีนิวตรอน

แผ่นวัดรังสีนิวตรอนที่นิยมใช้มากคือ Solid State Neutron Track Dosimeter (SSTND) แผ่นวัดรังสีชนิดนี้จะประกอบไปด้วยแผ่นพลาสติก Polyallyl Diglycol Carbonate (PADC) บรรจุอยู่ในตั้บบรรจุแผ่น หรือเรามักจะนิยมเรียกแผ่นวัดรังสีชนิดนี้ว่า Cr-39 โดยแผ่นวัดรังสี Cr-39 นี้สามารถวัดรังสีนิวตรอนทั้งที่มีพลังงานต่ำและสูงได้ โดยที่มีการตอบสนองค่อนข้างคงที่ในทุกพลังงาน หลักการวัดคือเมื่อนิวตรอนมากระทบบนแผ่นพลาสติกจะทำให้เกิดอันตรกิริยากับแผ่นพลาสติกเกิดเป็นรอยขีดและเมื่อนำไปผ่านกระบวนการกัดรอย (etched) รอยจะถูกขยายให้ชัดเจนขึ้น จากนั้นจะใช้กล้องจุลทรรศน์ในการนับจำนวนรอยที่เกิดขึ้นซึ่งเป็นสัดส่วนกับปริมาณรังสีนิวตรอน



รูปที่ 11 แผ่นวัดรังสีนิวตรอนชนิด Polyallyl Diglycol Carbonate (PADC)

- 1) ข้อดีของแผ่นวัดรังสีนิวตรอนชนิด Polyallyl Diglycol Carbonate (PADC)
 - (ก) ไม่มีปัญหาการลดลงขอยรอยที่เกิดขึ้นจากรังสีนิวตรอน
 - (ข) มีราคาถูกลงกว่าแผ่นวัดรังสีนิวตรอนชนิดอื่น
 - (ค) สามารถวัดรังสีนิวตรอนได้หลายช่วงพลังงาน
- 2) ข้อเสียของแผ่นวัดรังสีนิวตรอนชนิด Polyallyl Diglycol Carbonate (PADC)
 - (ก) ตอบสนองแค้กับรังสีที่มีสถานะเป็นอนุภาค
 - (ข) เกิดรอยจากการขีดข่วนได้ง่าย ทำให้ส่งผลต่อการประเมินค่าปริมาณรังสี

3.3

การใช้งานแผ่นวัดรังสี

การใช้งานจะขึ้นอยู่กับลักษณะการปฏิบัติงานด้านรังสี โดยงานที่ต้องเกี่ยวข้องกับการใช้สารรังสีเป็นเวลานาน มีการสวมเครื่องป้องกันอันตรายจากรังสีก็จำเป็นต้องใช้จำนวนแผ่นวัดรังสีที่มากขึ้นเพื่อให้การคำนวณค่าปริมาณรังสีใกล้เคียงกับค่าความเป็นจริงมากที่สุด สำหรับการใช้งานแผ่นวัดรังสีจะจำแนกได้ดังนี้

3.3.1 การใช้งานแผ่นวัดรังสีที่บริเวณลำตัว

ควรติดแผ่นวัดรังสีตำแหน่งที่คาดว่าจะได้รับรังสีมากที่สุด หากรังสีส่วนใหญ่มาจากด้านหน้าควรติดแผ่นวัดรังสีที่ด้านหน้าของลำตัวระหว่างไหล่และเอว ในทางกลับกันหากการแผ่รังสีมาจากด้านหลังเป็นหลักควรติดแผ่นวัดรังสีที่ด้านหลังของลำตัว

3.3.2 การใช้งานแผ่นวัดรังสีที่ข้อมือหรือข้อนิ้ว

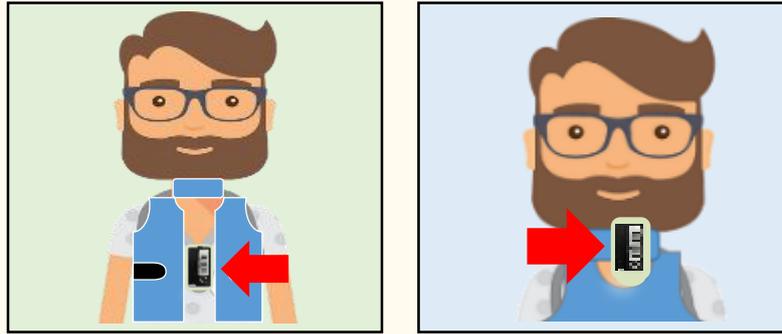
สำหรับผู้ปฏิบัติงานที่มีแนวโน้มจะได้รับปริมาณรังสีเทียบเท่ากับแขน ขาหรือผิวหนัง ควรจะมีแผ่นวัดรังสีเพิ่มเติมสำหรับวัดค่าปริมาณรังสี โดยพิจารณาจากสถานที่ปฏิบัติงาน เมื่อแขน ขา มือหรือผิวหนังอยู่ใกล้กับตัวปล่อยรังสีหรือลำรังสี เช่น สถานที่วิจัยที่มีการจัดการแหล่งกัมมันตรังสี งานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ รังสีวิทยาและการจัดการกัมมันตรังสีที่ไม่ปิดผนึก เป็นต้น

3.3.3 การใช้งานแผ่นวัดรังสีที่บริเวณเลนส์ตา

สำหรับผู้ปฏิบัติงานกับรังสีที่มีความเสี่ยงในการได้รับปริมาณรังสีที่เลนส์ตา โดยดวงตาดูอยู่ใกล้กับเครื่องกำเนิดรังสีหรืออยู่ในลำรังสี เช่น ผู้ปฏิบัติงานที่ทำงานใกล้กับผู้ป่วยในการรักษาด้วยการฉายภาพ ผู้ปฏิบัติงานที่เกี่ยวข้องกับการฝังแร่ (brachytherapy) ผู้ปฏิบัติงานที่เกี่ยวข้องกับการตรวจชิ้นเนื้อด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography Guided Biopsy : CT-Guided Biopsy) ผู้ปฏิบัติงานเครื่องเร่งอนุภาคไซโคลตรอน และผู้ปฏิบัติงานในโรงงานนิวเคลียร์ เป็นต้น

3.3.4 การใช้งานแผ่นวัดรังสี 2 แผ่น ติดด้านในเสื้อตะกั่วและด้านนอกไทรอยด์ซิลด์

สำหรับผู้ปฏิบัติงานด้านรังสีที่มีการสวมเสื้อตะกั่วป้องกันรังสีควรใช้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลเพิ่มเติมในส่วนอื่น ๆ ของร่างกายเพื่อให้ได้รับการประเมินค่าปริมาณรังสีที่มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น โดยทางทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ แนะนำให้ใช้แผ่นวัดรังสีภายใต้ชุดป้องกันหนึ่งจุดและอีกหนึ่งจุดในส่วนที่ไม่มีการสวมเครื่องป้องกันรังสี ดังแสดงในรูปที่ 12



รูปที่ 12 การติดแผ่นวัดรังสีในกรณีที่ใช้ 2 แผ่น

3.3.5 ข้อเสนอแนะเพิ่มเติมเกี่ยวกับการใช้งานแผ่นวัดรังสี

3.3.5.1 ผู้ปฏิบัติงานทางด้านรังสีที่ใช้แผ่นวัดรังสีหลังจากปฏิบัติงานเสร็จแล้วควรเก็บแผ่นวัดรังสีให้พ้นจากบริเวณที่มีรังสี

3.3.5.2 ผู้ปฏิบัติงานไม่ควรนำแผ่นวัดรังสีไปฉายรังสีโดยตรง เนื่องจากวัตถุประสงค์ของการใช้แผ่นวัดรังสีใช้สำหรับติดตัวเพื่อวัดปริมาณรังสีที่ตัวบุคคลเท่านั้น

3.3.5.3 เมื่อครบรอบการใช้งานและได้รับแผ่นวัดรังสีชุดใหม่แล้ว ผู้ปฏิบัติงานควรนำแผ่นวัดรังสีให้กับผู้ประสานงานหรือเจ้าหน้าที่ความปลอดภัยทางรังสีเก็บรวบรวมเพื่อจัดส่งคืนผู้ให้บริการเพื่อทำการประเมินค่าปริมาณรังสีต่อไป

3.4 การประเมินค่าปริมาณรังสี

การประเมินค่าปริมาณรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานประเมินได้ดังนี้

3.4.1 สำหรับผู้ปฏิบัติงานที่ใช้แผ่นวัดรังสีจำนวน 1 แผ่น

การประเมินค่าปริมาณรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานที่ใช้แผ่นวัดรังสีจำนวน 1 แผ่น ประเมินค่าปริมาณรังสีตาม IAEA Safety Standards Series No. GSG-7

3.4.2 สำหรับผู้ปฏิบัติงานที่ใช้แผ่นวัดรังสีจำนวน 2 แผ่น

การประเมินค่าปริมาณรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานที่ใช้แผ่นวัดรังสีจำนวน 2 แผ่น (ใต้เสื้อตะกั่วและไทรอยด์) ได้ประเมินค่าปริมาณรังสีตามข้อเสนอแนะของคณะกรรมการด้านการป้องกันรังสีแห่งชาติ (National Committee on Radiation Protection : NCRP No. 168)

3.5

ตัวอย่างรายงานปริมาณรังสีบุคคล

วันรับตัวอย่าง	27/02/2566	วันออกรายงาน	02/03/2566		
วันประเมินผล	01/03/2566	เลขรายงาน	66WS123-101004		
ลำดับ-รายชื่อ	ปริมาณรังสี (ไมโครซีเวิร์ต)	ปี/เดือนที่ใช้	เลขวิเคราะห์	อวัยวะที่ติด	เกณฑ์
	$H_p(10)$ $H_p(0.07)$ $H_p(3)$				
1. นายชุต ทดสอบ	1 1 1	66/01	0466123456	ลำตัว	S

ปริมาณทางรังสี

$H_p(10)$	ปริมาณรังสียังผล	ที่ความลึก 10 ม.ม.	จากผิวหนัง	แทนปริมาณรังสีหัวลำตัว
$H_p(0.07)$	ปริมาณรังสีสมมูล	ที่ความลึก 0.07 ม.ม.	จากผิวหนัง	แทนปริมาณรังสีที่ผิวหนัง มือและเท้า
$H_p(3)$	ปริมาณรังสีสมมูล	ที่ความลึก 3 ม.ม.	จากผิวหนัง	แทนปริมาณรังสีที่เลนส์ของดวงตา

ค่าปริมาณรังสีระดับที่สำนัฯ ต้องขอความอนุเคราะห์ให้หน่วยงานชี้แจงบุคลากรที่ได้รับปริมาณรังสีสูง

สำหรับ $H_p(10)$ = 4,000 ไมโครซีเวิร์ตต่อเดือน

สำหรับ $H_p(0.07)$ = 40,000 ไมโครซีเวิร์ตต่อเดือน

สำหรับ $H_p(3)$ = 4,000 ไมโครซีเวิร์ตต่อเดือน

ค่าปริมาณรังสีในรายงานผล คือค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยรายเดือนในแต่ละรอบการใช้งาน

สำหรับบุคลากรที่ใช้แผ่นวัดรังสีจำนวน 2 แผ่น ภายในเสื้อตะกั่วและไทรอยด์ซิลด์ ค่าปริมาณรังสีประเมินตามข้อเสนอแนะของ NCRP 168 แผ่นวัดรังสีที่ติดนอกเสื้อตะกั่วเพียง 1 ตำแหน่ง ไม่สามารถรายงานผล $H_p(10)$ ได้

ข้อกำหนด

$H_p(10)$ รับรังสีไม่เกิน 20,000 ไมโครซีเวิร์ตต่อปี โดยเฉลี่ยในช่วงห้าปีติดต่อกัน ทั้งนี้ในแต่ละปีจะรับรังสีได้ไม่เกิน 5,000 ไมโครซีเวิร์ต

$H_p(0.07)$ รับรังสีไม่เกิน 500,000 ไมโครซีเวิร์ตต่อปี

$H_p(3)$ รับรังสีไม่เกิน 20,000 ไมโครซีเวิร์ตต่อปี โดยเฉลี่ยในช่วงห้าปีติดต่อกัน ทั้งนี้ในแต่ละปีจะรับรังสีได้ไม่เกิน 5,000 ไมโครซีเวิร์ต

เกณฑ์

S หมายถึง ปลอดภัย

M หมายถึง ต้องเฝ้าระวัง

H หมายถึง ได้รับปริมาณรังสีสูง

สัญลักษณ์ 1 หมายถึง ผู้ปฏิบัติงานด้านรังสีได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่า 100 ไมโครซีเวิร์ต ใน 1 รอบการใช้งาน

เอกสารอ้างอิง

1. International Commission on Radiological Protection. (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103.
2. International Commission on Radiological Protection. (2012). ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP Publication 118.
3. International Atomic Energy Agency. (1999). Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments. Report Safety Series 16.
4. International Atomic Energy Agency. (2018). IAEA Safety Standards for protecting people and the environment Occupational Radiation Protection. General Safety Guide No. GSG-7.
5. International Commission on Radiological Units and Measurements. (1992). Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations. ICRU Report 47.
6. National Council on Radiation Protection and Measurement. (1998). USE OF PERSONAL MONITORS TO ESTIMATE EFFECTIVE DOSE EQUIVALENT AND EFFECTIVE DOSE TO WORKERS FOR EXTERNAL EXPOSURE TO LOW-LET RADIATION. NCRP Report No. 122.
7. Eduardo G. Yukihara, Stephen W.S. Mckeever. Optically Stimulated Luminescence Fundamentals and Applications. Oklahoma, USA: 2011.
8. Landauer InLight Model 2 Dosimeter Characterization and Uncertainty Analysis for National Dosimetry Services (NDS), Health Canada, September 16, 2009.
9. Stanford Dosimetry, LLC. Whole Body Dose Algorithm for the Landauer InLight Basic – OSLN Dosimeter. Revision: InLight_Basic_OSNL_N_200809/19/08; November 7, 2008.
10. LANDAUER Inc. Dosimeter Specification (InLight LDR Model 2 – OSLN); March 4, 2010.
11. Nagase Landauer, Ltd. InLight® Albedo Neutron dosimeter (OSLN). [ออนไลน์]. 2563; [สืบค้น 16 เมษายน 2563] ; [1 หน้า]. เข้าถึงได้ที่ : URL: <https://www.nagase-landauer.co.jp/english/inlight/dosimeters.html>.
12. สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี. (2546). การป้องกันอันตรายจากรังสีระดับ 2.
13. พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559. กฎกระทรวงความปลอดภัยทางรังสี พ.ศ. 2561 ราชกิจจานุเบกษา เล่ม 135 ตอนที่ 79 ก (วันที่ 5 ตุลาคม 2561).
14. National Council on Radiation Protection and Measurement. (2010). Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures. NCRP Report No. 168.

X-Ray Protection Devices



บทที่ 4

การตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ ของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

เครื่องเอกซเรย์สำหรับการตรวจวินิจฉัยโรคให้กับผู้ป่วยควรมีความปลอดภัยและมาตรฐานตามความสามารถที่ระบุไว้ในคู่มือการใช้งาน หรือมีค่าความคลาดเคลื่อนจากที่ระบุไว้เป็นที่ยอมรับได้ตามค่ามาตรฐานที่กำหนด เมื่อเครื่องเอกซเรย์ถูกนำไปใช้งานระยะเวลาหนึ่ง อายุของชิ้นส่วนประกอบอาจมีการเปลี่ยนแปลงหรือเสื่อมสภาพตามการใช้งาน ส่งผลให้เกิดความคลาดเคลื่อน และอาจเกิดความผิดพลาดในการวินิจฉัยโรค ดังนั้น เครื่องเอกซเรย์ที่นำมาใช้งานต้องได้รับการทดสอบคุณภาพมาตรฐานก่อนนำไปใช้งานตามระยะเวลาที่กำหนด ตามคู่มือการใช้งานหรือกฎหมายกำหนด เพื่อให้การนำเครื่องเอกซเรย์ไปใช้ในการปฏิบัติงานมีความปลอดภัยทางรังสีและมีคุณภาพตามมาตรฐานอย่างสม่ำเสมอเป็นไปตามมาตรฐานเดียวกัน ทั้งประเทศและมาตรฐานสากล ^[1]

ปัจจุบันกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ โดยสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์และศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ทั้ง 15 แห่ง เป็นหน่วยงานที่ให้บริการทดสอบคุณภาพมาตรฐานเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทางการแพทย์ เพื่อให้เครื่องเอกซเรย์เป็นไปตามมาตรฐานที่ยอมรับและเป็นประโยชน์ต่อผู้รับบริการให้ได้รับการวินิจฉัยจากรังสีเอกซ์อย่างปลอดภัย สนับสนุนระบบควบคุมคุณภาพและการประกันคุณภาพของห้องปฏิบัติการรังสีวินิจฉัยด้วยอีกประการหนึ่ง

4.1

กระบวนการเกิดรังสีเอกซ์

เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์หรือเครื่องเอกซเรย์ ประกอบด้วยหลอดรังสีเอกซ์ เป็นหลอดแก้วระบบสุญญากาศ และแหล่งจ่ายไฟ (generator x-ray) ที่เป็นแหล่งพลังงานไฟฟ้าที่ป้อนให้กับหลอดรังสีเอกซ์ในระดับค่ากิโลโวลต์ รังสีเอกซ์ที่เกิดขึ้นจากเครื่องเอกซเรย์เป็นรังสีที่สามารถผลิตให้เกิดขึ้นได้ในภาวะที่อิเล็กตรอนถูกเร่งให้มีความเร็วในสุญญากาศ เมื่ออิเล็กตรอนที่มีความเร็วสูงถูกทำให้หยุดทันทีหรือช้าลงทันที เช่น การกระทบเป้า จะทำให้เกิดรังสีเอกซ์กลไกที่ทำให้เกิดรังสีเอกซ์ มีดังนี้ ^[2]

4.1.1 การทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากโลหะ

การทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากโลหะที่ทำเป็นไส้หลอดโดยจ่ายกระแสไฟฟ้าผ่านขดลวดไส้หลอด (filament) จนกระทั่งไส้หลอดมีอุณหภูมิมากกว่าหรือเท่ากับ 2,000 องศาเซลเซียส ทำให้เกิดการรวมตัวของ อิเล็กตรอนที่ผิวหน้าของโลหะจนแตกตัวเป็นไอออนด้วยการผลึกอิเล็กตรอนให้หลุดออกจากอะตอม อิเล็กตรอนที่หลุดออกจากวงโคจรโดยอาศัยความร้อนนี้เรียกว่า thermionic emission เกิดจากการกำหนดหรือตั้งเวลาการจ่ายกระแสไฟฟ้าให้ไส้หลอด

4.1.2 การทำให้อิเล็กตรอนหลุดและเคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูง

การทำให้อิเล็กตรอนหลุดและเคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูง โดยการทำให้เกิดความต่างศักย์สูง ระหว่างขั้วลบและขั้วบวกของหลอดรังสีเอกซ์จนทำให้อิเล็กตรอนจากขั้วลบถูกกระตุ้นจนกระโดดข้ามขั้ววิ่งเข้าหาเป้า (target) ด้วยความเร็วสูงระดับพลังงานที่ใช้ระดับหน่วยเป็นกิโลโวลต์ ยิ่งค่าความต่างศักย์มากอิเล็กตรอนที่กระโดดข้ามขั้วยิ่งมีความเร็วสูง

4.1.3 การทำให้เส้นทางที่อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ไม่มีสิ่งกีดขวาง

การทำให้เส้นทางที่อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ไม่มีสิ่งกีดขวางโดยการทำให้หลอดเอกซเรย์เป็นสุญญากาศ มีผลให้อิเล็กตรอนสามารถเคลื่อนที่ได้อย่างรวดเร็ว

4.1.4 การทำให้อิเล็กตรอนมีความเข้มสูงและเคลื่อนที่ไปในทิศทางเดียวกัน

การทำให้อิเล็กตรอนมีความเข้มสูงและเคลื่อนที่ไปในทิศทางเดียวกันพุ่งไปหาจุดโฟกัสหรือเป้า (Target) โดยใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า Electron Focusing Cup บังคับทิศทางให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่หลุดจากไส้หลอด (Filament) ไปกระทบกับเป้า

4.1.5 อิเล็กตรอนหยุดหรือเบี่ยงเบนจากเส้นทางเคลื่อนที่เดิม

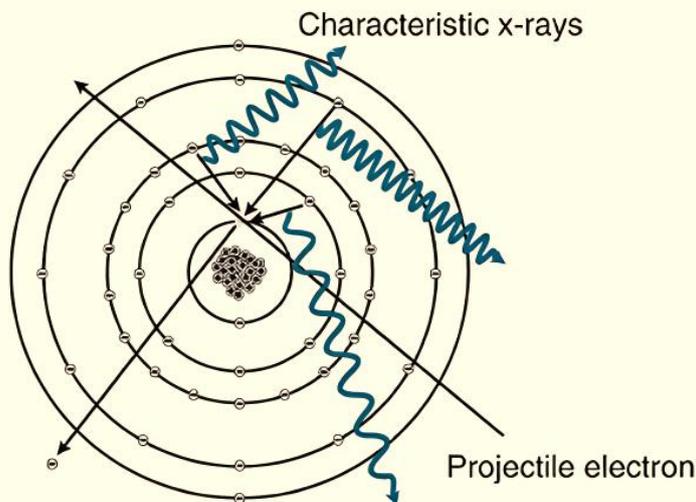
เมื่ออิเล็กตรอนถูกจ่ายพลังงานศักย์ ไฟฟ้าสูงจะเคลื่อนที่จากขั้วลบ (Cathode) หรือไส้หลอด (Filament) ผ่านระบบสุญญากาศด้วยความเร็วสูงเข้าหาขั้วบวก (Anode) หรือเป้า (Target) ของหลอดเอกซเรย์จะทำให้เกิดการหยุดทันที อิเล็กตรอนจะปล่อยพลังงาน ออกมาในรูปของพลังงานความร้อน 99.8 เปอร์เซ็นต์ และ 0.2 เปอร์เซ็นต์จะเป็นพลังงานช่วงคลื่นรังสีเอกซ์พลังงานช่วงรังสีเอกซ์นี้จะขึ้นอยู่กับลักษณะของอันตรกิริยาที่เกิดขึ้น และการระบายความร้อนออกจากขั้วบวกจึงมีความสำคัญมาก มิฉะนั้นจะทำให้เกิดความร้อนจนหลอมละลายได้ ดังนั้นโลหะที่ใช้ทำขั้วบวกหรือเป้าจึงต้องมีจุดหลอมเหลวที่สูง

4.2

ชนิดรังสีเอกซ์

4.2.1 รังสีเอกซ์ลักษณะเฉพาะ (Characteristic X-ray)

เป็นอันตรกิริยาของอิเล็กตรอนจากไส้หลอดชนกับอิเล็กตรอนในวงโคจรอะตอมของเป้า ทำให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออนด้วยการผลักอิเล็กตรอนให้หลุดออกจาก อะตอม เมื่ออิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจรอื่นที่ห่างออกไปเข้ามาแทนที่ว่างที่เกิดขึ้นและปลดปล่อยพลังงานออกมาในรูปของรังสีเอกซ์

