



ปีที่ 43 ฉบับที่ 1 มกราคม – ธันวาคม 2561

The Thai Journal of Radiological Technology วารสารรังสีเทคนิค

HIGHLIGHT

Original articles

- การนำหน้ากากเหล็มาใช้มายึดตรึงสำหรับผู้ป่วยฉายรังสีมะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนบริเวณกระดูกขมับ
- การตั้งค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องด้วยเครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ระบบดิจิทัล
- การประเมินคุณภาพของภาพจากการใช้ชุดสไลด์วิทยุ 3 ชนิด: การศึกษาด้วยหุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ
- การศึกษาสมบัติการตอบสนองต่อรังสีของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีไอเอสแอลชนิด InLight®
- การประเมินปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับจากการปฏิบัติงานด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์
- การศึกษาประสิทธิภาพการติดตามผลเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม ในคนปกติสำหรับตรวจการทำงานของหัวใจห้องล่างซ้ายที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์
- การเปรียบเทียบการวัดค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยหัววัดสองชนิดของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองรักษา

Review articles

- การตรวจ Doppler อัลตราซาวด์ในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดดำส่วนลึกอุดตัน
- ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบการถ่ายภาพรังสีแบบดิจิทัล
- การตรวจหามวลไขมัน กล้ามเนื้อและกระดูกของร่างกายและมวลไขมันเฉพาะส่วน

วารสารวิชาการของสมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย | www.tsrt.or.th

ISSN 0857-1422 (Print)

ISSN XXXX-XXXX (Online)

กองบรรณาธิการวารสารรังสีเทคนิค

ที่ปรึกษา

นายสละ อุบลฉาย

นายกสมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย

บรรณาธิการ

ผศ.ดร.นภาพงษ์ พงษ์นงา

คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้ช่วยบรรณาธิการ

ผศ.ดร.กิตติวัฒน์ คำวัน

คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กองบรรณาธิการ

รศ.ดร.ชูจิ ชีระโท

คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

รศ.ดร.ศุภวิฑู สุขเพ็ญ

คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

รศ.ดร.ยุทธิพล วิเชียรอินทร์

คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ผศ.ดร.เสาวนีย์ อัครพาณิชย์

คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

ผศ.ดร.โยธิน รัชกษะไทย

คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผศ.ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม

คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผศ.ดร.นันทวัฒน์ อุทัย

คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

ผศ.ดร.ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก

คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

ดร.นวลเพ็ญ ดำรงกิจอุดม

คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ดร.ลักขณา อภิปัญญาโสภณ

คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ดร.ฐิติทิพย์ ทิพย์มนตรี

คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

นางสาวธราทิพย์ นาราวงค์

หน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ รพ.ราชวิถี

นายธนวัฒน์ สันทราพรพล

หน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ รพ.จุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

นางสาวนันท์ เตียวยเจริญ

หน่วยรังสีรักษา รพ.ราชวิถี

PHILIPS

Philips (Thailand) Ltd.

The Thai Journal of Radiological Technology

Volume 43, No.1:2018

สารบัญ

การนำหน้ากากเหลือใช้มายืดตรงสำหรับผู้ป่วยฉายรังสีมะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนบริเวณกระดูกยางค์ มนัสชนก จิตรนอก, บุญทริก นายอง, ทวีป แสงแห่งธรรม	1
การตรวจผู้ป่วยโรคเส้นเลือดดำส่วนลึกอุดตันด้วยเครื่องอัลตราซาวด์ความถี่สูง สายไหม เสี่ยงใหญ่	6
การปรับค่าปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพที่เหมาะสมในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องด้วย เครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ระบบดิจิทัล สิริณยาพงศ์ สุวรรณโสภาส, เพ็ชรลีย์ สุวรรณประดิษฐ์, เกียรติ อาจหาญศิริ, กิติวัฒน์ คำวัน	13
ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบสร้างภาพรังสีแบบดิจิทัล ธัญรัตน์ ชูศิลป์, รุติพงศ์ แก้วเหล็ก	21
เปรียบเทียบคุณภาพของภาพด้วยการใช้ขดลวดวิหุ 3 ชนิด: การศึกษาแบบจำลองเอซีอาร์- เอ็มอาร์ไอ พันธุ์ศักดิ์ สีมูล, วุฒิสักดิ์ บุญผ่องเสถียร, เสาวนิตย์ ธรรมกุล, ศรัณยาจารย์ชัยนิวัฒน์, เพชรกร หาญพานิชย์	29
การศึกษาสมบัติการตอบสนองต่อรังสีของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีไอเอสแอลชนิด InLight® ศิรินันท์ หนูเพชร, ปณัสตา อวิคุณประเสริฐ, วิฑิต ผึ้งกัน	36
การประเมินปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับการปฏิบัติงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ กนกอร ภู่นาค, สมศรี เอื้อรัตน์วงศ์	44
การตรวจวัดหาองค์ประกอบของร่างกายและไขมันเฉพาะส่วน สมศรี เอื้อรัตน์วงศ์, กนกอร ภู่นาค, สมชาย เอื้อรัตน์วงศ์	48
การติดฉลากเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม ในคนปกติสำหรับการทำสแกนเม็ดเลือดแดง ฉัตรชัย นาวิกะชีวิน, แสงจันทร์ เกษนาว่า, นนทชา ศิริทรานนท์, ภัคกร พุทธานิยม, สุภัทรพร เทพมงคล	57
การตรวจสอบค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตรของเครื่องเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองรักษา ประภา สดโคกรวด, เสาวนีย์ อัสวาทิบุญ, จิราภรณ์ ธนบดีบุญศิริ, พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร	64

การนำหน้ากากเหลือใช้มายึดตรึงสำหรับผู้ป่วยฉายรังสี มะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนบริเวณกระดูกยางค์ The reused mask application for extremity soft tissue sarcoma immobilization

มนัสชนก จิตรนอก¹ • บุญพริก นಾಯง¹ • ทวีป แสงแห่งธรรม^{2*}

¹สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

²สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร

*Correspondence to: mairt34@yahoo.com

Thai J Rad Tech 2018;43(1):1-5

บทคัดย่อ

ในการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็ง จำเป็นต้องจัดทำผู้ป่วยให้เหมือนเดิมทุกครั้งและ ผู้ป่วยต้องอยู่นิ่งตลอดเวลาการฉายรังสี อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยจึงมีความจำเป็นต่อการฉายรังสี ปัจจุบันทางสาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ใช้อุปกรณ์เบาะโฟมสุญญากาศปรับปรุงได้ ที่เรียกว่า Vac-Lok ช่วยในการจัดทำและยึดตรึงผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณกระดูกยางค์ แต่เนื่องจากข้อจำกัดในการกำหนดตำแหน่งบนตัวผู้ป่วย และความยุ่งยากในการจัดทำทางผู้ป่วยด้วย Vac-Lok การศึกษาครั้งนี้จึงนำหน้ากากผู้ป่วยที่ไม่ใช้แล้ว มาประยุกต์ใช้ยึดตรึงกระดูกยางค์ของผู้ป่วย โดยเปรียบเทียบความถูกต้องของตำแหน่งการฉายรังสีจากการทำ image guided radiation therapy เปรียบเทียบกับการใช้ Vac-Lok ทำการเก็บข้อมูลระหว่างเดือนเมษายนถึงธันวาคม พ.ศ. 2560 ประกอบด้วยผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณกระดูกยางค์ 6 รายที่ทำการยึดตรึงด้วย Vac-Lok และ 6 รายที่ยึดตรึงด้วยหน้ากาก ทำการตรวจสอบตำแหน่งการรักษาด้วยการใช้ electronic portal imaging device ถ่ายภาพในแนวด้านตรง (AP) และด้านข้าง (lateral) ก่อนการฉายรังสีทุกครั้ง จากการศึกษาพบว่าทั้งสองวิธีให้ค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยฉายรังสีน้อยสุดที่แนวหน้า-หลัง (vertical) และพบว่า การใช้หน้ากากให้ความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยที่น้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยจากการใช้ Vac-Lok ในแนวหน้า-หลัง, หัว-เท้า, และซ้าย-ขวาอยู่ที่ -0.01 ± 0.05 ซม., -0.21 ± 0.28 ซม., และ 0.23 ± 0.47 ซม. ตามลำดับ ขณะที่ความคลาดเคลื่อนจากการใช้ หน้ากากในแนวหน้า-หลัง, หัว-เท้า, และซ้าย-ขวาอยู่ที่ 0.00 ± 0.03 ซม., 0.08 ± 0.30 ซม., และ -0.14 ± 0.27 ซม. ตามลำดับ โดยสรุปการใช้หน้ากากเหลือใช้สามารถนำมาประยุกต์ใช้ยึดตรึงผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณกระดูกยางค์ผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ สามารถนำไปใช้ทดแทนการใช้ Vac-Lok ได้ รวมถึงสถาบันที่ไม่มีการใช้ VacLok สามารถนำหน้ากากเหลือใช้มายึดตรึงเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งบริเวณกระดูกยางค์ได้

คำสำคัญ: หน้ากากนำมาใช้ใหม่, ยึดตรึง, กระดูกยางค์, มะเร็งเนื้อเยื่ออ่อน

Abstract

In radiotherapy, the accuracy and reproducibility for patient setup using immobilization is very important. At present, the vacuum styrofoam named Vac-Lok is usually used in case of extremity cancer treatment at department of radiation oncology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society, however, there are some problems of treatment fields drawing on patient's skin and inconvenience of patient setup with Vac-Lok. Therefore, the purpose of this study was to compare the patient setup accuracy between using Vac-Lok and reused-mask using image guided radiation therapy for extremity soft tissue

sarcoma treatment. The data were collected from 6 patients who treated with each immobilization device during April to December 2017. The patients were verified the setup error using daily electronic portal imaging device in AP and lateral directions. The results showed that vertical direction presented the least error in both methods. The patient setup errors using Vac-Lok in vertical, longitudinal and lateral directions were -0.01 ± 0.05 , -0.21 ± 0.28 and 0.23 ± 0.47 cm, respectively, while the errors using reused-mask were 0.00 ± 0.03 , 0.08 ± 0.30 and -0.14 ± 0.27 , respectively. In conclusion, the reused-mask can be applied to immobilize the extremity soft tissue sarcoma cases with the high accuracy and reproducibility and could replace the Vac-Lok. The institutes that have no Vac-Lok are possible to apply the reused-mask to increase the efficiency of extremity soft tissue sarcoma treatment.

Keywords: Reused mask, Immobilization, Extremity, Soft tissue sarcoma

บทนำ

มะเร็งเนื้อเยื่ออ่อน (soft tissue sarcoma) เป็นมะเร็งที่เจริญมาจากเนื้อเยื่อต่างๆ ในร่างกาย เช่น ไขมัน, กล้ามเนื้อ, เส้นประสาท, เนื้อเยื่อพังผืด, เส้นเลือด หรือผิวหนังชั้นลึก เป็นต้น สามารถพบได้ในทุกส่วนของร่างกาย แต่มักพบบ่อยบริเวณแขน หรือขา จึงเรียกมะเร็งที่พบบริเวณนี้ว่ามะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนบริเวณกระดูกปลาย (extremity soft tissue sarcoma) โรคมะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนพบได้น้อย มีอุบัติการณ์เพียงประมาณ 1% ของมะเร็งทั้งหมด⁽¹⁾ ผู้ป่วยมักมาด้วยอาการคลำได้ก้อนโตผิดปกติ แต่ไม่มีอาการเจ็บปวด มีการรักษาหลักด้วยวิธีการผ่าตัด อาจมีการให้ยาเคมี และ/หรือการฉายรังสีร่วมด้วยเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา กระบวนการฉายรังสีเริ่มจากการสร้างภาพที่ห้องจำลองการรักษา (simulator) โดยใช้รังสีเอกซ์พลังงานระดับกิโลโวลต์ ขั้นตอนนี้นักรังสีเทคนิคทำการจัดท่าผู้ป่วยและเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยที่เหมาะสม เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถนอนนิ่งตลอดเวลาการรักษา เมื่อได้ภาพทางรังสีออกมา นักรังสีเทคนิคส่งภาพทางรังสีเหล่านี้เข้าระบบเครือข่าย แพทย์ทำการวาดตำแหน่งก้อนมะเร็งและอวัยวะปกติรอบข้าง จากนั้นนักฟิสิกส์การแพทย์ทำการวางแผนการรักษาและคำนวณปริมาณรังสีตามเทคนิคการรักษาที่แพทย์กำหนดเพื่อให้ปริมาณรังสีสูงครอบคลุมก้อนมะเร็ง ขณะที่อวัยวะปกติรอบข้างได้รับปริมาณรังสีในระดับที่ยอมรับได้ เมื่อแพทย์ยอมรับแผนการรักษา นักฟิสิกส์การแพทย์ส่งภาพและข้อมูลแผนการรักษาไปยังเครื่องฉายรังสี นักรังสีเทคนิคจัดท่าผู้ป่วยในท่าและตำแหน่งเดียวกับการจำลองการรักษาอีกครั้งในห้องฉายรังสี โดยใช้ระบบเลเซอร์ในการช่วยจัดท่าและใช้อุปกรณ์ยึดตรึงเดิมที่ได้จากการจำลองการรักษา สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย นิยมใช้อุปกรณ์เบาะโฟมสูญญากาศปรับปรุงได้ ที่เรียกว่า Vac-Lok

(CIVCO Medical Solutions, Coralville, IA, USA) ช่วยในการจัดท่าและยึดตรึงผู้ป่วยฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนบริเวณกระดูกปลาย เพื่อให้การรังสีเทคนิคจัดท่าผู้ป่วย และผู้ป่วยอยู่นิ่งตลอดเวลาการฉายรังสี เช่นเดียวกับในหลายๆ สถาบัน^(2,3) อย่างไรก็ตาม การจัดท่าผู้ป่วยโดยใช้อุปกรณ์ Vac-Lok ให้เหมือนเดิมทุกครั้ง ทำได้ค่อนข้างยากและจำเป็นต้องมีการวาดขอบเขตการฉายรังสีลงบนตัวผู้ป่วย คณะผู้วิจัยจึงมีการออกแบบวัสดุยึดตรึงผู้ป่วยบริเวณแขน ขา มือ และเท้า โดยการนำหน้ากากผู้ป่วยที่ไม่ใช้แล้ว มาประยุกต์ใช้ เพื่อเพิ่มความสะดวกสบายในการจัดท่า และลดโอกาสการยับของอวัยวะระหว่างทำการฉายรังสี การศึกษาครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อทดสอบการใช้หน้ากากผู้ป่วยที่ไม่ใช้แล้ว มาประยุกต์ใช้ยึดตรึงในการฉายรังสีบริเวณกระดูกปลายของผู้ป่วย โดยเปรียบเทียบความถูกต้องของตำแหน่งการฉายรังสีกับการใช้ Vac-Lok ด้วยระบบภาพนำวิถี (image guided radiation therapy)

วิธีการดำเนินการวิจัย

กลุ่มผู้ป่วยเป็นผู้ป่วยมะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนที่ได้รับการสร้างภาพบริเวณกระดูกปลายจากเครื่องจำลองการรักษาแบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT-simulator) ยี่ห้อ Philips รุ่น Brilliance Big Bore (Philips Healthcare, Cleveland, OH, USA) ชนิด 16 สไลด์ และได้รับการฉายรังสีด้วยเทคนิคการรักษาแบบสามมิติ จากเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น Clinac iX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) ที่สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ระหว่างเดือนเมษายนถึงธันวาคม พ.ศ. 2560 ประกอบด้วยผู้ป่วยมะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนที่ฉายรังสีบริเวณกระดูกปลายจำนวน 6 รายที่ทำการยึดตรึงด้วย Vac-Lok และอีก 6 ราย ที่ยึดตรึงด้วยหน้ากาก ที่มีปริมาณรังสี

รวมและจำนวนครั้งการฉายรังสีแตกต่างกัน ขึ้นกับชนิด ตำแหน่ง และระยะของโรคมะเร็ง ในกลุ่มที่ใช้หน้ากากในการ ยึดตรึงผู้ป่วย เริ่มจากนำหน้ากากผู้ป่วยชนิด Type-S thermoplastic mask (CIVCO Medical Solutions, Coralville, IA, USA) จากผู้ป่วยที่เคยฉายรังสีเสร็จแล้วมาทำความสะอาด จากนั้นนำมาตัดขอบด้านข้างออกทั้งหมด (ดังรูปที่ 1) นำไปต้มที่หม้อต้มหน้ากากและนำมาใช้ยึดตรึงผู้ป่วย บริเวณกระดูกยางคี่ที่ฉายรังสี โดยฐานของหน้ากากจะถูกติดกับเตียงด้วยเทปกาว

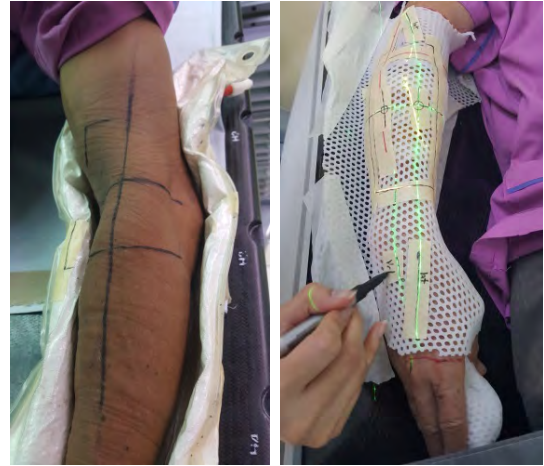
รูปที่ 2 แสดงการเปรียบเทียบ (ก) การใช้ Vac-Lok ในการจัดทำผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณแขนซ้ายและการกำหนดขอบเขตการฉายรังสีบนผิวหนังผู้ป่วย และ (ข) การใช้หน้ากากในการยึดตรึงผู้ป่วยและการวาดขอบเขตการฉายรังสีบริเวณ แขนขวาบนหน้ากาก และรูปที่ 3 แสดงถึงขั้นตอนการนำหน้ากากเก่ามาใช้ในการยึดตรึงผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณเท้าข้างขวา



รูปที่ 1 การนำหน้ากากเก่ามาตัดขอบด้านข้าง

การประเมินความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีของทั้ง 2 กลุ่ม ทำโดยการจัดทำผู้ป่วยในห้องฉายรังสีตามเส้นขอบเขตการฉายรังสีที่กำหนดบนตัวผู้ป่วยหรือบน หน้ากาก จากนั้นการตรวจสอบหาตำแหน่งความคลาดเคลื่อน โดยใช้ electronic portal imaging device (EPID) ถ่ายภาพในแนวด้านตรง (AP) และด้านข้าง (lateral) ก่อนการฉายรังสีทุกครั้ง และนำภาพที่ได้มาเปรียบเทียบกับภาพมาตรฐานที่ได้จากขั้นตอนการทำ CT simulator ที่เรียกว่า ภาพชนิดนี้ว่า DRR (digital reconstructed radiography) นักรังสีเทคนิคใช้กระดุกเป็นตัวอย่างอิงในการเปรียบเทียบเป็นหลัก ค่าความคลาดเคลื่อนของการจัดทำผู้ป่วย โปรแกรมแสดงผลออกใน 3 ทิศทาง ได้แก่ แนวหน้า-หลัง (vertical),

หัว-เท้า (longitudinal), และซ้าย-ขวา (lateral) โดยแสดงออกมาในรูปของการเลื่อนเพียงฉายรังสีเพื่อให้บริเวณที่ต้องการฉายรังสีกลับไปอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง



(ก)

(ข)

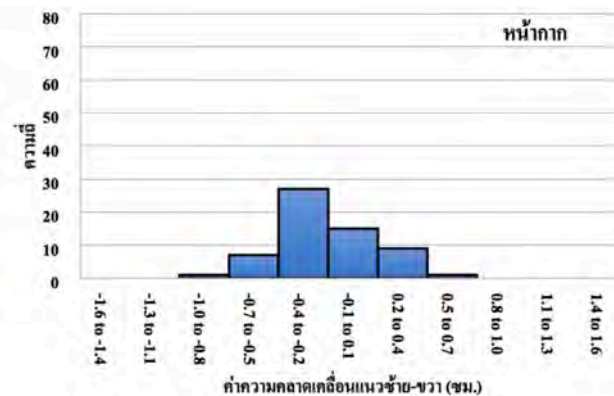
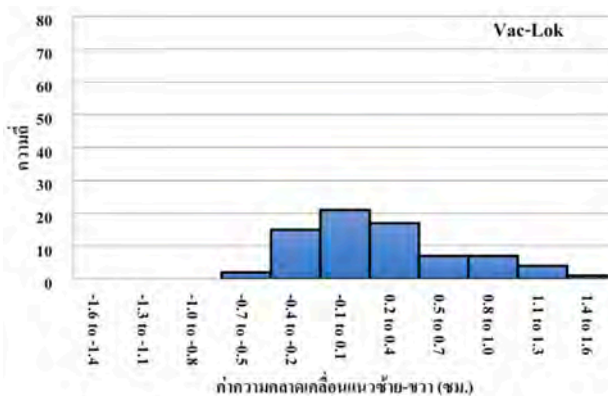
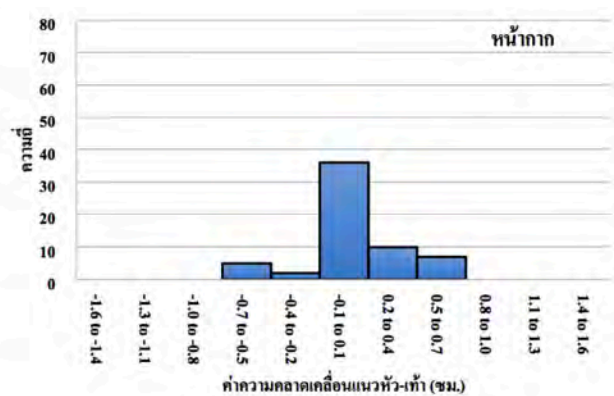
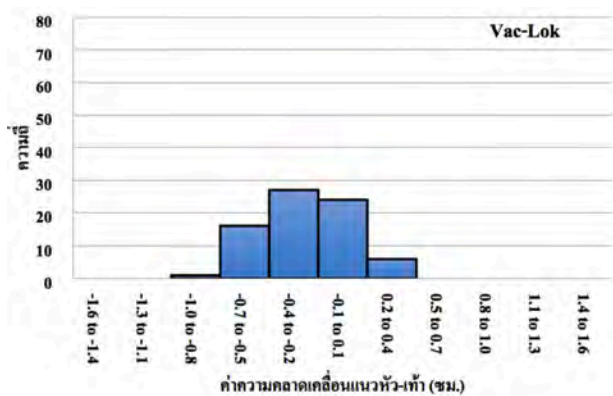
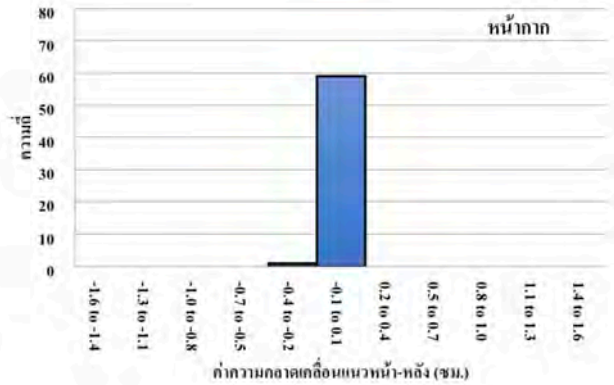
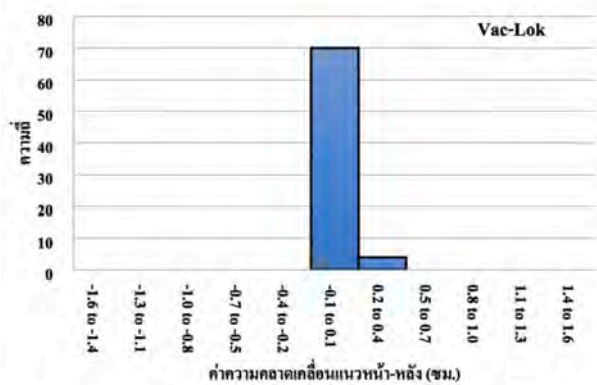
รูปที่ 2 แสดงการยึดตรึงผู้ป่วยด้วย (ก) Vac-Lok และ (ข) หน้ากาก



รูปที่ 3 แสดงขั้นตอนการนำหน้ากากเก่ามาประยุกต์ใช้สำหรับยึดตรึงผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณเท้า

ผลการศึกษาและอภิปรายผล

จากการตรวจสอบหาความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยประจำวัน (interfraction motion) โดยการเปรียบเทียบภาพ EPID จากห้องฉายรังสี และภาพ DRR จากห้องจำลองการรักษา ในผู้ป่วย 6 รายที่ทำการยึดตรึงด้วย Vac-Lok ที่เป็นวิธีมาตรฐาน จำนวน 74 ครั้ง และผู้ป่วยอีก 6 ราย ที่ทำการยึดตรึงด้วยหน้ากากยึดตรึงเก่าที่นำมาประยุกต์ใช้ จำนวน 60 ครั้ง ผลการศึกษา แสดงค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนที่ฉายรังสีบริเวณกระดูกยางคี่ในแนวหน้า-หลัง, หัว-เท้า และซ้าย-ขวาดังตารางที่ 1 และการกระจายของข้อมูลตามความถี่ ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 แสดงการกระจายของข้อมูลความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยโดยใช้ Vac-Lok ในแนว (ก) หน้าหลัง, (ข) หัว-เท้า และ (ค) ข้าง-ขวา และการจัดทำผู้ป่วยโดยใช้หน้ากากในแนว (ง) หน้าหลัง, (จ) หัว-เท้า และ (ฉ) ข้าง-ขวา

ตารางที่ 1 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยด้วยการยึดตรึงแบบ Vac-Lok และหน้ากาก

ทิศทางความคลาดเคลื่อน	ค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อน (ซม.)		P-value
	Vac-Lok	หน้ากาก	
หน้า-หลัง	0.01 ± 0.05	0.00 ± 0.03	0.03
บน-ล่าง	-0.21 ± 0.28	0.08 ± 0.30	<0.01
ซ้าย-ขวา	0.23 ± 0.47	-0.14 ± 0.27	<0.01

จากตารางและรูปการกระจายของข้อมูลพบว่าการจัดทำผู้ป่วยด้วยอุปกรณ์ยึดจับทั้งสองวิธีให้ค่าความคลาดเคลื่อนน้อยสุดที่แนวหน้า-หลังเนื่องจากเป็นบริเวณความหนาที่ค่อนข้างคงที่ ไม่มีผลจากการจัดทำผู้ป่วยเหมือนแนวบน-ล่าง และซ้าย-ขวาที่พบความคลาดเคลื่อนมากกว่า ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาจาก Dickie และคณะ⁽⁴⁾ และ Gierga และคณะ⁽⁵⁾

เมื่อทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีของประชากร 2 กลุ่มที่เป็นอิสระต่อกัน (independent sample t-test) พบว่าความคลาดเคลื่อนทั้ง 3 แนวจากทั้ง 2 วิธีมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ p-value น้อยกว่า 0.05 ทั้งสามแนว โดยการใช้หน้ากากให้ความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยในแนวบน-ล่าง และแนวซ้าย-ขวาน้อยกว่าการใช้ Vac-Lok อย่างชัดเจน โดยแนวหน้า-หลัง, บน-ล่าง, และซ้าย-ขวามีความคลาดเคลื่อนจากการใช้ Vac-Lok ยึดตรึงอยู่ที่ 0.01±0.05 ซม., -0.21±0.28 ซม. และ 0.23±0.47 ซม. ตามลำดับ ขณะที่ความคลาดเคลื่อนจากการใช้ หน้ากากในแนวหน้า-หลัง, บน-ล่าง, และซ้าย-ขวา อยู่ที่ 0.00±0.03 ซม., 0.08±0.30 ซม., และ -0.14±0.27 ซม. ตามลำดับ นอกจากนี้ในส่วนของความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งในระหว่างการฉายรังสี (intrafraction motion) ยังมีรายงานการวิจัยของ Cheng และคณะ⁽⁶⁾ ที่แสดงว่าการใช้หน้ากากสามารถลดความคลาดเคลื่อนในระหว่างทำการฉายรังสีนี้เมื่อเทียบกับการใช้เบาะโฟมสุญญากาศเล็กน้อยอีกด้วย

สรุปผลการศึกษา

การใช้หน้ากากเหลือใช้สามารถนำมาประยุกต์ใช้ยึดตรึงผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณกระดูกยางค์ผู้ป่วยได้อย่างถูกต้อง

และแม่นยำ รวมถึงมีความสะดวกสบายในการใช้จัดทำผู้ป่วยฉายรังสี รวมถึงลดการขีดเส้นบนตัวผู้ป่วย สามารถนำไปใช้ทดแทนการใช้ Vac-Lok ได้ รวมถึงสถาบันที่ไม่มี การใช้ Vac-Lok สามารถนำหน้ากากเหลือใช้มายึดตรึงเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งเนื้อเยื่ออ่อนบริเวณกระดูกยางค์ได้

เอกสารอ้างอิง

- Clark MA, Fisher C, Judson I, Thomas JM. Soft-tissue sarcoma in adults. N Engl J Med. 2005;353(7):701-11.
- Folkert MR, Singer S, Brennan MF, Kuk D, Qin LX, et al. Comparison of local recurrence with conventional and Intensity-Modulated Radiation Therapy for primary soft-tissue sarcomas of the extremity. J Clin Oncol. 2014;32(29):3236-41.
- Light KL. Immobilization and treatment of patients receiving radiation therapy for extremity soft-tissue sarcoma. Med Dosim. 1992;17(3):135-9.
- Dickie CI, Parent A, Griffin A, Catton C, Chung P, et al. A Device and procedure for immobilization of patients receiving limb-preserving radiotherapy for soft tissue sarcoma. Med Dosim. 2009;34(3):243-249.
- Gierga DP, Turcotte JC, Tong LW, Chen YNE, DeLaney TF. Analysis of setup uncertainties for extremity sarcoma patients using surface imaging. Prac Rad Oncol. 2014;4(4):261-6.
- Cheng KF, Wu VWC. Comparison of the effectiveness of different immobilization systems in different body regions using daily megavoltage CT in helical tomotherapy. Br J Radiol. 2014;87(1034):1-7.

การตรวจ Doppler อัลตราซาวด์ในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดดำ ส่วนลึกอุดตัน Color Doppler ultrasound determination in deep vein thrombosis patients

สายไหม เสี่ยงใหญ่

สาขารังสีวินิจฉัย ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริพินิต กรุงเทพมหานคร 10300

Correspondence to: saimai_lovely@hotmail.com

Thai J Rad Tech 2018;43(1):6-12

การตรวจอัลตราซาวด์เป็นเครื่องมือที่ใช้ตรวจวินิจฉัยชนิดหนึ่ง มีชื่อภาษาอังกฤษว่า Ultrasound เป็นเครื่องมือตรวจอวัยวะภายในร่างกายโดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูง ซึ่งมนุษย์ไม่สามารถได้ยิน ดังนั้นจึงไม่มีอันตรายจากรังสีเหมือนเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป คลื่นเสียงชนิดนี้นิยมใช้ตรวจอวัยวะที่มีน้ำหรือเนื้อเยื่อที่อยู่ภายในร่างกายเกือบทุกส่วน ยกเว้นอวัยวะที่มีลม (แก๊ส) หรือกระดูก (ของแข็ง) ซึ่งตรวจไม่ได้เนื่องจากการสะท้อนคลื่นเสียงความถี่สูงไม่สามารถทำให้เกิดภาพได้ตามปกติ จึงไม่สามารถใช้ในการตรวจปอด, ลำไส้, ทางเดินอาหาร และกระดูกต่างๆ ได้

- ข้อดีของการตรวจอัลตราซาวด์ในทางเทคนิค คือ
- ปลอดภัยจากรังสี
- มีความรวดเร็วในการตรวจ
- สะดวกไม่ต้องมีขั้นตอนในการเตรียมตัวตรวจมาก
- ไม่เจ็บปวดระหว่างการตรวจ
- สามารถตรวจได้หลายระนาบ
- ค่าใช้จ่ายในการตรวจถูกกว่าการตรวจด้วยวิธีการตรวจอื่น ๆ

นอกจากนี้เครื่องอัลตราซาวด์ที่ใช้งานยังมีชนิด Color Doppler Ultrasound ที่สามารถสร้างสีในภาพเพื่อแสดงการเคลื่อนไหวของระบบเลือดต่างๆได้ ซึ่งมักใช้ตรวจหัวใจและหลอดเลือด ซึ่งหลายๆคนเข้าใจผิดคิดว่าเครื่องอัลตราซาวด์ชนิดนี้ดีกว่าภาพชัดกว่า เหมือนทีวีสีเปรียบเทียบกับทีวีขาวดำ แต่จริงๆแล้วขึ้นกับลักษณะงานมากกว่าว่าเหมาะสมกับเครื่องแบบไหน

การตรวจ Color Doppler Ultrasound เป็นการตรวจหลอดเลือดเพื่อตรวจดูความผิดปกติของหลอดเลือดว่ามีการอุดตันอยู่ที่บริเวณส่วนไหนของร่างกาย โดยช่วยลดปัจจัยเสียงของ

การเกิดลิ่มเลือดในหลอดเลือดดำลึกและเป็นการตรวจหาภาวะเส้นเลือดอุดตัน นอกจากนี้ ยังสามารถบอกทิศทางการไหลของเลือดและสามารถคำนวณความเร็วได้ ซึ่งจะนำไปใช้บอกความรุนแรงของการตีบแคบของหลอดเลือด โดยใช้หลักที่ว่าน้ำจะไหลเร็วขึ้นเมื่อผ่านท่อที่แคบลงสามารถช่วยในการวินิจฉัยของแพทย์ผู้รักษาได้

Doppler effect เป็นปรากฏการณ์ที่ความถี่และความยาวของคลื่นเปลี่ยนแปลงไปเมื่อแหล่งกำเนิดหรือผู้สังเกตเกิดการเคลื่อนที่ ซึ่งนำมาประยุกต์ใช้กับการตรวจทางการแพทย์ โดยคลื่นเสียงที่สะท้อนกลับจากการกระทบกับเม็ดเลือดที่กำลังเคลื่อนอยู่ในหลอดเลือดจะมีความถี่เปลี่ยนไป ถ้าเม็ดเลือดไหลเข้าหาหัวตรวจความถี่จะสูงขึ้น และความถี่จะลดลงถ้าเม็ดเลือดไหลออกจากหัวตรวจ นอกจากจะสามารถบอกทิศทางการไหลของเลือดแล้ว Doppler Ultrasound ยังสามารถคำนวณความเร็วได้ซึ่งจะนำไปใช้บอกความรุนแรงของการตีบแคบของหลอดเลือด หรือทางผ่านของเลือด เช่น ลิ้นหัวใจ โดยใช้หลักที่ว่าน้ำจะไหลเร็วขึ้นเมื่อผ่านท่อที่แคบลงความเร็วของเม็ดเลือดจะถูกนำไปเป็นแกนตั้ง โดยมีเวลาเป็นแกนนอน กราฟที่ได้เรียกว่า spectral waveform หลอดเลือดแดง,ดำ ของแขน ขา หรือส่วนต่างๆของลำตัวจะมี waveform ต่างกัน และความผิดปกติของ waveform ในตำแหน่งหนึ่งอาจจะเหมือน waveform ปกติของอีกตำแหน่งได้ waveform ที่ผิดปกติจะบ่งถึงสาเหตุ เช่น stenosis, occlusion, arteriovenous fistula

ชนิดของ Doppler Ultrasound สามารถแบ่งได้เป็นหลายแบบ เช่น

Pulse Wave Doppler Ultrasound (PW) เป็นเทคนิคที่ตัวให้กำเนิดคลื่นเสียงหรือ transducer ตัวเดียว ส่งสัญญาณ

ออกไปเป็นจังหวะ และรับคลื่นเสียงที่สะท้อนกลับมาเป็นจังหวะเช่นกัน มีประโยชน์ในการใช้คำนวณระยะหรือความลึกของวัตถุเป้าหมาย แต่มีข้อจำกัดที่ความเร็วของวัตถุเป้าหมาย

Continuous Wave Doppler Ultrasound (CW) เป็นเทคนิคที่มีตัวให้กำเนิดคลื่นเสียงหรือ transducer 2 ตัว ส่งสัญญาณออกไปและรับกลับอย่างต่อเนื่องมีความไวในการจับวัตถุเป้าหมายที่ผ่านแนวลำของคลื่นเสียงและส่งกลับ มาหาความเร็วในการเคลื่อนไหว วิธีนี้เหมาะในการวัดความเร็วของการไหลเวียนเลือด

Color Flow Doppler Ultrasound เป็น pulse wave Doppler แบบหนึ่ง แต่คลื่นเสียงที่สะท้อนกลับสามารถแสดงผลเป็นสีได้ โดยถ้าวัตถุเป้าหมายหรือมีการไหลเวียนของเลือดเข้าหา transducer จะแสดงออกเป็นสีแดง แต่ถ้าเคลื่อนออก จะแสดงเป็นสีน้ำเงิน มีประโยชน์ในการบอกทิศทางของการไหลของเลือด

Spectral Doppler Ultrasound รูปแบบของการแสดงผลบนกราฟ จะบอกความเร็วการไหลเวียนเลือดบนแกน Y และแสดงเวลาบนแกน X และนำมาวิเคราะห์รูปคลื่นเสียงต่อไป⁽¹⁾ ดังแสดงในรูปที่ 1-8

หลักการและเหตุผล

หลอดเลือดดำส่วนลึก คือ หลอดเลือดดำที่นำเลือดที่ไขแล้วกลับสู่หัวใจ โดยอาศัยการบีบตัวของกล้ามเนื้อพร้อมกับลิ้นในหลอดเลือดดำ หลอดเลือดดำที่ขามี 2 ชนิด คือ หลอดเลือดดำที่ผิว (Superficial vein) ซึ่งสามารถเห็นได้ด้วยตาซึ่งจะนำเลือดจากผิวไปสู่หลอดเลือดดำส่วนลึก (Deep vein) ซึ่งจะอยู่ในกล้ามเนื้อ หลอดเลือดดำลึกจะทำหน้าที่นำเลือดไปยังหลอดเลือดดำใหญ่ในท้อง (Inferior vena cava)

เลือดคั่งในหลอดเลือดดำลึก โดยปกติเลือดในหลอดเลือดดำจะไหลเวียนอยู่ตลอดเวลา แต่เมื่อมีภาวะที่เลือด ค้างหยุดไหลเวียนและจับแข็งตัว (thrombosis) ในหลอดเลือด เรียกว่า ภาวะนี้ว่า ลิ่มเลือดคั่งในหลอดเลือดดำ (Blood clot) ภาวะนี้อาจจะเกิดร่วมกับการอักเสบของหลอดเลือดดำ (Thrombophlebitis) อาจจะทำให้หลอดเลือดส่วนผิว (Superficial vein) ซึ่งเพียงทำให้บวมและปวดเท้า จะไม่ไปอุดตันหลอดเลือดหัวใจหรือปอด การรักษาที่ไม่ยุ่งยากแต่หากเกิดที่หลอดเลือดส่วนลึก (Deep vein) จะก่อให้เกิดปัญหาหากคือ ลิ่มเลือดอาจจะไปอุดตันที่ปอดเรียกว่า Pulmonary embolism ซึ่งอาจเป็นอันตรายต่อชีวิตได้และทำให้เกิดการอุดตันของ

หลอดเลือดแดงปอด (Pulmonary Artery) ทำให้ปอดขาดเลือดไปเลี้ยงซึ่งอาจทำให้หัวใจหยุดเต้นอย่างเฉียบพลันมีภาวะช็อกการไอเป็นเลือดหรืออาการเจ็บแน่นหน้าอกอย่างรุนแรง⁽²⁾ ดังแสดงในรูปที่ 9

สาเหตุของการเกิดลิ่มเลือดในหลอดเลือดดำ

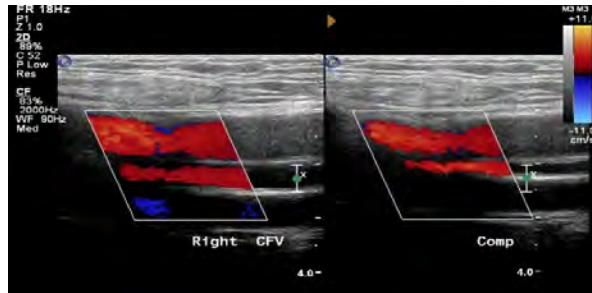
1. การมีบาดแผลที่ผนังด้านในของหลอดเลือดดำ (Vascular endothelial injury)
2. หลอดเลือดดำได้รับอันตราย เช่น อุบัติเหตุกระดูกหัก กล้ามเนื้อถูกกระแทก หรือการผ่าตัด
3. เลือดในหลอดเลือดมีการไหลเวียนช้าลงหรือไม่ไหลเวียน (Stasis) เช่น การนั่งหรือนอนนานๆ หลังผ่าตัด อัมพาต การเข้าเฝือกเลือดแข็งตัวได้ง่าย (Hypercoagulability) การมีปัจจัยการแข็งตัวของเลือดมาก เช่น มีเกล็ดเลือดสูงมาก หรือมีเลือดข้นมากกว่าปกติ หรือมีสารที่ต้านการแข็งตัวของเลือดต่ำกว่าปกติ⁽²⁾

ปัจจัยเสี่ยงของโรคหลอดเลือดดำที่ขาอุดตัน

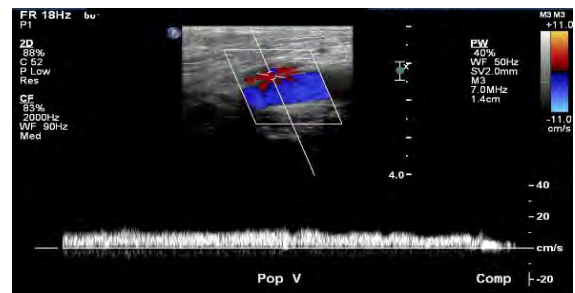
- อายุ พบว่าผู้สูงอายุมีการแข็งตัวของเลือดได้ง่ายกว่าจึงมีโอกาสเกิดโรคหลอดเลือดดำของขาอุดตันได้มากกว่า
- Limb immobilization พบอุบัติการณ์ร้อยละ 15 ในผู้ป่วยที่นอนนาน 1 สัปดาห์และสูงขึ้นถึงร้อยละ 94 เมื่อนอนนานถึง 12 สัปดาห์
- ผู้ป่วยที่เคยมีประวัติเป็นโรคหลอดเลือดดำที่ขาอุดตัน พบสูงถึงร้อยละ 23-26
- ผู้ป่วยมะเร็ง พบว่าในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดดำที่ขาอุดตัน มีมะเร็งร่วมด้วยถึงร้อยละ 19-30
- ผู้ป่วยหลังผ่าตัด โดยเฉพาะอย่างยิ่งการผ่าตัดกระดูก พบอุบัติการณ์การเกิดโรคหลอดเลือดดำที่ขาอุดตันได้ร้อยละ 48 – 61
- ผู้ป่วยที่มีการบาดเจ็บ พบอุบัติการณ์ร้อยละ 40-65
- ภาวะที่มีการแข็งตัวของเลือดมากกว่าปกติ (Hypercoagulability state)
- การตั้งครรภ์ (Pregnancy)
- การใช้ยาคุมกำเนิดและยาฮอร์โมนเพศสตรี
- หมู่เลือด พบว่า หมู่เลือด A มีโอกาสเสี่ยงต่อการเกิดโรคหลอดเลือดดำที่ขาอุดตัน มากกว่าหมู่เลือดอื่น
- Autoimmune disease
- ปัจจัยอื่นๆ เช่น ความอ้วน โรคหัวใจขาดเลือด

สายไหม เสี่ยงใหญ่

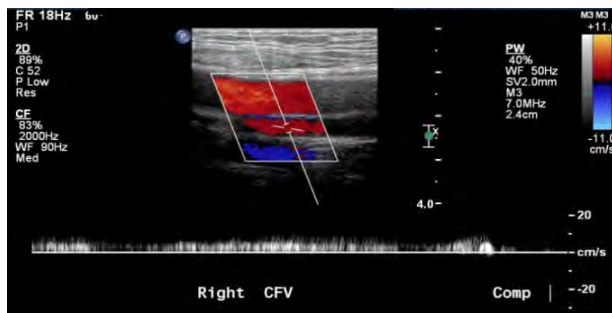
■



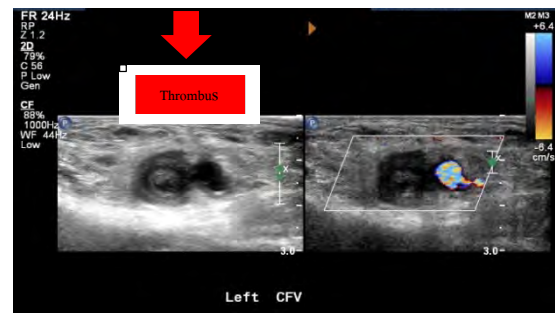
รูปที่ 1 แสดงหลอดเลือด Common Femoral Vein ขาข้างขวา แสดงภาพใน CF Mode (ภาพซ้าย) และใช้เทคนิคการกด Compression technique (ภาพขวา)



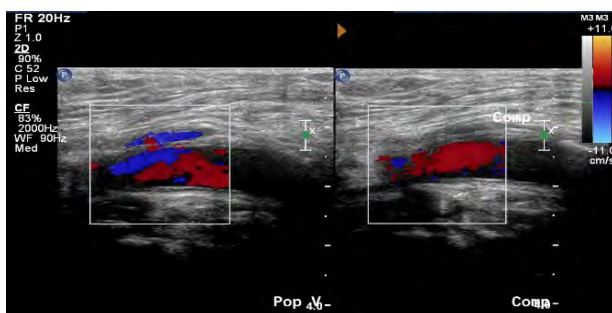
รูปที่ 4 แสดงหลอดเลือด Popliteal Vein ขาข้างขวา แสดงภาพใน PW Mode เพื่อพิจารณารูปแสดงสภาวะปกติของการไหลของหลอดเลือดดำ



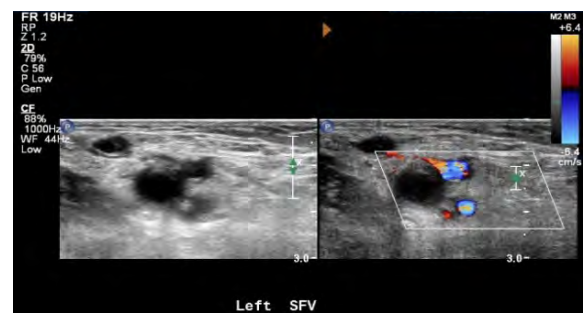
รูปที่ 2 แสดงหลอดเลือด Common Femoral Vein ขาข้างขวา แสดงภาพใน PW Mode เพื่อพิจารณารูปแสดงสภาวะปกติของการไหลของหลอดเลือดดำ



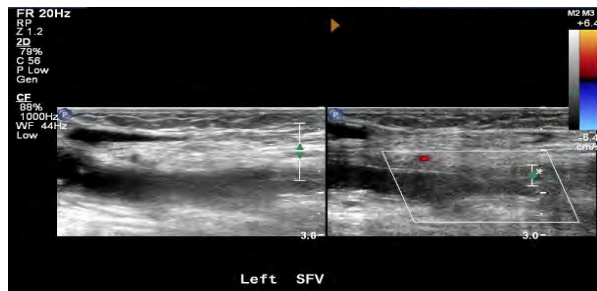
รูปที่ 5 แสดงภาพอัลตราซาวด์แบบ B-mode หลอดเลือด Common Femoral Vein ขาข้างซ้ายที่มี Thrombus (ภาพซ้าย) และแสดงภาพใน CF Mode (ภาพขวา)



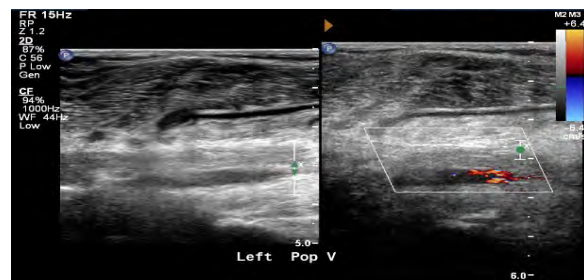
รูปที่ 3 แสดงหลอดเลือด Popliteal Vein ขาข้างขวา แสดงภาพใน CF Mode (ภาพซ้าย) และใช้เทคนิคการกด Compression technique (ภาพขวา)



รูปที่ 6 แสดงภาพอัลตราซาวด์แบบ B-mode หลอดเลือด Superficial Femoral Vein ขาข้างซ้ายที่มี Thrombus (ภาพซ้าย) และแสดงภาพใน CF Mode (ภาพขวา)



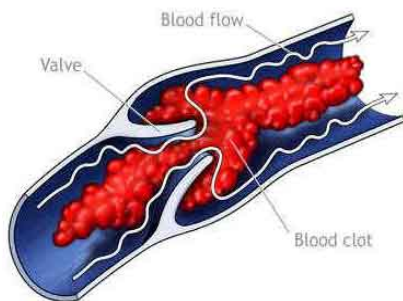
รูปที่ 7 แสดงหลอดเลือด Superficial Femoral Vein ขาข้างซ้าย แบบ B-mode (ภาพซ้าย) และแสดงภาพใน CF Mode (ภาพขวา) ที่ผิดปกติของการไหลของหลอดเลือดดำ



รูปที่ 8 แสดงหลอดเลือด Popliteal Vein ขาข้างซ้าย แบบ B-mode (ภาพซ้าย) และแสดงภาพใน CF Mode (ภาพขวา) ที่ผิดปกติของการไหลของหลอดเลือดดำ

อาการของโรค

มีอาการบวมที่ขาหรือเท้าเนื่องจากการไหลกลับของเลือดไม่ดี โดยอาจจะบวมข้างเดียวหรือสองข้าง บางรายอาจจะเห็นเส้นเลือดโป่งพองอาจจะมีอาการปวดกล้ามเนื้อหรือเป็นตะคริวพบได้ครึ่งหนึ่งของผู้ป่วย โดยเฉพาะเวลากระดกข้อเท้าจะทำให้ปวดมากขึ้น เมื่อกดบริเวณน่องก็จะทำให้ปวด ผู้ป่วยบางรายอาจจะไม่มีอาการที่เท้า อาจจะมาพบแพทย์ด้วยเรื่องหอบเหนื่อย เนื่องจากลิ้มเลือดไปอุดในปอด ดังรูปที่ 10



รูปที่ 9 แสดงลิ้มเลือดคั่งในหลอดเลือดดำ

(https://www.siamhealth.net/public_html/Disease/heart_disease/dvt/dvt.htm)



รูปที่ 10 ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดดำที่ขาอุดตันด้านซ้าย

(https://www.siamhealth.net/public_html/Disease/heart_disease/dvt/dvt.htm)

วัตถุประสงค์และเป้าหมาย

- เพื่อให้ความรู้สำหรับผู้ป่วยและญาติรวมถึงประชาชนที่สนใจเกี่ยวกับข้อมูลการตรวจผู้ป่วยโรคหลอดเลือดดำส่วนลึกอุดตันด้วยเครื่องอัลตราซาวด์ความถี่สูง
- การตรวจอัลตราซาวด์ Doppler ในระบบหลอดเลือดดำส่วนลึก สามารถช่วยวินิจฉัยโรค เพื่อหาแนวทางการรักษาได้อย่างรวดเร็ว ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการวางแผนการรักษาให้กับผู้ป่วย
- ลดจำนวนการตรวจที่ล้มเหลวจากข้อจำกัดต่างๆ และลดการสูญเสียทางเศรษฐกิจจากค่าใช้จ่ายในการตรวจ

การตรวจพิเศษเพื่อการวินิจฉัย DVT

Ascending Venography คือการฉีดสารทึบรังสีเข้าไปในหลอดเลือดดำลึก ร่วมกับการถ่ายภาพเอกซเรย์เพื่อแสดงให้เห็นว่ามี filling defect ของสารทึบรังสีบริเวณไหน การตรวจชนิดนี้มีความแม่นยำสูง ซึ่งต้องมีการฉีดสารทึบรังสีที่หลอดเลือดบริเวณหลังเท้าที่บวม จะพบปัญหาจากการหาหลอดเลือดและการฉีดสารทึบรังสี

Doppler Ultrasound คือการใช้คลื่นเสียงตรวจการไหลเวียนของหลอดเลือดดำ มีความแม่นยำประมาณร้อยละ 87

Duplex Ultrasonography คือการใช้คลื่นเสียงชนิดพิเศษที่สามารถแสดงตำแหน่งของการอุดตันไปพร้อมกับการฟังเสียงการไหลเวียนของหลอดเลือดดำมีความแม่นยำมากกว่าร้อยละ

D-dimer assays คือการตรวจหาปริมาณสารที่เกิดจากการย่อยสลายของ fibrin ในระบบไหลเวียนเลือดควรใช้ร่วมกับการตรวจวินิจฉัยอื่นๆ เช่น การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT

สายไหม เสี่ยงใหญ่

scan) หรือตรวจวินิจฉัยโรคด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) เพื่อตรวจดูเส้นเลือดดำส่วนลึก

ผู้ป่วยจะต้องมีผลเลือดของ D-dimer assays สูงกว่า 0.3 ซึ่งสูงกว่าค่าปกติ มาแสดงในวันนัดตรวจ ดังตารางที่ 1

การเตรียมตัวก่อนการตรวจ

ตารางที่ 1 แสดงตารางของค่า D-Dimer

รายการตรวจ	ผลตรวจ	Flag	Ref. Range	Unit	สิ่งส่งตรวจ
D-Dimer (Immunofiltration)	4.6	High	0-0.3	Mg/L	Sodium CITRATE

วิธีการเตรียมตัวตรวจ

เนื่องจากการตรวจบริเวณขาของผู้ป่วย ดังนั้นจึงไม่ต้องการเตรียมตัว แต่ต้องให้ผู้ป่วยเปลี่ยนเป็นชุดของโรงพยาบาลแบบผ่าหน้าเพื่อสะดวกในการตรวจ ควรจะให้ผู้ป่วยนอนหงายโดยให้ศีรษะราบซึ่งจะเป็นท่าที่ดีที่สุดที่จะตรวจหลอดเลือดบริเวณ ขาหนีบ และไม่รบกวนการไหลเวียนของเลือดกลับไปยังหัวใจในกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการหายใจลำบาก อาจให้อนศีรษะสูงได้บ้าง สำหรับบริเวณ popliteal vein และขาด้านล่าง ควรจะตรวจในท่ากางขา งอเข่า (flex knee) ประมาณ 20 องศาและทำ external rotation ซึ่งจะเป็นท่าที่ช่วยให้มี relaxity ของเนื้อเยื่อที่อยู่ข้างเดียวและง่ายต่อการทำ compression ที่บริเวณหลอดเลือด เปิดผ้าให้คลุมขาหนีบจนถึงข้อเท้า นำหมอนขนาดเล็กหนุนบริเวณใต้เข่าและข้อเท้า ให้ผู้ป่วยอยู่ในท่าสบายเพื่อสะดวกในการตรวจของแพทย์และใช้ผ้าปิดขาข้างที่ไม่ได้ตรวจ⁽³⁾ ดังรูปที่ 11