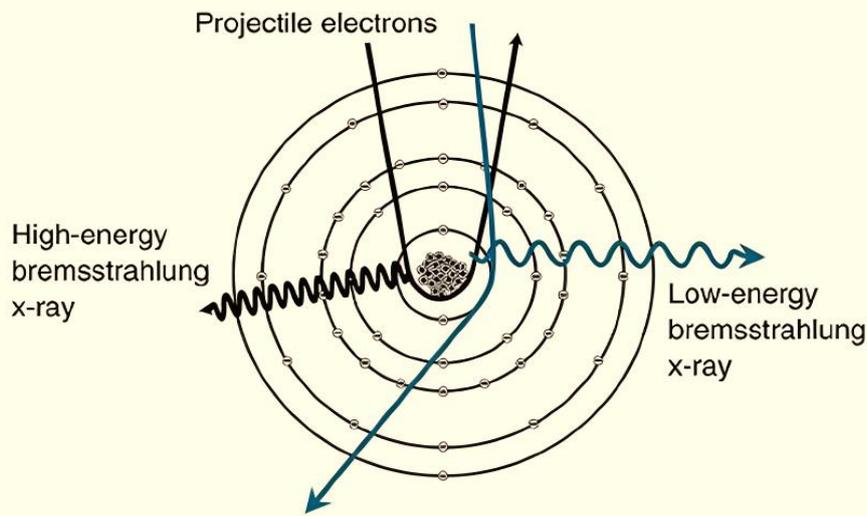


รูปที่ 1 การเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัว (characteristic x-ray)

4.2.2 รังสีเบรมส์ตราลุง (bremsstrahlung radiation)

เป็นอันตรกิริยาของอิเล็กตรอนที่มีพลังงานสูงมากพอจากไส้หลอดเอกซเรย์วิ่งเข้าใกล้สนามของนิวเคลียสของเป้าโลหะ อิเล็กตรอนจะเกิดการเปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนที่เนื่องจากแรงของสนามประจุบวกของนิวเคลียสทำให้อิเล็กตรอนมีพลังงานลดลง และปล่อยพลังงานออกมาในรูปของรังสีเอกซ์

ดังนั้น รังสีเบรมส์ตราลุงจึงมีพลังงานได้หลายค่าขึ้นอยู่กับอิเล็กตรอนที่วิ่งเข้าชนสามารถเข้าใกล้สนาม นิวเคลียสได้มากเพียงใดและมีการสูญเสียพลังงานเพียงใด แต่จะมีค่าพลังงานสูงสุดเท่าพลังงานของอิเล็กตรอนเท่านั้น เช่น อิเล็กตรอนที่มีพลังงานจลน์ 70 keV เมื่อทำให้เกิดรังสีเบรมส์ตราลุงก็จะมีพลังงานตั้งแต่ 0 จนถึง 70 keV ไม่เกินกว่านี้ [3]

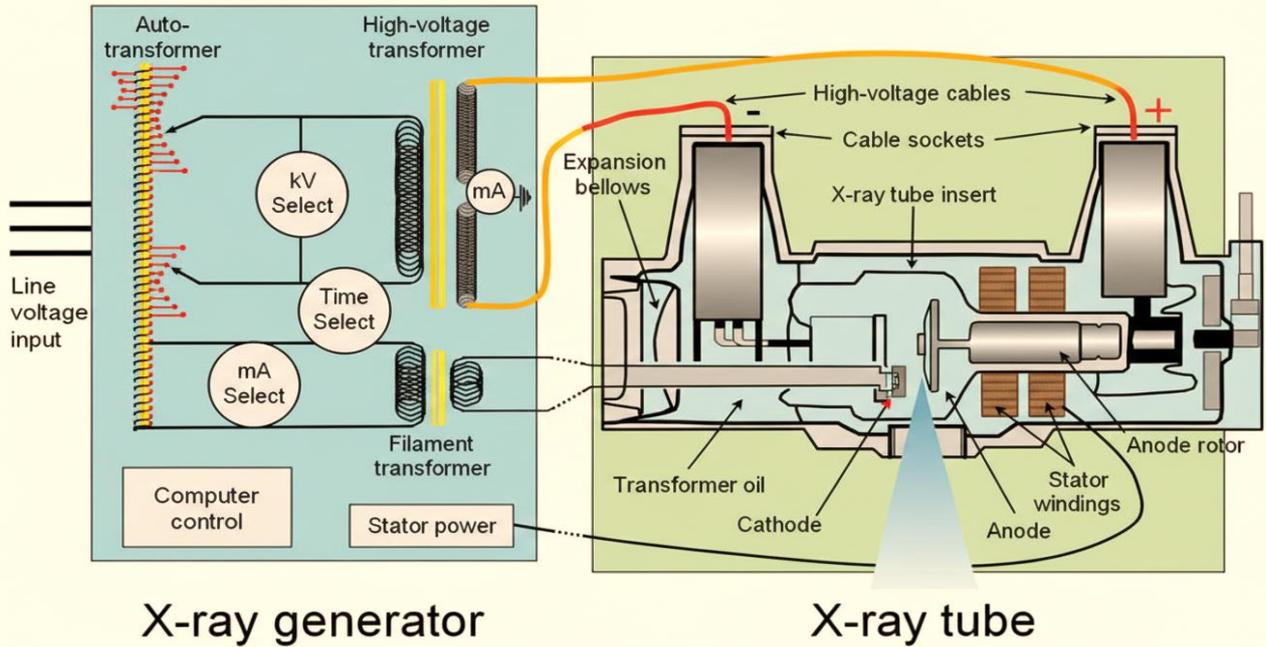


รูปที่ 2 การเกิดรังสีเบรมส์ตราลุง (bremsstrahlung radiation)

4.3

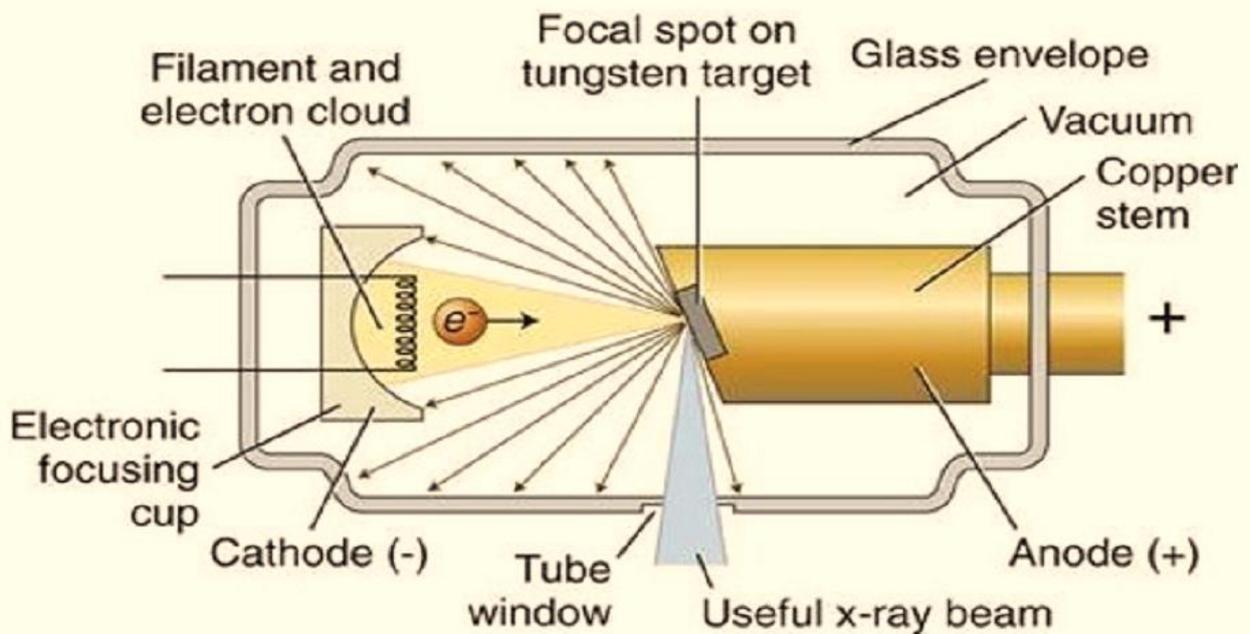
หลักการการทำงานของเครื่องเอกซเรย์

เครื่องเอกซเรย์ มีส่วนประกอบหลัก คือ หลอดรังสีเอกซ์ (x-ray tube) เป็นแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ของ เครื่องเอกซเรย์ แหล่งจ่ายไฟ (generator x-ray) เป็นที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้หลอดรังสีเอกซ์ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ระดับกิโลโวลต์และกระแสไฟฟ้าที่ระดับมิลลิแอมป์ และชุดควบคุมเครื่องเอกซเรย์ (control) เป็นชุดควบคุมการตั้งค่าเทคนิคการถ่ายภาพ (exposure) ใช้ตั้งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า (kV) กระแสไฟฟ้า (mA) หรือกระแสไฟฟ้าคูณ กับเวลา (mAs) และ เวลา (exposure time)



รูปที่ 3 โครงสร้างของเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์

ที่มา: https://www.researchgate.net/figure/ray-generator-and-x-ray-tube-components-are-illustrated-The-x-ray-generator-provides_fig2_8365056



รูปที่ 4 หลอดรังสีเอกซ์ (X-ray tube)

ที่มา: https://www.researchgate.net/figure/Schematics-of-a-conventional-X-ray-tube-the-electrons-e-are-emitted-from-the_fig1_327816840

4.3.1 หลอดรังสีเอกซ์

หลอดรังสีเอกซ์ (x-ray tube) ซึ่งเป็นหลอดแก้วสุญญากาศ ภายในมีขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว คือ ขั้วลบ (cathode) หรือไส้หลอด (filament) และขั้วบวก (anode) หรือเป้า (target) ขั้วทั้ง 2 ต่อเข้ากับแหล่งจ่ายไฟฟ้าของ เครื่องเอกซเรย์ดังรูปที่ 4 เมื่อกระแสไฟฟ้าไหลผ่านเข้าไปในไส้หลอดซึ่งทำจากทังสเตน (tungsten) จะเกิดความร้อนมีอุณหภูมิสูงถึง 2,000 องศาเซลเซียสหรือมากกว่า ทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากไส้หลอดและถูกเร่งให้เคลื่อนที่ไปกระทบกับเป้าซึ่งทำจากโลหะผสมระหว่างทังสเตนกับวัสดุอื่น เช่น โมลิบดีนัม (molybdenum) เนื่องจากทังสเตน มีเลขเชิงอะตอมสูง จุดหลอมเหลวสูง และส่งผ่านความร้อนได้ดี เมื่ออิเล็กตรอนความเร็วสูงกระทบกับเป้าจะสูญเสีย พลังงานไปเป็นความร้อน (≥ 99.8 เปอร์เซ็นต์) และส่วนพลังงานที่เหลือจะเปลี่ยนเป็นรังสีเอกซ์

4.3.2 ชนิดของหลอดรังสีเอกซ์

หลอดรังสีเอกซ์ที่ใช้ในทางการแพทย์แบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ ^[4]

4.3.2.1 หลอดรังสีเอกซ์สำหรับรังสีวินิจฉัย หลอดรังสีชนิดนี้ใช้เพื่อเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยโรคจึงจำเป็นต้องมีความเข้มของรังสีสูงแต่ใช้เวลาในการผลิตสั้น ๆ หลอดชนิดนี้จะมีค่ากระแสไฟฟ้าไหลผ่านหลอดสูงตั้งแต่ 30 ถึง 1,000 มิลลิแอมแปร์ ค่าระดับพลังงานความต่างศักย์หลอดโดยทั่วไปมีค่าสูงสุด 150 กิโลโวลต์

4.3.2.2 หลอดรังสีเอกซ์สำหรับรักษาโรค หลอดรังสีชนิดนี้ใช้เพื่อรักษาโรค มีการใช้งานต่อเนื่องเป็นระยะเวลานาน ค่าของกระแสไหลผ่านหลอดชนิดนี้ต่ำกว่าหลอดรังสีสำหรับวินิจฉัยมีระบบระบายความร้อนที่ดี ค่าระดับพลังงานความต่างศักย์ของหลอดโดยทั่วไปมีตั้งแต่ 10 กิโลโวลต์ จนถึงระดับเมกะโวลต์

4.3.3 แหล่งจ่ายไฟ

แหล่งจ่ายไฟฟ้า คือ วงจรจ่ายพลังงานให้กับหลอดรังสีเอกซ์ โดยมีรูปแบบของสัญญาณทางไฟฟ้าที่ แตกต่างกันตามชนิดของเครื่องเอกซเรย์ ซึ่งรูปแบบของสัญญาณจะส่งผลต่อค่าเทคนิคในการตั้งค่าการถ่ายภาพรังสี และปริมาณรังสีที่ได้รับ ทั้งนี้เกิดจากแรงดันไฟกระพือม (ripple voltage) ของกระแสหรือการเปลี่ยนแปลงของ แรงดันไฟฟ้าซึ่งเกิดรอยหยักของรูปสัญญาณไฟฟ้า ดังนั้นจึงมีการพิจารณาผลของการกระพือมของสัญญาณไฟฟ้า เรียกว่าอัตราส่วนการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้า (ripple factor) เป็น ripple ที่เกิดต่อการเปลี่ยนแปลงของ แรงดันไฟฟ้าบอกถึงคุณภาพของไฟฟ้า โดยเฉพาะไฟฟ้ากระแสตรง

โดยทั่วไปแหล่งจ่ายไฟเครื่องเอกซเรย์ควรให้ ripple factor มีค่าน้อยที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้เพื่อทำให้เกิดความต่อเนื่องของการปลดปล่อยรังสีซึ่งจะมีผลต่อคุณภาพของภาพถ่ายรังสี โดยสัญญาณของแหล่งจ่ายไฟ สามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ระบบหลัก ดังนี้ ^[5]

4.3.3.1 ระบบ 1 เฟส (single phase generator) เป็นระบบแหล่งจ่ายไฟฟ้าแบบไฟบ้านกระแสสลับ สามารถแบ่งออกเป็นรูปแบบย่อยได้อีก 3 ชนิด คือ

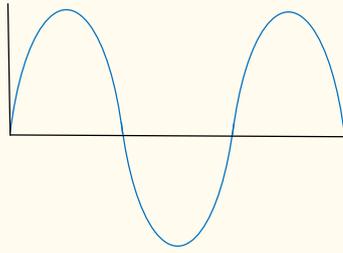
1) รูปแบบ 1 เฟสเต็มคลื่น (single phase full-wave) หรือไฟฟ้ากระแสสลับ

2) รูปแบบ 1 เฟสครึ่งคลื่น (single phase half-wave rectified generator)

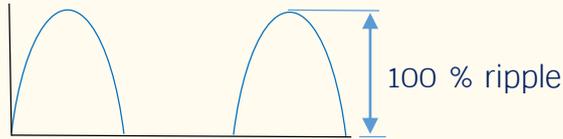
3) รูปแบบ 1 เฟสเต็มคลื่น (single phase full-wave rectified generator) แสดงรูปแบบระบบ 1 เฟสตาม

รูปที่ 4.5 รูปแบบสัญญาณนี้จะมีค่า kV Ripple ที่สูง 100 เปอร์เซ็นต์ ดังรูปที่ 8 ทำให้เวลาที่ใช้ในการฉายรังสีนานและผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีมากขึ้น เนื่องจากการใช้รังสีเอกซ์ที่มีพลังงานต่ำ

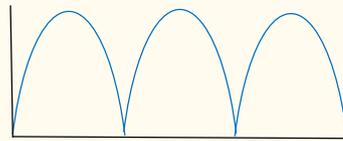
Single phase



Single phase
 one pulse
 (half-wave rectified)



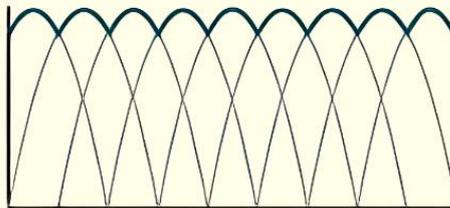
Single phase
 two pulse
 (full-wave rectified)



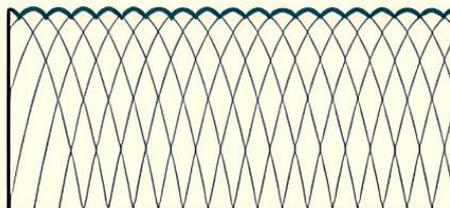
รูปที่ 5 รูปสัญญาณแหล่งจ่ายไฟเครื่องเอกซเรย์แบบ 1 เฟส

4.3.3.2 ระบบ 3 เฟส (three phase generator) เป็นระบบแหล่งจ่ายไฟเครื่องเอกซเรย์ที่มีขนาดใหญ่กว่าแบบแรกใช้
 ไ ฟ พื ้
 แบบ 3 เฟส มีแรงดันประมาณ 380 โวลต์ ซึ่งสูงกว่าแบบ 1 เฟส มีรูปแบบย่อย 2 รูปแบบ คือ 3 เฟส 6 พัลส์ และ 3 เฟส 12
 พัลส์ เนื่องจากการใช้ไฟฟ้าแบบ 3 เฟสที่มีจำนวนพัลส์มากทำให้มีสัญญาณไฟฟ้า มีความถี่มากกว่าแบบ 1 เฟส ซึ่งความถี่ใน
 การสร้างสัญญาณไฟฟ้ามากกว่าทำให้ kV ripple น้อยลงอยู่ระดับ 10 ถึง 25 เปอร์เซ็นต์ ดังรูปที่ 8 ระบบแหล่งจ่ายไฟ
 รูปแบบนี้ทำให้เครื่องเอกซเรย์มีประสิทธิภาพสูงขึ้น สามารถตั้งค่า กระแสไฟฟ้า (mA) ได้สูง ใช้เวลา (time) ฉายรังสีต่ำ ความ
 จุ ค ว า ม ร็ อ น สู ง
 ทำงานนาน ๆ ติดต่อกันได้ดี [6] เนื่องจาก แหล่งจ่ายไฟมีขนาดใหญ่และใช้พลังงานมาก แสดงรูปแบบสัญญาณตามรูปที่ 5

Three phase
 six pulse



Three phase
 twelve pulse



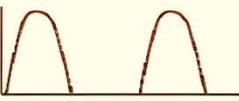
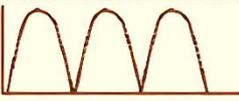
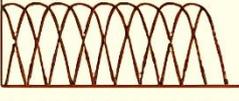
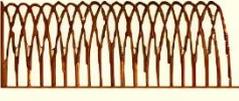
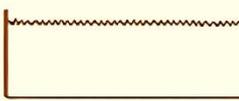
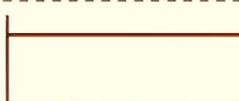
รูปที่ 6 รูปสัญญาณแหล่งจ่ายไฟเครื่องเอกซเรย์แบบ 3 เฟส

4.3.3.3 ระบบความถี่สูง (high frequency generator) เป็นรูปแบบสัญญาณที่นิยมนำมาใช้งานในปัจจุบันเพราะมีประสิทธิภาพสูง [6] ใช้วงจรอิเล็กทรอนิกส์เป็นแหล่งกำเนิดความถี่และการกรองสัญญาณทำให้ มีค่า kV ripple ต่ำ ผลของการกระเพื่อมต่ำทำให้รูปสัญญาณมีลักษณะราบเรียบจึงสามารถควบคุมแรงดันไฟฟ้า ให้มีสัญญาณองที่ได้มากยิ่งขึ้น รูปแบบแหล่งจ่ายไฟนี้ใช้วงจรอิเล็กทรอนิกส์ในการควบคุมจึงทำให้เครื่องเอกซเรย์มี ขนาดเล็กลง ใช้เวลาการเอกซเรย์สั้น ปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพและผู้ป่วยได้รับปริมาณค่อนข้างต่ำ จึงจัดว่า เป็นรูปแบบแหล่งจ่ายไฟที่มีประสิทธิภาพสูงสุด แสดงรูปแบบสัญญาณตามรูปที่ 7

High Frequency



รูปที่ 7 รูปสัญญาณแหล่งจ่ายไฟเครื่องเอกซเรย์แบบความถี่สูง

Generator type	Typical voltage wavefoem	kV ripple
Single-phase 1-pulae (self rectified)		100%
Single-phase 2-pulae (full wave rectified)		100%
3-phase 6-pulae		13% - 25%
3-phase 12-pulae		3% - 10%
Medium-high frequency Inverter		4% - 15%
Constant Potential		<2%

รูปที่ 8 รูปสัญญาณแหล่งจ่ายไฟฟ้าและค่า kV Ripple

ที่มา: [http://www.med.cmu.ac.th/dept/radiology/324321%5Cx_ray_vet321_55\[1\].pdf](http://www.med.cmu.ac.th/dept/radiology/324321%5Cx_ray_vet321_55[1].pdf)

ข้อกำหนดและมาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

ข้อกำหนดและคุณภาพเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยของประเทศไทยเป็นเกณฑ์ขั้นต่ำที่สามารถยอมรับได้เป็นไปตามมาตรฐานเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัย กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวง สาธารณสุข ^[7] ซึ่งสอดคล้องกับข้อกำหนดของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (International Atomic Energy Agency: IAEA) ตามคู่มือ IAEA Safety Standards พารามิเตอร์ที่กำหนดและค่ามาตรฐานของเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยอื่น ๆ ระดับสากล และระดับชาติร่วมด้วย เช่น IEC, ICRP, AAPM, NCRP, US FDA, NSW EPA, Health Canada และ EC โดยตรวจสอบค่ามาตรฐานทางฟิสิกส์ของเครื่องเอกซเรย์ เช่น ค่าความต่างศักย์หลอด (tube potential) ค่าเวลาในการฉายรังสี (exposure time) ปริมาณรังสี (radiation output) การกรองรังสี (filtration) และปริมาณรังสีรั่ว (leakage radiation) เป็นต้น

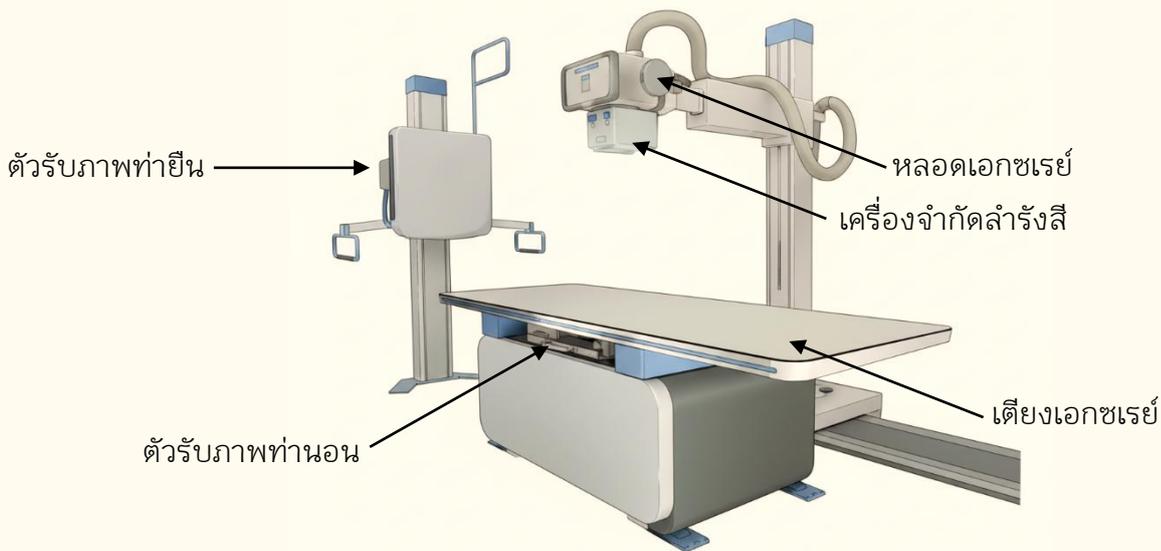
ข้อกำหนดชนิดเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยของประเทศไทย จำแนกเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยตามลักษณะและวัตถุประสงค์ในการใช้งานทางคลินิกออกเป็น 13 ชนิด ได้แก่

- เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป (general x-ray machine)
- เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรม (dental X-ray machine)
- เครื่องเอกซเรย์เต้านม (mammographic X-ray machine)
- เครื่องตรวจความหนาแน่นของกระดูก (bone densitometer)
- เครื่องเอกซเรย์ระบบหลอดเลือด (angiogram or digital subtraction angiography)
- เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (computed tomography machine)
- เครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี (fluoroscopy x-ray machine)
- เครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปีแบบหมุนได้ (rotational fluoroscopy X-ray machine or C-Arm)
- เครื่องจำลองการรักษาแบบทั่วไป (conventional simulator)
- เครื่องจำลองการรักษาแบบคอมพิวเตอร์ (computed tomography simulator)
- เครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ (mobile X-ray unit)
- รถเอกซเรย์ (vehicle x-ray unit)
- เครื่องเอกซเรย์สัตว์ (veterinary X-ray machine)

ข้อกำหนดมาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัย ^[7] จำแนกตามลักษณะ และวัตถุประสงค์ในการทดสอบตามเทคนิคการเกิดรังสีและการสร้างภาพทางรังสีของเครื่องเอกซเรย์ ข้อกำหนดแบ่งมาตรฐานเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยออกเป็น 7 มาตรฐาน และมาตรฐานคุณภาพห้องเอกซเรย์ ซึ่งพบว่าชนิดเครื่องเอกซเรย์มากกว่าข้อกำหนดมาตรฐานคุณภาพเครื่อง เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์บางชนิดใช้ข้อกำหนดและมาตรฐานร่วมกัน ซึ่งจะอธิบายในหัวข้อถัดไป

4.4.1 มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป

มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป มีชนิดของเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้ข้อกำหนดมาตรฐานร่วมกัน ได้แก่ เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป (General X-ray machine) เครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ (mobile X-ray unit) เครื่องเอกซเรย์บนรถเอกซเรย์ (vehicle X-ray unit) และเครื่องเอกซเรย์สัตว์ (veterinary X-ray machine) เนื่องจากมีลักษณะพื้นฐานของเครื่องและเทคนิคทางรังสีที่คล้ายกันใช้งานในทางคลินิกสำหรับการถ่ายภาพอวัยวะผู้ป่วย ซึ่งสามารถถ่ายได้ทุกส่วนของร่างกาย เช่น ปอด กระดูกแขน ขา กระดูกสันหลัง เป็นต้น



รูปที่ 9 เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป

ที่มา: <https://www.hospitalstore.com/x-ray-machine-parts>

ข้อกำหนดพารามิเตอร์ที่ต้องพิจารณาเฉพาะของเครื่องเอกซเรย์ประเภทนี้ คือ ค่าการกรองรังสี (filtration) ความทำซ้ำค่าความต่างศักย์หลอด (reproducibility of tube potential) และค่าความเป็นเชิงเส้นของปริมาณรังสี (linearity) โดยการกรองรังสีของหลอดเอกซเรย์พิจารณาจากค่าความหนาครึ่งค่า (Half-value layer: HVL) ซึ่งจะต้องไม่น้อยกว่าค่าที่แสดงในตารางที่ 4.1 ซึ่งจะพบว่าปีที่ผลิตหลอดเอกซเรย์จะมีค่าพารามิเตอร์ที่ทดสอบแตกต่างกันโดยเครื่องเอกซเรย์ที่ผลิตขึ้นก่อนวันที่ 1 มิถุนายน พ.ศ. 2555 ใช้ค่าความหนาครึ่งค่าประเภทอื่น ๆ กลุ่มแรก และเครื่องเอกซเรย์ผลิตขึ้นหลังวันที่ 1 มิถุนายน พ.ศ. 2555 ใช้ความหนาครึ่งค่าตามตารางประเภทอื่น ๆ กลุ่มสอง ในระดับค่าพลังงานความต่างศักย์หลอดต่าง ๆ ตามตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ค่าความหนาครึ่งค่า (HVL) สำหรับเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป เครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรม และเครื่องเอกซเรย์อื่น ๆ ที่มีหลักการทำงานคล้ายกันนี้ [7]

ช่วงการทำงาน ที่ระบุ	ความต่างศักย์หลอด (kV) ค่าการวัด	ความหนาครึ่งค่าขั้นต่ำ (mm Al)		
		เครื่องเอกซเรย์ ทันตกรรมแบบตัวรับ ภาพในช่องปาก ¹	เครื่องเอกซเรย์ ประเภทอื่น ๆ กลุ่มแรก ²	เครื่องเอกซเรย์ ประเภทอื่น ๆ กลุ่มสอง ³
น้อยกว่า 51	30	1.5	0.3	0.3
	40	1.5	0.4	0.4
	50	1.5	0.5	0.5
51-70	51	1.5	1.2	1.3
	60	1.5	1.3	1.5
	70	1.5	1.5	1.8
มากกว่า 70	71	2.1	2.1	2.5
	80	2.3	2.3	2.9
	90	2.5	2.5	3.2
	100	2.7	2.7	3.6
	110	3.0	3.0	3.9
	120	3.2	3.2	4.3
	130	3.5	3.5	4.7
	140	3.8	3.8	5.0
	150	4.1	4.1	5.4

¹ เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมที่ออกแบบมาสำหรับใช้งานกับตัวรับภาพในช่องปากและผลิตขึ้นหลังวันที่ 1 ธันวาคม พ.ศ. 2523

² เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมที่ออกแบบมาสำหรับใช้งานกับตัวรับภาพในช่องปากและผลิตขึ้นก่อนหรือในวันที่ 1 ธันวาคม พ.ศ. 2523 และรวมถึง เครื่องเอกซเรย์ประเภทอื่น ๆ มาขึ้นก่อนวันที่ 1 มิถุนายน พ.ศ. 2555

³ เครื่องเอกซเรย์ประเภทอื่น ๆ ยกเว้นเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมที่ใช้งานกับตัวรับภาพในช่องปาก ที่ผลิตขึ้นตั้งแต่วันที่ 1 มิถุนายน พ.ศ. 2555

ความซ้ำค่าความต่างศักย์หลอด (reproducibility of tube potential) จะต้องพิจารณาลักษณะรูปแบบของแหล่งจ่ายไฟหลอดเอกซเรย์ร่วมด้วย โดยปัจจุบันแหล่งจ่ายไฟฟ้าที่นิยมนำมาใช้กับเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป ได้แก่ ระบบแรงดันไฟฟ้าแบบความถี่สูง และระบบแรงดันไฟฟ้าแบบ 1 เฟสเต็มคลื่น ซึ่งตามมาตรฐานที่กำหนด แตกต่างกันคือ ความซ้ำไม่เกิน 2% สำหรับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าแบบความถี่สูง และแบบ 3 เฟส หรือไม่เกิน 5% สำหรับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าแบบ 1 เฟสเต็มคลื่นหรือแบบครึ่งคลื่น

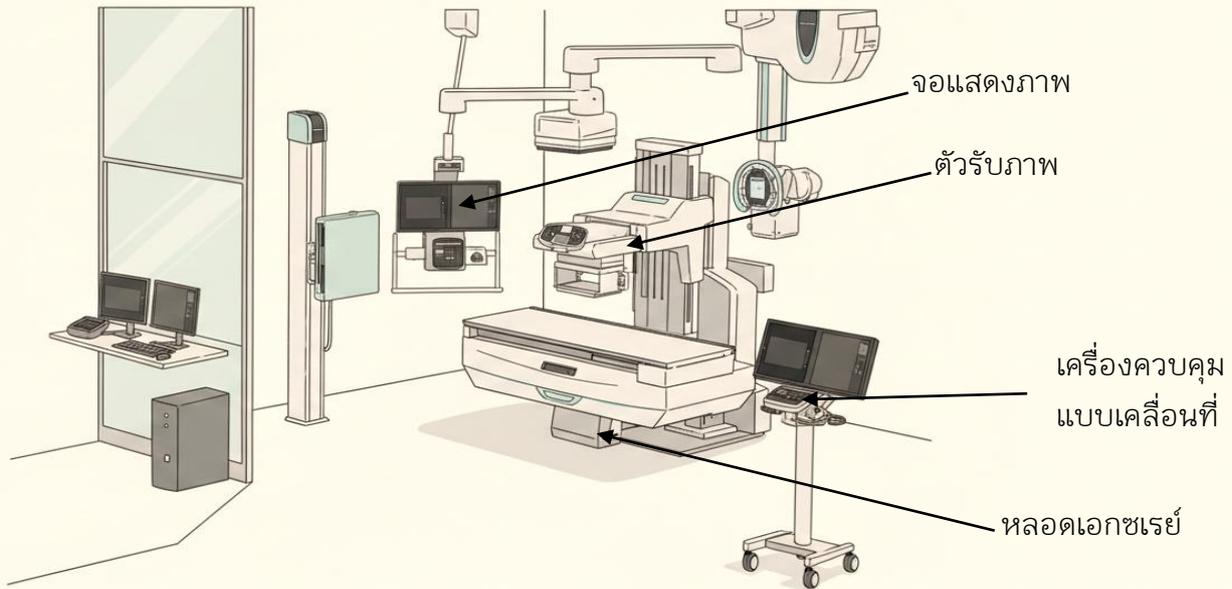
ค่าความเป็นเชิงเส้น (linearity) ของปริมาณรังสีที่ผลิตได้จากเครื่องเอกซเรย์พิจารณาจำแนกตามระบบการตั้งค่ากระแสผ่านหลอดเอกซเรย์ โดยทั่วไปปัจจุบันเทคนิคการตั้งค่าถ่ายภาพทางรังสี จะสามารถตั้งได้ 2 ระบบคือ เครื่องเอกซเรย์ระบบตั้งค่าแบบกระแส (mA) กับเวลา (s) แยกกันมีค่าความเป็นเชิงเส้นไม่เกิน 10% และระบบตั้งค่าผลคูณระหว่างกระแสกับเวลา (mAs) มีค่าความเป็นเชิงเส้นไม่เกิน 20%

ตารางที่ 2 รายการทดสอบและค่ามาตรฐานเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป

รายการทดสอบ	ค่ามาตรฐาน
1. ค่าความต่างศักย์หลอด (tube potential)	
1.1 ความแม่นยำ (accuracy)	ไม่เกิน $\pm 10\%$
1.2 ความซ้ำ (reproducibility) สำหรับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าแบบความถี่สูง และแบบ 3 เฟส	ไม่เกิน 2 %
1.3 ความซ้ำ (reproducibility) สำหรับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าแบบ 1 เฟสเต็มคลื่น และแบบ 1 เฟส ครึ่งคลื่น	ไม่เกิน 5 %
2. ค่าเวลาในการฉายรังสี (exposure time)	
2.1 ความแม่นยำ (accuracy)	
2.1.1 กรณีที่เวลามากกว่าหรือเท่ากับ 0.1 วินาที	ไม่เกิน $\pm 10\%$
2.1.2 กรณีที่เวลาน้อยกว่า 0.1 วินาที	ไม่เกิน $\pm 2 \text{ ms}$ หรือ 15%
2.2 ความซ้ำ (reproducibility)	ไม่เกิน 5 %
3. ปริมาณรังสี (radiation output)	
3.1 ความซ้ำ (reproducibility)	ไม่เกิน 5 %
3.2 ความเป็นเชิงเส้น (linearity)	
3.2.1 กรณีที่เครื่องเอกซเรย์เป็นระบบตั้งค่ากระแสผ่านหลอดเอกซเรย์ (mA)	ไม่เกิน 10 %
3.2.2 กรณีที่เครื่องเอกซเรย์เป็นระบบตั้งค่าผลคูณระหว่างกระแสกับเวลา (mAs)	ไม่เกิน 20 %
3.3 ค่าระดับปริมาณรังสี (magnitude) ที่ 80 kV ระยะ 1 เมตร	25 – 80 $\mu\text{Gy/mAs}$
4. การกรองรังสี (filtration) ที่ 80 kV *พิจารณาตารางที่ 1	ไม่น้อยกว่า x.xx mm Al
5. อุปกรณ์จำกัดลำรังสี (beam limiting device)	
5.1 อุปกรณ์จำกัดลำรังสีเป็นแบบปรับได้	ปรับได้/Adjustable
5.2 อุปกรณ์จำกัดลำรังสีหรือคอลลิเมเตอร์มีความสว่างแสงไฟที่ระยะ 1 เมตร	ไม่น้อยกว่า 100 ลักซ์
5.3 การเหลื่อมล้ำระหว่างลำรังสีกับลำแสงไฟ	ไม่เกิน $\pm 2\%$ SID
5.4 ความตรงแนวของลำรังสีกับตัวรับภาพ (beam alignment)	ไม่เกิน 3 องศา
6. ปริมาณรังสีรั่ว (leakage radiation) ที่ระยะห่างจากหลอดเอกซเรย์ 1 เมตร	ไม่เกิน 1 มิลลิเกรย์ (mGy) ใน 1 ชั่วโมง

4.4.2 มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี

เป็นเครื่องที่ใช้ในการตรวจวินิจฉัยเพื่อค้นหาความผิดปกติของอวัยวะภายในร่างกายที่เป็นภาพ เสมือนจริง ขณะนั้น โดยเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยที่จัดอยู่ในกลุ่มมาตรฐานเครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี ประกอบไปด้วย เครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปีแบบทั่วไปแบบติดตั้งคงที่ในห้องตรวจ ที่ใช้สำหรับการตรวจระบบทางเดินอาหารหรืออวัยวะส่วนอื่น เครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปีแบบหมุนได้ (C-Arm, O-Arm หรือ G-Arm) เครื่องเอกซเรย์ระบบหลอดเลือด (angiogram or digital subtraction angiography: DSA) เป็นต้น รวมถึงเครื่องเอกซเรย์อื่น ๆ ที่มีหลักการทำงานเหมือนเครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี



รูปที่ 10 เครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี

ที่มา: https://www.shimadzu.com/med/products/fluoro/fluorospeed_x1.html

ข้อกำหนดพารามิเตอร์ที่ต้องพิจารณาจำเพาะของเครื่องเอกซเรย์ประเภทนี้ คือ การจำแนกขนาดของตัวรับภาพ และ ลิ ะ ปีที่ผลิตเครื่องเอกซเรย์ ซึ่งจะมีผลต่อค่ามาตรฐานในพารามิเตอร์ทดสอบสำหรับการแยกวัตถุที่มีคอนทราสต์สูง (high-contrast resolution) ดังตารางที่ 3

สถานะเครื่อง	ขนาดของภาพ (cm)	ค่าการแยก (lp/mm)
ติดตั้งใหม่ หลังปี พ.ศ. 2559	< 18	1.8
	18 ถึง 26	1.6
	26 ถึง < 30	1.4
	30 ถึง 36	1.2
	> 36	1.0
เครื่องเก่า ก่อนปี พ.ศ. 2559	≤ 25	1.2
	> 25	1.0

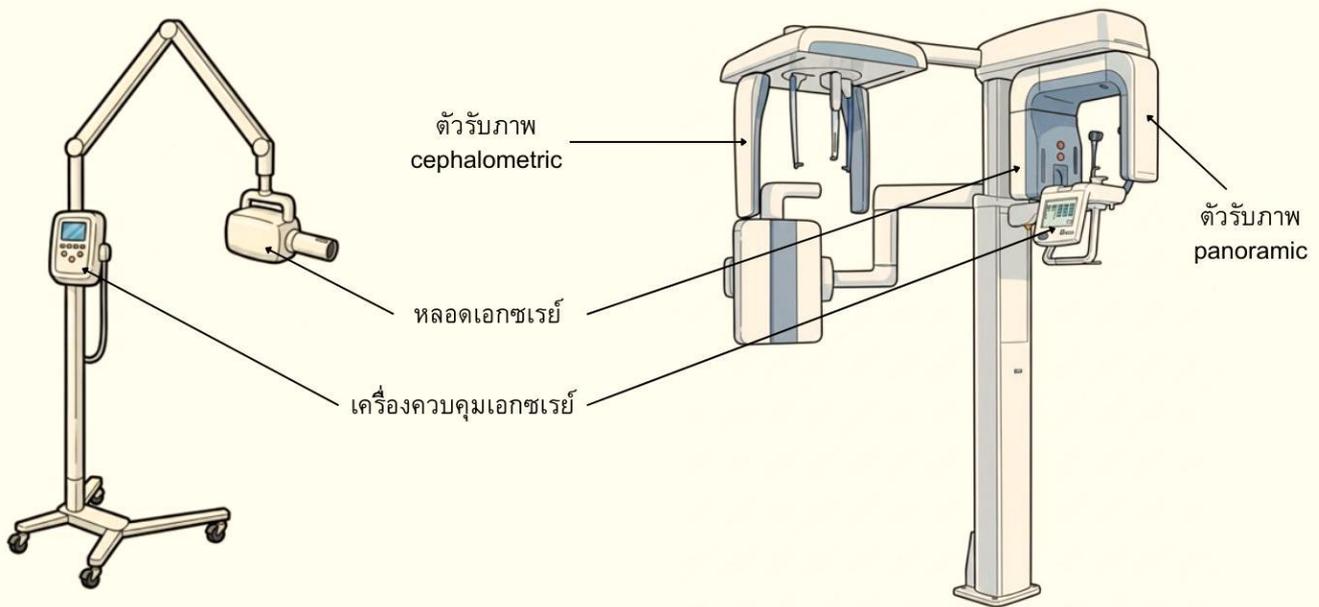
เครื่องเอกซเรย์ประเภทฟลูออโรสโคปี เป็นเครื่องเอกซเรย์ชนิดที่ใช้ปริมาณรังสีสูงในการถ่ายภาพ ดังนั้นการทดสอบเครื่องเอกซเรย์ จะทดสอบค่ามาตรฐานที่ใช้ในทางคลินิกของเครื่องเอกซเรย์ร่วมด้วย เช่น อัตราปริมาณรังสี (incident air kerma rate) ที่ระดับผิวผู้ป่วยในทางคลินิก เป็นต้น

ตารางที่ 4 รายการทดสอบและค่ามาตรฐานเครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี

รายการทดสอบ	ค่ามาตรฐาน
1. ค่าความต่างศักย์หลอด (tube potential)	
1.1 ความแม่นยำ (accuracy)	ไม่เกิน $\pm 10\%$
1.2 ความทำซ้ำ (reproducibility) สำหรับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าแบบความถี่สูง และแบบ 3 เฟส	ไม่เกิน 2 %
1.3 ความทำซ้ำ (reproducibility) สำหรับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าแบบ 1 เฟส เต็มคลื่น และแบบครึ่งคลื่น	ไม่เกิน 5 %
2. สวิตช์ฉายรังสีของเครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี (fluoroscopic exposure switch)	dead-man type
3. การหยุดภาพสุดท้าย (last image hold)	สามารถหยุดภาพสุดท้ายค้างไว้บนหน้าจอภาพได้
4. การกรองรังสี (filtration) *พิจารณาตารางที่ 1	ไม่น้อยกว่า x.xx mm Al
5. ปริมาณรังสี (radiation output)	
5.1 ความทำซ้ำ (reproducibility)	ไม่เกิน 5 %
5.2 อัตราปริมาณรังสี (incident air kerma rate) ที่ระดับผิวผู้ป่วย	
5.2.1 ระบบควบคุมกรณีทั่วไป	ไม่เกิน 88 mGy/min
5.2.2 ระบบควบคุมกรณีรังสีสูง	ไม่เกิน 176 mGy/min
6. การแยกวัตถุที่มีคอนทราสต์สูง (high-contrast resolution) *พิจารณาตารางที่ 3	ไม่น้อยกว่า x.xx lp/mm
7. การแยกวัตถุที่มีคอนทราสต์ต่ำ (low-contrast resolution)	น้อยกว่าหรือเท่ากับ 3.9 %

4.4.3 มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรม

เครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์ที่จัดอยู่ในมาตรฐานเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรม (dental x-ray machine) ประกอบไปด้วย เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมแบบใส่ตัวรับภาพไว้ในช่องปาก (intraoral dental x-ray) เครื่องเอกซเรย์แบบใส่ตัวรับภาพไว้ในช่องปากชนิดมือถือ (intraoral hand-held dental x-ray) เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมแบบถ่ายภาพรอบปากและกะโหลกศีรษะ (panoramic and cephalometric dental x-ray) เครื่องเอกซเรย์แบบสร้างภาพตัดขวางด้วยลำรังสีรูปกรวย (dental cone beam computed tomography) เป็นต้น ซึ่งเป็นเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้สำหรับงานทางด้านทันตกรรม



รูปที่ 11 เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรม

ที่มา: <https://www.ebay.com/itm/DENTAL-MEDICAL-MOBILE-CORIX-70-X-RAY-MACHINE-INTRAORAL-X-RAY-SEN-SOR-or-FILM-FDA-/264837225175>

ที่มา: <https://www.medicalexpo.com/prod/air-techniques/product-78287-741184.html>

ข้อกำหนดที่ต้องพิจารณาจำเพาะสำหรับมาตรฐานเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมจะพิจารณาค่าความทำซ้ำ ค่าความต่างศักย์หลอด (reproducibility of tube potential) และค่าความเป็นเชิงเส้น (linearity) ของปริมาณรังสีที่ผลิตได้จากเครื่องเช่นเดียวกับมาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป

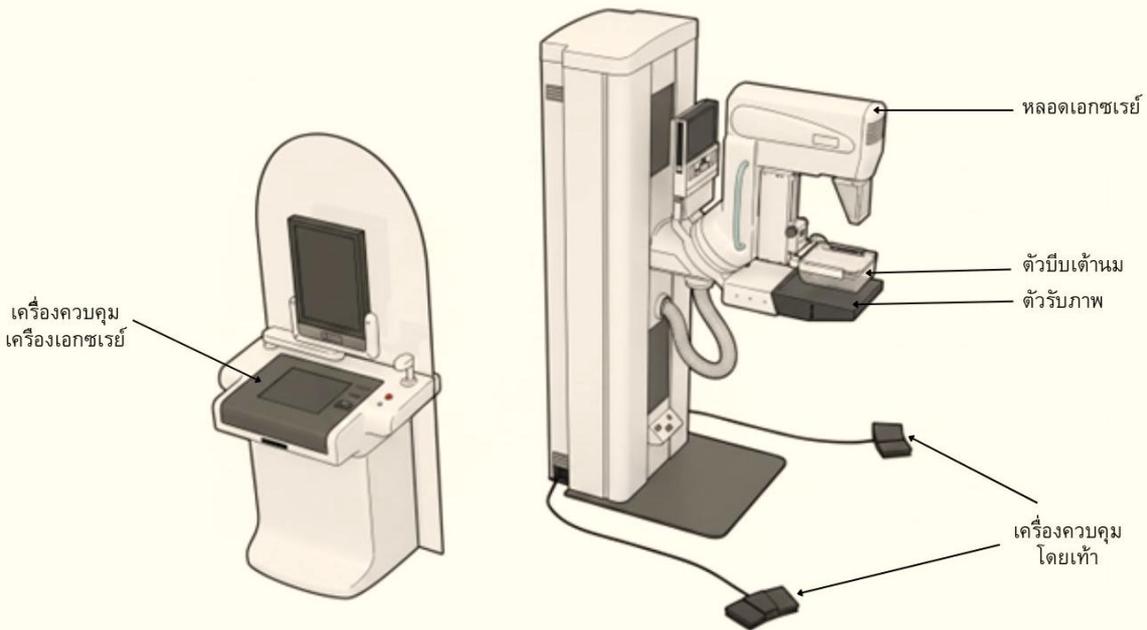
ค่าพารามิเตอร์การกรองรังสี (filtration) พิจารณาค่าการกรองรังสีตามตารางที่ 1 คือ ค่ามาตรฐานสำหรับเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมที่ออกแบบมาสำหรับใช้งานกับตัวรับภาพในช่องปาก และเครื่องเอกซเรย์แบบใส่ตัวรับภาพไว้ในช่องปากชนิดมือถือที่ผลิตขึ้นหลังวันที่ 1 ธันวาคม พ.ศ. 2523 ใช้ค่าตารางของตัวรับภาพในช่องปาก และเครื่องเอกซเรย์แบบถ่ายภาพรอบปากและกะโหลกศีรษะ (panoramic and cephalometric) และเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมแบบสร้างภาพตัดขวางด้วยลำรังสีรูปกรวย (CBCT) ใช้ค่าในตารางเครื่องเอกซเรย์ประเภทอื่น ๆ กลุ่มสอง