การเลือกหัวตรวจควรใช้ transducer แบบ linear เป็นหัวตรวจที่ส่งคลื่นเสียงออกในแนวตรง ขนาด 5-10 เมกกะเฮิร์ตซ์ (MHz) และควรทำด้วยความเบามือ เพราะถ้ามีหลอดเลือดอุดตัน อาจดันลิ่มเลือดขึ้นไปในหลอดเลือดดำส่วนบนได้⁽⁴⁾

เส้นเลือดที่ควรพิจารณาในการตรวจ มีดังนี้

- หลอดเลือดดำบริเวณข้อพับสะโพก (Common Femoral Vein)
- หลอดเลือดดำต้นขา (Femoral Vein) หรือบางครั้งเรียกว่า หลอดเลือดดำต้นขาชั้นผิว (Superficial Femoral Vein) ซึ่งอาจทำให้สับสนได้
- หลอดเลือดดำต้นขาชั้นลึก (Profunda Femoris Vein)
- หลอดเลือดดำขาพับ (Popliteal Vein)
- หลอดเลือดดำพีโรเนียล (Peroneal Vein)
- หลอดเลือดดำแอนทีเรียร์ทีเบียล (Anterior Tibial Vein)
- หลอดเลือดดำโพสทีเรียร์ทีเบียล (Posterior Tibial Vein)



รูปที่ 11 แสดงการจัดท่าผู้ป่วยเพื่อเตรียมตรวจในขาข้างซ้าย

(<http://www.si.mahidol.ac.th/th/department/radiology/sr/document/3/ch5.pdf>)

เทคนิคการตรวจหาโรคหลอดเลือดดำที่ขาอุดตัน

Compression Ultrasound (CU) คือการกดหัวตรวจ US บนหลอดเลือดดำตามขวาง เมื่อผนังหลอดเลือดถูกกดเข้าชิดกันถือว่าปกติ ถ้าผนังหลอดเลือดถูกกดได้บ้าง (โพรงภายในเล็กน้อย) หรือไม่เปลี่ยนแปลงเลย แสดงว่ามีลิ่มเลือด thrombus ดังรูปที่ 12 และ 13

ข้อจำกัดของการตรวจนี้คือ ทำได้เฉพาะหลอดเลือดที่อยู่ต้น คือบริเวณข้อพับสะโพก (Common Femoral Vein, CFV) และข้อพับเข่า (Popliteal Vein, PV) ในผู้ป่วยที่ขาไม่โตมากจะสามารถทำการตรวจ Superficial Femoral Vein (SFV) ได้ตลอดความยาว ส่วน Calf Vein ซึ่งมีขนาดเล็ก จะทำการตรวจได้ยาก โดยเฉพาะเครื่องที่ไม่มี Color Doppler Mode แต่โดยทั่วไปจะถือว่าลิ่มเลือด ใน Calf Vein มีโอกาสหลุดเป็น Emboli น้อยมากไม่จำเป็นต้องให้การรักษ ส่วน Isolate thrombus ใน Superficial Femoral Vein โดยไม่พบใน CFV หรือ PV มีน้อยมาก (น้อยกว่า 5%) เราจึงมักจะทำเพียง Limited CU

เมื่อการตรวจครั้งแรกปกติแต่ยังมีอาการอยู่ ควรตรวจซ้ำภายใน 3-5 วัน thrombus ที่เพิ่มจาก Calf Vein หรือ SFV จะขึ้นไปใน PV และ CFV ตามลำดับ (มีรายงานว่า Limited CU สามารถตรวจพบ DVT ได้มากกว่า 95% ของผู้ป่วย)

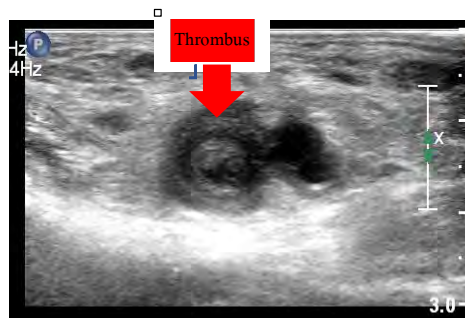
ข้อดีของ CU ที่นอกจากจะวินิจฉัยโรคหลอดเลือดดำที่ขาอุดตันได้ง่ายแล้ว ยังสามารถตรวจพบสาเหตุอื่นของอาการขาบวม ซึ่งการทำ Venography วินิจฉัยไม่ได้ เช่น Pseudoaneurysm, Lymph node, Cellulitis, Baker's cyst หลังจากเกิดโรคหลอดเลือดดำที่ขาอุดตันแบบเฉียบพลัน 6 เดือน ควรทำการตรวจซ้ำเพื่อเป็น baseline สำหรับช่วยแยกภาวะเฉียบพลันกับเรื้อรัง เนื่องจากเพียงครั้งหนึ่งของผู้ป่วยเท่านั้นที่หลอดเลือดจะกลับเป็นปกติ

ประโยชน์ที่ได้รับจากการตรวจ Doppler Ultrasound

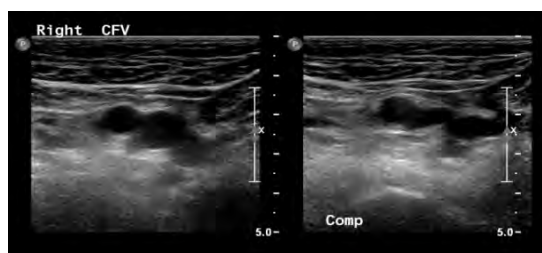
1. สามารถบอกตำแหน่งและรายละเอียดความผิดปกติของหลอดเลือดที่มีการอุดตันได้
2. ในกรณีที่ผู้ป่วยเกิดหลอดเลือดดำส่วนลึกอุดตันที่ขาสามารถช่วยวินิจฉัยโรค เพื่อหาแนวทางการรักษาได้อย่างรวดเร็วช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการวางแผนการรักษาต่อไป
3. ไม่ก่อให้เกิดอาการแทรกซ้อนในการตรวจ ไม่เกิดบาดเจ็บหรือการเจ็บปวดทรมาน ทั้งนี้เพราะการตรวจไม่จำเป็นต้องฉีดสารใด ๆ เข้าร่างกายเพื่อช่วยในการตรวจเส้นเลือด
4. ไม่ก่อให้เกิดอันตรายจากรังสีจึงปลอดภัยสำหรับผู้ป่วย โดยเฉพาะหญิงมีครรภ์ รวมทั้งผู้ควบคุมเครื่องอัลตราซาวด์ ฉะนั้นการตรวจจึงทำได้บ่อยครั้ง เพื่อติดตามการเปลี่ยนแปลงของโรคเป็นระยะๆ

แนวทางการรักษา

1. การรักษาโดยทั่วไปเพื่อให้ขาบวมลง ได้แก่ การนอนยกขาสูง การพันผ้ายืดที่ถูกต้อง การสวมถุงน่องทางการแพทย์
2. การให้ยาต้านการแข็งตัวของเลือดได้แก่ Heparin, LMWH (Enoxaparin; Tinzaparin), Warfarin ควรรักษาระดับ INR ให้อยู่ระหว่าง 2.00 – 3.00
3. การให้ยาละลายลิ่มเลือด
4. การผ่าตัดนำลิ่มเลือดออกจากกระบบหลอดเลือดดำ (Venous Thrombectomy)
5. การใส่ตัวกรองลิ่มเลือด (Caval Filter Implantation)



รูปที่ 12 ภาพอัลตราซาวด์แบบ B-mode ของหลอดเลือด Common Femoral Vein แบบปกติ (ภาพซ้าย) และการใช้เทคนิคการกด (Compression technique) (ภาพขวา)



รูปที่ 13 ภาพอัลตราซาวด์แบบ B-mode แสดงการตรวจ DVT โดยภาพเป็นหลอดเลือด Common Femoral Vein แบบผิดปกติโดยใช้เทคนิคการกด (Compression technique) บนหลอดเลือดถูกกดได้บ้างหรือไม่เปลี่ยนแปลงเลย แสดงว่ามี Thrombus

การป้องกันไม่ให้เกิดซ้ำควรปฏิบัติดังนี้⁽⁶⁾

1. ไม่ควรนั่งทำเดิวนานๆ เช่น การเดินทางโดยเครื่องบินในระยะไกล ควรยืนขึ้นและเดินไปมาทุก 1-2 ชั่วโมง
2. ไม่สูบบุหรี่ก่อนเดินทาง เนื่องจากบุหรี่เป็นปัจจัยในการเกิดลิ่มเลือดในหลอดเลือดอย่างหนึ่ง หากหลีกเลี่ยงได้ควรหลีกเลี่ยงการสูบบุหรี่
3. ใส่เสื้อผ้าสบายๆ ไม่รัดแน่นเพื่อเพิ่มการไหลเวียนของเลือด
4. หมั่นขยับแขน ขา ข้อเท้า และเท้า เพื่อเพิ่มการไหลเวียนของเลือด
5. ดื่มน้ำมากๆ อย่างน้อยวันละ 6-8 แก้ว เมื่อไม่มีโรคที่แพทย์ให้จำกัดน้ำดื่ม
6. ใส่ถุงเท้ายาวชนิดช่วยพุงขาเพื่อช่วยพุงหลอดเลือดขาเมื่อต้องทำงานที่ต้องยืนนานๆ
7. ไม่ควรดื่มเหล้าหรือกัญชาจนหลับที่จะทำให้นอน หรือนั่งนิ่งๆ อยู่ในท่าเดิวนานเกินไป

บทสรุป

ปัจจุบันการตรวจด้วยอัลตราซาวด์ถือเป็นการตรวจวินิจฉัยผู้ป่วยที่สำคัญทางรังสีวิทยาวิธีหนึ่ง การตรวจด้วยวิธีนี้จัดเป็นการตรวจที่ไม่ยุ่งยากซับซ้อน สามารถทำได้อย่างรวดเร็ว ไม่ต้องเตรียมผู้ป่วย ค่าใช้จ่ายในการตรวจไม่สูงเท่าค่าตรวจวิธีอื่น และมีความปลอดภัยสูง เครื่องอัลตราซาวด์มีในเกือบทุกโรงพยาบาลของประเทศไทย นอกจากนี้อัลตราซาวด์ยังทำการตรวจได้ทั้งข้างเดียวผู้ป่วยโดยเฉพาะผู้ป่วยที่มีอาการหนัก ข้อมูลที่ได้จากการตรวจด้วยวิธีนี้แม้จะไม่มากเท่าการตรวจวิธีอื่น เช่น เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ แต่ทำให้แพทย์สามารถรักษาผู้ป่วยส่วนใหญ่อ่อนตัวได้ โดยเฉพาะหากเป็นผู้ป่วยโรคหลอดเลือดดำส่วนลึกอุดตันที่บริเวณขา ข้อสำคัญอีกประการคือ การตรวจอัลตราซาวด์ขึ้นอยู่กับความชำนาญของแพทย์ผู้ตรวจเป็นอย่างมาก และเมื่อเป็นการตรวจอัลตราซาวด์ตามข้อบ่งชี้ทางการแพทย์ สามารถตรวจซ้ำได้เสมอ และได้บ่อยตามดุลพินิจของแพทย์โดยคำนึงถึงประโยชน์ที่ผู้ป่วยจะได้รับเป็นสำคัญ

เอกสารอ้างอิง

1. การวินิจฉัย deep vein thrombosis (DVT). 2013. www.med.cmu.ac.th/dept/Radiology/Interest/DVT/DVT.html.
2. ลิ่มเลือดในหลอดเลือดดำส่วนลึก Deep vein thrombosis.2013. www.siamhealth.net/public_html/Disease/heart_disease/dvt/dvt.htm
3. โรงพยาบาลมะเร็งพิจิตร. การอัลตราซาวด์ (Ultrasound).2013. www.fudathailand.com/article-detail.php?menu_id=40000000&item=20
4. จุริรัตน์ ธรรมโรจน์. Clinical Doppler Ultrasonography of the Lower Extremity. ใน: จิราภรณ์ ศรีนครินทร์, วัลลภ เหล่าไพบุลย์, บรรณาธิการ. ภาควิชารังสีวิทยา. พิมพ์ครั้งที่ 2. ขอนแก่น: หจก.โรงพิมพ์คลังนาวิทยา; 2546. หน้า 321-332.
5. วลัยลักษณ์ ชัยสูตร. Duplex Ultrasonography of Extremity Veins. ใน: สาโรจน์ วรรณพฤกษ์ อรสา ขวาลภาฤทธิ์, อภิญา เจริญศักดิ์, บรรณาธิการ. กรุงเทพฯ: เรือนแก้วการพิมพ์; 2540. หน้า 424-478.
6. ภาวะลิ่มเลือดในหลอดเลือดดำ(แนวทางการรักษาและการป้องกันไม่ให้เกิดขึ้น) www.med.cmu.ac.th/dept/Radiology/interest/Interest/DVT/DVT.html

การตั้งค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องด้วย เครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ระบบดิจิทัล Optimization of radiation dose and image quality in abdominal radiography using digital mobile x-ray system

สิริณยาพงศ์ สุวรรณโอภาส^{1,2} • เพ็ชรลีย์ สุวรรณประดิษฐ์³ • เกียรติ อาจหาญศิริ⁴ • กิติวัฒน์ คำวัน^{2,4*}

Siranyapong Suwan-o-pas^{1,2}, Petcharleeya Suwanpradit³, Kiat Arjhansiri⁴, Kitiwat Khamwan^{2,4*}

¹Department of Radiology, Faculty of Medicine, Siriraj Hospital, Mahidol University, Bangkok 10700, Thailand

²MSc Program in Medical Imaging, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand

³Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society, Bangkok 10330, Thailand

⁴Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand

*Correspondence to: kitiwat.k@chula.ac.th

Thai J Rad Tech 2018;43(1):13-20

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ช่องท้องด้วยเครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ระบบดิจิทัลที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย โดยทดสอบในหุ่นจำลองที่มีขนาดความหนาของช่องท้อง 21 เซนติเมตร ตั้งค่าพารามิเตอร์โดยใช้ค่าเควีพีระหว่าง 70 ถึง 90 และค่าเอ็มเอเอสตั้งแต่ 3.2, 6.3, 12.5, 25.0 และ 32.0 จัดระยะห่างจากหลอดเอกซเรย์ถึงตัวรับภาพ 100 เซนติเมตร วัดค่าปริมาณรังสีผ่านที่ผิวของหุ่นจำลองที่ได้รับโดยใช้หัววัดยี่ห้อ Radcal รุ่น ACCU-Gold และประเมินคุณภาพของภาพเอกซเรย์ในเชิงคุณภาพจากองค์ประกอบของภาพรังสีช่องท้องตามมาตรฐานของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ และระดับของสัญญาณรบกวนโดยผู้ประเมินผล 3 ท่าน ประเมินคุณภาพของภาพถ่ายรังสีช่องท้องในเชิงปริมาณของภาพในรูปแบบของอัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (เอสเอ็นอาร์) 3 ตำแหน่ง ได้แก่ ตับ, กระดูกสันหลังส่วนบนเอวระดับที่ 4 บริเวณทรานส์เวอร์สโปรเซส, และกระดูกสะโพก และประเมินอัตราส่วนความคมชัดบนภาพต่อสัญญาณรบกวน (ซีเอ็นอาร์) ใน 3 บริเวณ ได้แก่ บริเวณตับ, บริเวณไตข้างซ้ายกับกระดูกสันหลังส่วนบนเอวระดับที่ 4 บริเวณ บริเวณทรานส์เวอร์สโปรเซส, และบริเวณไตข้างขวากระดูกสะโพก ผลการศึกษาพบว่าค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพรังสีช่องท้องด้วยเครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ระบบดิจิทัลในหุ่นจำลองที่มีขนาดความหนาของช่องท้องไม่เกิน 21 เซนติเมตร คือ 80 เควีพี และ 6.3 เอ็มเอเอส โดยให้ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีเท่ากับ 381 ในส่วนของคะแนนเฉลี่ยจากการประเมินคุณภาพของภาพและระดับของสัญญาณรบกวนจากผู้ประเมิน 3 ท่านมีค่าเท่ากับ 5.67 และ 1 คะแนนตามลำดับ จากการเปรียบเทียบปริมาณรังสีดูดกลืนที่ผิวของหุ่นจำลองของค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมกับค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในทางคลินิกพบว่าการใช้ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพรังสีช่องท้องที่ความหนา 21 เซนติเมตร ปริมาณรังสีที่ผิวของหุ่นจำลองลดลงร้อยละ 77 โดยยังคงสามารถรักษาคุณภาพของภาพเพื่อการวินิจฉัยไว้ได้

คำสำคัญ: ปริมาณรังสีที่เหมาะสม, เอกซเรย์เคลื่อนที่ระบบดิจิทัล, ภาพถ่ายทางรังสีช่องท้อง, ค่าปริมาณรังสีผ่านเข้าผิว

Abstract

The purpose of this study was to optimize the radiation dose and image quality for abdominal radiography using digital mobile x-ray system in anthropomorphic phantom at King Chulalongkorn Memorial Hospital (KCMH). Digital mobile x-ray system model OptimaXR220amx, and the Kyoto Kagaku phantom model PBU-60 with 21 cm of abdominal thickness were used. The exposure parameters were set between 70-90 kVp, and 3.2, 6.3, 12.5, 25, and 32 mAs. Source

to image receptor distance (SID) was set at 100 cm. The entrance surface air kerma (ESAK) in experimental and routine parameters were measured using ionization chamber (IC) dosimeter manufactured Radcal model ACCU-Gold. The qualitative image quality criteria based on IAEA protocol and qualitative were scored by three observers. The signal-to-noise ratio (SNR) was measured by placing three regions of interest at liver, transvers process at 4th lumbar spine, and pelvis respectively. The contrast-to-noise ratio (CNR) was evaluated on three areas at liver, left kidney and transverse process at 4th lumbar spine, right kidney and pelvis. We found that the optimal parameter for 21 cm thickness of abdomen at 100 cm SID was 80 kVp, 6.3 mAs with the exposure index of 381. The average image quality and qualitative noise scoring from three observers were 5.67 and 1, respectively. The average SNR in 1st, 2nd, and 3rd ROIs were 39.56, 61.55, and 18.24, respectively, and the average of CNR at 1st, 2nd, and 3rd areas were 5.97, 7.27, and 1.50, respectively. The ESAK obtained from optimal parameter was lower than 77% compared to the routine clinical parameter. The optimal exposure parameters in this study, however, can maintain the image quality with acceptable diagnosis for portable abdominal radiography.

Keywords: optimization, digital mobile x-ray system, abdominal radiography, entrance surface air kerma (ESAK)

Introduction

Digital radiography (DR) is an x-ray imaging system in which digital image receptor is used instead of screen-film. DR technology provides user with a good image quality as its wide dynamic range and digital image processing compensates for inappropriate techniques⁽¹⁻³⁾. With higher dose efficiency, radiological technologist can use less radiation dose to produce an image of similar contrast to screen-film system. The technology of digital radiography has also been extended to mobile x-ray system for portable examination such as chest x-ray, and other organs with high exposure (abdomen, hip, pelvis, spine, and skull). The advantages are expressed in many aspects for immobilized patients especially intensive care unit (ICU) or emergency room (ER) without moving patient to the x-ray room. However, most patient wards are not well designed for radiation protection, and the patient might receive the exposure several times for clinical follow-up investigation⁽⁴⁾. Therefore, the selection of the exposure parameter is based on the knowledge and experience of the operator justification. The appropriate parameter could reduce the radiation dose to patient, and secondary radiation to staff and public. Currently, there is no standardized technique for abdominal radiography using mobile x-ray system at King Chulalongkorn Memorial Hospital (KCMH). The objective of this study was to optimize the radiation dose and image quality for abdominal radiography in phantom using digital mobile x-ray system.

Materials and Methods

Digital mobile x-ray system

This study was conducted at Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital (KCMH), Thai Red Cross Society, Bangkok. The digital mobile x-ray system manufactured by GE model OptimaXR 200amx, and digital flat panel detector model Platpad with anti-scatter grid ratio of 6:1 were used as shown in Figure 1(A). The image area of detector is 40.4 x 40.4 cm².



Figure 1. (A) Digital flat panel detector with grid manufactured by GE. (B) The whole-body phantom KYOTO KAGAKU model-60.

The quality control of digital mobile x-ray system was performed to verify the system performance and to measure the x-ray tube output. For digital image receptor, the detector dose indicator consistency was examined to verify the exposure index (EI) consistency and the variation of EI including the radiation dose reach to image receptor. The quality control of display monitor was also performed to ensure that the performance of the monitor was within the good condition for image quality interpretation.

Anthropomorphic phantom

The whole-body phantom manufactured by Kyoto Kagaku model PBU-60 as in Figure 1(B) was used. Such anthropomorphic phantom is a life-size human phantom with a syntactic skeleton embedded in a radiological soft-tissue substitute. The abdominal part of the phantom, 21 cm thickness, is inserted with simulated organs for liver, kidneys, spleen, pancreas, stomach (with air), sigmoid colon and rectum.

ESAK determination in phantom

Backscatter factor (BSF) measurement

In order to evaluate the BSF based on 21 cm abdomen thickness of phantom, the ionization chamber (IC) dosimeter with sensitive volume of 38 mm³ manufactured Radcal Corporation model Accu-Gold with ion chamber dose sensors model 10X6-6 was used. The x-ray tube of digital mobile x-ray unit and IC dosimeter were set up in air by positioning 100 cm of source to detector distance (SD), 79 cm of source to chamber distance (SCD) which is closed to the surface of the phantom, and 41x41 cm² of field size. The chamber was exposed with the experimental and routine clinical parameters of 70, 75, 80, 85, 90 kVp, and tube-current time of 3.2, 6.4, 12.5, 25, 32 mAs in order to determine the incident air kerma (K_i) without matter. The phantom was then placed under the dosimeter and exposed accordingly with the same parameters in order to measure the entrance surface air kerma (ESAK). The setting of BSF measurement is illustrated as in Figure 2. The BSF was calculated using the formula as followings:

$$BSF = \frac{ESAK}{K_i} \quad (1)$$

The ESAK in whole-body phantom was calculated for various exposed experimental parameters of 70-90 kVp and 3.2-32.0 mAs using the K_i and BSF as mentioned previously. These also included the routine clinical parameters of 75 kVp and 32 mAs for portable abdominal radiography at 100 cm SID. The ESAK (mGy) can be calculated using equation (2) and (3) as followings⁽⁵⁾:

$$K_i = Y(d) \times P_{it} \times \left(\frac{d}{d_{FTD} - t_p} \right)^2 \quad (2)$$

$$ESAK = K_i \times BSF \quad (3)$$

where K_i represents the incident air kerma (mGy), $Y(d)$ is the x-ray tube output (mGy/mAs) which was measured during the x-ray machine performance was performed, P_{it} is a tube loading (mAs), d is focus to chamber distance (cm), d_{FTD} is focus to table top distance (cm), t_p is the phantom thickness (cm), and BSF is the backscatter factor.



Figure 2. (A) Incident air kerma, K_i , measurement and (B) ESAK measurement for 21 cm thickness of abdomen in phantom.

Qualitative image quality

For qualitative analysis, the image quality of the abdominal radiography in each parameter was evaluated by randomized blinded method by at least two years' experience of three observers. The image quality score was analyzed based on the International Atomic Energy Agency (IAEA) criteria⁽⁶⁾ as shown in Table 1, where the acceptable of image quality score must equal or more than five from seven points. For qualitative noise, the criteria score was evaluated based on the whole visualized image noise (rate of qualitative noise score: 0 = free of noise, 1 = scarce noise, 2 = significant noise, 3 = obvious noise), where the acceptable score was between 1 and 2 points.

Quantitative image quality

For quantitative image analysis, the abdominal radiographic image was evaluated in terms of

signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR). The SNR was evaluated by placing 3 regions of interests (ROIs) on the image and measuring the pixel value three times for each location (middle of the liver, left side of transverse process in 4th lumbar spine, and right side of flat bone in pelvis) as shown in Figure 3 (A). The SNR was calculated using the equation as followings:

$$SNR = \left(\frac{\text{mean pixel value in ROI}}{SD \text{ in ROI}} \right) \quad (4)$$

In order to determine CNR for evaluating the contrast between two adjacent areas, three ROIs were added on the image to measure mean pixel value and SD in the background region as illustrated in Figure 3(B); where 4th ROI represents lower lobe of liver, 5th ROI represents left kidney, and 6th ROI represent right kidney. The CNR was determined using equation as followings:

$$CNR = \frac{(\bar{x}_s - \bar{x}_{bg})}{\sigma_{bg}} \quad (5)$$

where $\bar{x}_s$ is mean pixel value of ROI in the interested region, $\bar{x}_{bg}$ is mean pixel value of ROI in the adjacent background, and σ_{bg} is the standard deviation of ROI in the background.

Table 1. Image criteria score⁽⁶⁾.

Item	Image criteria
1	Sharp visualization of ribs.
2	Visualization of lower margin of liver, spleen and kidneys.
3	Visualization of spleen.
4	Visualization of kidneys.
5	Sharp visualization of stomach and bowel loop.
6	Visualization of ribs and transverse processes of lumbar vertebrae.
7	Markers indicating either upright or supine position.

* Rate image score: 0, 0.5, and 1, where 0 = not fulfilled, 0.5 = partly fulfilled, 1 = fulfilled

Optimal parameter consideration

The optimal exposure parameters were justified using the value of ESAK which is not exceeded 1.86 mGy according to the study of Aldrich JE et al⁽⁷⁾, the

EI closed to the target EI at 336 (the value recommended by the vendor)⁽⁸⁾, Image criteria score from three observers, and qualitative and quantitative image analysis. Ideally, the lowest radiation dose while obtaining acceptable images quality would be selected.

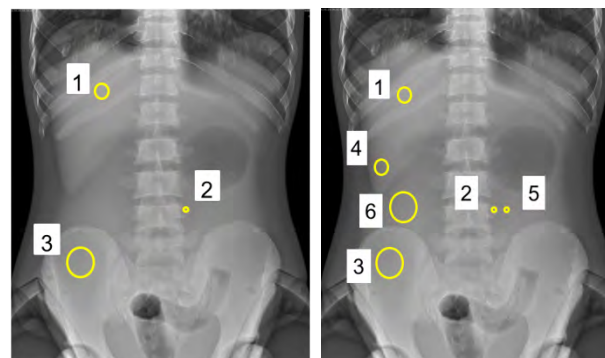


Figure 3. (A) ROIs for measuring SNR on the abdominal radiographic image. (B) Six ROIs for CNR evaluation.

Results

Table 2 shows the results of ESAK and average image quality evaluated by three observers in each parameter. The ESAK in both experimental and clinical were between 0.234 and 3.218 mGy. Table 3 shows the average SNR. The 1st ROI represents liver with the range of 26.52-47.71, the 2nd ROI represents left transverse process at 4th lumbar spine, the range was 37.00-98.98, and the 3rd ROI represents right side of flat bone in pelvis, the range was 15.43-21.20. Table 4 shows average CNR. The 1st area range was 5.46-7.02, the 2nd area range was 4.94-9.32, and the 3rd area range was 0.74-2.16.

It was found that there were 12 parameters in which the image quality score met the image criteria (≥ 5) and the ESAK was lower than 1.86 mGy⁽⁷⁾ as illustrated in Figure 4. Although the parameters of 80 kVp, 3.2 mAs, 70 kVp, 6.3 mAs and 75 kVp, 6.3 mAs obtained the lowest ESAK at 0.318, 0.461, and 0.541 mGy, those image quality score had range between 4.5 to 5.5, 4.5 to 6, and 4.5 to 5.5. The results showed that probably one of three observers gave image score lower than the image criteria and the EI were not closed to the target EI. Finally, the range of optimal parameter selected for the whole-body phantom in 21 cm thickness of abdomen of 80-85 kVp and 6.3 mAs

with the EI 381 approximately is recommended. This optimal parameter can provide the ESAK of 0.626 mGy while giving the qualitative image quality range between 5.5 and 6. The summary of routine protocol and optimal protocol were compared as in Table 5 and the abdominal radiographic images were illustrated in Figure 5.

Using the optimal parameter, the reduction of ESAK was decreased by 77% from the routine

clinical parameter. For qualitative analysis, the image quality score was 15% lower than the routine parameter while the quantitative image analysis score was slightly different. For the quantitative analysis, the average SNR of 1st and 2nd ROIs were decreased by 13% and 17% and 3rd ROI was increased 2% from the routine parameter. The average CNR of 1st, 2nd, and 3rd areas were decreased by 3%, 23%, and 18%, respectively.

Table 2. Results of ESAK and qualitative image quality evaluation.

Parameters			ESAK (mGy)	Scoring	
kVp	mAs	Exposure index		Image quality	Qualitative noise
70	3.2	91	0.234	4.67	2
	6.3	185	0.461	5.00	1
	12.5	363	0.915	6.33	1
	25.0	706	1.830	6.00	1
75	3.2	133	0.275	4.67	2
	6.3	272	0.541	5.00	1
	12.5	520	1.074	5.67	1
	25.0	1009	2.147	6.50	1
	32.0*	1262	2.748	6.67	1
80	3.2	188	0.318	5.17	2
	6.3**	381	0.626	5.67	1
	12.5	717	1.242	6.00	1
	25.0	1370	2.443	6.17	1
85	3.2	252	0.364	4.67	1
	6.3	509	0.716	5.67	1
	12.5	949	1.420	6.00	1
	25.0	1788	2.841	5.50	1
90	3.2	329	0.412	4.83	1
	6.3	650	0.811	5.50	1
	12.5	1206	1.609	6.50	1
	25.0	2252	3.218	5.33	1

*the routine clinical parameter, **optimal parameter

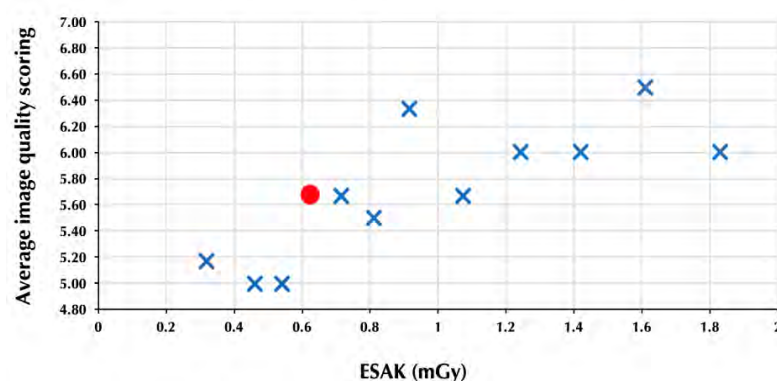


Figure 4. Scatter plots between the ESAK and the average image quality scoring after image analysis in 21 cm thickness of abdomen. The blue cross color represents the parameter that image scoring meets the criteria for optimal parameter selection. The red dot represents the optimal parameter selected for 21 cm thickness of abdomen.

Table 3. Results of SNR in each parameter.

Parameters		Average SNR		
kVp	mAs	1 st ROI	2 nd ROI	3 rd ROI
70	3.2	26.52	37.00	15.43
	6.3	36.56	49.62	15.86
	12.5	40.02	54.76	16.20
	25.0	41.41	60.81	16.58
75	3.2	29.75	47.33	16.82
	6.3	38.51	55.30	17.11
	12.5	42.48	59.42	17.66
	25.0	43.07	66.52	17.76
	32.0*	45.66	74.59	17.85
80	3.2	36.89	50.53	18.05
	6.3**	39.56	61.55	18.24
	12.5	43.87	62.34	18.35
	25.0	45.09	72.36	18.69
85	3.2	37.61	62.29	19.35
	6.3	45.06	72.77	19.73
	12.5	45.36	75.56	19.93
	25.0	46.68	78.36	20.19
90	3.2	43.59	69.30	20.66
	6.3	46.32	73.22	20.86
	12.5	47.31	83.86	20.99
	25.0	47.71	98.98	21.20

Table 4. Results of CNR in each parameter.

Parameters		Average CNR		
kVp	mAs	1 st area	2 nd area	3 rd area
70	3.2	5.46	4.94	0.74
	6.3	5.62	6.59	1.09
	12.5	5.67	7.66	1.40
	25.0	6.00	8.61	1.46
75	3.2	5.51	4.99	0.77
	6.3	5.64	7.01	1.18
	12.5	6.00	8.32	1.65
	25.0	6.04	8.78	1.72
	32.0*	6.16	9.44	1.83
80	3.2	5.92	5.32	0.96
	6.3**	5.97	7.27	1.50
	12.5	6.18	8.66	1.75
	25.0	6.28	9.06	1.86
85	3.2	6.17	5.46	0.99
	6.3	6.44	7.44	1.63
	12.5	6.59	8.75	1.80
	25.0	6.74	9.28	1.93
90	3.2	6.35	5.51	1.26
	6.3	6.48	7.50	1.81
	12.5	6.82	8.88	2.03
	25.0	7.02	9.32	2.16

*the routine clinical parameter, **optimal parameter

Discussion

Currently, the technology of DR could decrease the radiation dose as well as maintain the image quality for diagnosis in medical imaging field. The radiation dose to the patient, therefore, could be significantly reduced as well. The present study is revealed the investigation of the optimal exposure parameters in abdominal radiography using digital mobile x-ray system in phantom at King Chulalongkorn Memorial Hospital. From the DRL recommended by IAEA, the ESAK in abdomen AP radiography based on screen-film system was 10 mGy. According to Muhogora WE et al⁽⁹⁾, the average ESAK to adult patients (70±10 kg) of abdominal radiography in Thailand was 3.9 mGy using film-screen system. The data were collected from 4 local hospitals. The incident air kerma for each adult patient was investigated by the product of the x-ray tube output value that derived from the output per mAs–kVp curve corrected for the inverse distance effects between the patient's distance from the x-ray focus and the distance at output measurements, and the actual tube loading (mAs). Unfortunately, there were no reports of DRL based on digital radiography from other publications.

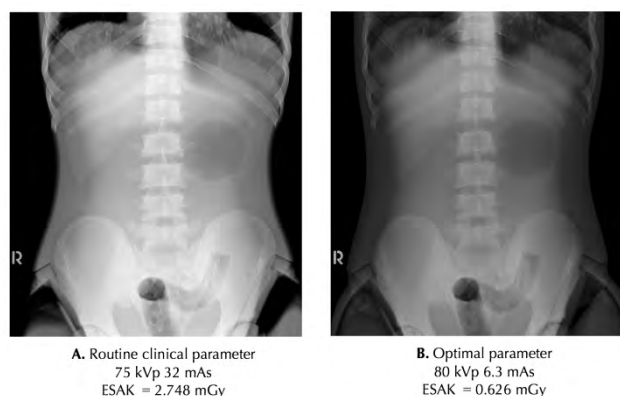


Figure 5. Abdominal radiography using routine clinical and optimal parameter in 21 cm thickness in abdomen.

The exposure index (EI) is the indicator of the amount of radiation dose at the image receptor⁽¹⁰⁾. For GE digital radiography system, the EI is directly related to radiation dose that reach to image receptor. The higher of radiation dose to image receptor, the greater of the EI. The target EI for abdominal radiography of 336 is recommended by the vendor⁽⁸⁾. The comparison between EI and the

image quality score in each parameter needs to be considered as the EI in some parameters were lower than the target EI. The obtained image quality score, however, was still within the acceptable limit.

Table 5. Comparison between the routine clinical and optimal parameter.

	Clinical parameter	Optimal parameter
ESAK (mGy)	2.748	0.626
Exposure index (EI)	1262	381
Qualitative image quality score	6.67	5.67
Qualitative noise score	1	1
Quantitative noise score		
Average SNR		
- 1 st ROI	45.66	39.56
- 2 nd ROI	74.59	61.55
- 3 rd ROI	17.59	18.24
Average CNR		
- 1 st Area	6.16	5.97
- 2 nd Area	9.44	7.27
- 3 rd Area	1.83	1.50

For quantitative image analysis in both of SNR and CNR, the pixel value was directly measured from the raw data radiographic images on the display monitor of the digital mobile x-ray system instead of measuring on PACS monitor. The main reason was the pixel value of the radiographic image after transferring to PACS system was fluctuated due to the image processing algorithm of manufacturer. Using the optimal parameter, the average SNR of the 1st and 2nd ROIs were decreased by 13% and 17%, and 3rd ROI was slightly increased by 2% compared to the routine parameter. Likewise, the average CNR of the 1st, 2nd, and 3rd areas were decreased by 3%, 23%, and 18% from the routine clinical parameter, respectively. As the SNR and CNR values were relatively increased with increasing the doses, the moderated SNR, CNR as well as qualitative noise scoring obtained from optimal protocol were selected instead. However, lower doses in the rest of parameters will provide lower SNR, CNR and blurring image accordingly.

The average ESAK of the abdomen AP using digital radiography of 1.86 mGy was studied by Aldrich JE et al⁽⁷⁾ and 2.24 mGy by Asada Y et al⁽¹¹⁾ (assuming that the ESAK is approximately equal to ESD). In this study, the ESAK of the optimal parameter in 21 cm thickness of abdomen was

0.626 mGy. Therefore, optimal exposure parameters in this study were comparable to the literatures^(7,11-12), and can reduce the radiation dose substantially.

Conclusions

The appropriated parameter for the abdominal radiography using digital mobile x-ray system at King Chulalongkorn Memorial Hospital in anthropomorphic phantom was investigated. The optimal exposure parameters can reduce the radiation dose based on phantom study substantially by 77% for the thickness of abdomen equal or less than 21 cm compared to the routine clinical parameter. This protocol could be used as the recommended parameters for radiological technologists in abdominal radiography using digital mobile x-ray system for clinical study in the future work.

Acknowledgements

The authors sincerely thank radiological technologists at Department of Diagnostic Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Bangkok for their kind contribution through this study.

References

1. Seibert JA, Morin RL. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. *Pediatr Radiol* 2011;41:573-581.
2. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. *Eur J Radiol* 2009;72:202-208.
3. Moore QT, Don S, Goske MJ, Strauss KJ, Cohen M, Herrmann T, et al. Image gently: using exposure indicators to improve pediatric digital radiography. *Radiol Technol* 2012;84:93-99.
4. Sangdao P. Optimization of radiation dose and image quality in chest radiography using digital mobile x-ray system at King Chulalongkorn Memorial Hospital [Thesis]. Bangkok: Chulalongkorn University; 2014.
5. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical report series (TRS) 457. Vienna, Austria 2007.
6. International Atomic Energy Agency. Radiation protection in digital radiology. Examples of good and bad image quality images with quality evaluation (projection radiography).
7. Aldrich JE, Duran E, Dunlop P, Mayo JR. Optimization of dose and image quality for computed radiography and digital radiography. *J Digit Imaging* 2006;19:126-131.
8. GE Healthcare. DEI (Detector Exposure Indicator). Optima XR200amx X-Ray System with Digital Upgrade Operator Manual 2012:14-41-14-44.
9. Muhogora WE, Ahmed NA, Almosabihi A, Alsuwaidi JS, Beganovic A, Ciraj-Bjelac O, et al. Patient doses in radiographic examinations in 12 countries in Asia, Africa, and Eastern Europe: initial results from IAEA projects. *AJR Am J Roentgenol* 2008;190:1453-61.
10. Shepard SJ, Wang J, Flynn M, Gingold E, Goldman L, Krugh K, et al. An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (executive summary). *Med Phys* 2009;36:2898-914.
11. Asada Y, Suzuki S, Minami K, Shirakawa S, Kobayashi M. Survey of patient exposure from general radiography and mammography in Japan in 2014. *J Radiol Prot* 2016;36:N8-N18.
12. Masoud AO, Muhogora WE, Msaki PK. Assessment of patient dose and optimization levels in chest and abdomen CR examinations at referral hospitals in Tanzania. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16:5614.

ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบการถ่ายภาพรังสีแบบดิจิทัล

An exposure indicator in digital radiography systems

ธัญรัตน์ ชุติลป์* • ฐิติพงษ์ แก้วเหล็ก

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

Thunyarat Chusin* • Titipong Kaewlek

Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok 65000, Thailand

*Correspondence to: thunyaratc@nu.ac.th

Thai J Rad Tech 2018;43(1):21-28

บทคัดย่อ:

ระบบการสร้างภาพรังสีดิจิทัลถูกนำมาใช้งานทดแทนระบบฟิล์ม-สกรีน เพราะมีข้อดีคือช่วยลดระยะเวลาการทำงาน และสามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพได้โดยระบบและผู้ใช้งาน ผู้ผลิตระบบสร้างภาพรังสีดิจิทัลได้พัฒนาตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีเพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถประเมินความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพได้ อย่างไรก็ตามตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีที่ได้มาจากผู้ผลิตแต่ละรายมีความแตกต่างกันและได้มีการกำหนดค่าเฉพาะของตนไว้ จึงทำให้ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีมีความหลากหลายทั้งนิยามและวิธีการได้มา บทความนี้จึงได้สรุปนิยามและวิธีการได้มาของตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี ปัจจัยที่ส่งผลต่อตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี และข้อแนะนำสำหรับการใช้งานทางคลินิก

คำสำคัญ: ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี, ระบบสร้างภาพรังสีดิจิทัล, คอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟี

Abstract

Digital radiography (DR) system has become to replace screen-film system because it has a usefulness of workflow reduction and image quality improvement acquired by the system and users. Several DR manufacturers have developed an exposure indicator for users which can estimate an appropriate exposure technique for general radiography. However, the exposure indicators are obtained independently from various manufacturers with specified values that make a variety of its definitions and acquisitions. The definitions, acquisitions, factors affecting of exposure indicators,

and suggestion guidelines for using exposure indicators in clinical are summarized in this article.

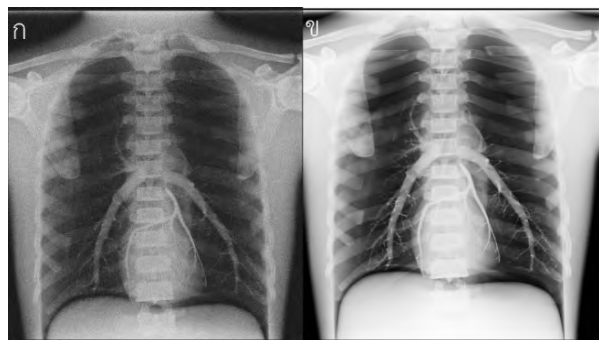
Keyword: Exposure indicators, Digital radiography system, Computed radiography

บทนำ

การถ่ายภาพทางรังสี (Radiography) เป็นการสร้างภาพทางการแพทย์ที่มีความสำคัญต่อกระบวนการวินิจฉัย การรักษา และการติดตามโรค เป็นอย่างมากในปัจจุบัน จะเห็นได้ว่าการตรวจวินิจฉัยทางรังสี (Diagnostics radiology) มีอัตราเพิ่มขึ้นเป็นจำนวนมากทั่วโลก ระบบการสร้างภาพรังสีดิจิทัล (Digital Radiography; DR) ซึ่งรวมถึงการสร้างภาพรังสีทางตรง (Direct Digital Radiography; DDR) การสร้างภาพรังสีทางอ้อม (Indirect Digital Radiography; IDR) และระบบคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟี (Computed Radiography; CR) ถูกนำมาใช้งานแทนระบบฟิล์ม-สกรีน (Film-Screen Radiography; FSR) เพราะระบบ DR เพิ่มความสะดวกและรวดเร็วในการสร้างภาพรังสีได้ เนื่องจากไม่มีกระบวนการล้างฟิล์ม นอกจากนี้ตัวรับภาพที่ใช้ในระบบ DR ยังสามารถบันทึกปริมาณรังสีและแปลงเป็นข้อมูลดิจิทัลที่มีค่าอยู่ในช่วงกว้าง (Wide exposure latitude) และสามารถนำข้อมูลนี้มาทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพได้ภายหลัง เช่น ความสว่าง (Brightness) ความแตกต่างของความขาว-ดำ (Contrast) และความคมชัด (Sharpness) ของภาพ แตกต่างจากระบบ FSR ที่ใช้ฟิล์มในการบันทึกปริมาณรังสีและแปลงไปเป็นความขาว-ดำบนฟิล์มที่มีช่วงจำกัด และไม่สามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพได้ หากใช้ปริมาณรังสีที่อยู่นอกช่วงการตอบสนองของฟิล์มในการถ่ายภาพ เช่น ปริมาณรังสีต่ำ หรือ สูงเกินไป (Under or

over exposure) จะทำให้ภาพรังสีขาวหรือดำเกินไปจนไม่สามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคได้

อย่างไรก็ตามในระบบ DR ก็ยังมีข้อจำกัด เช่น สัญญาณรบกวน (Noise) ในภาพจากการใช้ปริมาณรังสีต่ำเกินไป ดังรูปที่ 1 (ก) จนไม่สามารถนำภาพไปใช้ในการวินิจฉัยโรคได้จึงต้องถ่ายภาพเอกซเรย์ซ้ำเช่นกัน ด้วยเหตุนี้อาจทำให้ผู้ใช้ระบบ DR หลีกเลี่ยงการใช้ปริมาณรังสีต่ำในการถ่ายภาพ ในทางกลับกันภาพที่ได้จากการใช้ปริมาณรังสีสูงเกินความจำเป็นประมาณ 5 ถึง 10 เท่า ยังคงนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคได้เมื่อมีการปรับปรุงภาพของภาพภายหลัง⁽¹⁾ ดังรูปที่ 1 (ข) ด้วยเหตุนี้จึงมีความเป็นไปได้ที่จะมีการใช้ปริมาณรังสีสูงในการถ่ายภาพซึ่งส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีมากเกินไป



รูปที่ 1 แสดงภาพเอกซเรย์ที่มีสัญญาณรบกวนสูง (ก) จากการใช้ปริมาณรังสีต่ำเกินไป (75 kVp, 1 mAs) และ (ข) ภาพเอกซเรย์หลังปรับปรุงคุณภาพของภาพเมื่อใช้ปริมาณรังสีสูงเกินไป (75 kVp, 100 mAs)

จากผลการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าปริมาณรังสีที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพรังสีทั่วไปมีแนวโน้มสูงขึ้นในระบบ CR^(1,2,3) เมื่อเปรียบเทียบกับระบบ FSR จึงมีข้อเสนอแนะว่าผู้ผลิตระบบ DR ต่างๆ ควรให้ความรู้และข้อมูลเกี่ยวกับตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี (Exposure indicator) แก่ผู้ใช้งาน และควรมีการติดตามค่านี้อย่างสม่ำเสมอในหน่วยงานที่มีการนำระบบ DR มาใช้^(4,5) เพื่อเป็นข้อมูลสำหรับวิเคราะห์แนวโน้มการใช้ปริมาณรังสีในการถ่ายภาพ และปรับปรุงการใช้ปริมาณรังสีอย่างเหมาะสมกับผู้ป่วย

ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบ FSR และ DR

เนื่องจากหลักการสร้างภาพรังสีที่แตกต่างกันในระบบ FSR และ DR จึงทำให้ตัวบ่งชี้ของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพแตกต่างกันไป ในระบบ FSR ใช้ฟิล์มเป็นตัวรับภาพร่วมกับสกรีนที่ทำหน้าที่ในการดูดกลืนปริมาณรังสีและเปลี่ยน

ให้เป็นแสงก่อนตกกระทบบนฟิล์ม เมื่อนำไปผ่านกระบวนการล้างฟิล์มจึงเกิดความดำปรากฏบนฟิล์ม ซึ่งมีความสัมพันธ์โดยตรงกับปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพ ดังนั้นความดำบนฟิล์มจึงเป็นตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบ FSR เมื่อใช้ปริมาณรังสีไม่เหมาะสมในการถ่ายภาพความขาว-ดำบนฟิล์มจึงแสดงให้เห็นถึงความผิดปกติได้ทันที

ในขณะที่ระบบ DR เริ่มมีการใช้ CR ครั้งแรก โดยมีตัวรับภาพชนิดฟอสฟอรัสเรืองแสง (Photostimulable phosphor image receptor) หรืออิมเมจิงเพลต (Imaging Plate; IP) ที่มีคุณสมบัติในการดูดกลืนปริมาณรังสีไว้ จากนั้นปริมาณรังสีถูกเปลี่ยนให้เป็นแสงโดยการกระตุ้นอิมเมจิงเพลตด้วยแสงในช่วงความยาวคลื่นที่เหมาะสม จากนั้นนำข้อมูลแสงที่ได้มาแปลงเป็นปริมาณทางไฟฟ้าและข้อมูลดิจิทัลก่อนบันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์ ตามลำดับ สำหรับ DDR มีการใช้ตัวรับภาพชนิดอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic image receptor) ที่สามารถเปลี่ยนปริมาณรังสีที่ดูดกลืนไว้เป็นปริมาณทางไฟฟ้าและข้อมูลดิจิทัลโดยตรงก่อนบันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์ ในระบบ DR อาศัยการประมวลผลภาพ (Image processing) และปรับปรุงคุณภาพของภาพ (Image manipulation) ด้วยคอมพิวเตอร์ ในกระบวนการสร้างภาพรังสี ดังนั้นภาพที่แสดงออกมาจึงถูกปรับปรุงโดยอัตโนมัติด้วยโปรแกรมประมวลผลภาพที่มากับระบบ นอกจากนี้ผู้ใช้งานยังสามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพที่แสดงบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้เพิ่มเติม จะเห็นได้ว่าในระบบ DR ตัวรับภาพและส่วนที่แสดงภาพถูกแยกออกจากกัน จึงทำให้ความขาว-ดำในภาพที่ได้จากระบบ DR ไม่สัมพันธ์กับปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพโดยตรงเหมือนระบบ FSR ดังนั้นความขาว-ดำในภาพรังสีที่ได้จากระบบ DR จึงไม่สามารถบ่งชี้ความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพได้เหมือนกับ ความขาว-ดำบนฟิล์ม

การได้มาของตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบ DR

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) และผู้ผลิตระบบ DR ต่าง ๆ ได้ร่วมมือกับ Medical Imaging and Technology Alliance (MITA) และ International Electrotechnical Commission (IEC) จัดทำรายงาน IEC 62494-1⁽⁶⁾ ขึ้นในปี 2008 และ AAPM เองก็ได้จัดทำรายงาน AAPM ฉบับที่ 116⁽¹⁾ ขึ้นในปี 2009 ซึ่งรายงานทั้ง 2 ฉบับได้แสดงถึงแนวคิดและวิธีการได้มาของตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีที่เป็นมาตรฐานสากล (International standard) ได้แก่ ดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสี (Exposure Index, EI) และดัชนี

บ่งชี้การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสี (Deviation Index, DI) สำหรับบทความนี้อ้างอิงจากรายงานของ AAPM ฉบับที่ 116

เนื่องจากภาพรังสีที่ได้จากระบบ DR นั้นเกิดจากการเปลี่ยนข้อมูลของปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพตรวจจับไว้ไปเป็นตัวเลขดิจิทัล (Digital number) หรือค่าพิกเซล (Pixel value) ดังนั้นบนพื้นที่ของตัวรับภาพหนึ่งจึงเปลี่ยนไปเป็นพื้นที่ของค่าพิกเซลหลาย ๆ ค่าที่จัดเก็บอยู่ในระบบคุพิกัด (x, y) ใดๆ บนพื้นที่ภาพ (Matrix) ซึ่งสัมพันธ์กับตำแหน่งของตัวรับภาพ โดยทั่วไปค่าพิกเซลนี้จะถูกจัดเก็บและบันทึกในคอมพิวเตอร์เป็นไฟล์ข้อมูลดิจิทัลที่มีความลึกของบิต (Bit depth) 10 ถึง 12 บิต ดังนั้นในแต่ละตำแหน่ง x, y ใดๆ บนภาพจะมีข้อมูลของค่าพิกเซลได้หลากหลายค่าตั้งแต่ 1,024 ถึง 4,096 ค่าที่ไม่ซ้ำกัน ซึ่งค่าพิกเซลที่ได้นี้มีความสัมพันธ์กับปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพ และแสดงถึงปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับ (Detector dose) แต่ค่านี้ไม่ได้แสดงถึงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ (Patient dose) โดยตรง⁽⁷⁾

ค่าพิกเซลที่ถูกบันทึกไว้ค่าแรกจึงเป็นข้อมูลดิบสำหรับนำไปใช้ในการประมวลผลภาพต่อไป หรือเรียกว่า for-processing pixel value⁽¹⁾ เมื่อต้องการสร้างภาพรังสีที่มีคุณลักษณะเหมาะสมสำหรับการนำไปใช้ จึงนำ for-processing pixel value ในพื้นที่ที่สนใจ (Region of Interest; ROI) มาทำการประมวลผลภาพ โดยการคำนวณค่าใหม่ด้วยอัลกอริทึมต่าง ๆ ในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อวัตถุประสงค์ที่ต่างกัน เช่น การลดสัญญาณรบกวน (Noise reduction) การเพิ่มความคมชัด และการเพิ่มความแตกต่างของความขาว-ดำในภาพ เป็นต้น จากนั้นจึงมีการแทนค่าพิกเซลใหม่ที่ได้ หรือเรียกว่า for-processing image value⁽¹⁾ ไปเป็นระดับของเฉดสีเทา (Grayscale transformation) ในภาพรังสีเพื่อแสดงบนหน้าจอแสดงผลของระบบ DR ดังนั้น for-processing image value ที่สามารถวัดได้จากหน้าจอแสดงผลจึงมีค่าแตกต่างจาก for-processing pixel value

รายงานของ AAPM ฉบับที่ 116 อธิบายความสัมพันธ์ของ for-processing pixel value และปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพไว้ดังสมการที่ 1⁽¹⁾

$$Q_k = 1000 \cdot \log_{10} \left(\frac{K_{STD}}{K_0} \right) \quad (1)$$

เมื่อ Q_k คือ for-processing pixel value

K_{STD} คือ ค่าปริมาณรังสี ลักษณะ Incident air kerma ที่ตัวรับภาพได้รับในหน่วย ไมโครเกรย์ (microgray,

μGy) ซึ่งได้มาจากการถ่ายภาพด้วยลำรังสีมาตรฐาน (Standardized radiation exposure, STD)

K_0 คือ ค่าปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับเท่ากับ 0.001 μGy ซึ่งได้มาจากการถ่ายภาพด้วยลำรังสีมาตรฐาน