ตารางที่ 5 รายการทดสอบและค่ามาตรฐานเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรม

รายการทดสอบ	ค่ามาตรฐาน
1. ค่าความต่างศักย์หลอด (tube potential)	
1.1 ความแม่นยำ (accuracy)	ไม่เกิน $\pm 10\%$
1.2 ความทำซ้ำ (reproducibility) สำหรับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าแบบความถี่สูง และแบบ 3 เฟส	ไม่เกิน 2 %
1.3 ความทำซ้ำ (reproducibility) สำหรับเครื่องกำเนิดไฟฟ้าแบบ 1 เฟส เต็มคลื่น และแบบ 1 เฟส ครึ่งคลื่น	ไม่เกิน 5 %
2. ค่าเวลาในการฉายรังสี (exposure time)	
2.1 ความแม่นยำ (accuracy)	ไม่เกิน $\pm 10\%$
2.2 ความทำซ้ำ (reproducibility)	ไม่เกิน 5 %
3. ปริมาณรังสี (radiation output)	
3.1 ความทำซ้ำ (reproducibility)	ไม่เกิน 5 %
3.2 ความเป็นเชิงเส้น (linearity)	ไม่เกิน 10 %
4. การกรองรังสี (filtration) * พิจารณาตารางที่ 1	ไม่น้อยกว่า x.xx mm Al
5. อุปกรณ์จำกัดลำรังสี (beam limiting device)	
5.1 ในกรณีของเครื่องเอกซเรย์ฟันแบบใส่ตัวรับภาพไว้ในช่องปาก	
5.1.1 อุปกรณ์จำกัดลำรังสี	open-ended type
5.1.2 ระยะทางจากจุดโฟกัสถึงปลายอุปกรณ์จำกัดลำรังสี	ไม่น้อยกว่า 18 เซนติเมตร
5.1.3 เส้นผ่านศูนย์กลางของอุปกรณ์จำกัดลำรังสี	ไม่เกิน 7 เซนติเมตร
5.2 ในกรณีของเครื่องเอกซเรย์ฟันแบบใส่ตัวรับภาพไว้ในช่องปากชนิดมือถือ	
5.2.1 ระยะทางจากจุดโฟกัสถึงปลายอุปกรณ์จำกัดลำรังสี	ไม่น้อยกว่า 18 เซนติเมตร
5.2.2 เส้นผ่านศูนย์กลางของอุปกรณ์จำกัดลำรังสี	ไม่เกิน 7 เซนติเมตร
5.2.3 ต้องมีอุปกรณ์ป้องกันรังสีกระเจิง (backscatter shield)	มี
5.2.4 ต้องมีขาตั้งที่ยึดติดกับเครื่องเอกซเรย์และปรับระดับได้	มี
5.2.5 ต้องมีอุปกรณ์กดฉายรังสี (hand switch)	มี
5.2.6 ต้องมีอุปกรณ์ป้องกันอันตรายจากรังสี	มี
5.3 ในกรณีของเครื่องเอกซเรย์ฟันแบบพานอราไมค	
5.3.1 สำหรับโหมดพานอราไมค (panoramic) หรือถ่ายภาพรังสีฟันรอบปาก	แบบช่องแคบ (slit type)
5.3.1 สำหรับโหมดถ่ายภาพกรามและกะโหลกศีรษะ (cephalographic)	ไม่น้อยกว่าขนาดของตัวรับภาพ
6. ปริมาณรังสีรั่ว (leakage radiation) ที่ระยะห่างจากหลอดเอกซเรย์ 1 เมตร	ไม่เกิน 250 ไมโครเกรย์ (μGy) ใน 1 ชั่วโมง

4.4.4 มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์เต้านม

เครื่องเอกซเรย์ที่ใช้สำหรับการสร้างภาพถ่ายรังสีสำหรับเต้านม ซึ่งเครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์ที่จัดอยู่ในเครื่องเอกซเรย์เต้านมประกอบไปด้วยเครื่องเอกซเรย์เต้านมแบบตัวรับภาพดิจิทัล และเครื่องเอกซเรย์เต้านมแบบรับภาพตัดขวางด้วยลำรังสีรูปกรวย (breast cone beam computed tomography) ทั้งนี้ให้รวมถึงเครื่องเอกซเรย์อื่น ๆ ที่มีวัตถุประสงค์สำหรับใช้งานในการสร้างภาพเต้านม



รูปที่ 12 เครื่องเอกซเรย์เต้านม

ที่มา: <https://www.sanyodenki.com/social/hospital/mammography>

สำหรับมาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์เต้านม ค่ามาตรฐานพารามิเตอร์การกรองรังสีจะใช้ค่าที่แตกต่างจากมาตรฐานเอกซเรย์ชนิดอื่น เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์ชนิดถ่ายภาพเต้านมมีเป้า (target) และแผ่นกรองรังสี (filter) ที่หลากหลายแตกต่างกัน โดยมีค่าคงที่ C ที่ขึ้นกับชนิดของเป้าแวนอดัม/ฟิลเตอร์ ดังแสดงในตารางที่ 6

ตารางที่ 6 ค่าคงที่ C สำหรับเป้าแวนอดัม/ฟิลเตอร์ โดยมีอุปกรณ์กดเต้านมอยู่ในลำรังสี

เป้าแวนอดัม/ฟิลเตอร์	ค่าคงที่ C
Mo/Mo	0.12
Mo/Rh	0.19
Rh/Rh	0.22
W/Rh	0.30
W/Ag	0.32
W/AI	0.25

ซึ่งค่าการกรองรังสีที่ความหนาครึ่งค่าตามมาตรฐานจะต้องไม่น้อยกว่าค่าที่ได้จากการคำนวณโดยใช้สมการที่ 1

$$(kv/100)+0.03 \leq HVL \leq (kv/100)+C$$



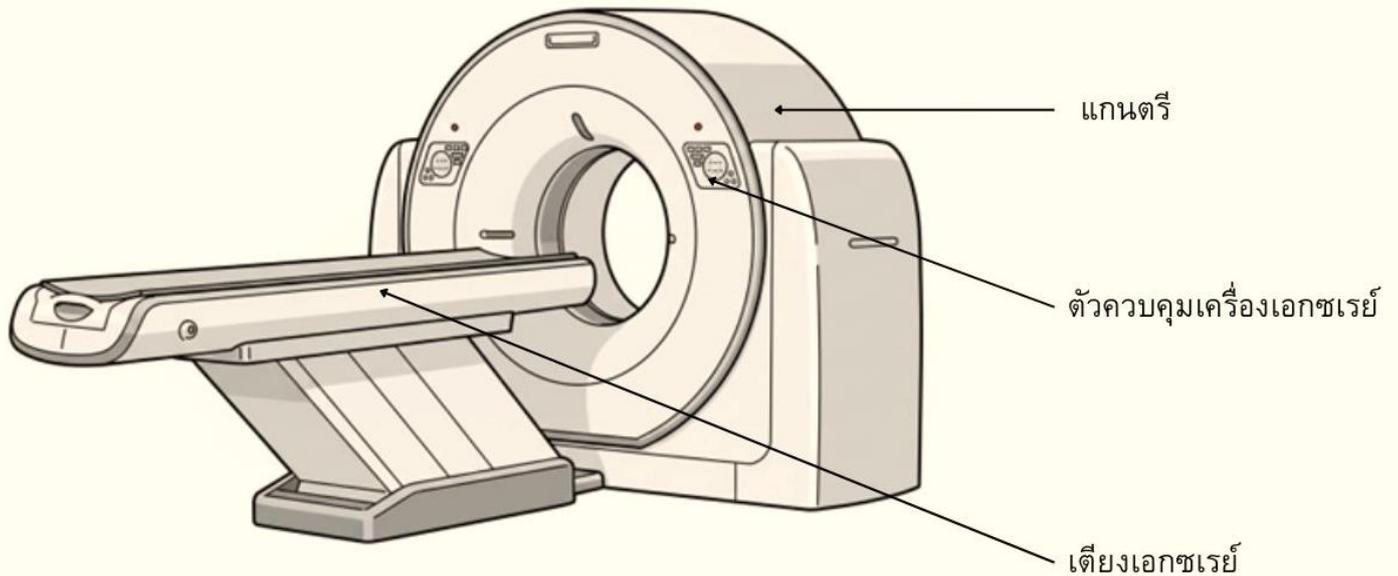
สมการที่ 1

ตารางที่ 4.7 รายการทดสอบและค่ามาตรฐานเครื่องเอกซเรย์เต้านม

รายการทดสอบ	ค่ามาตรฐาน
1. ค่าความต่างศักย์หลอด (tube potential)	
1.1 ความแม่นยำ (accuracy)	ไม่เกิน $\pm 5 \%$
1.2 ความทำซ้ำ (reproducibility)	ไม่เกิน 2%
2. ค่าเวลาในการฉายรังสี (exposure time)	
2.1 ความแม่นยำ (accuracy)	ไม่เกิน $\pm 5 \%$
2.2 ความทำซ้ำ (reproducibility)	ไม่เกิน 5%
3. ปริมาณรังสี (radiation output)	
3.1 ความทำซ้ำ (reproducibility)	ไม่เกิน 5%
3.2 ความเป็นเชิงเส้น (linearity)	ไม่เกิน 10%
3.3 ค่าปริมาณรังสีต่อต่อมที่ต่อมน้ำนม (mean glandular dose)	ไม่เกิน 2.5 มิลลิเกรย์
4. การกรองรังสี (filtration) *ใช้สมการที่ 1 และตารางที่ 6	
ไม่น้อยกว่า 0.xx - 0.xx mm Al	
5. การทดสอบคุณภาพภาพถ่ายรังสีเอกซเรย์เต้านมด้วย ACR Mammographic Phantom	
5.1 ตรวจพบเส้นวัตถุ Fibers ≤ 0.75 mm	มากกว่าหรือเท่ากับ 4 เส้น
5.2 ตรวจพบกลุ่มวัตถุ Al_2O_3 Speck groups ≤ 0.32 mm	มากกว่าหรือเท่ากับ 3 กลุ่ม
5.3 ตรวจพบก้อนวัตถุ Tumor masses ≤ 0.75 mm thick	มากกว่าหรือเท่ากับ 3 ก้อน
6. ชุดอุปกรณ์กดเต้านม (compression device)	
6.1 ระบบการวัดความหนาของเต้านม	ไม่เกิน ± 8 มิลลิเมตร
6.2 ค่าความแม่นยำของแรงกดเต้านมเทียบกับหน้าจอก	ไม่เกิน ± 20 นิวตัน
7. อุปกรณ์จำกัดลำรังสี (beam limiting device)	
7.1 ลำรังสีปฐมภูมิ	คลุมถึงขอบตัวรับภาพ แต่ต้องไม่หลุดออกนอกตั้งรับภาพ
7.2 ความเหลี่ยมล้ำระหว่างลำแสงไฟกับลำรังสี	ไม่เกิน $\pm 2\%$ SID
7.1 ความสว่างแสงไฟ	ไม่น้อยกว่า 160 ลักซ์
8. การควบคุมการถ่ายภาพรังสีอัตโนมัติ (automatic exposure control or AEC)	
8.1 การทำซ้ำของปริมาณรังสี	ไม่เกิน 5%
8.2 ค่าความหนาเทียบเท่าเต้านม	
8.2.1 ความหนาของหุ่นจำลอง PMMA ที่ 20 mm	$\geq 0\%$
8.2.2 ความหนาของหุ่นจำลอง PMMA ที่ 40 mm	-
8.2.3 ความหนาของหุ่นจำลอง PMMA ที่ 60 mm	$\geq -30\%$
8.3 ระบบควบคุมเวลา	ไม่มีการเปลี่ยนแปลง

4.4.5 มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

เป็นเครื่องเอกซเรย์ที่เริ่มต้นใช้ระบบคอมพิวเตอร์มาคำนวณประมวลผลในการสร้างภาพโดยไม่ต้องใช้ฟิล์ม ถูกเรียกว่า เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยสามารถสร้างภาพของร่างกายในระนาบต่าง ๆ ได้แบบ 3 มิติ สามารถนำมาใช้ร่วมกับสารทึบรังสี เพื่อเพิ่มความชัดเจนของภาพถ่ายรังสีที่อวัยวะเป้าหมาย ทำให้สามารถวินิจฉัยรอยโรคได้อย่างมีประสิทธิภาพ



รูปที่ 13 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ที่มา: <https://www.medicaexpo.com/prod/jiangsu-aegean-technology/product-123576-1065300.html>

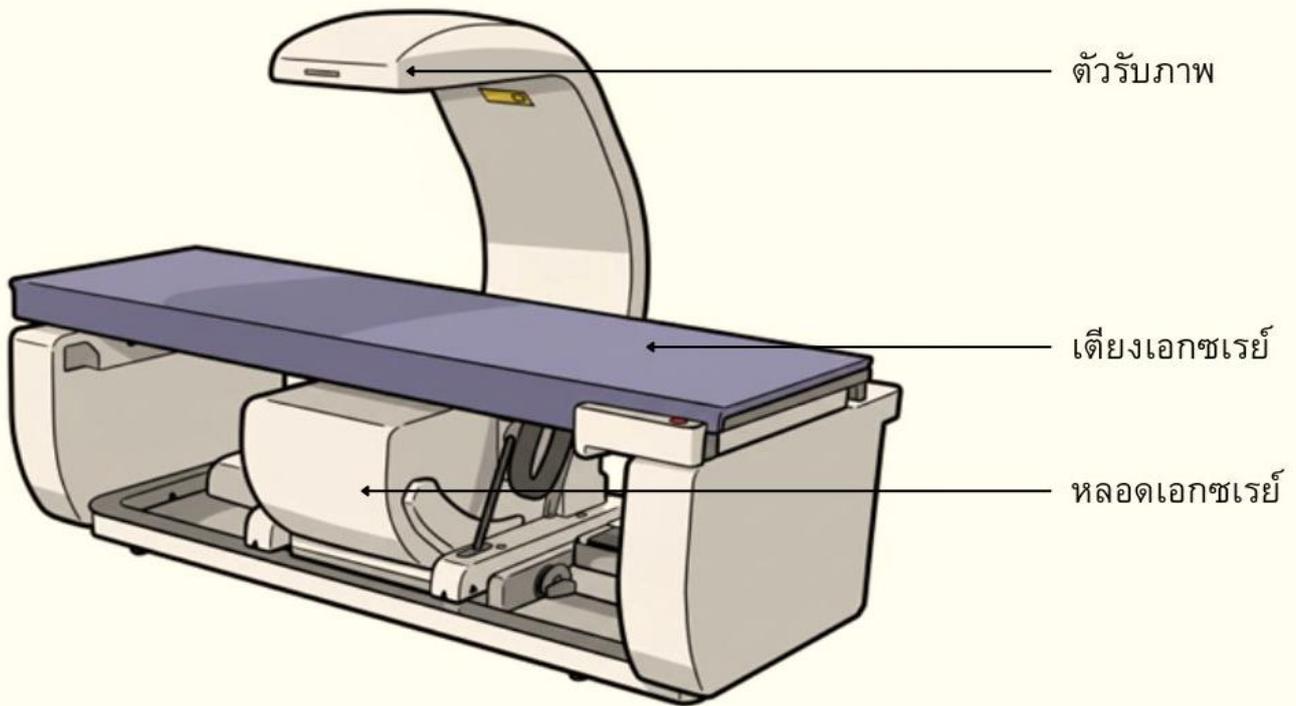
เครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์ที่จัดอยู่ในกลุ่มเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ประกอบด้วย เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบหนึ่งสไลซ์หรือแบบหลายสไลซ์ เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบลำรังสีกว้าง (Wide beam computed tomography) เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบลำรังสีรูปกรวย (Cone beam computed tomography) เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการฉายรังสี (CT Simulator) เครื่องเอกซเรย์ถ่ายภาพรังสีแกมมาพร้อมเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Single phantom emission computed tomography: SPECT/CT) และเครื่องเอกซเรย์ถ่ายภาพรังสีอนุภาคโพซิตรอนพร้อมเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Positron emission computed tomography: PET/CT) ทั้งนี้ให้รวมถึงเครื่องเอกซเรย์อื่น ๆ ที่มีชุดของหลอดเอกซเรย์และตัวรับภาพมีการหมุนรอบตัวผู้ป่วย

ตารางที่ 8 รายการทดสอบและค่ามาตรฐานเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

รายการทดสอบ	ค่ามาตรฐาน
1. ค่าความแม่นยำของเลขซีที (CT number accuracy)	
1.1 ค่าเฉลี่ยของเลขซีที (mean CT number) ของน้ำ	ไม่เกิน ± 5 HU
1.2 ค่าเฉลี่ยของวัสดุชนิด LDPE, Teflon และ Acrylic	ไม่เกิน $\pm 10\%$
2. สัญญาณรบกวนภาพ (image noise)	ไม่เกิน $\pm 25\%$
3. การแยกวัตถุที่มีคอนทราสต์สูง (high-contrast spatial resolution)	มากกว่าหรือเท่ากับ 5 lp/cm
4. การตรวจพบวัตถุที่มีคอนทราสต์ต่ำ (low-contrast resolution)	น้อยกว่าและเท่ากับ 5 มิลลิเมตร ที่ระดับคอนทราสต์ 0.5%
5. ความสม่ำเสมอของภาพ (image uniformity)	ไม่เกิน ± 5 HU
6. ความหนาของสไลซ์ (image slice thickness)	
6.1 ความหนาของสไลซ์ ≤ 1.0 มิลลิเมตร	± 0.5 มิลลิเมตร
6.1 ความหนาของสไลซ์ > 1.0 และ ≤ 2.0 มิลลิเมตร	$\pm 50\%$
6.1 ความหนาของสไลซ์ > 2.0 มิลลิเมตร	± 1.0 มิลลิเมตร
7. ความแม่นยำของระยะบนภาพ (Accuracy of Measured Dimensions)	ไม่เกิน $\pm 2\%$
8. การเลื่อนตำแหน่งเตียง (table increment)	ไม่เกิน ± 2 mm
10. ปริมาณรังสี (radiation dose)	
10.1 ดัชนีปริมาณรังสีสำหรับอากาศ (computed tomography dose index or CTDI in air)	ไม่เกิน $\pm 20\%$ ของค่า Baseline
10.2 ดัชนีปริมาณรังสีในแผ่นทอมเชิงปริมาตร (CTDI vol) ที่คำนวณได้ แตกต่างจากค่าที่แสดงบนหน้าจอของเครื่อง	ไม่เกิน $\pm 20\%$

4.4.6 มาตรฐานคุณภาพเครื่องตรวจความหนาแน่นของกระดูก

เครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์ที่จัดอยู่ในกลุ่มเครื่องตรวจความหนาแน่นของกระดูก ประกอบด้วยเครื่องเอกซเรย์วิเคราะห์การดูดกลืนสองพลังงาน (dual-energy X-ray absorptiometry or DEXA) หรือเครื่องเอกซเรย์อื่น ๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปริมาณของแร่ธาตุ (calcium hydroxyapatite) ในกระดูก ซึ่งปัจจุบันมีแบบติดตั้งคงที่และแบบเคลื่อนย้ายได้



รูปที่ 14 เครื่องตรวจความหนาแน่นของกระดูก
 ที่มา: <https://westcancercenter.org/dexa-scan>

ตารางที่ 9 รายการทดสอบและค่ามาตรฐานเครื่องตรวจความหนาแน่นของกระดูก

รายการทดสอบ	ค่ามาตรฐาน
1. ค่าปริมาณรังสี (radiation output)	
1.1 ความทำซ้ำ (reproducibility)	ไม่เกิน 5 %
1.2 ค่าปริมาณรังสีเชิงพื้นที่ (dose area product) ที่วัดได้แตกต่างจากค่าที่แสดงบนหน้าจอของเครื่อง	ไม่เกิน ± 25 %
1.3 ค่าปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วย (Entrance surface air kerma)	ไม่เกิน 500 μ Gy หรือแตกต่างจาก ค่าอ้างอิงของผู้ผลิตไม่เกิน ± 35 %

4.4.7 มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์สัตว์

เครื่องเอกซเรย์สัตว์มีลักษณะทั่วไปเหมือนกับเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป แต่วัตถุประสงค์ในการใช้งานนำมาวินิจฉัยโรคสัตว์โดยเฉพาะ ดังนั้นเทคนิคการถ่ายภาพรังสีจะมีค่าขึ้นอยู่กับขนาดของสัตว์แต่ละชนิด เครื่องเอกซเรย์สัตว์ ประกอบด้วย เครื่องเอกซเรย์แบบติดตั้งอยู่กับที่ เครื่องเอกซเรย์แบบเคลื่อนที่ และเครื่องเอกซเรย์สัตว์แบบพกพา มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์สัตว์ใช้มาตรฐานการทดสอบเช่นเดียวกับเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป



รูปที่ 15 เครื่องเอกซเรย์สัตว์

ที่มา: <https://heditech.com.au/products/x-ray-systems/veterinary-x-ray-machines/vxr-e-veterinary-x-ray>

4.5

มาตรฐานห้องเอกซเรย์ สัญลักษณ์และการเตือนภัย

ห้องเอกซเรย์ถูกสร้างขึ้นมาเพื่อจำกัดปริมาณรังสีที่แผ่กระจายออกจากเครื่องเอกซเรย์ให้อยู่ในบริเวณที่จำกัด ปริมาณรังสีที่จะผ่านทะลุผนังห้อง ประตูห้อง กำแพงกำแพงรังสี พื้น เพดาน และบริเวณรอบ ๆ ห้องเอกซเรย์ โดยค่าขีดจำกัดปริมาณรังสีต้องอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ตามมาตรฐาน International Commission on Radiological Protection : ICRP [8]

4.5.1 มาตรฐานคุณภาพห้องเอกซเรย์ [7]

ห้องเอกซเรย์จะต้องสามารถป้องกันรังสีได้ โดยค่าปริมาณรังสีในอากาศ (air kerma) ในบริเวณพื้นที่ การปฏิบัติงาน และโดยรอบห้องได้รับปริมาณรังสีไม่เกินค่าขีดจำกัดทางรังสีในแต่ละพื้นที่ ดังนี้