โดยลำรังสีมาตรฐาน คือ ลำรังสีที่แนะนำให้ใช้ในทางคลินิกสำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไป ที่มีค่าความหนาครึ่งค่า (Half Value Layer, HVL) เท่ากับ 6.8 มิลลิเมตรอลูมิเนียม (millimeter of aluminum, mmAl) โดยใช้ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ในช่วง 66 ถึง 74 กิโลโวลต์ (kilovolt, kV) ร่วมกับตัวกรองความหนา 0.5 มิลลิเมตรทองแดง (millimeter of copper, mmCu) และ 0 ถึง 4 มิลลิเมตรอลูมิเนียม

การคำนวณค่าดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสี (Exposure Index, EI)

EI คือ ค่าบ่งชี้ปริมาณรังสีในพื้นที่ที่สนใจบนตัวรับภาพ จากที่กล่าวมาข้างต้นคือ for-processing pixel value ในพื้นที่ที่สนใจ ค่า EI นี้ถูกคำนวณโดยมีวัตถุประสงค์เพื่อแสดงถึงความไว (Sensitivity) และความไวสัมพัทธ์ (Relative speed) ของตัวรับภาพและระบบสร้างภาพต่อปริมาณรังสี⁽⁷⁾ และแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพมีความเหมาะสมหรือไม่ เพื่อเป็นข้อมูลย้อนกลับให้ผู้ใช้งานระบบ DR นำมาปรับปรุงการเลือกค่าเทคนิคสำหรับถ่ายภาพให้เหมาะสมได้ในอนาคต

สำหรับวิธีการได้มาของ EI แตกต่างกันไปในแต่ละผู้ผลิต เช่น ผลิตภัณฑ์ของ Carestream Health ค่า EI มีชื่อว่า exposure index (EI) คำนวณได้จากสมการที่ 2⁽¹⁾

$$EI = [1000 \cdot \log_{10}(E_{mR})] + C \quad (2)$$

เมื่อ EI คือ ค่าเฉลี่ย (Average) ของ for-processing pixel value ที่อยู่ในพื้นที่ที่กำหนด คือ บริเวณของอวัยวะที่ทำการถ่ายภาพ ซึ่งถูกคำนวณโดยใช้อัลกอริทึมของผู้ผลิต

E_{mR} คือ ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับในหน่วยมิลลิเรนต์เก็น (milliroentgen, mR)

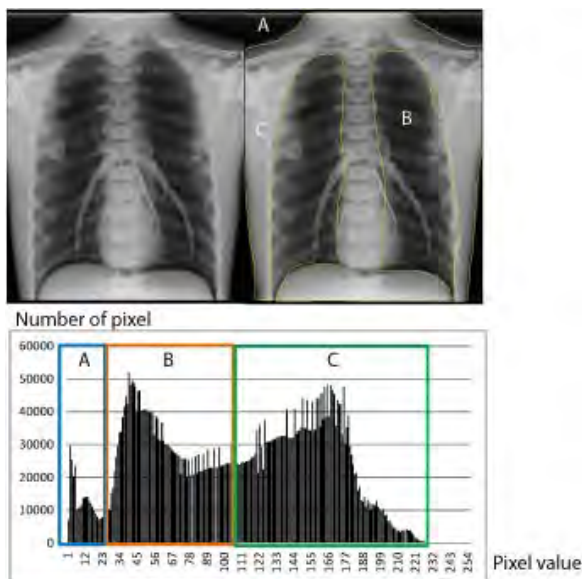
C คือ ค่าคงที่เฉพาะคุณลักษณะลำรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพซึ่งผู้ผลิตได้กำหนดไว้ โดยมีค่าเท่ากับ 2000 เมื่อใช้ลำรังสีมาตรฐานในการถ่ายภาพ คือ ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ เท่ากับ 80 kV ร่วมกับตัวกรอง 1.0 มิลลิเมตรอลูมิเนียม และ 0.5 มิลลิเมตรทองแดง

สำหรับผลิตภัณฑ์ของ Fuji ค่า EI มีชื่อว่า S value (S) คำนวณได้จากสมการที่ 3⁽¹⁾

$$S = \frac{200}{E_{mR}} \quad (3)$$

เมื่อ S คือ ค่าพิคเซลที่มีประโยชน์สำหรับการสร้างภาพ ได้แก่ ค่าพิคเซลที่อยู่เฉพาะภายในพื้นที่ลำรังสี (Collimation) ข้อมูลดังกล่าวได้จากการวิเคราะห์กราฟฮิสโตแกรม (Histogram) โดยอัลกอริทึมของผู้ผลิต ดังรูปที่ 2

E_{mR} คือ ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับในหน่วย mR ซึ่งได้มาจากการใช้ลำรังสีมาตรฐานในการถ่ายภาพ โดยใช้ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ เท่ากับ 80 kV ร่วมกับการกรองรังสีทั้งหมด (Total filtration) เท่ากับ 3.0 มิลลิเมตรอลูมิเนียม



รูปที่ 2 แสดงวิธีการประเมินค่าพิคเซลที่มีประโยชน์สำหรับการสร้างภาพ โดยการวิเคราะห์กราฟฮิสโตแกรม, A = ค่าพิคเซลของพื้นที่ว่างที่อยู่ในบริเวณพื้นที่เปิดลำรังสี, B = ค่าพิคเซลของอวัยวะที่อยู่ในบริเวณพื้นที่เปิดลำรังสี (ช่วงของค่าพิคเซลที่มีสีดำ), C = ค่าพิคเซลของอวัยวะที่อยู่ในบริเวณพื้นที่เปิดลำรังสี (ช่วงของค่าพิคเซลที่มีสีขาว)

ปัจจุบันมีผู้ผลิตระบบ DR มากขึ้นทำให้การได้มาของ EI มีความหลากหลายมากขึ้นตามไปด้วย ทั้งสมการคำนวณ ลำรังสีมาตรฐานที่ใช้สอบเทียบ รวมทั้งความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีและค่า EI โดยมีทั้งความสัมพันธ์แบบเชิงเส้น (Linear) และแบบลอการิทึม (Logarithm) ดังแสดงในตารางที่ 1 จากตัวอย่างข้างต้นแสดงให้เห็นว่าวิธีการได้มาของ EI ทำให้ค่าที่ได้มีความแตกต่างกันมาก แม้ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพตรวจจับไว้

จะเท่ากัน เช่น ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพ เท่ากับ 1 mR ค่า S ในผู้ผลิต Fujifilm เท่ากับ 200 ในขณะที่ ค่า EI ในผู้ผลิต Carestream Health เท่ากับ 2000 ดังนั้นการประเมินความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพโดยใช้ EI นี้จึงต้องอ้างอิงกับค่าที่ผู้ผลิตแนะนำไว้ ดังแสดงตัวอย่างในตารางที่ 2 จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่า EI มีข้อจำกัดในการใช้งานและบางครั้งอาจทำให้ผู้ใช้เกิดความสับสนเมื่อระบบ DR ที่ใช้ในหน่วยงานมาจากผู้ผลิตที่แตกต่างกัน⁽⁷⁾ ปัจจุบันจึงได้มีการนำค่า DI มาใช้มากขึ้น

การคำนวณค่าดัชนีบ่งชี้การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสี (Deviation Index, DI)

ค่า DI ถูกพัฒนาขึ้นเนื่องจากข้อจำกัดของ EI ที่มีความแตกต่างกันมากในผู้ผลิต เพื่อให้ผู้ใช้สามารถประเมินความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพได้ง่ายขึ้น โดย DI เป็นค่าที่แสดงถึงความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพจริงกับปริมาณรังสีที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพตามที่ผู้ผลิตหรือผู้ใช้งานกำหนดไว้ ซึ่งในรายงานของ AAPM ฉบับที่ 116 ได้อธิบายการได้มาของค่า DI ดังสมการที่ 4⁽¹⁾

$$DI = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{K_{IND}}{K_{TGT(b,v)}} \right) \quad (4)$$

เมื่อ DI คือ ค่าดัชนีบ่งชี้การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสี, K_{IND} คือ ค่าปริมาณรังสี (Incident air kerma) ที่ตัวรับภาพได้รับในหน่วย μGy ในพื้นที่ที่สนใจซึ่งถ่ายด้วยลำรังสีมาตรฐานที่ผู้ผลิตกำหนด, $K_{TGT(b,v)}$ คือ ค่าปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับซึ่งเหมาะสมสำหรับนำไปสร้างภาพที่มีความแตกต่างของความขาว-ดำ และสัญญาณรบกวนในระดับที่ยอมรับสำหรับการวินิจฉัยโรค โดยค่านี้แยกเป็นการตรวจแต่ละส่วนของร่างกาย และทิศทางของลำรังสีที่ใช้ถ่ายภาพตามท่าต่างๆ ซึ่งอาจถูกประเมินและบันทึกไว้ในระบบโดยผู้ผลิต หรือผู้ใช้งาน⁽⁸⁾ เมื่อผู้ใช้งานเลือกการตรวจจากระบบค่านี้จะถูกนำมาใช้คำนวณโดยอัตโนมัติ

โดยค่า $K_{TGT(b,v)}$ นั้นมีความแตกต่างกันตามคุณลักษณะของภาพรังสีที่ต้องการนำไปใช้ และอัลกอริทึมในการประมวลผลภาพของระบบ DR ดังนั้นการคำนวณค่า DI จะถูกต้องเมื่อผู้ใช้งานเลือกการตรวจตรงกับประเภทของการตรวจ ชนิดของอวัยวะ และทิศทางของลำรังสีที่ใช้ถ่ายจริง

ตารางที่ 1 แสดงความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีและดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสี⁽⁷⁾

ปริมาณรังสีที่ตัวรับ ภาพ (μGy)	ดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสีของผู้ผลิต					
	Carestream Health (EI)	Agfa (lgM) speed class 200	Agfa (lgM) speed class 400	Philips (EI)	Fuji (S) Konica (S)	Siemens (EXI)
1.25	1100	1.3	1.6	800	1600	125
2.5	1400	1.6	1.9	400	800	250
5	1700	1.9	2.2	200	400	500
10	2000	2.2	2.5	100	200	1000
20	2300	2.5	2.8	50	100	2000
สมการ						
ความสัมพันธ์	$2E = EI + 300$	$2E = \lg M + 0.3$		$2E \propto 2EI$	$2E \propto 2S$	$2E = 2EXI$
ลักษณะ ความสัมพันธ์	แปรผันตรงกับ	แปรผันตรงกับปริมาณรังสี		แปรผกผันกับ	แปรผกผันกับ	แปรผันตรงกับ
	ปริมาณรังสี			ปริมาณรังสี	ปริมาณรังสี	ปริมาณรังสี
		แบบลอการิทึม			แบบเชิงเส้น	

*หมายเหตุ EI = Exposure Index, lgM = log of Mean, S = Sensitivity number, EXI = Exposure Index, E = Incident air kerma

ตารางที่ 2 แสดงค่าดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสีในช่วงที่ผู้ผลิตแนะนำสำหรับการถ่ายภาพทางรังสีทั่วไป⁽⁹⁾

บริษัทผู้ผลิต	ชื่อเฉพาะ (สัญลักษณ์)	ค่าตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี (EI)			
		ปริมาณรังสี เหมาะสม	ปริมาณรังสีต่ำ เกินไป	ปริมาณรังสีสูง เกินไป	ปริมาณรังสีไม่เหมาะสมควรถ่ายภาพ รังสีซ้ำหากจำเป็น
Fujifilm	S	150-300	>300	< 150	>1000 หรือ < 50
Agfa	lgM	2.05-2.35	<2.05	>2.35	>2.95 หรือ <1.45
Carestream Health	EI	1850-2150	<1850	>2150	>2750 หรือ <1250

ค่า DI ที่ได้จากสมการข้างต้นเป็นค่าของจำนวนเต็มบวกและลบ โดยค่า DI เท่ากับ 0.0 หมายถึง ค่าเทคนิคที่ใช้ให้ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพเท่ากับปริมาณรังสีที่ผู้ผลิตแนะนำหรือผู้ใช้งานกำหนดไว้ หากค่า DI มีการเปลี่ยนแปลงไปจากค่า 0.0 แสดงว่า ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพต่างไปจากค่าที่ผู้ผลิตแนะนำหรือผู้ใช้งานกำหนดไว้ เช่น DI เท่ากับ +1.0 แสดงถึงการให้ปริมาณรังสีมากกว่า 26 เปอร์เซ็นต์ และ -1.0 แสดงถึงการให้

ปริมาณรังสีน้อยกว่า 20 เปอร์เซ็นต์⁽⁹⁾ โดยรายงานของ AAPM ฉบับที่ 116 แนะนำว่าค่า DI ควรอยู่ในช่วง +0.5 ถึง -0.5 ซึ่งแสดงถึงการให้ปริมาณรังสีในการถ่ายภาพอย่างเหมาะสม อย่างไรก็ตามค่า DI ที่อยู่ในช่วง +3.0 ถึง -3.0 ยังเป็นค่าที่ยอมรับได้ สำหรับค่า DI ที่อยู่นอกช่วงดังกล่าว (น้อยกว่า -3.0 หรือ มากกว่า +3.0) อาจจะต้องมีการพิจารณาคุณภาพของภาพร่วมกับรังสีแพทย์ และถ่ายภาพเอกซเรย์ซ้ำหากมีความ

จำเป็น รวมทั้งแนะนำให้มีการปรับเปลี่ยนค่าเทคนิคให้มีความเหมาะสม⁽¹⁾ ดังแสดงในตารางที่ 3

ในปัจจุบันบางผู้ผลิตมีการนำเฉลี่ยมาใช้แทนการแสดงค่า DI เป็นตัวเลขหรือใช้ร่วมกันทั้งตัวเลขและสี เพื่อให้ผู้ใช้งานเข้าใจได้ง่ายขึ้น เช่น สีแดง แสดงให้เห็นว่าค่า DI อยู่นอกช่วงที่แนะนำ และสีเขียว แสดงให้เห็นว่าค่า DI อยู่ในช่วงที่แนะนำ เป็นต้น

ปัจจัยที่มีผลกับตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบ DR

ปัจจัยที่มีผลต่อค่า EI และ DI ของระบบ DR มีหลายปัจจัย ได้แก่

1) การกำหนดพื้นที่ที่สนใจหรือช่วงของข้อมูล (รวมถึงอัลกอริทึม) ที่นำมาใช้คำนวณมีผลต่อ EI⁽¹⁰⁾ เนื่องจากข้อมูลที่ได้มาอาจจะมีความต่างกัน เช่น ในภาพถ่ายรังสีภาพเดียวกันบางผู้ผลิตประเมินจากกึ่งกลางภาพออกไป 25 เปอร์เซ็นต์ แต่บางผู้ผลิตประเมินจากพื้นที่ที่เปิดลำรังสีทั้งหมด ซึ่งพื้นที่ที่ได้จากทั้ง 2 วิธีการอาจไม่เท่ากัน

ตารางที่ 3 แสดงค่าดัชนีบ่งชี้การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสี ในช่วงที่แนะนำสำหรับการถ่ายภาพทางรังสีทั่วไป⁽¹⁾

Deviation Index (DI)	ความหมาย	ปริมาณรังสีที่ใช้จริงต่างจากค่าที่แนะนำ (เปอร์เซ็นต์)	คำแนะนำการปฏิบัติ
> +3.0	ปริมาณรังสีมากกว่าที่ยอมรับได้	> 100	- ถ่ายภาพรังสีซ้ำเมื่อมีความจำเป็น เช่น ข้อมูลของอวัยวะสำคัญในภาพหายไป หรือไม่สามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพได้ - จำเป็นต้องปรับปรุงแก้ไขเทคนิคการถ่ายภาพรังสีพื้นที่เทคนิคที่ใช้ทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพแต่ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีมากเกินไป
> +1.0	ปริมาณรังสีมากเกินไป	> 26	เทคนิคที่ใช้ทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพแต่ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีมากเกินไป
-0.5 ถึง +0.5	ปริมาณรังสีเหมาะสม	-	เทคนิคที่ใช้ทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพและผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเท่าที่จำเป็น
< -1.0	ปริมาณรังสีน้อยเกินไป	> 20	ควรปรึกษารังสีแพทย์เกี่ยวกับคุณภาพของภาพที่ได้ เพื่อพิจารณาความจำเป็นในการถ่ายภาพรังสีซ้ำ
< -3.0	ปริมาณรังสีน้อยกว่าที่ยอมรับ	> 50	ถ่ายภาพรังสีซ้ำ

2) วิธีการหาค่าพิชเชลตัวแทนในพื้นที่ที่สนใจเพื่อนำไปคำนวณค่า EI มีผลต่อค่า EI เพราะค่าที่ได้มาจากวิธีที่ต่างกันสามารถหาได้จากค่าสถิติที่ต่างกัน ซึ่งผู้ผลิตอาจจะใช้วิธีการหาค่าเฉลี่ย ค่ามัธยฐาน ค่าฐานนิยม (Mode value) หรือวิธีอื่นในรายงาน AAPM ฉบับที่ 116 แนะนำว่าควรใช้ค่า Median เพราะเป็นค่าที่มีผลกระทบน้อย เมื่อข้อมูลที่ใช้วิเคราะห์ มีการกระจายแบบไม่ปกติในข้อมูล¹ จากรายงาน IEC 62494-1 แนะนำให้ใช้ค่า Mean Median และ Mode หรือ ค่าทางสถิติอื่น ที่สามารถบ่งชี้ถึงแนวโน้มของข้อมูลส่วนใหญ่ในพื้นที่ที่สนใจ⁽⁶⁾

3) คุณลักษณะของลำรังสีมีผลต่อค่า EI^(1,7,10) เนื่องจากตัวรับภาพจะดูดกลืนปริมาณรังสีแตกต่างกันตามค่าพลังงานของโฟตอน (Photon energy) ที่ตกกระทบซึ่งสัมพันธ์กับค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า และการกรองรังสีที่ใช้ ดังนั้นผู้ผลิตจะกำหนดค่าคงที่เฉพาะไว้คำนวณค่า EI ตามคุณลักษณะของลำรังสีที่ใช้สอบเทียบ⁽⁶⁾ ดังนั้น ค่า EI ที่ได้จากการคำนวณจะไม่เท่ากันหากลำรังสีมีคุณลักษณะที่ต่างกัน แม้ว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพจะเท่ากัน

4) การเปิดลำรังสี (Collimation) ส่งผลต่อความถูกต้องของการคำนวณค่า EI^(4,9,10,11) อ้างอิงจากการศึกษาในหุ่นจำลองของ Baker⁽¹¹⁾ ซึ่งใช้ระบบ CR ผู้ผลิต Fujifilm ทำการทดลอง

โดยเปิดลำรังสีกว้างกว่าปกติที่ใช้ในการถ่ายภาพเอกซเรย์กระดูกข้อมือ พบว่าทำให้ค่า S ที่คำนวณได้ต่ำกว่าปกติ เนื่องจากระบบนำค่าฟิสิกส์ที่อยู่ในบริเวณที่ได้รับปริมาณรังสีสูงคือบริเวณที่เปิดลำรังสีกว้างออกไปจากบริเวณของอวัยวะที่ต้องการถ่ายภาพมาคำนวณค่า S ด้วย ในกรณีนี้ทำให้ได้ค่า S ต่ำ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพนั้นสูงเกินไป แต่ในความเป็นจริงการถ่ายภาพรังสีนี้ใช้ปริมาณรังสีต่ำกว่าที่กำหนด

5) การมีสิ่งแปลกปลอมหรือวัสดุที่บดบังรังสีในบริเวณที่สร้างภาพ เช่น โลหะที่อยู่ในร่างกาย เนื่องจากการรักษาโรค อุปกรณ์ป้องกันรังสี เช่น แผ่นตะกั่วป้องกันรังสีบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์ (Gonadal shielding) อาจส่งผลทำให้การคำนวณค่า EI ผิดพลาดเนื่องจากในบริเวณที่มีสิ่งแปลกปลอมหรือวัสดุที่บดบังรังสีจะมีปริมาณรังสีไปตกกระทบที่ตัวรับภาพต่ำกว่าปกติ ดังนั้นค่า EI ที่คำนวณได้จึงเปลี่ยนแปลงไปจากค่าปกติที่ถ่ายโดยไม่มีสิ่งแปลกปลอมหรือวัสดุที่บดบังรังสี และอาจแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีในการถ่ายภาพไม่เหมาะสมได้ ทั้งนี้ควรตรวจสอบว่าสิ่งแปลกปลอมนั้นมีผลกระทบต่อความถูกต้องในการคำนวณค่า EI ของระบบที่ใช้หรือไม่

6) การจัดท่าอวัยวะไม่อยู่ในตำแหน่งกึ่งกลางตัวรับภาพ อาจส่งผลกับการคำนวณค่า EI ในผู้ผลิตบางรายที่ใช้วิธีการแบ่งส่วนข้อมูลภาพโดยการกำหนดระยะจากจุดกึ่งกลางภาพ เมื่อบริเวณที่ใช้คำนวณและบริเวณของอวัยวะที่ทำการถ่ายภาพไม่ใช่พื้นที่เดียวกัน อาจทำให้ค่า EI ที่คำนวณได้สูงหรือต่ำกว่าปกติจึงไม่สามารถบ่งชี้ความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพได้เช่นเดียวกัน

7) การทิ้งแผ่นอิมเมจฟอสฟอโรสไว้เป็นเวลานานก่อนนำมาเข้าเครื่องอ่านในระบบ CR ส่งผลทำให้ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพดูดกลืนไว้ลดลง เนื่องจากปรากฏการณ์เรืองแสงตามธรรมชาติของฟอสฟอโรส (Phosphorescence) ที่เป็นโครงสร้างของอิมเมจฟอสฟอโรส⁽¹⁾ ผลจากการลดลงของปริมาณรังสีนี้อาจทำให้การคำนวณค่า EI ผิดพลาดได้ และคุณภาพของภาพอาจลดลงด้วยเช่นกัน ซึ่งจะมีผลกระทบกับการถ่ายภาพที่ใช้ปริมาณรังสีต่ำ เช่น การถ่ายภาพเอกซเรย์กระดูกข้อมือ มากกว่าการถ่ายภาพที่ใช้ปริมาณรังสีสูง เช่น การถ่ายภาพเอกซเรย์ช่องท้อง ดังนั้นจึงควรนำแผ่นอิมเมจฟอสฟอโรสมาอ่านข้อมูลทันทีภายหลังการถ่ายภาพเอกซเรย์ สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ที่ไม่ได้นำอิมเมจฟอสฟอโรสมาอ่านข้อมูลทันที เช่น การเอกซเรย์เคลื่อนที่บนหอผู้ป่วย อาจต้องปรับตั้งค่าเทคนิคเพื่อชดเชยการลดลงของปริมาณรังสีจากปรากฏการณ์^(5,7)

8) ปัจจัยอื่นที่มีผลต่อค่า EI และ DI นอกจากที่กล่าวมาแล้ว ได้แก่ ความรู้และทักษะของผู้ใช้งาน ตัวอย่างเช่น ผู้ใช้งานทำการถ่ายภาพเอกซเรย์เคลื่อนที่ของปอด (Portable chest) แต่เลือกการประมวลผลภาพของปอดในท่ามาตรฐาน (PA chest) เพราะคุณภาพของภาพหลังการประมวลผลอาจดีกว่า กรณีนี้ค่า KTGT (b, v) ที่ใช้คำนวณ DI อาจมีความแตกต่างกันเนื่องจากการถ่ายภาพเอกซเรย์เคลื่อนที่ส่วนใหญ่ไม่ใช่กริด จึงทำให้ค่า DI ที่ได้ไม่ถูกต้อง อ้างอิงจากการสำรวจข้อมูลด้านความรู้เกี่ยวกับคุณภาพของภาพเอกซเรย์และปริมาณรังสีที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ผู้ป่วยเด็กด้วยระบบ DR ของนักรังสีเทคนิคในสหรัฐอเมริกา⁽¹²⁾ พบว่านักรังสีเทคนิคจำเป็นต้องได้รับการเรียนรู้และฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสีด้วยระบบ DR เพิ่มเติม นอกจากนี้ยังพบว่าการบันทึกค่าเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพเอกซเรย์เคลื่อนที่บนหอผู้ป่วยหนักและค่า EI ของผู้ป่วยแต่ละคนไว้ใช้สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ครั้งต่อไปช่วยลดการใช้ปริมาณรังสีเกินความจำเป็นสำหรับสร้างภาพได้⁽²⁾

สรุป

ในปัจจุบันความรู้ ความเข้าใจ และการศึกษาเกี่ยวกับปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพรังสีระบบ DR นับเป็นสิ่งสำคัญ เนื่องจากค่าเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีไม่ได้เป็นตัวกำหนดคุณภาพของภาพที่ได้เพียงอย่างเดียวแต่ยังขึ้นอยู่กับโปรแกรมประมวลผลและการปรับปรุงคุณภาพของภาพที่มาพร้อมกับระบบอีกด้วย แนวปฏิบัติที่จำเป็นต้องคงไว้ในระบบ DR เช่นเดียวกับระบบ FSR คือ คุณภาพของภาพที่ได้ต้องเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรคขณะที่ใช้ปริมาณรังสีเท่าที่จำเป็นในการถ่ายภาพ ซึ่ง EI และ DI เป็นค่าที่มีประโยชน์สำหรับใช้เป็นตัวบ่งชี้ความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไป เมื่อค่าเหล่านี้ได้มาอย่างถูกต้องและมีเกณฑ์ที่เหมาะสมให้สำหรับผู้ใช้งาน นอกจากนี้ค่า EI และ DI ยังมีประโยชน์ในการทำประกันคุณภาพงานรังสีวิทยา โดยนำมาใช้เป็นข้อมูลย้อนกลับเพื่อวิเคราะห์แนวโน้มของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพและหาแนวทางในการพัฒนางานทางรังสี เช่น การประเมินค่าเทคนิคที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพรังสีผู้ใหญ่และเด็ก รวมทั้งการจัดทำตารางค่าเทคนิค (Exposure chart) สำหรับหน่วยงาน ซึ่งยังคงเป็นสิ่งจำเป็นเมื่อมีการนำระบบ DR มาใช้งาน

เอกสารอ้างอิง

1. Shepard SJ, Wang J, Flynn M, et al. An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (Executive Summary). Medical Physics 2009;36(7):2898-2914.
2. Gibson DJ, Davidson RA. Exposure creep in computed radiography: a longitudinal study. Acad Radiol 2012;19(4):458-462.
3. Mothiram U, Brennan PC, Lewis SJ, Moran B, Robinson J. Digital radiography exposure indices: A review. Journal of medical radiation sciences 2014;61(2):112-8.
4. Herrmann TL, Fauber TL, Gill J, et al. Best practices in digital radiography. Radiologic Technology 2012 ;84(1):83-9.
5. Andriole KP, Ruckdeschel TG, Flynn MJ, et al. ACR–AAPM–SIIIM Practice Guideline for Digital Radiography. Journal of Digital Imaging 2013;1:1-2.
6. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment – Exposure index of digital X-ray imaging systems- Part 1: Definitions and requirements for general radiography. IEC, Geneva, Switzerland, 2008 International standard 62494-1.
7. Seibert JA, Morin RL. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. Pediatric Radiology 2011;41(5):573-581.
8. Cohen MD, Cooper ML, Piersall K, Apgar BK. Quality assurance: using the exposure index and the deviation index to monitor radiation exposure for portable chest radiographs in neonates. Pediatr Radiol 2011;601-592:(5)41
9. Moore QT, Don S, Goske MJ, et al. Image gently: using exposure indicators to improve pediatric digital radiography. Radiologic Technology 2012;84(1):93-99.
10. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. Eur J Radiol 2009; 72: 202–208
11. Baker MA. Investigation into factors influencing Fuji S-value using an extremity phantom. Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences 2012;43(1):34-37.
12. Morrison G, John SD, Goske MJ, et al. Pediatric digital radiography education for radiologic technologists: Current state. Pediatr Radiol 2011; 41: 602–601
13. American Association of Physicists in Medicine. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems, AAPM Report No.93. Maryland: AAPM; 2006.

การประเมินคุณภาพของภาพจากการใช้ขดลวดวิทยุ 3 ชนิด: การศึกษาด้วยหุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ

Evaluation of image quality from three radiofrequency coils: ACR-MRI phantom study

พันธุ์ศักดิ์ สิมูล • วุฒิสักดิ์ บุญผ่องเสถียร • เสาวนิตย์ ธรรมกุล • ศรัณยา จารุชัยนิวัฒน์ • เพชรกร หาญพานิชย์*

ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

*Correspondence to: pethan@kku.ac.th

Thai J Rad Tech 2018;43(1): 29-35

บทคัดย่อ

หลักการและวัตถุประสงค์: การตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ ต้องใช้ขดลวดวิทยุสำหรับรับส่งสัญญาณข้อมูลเพื่อประมวลผลและสร้างภาพ มีการใช้ขดลวดวิทยุหลายชนิดสำหรับการตรวจอวัยวะ เช่น ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว และ ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า วัตถุประสงค์การศึกษานี้ เพื่อประเมินคุณภาพของภาพจากขดลวด 3 ชนิด กับเกณฑ์มาตรฐานกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข

วิธีการศึกษา: เก็บภาพ T1 weighted ของหุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ ด้วยขดลวดวิทยุ 3 ชนิด ตามคู่มือข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ทำการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอแปดรายการของเอซีอาร์ เพื่อประเมินคุณภาพของภาพ ในการทดลองนี้ทำการเก็บข้อมูลในช่วงเดือน พฤษภาคม ถึง ตุลาคม พ.ศ. 2559

ผลการศึกษา: ผลการศึกษา พบว่าคุณภาพของภาพจากการใช้ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ผ่าน 8 หัวข้อของการทดสอบ ขณะที่ภาพจากการใช้ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัวและขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า ผ่าน 6 และ 5 จาก 8 รายการของการทดสอบ ตามลำดับสำหรับเกณฑ์มาตรฐานของขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ

สรุป: ขดลวดวิทยุต่างชนิดได้ใช้ในการตรวจในระบบสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ ทุกขดลวดวิทยุได้ออกแบบให้มีจุดเด่นและจุดด้อยที่วัตถุประสงค์ที่หลากหลาย หุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ ถูกออกแบบให้ใช้ร่วมกับขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ในการศึกษาพบว่า วิธีการทดสอบเอซีอาร์สามารถประยุกต์ใช้ประเมินคุณภาพของภาพกับขดลวดวิทยุอื่นๆได้ แต่ไม่สามารถใช้ในทุกหัวข้อการตรวจ การประเมินคุณภาพนี้สามารถใช้ในการเฝ้าระวังประจำ เพื่อการตรวจหาการเปลี่ยนแปลงของคุณภาพภาพเอ็มอาร์ไอ ก่อนที่จะไปมีผลกระทบต่อภาพทางคลินิก

คำสำคัญ:

Abstract

Background and Objective: Diagnosis from Magnetic Resonance Imaging (MRI) requires radiofrequency coils to transmit and receive data signals for processing and reconstructing on MR image. There are many radiofrequency (RF) coils used for different organs such as head coil, body coil, and anterior surface coil. The objective of this study was to evaluate the qualities of images using three different radiofrequency coils following to the standard quality control provided by Department of Medical Sciences, Ministry of Public Health.

Methods: The ACR phantom was acquired T1 weighted image by using three RF coils following the scanning instructions of Department of Medical Sciences, Ministry of Public Health. Eight MRI system performances

were tested to estimate the image quality. In this study, the data collection was performed during May to October 2016.

Results: The results showed that the quality of image using head coil passed all eight system performance evaluations. While the image quality from body coil and anterior surface coil passed 6 and 5 of 8 tests of ACR criteria in head coil, respectively.

Conclusion: Different types of RF coils are used in MRI systems. Each of RF coil has advantages and disadvantages for various purposes. The ACR MRI phantom is designed to use with a head coil. This study found the ACR tested method can be applied to evaluate the image quality of other RF coils, but not every parameter. The evaluation of image quality can be used as a regular monitoring which provides the detection of changes in performance of the MR images before they can adversely affect clinical images.

Keyword: Magnetic Resonance Image, Radiofrequency coil, ACR MRI phantom

บทนำ

ในปัจจุบันการตรวจวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ด้วยเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ (Magnetic resonance imaging; MRI) ได้รับความนิยมอย่างแพร่หลาย เนื่องจากเป็นเครื่องมือที่ทันสมัย สามารถสร้างและแสดงภาพได้หลายระนาบ หลายมิติ ช่วยทำให้เห็นภาพความผิดปกติของอวัยวะที่ต้องการตรวจได้เป็นอย่างดี มีความปลอดภัยสูง ไม่มีรังสีที่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย^(1, 2) ระหว่างการตรวจวินิจฉัยจะใช้ขดลวดวิทยุ (radiofrequency coils) วางรอบหรือใกล้ชิดกับอวัยวะของผู้ป่วย เพื่อทำหน้าที่รับหรือส่งสัญญาณสำหรับการประมวลผลและสร้างภาพ เช่น การตรวจสมอง จะใช้ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ (head coil) การตรวจลำตัว ช่องท้อง จะใช้ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว (body coil) การตรวจตับ จะใช้ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า (anterior surface coil) ร่วมกับขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหลัง (posterior surface coil) การตรวจเต้านม จะใช้ขดลวดสำหรับตรวจเต้านม (breast coil) เป็นต้น จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่ามีขดลวดวิทยุที่รับส่งสัญญาณที่ใช้งานหลายชนิดด้วยกัน ซึ่งผู้ปฏิบัติงานจะเลือกใช้ให้สอดคล้องกับอวัยวะที่ทำการตรวจ^(3,4)

เครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอที่มีการใช้งานบ่อยครั้ง จำเป็นต้องมีการดูแลบำรุงรักษา รวมถึงการประเมิน ตรวจสอบ และ ควบคุมคุณภาพการทำงานของเครื่องอย่างสม่ำเสมอ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ประเทศไทย ได้จัดทำคู่มือข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ เพื่อเป็นแนวทางให้ผู้ใช้งานเครื่องสามารถตรวจสอบและควบคุมคุณภาพ⁽⁵⁻⁸⁾ ตามมาตรฐานการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอของราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (The American College of Radiology;

ACR) คู่มือดังกล่าว ได้กำหนดการตรวจสอบ และควบคุมคุณภาพด้วยการใช้หุ่นจำลองเอซีอาร์ (ACR phantom) ร่วมกับการใช้ขดลวดวิทยุ สำหรับการตรวจศีรษะเพียงชนิดเดียวเท่านั้น

แต่ในการปฏิบัติงานทางคลินิกการตรวจวินิจฉัย มีการใช้ขดลวดวิทยุหลายชนิดด้วยกัน ดังนั้นผู้ปฏิบัติงานมีความประสงค์จะตรวจสอบคุณภาพของขดลวดวิทยุ 3 ชนิด ที่ใช้งานบ่อย คือ 1) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ 2) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว และ 3) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า โดยทำการประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข เพื่อนำข้อมูลที่ได้มาประเมินคุณภาพของภาพที่ได้จากการใช้งานของขดลวดต่างชนิด แสดงความแตกต่างของภาพที่ใช้ขดลวดต่างชนิด และนำเสนอการพัฒนาคุณภาพการทำงานประจำในรูปแบบการวิจัย

วิธีการดำเนินการวิจัย

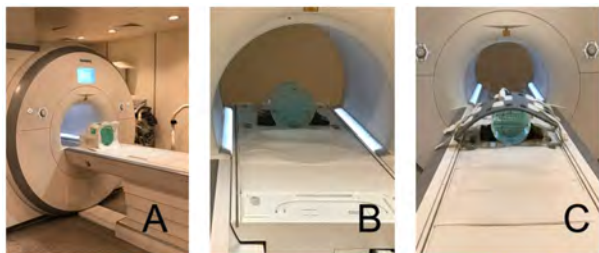
หุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ

หุ่นจำลองที่มีลักษณะเป็นทรงกระบอก ทำจากพลาสติกอะคริลิกสี่ที่ปิดหัวท้ายทั้งสองด้าน มีความยาว 148 เซนติเมตร เส้นผ่านศูนย์กลาง 190 เซนติเมตร ภายในบรรจุสารละลาย นิกเกิลคลอไรด์ 10 มิลลิโมล (Nickel chloride 10 mM) และ โซเดียมคลอไรด์ 75 มิลลิโมล (Sodium chloride 75 mM)

การสร้างภาพสำหรับประเมินคุณภาพ

จัดวางหุ่นจำลองให้อยู่ในแนวระดับขนานและอยู่กึ่งกลางของขดลวดวิทยุ ต่อเชื่อมสายสัญญาณขดลวดวิทยุเข้ากับเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ บริษัทซีเมนส์ (Siemens) รุ่น Aera ความ

แรงแสมแม่เหล็ก 1.5 เทสลา (tesla) โดยใช้ขดลวดวิทยุ 3 ชนิด เริ่มทำการตรวจสอบจาก ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว และขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า ตามลำดับ (ดังรูปที่ 1) ทำการสร้างภาพกำหนดตำแหน่ง (localization) สามระนาบ เพื่อตรวจสอบการจัดวางตำแหน่งของหุ่นจำลองเอซีอาร์ ว่าได้ระนาบที่ถูกต้อง ใช้พารามิเตอร์ตามข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข สร้างภาพ จำนวน 12 ภาพ (ดังรูปที่ 2) เป็นภาพระนาบแบ่งซ้าย-ขวา (Sagittal plane) จำนวน 1 ภาพ และสร้างภาพตัดขวาง (axial images) จำนวน 11 ภาพ แสดงดังรูปที่ 2 โดยสร้างภาพในลักษณะภาพ T1-weighted โดยกำหนดเวลาการกระตุ้นซ้ำ (Repetition time; TR) เท่ากับ 500 มิลลิวินาที และเวลาสัญญาณสะท้อน (Echo time; TE) เท่ากับ 20 มิลลิวินาที ขนาดพื้นที่แสดงภาพ (field of view; FOV) เท่ากับ 250 มิลลิเมตร ความหนาของสไลด์ (slice thickness) เท่ากับ 5 มิลลิเมตร และภาพโดยใช้เมตริก (matrix) เท่ากับ 256 x 256 (ตารางที่ 1)



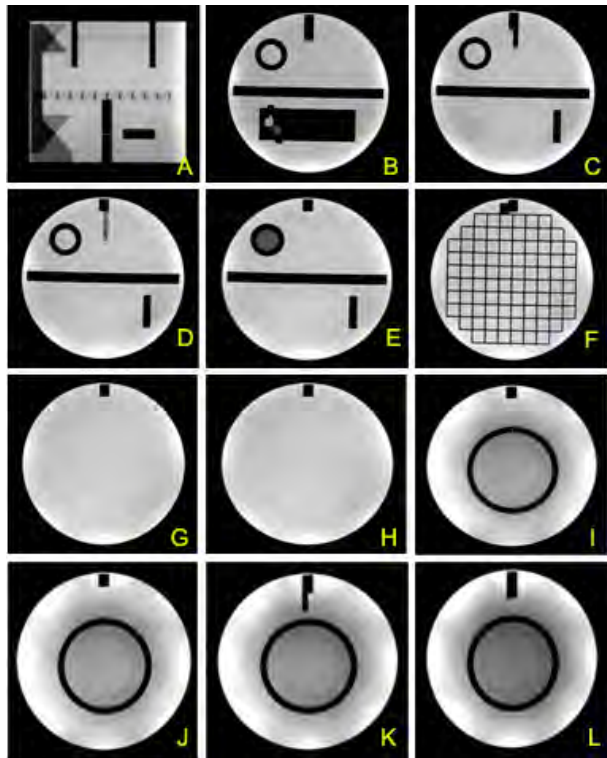
รูปที่ 1 แสดงขดลวดที่ใช้ในการตรวจและหุ่นจำลองเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ (A) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ (B) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว (C) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า

การเก็บและวิเคราะห์ข้อมูล

ทำการสร้างภาพและเก็บข้อมูลติดต่อกัน ระยะเวลา 6 เดือน เริ่มจาก เดือน พฤษภาคม ถึง เดือน ตุลาคม พ.ศ. 2559 ข้อมูลภาพที่ได้จากการใช้ขดลวด ทั้ง 3 ชนิด นำมาวิเคราะห์ร่วมกับโปรแกรมคอมพิวเตอร์จากเครื่องสร้างภาพ เอ็มอาร์ไอ ดำเนินการโดย อาจารย์และนักรังสีการแพทย์ ที่มีประสบการณ์ใช้เครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ ไม่น้อยกว่า 10 ปี จำนวน 3 คน โดยนำข้อมูลที่ได้มาสรุปและวิเคราะห์ผลร่วมกัน (ตารางที่ 2) ตามหัวข้อที่ทำการทดสอบ จำนวน 8 หัวข้อ ได้แก่

1. การตรวจสอบความถูกต้องของรูปทรงเรขาคณิต (geometric accuracy) ค่ามาตรฐาน ได้กำหนดความ

- ถูกต้องระยะความยาวจากด้านบนถึงด้านล่างเท่ากับ 148 มิลลิเมตร และ เส้นผ่านศูนย์กลางของแบบจำลอง เท่ากับ 190 มิลลิเมตร ค่าที่วัดได้ มีค่าแตกต่างจากค่าจริงหรือค่าที่กำหนด ต้องไม่เกิน 2 มิลลิเมตร (รูปที่ 2A และ 2F)
2. การตรวจสอบค่าความละเอียดในด้านที่มีค่าเปรียบต่างสูง (high-contrast spatial resolution) โดยผู้สังเกตสามารถขยายภาพ เพื่อให้เห็นจุดขนาดต่างๆ ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.9 มิลลิเมตร 1.0 มิลลิเมตร และ 1.1 มิลลิเมตร โดยมาตรฐานได้กำหนดให้ความละเอียดจุดที่เห็น ไม่มากกว่า 1.0 มิลลิเมตร (รูปที่ 2B)
3. ความถูกต้องของความหนาของสไลด์ (slice thickness accuracy) ขนาดความหนาที่ทำการประเมินในครั้งนี้ คือ 5 มิลลิเมตรโดยค่ามาตรฐานได้กำหนด ความหนาที่ประเมินได้มีค่าแตกต่างจากค่าจริงหรือค่าที่กำหนด ต้องไม่เกิน 0.7 มิลลิเมตร (รูปที่ 2B)
4. การตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่ง (slice position accuracy) ค่ามาตรฐานได้กำหนด ระยะทางของตำแหน่งเริ่มต้นและระยะสุดท้ายที่ประเมิน มีแตกต่างจากที่กำหนด ต้องไม่เกิน 5.0 มิลลิเมตร (รูปที่ 2B และ 2L)
5. ความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ (image intensity uniformity) ค่ามาตรฐานได้กำหนด ค่าความสม่ำเสมอที่ได้ต้องมากกว่า 82.0% (รูปที่ 2H)
6. การตรวจสอบสัญญาณรบกวน (percent-signal ghosting) ค่ามาตรฐานได้กำหนด คือ ค่าที่คำนวณได้ต้องมีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ 0.025 (รูปที่ 2H)
7. การตรวจสอบความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ (low-contrast object detectability) จุดที่กำหนด ทั้งหมด มีจำนวน 40 จุด สำหรับค่ามาตรฐานได้กำหนด คือ จะต้องสังเกตเห็นจำนวนจุดสีขาว ได้อย่างน้อย 37 จุดจากจำนวน 40 จุด (รูปที่ 2I-2L)
8. ค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise ratio; SNR) สำหรับค่า SNR ไม่ได้มีการกำหนดค่ามาตรฐาน ในการตรวจสอบนี้ จึงพิจารณาจากการทดสอบในแต่ละครั้งว่าค่า SNR ที่ได้ในแต่ละครั้งมีความใกล้เคียงกันหรือแตกต่างกันมากเพียงใด (รูปที่ 2G)



รูปที่ 2 แสดงตัวอย่างภาพหุ่นจำลองจากเอซีอาร์-เอ็มอาร์ไอ จำนวน 12 ภาพ ที่ใช้ประกอบการตรวจสอบและควบคุม คุณภาพจากการใช้ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ

ตารางที่ 1 แสดงพารามิเตอร์ที่ใช้ในการตรวจสอบและควบคุม ตามมาตรฐานศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์

Parameters	Axial (T1-weighted image)
Pulse sequence	Spin Echo
TR (ms)	500
TE (ms)	20
FOV(mm)	250
Number of slice	11
Slice thickness (mm)	5
Slice gap (mm)	5
NEX	1
Matrix	256 x 256

ผลการศึกษา

การประเมินคุณภาพของภาพจากการใช้ขดลวดวิทยุ 3 ชนิด คือ 1) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ 2) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว และ 3) ขดลวดสำหรับการตรวจพื้นผิวด้านหน้า โดยใช้ตามข้อกำหนด กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข เก็บข้อมูลติดต่อกันระยะเวลา 6 เดือน (ตารางที่ 2) พบว่า

ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ผลการตรวจสอบมีความถูกต้อง สามารถทำได้ครบ ทั้ง 8 รายการตรวจ และทุกรายการตรวจสอบอยู่ในเกณฑ์มาตรฐานที่กำหนด

ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว ผลการตรวจสอบความถูกต้อง และ คุณภาพของภาพที่ได้อยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน 6 รายการ และมี 2 รายการ ไม่อยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน คือ การตรวจสอบความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ ภาพที่แสดงไม่สามารถมองเห็นรายละเอียดของจุดกลมในภาพได้ และ การตรวจสอบค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน (มีค่าอยู่ระหว่าง 49-50) ซึ่งมีอัตราส่วนที่ต่ำ เมื่อเปรียบเทียบกับขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ (มีค่าอยู่ระหว่าง 402-519)

ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า ผลการตรวจสอบความถูกต้อง และ คุณภาพของภาพที่ได้อยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน 5 รายการ และมี 2 รายการ ไม่อยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน คือ การตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ ภาพที่ปรากฏสามารถมองเห็นรายละเอียดของจุดกลมในภาพได้เพียง 25 จุด จากทั้งหมด 40 จุด และ การตรวจสอบความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ มีค่าร้อยละความสม่ำเสมออยู่ประมาณ 34-54 สำหรับ และมีอีก 1 รายการ คือ ค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน มีค่าค่อนข้างต่ำ คือ มีค่าอยู่ระหว่าง 191-211 ซึ่งแตกต่างจากขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ที่มีค่าอยู่ระหว่าง 418-519

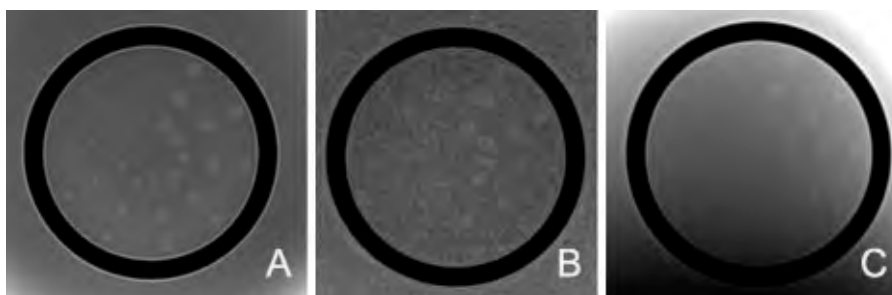
การศึกษานี้ ทำให้ได้เห็นภาพความแตกต่างจากการใช้หุ่นจำลองและการใช้เทคนิคการประเมินคุณภาพเดียวกัน ด้วยการใช้ขดลวดวิทยุ 3 ชนิด ที่แตกต่างกัน เช่น การกระจายของสัญญาณที่สม่ำเสมอและไม่สม่ำเสมอ (รูปที่ 3) ความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำที่ต่างกัน (รูปที่ 4) และความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพที่ต่างกัน (รูปที่ 5)

ตารางที่ 2 ตารางแสดงแสดงหัวข้อประเมินคุณภาพ 8 หัวข้อ ตามระยะเวลาที่ประเมินช่วง พฤษภาคม ถึง ตุลาคม พ.ศ.2559 ตามชนิดขดลวดที่ใช้สร้างภาพ

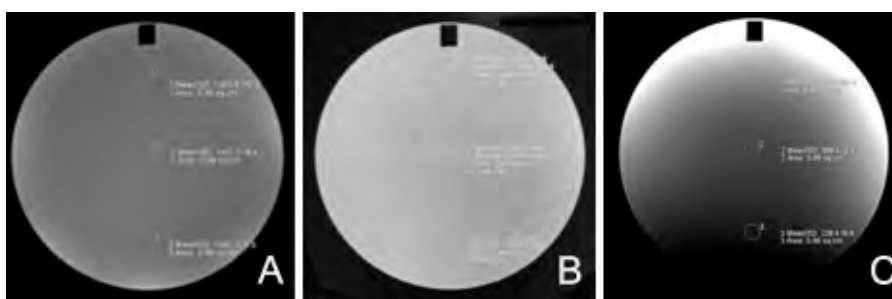
Month	Type of Coil	Standard parameters for quality control from department of medical sciences, ministry of public health										
		1			2	3	4		5	6	7	8
		Geometric accuracy			High Contrast Resolution	Slice Thickness	Slice Position		%uniformity	%signal ghosting	Low contrast Resolution	SNR
		X	Y	Z			Bar 1	Bar 2				
May	Head	146.1	190.4	189.6	1	4.75	0.22	0.18	95.38	0.0070	37	418.19
	Body	147.5	190.9	191.1	1	5.30	0	0	96.90	0.0036	no	50.90
	Surface	146.4	191.0	191.3	1	5.19	0.12	0.07	54.07	-0.0021	25	211.30
June	Head	146.1	190.3	189.6	1	5.15	0	0	95.70	0.0020	37	406.20
	Body	148.0	190.6	190.6	1	4.95	0	0	96.78	0.0070	no	53.11
	Surface	146.9	191.1	191.6	1	5.34	-0.10	-0.11	37.69	-0.0040	25	191.69
July	Head	146.1	190.6	190.3	1	5.45	0.21	0.18	96.00	0.0020	37	402.20
	Body	148.0	190.8	190.4	1	5.10	0.22	0.23	95.78	0.0040	no	53.94
	Surface	148.0	191.4	191.6	1	5.36	0	0	39.39	-0.0025	25	204.70
August	Head	146.4	190.1	189.8	1	5.16	0	-0.17	95.81	0.0004	37	513.82
	Body	147.5	190.9	190.6	1	5.38	0.11	0.13	96.93	0.0031	no	53.15
	Surface	147.5	191.7	191.9	1	5.19	0.18	0.20	36.58	-0.0030	25	196.18
September	Head	146.0	190.9	191.1	1	5.16	0.00	-0.08	95.94	0.0004	37	465.65
	Body	147.2	190.3	190.6	1	5.41	0.17	0.17	98.08	0.0022	no	53.30
	Surface	148.0	191.6	191.9	1	5.38	0	0	34.72	-0.0046	25	199.24
October	Head	147.5	190.3	190.6	1	5.15	-0.14	-0.19	95.75	0.0007	37	519.01
	Body	147.2	190.6	191.1	1	5.38	-0.16	-0.18	96.24	0.0025	no	49.05
	Surface	146.9	191.1	191.1	1	5.37	-0.27	-0.32	37.65	-0.0053	25	205.94



รูปที่ 3 ภาพตัดขวางแสดงการวัดค่าสัญญาณภาพบริเวณจุดกึ่งกลางและด้านนอกหุ่นจำลอง เพื่อนำมาหาค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน (A) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ สัญญาณสม่ำเสมอทั่วพื้นที่หุ่นจำลอง (B) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว สัญญาณไม่สม่ำเสมอกระจายทั่วพื้นที่หุ่นจำลอง และ (C) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า สัญญาณแตกต่างกัน โดยด้านบนที่สว่างคือบริเวณใกล้ชิดกับขดลวด ระยะห่างจากขดลวดสัญญาณจะจางลง



รูปที่ 4 ภาพตัดขวางแสดงการตรวจสอบความสามารถในการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบต่างต่ำ (low-contrast object detectability) (A) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ สามารถมองเห็นจุดต่างๆชัดเจน (B) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว ไม่สามารถมองเห็นจุดต่างๆได้ และ (C) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้าสามารถมองเห็นจุดต่างๆได้บางจุด



รูปที่ 5 ภาพตัดขวางแสดงการตรวจหาความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ (image intensity uniformity) (A) ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ (B) ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว มีสัญญาณรบกวนในภาพ (C) ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า ด้านบนในภาพที่สว่าง คือ บริเวณใกล้ขีดลดระยะห่างจากขดลวดสัญญาณจะจางลง

วิจารณ์และสรุปผลการศึกษา

จากข้อกำหนดของราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา และ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ประเทศไทย ได้กำหนดการตรวจสอบ และ ควบคุมคุณภาพเครื่องสร้างภาพเอ็มอาร์ไอ โดยใช้หุ่นจำลอง เอชอาร์-เอ็มอาร์ไอ ร่วมกับการใช้ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ ในการศึกษาได้นำวิธีการตรวจสอบและควบคุมคุณภาพตามข้อกำหนดดังกล่าวมาประยุกต์ใช้กับขดลวดอีก 2 ชนิด คือ ขดลวดสำหรับการตรวจลำตัวและขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า พบว่า สามารถใช้ตรวจสอบแต่ไม่สามารถใช้ได้ครบทั้ง 8 รายการ ข้อมูลที่ได้จากการศึกษานี้สามารถนำมาใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในประเมินคุณภาพขดลวดที่ใช้งานทางคลินิกครั้งต่อไปได้

ขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ มีลักษณะเป็นขดลวดคล้ายกรงนก (bird cage)⁽⁹⁾ เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ

200 มิลลิเมตร ขดลวดแบบนี้สามารถครอบคลุมและใกล้ชิดกับแบบจำลอง ทำให้มีประสิทธิภาพในการรับส่งสัญญาณ และสร้างภาพออกมามีคุณภาพได้ดี เมื่อเปรียบเทียบกับขดลวดสำหรับการตรวจลำตัว เป็นขดลวดที่มีขนาดใหญ่ ศูนย์กลางประมาณ 650 มิลลิเมตร ขดลวดแบบนี้สามารถคลุมหุ่นจำลองได้ แต่ไม่ได้ใกล้ชิดกับหุ่นจำลอง ระยะห่างระหว่างหุ่นจำลองกับขดลวดที่ห่างกันมากกว่า 300 มิลลิเมตร เมื่อหุ่นจำลองอยู่ไกลจากขดลวดทำให้มีการสูญเสียหรือจางหายของสัญญาณหรือข้อมูลได้^(10,11) ด้วยเหตุนี้จึงทำให้ค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวนมีค่าที่ต่ำ เมื่อเปรียบเทียบกับขดลวดสำหรับการตรวจศีรษะ และความสามารถในการแสดงภาพที่จะแยกภาพที่รายละเอียดของจุดกลมที่มีค่าเปรียบต่างต่ำแตกต่างกัน ร้อยละ 2-8 จึงทำไม่ได้