4.5.1.1 พื้นที่ควบคุม (controlled area) คือ บริเวณรังสีที่มีการควบคุมหรือจำกัดการเข้าออกพื้นที่ เช่น ห้องเอกซเรย์ ห้องควบคุมเครื่องเอกซเรย์ ห้องอ่านภาพรังสี ซึ่งเป็นพื้นที่ปฏิบัติงานสำหรับเจ้าหน้าที่ทางด้านรังสี เช่น รังสีแพทย์ นักรังสีการแพทย์ หรือผู้ที่เกี่ยวข้องที่ต้องปฏิบัติงานกับรังสี โดยกำหนดให้บริเวณพื้นที่นี้ได้รับ อัตราปริมาณรังสีไม่เกิน 100 uGy/week หรือ 5 mGy/year นอกจากนี้การกำหนดขอบเขตพื้นที่ควบคุมรังสี ยังสามารถกำหนดได้ในบริเวณที่ไม่มีห้อง เช่น กรณีใช้เครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยเคลื่อนที่ในตึกผู้ป่วยใน หรือห้องฉุกเฉิน ควรจะกำหนดแนวขอบเขตให้เจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงานยืนห่างอย่างน้อย 3 เมตร จากหลอดเอกซเรย์

4.5.1.2 พื้นที่ที่ไม่ควบคุม (uncontrolled area) คือ บริเวณใกล้เคียงโดยรอบกับบริเวณที่กำเนิดรังสี และบริเวณดังกล่าวมีโอกาสที่จะได้รับรังสี เช่น บริเวณลงทะเบียนผู้ป่วยของห้องเอกซเรย์ ที่นั่งพักผู้ป่วย บริเวณทางเดินข้างห้องเอกซเรย์ และห้องทำงานของแผนกอื่น ๆ ซึ่งเป็นพื้นที่สำหรับบุคคลทั่วไปที่ไม่ได้ทำงานเกี่ยวข้องกับรังสี โดยกำหนดให้บริเวณนี้ได้รับปริมาณรังสีไม่เกิน 20 uGy/week หรือ 1 mGy/year

4.5.1.3 ภาระงานของเครื่องเอกซเรย์ (workload or W) เมื่อทราบถึงพื้นที่แล้วจะต้องทราบถึงภาระงานที่บ่งบอกถึงค่าปริมาณรังสีที่เครื่องเอกซเรย์ผลิตออกมาในช่วงเวลาหนึ่งอาทิตย์หรือการถ่ายภาพเอกซเรย์ในหนึ่งอาทิตย์ ซึ่งจะขึ้นอยู่กับค่ากระแสผ่านหลอด (tube current) และระยะเวลาที่มีการฉายรังสี (beam-on time) โดยสัมพันธ์กับชนิดของการตรวจวินิจฉัย เทคนิค ตัวแปรที่ตั้ง จำนวนครั้งการถ่ายภาพรังสีสำหรับการตรวจวินิจฉัย และจำนวนผู้ป่วยต่อหนึ่งอาทิตย์ กรณีที่ภายในห้องเอกซเรย์นั้นมีเครื่องเอกซเรย์มากกว่าหนึ่งเครื่องให้คิดค่าภาระงานสำหรับของแต่ละหลอดเอกซเรย์แล้วนำมารวมกัน ค่าภาระงานมีหน่วยเป็น mA-min/week ดังสมการที่ 2

$$W = \text{จำนวนผู้ป่วยต่อวัน} \times \text{จำนวนวันต่อสัปดาห์} \times \text{จำนวนการถ่ายภาพรังสีต่อผู้ป่วย} \times \text{จำนวน mAs ต่อภาพรังสี} \times 1 \text{ min}/60 \text{ sec}$$

→ สมการที่ 2

การสร้างห้องเอกซเรย์จะต้องทราบถึงเกณฑ์ขีดจำกัดปริมาณรังสีในบริเวณต่าง ๆ โดยอาศัยข้อมูลของค่าความต่างศักย์หลอด ระยะห่างจากหลอดเอกซเรย์ถึงตำแหน่งที่มีบุคคลทำงานหรือกิจกรรมนั้น ๆ ระยะเวลาที่อยู่ในบริเวณนั้น ๆ และจำนวนภาระงานของเครื่องเอกซเรย์ (workload) ในหน่วย mA-min/week แล้วจึงนำค่ามาคำนวณหาขนาดความหนาของวัสดุที่ใช้ เช่น ตะกั่ว (Lead) คอนกรีต (concrete) ยิปซัมบอร์ด (sypsum wallboard) เหล็ก (steel) และกระจกหนา (plate glass) เป็นต้น ในกรณีการสร้างห้องเอกซเรย์ใหม่ ให้คาดการณ์ล่วงหน้าและประเมินความเป็นไปได้ของค่าตัวแปรต่าง ๆ ที่จะเกิดขึ้นในอนาคต หากไม่สามารถประเมินได้ให้พิจารณาเลือกใช้ค่าที่เหมาะสมดังที่แสดงในตารางที่ 10

ตารางที่ 10 ภาระงานของเครื่องเอกซเรย์สำหรับการใช้งานในแต่ละประเภท

ประเภทห้องเอกซเรย์	ภาระงาน (workload) (mA min patient-1)	จำนวนผู้ป่วย ต่อสัปดาห์		ภาระงานรวม (mA min week-1)	
radiographic (chest bucky)	0.6	120	250	75	150
radiographic (floor/other barriers)	2.0	120	250	240	500
dedicated chest room	0.3	200	400	60	120
fluoroscopic tube (R&F)	13	20	30	260	400
radiographic tube (R&F)	1.5	25	40	40	60
mammographic suite	6.7	80	160	550	1075
cardiac angiographic suite	160	20	30	3200	4800
peripheral angiographic suite	64	20	30	1300	2000
computed tomography	200	60	150	12000	30000
intraoral dental	0.12	50	200	6	24
OPG/CBCT dental	2.3	50	75	115	172

4.5.1.4 ขนาดห้องเอกซเรย์

การกำหนดขนาดของห้องเอกซเรย์ให้พิจารณาถึงพื้นที่ใช้สอยในส่วนต่าง ๆ เช่น พื้นที่ติดตั้งเครื่องเอกซเรย์ และอุปกรณ์ประกอบต่าง ๆ ซึ่งในแต่ละผลิตภัณฑ์หรือในแต่ละรุ่น ตัวเครื่องอาจจะมีขนาดเล็กหรือใหญ่แตกต่างกันไป การวางอุปกรณ์ทางการแพทย์ต่าง ๆ เช่น อุปกรณ์ช่วยฟื้นคืนชีพ ความคล่องตัวในการปฏิบัติงาน เช่น การเข็นเปลผู้ป่วยเข้ามาในห้องและการอำนวยความสะดวกให้กับผู้ป่วย เป็นต้น นอกจากนี้ยังต้องคำนึงถึงระดับปริมาณรังสีกระเจิงที่เกิดขึ้นภายในห้องนั้นด้วย ห้องที่มีขนาดเล็กจะเกิดการกระเจิงรังสีสูงกว่าที่ระดับปกติอันจะทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีโดยไม่จำเป็น ดังนั้นห้องเอกซเรย์ที่สร้างขึ้นใหม่หรือปรับปรุงจากห้องเดิมที่มีอยู่ควรจะได้รับคำแนะนำจากผู้เชี่ยวชาญด้านความปลอดภัยของห้องเอกซเรย์

รายละเอียดขนาดห้องเอกซเรย์แต่ละชนิดของเครื่องเอกซเรย์เสนอแนะเป็นแนวทางเบื้องต้น ซึ่งสามารถจะปรับได้ตามคำแนะนำหรือผลการคำนวณจากขนาดกำลังงานของเครื่องเอกซเรย์จากผู้เชี่ยวชาญดังกล่าวมาแล้ว ตารางที่ 11 รายละเอียดขนาดห้องเอกซเรย์แต่ละชนิดของเครื่องเอกซเรย์

ประเภทห้อง	ขนาดพื้นที่	
	พื้นที่สำหรับถ่ายภาพ	พื้นที่ห้องควบคุม
1. ห้องเอกซเรย์ทั่วไป	ไม่น้อยกว่า 4 x 5 เมตร	ไม่น้อยกว่า 1.5 x 3 เมตร
2. ห้องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี	ไม่น้อยกว่า 5 x 5 เมตร	ไม่น้อยกว่า 2 x 4 เมตร
3. ห้องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์	ไม่น้อยกว่า 4 x 6 เมตร	ไม่น้อยกว่า 2 x 4 เมตร
4. ห้องเอกซเรย์เต้านม	ไม่น้อยกว่า 3 x 3.5 เมตร	เป็นฉากกำบังรังสีที่มาพร้อมกับตัวเครื่อง
5. ห้องตรวจความหนาแน่นของกระดูก	ไม่น้อยกว่า 3 x 4 เมตร	เป็นฉากกำบังรังสี
6. ห้องเอกซเรย์ทันตกรรม	ไม่น้อยกว่า 2 x 3 เมตร สำหรับเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมทั่วไป	เป็นฉากกำบังรังสี
	ไม่น้อยกว่า 3 x 4 เมตร สำหรับเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมแบบถ่ายภาพรอบปากและกะโหลกศีรษะ และเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมแบบสร้างภาพตัดขวางด้วยลำรังสีรูปกรวย	เป็นฉากกำบังรังสี

* แนวทางขนาดห้องเอกซเรย์

4.5.1.5 ฉากกำบังรังสี

ฉากกำบังรังสีควรจะสูงจากพื้นอย่างน้อย 2 เมตร และกว้างอย่างน้อย 90 เซนติเมตร มีกระจกช่องมองผู้ป่วยที่มีขนาดไม่น้อยกว่า 15 x 15 เซนติเมตร และบุด้วยตะกั่วหรือวัสดุอื่นที่มีความหนาเทียบเท่าตะกั่วอย่างน้อย 1 มิลลิเมตร ช่องว่างระหว่างพื้นกับขอบล่างของฉากไม่เกิน 5 เซนติเมตร หรือกรณีที่ยืนควบคุมเครื่องเอกซเรย์ที่หน้าประตูห้องเอกซเรย์ประตูนั้น จะต้องมีการกระจกช่องมองผู้ป่วยเช่นเดียวกันกับที่กล่าวมาแล้ว โดยติดตั้งที่ความสูงในระดับสายตา

ในกรณีที่ทำการรักษาฟันในห้องทันตกรรม แล้วต้องการถ่ายภาพรังสี หากผู้ป่วยไม่สะดวกในการเคลื่อนย้ายไปบริเวณห้องเอกซเรย์ตามปกติได้ ให้ถือว่าห้องนั้นเสมือนเป็นห้องเอกซเรย์ทันตกรรมโดยอนุโลม จะต้องป้องกันและควบคุมไม่ให้รังสีทะลุผ่านไปที่อื่น ๆ โดยรอบห้องเอกซเรย์เกินกว่าค่าขีดจำกัดปริมาณรังสีสำหรับบุคคลทั่วไปและควรมีพื้นที่สำหรับให้เจ้าหน้าที่ผู้ถ่ายภาพรังสี ยืนห่างจากหลอดเอกซเรย์และผู้ป่วยอย่างน้อย 3 เมตร และควรสวมเสื้อตะกั่วกันรังสีหากระยะห่างนั้นน้อยกว่า 3 เมตร

ไม่ควรติดตั้งเครื่องเอกซเรย์ในพื้นที่คับแคบ เช่น ใต้บันได หรือบนชั้นลอยของบันได เป็นต้น เนื่องจากอาจจะส่งผลให้การเจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงานไม่เหมาะสม หรือเกิดอุบัติเหตุที่ไม่พึงประสงค์ได้

4.5.1.6 บริเวณควบคุมเครื่องเอกซเรย์

กำแพงกำบังรังสีควรจะสูงจากพื้นอย่างน้อย 2.5 เมตร มีกระจกช่องมองผู้ป่วยที่มีขนาดไม่น้อยกว่า 30 x 30 เซนติเมตร และเคลือบตะกั่วหรือวัสดุอื่นที่มีความหนาเทียบเท่าตะกั่วอย่างน้อย 1 มิลลิเมตร สำหรับเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป และความหนาอย่างน้อย 1.5 มิลลิเมตร สำหรับเครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปีและเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยให้ขอบของกระจกช่องมองเหลื่อมกับวัสดุที่ใช้ทำกำแพงกำบังรังสีอย่างน้อย 5 มิลลิเมตร ส่วนความกว้างของกำแพงกำบังรังสีให้พิจารณาตามประเภทของเครื่องเอกซเรย์นั้น ๆ เช่น เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป กำแพงกำบังรังสีควรจะกว้างไม่น้อยกว่า 2 เมตร เครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปีและเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ กำแพงกำบังรังสีควรจะกว้างเท่ากับขนาดความกว้างของห้องเอกซเรย์และมีประตูห้องควบคุมที่บุตะกั่วหนาเทียบเท่ากับความหนาของกำแพงกำบังรังสีนั้น

เจ้าหน้าที่ผู้ถ่ายภาพรังสีที่ยืนอยู่หลังกำแพงกำบังรังสีหรือฉากกำบังรังสี จะต้องสามารถมองเห็นผู้ป่วยและประตูทางเข้าห้องเอกซเรย์ได้อย่างชัดเจน และควรจะมีเก้าอี้ตำแหน่งของสวิทช์ตัดไฟเข้าระบบเครื่องเอกซเรย์เพื่อในกรณีฉุกเฉินจะสามารถควบคุมสถานการณ์ได้ทันท่วงที

4.5.1.7 ประตูห้องเอกซเรย์

ประตูห้องเอกซเรย์ควรจะมีขนาดเหมาะสมกับลักษณะการใช้งานของห้องเอกซเรย์ในแต่ละประเภท โดยคำนึงถึงความสะดวกและความปลอดภัยในการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยเข้ามาในห้องเอกซเรย์นั้น ๆ เช่น สำหรับห้องเอกซเรย์ทั่วไป ควรจะกว้างไม่น้อยกว่า 1.5 เมตร และบุตะกั่วหนาอย่างน้อย 2 มิลลิเมตร สำหรับห้องเอกซเรย์ทันตกรรม ควรจะกว้างไม่น้อยกว่า 80 เซนติเมตร และบุตะกั่วหนาอย่างน้อย 1 มิลลิเมตร เป็นต้น แต่ทั้งนี้สามารถคำนวณขนาดความหนาได้ตามภาระงานที่ใช้จริง ซึ่งในทางปฏิบัติจะต้องเผื่อไว้ในกรณีสูงสุดที่คาดว่าจะเกิดขึ้น มิฉะนั้นอาจเสียค่าใช้จ่ายในการปรับปรุงเพิ่มเติมในภายหลังได้

ขอบประตูควรจะมีเหลี่ยมกับขอบของผนังห้องอย่างน้อย 10 เซนติเมตร ด้านล่างของประตูมีช่องว่างไม่ควรเกิน 1 เซนติเมตร และจะต้องสามารถเปิด - ปิด ได้สะดวก

4.5.1.8 เพดานและพื้นห้องเอกซเรย์

เพดานห้องเอกซเรย์ ควรจะสูงจากพื้นห้องอย่างน้อย 2.5 เมตร และให้พิจารณาความหนาเพิ่มเติม กรณีที่สร้างสีปฐมภูมิตกกระทบเพดานและพื้นห้อง และมีบุคคลอาศัยอยู่ด้านบน และด้านล่างห้องเอกซเรย์นั้น

4.5.1.9 ผนังห้องเอกซเรย์

ผนังห้องเอกซเรย์ควรจะสูงเท่ากับเพดานห้อง หรือสูงไม่น้อยกว่า 2.5 เมตร และจะต้องไม่มีช่องว่างระหว่างรอยต่อของวัสดุที่ใช้ทำผนัง (รวมถึงประตู) เช่น หากใช้แผ่นตะกั่วหรือแผ่นนิปีซัมบอร์ด ให้ประกบแต่ละแผ่นเหลื่อมกันไม่น้อยกว่า 1.5 เซนติเมตร หากผนังคอนกรีตบริเวณไหนมีรอยเจาะและบางกว่าบริเวณอื่น ให้บุวัสดุเพิ่มเติม เช่น แผ่นตะกั่ว เพื่อให้มีความหนาเทียบเท่ากัน ส่วนความหนาของผนังจะขึ้นอยู่กับประเภทของเครื่องเอกซเรย์ ควรจะปรึกษากับผู้เชี่ยวชาญก่อนก่อสร้าง เพื่อใช้ถูกต้องตามหลักวิชาการ และไม่สิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายเกินความจำเป็น

หมายเหตุ :
- สำหรับห้องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ตะกั่วบุผนังห้องต้องบุตะกั่วให้เต็มทั้งผนังโดยไม่มีช่องว่างให้รังสีผ่าน

4.5.2 มาตรฐานห้องเอกซเรย์บนรถเอกซเรย์เคลื่อนที่

มาตรฐานคุณภาพรถเอกซเรย์เคลื่อนที่ องค์ประกอบและข้อกำหนดสำคัญของตัวรถเอกซเรย์จะต้อง เป็นไปตามประกาศกรมสนับสนุนบริการสุขภาพ เรื่อง มาตรฐานรถเอกซเรย์เคลื่อนที่ การติดตั้งเครื่องเอกซเรย์ ในห้องเอกซเรย์บนตัวรถจะต้องคำนึงถึงความปลอดภัยจากการได้รับรังสีสำหรับเจ้าหน้าที่ ผู้ปฏิบัติงานที่อยู่ด้านในตัวรถและบุคคลทั่วไปที่อยู่ด้านนอกรอบ ๆ ตัวรถ โดยสัดส่วนพื้นที่ภายในห้องตรวจทางรังสีจะต้องมีขนาดที่เพียงพอ และเหมาะสม ผู้ป่วยสามารถเข้าออกได้สะดวกและปลอดภัย ระหว่างหลอดเอกซเรย์กับฉากรับภาพ จะต้องเป็นไปตามมาตรฐานการถ่ายภาพรังสีที่ดี ห้องควบคุมเครื่องเอกซเรย์ควรแยกจากห้องตรวจทางรังสีเพื่อความปลอดภัยของผู้ปฏิบัติงาน มีแสงสว่างภายในห้องที่เพียงพอ มีระบบระบายอากาศ และมีการป้องกันการแพร่เชื้อตามหลักอาชีวอนามัย เครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทางการแพทย์ประเภทใด ๆ ที่ติดตั้งบนตัวรถเอกซเรย์เคลื่อนที่จะต้องมีคุณภาพมาตรฐานและได้รับการทดสอบตามวิธีการตามที่ประกาศไว้ในคู่มือฉบับนี้

ห้องเอกซเรย์ควรมีขนาดพื้นที่ที่เหมาะสมในการถ่ายภาพรังสี สามารถถ่ายภาพรังสีได้ถูกต้องตรงตามเทคนิค เช่น เทคนิคการถ่ายภาพรังสีทรวงอก (Chest) ระยะจากหลอดเอกซเรย์ถึงตัวรับภาพควรมากกว่า 1.8 เมตร และขนาดพื้นที่ไม่น้อยกว่า 2 ตารางเมตร

ห้องหรือบริเวณควบคุมเครื่องเอกซเรย์ควรจะแยกเป็นสัดส่วนจากห้องเอกซเรย์ กรณีที่บริเวณเครื่องควบคุมแยกส่วนกับห้องเอกซเรย์ ควรจะมีระบบอินเตอร์คอมหรือระบบเสียงสำหรับสื่อสารกับผู้ป่วย

กำแพงกำบังรังสีหรือฉากกำบังรังสีกั้นระหว่างห้องเอกซเรย์กับห้องควบคุมเครื่องทำด้วยวัสดุตะกั่ว หรือวัสดุเทียบเท่าตะกั่วหนาอย่างน้อย 1.5 มิลลิเมตร ขนาดความกว้างไม่น้อยกว่า 1.2 เมตร ความสูงไม่น้อยกว่า 1.9 เมตร และมีกระจกช่องมองบุตะกั่ว มีความหนาเทียบเท่าอย่างน้อย 1.5 มิลลิเมตร ขนาดพื้นที่ไม่น้อยกว่า 30 x 30 เซนติเมตร ทั้งนี้ฉากกำบังรังสีควรวางห่างจากหลอดเอกซเรย์อย่างน้อย 50 เซนติเมตร ประตูห้องควรมีขนาดกว้าง x สูง ไม่น้อยกว่า 0.7 x 1.8 เมตร ผนังห้องทุกด้านและประตูตะกั่วหรือวัสดุเทียบเท่าตะกั่ว หนาอย่างน้อย 1.5 มิลลิเมตร

4.5.3 สัญลักษณ์และข้อความการเตือนภัยทางรังสี

สัญลักษณ์แสดงพื้นที่ควบคุม “สัญลักษณ์สากลที่กำหนดขึ้น เพื่อเตือนให้ทราบว่ามีรังสี หรือให้ระวังรังสี ประกอบด้วยใบพัด 3 แฉก สีดำหรือสีม่วง อยู่บนพื้นสีเหลือง สัญลักษณ์นี้ใช้ติดที่บริเวณรังสี” สัญลักษณ์เตือนภัยจากรังสี ที่ใช้เป็นมาตรฐาน มีรูปเป็นใบพัด (cross-hatched) 3 แฉก สีม่วง (purple) บนพื้นสีเหลือง โดยมีข้อกำหนด^[1] ดังนี้

4.5.3.1 มีพื้นที่ส่วนที่เป็นใบพัด 3 แฉก และวงกลมตรงกลาง สีดำหรือสีม่วง มีสีพื้นเป็นสีเหลือง

4.5.3.2 นอกจากสีที่ใช้ในสัญลักษณ์มาตรฐานนี้แล้ว ผู้ได้รับอนุญาตสามารถใช้วิธีอื่น เช่น ประทับด้วย ความร้อนประทับตราด้วยแรงกด การกัดรอยลงในเนื้อวัสดุ หรือใช้สีอื่นในการติดตราสัญลักษณ์ของรังสี

4.5.3.3 แสดงข้อมูลเพิ่มเติมบนฉลากและเครื่องหมาย ผู้ได้รับอนุญาตควรแสดงข้อมูลปริมาณรังสีลงบน ฉลากหรือตำแหน่งที่ใกล้กับเครื่องหมายรังสี เพื่อให้ผู้ที่พบเห็นมีความระมัดระวัง และได้รับรังสีน้อยที่สุด

4.5.3.4 ติดป้ายที่มีข้อความ “โปรดระวังบริเวณรังสี” และ “สงสัยว่าตั้งครุฑ โปรตแจ้งเจ้าหน้าที่ หรือข้อความอื่นที่เป็นการเตือนอันตรายจากรังสีในตำแหน่งที่เห็นชัดเจน

4.5.3.5 มีสัญญาณไฟแจ้งเตือนขณะฉายรังสี หรือข้อความห้ามเข้าขณะมีการฉายรังสี เพื่อป้องกันไม่ให้บุคคลอื่นเปิดประตูห้องในขณะฉายรังสี



รูปที่ 16 สัญลักษณ์เตือนภัยทางรังสี

ตั้งครรภ์ ?

หรือหากสงสัยว่าตั้งครรภ์ ?

กรุณาแจ้งเจ้าหน้าที่ ก่อน เอกซเรย์
หรือ
ก่อน รับประทานอาหารด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์

1-2 ปีปีที่
ความเสียหาย

3-15 ปีปีที่
ความเสียหายสูง

16-38 ปีปีที่
ความเสียหาย

สิ่งที่คุณจำเป็นต้องรู้

- ทารกในครรภ์มีความไวต่อรังสีมากกว่าคนทั่วไป
- ความเสี่ยงขึ้นอยู่กับอายุครรภ์ ลักษณะการได้รับรังสีและปริมาณรังสีที่ได้รับ
- ขั้นตอนการวินิจฉัยโรคโดยใช้รังสีภายใต้การดูแลของแพทย์นั้น มีความปลอดภัย แม้กระทั่งผู้ป่วยที่กำลังตั้งครรภ์

สิ่งที่คุณควรทำและไม่ควรทำ

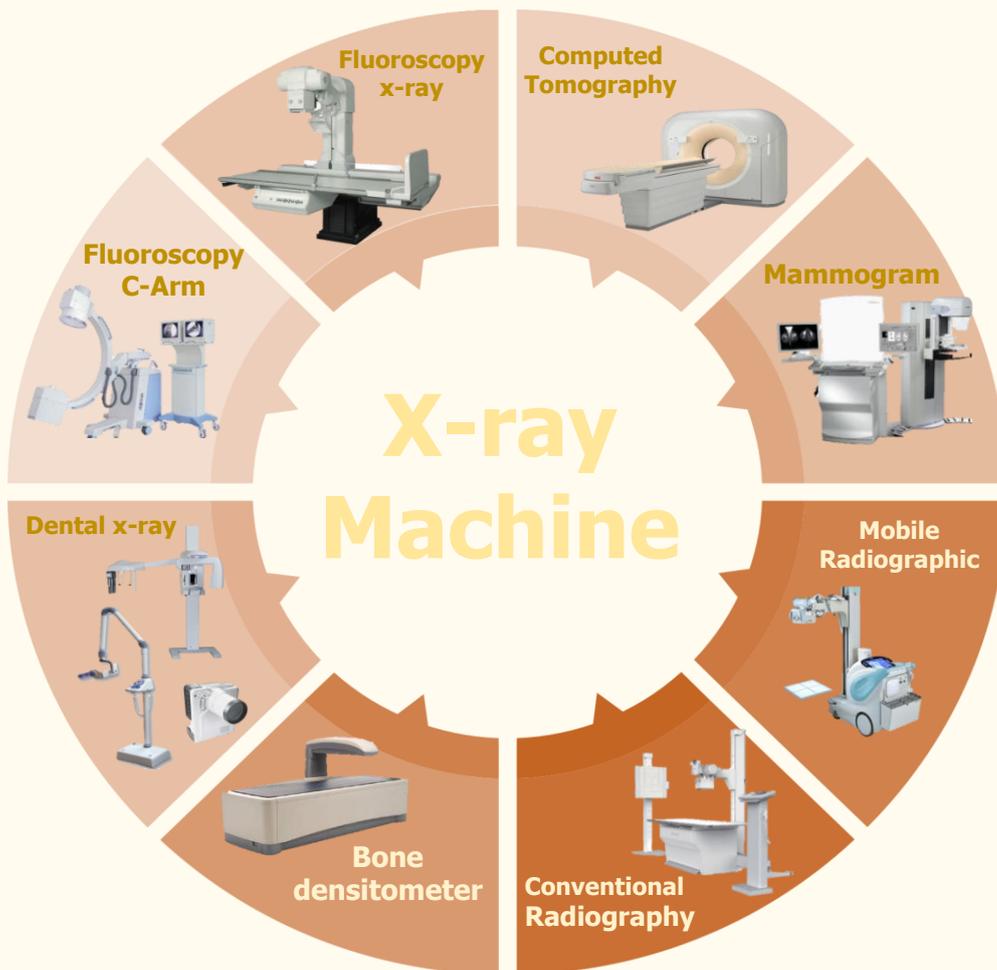
- ไม่ควรหลีกเลี่ยง/ปฏิเสธ การรับบริการทางรังสี ถ้าส่งผลกระทบต่อสุขภาพของคุณเอง
- ควรสอบถามเจ้าหน้าที่ถึงกระบวนการที่จะสามารถลดความเสี่ยงจากการได้รับรังสี
- หากมีข้อสงสัย ควรขอคำแนะนำจากเจ้าหน้าที่
- กรณีไม่แน่ใจว่าตั้งครรภ์หรือไม่ ควรทดสอบการตั้งครรภ์ก่อนเข้ารับบริการ

<https://rpop.iaea.org>
จัดพิมพ์โดย กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

รูปที่ 17 ป้ายเตือนสงสัยว่าตั้งครรภ์ โปรดแจ้งเจ้าหน้าที่

เอกสารอ้างอิง

1. International Atomic Energy Agency. (2018). IAEA Safety Standards for protecting people and the environment Occupational Radiation Protection. General Safety Guide No. GSG-7. Vienna, Austria: Publishing Section International Atomic Energy Agency.
2. บรรจง เชื้อนแก้ว. (2561). การสร้างภาพรังสีดิจิทัล, พิมพ์ครั้งที่ 1. ขอนแก่น : คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น.
3. นवलจวี รุ่งธนเกียรติ. (2545). วิทยาศาสตร์นิวเคลียร์ พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์.
4. ไพเสริฐ ธรรมมานุธรรม. (2545). นิวเคลียร์ฟิสิกส์, พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์ มหาวิทยาลัยรามคำแหง.
5. Thomas S.C., James E.D., Robert E.M.Jr. (1984). Introduction to the physics of diagnostic radiology. 3rd ed. New York: Philadelphia, Lea & Febiger.
6. จงวัฒน์ ชิวกุล. เครื่องเอกซเรย์ทั่วไปและส่วนประกอบ (ออนไลน์) สืบค้นจาก :[https://meded.psu.ac.th /binla/radio2/365-211/xray/index4.html](https://meded.psu.ac.th/binla/radio2/365-211/xray/index4.html). (17 เมษายน 2563).
7. กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข (2566). มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัย พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ : บริษัท ปิยอนด์ พับลิชชิง จำกัด.
8. ICRP. (2007). The 2007 Recommendations of the International commission on radiological protection. ICRP Publication 130. Exeter, UK: Polestar Wheatons Ltd.



บทที่ 5

กฎหมายและการกำกับดูแลเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์

การใช้ประโยชน์จากรังสีมีมากมายหลายสาขา ทั้งการเกษตร อุตสาหกรรม พลังงาน และทางการแพทย์ สำหรับทางการแพทย์นั้นแต่ละประเทศได้มีการนำรังสีมาใช้อย่างแพร่หลายทั้งการวินิจฉัย (diagnostic) และการรักษา (radiotherapy) การใช้รังสีในทางการแพทย์ต้องได้รับคำแนะนำจากแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญโดยเฉพาะ เพื่อให้การใช้รังสีมีประโยชน์มากกว่าโทษ และให้ผู้ป่วยได้รับความเสี่ยงน้อยที่สุด และนอกจากนี้ แต่ละประเทศได้มีการประกาศกฎหมายหรือกฎระเบียบที่เกี่ยวข้องกับทางรังสี โดยยึดหลักการคำแนะนำขององค์กรหรือสมาคมระดับโลก เช่น BSS ICRP หรือ IAEA เป็นบรรทัดฐานในการกำหนดกฎหมายหรือกฎระเบียบต่าง ๆ

สำหรับประเทศไทยได้มีการใช้รังสีทั้งวินิจฉัยและรักษาโรค และได้นำเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ ทางทางการแพทย์มาถ่ายภาพเพื่อใช้ประกอบการวินิจฉัยและรักษาโรคด้วย ซึ่งการถ่ายภาพด้วยเครื่องกำเนิดรังสี ผู้ป่วยจะได้รับรังสีไปด้วย แต่จะได้รับในปริมาณมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับข้อกำหนดค่าทางเทคนิคการถ่ายภาพรังสีตามลักษณะทางกายภาพของผู้ป่วย เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับรังสีน้อยที่สุดและได้ประโยชน์จากการใช้รังสีมากที่สุด หน่วยงานที่เกี่ยวข้องได้ประกาศกฎหมายที่เกี่ยวกับเครื่องกำเนิดรังสี เพื่อควบคุม กำกับ ดูแลให้การใช้งานเครื่องกำเนิดรังสีมีความปลอดภัยแก่ประชาชนและสิ่งแวดล้อมมากที่สุด โดยมีกฎหมายที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

5.1

พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 ^[2]

5.1.1 วัตถุประสงค์

การกำกับดูแลเครื่องกำเนิดรังสีในปัจจุบันมีเพียงระบบอนุญาต ซึ่งมีกลไกในการกำกับดูแลที่เคร่งครัดและไม่เหมาะสมกับการกำกับดูแลเครื่องกำเนิดรังสีบางประเภทที่ไม่ก่อให้เกิดอันตรายทางนิวเคลียร์และรังสีแก่ประชาชนและสิ่งแวดล้อมอย่างร้ายแรง จึงได้มีการแก้ไขและเพิ่มระบบการแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีประเภทดังกล่าวในพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 เพื่อให้เป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพและสอดคล้องกับมาตรฐานสากล โดยมุ่งหมายให้เกิดความปลอดภัยและความมั่นคงปลอดภัยอย่างเพียงพอที่จะป้องกันอันตรายจากผลกระทบทางนิวเคลียร์และรังสีต่อประชาชนและสิ่งแวดล้อม และเป็นอีกระบบหนึ่งในการกำกับดูแล และกำหนดให้ผู้ผลิต นำเข้า หรือส่งออกเครื่องกำเนิดรังสีนั้นไม่ต้องขอรับใบอนุญาตผลิต นำเข้า หรือส่งออกเครื่องกำเนิดรังสีประเภทดังกล่าว

5.1.2 นิยามศัพท์และความหมาย

สถานพยาบาล หมายความว่า สถานพยาบาลตามกฎหมายว่าด้วยสถานพยาบาลและสถานพยาบาลสัตว์ตามกฎหมายว่าด้วยสถานพยาบาลสัตว์ และให้หมายความรวมถึงสถานพยาบาลและสถานพยาบาลสัตว์ของหน่วยงานของรัฐด้วย

5.1.3 เปรียบเทียบพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติทั้ง 2 ฉบับ [1], [2]

ตารางที่ 1 เปรียบเทียบระหว่างพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559 กับพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562

หัวข้อ	พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559	พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562	
หน่วยงานกำกับดูแล	สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ (ปส.)		
เครื่องกำเนิดรังสี	เครื่องกำเนิดรังสีทุกประเภทต้องขอรับใบอนุญาตกับ ปส. ตามมาตรา 26	นอกจากเครื่องกำเนิดรังสีตามมาตรา 26/1 ให้เครื่องกำเนิดรังสีอื่นตามที่กำหนดในกฎกระทรวงเป็นเครื่องกำเนิดรังสีที่ผู้ดำเนินการไม่ต้องขอรับใบอนุญาตตามมาตรา 26 ทั้งนี้ให้คำนึงถึงค่าระดับพลังงานหรือลักษณะการใช้งานเครื่องกำเนิดรังสี	เครื่องกำเนิดรังสีตามมาตรา 26/1
การกำกับดูแล	1. ขอรับใบอนุญาต 2. ใบอนุญาตมีอายุ 5 ปี	1. ขอรับใบอนุญาต 2. แจ้งการครอบครองหรือใช้	แจ้งการครอบครองหรือใช้
พนักงานเจ้าหน้าที่	แต่งตั้งโดยรัฐมนตรีว่าการกระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี	*แต่งตั้งโดยรัฐมนตรีว่าการกระทรวงการอุดมศึกษา วิทยาศาสตร์ วิจัยและนวัตกรรม (อว.)	แต่งตั้งโดยรัฐมนตรีว่าการกระทรวงสาธารณสุข (สธ.)

* แก้ไขเพิ่มเติมโดยพระราชบัญญัติปรับปรุงกระทรวง ทบวง กรม (ฉบับที่ 19) พ.ศ. 2562

ตารางที่ 1 เปรียบเทียบระหว่างพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559 กับพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 (ต่อ)

หัวข้อ	พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559	พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562	
-	-		
การควบคุมความปลอดภัยทางรังสี	1. จัดให้มีเจ้าหน้าที่ความปลอดภัยทางรังสี (Radiation Safety Officer : RSO) อย่างน้อย 1 คน ประจำอยู่ตลอดเวลาที่เปิดทำการ 2. RSO ต้องสอบขึ้นทะเบียนกับสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ 3. ใบอนุญาตของ RSO มีอายุไม่เกิน 5 ปี	ต้องจัดให้มีเจ้าหน้าที่ความปลอดภัยทางรังสีปฏิบัติหน้าที่ในสถานที่ทำการของผู้รับใบอนุญาตตามหลักเกณฑ์ที่กำหนดในกฎกระทรวง	ต้องจัดให้มีผู้ควบคุมใช้งานเครื่องกำเนิดรังสีตามที่กำหนดในกฎกระทรวง (เป็นผู้ที่ได้รับใบประกอบโรคศิลปะหรือใบประกอบวิชาชีพหรือเป็นนักฟิสิกส์การแพทย์)
การอุทธรณ์	ให้มีสิทธิอุทธรณ์ต่อคณะกรรมการ	ให้มีสิทธิอุทธรณ์ต่อคณะกรรมการ	ให้มีสิทธิอุทธรณ์ต่อคณะกรรมการ
การเปรียบเทียบคดี	คณะกรรมการเปรียบเทียบคดี ประกอบด้วย - เลขาธิการ - ผู้แทนสำนักงานอัยการสูงสุด - ผู้แทนสำนักงานตำรวจแห่งชาติ	คณะกรรมการเปรียบเทียบคดี ประกอบด้วย - เลขาธิการ - ผู้แทนสำนักงานอัยการสูงสุด - ผู้แทนสำนักงานตำรวจแห่งชาติ	คณะกรรมการเปรียบเทียบคดี ประกอบด้วย - ผู้ที่ได้รับมอบหมายจากรัฐมนตรีว่าการกระทรวงสาธารณสุข - ผู้แทนสำนักงานอัยการสูงสุด - ผู้แทนสำนักงานตำรวจแห่งชาติมีอำนาจเปรียบเทียบคดีได้

ตารางที่ 1 เปรียบเทียบระหว่างพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559 กับพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 (ต่อ)

หัวข้อ	พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559	พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562	
-	-	 	 
บทกำหนดโทษ	<ol style="list-style-type: none"> 1. ไม่ขอใบอนุญาตเครื่องกำเนิดรังสี จำคุกไม่เกิน 2 ปี หรือปรับไม่เกิน 200,000 บาท หรือทั้งจำทั้งปรับ 2. หากไม่มีเจ้าหน้าที่ RSO จำคุกไม่เกิน 5 ปี หรือปรับไม่เกิน 500,000 บาท หรือทั้งจำทั้งปรับ 3. เจ้าหน้าที่ RSO ที่ไม่ได้รับอนุญาตจากเลขาธิการ จำคุกไม่เกิน 2 ปี หรือปรับไม่เกิน 200,000 บาท หรือทั้งจำทั้งปรับ 	<ol style="list-style-type: none"> 1. ไม่แจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสี ปรับไม่เกิน 100,000 บาท 2. ผู้รับใบอนุญาตผู้ใดไม่ปฏิบัติตามมาตรา 91 ต้องระวางโทษจำคุกไม่เกิน 1 ปี หรือปรับไม่เกิน 100,000 บาท หรือทั้งจำทั้งปรับ 3. ไม่ปฏิบัติตามหลักเกณฑ์และวิธีการเกี่ยวกับความปลอดภัยและความมั่นคงปลอดภัยทางนิวเคลียร์และรังสี และการพิทักษ์ความปลอดภัยทางนิวเคลียร์ แล้วแต่กรณี ปรับไม่เกิน 100,000 บาท 4. หากไม่มีเจ้าหน้าที่ RSO จำคุกไม่เกิน 5 ปี หรือปรับไม่เกิน 500,000 บาท หรือทั้งจำทั้งปรับ 5. เจ้าหน้าที่ RSO ที่ไม่ได้รับอนุญาตจากเลขาธิการ จำคุกไม่เกิน 2 ปี หรือปรับไม่เกิน 200,000 บาท หรือทั้งจำทั้งปรับ 	<ol style="list-style-type: none"> 1. ไม่แจ้งครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสี ปรับไม่เกิน 100,000 บาท 2. ไม่ปฏิบัติตามมาตรฐานความปลอดภัยตามกฎกระทรวง ปรับไม่เกิน 100,000 บาท

5.1.4 สถานะใบอนุญาตเดิม ^[2]

การดำเนินการและสถานะใบอนุญาตเดิมตามพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 สำหรับเครื่องกำเนิดรังสีตามมาตรา 26/1



รูปที่ 1 สถานะใบอนุญาตตามพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562

5.2

กฎกระทรวง

5.2.1 กฎกระทรวง กำหนดเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ผู้ดำเนินการไม่ต้องขอรับใบอนุญาตตามมาตรา 26 พ.ศ. 2566 ^[3]

5.2.1.1 หลักการ

กำหนดเครื่องกำเนิดรังสีและอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบเป็นเครื่องกำเนิดรังสีที่ออกแบบมาเฉพาะสำหรับใช้เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ซึ่งไม่มีวัสดุกัมมันตรังสีเป็นส่วนประกอบและเพื่อใช้งานในสถานพยาบาลที่ผู้ดำเนินการไม่ต้องขอรับใบอนุญาตแต่ต้องแจ้งการมีไว้ในครอบครองหรือใช้

5.2.1.2 นิยามศัพท์และความหมาย

เครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ หมายความว่า เครื่องกำเนิดรังสีที่ออกแบบมาเฉพาะสำหรับใช้เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ซึ่งไม่มีวัสดุกัมมันตรังสีเป็นส่วนประกอบ และเพื่อใช้งานในสถานพยาบาล

5.2.1.3 รายการเครื่องกำเนิดรังสีที่ต้องแจ้งการครอบครองหรือใช้

เครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์และอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบเป็นเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ดังต่อไปนี้ เป็นเครื่องกำเนิดรังสีที่ผู้ดำเนินการไม่ต้องขอรับใบอนุญาตตามมาตรา 26 แต่ต้องแจ้งการครอบครองหรือใช้ต่อผู้ซึ่งรัฐมนตรีว่าการกระทรวงสาธารณสุขมอบหมาย จำนวน 14 รายการ

- 1) เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป (general x-ray machine)
- 2) เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรม (dental x-ray machine)
- 3) เครื่องเอกซเรย์เต้านม (mammographic x-ray machine)
- 4) เครื่องตรวจความหนาแน่นของกระดูก (bone densitometer)
- 5) เครื่องเอกซเรย์ระบบหลอดเลือด (angiogram or digital subtraction angiography)
- 6) เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (computed tomography machine)
- 7) เครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปี (fluoroscopy x-ray machine)
- 8) เครื่องเอกซเรย์ฟลูออโรสโคปีแบบหมุนได้ (rotational fluoroscopy x-ray machine)
- 9) เครื่องจำลองการรักษาแบบทั่วไป (conventional simulator)
- 10) เครื่องจำลองการรักษาแบบคอมพิวเตอร์ (computed tomography simulator)
- 11) เครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ (mobile x-ray unit)
- 12) รถเอกซเรย์ (vehicle x-ray unit)
- 13) เครื่องเอกซเรย์สัตว์ (veterinary x-ray machine)
- 14) หลอดเอกซเรย์หรือหลอดเอกซเรย์พร้อมเรือนหลอด (tube housing) สำหรับเครื่องกำเนิด

รังสีตาม 1) ถึง 13)

5.2.2 กฎกระทรวง การแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ พ.ศ. 2566 ^[4]

5.2.2.1 หลักการ

กำหนดหลักเกณฑ์ วิธีการ เงื่อนไข และระยะเวลาการแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีที่ออกแบบมาเฉพาะสำหรับใช้เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ซึ่งไม่มีวัสดุกัมมันตรังสีเป็นส่วนประกอบและเพื่อใช้งานในสถานพยาบาล

5.2.2.2 นิยามศัพท์และความหมาย

- 1) เครื่องกำเนิดรังสี หมายความว่า เครื่องกำเนิดรังสีที่ออกแบบมาเฉพาะสำหรับใช้เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ ตามที่กำหนดในกฎกระทรวงที่ออกตามมาตรา 26/1 วรรคหนึ่ง
- 2) ผู้แจ้ง หมายความว่า ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีที่ได้รับใบรับแจ้งตามกฎหมายนี้
- 3) ใบรับแจ้ง หมายความว่า ใบรับแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสี
- 4) ผู้รับแจ้ง หมายความว่า อธิบดีกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์หรือผู้ซึ่งรัฐมนตรีว่าการกระทรวงสาธารณสุขมอบหมาย

5.2.2.3 หลักเกณฑ์ วิธีการ เงื่อนไข และระยะเวลาดำเนินการ

ผู้ใดมีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีต้องยื่นคำขอแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีต่อผู้รับแจ้งโดยมีรายละเอียดดังนี้

1) ผู้ใดมีไว้ในครอบครองเครื่องกำเนิดรังสี ให้ยื่นคำขอแจ้งการครอบครองภายใน 30 วันนับแต่วันที่ครอบครองเครื่องกำเนิดรังสีนั้น พร้อมด้วยเอกสารหรือหลักฐานตามที่ระบุไว้ในแบบคำขอ

2) ผู้ใดจะใช้เครื่องกำเนิดรังสี ให้ยื่นคำขอแจ้งการใช้เครื่องกำเนิดรังสีภายใน 60 วัน ก่อนการใช้งานครั้งแรก พร้อมด้วยสำเนารายงานผลการตรวจสอบคุณภาพและความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสี รวมทั้งเอกสารหรือหลักฐานตามที่ระบุไว้ในแบบคำขอ

3) ผู้รับแจ้งตรวจสอบคำขอ และเอกสารหรือหลักฐานที่ยื่นพร้อมคำขอให้ถูกต้องครบถ้วนหากไม่ถูกต้องหรือไม่ครบถ้วนให้แจ้งให้ผู้ยื่นคำขอทราบทันที ถ้าสามารถแก้ไขหรือเพิ่มเติมได้ในขณะนั้น ให้แจ้งให้ผู้ยื่นคำขอดำเนินการแก้ไขให้ครบถ้วน

หากไม่สามารถดำเนินการได้ในขณะนั้น ให้บันทึกความบกพร่อง และรายการเอกสารหรือหลักฐานที่ต้องยื่นเพิ่มเติม พร้อมทั้งกำหนดระยะเวลาที่ผู้ยื่นคำขอจะต้องดำเนินการแก้ไขหรือยื่นเพิ่มเติมไว้และแจ้งให้ผู้ยื่นคำขอทราบ กรณีการยื่นคำขอไม่ได้กระทำด้วยวิธีการทางอิเล็กทรอนิกส์ ให้ผู้รับแจ้งและผู้ยื่นคำขอลงนามไว้ในบันทึกนั้น และมอบสำเนาให้ผู้ยื่นคำขอไว้เป็นหลักฐาน

กรณีที่ผู้ยื่นคำขอไม่แก้ไขเพิ่มเติมหรือจัดส่งคำขอและเอกสารหรือหลักฐานให้ถูกต้องและครบถ้วนภายในระยะเวลาที่กำหนด ให้ถือว่าผู้ยื่นคำขอไม่ประสงค์จะให้ดำเนินการต่อไป และให้ผู้รับแจ้งจำหน่ายเรื่องออกจากสารบบและมีหนังสือแจ้งให้ผู้ยื่นคำขอทราบ

กรณีที่เห็นว่าคำขอและเอกสารหรือหลักฐานถูกต้องครบถ้วนแล้ว ให้ผู้รับแจ้งออกใบรับแจ้งแก่ผู้ยื่นคำขอภายใน 10 วัน นับแต่วันที่ได้รับคำขอและเอกสารหรือหลักฐานที่ถูกต้องครบถ้วนดังกล่าว

เพื่ออำนวยความสะดวกแก่ผู้ยื่นคำขอ ผู้รับแจ้งจะแจ้งให้ผู้ยื่นคำขอทราบโดยวิธีการทางอิเล็กทรอนิกส์ไปพร้อมกับแจ้งหนังสือด้วยก็ได้

4) ผู้แจ้งที่ประสงค์จะแก้ไขเปลี่ยนแปลงข้อมูลในใบรับแจ้ง ซึ่งไม่ใช่ข้อมูลเกี่ยวกับรายการหรือรายละเอียดของเครื่องกำเนิดรังสีที่มีไว้ในครอบครองหรือใช้ ให้ยื่นคำขอแก้ไขเปลี่ยนแปลงข้อมูลในใบรับแจ้งต่อผู้รับแจ้งพร้อมด้วยเอกสารหรือหลักฐานตามที่ระบุไว้ในแบบคำขอภายใน 30 วัน นับแต่วันที่มีการเปลี่ยนแปลงข้อมูล และให้ใช้ข้อความในข้อ 3) มาใช้พิจารณาคำขอแก้ไขเปลี่ยนแปลงข้อมูลและให้มีการบันทึกรายการการแก้ไขเปลี่ยนแปลงข้อมูลไว้เป็นหลักฐานด้วย

5) กรณีที่ใบรับแจ้งชำรุดในสาระสำคัญ สูญหาย หรือถูกทำลาย ให้ผู้แจ้งยื่นคำขอรับใบรับแจ้งใหม่ต่อผู้รับแจ้ง ภายใน 30 วัน นับแต่วันที่ได้รับทราบถึงการชำรุดในสาระสำคัญ สูญหาย หรือถูกทำลาย และให้ใช้ข้อความในข้อ 1) - 3) มาใช้บังคับแก่การพิจารณาคำขอและให้มีการบันทึกเหตุแห่งการออกใบรับแจ้งนั้นไว้ในใบรับแจ้งนั้นด้วย

6) ในกรณีที่ผู้แจ้งมีความประสงค์จะยกเลิกการครอบครองหรือยกเลิกการใช้เครื่องกำเนิดรังสี ให้ยื่นคำขอยกเลิกการครอบครองหรือยกเลิกการใช้เครื่องกำเนิดรังสีต่อผู้รับแจ้งพร้อมด้วยเอกสารหรือหลักฐานตามที่ระบุไว้ในแบบคำขอภายใน 30 วัน นับแต่วันเลิกครอบครองหรือเลิกใช้เครื่องกำเนิดรังสีนั้น

7) ในกรณีที่เครื่องกำเนิดรังสีตามใบรับแจ้งสูญหาย ให้ผู้แจ้งแจ้งต่อผู้รับแจ้งพร้อม เอกสารหรือหลักฐานตามที่ระบุไว้ในแบบแจ้งเครื่องกำเนิดรังสีสูญหายภายใน 10 วัน นับแต่วันที่ทราบถึงการ สูญหาย และให้มีการบันทึกรายการสูญหายดังกล่าวไว้เป็นหลักฐานพร้อมทั้งเพิกถอนใบรับแจ้งของเครื่องกำเนิดรังสีสูญหายนั้นด้วย

8) การยื่นคำขอแจ้งการครอบครองหรือแจ้งการใช้เครื่องกำเนิดรังสี คำขอแก้ไขเปลี่ยนแปลงข้อมูลในใบรับแจ้ง คำขอยกเลิกการครอบครองหรือขอยกเลิกการใช้เครื่องกำเนิดรังสีและการแจ้งเครื่องกำเนิดรังสีสูญหาย ให้ดำเนินการด้วยวิธีการทางอิเล็กทรอนิกส์ในระหว่างที่ไม่สามารถดำเนินการด้วยวิธีการทางอิเล็กทรอนิกส์ ให้ยื่น ณ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

9) ขอแจ้งการครอบครองหรือแจ้งการใช้เครื่องกำเนิดรังสี ใบรับแจ้ง คำขอแก้ไขเปลี่ยนแปลงข้อมูลในใบรับแจ้ง คำขอยกเลิกการครอบครองหรือขอยกเลิกการใช้เครื่องกำเนิดรังสี และการแจ้งเครื่องกำเนิดรังสีสูญหาย ให้เป็นไปตามแบบที่อธิบดีกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์กำหนดโดยประกาศในราชกิจจานุเบกษา

5.2.3 กฎกระทรวง มาตรฐานความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ต้องแจ้งการมีไว้ในครอบครองหรือใช้ พ.ศ. 2566 ^[5]

ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีตามมาตรา 26/1 ต้องดำเนินการตามกฎกระทรวงมาตรฐานความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ต้องแจ้งการมีไว้ในครอบครองหรือใช้ โดยในเนื้อหาของกฎกระทรวงมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

5.2.3.1 นิยามศัพท์และความหมาย

1) ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสี หมายความว่า ผู้มีเครื่องกำเนิดรังสีไว้ในครอบครอง และได้มีการใช้งานเครื่องกำเนิดรังสีนั้นเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์

2) เครื่องกำเนิดรังสี หมายความว่า เครื่องกำเนิดรังสีตามที่กำหนดในกฎกระทรวงที่ออกตามมาตรา 26/1 วรรคหนึ่ง

3) ปริมาณรังสีสมมูล หมายความว่า ผลรวมของปริมาณรังสีดูดกลืนในเนื้อเยื่อหรืออวัยวะใด ๆ ของมนุษย์ หลังจากปรับเทียบการก่อกันตรายของรังสีทุกชนิดที่อวัยวะนั้นได้รับ โดยเทียบกับการก่อกันตรายของรังสีเอกซ์และรังสีแกมมา มีหน่วยเป็นซีเวิร์ต

4) ปริมาณรังสียังผล หมายความว่า ผลรวมของปริมาณรังสีสมมูลหลังจากปรับเทียบสภาพไวต่อรังสีของแต่ละเนื้อเยื่อหรืออวัยวะทั่วร่างกายของมนุษย์ มีหน่วยเป็นซีเวิร์ต

5) ผู้ปฏิบัติงานทางรังสี หมายความว่า ผู้ปฏิบัติงานให้กับผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสี ทั้งแบบเต็มเวลา แบบไม่เต็มเวลา หรือแบบชั่วคราวซึ่งเกี่ยวข้องกับรังสี

6) อธิบดี หมายความว่า อธิบดีกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

5.2.3.2 วิธีการดำเนินการ

1) ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีต้องดูแลรักษาให้เครื่องกำเนิดรังสีที่ครอบครองหรือใช้มีคุณภาพและความปลอดภัยตามมาตรฐานที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์กำหนด และต้องจัดให้มีการตรวจสอบคุณภาพและความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ หน่วยงานที่อธิบดีมอบหมาย หรือหน่วยงานที่อธิบดีประกาศกำหนด ภายในระยะเวลาดังต่อไปนี้

(ก) กรณีที่ 1 ตรวจทุก 3 ปี สำหรับเครื่องตรวจความหนาแน่นของกระดูก และเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมที่ไม่ใช่เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางทันตกรรมชนิดลำรังสีรูปกรวย (Cone Beam Computed Tomography) ทั้งนี้ เฉพาะเครื่องที่มีอายุการใช้งานไม่เกิน 10 ปี

(ข) กรณีที่ 2 ตรวจทุก 2 ปี สำหรับเครื่องกำเนิดรังสีอื่นที่ไม่อยู่ในกรณีที่ 1 และเครื่องกำเนิดรังสีในกรณีที่ 1 ที่มีอายุการใช้งานเกิน 10 ปี

ให้ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสียื่นสำเนารายงานผลการตรวจสอบคุณภาพและความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีต่ออธิบดีภายใน 30 วันนับแต่วันที่ได้รับผลการตรวจสอบ เว้นแต่การตรวจสอบคุณภาพและความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีนั้นเป็นการดำเนินการโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีจะแจ้งหมายเลขวิเคราะห์ของรายงานผลการตรวจสอบแทนการยื่นสำเนารายงานผลการตรวจสอบก็ได้

กรณีที่ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีแจ้งให้หน่วยงานมาตรวจสอบเครื่องกำเนิดรังสีภายในกำหนดเวลาตามข้อ 1) ระยะเวลาในการจัดให้มีการตรวจสอบคุณภาพและความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีครั้งถัดไป ให้เริ่มนับแต่วันที่ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีได้รับรายงานผลการตรวจสอบ แต่หากผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีไม่ได้แจ้งให้หน่วยงานมาตรวจสอบเครื่องกำเนิดรังสีภายในกำหนดเวลา ระยะเวลาในการจัดให้มีการตรวจสอบคุณภาพและความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีครั้งถัดไป ให้นับเริ่มนับจากวันสุดท้ายของกำหนดเวลาเดิมนั้น

2) ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีต้องจัดให้สถานที่ บริเวณ หรือห้องที่ติดตั้งเครื่องกำเนิดรังสีสามารถป้องกันรังสีได้ตามมาตรฐานที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์กำหนด และอย่างน้อยต้องจัดให้มีการเตือนภัยทางรังสีอย่างใดอย่างหนึ่งดังต่อไปนี้ แสดงให้เห็นได้ชัดเจนที่บริเวณทางเข้าสถานที่ บริเวณ หรือห้องที่ติดตั้งเครื่องกำเนิดรังสี

(ก) สัญลักษณ์ทางรังสีตามแบบท้ายกฎกระทรวงนี้

(ข) ป้ายที่มีข้อความ “โปรดระวังบริเวณรังสี” หรือ “สตรีมีครรภ์ โปรดแจ้งเจ้าหน้าที่” หรือข้อความอื่นที่เป็นการเตือนอันตรายจากรังสี

(ค) สัญญาณไฟหรือเสียงหรือป้ายเตือนในขณะฉายรังสี เพื่อเตือนไม่ให้มีบุคคลเข้ามาในสถานที่ บริเวณ หรือห้องนั้นในขณะฉายรังสี

3) ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีต้องจัดให้มีอุปกรณ์ป้องกันรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานทางรังสี ผู้ป่วย รวมทั้งญาติของผู้ป่วยหรือบุคคลอื่นใดที่จำเป็นต้องอยู่ภายในห้องที่ติดตั้งเครื่องกำเนิดรังสีตามความเหมาะสม เช่น ฉากกับังรังสี เสื้อกันรังสี ถุงมือกันรังสี ปลอกคอกันรังสี แผ่นกันรังสีกับังอวัยวะสืบพันธุ์ และแว่นกันรังสี

4) ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีต้องจัดให้มีอุปกรณ์วัดรังสีบุคคล เช่น แผ่นวัดรังสีโอเอสแอล (OSL) หรือแผ่นวัดรังสีทีแอลดี (TLD) ให้แก่ผู้ปฏิบัติงานทางรังสี และควบคุมดูแลให้ผู้ปฏิบัติงานทางรังสีใช้อุปกรณ์วัดรังสีบุคคลดังกล่าวอย่างถูกต้องตลอดเวลาที่ปฏิบัติงาน รวมทั้งจัดให้มีการประเมินผลอุปกรณ์วัดรังสีบุคคลดังกล่าวโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ หน่วยงานที่อธิบดีมอบหมาย หรือหน่วยงานที่อธิบดีประกาศกำหนด ทุก 3 เดือน

เมื่อได้รับผลการประเมินแล้วให้ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีจัดเก็บหรือบันทึกผลดังกล่าวไว้เพื่อให้สามารถตรวจสอบได้

กรณีที่มีผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีมีผู้ปฏิบัติงานทางรังสีในงานทันตกรรมทั้งหมดได้รับผลการประเมินไม่เกิน 1 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี เป็นเวลา 2 ปีติดต่อกัน ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีนั้นจะไม่จัดให้มีอุปกรณ์วัดรังสีบุคคลสำหรับผู้ปฏิบัติงานทางรังสีในงานทันตกรรมก็ได้ โดยแจ้งต่อกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ก่อนไม่จัดให้มีอุปกรณ์ดังกล่าว และต้องจัดให้มีการวัดรังสีในห้องที่ติดตั้งเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรม (workplace monitoring) โดยสามารถคงปริมาณรังสียังผลที่วัดได้ไม่เกิน 1 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี ตลอดเวลาที่ไม่มีอุปกรณ์วัดรังสีบุคคล

ถ้าผลการวัดรังสีในห้องที่ติดตั้งเครื่องเอกซเรย์ทันตกรรม (workplace monitoring) ของผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีที่ได้รับยกเว้นผู้ใดเกิน 1 มิลลิซีเวิร์ตต่อปีในปีใด ให้ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีนั้นจัดให้มีอุปกรณ์วัดรังสีบุคคลในปีต่อ ๆ ไปอีกครั้ง

การยกเว้นไม่จัดให้มีอุปกรณ์วัดรังสีบุคคลสำหรับผู้ปฏิบัติงานทางรังสีในงานทันตกรรมมิให้ใช้บังคับแก่ผู้ปฏิบัติงานทางรังสีที่เป็นผู้ใช้เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมชนิดมือถือ (handheld) ชนิดพกพา (portable) หรือชนิดเคลื่อนที่ (mobile)

5) ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีต้องควบคุมดูแลและป้องกันอันตรายจากรังสีเพื่อให้ผู้ปฏิบัติงานทางรังสีได้รับรังสีไม่เกินปริมาณที่กำหนดไว้ ดังต่อไปนี้

(ก) ปริมาณรังสียังผล 20 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี โดยเฉลี่ยในช่วง 5 ปีติดต่อกัน ทั้งนี้ ในแต่ละปีจะรับรังสีได้ไม่เกิน 50 มิลลิซีเวิร์ต และตลอดช่วง 5 ปีติดต่อกัน จะต้องได้รับรังสีไม่เกิน 100 มิลลิซีเวิร์ต

(ข) ปริมาณรังสีสมมูล สำหรับเลนส์ของดวงตา 20 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี โดยเฉลี่ยในช่วง 5 ปีติดต่อกัน ทั้งนี้ ในแต่ละปีจะรับรังสีได้ไม่เกิน 50 มิลลิซีเวิร์ต และตลอดช่วง 5 ปีติดต่อกันจะต้องได้รับรังสีไม่เกิน 100 มิลลิซีเวิร์ต

(ค) ปริมาณรังสีสมมูล สำหรับส่วนที่เป็นผิวหนัง มือ และเท้า 500 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี โดยปริมาณรังสีสมมูลสำหรับส่วนที่เป็นผิวหนังนั้น ให้วัดจากค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีต่อ 1 ตารางเซนติเมตร ของบริเวณผิวหนังที่ได้รับรังสีมากที่สุด

6) ผู้ปฏิบัติงานทางรังสีซึ่งเป็นหญิงมีครรภ์หรืออยู่ระหว่างการให้นมบุตร ให้ใช้ขีดจำกัดปริมาณรังสีเช่นเดียวกับประชาชนทั่วไปตามข้อ 7)

7) ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีต้องควบคุมดูแลและป้องกันอันตรายจากรังสีเพื่อประชาชนทั่วไปซึ่งมิใช่ผู้ที่มารับบริการทางการแพทย์ได้รับรังสีไม่เกินปริมาณที่กำหนดไว้ ดังต่อไปนี้

(ก) ปริมาณรังสียังผล 1 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี

(ข) ปริมาณรังสีสมมูล สำหรับเลนส์ของดวงตา 15 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี

(ค) ปริมาณรังสีสมมูล สำหรับส่วนที่เป็นผิวหนัง มือ และเท้า 50 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี

8) ผู้ปฏิบัติงานทางรังสี และผู้ปฏิบัติงานทางรังสีเป็นหญิงมีครรภ์หรืออยู่ระหว่างการให้นมบุตร ซึ่งมีความเป็นไปได้ที่จะได้รับรังสีจากหลายแหล่ง ผลรวมของปริมาณรังสีจากทุกแหล่งต้องไม่เกินขีดจำกัดปริมาณรังสีที่กำหนดไว้ในข้อ 5) หรือข้อ 6) แล้วแต่กรณี

9) ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีต้องจัดให้มีผู้ควบคุมการใช้งานเครื่องกำเนิดรังสีที่มีคุณสมบัติอย่างใดอย่างหนึ่ง ดังต่อไปนี้

- (ก) ผู้ประกอบวิชาชีพเวชกรรมตามกฎหมายว่าด้วยวิชาชีพเวชกรรม
- (ข) ผู้ประกอบวิชาชีพทันตกรรมตามกฎหมายว่าด้วยวิชาชีพทันตกรรม
- (ค) ผู้ประกอบวิชาชีพการสัตวแพทย์ตามกฎหมายว่าด้วยวิชาชีพการสัตวแพทย์
- (ง) ผู้ประกอบโรคศิลปะสาขารังสีเทคนิคตามกฎหมายว่าด้วยการประกอบโรคศิลปะ
- (จ) เป็นผู้ปฏิบัติหน้าที่นักฟิสิกส์การแพทย์
- (ฉ) เป็นผู้ปฏิบัติหน้าที่เจ้าพนักงานรังสี

ต้องจัดให้มีผู้ควบคุมการใช้งานเครื่องกำเนิดรังสีที่มีคุณสมบัติดังนี้

1 เป็นผู้ประกอบวิชาชีพอย่างใดอย่างหนึ่ง ดังต่อไปนี้



ผู้ประกอบวิชาชีพเวชกรรมตาม
กฎหมายว่าด้วย
วิชาชีพเวชกรรม



ผู้ประกอบวิชาชีพทันตกรรมตาม
กฎหมายว่าด้วย
วิชาชีพทันตกรรม



ผู้ประกอบวิชาชีพการสัตวแพทย์
ตามกฎหมายว่าด้วย
วิชาชีพการสัตวแพทย์



ผู้ประกอบโรคศิลปะสาขารังสี
เทคนิคตามกฎหมายว่าด้วยการ
ประกอบโรคศิลปะ

2 เป็นผู้ปฏิบัติหน้าที่นักฟิสิกส์การแพทย์

รูปที่ 2 ผู้ควบคุมการใช้งานเครื่องกำเนิดรังสี

สำหรับบุคคลที่เป็นผู้ปฏิบัติหน้าที่เจ้าพนักงานรังสี (ฉ) ต้องปฏิบัติงานตามคู่มือที่สภาวิชาชีพของผู้ประกอบวิชาชีพอย่างใดอย่างหนึ่งกำหนด หรือเป็นผู้ที่ผ่านการอบรมการป้องกันอันตรายจากรังสีตามหลักสูตรที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์หรือสภาวิชาชีพดังกล่าวรับรอง และต้องมีการกำกับดูแลการปฏิบัติงานโดยบุคคลที่มีคุณสมบัติตาม (ก) - (จ)

10) ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีมีหน้าที่รับผิดชอบในการป้องกันอันตรายจากรังสีจากการใช้เครื่องกำเนิดรังสี โดยต้องจัดให้มีการดำเนินการอย่างน้อย ดังต่อไปนี้

(ก) ควบคุมคุณภาพและความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีที่ครอบครองหรือใช้ให้มีคุณภาพและความปลอดภัยตามมาตรฐานที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์กำหนด

(ข) เผื่อระวางการได้รับปริมาณรังสีของผู้ปฏิบัติงานทางรังสีและประชาชนทั่วไป และจัดให้มีรายงานปริมาณรังสีบุคคลประจำปีสำหรับผู้ปฏิบัติงานทางรังสี เว้นแต่ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีที่ได้รับยกเว้นการจัดให้มีอุปกรณ์วัดรังสีบุคคล ให้ได้รับยกเว้นหน้าที่ในการจัดให้มีรายงานปริมาณรังสีบุคคลประจำปีสำหรับผู้ปฏิบัติงานทางรังสีในงานทันตกรรมด้วย

(ค) ตรวจสอบหาสาเหตุและจัดให้มีมาตรการป้องกันและแก้ไข เมื่อมีผู้ปฏิบัติงานทางรังสีได้รับปริมาณรังสีสูงเกินขีดจำกัดตามข้อ 5) หรือข้อ 6) และรายงานให้อธิบดีทราบภายใน 30 วันนับแต่วันที่ทราบว่ามีผู้ปฏิบัติงานทางรังสีได้รับปริมาณรังสีสูงเกินขีดจำกัด

(ง) จัดทำแผนการป้องกันอันตรายจากรังสี

(จ) จัดให้มีการอบรม แนะนำ และให้คำปรึกษาแก่ผู้ปฏิบัติงานทางรังสี ให้มีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับอันตรายจากรังสีและการป้องกันรังสี

ให้ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีรายงานผลการดำเนินการรับผิดชอบในการป้องกันอันตรายจากรังสีจากการใช้เครื่องกำเนิดรังสีแกอ์ดิปติ โดยยื่นพร้อมทั้งสำเนารายงานผลการตรวจสอบเครื่องกำเนิดรังสี และจัดเตรียมสำเนารายงานดังกล่าวให้พร้อมสำหรับการตรวจสอบของพนักงานเจ้าหน้าที่เมื่อมีการร้องขอ

11) ในกรณีที่ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีไม่ประสงค์จะครอบครองเครื่องกำเนิดรังสี เครื่องใดอีกต่อไป ให้จัดการเครื่องกำเนิดรังสีนั้นด้วยวิธีการใดอย่างหนึ่ง ดังต่อไปนี้ภายใน 90 วัน นับแต่วันที่ ไม่ประสงค์จะครอบครองหรือมีการใช้เครื่องกำเนิดรังสีนั้นครั้งสุดท้าย ดังนี้

(ก) จัดการเป็นขยะอิเล็กทรอนิกส์ตามกฎหมายที่เกี่ยวข้องกับการจัดการขยะอิเล็กทรอนิกส์

(ข) ส่งออกไปจัดการนอกราชอาณาจักร

(ค) จำหน่ายหรือให้แก่บุคคลอื่นเพื่อครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีนั้นต่อไป

(ง) ทำลาย แยกชิ้นส่วน หรือกระทำด้วยวิธีการใดเพื่อให้เครื่องกำเนิดรังสีนั้นอยู่ในสภาพที่ไม่สามารถใช้งานได้

12) การแจ้งและการยื่นเอกสารหรือรายงานตามกฎหมายกระทรวงนี้ ให้ดำเนินการโดยวิธีการทางอิเล็กทรอนิกส์ ในระหว่างที่ยังไม่สามารถดำเนินการโดยวิธีการทางอิเล็กทรอนิกส์ได้

ให้แจ้งหรือยื่น ณ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

5.3

เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์

5.3.1 เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ที่ต้องยื่นแจ้งครอบครองหรือใช้^[3]

เครื่องกำเนิดรังสีที่ต้องดำเนินการแจ้งครอบครองหรือใช้ตามพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 เป็นเครื่องกำเนิดรังสีที่ออกแบบมาเฉพาะสำหรับใช้เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ซึ่งไม่มีวัสดุกัมมันตรังสีเป็นส่วนประกอบและเพื่อใช้งานในสถานพยาบาล ตัวอย่างเครื่องกำเนิดรังสี ที่ต้องแจ้งครอบครองหรือใช้ ดังแสดงในรูปที่ 3



14 รายการ



เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์
ที่ต้องแจ้งการครอบครองหรือใช้ตามกฎหมาย



1

เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป



2

เครื่องเอกซเรย์
กันตกรรรม



3

เครื่องเอกซเรย์เต้านม



4

เครื่องตรวจความ
หนาแน่นของกระดูก



5

เครื่องเอกซเรย์
ระบบหลอดเลือด



6

เครื่องเอกซเรย์
คอมพิวเตอร์



7

เครื่องเอกซเรย์
ฟลูออโรสโคปี



8

เครื่องเอกซเรย์
ฟลูออโรสโคปีแบบหมุน



9

เครื่องจำลองการรักษา
แบบทั่วไป



10

เครื่องจำลองการรักษา
แบบคอมพิวเตอร์



11

เครื่องเอกซเรย์
เคลื่อนที่



12

รถเอกซเรย์



13

เครื่องเอกซเรย์สัตว์



14

หลอดเอกซเรย์หรือหลอด
เอกซเรย์พร้อมเรือนหลอด

งานกำกับเครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์ สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
โทร. 0-2589-9850-5 ต่อ 99642, 99646 อีเมล xrayregist.bmd@dmsc.mail.go.th

รูปที่ 3 รายการเครื่องกำเนิดรังสีตามกฎหมายกระทรวงที่ต้องยื่นแจ้งครอบครองหรือใช้

5.3.2 ตัวอย่างเครื่องกำเนิดรังสีที่ต้องยื่นแจ้งครอบครองหรือใช้ตามลักษณะของการใช้งาน

เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ที่ใช้ในการวินิจฉัย และรักษาโรคนั้นมีหลากหลายประเภทนอกจากเครื่องกำเนิดรังสีที่ประกาศในกฎกระทรวงที่ต้องแจ้งครอบครองหรือใช้กับกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ยังมีเครื่องกำเนิดรังสีบางประเภท ที่ได้นำเทคโนโลยีของการเอกซเรย์มารวมในเครื่องเดียวกันเพื่อชิงตำแหน่งที่ผิดปกติได้อย่างชัดเจน แต่การแจ้งครอบครองหรือใช้ต้องดำเนินการแจ้งครอบครองหรือใช้ตามลักษณะการใช้งาน โดยมีรายละเอียดดังนี้

5.3.2.1 Positron emission computed tomography (PET-CT) PET เป็นสแกนถ่ายภาพด้วยเทคนิคการตรวจจับกัมมันตภาพรังสีจากไอโซโทปกัมมันตรังสีที่ปล่อยอนุภาคโพซิตรอนเข้าไปในร่างกาย แต่ภาพที่ได้จากการสแกนด้วย PET จะไม่สามารถระบุตำแหน่งผิดปกติที่ชัดเจนได้จึงมีการนำเทคโนโลยีของเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (computed tomography : CT) มารวมในเครื่องเดียวกันเป็น PET-CT Scan ดังนั้น การยื่นแจ้งครอบครองหรือใช้ PET-CT จึงต้องแยกดำเนินการดังนี้

- (ก) ไอโซโทปรังสีที่ใช้งานกับเครื่อง PET ให้ยื่นขออนุญาตที่สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ
- (ข) CT ให้ยื่นแจ้งครอบครองหรือใช้ที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

5.3.2.2 Single-photon emission computed tomography (SPECT/CT) SPECT คล้ายกับ PET แต่ถ่ายภาพด้วยเทคนิคการตรวจจับกัมมันตภาพรังสีจากไอโซโทปกัมมันตรังสีที่ปล่อยรังสีแกมมา แล้วบันทึกข้อมูลด้วยคอมพิวเตอร์เพื่อสร้างภาพสองหรือสามมิติของบริเวณสมองที่กำลังทำงาน ดังนั้น การยื่นแจ้งครอบครองหรือใช้ SPECT/CT จึงต้องแยกดำเนินการ ดังนี้

- (ก) ไอโซโทปรังสีที่ใช้งานกับเครื่อง SPECT ให้ยื่นขออนุญาตที่สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ
- (ข) CT ให้ยื่นแจ้งครอบครองหรือใช้ที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

5.4

การแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์

5.4.1 การดำเนินงานการรับแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์



รูปที่ 4 กระบวนการดำเนินงานการรับแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์

5.4.2 การแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ ^[6]

การยื่นแจ้งครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ มีซึ่งทางการดำเนินการ 3 ช่องทาง ได้แก่ ยื่นด้วยตนเอง ยื่นทางไปรษณีย์ และยื่นทางระบบออนไลน์ โดยผู้แจ้งสามารถยื่นแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีและตรวจสอบสถานะได้ตลอด 24 ชั่วโมง

กำหนดระยะเวลาการดำเนินการแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสี ๓ ดังนี้

ผู้มีไว้ในครอบครองเครื่องกำเนิดรังสี ให้ยื่นคำขอแจ้งการครอบครองภายใน 30 วัน นับแต่วันที่ครอบครองเครื่องกำเนิดรังสีนั้น (ยื่นด้วยตนเองหรือทางไปรษณีย์)

ผู้ใดจะใช้เครื่องกำเนิดรังสี ให้ยื่นคำขอแจ้งการใช้เครื่องกำเนิดรังสีก่อนการใช้งานครั้งแรกภายใน 60 วัน นับแต่วันที่มีการครอบครองเครื่องกำเนิดรังสีนั้น (ยื่นผ่าน 3 ช่องทาง ดังแสดงในรูปที่ 5)

3 ช่องทาง

ยื่นแจ้งการครอบครอง
หรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์



1 ยื่นผ่าน "ระบบออนไลน์"

- ✓ ลงทะเบียนเข้าสู่ระบบ
- เข้าสู่ระบบเพื่อยื่นคำขอ
- กรอกข้อมูล 5 ขั้นตอน พร้อมแนบเอกสารหลักฐาน
- ส่งคำขอ



<http://brmd.dmsc.moph.go.th/radiation/>

2 ยื่นด้วย "ตนเอง"

หรือ 3 ยื่นทาง "ไปรษณีย์"



- ✓ ตาวันไหลดคำขอ วพ.-สรส.2
- กรอกคำขอ
- ส่งคำขอมายัง "สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์" หรือเดินทางมาส่งด้วยตนเอง



งานกำกับเครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์

สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์



โทร : 02-951-0000 ต่อ 99642, 99646



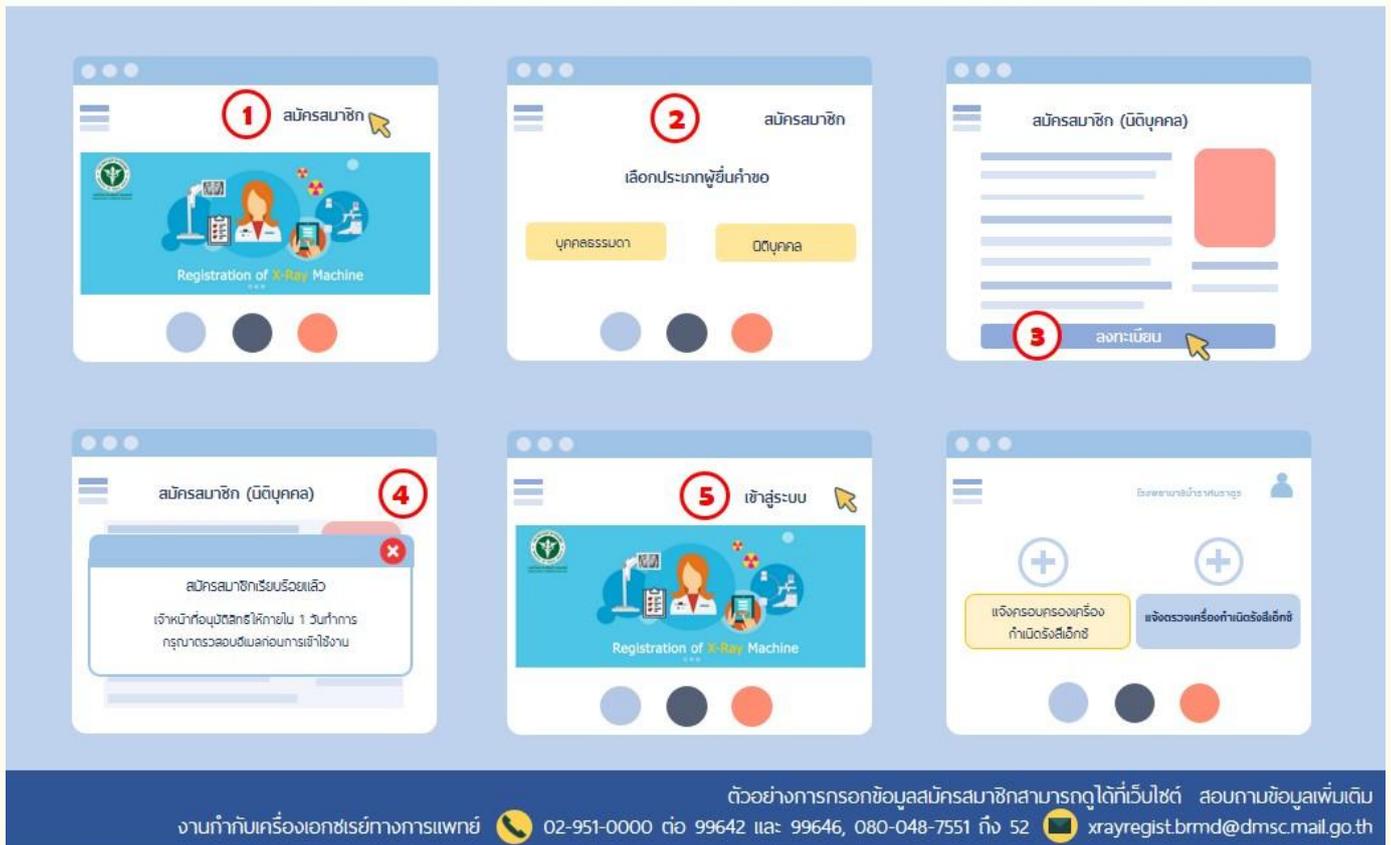
อีเมล : hrayregist.brmd@dmsc.mail.go.th

5.4.2 การยื่นแจ้งครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีผ่านระบบออนไลน์

สมัครใช้งานโปรแกรม โดยเข้าไปที่เว็บไซต์ <http://brmd.dmsc.moph.go.th/radiation/> ทำตามขั้นตอนดังแสดงในรูปที่ 6



ขั้นตอน ลงทะเบียนใช้งานระบบแจ้งครอบครอง หรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ออนไลน์



- 1 สมัครสมาชิก
- 2 สมัครสมาชิก
เลือกประเภทผู้ยื่นคำขอ
บุคคลธรรมดา นิติบุคคล
- 3 ลงทะเบียน
- 4 สมัครสมาชิก (นิติบุคคล)
สมัครสมาชิกเรียบร้อยแล้ว
เจ้าหน้าที่อนุมัติเอกสารให้ภายใน 1 วันทำการ
กรุณาดาวน์โหลดเอกสารก่อนการใช้งาน
- 5 เข้าสู่ระบบ
- 6 แจ้งครอบครองเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ แจ้งตรวจเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์

ตัวอย่างการกรอกข้อมูลสมัครสมาชิกสามารถดูได้ที่เว็บไซต์ สอบถามข้อมูลเพิ่มเติม
 งานกำกับเครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์ ☎ 02-951-0000 ต่อ 99642 และ 99646, 080-048-7551 ถึง 52 ✉ xrayregist.brmd@dmsc.mail.go.th

รูปที่ 6 ขั้นตอนยื่นแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ ผ่านระบบออนไลน์

เอกสารอ้างอิง

1. พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ พ.ศ. 2559 ราชกิจจานุเบกษา เล่ม 133 ตอนที่ 67 ก (วันที่ 5 สิงหาคม 2559).
2. พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 ราชกิจจานุเบกษา เล่ม 136 ตอนที่ 43 ก (วันที่ 5 เมษายน 2562).
3. พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 กฎกระทรวง กำหนดเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ผู้ดำเนินการไม่ต้องขอรับใบอนุญาตตามมาตรา 26 พ.ศ. 2566
4. พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 กฎกระทรวง การแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ พ.ศ. 2566
5. พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ 2) พ.ศ. 2562 กฎกระทรวง มาตรฐานความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ที่ต้องแจ้งการครอบครองหรือใช้ พ.ศ. 2566
6. สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. คู่มือการแจ้งการครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพมหานคร: บริษัท บี ยอนด์ พับลิชชิ่ง จำกัด; 2562.

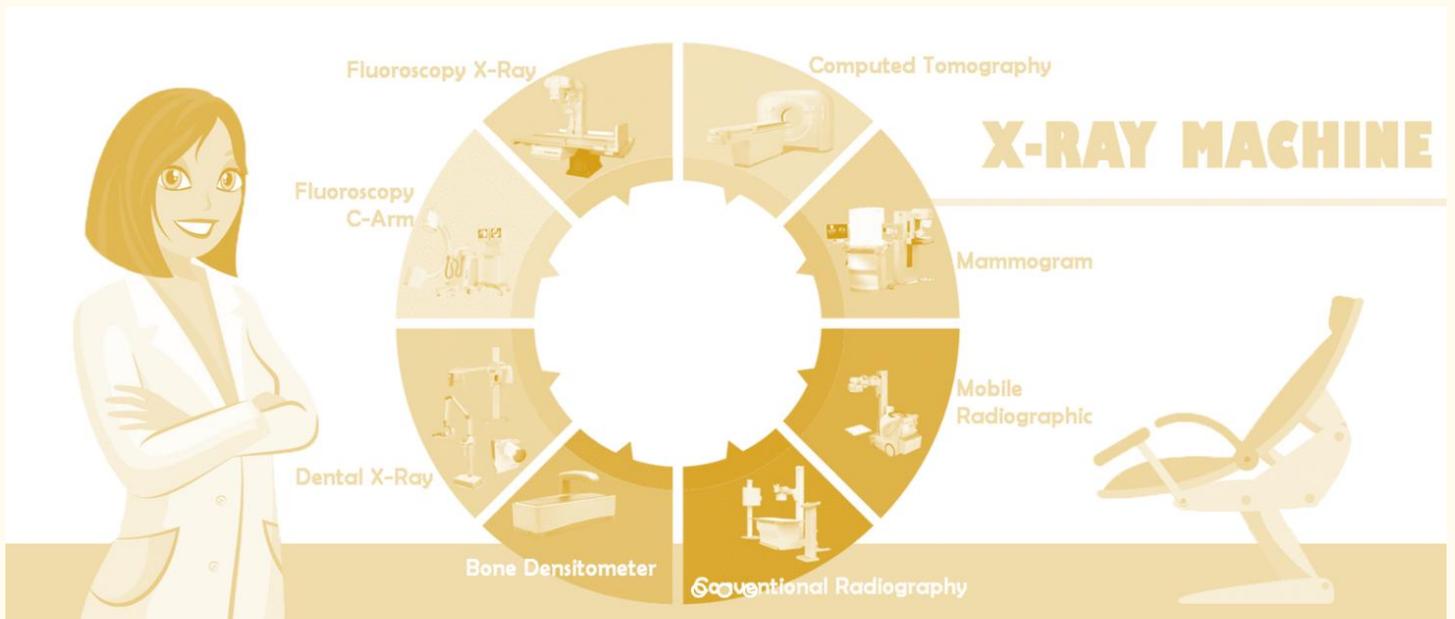


กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
 Department of Medical Sciences



Registration of X-Ray Machine

o o o





คำสั่งสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์
ที่ ๓๓๗/๒๕๖๘
เรื่อง แต่งตั้งคณะกรรมการจัดทำหลักสูตรการป้องกันอันตรายจากรังสี
สำหรับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์

ตามกฎหมายกระทรวง มาตรฐานความปลอดภัยของเครื่องกำเนิดรังสีเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ ที่ต้องแจ้งการมีไว้ในครอบครองหรือใช้ พ.ศ. ๒๕๖๖ ออกตามความในพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์เพื่อสันติ (ฉบับที่ ๒) พ.ศ. ๒๕๖๒ กำหนดไว้ในข้อ ๑๑ ผู้มีไว้ในครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสี มีหน้าที่รับผิดชอบในการป้องกันอันตรายจากรังสีจากการใช้เครื่องกำเนิดรังสี โดยต้องจัดให้มีการอบรม แนะนำ และให้คำปรึกษาแก่ผู้ปฏิบัติงานทางรังสี ให้มีความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับอันตรายจากรังสีและการป้องกันรังสี โดยผ่านการอบรม การป้องกันอันตรายจากรังสีสำหรับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ หลักสูตรที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ หรือสภาวิชาชีพของผู้ประกอบวิชาชีพรับรอง ดังนั้น สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ มีความประสงค์จัดทำหลักสูตรการป้องกันอันตรายจากรังสีสำหรับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ และเพื่อให้หลักสูตรดังกล่าว เป็นไปตามหลักวิชาการ มีความถูกต้อง และเหมาะสมกับเหตุการณ์ปัจจุบัน

อาศัยอำนาจตามความในมาตรา ๓๓ วรรคสอง แห่งพระราชบัญญัติระเบียบบริหารราชการแผ่นดิน พ.ศ. ๒๕๓๔ และที่แก้ไขเพิ่มเติม ผู้อำนวยการสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ จึงแต่งตั้งคณะกรรมการจัดทำหลักสูตรการป้องกันอันตรายจากรังสีสำหรับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ โดยมีองค์ประกอบ หน้าที่และอำนาจ ดังนี้

๓. องค์ประกอบ

๓.๑ ผศ.ดร.ปณิศา อวิคุณประเสริฐ	อาจารย์ประจำภาควิชารังสีเทคนิค คณะแพทยศาสตร์วชิรพยาบาล มหาวิทยาลัยนวมินทราชินี	ที่ปรึกษา
๓.๒ นายยุทธนา บางม่วง	นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการพิเศษ	ประธาน
๓.๓ นายฉลอง ชรรณสุขวงศ์	นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการพิเศษ	คณะกรรมการ
๓.๔ นายสุรชัย ดุ้ยด้วง	นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการพิเศษ	คณะกรรมการ
๓.๕ นายสถาพร กล่อมแก้ว	นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการพิเศษ	คณะกรรมการ
๓.๖ นายชัยยศ อินทร์ดิษะ	นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการ	คณะกรรมการ
๓.๗ นางสาวธราปณี ชิดพงษ์	นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการ	คณะกรรมการ
๓.๘ นายรณยุทธ โพศาล	นักฟิสิกส์รังสีปฏิบัติการ	คณะกรรมการ
๓.๙ นายอภิชนันท์ คงธนะ	นักฟิสิกส์รังสีปฏิบัติการ	คณะกรรมการ
๓.๑๐ นางสาวดวงเดือน ดวงศิริพิทย์	นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการ	คณะกรรมการ
๓.๑๑ นายศุภวัฒน์ ทัพสุริย์	นักฟิสิกส์รังสีปฏิบัติการ	คณะกรรมการ
๓.๑๒ นางสาวสินิพร จันทร์สว่าง	นักฟิสิกส์รังสีปฏิบัติการ	คณะกรรมการ
๓.๑๓ นายอุดมทรัพย์ จันทร์พร	นักฟิสิกส์รังสีปฏิบัติการ	คณะกรรมการ
๓.๑๔ นางสาวสุพรรณษา คำอยู่	นักจัดการงานทั่วไปปฏิบัติการ	คณะกรรมการ

๓.๑๕ ...

- ๒ -

- | | | |
|------|---|-----------------------------------|
| ๑.๑๕ | นางสาวเกตุณาพร เกตุประดิษฐ์ นักฟิสิกส์รังสีปฏิบัติการ | คณะกรรมการ
และเลขานุการ |
| ๑.๑๖ | นางสาววรรณิศา ภักขอาหาร นักฟิสิกส์รังสี | คณะกรรมการ
และผู้ช่วยเลขานุการ |
| ๑.๑๗ | นายวรุฒม์ สิงสีทา นักฟิสิกส์รังสี | คณะกรรมการ
และผู้ช่วยเลขานุการ |
| ๑.๑๘ | นางสาวกัญญาณัฐ แสงคำ นักวิชาการคอมพิวเตอร์ | คณะกรรมการ
และผู้ช่วยเลขานุการ |

๒. หน้าที่และอำนาจ

- ๒.๑ ศึกษาข้อมูลทางวิชาการ นำเสนอองค์ความรู้ที่จำเป็นสำหรับการจัดทำหลักสูตร
- ๒.๒ จัดทำหลักสูตรการป้องกันอันตรายจากรังสีสำหรับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์
- ๒.๓ จัดทำสื่อการสอนหลักสูตรการป้องกันอันตรายจากรังสีสำหรับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์
- ๒.๔ ให้คำแนะนำ ปรับปรุง ทบทวนหลักสูตรให้ทันสมัยเป็นปัจจุบัน
- ๒.๕ ทำการสื่อสารหลักสูตรและสื่อการสอน จัดทำประกาศ และสรุปผลการดำเนินการ
- ๒.๖ ปฏิบัติหน้าที่อื่นตามที่ได้รับมอบหมาย

ทั้งนี้ ตั้งแต่บัดนี้เป็นต้นไป โดยขอยกเลิกคำสั่งที่ ๒/๒๕๖๖ ลงวันที่ ๓๑ มกราคม ๒๕๖๖ เรื่อง แต่งตั้งคณะกรรมการจัดทำหลักสูตรการป้องกันอันตรายจากรังสี สำหรับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ทางการแพทย์

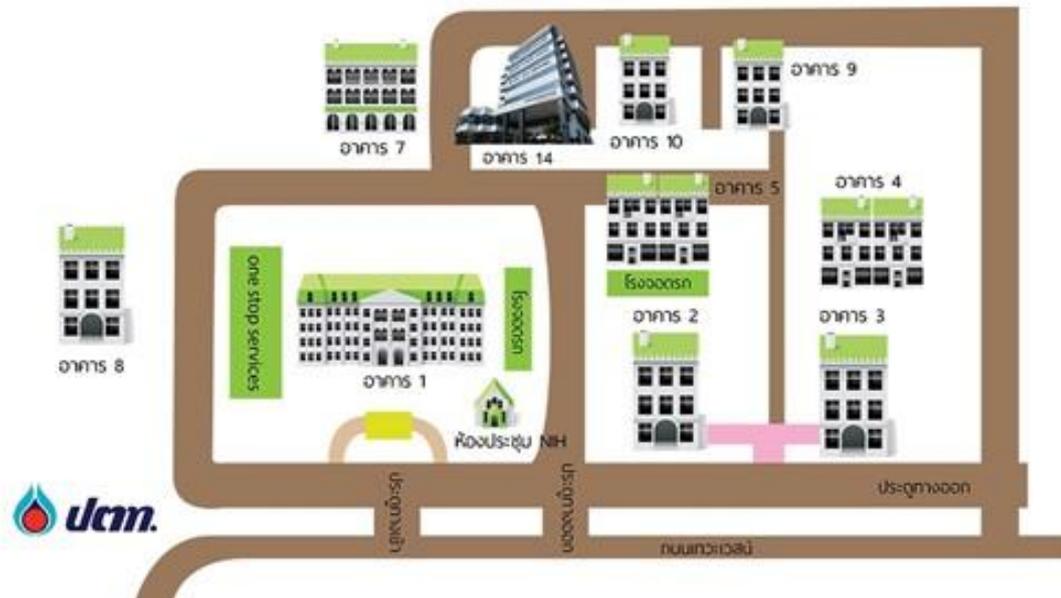
สั่ง ณ วันที่ ๓ ตุลาคม พ.ศ. ๒๕๖๘

(นายธรรมรัตน์ บุญสูง)
ผู้อำนวยการสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์

การป้องกันอันตรายจากเครื่องกำเนิด รังสีเอกซ์ทางการแพทย์



แผนที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์



สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
เลขที่ 88/7 หมู่ 4 ซอยติวานนท์ 14 ถนนติวานนท์
ตำบลตลาดขวัญ อำเภอเมือง จังหวัดนนทบุรี 11000

โทร. 02-589-9850-5 ต่อ 99642, 99646

อีเมล brmd.training@dmsc.mail.go.th

เว็บไซต์ <http://radiation.dmsc.moph.go.th>



กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
Department of Medical Sciences