ขดลวดสำหรับตรวจพื้นผิวด้านหน้า มีลักษณะขดลวดมีลักษณะแบนราบเรียงต่อกัน ในระหว่างการตรวจจะนำขดลวดชนิดนี้วางทับบนผิวของอวัยวะที่ตรวจ ทำให้ขดลวดใกล้ชิดกับอวัยวะเฉพาะบางส่วน แต่ไม่สามารถครอบคลุมรอบอวัยวะได้ เมื่อทำการตรวจสอบและควบคุมคุณภาพด้วยหุ่นจำลอง ไม่สามารถทำการตรวจหาวัตถุที่มีค่าเปรียบเทียบต่ำ ภาพที่ปรากฏสามารถมองเห็นรายละเอียดของจุดกลมในภาพได้บางส่วน โดยสามารถมองเห็นในส่วนที่มีค่าเปรียบเทียบต่ำแตกต่างกัน ร้อยละ 6-8 ได้ แต่ค่าเปรียบเทียบต่ำแตกต่างกัน ร้อยละ 4 สามารถมองเห็นบางจุด ร้อยละ 2 ไม่สามารถมองเห็นจุดต่างในภาพได้อย่างชัดเจน และการตรวจสอบความสม่ำเสมอของความเข้มในภาพ ไม่ผ่านเกณฑ์มาตรฐาน เนื่องจาก มีสัญญาณแรงบริเวณใกล้ผิว และลดลงในระยะที่ไกลออกไป และ ค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน มีค่าค่อนข้างต่ำ

การควบคุมคุณภาพและการตรวจสอบประสิทธิภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอ มีความสำคัญในการตรวจหา เนื้องอก และป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้น สัญญาณภาพที่ไม่ดีบกพร่องส่วนหนึ่งเกิดจากประสิทธิภาพของขดลวดวิทยุที่ใช้ในการตรวจวินิจฉัย โดยเฉพาะขดลวดในการใช้งานมาก และอายุการใช้งานนาน ในการศึกษาี้แสดงให้เห็นวิธีการควบคุมคุณภาพขดลวดที่ใช้ทางคลินิกโดยใช้หุ่นจำลองเอชอาร์-เอ็มอาร์ไอได้ แต่มีบางรายการไม่สามารถทำได้ ดังนั้นหากต้องการควบคุมคุณภาพขดลวดชนิดต่างๆในส่วนที่ไม่สามารถใช้หุ่นจำลองเอชอาร์-เอ็มอาร์ไอ อาจจะต้องสร้างหุ่นจำลองมาให้สอดคล้องกับขนาดหรือรูปร่างของขดลวด รวมถึงผู้ที่ทำการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ ควรที่ทักษะในการตรวจสอบคุณภาพ เพราะคุณภาพเป็นองค์ประกอบหนึ่งที่ทำให้ผู้ใช้งาน และผู้รับบริการเกิดความมั่นใจในคุณภาพและประสิทธิภาพของเครื่องมือที่ใช้ในการตรวจวินิจฉัย

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้ทำการวิจัยขอขอบคุณ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่เอื้อเฟื้อเครื่องมือในการวิจัยในครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. McGowan JC. Basic Principles of Magnetic Resonance Imaging. Neuroimaging Clin N Am. 2008;18(4):623-36.
2. Maehara T. MRI: Imaging techniques and clinical indications. Brain Nerve. 2002;54(10):841-9.
3. Möllenhoff K, Oros-Peusquens A-M, Shah NJ. Introduction to the basics of magnetic resonance imaging. Neuromethods. 2012;71:75-98.
4. Shah B, Anderson SW, Scalera J, Jara H, Soto JA. Quantitative MR imaging: Physical principles and sequence design in abdominal imaging. Radiographics. 2011;31(3):857-75.
5. Chen C-C, Wan Y-L, Wai Y-Y, Liu H-L. Quality assurance of clinical MRI scanners using ACR MRI phantom: Preliminary results. J Digit Imaging. 2004;17(4):279-84.
6. กรมวิทยาศาสตร์ กระทรวงสาธารณสุข. ข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ. 1st ed. Vol.2558. โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย; 32 p.
7. American College of Radiology. Phantom test guidance for the ACR MRI accreditation program; 2005.
8. American College of Radiology. Magnetic resonance imaging quality control manual. 2004
9. Park B-J, Kim K-Y, Kim SJ. Design of RF coils for magnetic resonance imaging. Inf Jpn. 2015;18(12):5117-21.
10. Sohn S-M, DelaBarre L, Gopinath A, Vaughan JT. RF head coil design with improved RF magnetic near-fields uniformity for magnetic resonance imaging (MRI) systems. IEEE Trans Microw Theory Tech. 2014;62(8):1784-9.
11. Callaghan PT, Eccles CD. Sensitivity and resolution in NMR imaging. J Magn Reson 1969. 1987;71(3):426-45.

การศึกษาสมบัติการตอบสนองต่อรังสีของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี

โอเอสแอลชนิด InLight®

Radiation dose response of InLight® optically stimulated luminescence (OSL) dosimeter

ศรินันท์ หนูเพชร¹ • ปณัสตา อวิคุณประเสริฐ^{1*} • วิฑิต ผึ้งกัน²

¹ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จังหวัดขอนแก่น 40002

²กลุ่มมาตรฐานการวัดทางนิวเคลียร์และรังสี สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ กรุงเทพมหานคร 10900

*Correspondence to: panaaw@kku.ac.th

Thai J Rad Tech 2018;43(1): 36-43

บทคัดย่อ

บทนำ: อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีโอเอสแอล (Optically stimulated luminescence; OSL) นิยมใช้เป็นอุปกรณ์วัดรังสีประจำตัวบุคคล เพื่อบันทึกปริมาณรังสีที่ผู้ปฏิบัติงานได้รับ และอ้างอิงกับค่าขีดจำกัดการได้รับปริมาณรังสีของผู้ปฏิบัติงาน ดังนั้นประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีประจำตัวบุคคล จึงมีความสำคัญต่อการใช้งาน

วัตถุประสงค์: การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีโอเอสแอล (OSL) ชนิด InLight® โดยเปรียบเทียบกับแหล่งกำเนิดรังสีมาตรฐานที่ให้รังสีเอกซ์ รังสีบีตา และรังสีแกมมา และศึกษาสมบัติการตอบสนองต่อรังสีของผลึกอลูมิเนียมออกไซด์ต่อรังสีต่างชนิดกัน ปริมาณรังสีและพลังงานที่ต่างกัน เพื่อวิเคราะห์ชนิดและพลังงานของรังสี เมื่อได้รับรังสีจากการปฏิบัติงานได้

วิธีการศึกษา: แหล่งกำเนิด 3 ชนิด ที่มีค่าพลังงานต่างกัน ได้แก่ รังสีเอกซ์จากหลอดเอกซเรย์ รังสีบีตาจากสารกัมมันตรังสีสตรอนเชียม-90 และรังสีแกมมาจากซีเซียม-137 ช่วงพลังงานเฉลี่ยระหว่าง 33 - 662 keV กำหนดปริมาณรังสี 0.2, 2.0 และ 5.0 mSv เพื่อฉายลงบนอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight® ที่ติดตั้งเนื้อเยื่อจำลอง โดยให้แหล่งกำเนิดรังสีทำมุม 90° กับอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL

ผลการศึกษา: ประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ขึ้นกับชนิด ปริมาณ และพลังงานของรังสี การวัดรังสีรังสีเอกซ์และบีตาที่มีปริมาณรังสีน้อย (0.2 mSv) พบความคลาดเคลื่อน 28% และ 74% ตามลำดับ กราฟมาตรฐานของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight® สามารถแยกพลังงานของรังสีเอกซ์ได้ แต่ไม่สามารถนำมาใช้เพื่อวิเคราะห์ความแตกต่างของปริมาณรังสีจากรังสีเอกซ์ได้ กราฟมาตรฐานรังสีของบีตาและแกมมามีความแตกต่างกัน สามารถนำไปวิเคราะห์เพื่อแยกชนิดของรังสีได้

สรุปผลการศึกษา: การนำอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ไปใช้วิเคราะห์ชนิดและพลังงานของรังสีนั้น จำเป็นต้องสร้างกราฟมาตรฐานและศึกษาสมบัติการตอบสนองของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ต่อรังสีชนิดต่างๆ ได้แก่ รังสีเอกซ์ รังสีบีตา และรังสีแกมมา รวมถึงค่าพลังงานต่างๆ ก่อนที่จะนำไปวิเคราะห์การได้รับรังสีที่ได้รับจากการปฏิบัติงานด้านรังสี นอกจากนี้ ต้องคำนึงถึงมุมระหว่างแหล่งกำเนิดรังสีและอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี

คำสำคัญ: อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีโอเอสแอลชนิดอินไลท์, การตอบสนองต่อรังสี, เนื้อเยื่อจำลองรูปทรงลูกบาศก์บรรจุน้ำ

Abstract

Introduction: Optically stimulated luminescence (OSL) dosimeter has been widely used for personal radiation dosimeter. The radiation dose is recorded and compared with the dose limitation in order to monitor risk from working with radiation. Therefore, the efficiency of personal OSL dosimeter is importantly concerned.

Objective: The purpose of this study is to define the efficiency of InLight® OSL dosimeter by comparing with the standard radiation source of the x-rays (x-rays tube), beta rays (Strontium-90) and gamma rays (Cesium-137). The radiation dose responses of OSL dosimeter were studied where the findings can be used for differentiating the types and energy of radiation.

Materials and methods: InLight® OSL were placed on the phantom and irradiated with three different radiation sources which were x-ray from x-ray tube, beta from Sr-90 and gamma ray from Cs-137 with different mean energy range between 33 - 662 keV and varying the radiation dose of 0.2 mSv, 2.0 mSv and 5.0 mSv. The standard radiation source is placed at an angle of 90 degrees with the OSL dosimeter.

Results: The efficiency of OSL dosimeter depends on the type, dose, and energy of radiations. OSL dosimeter was poorly response to the low radiation dose (0.2 mSv) from x-ray and beta with the measurement error of 28% and 74%, respectively. The x-ray standard graph of OSL can be used to distinguish the energy of x-ray however; it cannot differentiate the x-ray radiation dose. The differences of beta and gamma ray standard graph can be used to distinguish the types of radiation.

Conclusion: The use of OSL dosimeter to analyze the type, dose, and energy of radiations requires the standard graphs and radiation dose responses. The different types of radiation such as x-ray, beta, and gamma including the dose and energy of radiation must be examined before measuring the dose received from radiation workers. The angle of radiation source and dosimeter must also be concerned.

Keywords: Optically Stimulated Luminescence dosimeter (InLight), Radiation dose response, water phantom

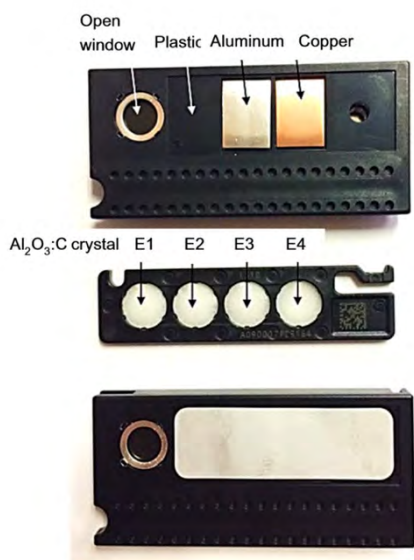
บทนำ

การทำงานกับรังสีชนิดก่อไอออน (ionizing radiation) โดยเฉพาะรังสีเอกซ์และแกมมา ก่อให้เกิดผลกระทบจากรังสีระยะยาว (delayed หรือ stochastic effects) ต่อผู้ปฏิบัติงาน เช่น ผลกระทบด้านพันธุกรรม การเกิดมะเร็ง⁽¹⁾ หรือผลกระทบจากรังสีระยะเฉียบพลัน (acute หรือ deterministic effects) เช่น อาการแสดงจากการได้รับรังสี หรือแผลไหม้ตามผิวหนัง⁽¹⁻²⁾ กฎหมายกำหนดให้ผู้ปฏิบัติงานจะต้องได้รับปริมาณรังสีไม่เกิน 20 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี (mSv/y) โดยเฉลี่ยตลอด 5 ปี และกำหนดให้มีอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีประจำตัวบุคคล เพื่อบันทึกปริมาณรังสีสะสมที่ผู้ปฏิบัติงานได้รับตลอดเวลาที่ทำงานในบริเวณรังสี⁽³⁾ ในปัจจุบันนิยมใช้อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่อาศัยคุณสมบัติการเรืองแสง เช่น อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่แอลติ (thermoluminescent dosimeter; TLD) หรืออุปกรณ์วัดปริมาณรังสีโอเอสแอล (optically stimulated luminescence; OSL) เป็นเครื่องมือวัดปริมาณรังสีประจำตัวบุคคล ซึ่งอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีแบบ OSL มีข้อดีที่เหนือกว่าแบบที่แอลติ คือสามารถอ่านค่าปริมาณรังสีซ้ำได้หลายครั้ง อ่านค่าที่อุณหภูมิห้องปกติได้ และการจางหายของสัญญาณต่ำ (fading)⁽⁴⁾ อุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ถูกนำมาใช้วัดปริมาณรังสีทั้งในด้านรังสีรักษาที่ใช้รังสีแกมมา อิเล็กตรอน และโปรตอนที่มีพลังงานสูงในระดับเมกะอิเล็กตรอนโวลต์ (MeV)⁽⁵⁾

และด้านรังสีวินิจฉัย เช่น การวัดปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีพลังงานในระดับกิโลอิเล็กตรอนโวลต์ (keV)^(6,7)

อุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL มีหลายชนิด ขึ้นกับการใช้งาน ชนิดแรก มีชื่อทางการค้าว่า nanoDot® Dosimeter หรือเรียกว่า nanoDot® สามารถวัดปริมาณรังสีและอ่านค่าปริมาณรังสีที่ได้รับได้ แต่ไม่สามารถวิเคราะห์ชนิดและแยกพลังงานได้⁽⁸⁾ และอีกชนิดหนึ่ง ใช้ชื่อว่า InLight® Dosimeter หรือเรียกว่า InLight® สามารถวัดและอ่านค่าปริมาณรังสีค่าปริมาณรังสีสมมูล (equivalent dose) ในหน่วย ซีเวิร์ต (Sievert; Sv) มีคุณสมบัติการตอบสนองต่อรังสีโฟตอน (รังสีเอกซ์และรังสีแกมมา) ช่วงพลังงานตั้งแต่ 5 keV ถึง 20 MeV และอ่านค่าปริมาณรังสีต่ำสุดได้เท่ากับ 50 μ Sv สำหรับอนุภาคบีตาตอบสนองในช่วงพลังงานตั้งแต่ 150 keV ถึง 10 MeV และอ่านค่าปริมาณรังสีต่ำสุดได้เท่ากับ 100 μ Sv และสามารถแยกชนิดและช่วงพลังงานได้ โดยใช้แผ่นกรองรังสีหรือฟิลเตอร์ ทำหน้าที่จำแนกชนิดและพลังงานของรังสี⁽⁸⁾ ส่วนประกอบหลักของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight® คือ ผลึกอลูมิเนียมออกไซด์กระตุ้นด้วยคาร์บอน ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) จำนวน 4 ผลึกและแผ่นกรองรังสี 4 ชนิดที่มีความหนาและคุณสมบัติในการกรองรังสีแตกต่างกัน ประกอบด้วย ส่วนที่ไม่มีแผ่นกรอง (กำหนดเป็น Element 1 หรือ E1) พลาสติก (Element 2

หรือ E2) อลูมิเนียม (Element 3 หรือ E3) และทองแดง (Element 4 หรือ E4) (ภาพที่ 1)



ภาพที่ 1 ส่วนประกอบของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight[®] ที่มีแผ่นกรองรังสี (filter) และผลึกอลูมิเนียมออกไซด์ (Al₂O₃:C)

สิ่งที่สำคัญในการใช้งานอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี คือ ความเที่ยงตรงและประสิทธิภาพของเครื่องมือวัด นอกจากนี้ อายุการใช้งานที่มากขึ้น และปัจจัยอื่นๆ เช่น อุณหภูมิในระหว่างที่ได้รับรังสี หรือระหว่างการอ่านปริมาณรังสีที่ได้รับ ความชื้นหรือปริมาณรังสี (base) ที่ค้างอยู่ก่อนการนำมาใช้งาน อาจส่งผลต่อความคลาดเคลื่อนในการอ่านค่าปริมาณรังสี⁽⁴⁾ ดังนั้น การศึกษาครั้งนี้ จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight[®] เทียบกับแหล่งกำเนิดรังสีมาตรฐาน เนื่องจากการตอบสนองต่อรังสีพลังงานในช่วง keV ของผลึกอลูมิเนียมออกไซด์ไม่เป็นเชิงเส้น⁽⁵⁾ จำเป็นต้องศึกษาสมบัติการตอบสนองของผลึกอลูมิเนียมออกไซด์ เมื่อได้รับรังสีต่างชนิดกัน เช่น รังสีเอกซ์ รังสีบีตา และรังสีแกมมา พลังงานต่างกันและปริมาณรังสีต่างกัน เพื่อสร้างกราฟมาตรฐานของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ก่อนการนำมาใช้งาน และสามารถนำมาใช้วิเคราะห์ชนิดและพลังงานของรังสี เมื่อได้รับรังสีจากการปฏิบัติงานได้

วิธีการศึกษา

การฉายรังสีเอกซ์

ติดอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight[®] จำนวน 5 แผ่น บนเนื้อเยื่อจำลองรูปทรงลูกบาศก์บรรจุน้ำ (ISO water slab phantom) ขนาด 30×30×15 ซม.³ วางห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ 1 เมตร เพื่อให้ปริมาณรังสีที่ตกลงบนเนื้อเยื่อจำลองมีความสม่ำเสมอ (ภาพที่ 2) ฉายรังสีเอกซ์ที่มีพลังงานและปริมาณรังสีต่างกัน ลงบนอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL โดยกำหนดค่าความต่างศักย์ที่ให้กับหลอดเอกซเรย์ (ยี่ห้อ YXLON International รุ่น MGC 41) เท่ากับ 40, 60, 80, 100, 120 และ 150 กิโลโวลต์ ซึ่งจะให้รังสีเอกซ์พลังงานเฉลี่ย 33, 48, 65, 83, 100 และ 118 keV ตามลำดับ คำนวณเวลาในการฉายรังสี และเลือกใช้แผ่นกรองรังสี เพื่อให้ได้ปริมาณรังสีเท่ากับ 0.2, 2.0 และ 5.0 mSv โดยฉายรังสีแต่ละค่าพลังงานและปริมาณรังสี 1 ครั้ง ครั้งละ 5 แผ่น ณ ห้องปฏิบัติการวัดรังสีมาตรฐานทุติยภูมิ สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ (SSDL-OAP) จากนั้น นำอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ไปอ่านค่าปริมาณรังสีด้วยเครื่องอ่านการวัดรังสีแบบอัตโนมัติ (OSL Automatic Reader) รุ่น Auto200 จากนั้นนำค่าปริมาณรังสีที่วัดได้ไปคำนวณค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และร้อยละความคลาดเคลื่อน เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL (สมการที่ 1-3) และนำค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากผลึกอลูมิเนียมออกไซด์ทั้งสี่ผลึก ไปเขียนกราฟมาตรฐานระหว่างอัตราส่วนค่านับวัด (E1/E2, E1/E3, E1/E4) และพลังงาน เพื่อศึกษาการตอบสนองต่อรังสีเอกซ์ที่พลังงานต่างๆ กัน โดยอัตราส่วนค่านับวัด มีความหมายดังนี้

E1/E2 หมายถึง อัตราส่วนค่านับวัดจาก OSL ในช่อง Open window (OW) ต่อพลาสติก (PL)

E1/E3 หมายถึง อัตราส่วนค่านับวัดจาก OSL ในช่อง Open window (OW) ต่ออลูมิเนียม (AL)

E1/E4 หมายถึง อัตราส่วนค่านับวัดจาก OSL ในช่อง Open window (OW) ต่อทองแดง (Cu)

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_5}{5} \quad \text{สมการที่ 1}$$

$$SD = \sqrt{\sum \frac{(x - \bar{x})^2}{n-1}} \quad \text{สมการที่ 2}$$

$$\%error = \frac{|dose_{std} - \bar{x}|}{dose_{std}} \times 100 \quad \text{สมการที่ 3}$$

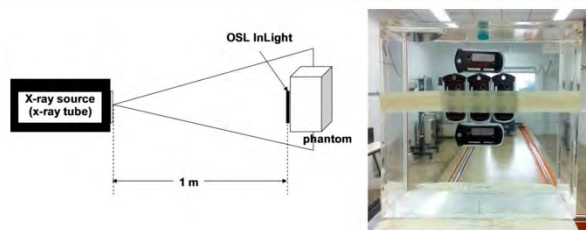
การฉายรังสีบีตา

ติดอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight[®] จำนวน 5 แผ่น บนเนื้อเยื่อจำลองรูปทรงลูกบาศก์บรรจุน้ำ (ISO water slab phantom) วางสารกัมมันตรังสีสตรอนเชียม (Sr-90) ความแรงรังสี 1.85 กิกะเบ็กกอลเรล สลายตัวให้รังสีบีตา พลังงานเฉลี่ย 546 keV วางห่างจากอุปกรณ์วัดรังสีเป็นระยะ 0.3 เมตรเพื่อให้ปริมาณรังสีที่ตกลงบนเนื้อเยื่อจำลองมีความสม่ำเสมอ เนื่องจากระยะทางในการเคลื่อนที่ของบีตาในอากาศสั้นกว่ารังสีเอกซ์และแกมมา จึงกำหนดระยะห่างระหว่างแหล่งกำเนิดรังสีบีตาและเนื้อเยื่อจำลองน้อยกว่าเมื่อฉายด้วยรังสีเอกซ์และแกมมา (ภาพที่ 3) ตั้งเวลาในการฉายรังสีเพื่อให้ได้ปริมาณรังสี 0.2, 2.0 และ 5.0 mSv (ทำการฉายรังสี ณ ห้องปฏิบัติการวัดรังสีมาตรฐานทุติยภูมิ สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ วันที่ 29 กรกฎาคม 2559) ฉายรังสี 1 ครั้ง ลงบนอุปกรณ์วัดรังสี OSL ทั้ง 5 แผ่น จากนั้น นำค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากผลคูณนิยามออกไซด์ทั้งสี่ผลึกที่อยู่ในอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL มาคำนวณอัตราส่วนค่านับวัด (E1/E2, E1/E3, E1/E4) และเขียนกราฟมาตรฐานต่อค่าปริมาณรังสีต่างๆ เพื่อศึกษาการตอบสนองต่อรังสีบีตาที่ปริมาณต่างกัน รวมทั้งคำนวณค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และร้อยละความคลาดเคลื่อนเพื่อศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL (ดังสมการที่ 1)

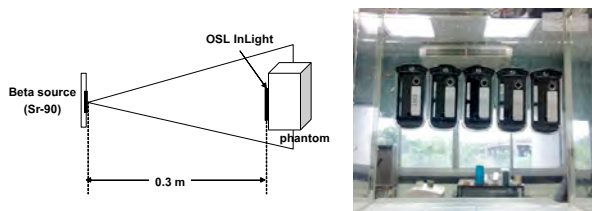
การฉายรังสีแกมมา

ติดอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight[®] จำนวน 5 แผ่น บนเนื้อเยื่อจำลองรูปทรงลูกบาศก์บรรจุน้ำ (ISO water slab phantom) วางห่างจากต้นกำเนิดรังสีมาตรฐานเป็นระยะ 1.5 เมตร เพื่อให้ปริมาณรังสีที่ตกลงบนเนื้อเยื่อจำลองมีความสม่ำเสมอ ทำการฉายรังสี ณ ห้องปฏิบัติการวัดรังสีมาตรฐานทุติยภูมิ สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ โดยใช้สารกัมมันตรังสีซีเซียม-137 (Cs-137) สลายตัวให้รังสีแกมมา พลังงาน 662 keV ความแรงรังสี 740 กิกะเบ็กกอลเรล (ณ วันที่ 13 พฤษภาคม 2530) (ภาพที่ 4) ตั้งเวลาในการฉายรังสีเพื่อให้ได้ปริมาณรังสี 0.2, 2.0 และ 5.0 mSv ฉายรังสี 1 ครั้ง ลงบนอุปกรณ์วัดรังสี OSL ทั้ง 5 แผ่น จากนั้น นำค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากผลคูณนิยามออกไซด์ทั้งสี่ผลึกที่อยู่ในอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL มาคำนวณอัตราส่วนค่านับวัด (E1/E2, E1/E3, E1/E4) และเขียนกราฟมาตรฐานต่อค่าปริมาณรังสีต่างๆ เพื่อศึกษาการตอบสนองต่อรังสีแกมมาที่ปริมาณต่างกัน รวมทั้งคำนวณค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และร้อยละความคลาดเคลื่อนเพื่อศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL (ดังสมการที่ 1)

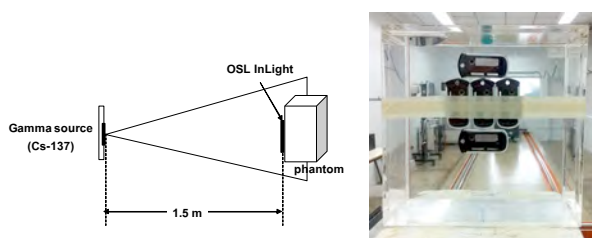
E1/E3, E1/E4) และเขียนกราฟมาตรฐานต่อค่าปริมาณรังสีต่างๆ เพื่อศึกษาการตอบสนองต่อรังสีแกมมาที่ปริมาณต่างกัน รวมทั้งคำนวณค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และร้อยละความคลาดเคลื่อนเพื่อศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL (ดังสมการที่ 1)



ภาพที่ 2 การฉายรังสีเอกซ์จากหลอดเอกซเรย์ลงบนอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL InLight[®] ที่ติดบนเนื้อเยื่อจำลอง



ภาพที่ 3 การฉายรังสีบีตาจากแหล่งกำเนิดรังสีสตรอนเชียม-90 ลงบนอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL InLight[®] ที่ติดบนเนื้อเยื่อจำลอง



ภาพที่ 4 การฉายรังสีแกมมาจากแหล่งกำเนิดรังสีซีเซียม-137 ลงบนอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL InLight[®] ที่ติดบนเนื้อเยื่อจำลอง

ผลการศึกษา

ประสิทธิภาพอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีไอเอสแอล รังสีเอกซ์

ค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีที่อ่านได้จากอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL เมื่อได้รับรังสีเอกซ์ ช่วงพลังงานเฉลี่ย 33 - 118 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ มีความสัมพันธ์แบบเชิงเส้นเมื่อเทียบกับ

ปริมาณรังสีจากแหล่งกำเนิดรังสีมาตรฐาน (ภาพที่ 5) ประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL แต่เมื่ออุปกรณ์วัดปริมาณ OSL ได้รับรังสีเอกซ์ที่มีพลังงานน้อยกว่า 50 keV ที่ปริมาณรังสีต่ำ (0.2 mSv) พบว่า ความคลาดเคลื่อนมีค่าสูงถึง 25% ในขณะที่เมื่อนำอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ไปวัดรังสีเอกซ์ที่มีปริมาณปานกลางและสูง (2.0 mSv และ 5.0 mSv) จะพบความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าร้อยละ 15

ประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL เมื่อได้รับรังสีเอกซ์ช่วงพลังงานเฉลี่ย 65 – 118 keV ปริมาณรังสีต่ำ ปานกลาง และสูง พบว่า ค่าความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าร้อยละ 15 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์มาตรฐานของบริษัทผู้ผลิต

รังสีบีตา

ประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL เมื่อนำไปวัดปริมาณรังสีบีตาจากสารกัมมันตรังสีสตรอนเชียม-90 พลังงานเฉลี่ย 546 keV ที่ปริมาณรังสีต่ำ (0.2 mSv) พบความคลาดเคลื่อนสูงถึงร้อยละ 74 แต่เมื่อนำไปวัดค่าปริมาณรังสี 2.0 และ 5.0 mSv พบว่า ความคลาดเคลื่อนในการวัดปริมาณรังสีน้อยกว่าร้อยละ 10

รังสีแกมมา

ประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL เมื่อนำไปวัดปริมาณรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีซีซีเอ็ม-137 พลังงาน 662 keV ที่ปริมาณรังสี 0.2, 2.0 และ 5.0 mSv พบว่า ความคลาดเคลื่อนในการวัดปริมาณรังสีน้อยกว่าร้อยละ 5 (ตารางที่ 1)

สมบัติการตอบสนองของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีไอเอสแอล

การแยกพลังงานของรังสีเอกซ์

การวิเคราะห์การตอบสนองต่อรังสีเอกซ์ที่พลังงานต่างๆ กัน (33, 48, 65, 83, 100 และ 118 keV) ของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight[®] พบว่า อัตราส่วน E1/E2 และ E1/E3 ของรังสีเอกซ์ทุกพลังงานตั้งแต่ 33 keV จนถึง 118 keV มีค่าใกล้เคียงกับ 1 แต่เมื่อฉายรังสีเอกซ์ที่พลังงานน้อยที่สุด (33 keV) อัตราส่วนค่านับวัด E1/E4 มีค่าสูงขึ้น (ภาพที่ 6) เนื่องจากที่ตำแหน่ง E4 มีแผ่นทองแดงที่สามารถกันรังสีเอกซ์พลังงานต่ำได้ดี เมื่อเทียบกับตำแหน่ง E3 มีแผ่นอลูมิเนียมและ E2 แผ่นพลาสติก เมื่อรังสีเอกซ์พลังงานสูงขึ้นในช่วง 33 – 83 keV พบว่า อัตราค่านับวัด E1/E4 จะลดลงเรื่อยๆ แต่เมื่อพลังงานที่มากกว่าหรือเท่ากับ 100 keV

อัตราส่วนค่านับวัด จะมีค่าใกล้เคียงกับ 1 ซึ่งรังสีเอกซ์ที่มีพลังงานสูงกว่า 100 keV สามารถทะลุทะลวงผ่านแผ่นทองแดงได้ จากผลการศึกษานี้ แสดงให้เห็นว่า อุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ชนิด InLight[®] สามารถนำไปวิเคราะห์แยกพลังงานของรังสีเอกซ์ที่ต่ำกว่าหรือสูงกว่า 100 keV ได้ โดยประเมินจากอัตราส่วนค่านับวัด E1/E4

การแยกชนิดของรังสีบีตาและแกมมา

กราฟมาตรฐานระหว่างอัตราส่วนค่านับวัด (E1/E2, E1/E3, E1/E4) และค่าปริมาณรังสีของรังสีบีตาและแกมมา พบว่า อุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ตอบสนองต่อรังสีทั้งชนิดแตกต่างกัน

เมื่อนำอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ไปวัดปริมาณรังสีบีตา ที่ปริมาณต่างๆ (0.2, 2 และ 5 mSv) พบว่า จากการสังเกตกราฟอัตราส่วนค่านับวัด E1/E2, E1/E3 และ E1/E4 มีความแตกต่างกัน โดยเฉพาะอัตราส่วนค่านับวัด E1/E4 (ภาพที่ 7) ในขณะที่กราฟมาตรฐานของรังสีแกมมาไม่พบความแตกต่างของอัตราส่วนค่านับวัด E1/E2, E1/E3 และ E1/E4 (ภาพที่ 8) ซึ่งเป็นผลจากรังสีแกมมาสามารถทะลุทะลวงผ่านแผ่นกรองทั้งสามชนิดได้มากกว่ารังสีบีตา ส่งผลให้ค่านับวัดที่ได้จากอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL นี้ มีค่าสูงตามพลังงานและปริมาณรังสีของรังสีแกมมา

อภิปรายผลและสรุป

ปัจจุบัน อุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL นิยมใช้เป็นอุปกรณ์วัดรังสีประจำตัวบุคคล สามารถบันทึกปริมาณรังสีที่ผู้ปฏิบัติงานได้รับ และใช้เพื่ออ้างอิงกับค่าขีดจำกัดการได้รับปริมาณรังสีของผู้ปฏิบัติงาน (ไม่เกิน 20 mSv/y ตามที่กฎหมายกำหนด) ดังนั้น ประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีประจำตัวบุคคล จึงมีความสำคัญต่อการใช้งาน การศึกษานี้ได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL เทียบกับแหล่งกำเนิดรังสีมาตรฐาน รวมทั้งศึกษาสมบัติการตอบสนองของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL แบบ InLight[®] เมื่อได้รับรังสีต่างชนิดกัน พลังงานและปริมาณรังสีต่างกัน เพื่อกำหนดเป็นกราฟมาตรฐานของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ก่อนการนำมาใช้งาน

ประสิทธิภาพและความแม่นยำของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL แบบ InLight[®] ขึ้นกับชนิดและพลังงานของรังสี โดยเฉพาะเมื่อนำอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ไปวัดรังสีปริมาณต่ำๆ จะพบค่าความคลาดเคลื่อนค่อนข้างสูง อย่างไรก็ตาม

ตาม อุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ตอบสนองต่อรังสีเอกซ์ได้ดี สำหรับพลังงานตั้งแต่ 44 keV เป็นต้นไป หรือให้ความคลาดเคลื่อนน้อยเมื่อนำไปวัดปริมาณรังสีในช่วง 2.0 – 5.0 mSv สำหรับประสิทธิภาพการวัดรังสีบีตาที่ปริมาณต่ำๆ พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนสูง เนื่องจากแหล่งกำเนิดรังสีบีตาที่ใช้ในการศึกษาเป็นสารกัมมันตรังสีที่สลายตัวตามธรรมชาติ เมื่อต้องการรังสีปริมาณต่ำๆ การกำหนดระยะเวลาในการฉายรังสีอาจจะสั้นเกินไป ซึ่งในการศึกษานี้ใช้เวลาฉายรังสีบีตาน้อยกว่า 6 วินาที ส่งผลให้เกิดอันตรกิริยาระหว่างรังสีบีตาและอุปกรณ์วัดรังสีน้อยเกินไป ทำให้ปริมาณรังสีที่วัดได้มีค่าต่ำกว่าปริมาณรังสีมาตรฐาน แต่ในทางตรงกันข้าม เมื่อวัดปริมาณรังสีสูงๆ จากแหล่งกำเนิดรังสีบีตา ค่าความคลาดเคลื่อนลดลง ขณะที่ประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ในการวัด

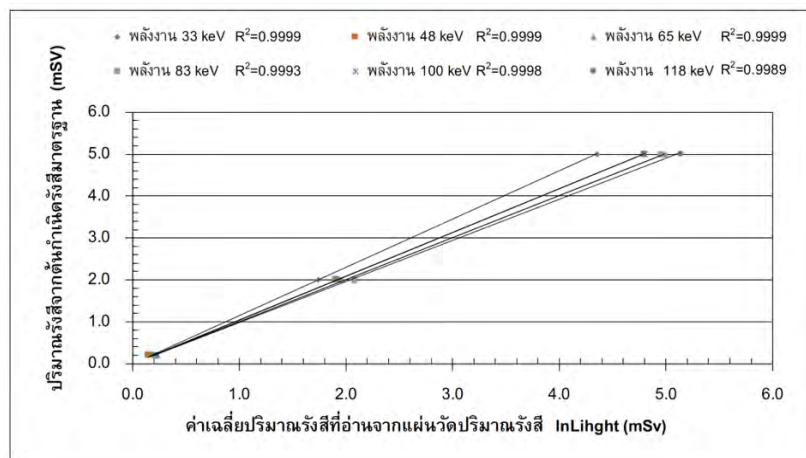
ค่าปริมาณรังสีจากแหล่งกำเนิดรังสีแกมมา ที่พลังงาน 662 keV พบว่า ความคลาดเคลื่อนมีค่าน้อยกว่าร้อยละ 5 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์มาตรฐานของบริษัทผู้ผลิต

การตอบสนองของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ขึ้นกับชนิดของรังสี พลังงานของรังสีและปริมาณรังสี จากลักษณะของกราฟมาตรฐานที่สร้างขึ้นในการศึกษานี้ สามารถใช้เพื่อแยกพลังงานของรังสีเอกซ์ระหว่างต่ำกว่าหรือสูงกว่า 100 keV ได้ โดยอัตราส่วนค่านับวัดที่ส่งผลให้เกิดความแตกต่าง คือ ส่วนของตัวกรองรังสีที่เป็นทองแดง (E1/E4) ในขณะที่กราฟมาตรฐานของอัตราส่วนนับวัดต่อปริมาณรังสีของบีตาและแกมมามีความแตกต่างกัน ทำให้สามารถนำไปใช้วิเคราะห์เพื่อแยกชนิดของรังสีทั้งสองได้

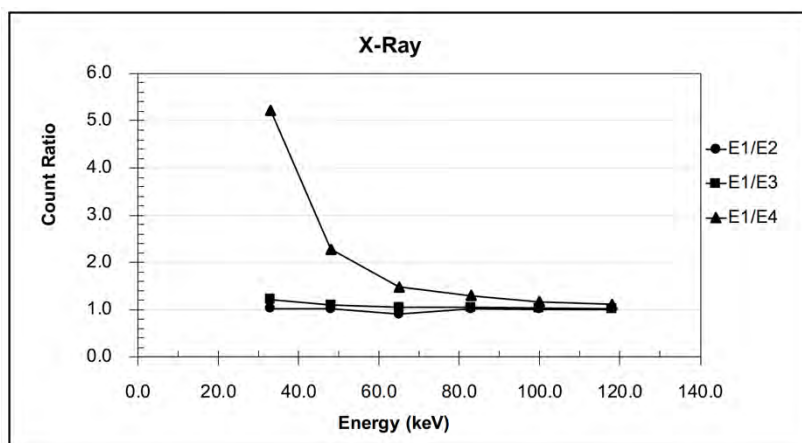
ตารางที่ 1 ค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานและร้อยละความคลาดเคลื่อนจากการฉายรังสีเอกซ์ รังสีบีตาและรังสีแกมมาที่พลังงานต่างๆ ลงบนเนื้อเยื่อจำลองรูปทรงลูกบาศก์

Type of Radiation	Energy (keV)	Radiation dose (mSv)			
			0.20	2.00	5.00
X-ray	33	$\bar{X} \pm S.D.$	0.15 ± 0.01	1.73 ± 0.05	4.35 ± 0.11
		%error	25.00	13.30	12.96
	48	$\bar{X} \pm S.D.$	0.14 ± 0.01	1.90 ± 0.28	4.79 ± 0.66
		%error	28.00	5.00	4.12
	65	$\bar{X} \pm S.D.$	0.20 ± 0.02	1.96 ± 0.07	4.99 ± 0.20
		%error	2.00	2.20	0.20
	83	$\bar{X} \pm S.D.$	0.22 ± 0.06	2.07 ± 0.22	4.95 ± 0.38
		%error	9.00	3.70	1.00
	100	$\bar{X} \pm S.D.$	0.23 ± 0.00	1.91 ± 0.12	4.80 ± 0.34
		%error	14.00	4.50	3.96
	118	$\bar{X} \pm S.D.$	0.19 ± 0.01	1.93 ± 0.11	5.14 ± 0.25
		%error	6.00	3.60	2.72
Beta	546	$\bar{X} \pm S.D.$	0.05 ± 0.01	2.17 ± 0.13	5.40 ± 0.40
		%error	74.00	8.70	8.04
Gamma	662	$\bar{X} \pm S.D.$	0.21 ± 0.02	2.03 ± 0.04	5.05 ± 0.17
		%error	5.00	1.50	1.00

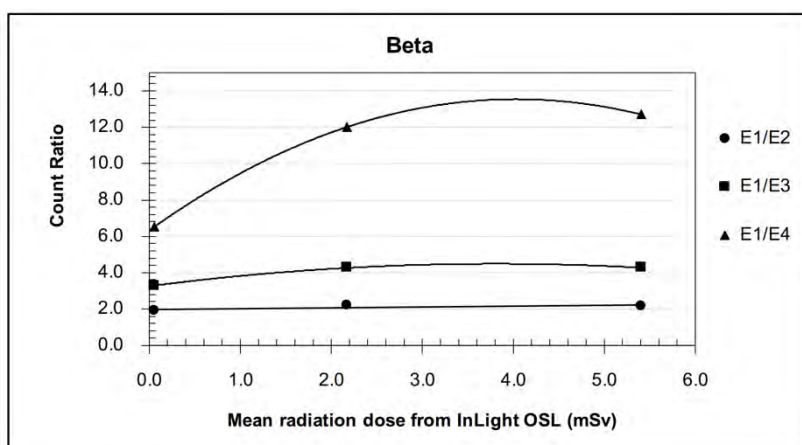
*Percentage error is ≤15% recommended by the manufacturer⁽⁹⁾



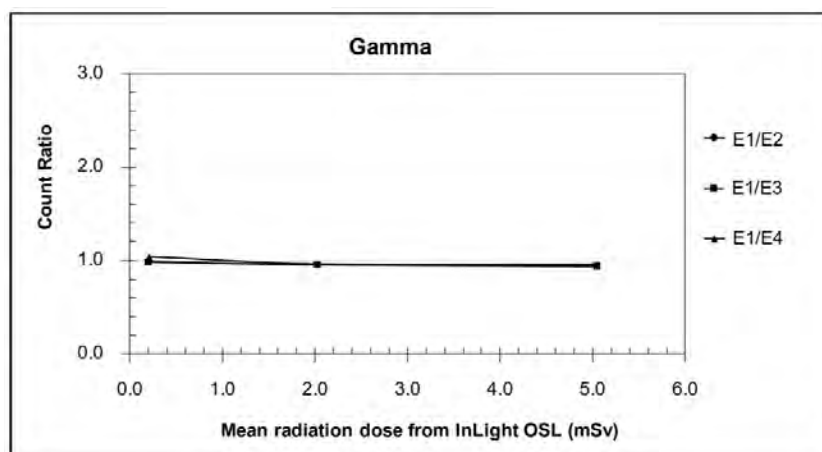
ภาพที่ 5 ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีจากต้นกำเนิดรังสีมาตรฐานและค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีที่อ่านค่าได้จากอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL InLight[®] เมื่อฉายรังสีเอกซ์พลังงาน 33, 48, 65, 83, 100 และ 118 keV



ภาพที่ 6 การตอบสนองของอุปกรณ์วัดรังสี OSL InLight[®] ต่อรังสีเอกซ์พลังงาน 33 – 118 keV



ภาพที่ 7 การตอบสนองของอุปกรณ์วัดรังสี OSL InLight[®] ต่อรังสีบีตาพลังงาน 546 keV



ภาพที่ 8 การตอบสนองของอุปกรณ์วัดรังสี OSL InLight® ต่อรังสีแกมมาพลังงาน 662 keV

ในการนำอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ไปใช้เพื่อวิเคราะห์ชนิดและพลังงานของรังสีนั้น จำเป็นต้องสร้างกราฟมาตรฐานและศึกษาสมบัติการตอบสนองของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ต่อรังสีชนิดต่างๆ ได้แก่ รังสีเอกซ์ รังสีบีตา และรังสีแกมมา รวมถึงค่าพลังงานต่างๆ ก่อนที่จะนำไปวิเคราะห์การได้รับรังสีที่ได้รับจากการปฏิบัติงานด้านรังสี อย่างไรก็ตาม ในการปฏิบัติงานจริง อาจได้รับรังสีที่มีปริมาณรังสีที่ต่ำกว่า 0.2 มิลลิซีเวิร์ต หรือสูงกว่า 5.0 มิลลิซีเวิร์ต ซึ่งอยู่นอกเหนือขอบเขตของการศึกษานี้ เช่น การได้รับรังสีโดยตรงจากแหล่งกำเนิดรังสี รังสีจากการกระเจิงรังสีจากอุบัติเหตุทางรังสี หรือแหล่งกำเนิดรังสีมากกว่าหนึ่งชนิดในเวลาเดียวกัน จำเป็นต้องศึกษาประสิทธิภาพและสมบัติการตอบสนองของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี OSL ต่อรังสีชนิดต่างๆ ในสถานการณ์อื่นๆ ต่อไป

เอกสารอ้างอิง

1. Mettler FA. Medical effects and risks of exposure to ionising radiation. J Radiol Prot 2012; 32(1): 9-13.
2. Wagner LK, Eifel PJ, Geise RA. Potential Biological Effects Following High X-ray Dose Interventional Procedures. J Vasc Interv Radiol 1994; 5(1): 71-84.
3. ราชกิจจานุเบกษา. พระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์ พ.ศ. ๒๕๕๙. [อินเทอร์เน็ต] [เข้าถึงเมื่อ ๑๒ ธ.ค. ๒๕๕๙] เข้าถึงได้จาก ; <http://www.oap.go.th/images/documents/about-us/regulations/nuclear-energy-act-2559.PDF>.
4. Sudjai W. Inlight optically stimulated luminescence for occupational monitoring service in Thailand. Bull Dept Med Sci 2012; 54(2): 110-116.
5. Agyingi EO, Mobit PN, Sandison GA. Energy response of an aluminium oxide detector in kilovoltage and megavoltage photon beams: an EGSnc Monte Carlo simulation study. Radiat Prot Dosimetry 2006; 118(1): 28-31.
6. McKeever SWS, Akselrod MS. Radiation dosimetry using pulsed optically stimulated luminescence of Al₂O₃:C. Radiat Prot Dosimetry 1999; 84(1-4): 317-320.
7. Bauhs JA, Vrieze TJ, Primak AN, Bruesewitz MR, McCollough CH. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. Radiographics 2008; 28(1): 245-253.
8. Landauer Inc. Dosimeters: InLight® Systems Dosimeters. [Internet]. 2005. [cited 2017 May 20]. Available from: <https://www.nagase-landauer.co.jp/english/inlight/pdf/Dosimeters/inlightdosimeters.pdf>
9. ยุทธนา บางม่วง, วราภรณ์ สุดใจ. การสำรวจปริมาณรังสีพื้นหลังของประเทศโดยใช้แผ่นวัดรังสีชนิดโอเอสแอล. วารสารกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์. ๒๕๕๖;๕๕:๓๑-๓๘.

การประเมินปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับการปฏิบัติงาน

ด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์

Radiation dose to nurses per nuclear medicine examination

กนกกร ภู่นาค* • สมศรี เอื้อรัตนวงศ์

สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์วชิรพยาบาล มหาวิทยาลัยนวมินทราธิราช กรุงเทพมหานคร 10300

*Correspondence to: kanokon@nmu.ac.th

Thai J Rad Tech 2018;43(1):44-47

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับการปฏิบัติงานในแต่ละการตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โดยให้พยาบาลติดอุปกรณ์วัดรังสีประจำตัวบุคคล (Personal monitoring pocket dosimeter) ที่บอกค่าเป็นตัวเลข บันทึกค่าที่ได้หลังปฏิบัติงานจากการตรวจแต่ละประเภท ได้แก่การตรวจกระดูก การบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย การตรวจระบบน้ำเหลือง การตรวจต่อมพาราไทรอยด์ การตรวจต่อมไทรอยด์ การตรวจไต การตรวจปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจทั้งในขณะพักและขณะออกกำลังกาย โดยปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับการตรวจการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายคือ 2.46 ± 0.66 (ค่าเฉลี่ย $\pm$ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ไมโครซีเวิร์ต การตรวจปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจทั้งในขณะพักและขณะออกกำลังกาย คือ 1.5 ± 0.35 ไมโครซีเวิร์ต และ 5.5 ± 0.7 ไมโครซีเวิร์ต ตามลำดับ ส่วนการตรวจอื่นๆ ไม่สามารถวัดค่าได้ และค่าประเมินปริมาณรังสีสะสมที่พยาบาลได้รับตลอดทั้งปีจากสถิติงานบริการเท่ากับ 140.86 ไมโครซีเวิร์ต ซึ่งปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับการปฏิบัติงานที่หน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์นั้นอยู่ในระดับปลอดภัย ภายใต้ข้อกำหนดของคณะกรรมการการระหว่างประเทศว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสี (ICRP)

คำสำคัญ: การประเมินปริมาณรังสี, ปริมาณรังสีที่ผู้ปฏิบัติงานได้รับ, พยาบาลด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์, การวัดรังสีประจำตัวบุคคล

Abstract

The aim of this study was to estimate radiation doses per study received by nuclear medicine nurses. This study used digital pocket dosimeters to measure the radiation doses received by nurses during the performance of their general nuclear procedures such as; bone scan, multi-gated blood pool scan (MUGA scan), lymphatic scan, parathyroid scan, thyroid scan, myocardial perfusion scan and renal scan. The radiation dose received by each nurse was read directly from the dosimeter and recorded at the end of each procedure. The mean $\pm$ SD effective doses from MUGA scan, myocardial perfusion (rest), and myocardial perfusion(stress) scans were 2.46 ± 0.66 μ Sv, 1.5 ± 0.35 μ Sv, 5.5 ± 0.7 μ Sv respectively, and it could not be detected from other scans. The radiation dose received by nurse working in nuclear medicine was 140.86 μ Sv/year which was within the occupational dose limit from International Commission on Radiological Protection (ICRP) recommendations.

Keywords: Radiation dose assessment, Occupational dose, Nuclear medicine nurse, Personal dose monitoring

บทนำ

ปัจจุบันเวชศาสตร์นิวเคลียร์มีบทบาทสำคัญทั้งในด้านการวินิจฉัยและรักษาโรคด้วยสารกัมมันตรังสี (radioactive materials) หรือสารเภสัชรังสี (radiopharmaceutical) ซึ่งสารกัมมันตรังสีที่ใช้อยู่ในรูปของสารกัมมันตรังสีเปิดผนึก (unsealed source) การบริหารสารกัมมันตรังสีหรือสารเภสัชรังสีให้กับผู้ป่วย ทำได้โดยการรับประทาน การสูดหายใจเข้าไป หรือการฉีดทางหลอดเลือดและอื่นๆ แล้วนำผู้ป่วยเข้าตรวจด้วยเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ทั้งนี้เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับการบริการอย่างมีคุณภาพ และปลอดภัยตลอดขั้นตอนการตรวจวินิจฉัยหรือรักษา ผู้ปฏิบัติงานทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่ต้องปฏิบัติงานกับผู้ป่วยที่มีรังสีในร่างกาย จึงต้องใช้ความระมัดระวัง และปฏิบัติงานตามหลักการป้องกันอันตรายจากรังสี ตามข้อกำหนดของคณะกรรมการระหว่างประเทศว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสี (International Commission on Radiological Protection: ICRP) กำหนดแนวทางในการนำสารกัมมันตรังสีมาใช้ว่าจะต้องได้รับประโยชน์มากกว่าผลข้างเคียงหรืออันตรายที่จะเกิดขึ้น โดยอาศัยหลัก ALARA (As Low As Reasonably Achievable) คือการใช้สารกัมมันตรังสีให้น้อยที่สุดโดยได้รับผลประโยชน์มากที่สุด และได้กำหนดปริมาณรังสีที่ยอมรับกันว่ามีความปลอดภัย ในกรณีได้รับปริมาณรังสีทั่วร่างกายสำหรับผู้ปฏิบัติงานทางรังสี (dose limit)¹⁻²⁾ ไม่เกิน 20 มิลลิซีเวิร์ต (mSv) ต่อปี โดยเฉลี่ยตลอด 5 ปี หรือไม่เกิน 80 ไมโครซีเวิร์ต (μSv) ต่อวัน ผู้ปฏิบัติงานด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์โรงพยาบาลวชิรพยาบาลทุกคน ต้องติดอุปกรณ์วัดรังสีประจำบุคคลชนิด Optical Stimulated Luminescent Dosimeter (OSL) ซึ่งเป็นผลึกสารประกอบ Al_2O_3 (carbon-doped aluminum oxide) ผลึกมีคุณสมบัติที่เมื่อได้รับพลังงานจากรังสีแล้วจะสะสมพลังงานเอาไว้โดยการเปลี่ยนระดับพลังงานของอิเล็กตรอน เมื่อมีการกระตุ้นด้วยแสงสีน้ำเงินความเข้มที่เหมาะสม ผลึกจะคายพลังงานที่ได้รับมาส่วนหนึ่งในรูปของแสงสีน้ำเงินเช่นกัน ปริมาณของแสงที่ปล่อยออกมาจะแปรผันตามปริมาณรังสีที่ได้รับ เนื่องจากการคายพลังงานในขบวนการกระตุ้นแต่ละครั้ง จะมีอิเล็กตรอนหลุดออกมาเพียงบางส่วนเท่านั้น ทำให้สามารถทำการกระตุ้นได้หลายครั้งจึงทำให้มีคุณสมบัติในการอ่านซ้ำได้ และสามารถที่จะบันทึกปริมาณรังสีได้ทั้ง รังสีบีตา รังสีแกมมา รังสีเอกซ์ และนิวตรอน³⁾ โดยใช้บริการ OSL จะถูกส่งไปตรวจวัดที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ทุก 3 เดือน จากรายงานที่ผ่านมาพบว่าผู้ปฏิบัติงานของหน่วยงานได้รับปริมาณรังสีไม่เกินข้อกำหนดของคณะกรรมการฯ จากการศึกษาของทินกร

ดอนมูล และคณะ⁴⁾ และอีกหลายการศึกษา⁵⁻⁸⁾ พบว่าผู้ปฏิบัติงานทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ได้รับรังสีไม่เกินข้อกำหนดสากล คือ 20 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี หรือไม่เกิน 80 ไมโครซีเวิร์ตต่อวัน แต่เนื่องจากพยาบาลเป็นผู้ให้บริการและผู้ดูแลใกล้ชิดผู้ป่วยที่มารับบริการในหน่วย และมีแนวโน้มที่จะได้รับรังสีมากกว่ากลุ่มวิชาชีพอื่น⁹⁾ ทางหน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ วชิรพยาบาลมีพยาบาลเวรจ่าที่มาปฏิบัติงานวันละ 1 คน ทำงานต่อเนื่องวันละเฉลี่ย 4-5 ชั่วโมง และบางกรณีพยาบาลที่มาปฏิบัติงานไม่ใช่พยาบาลประจำ เพื่อให้เกิดความมั่นใจว่าพยาบาลผู้มาปฏิบัติงานแต่ละครั้ง ได้รับปริมาณรังสีไม่เกินตามเกณฑ์กำหนดสากล การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับ โดยเก็บข้อมูลจากการปฏิบัติงานของพยาบาล 3 คน โดยทำการวัดปริมาณรังสีจากการบริหารสารเภสัชรังสีหรือสารกัมมันตรังสีในการตรวจผู้ป่วยที่มีการตรวจประจำ โดยใช้อุปกรณ์วัดรังสีที่สามารถอ่านค่าได้ทันที เพื่อให้พยาบาลที่มาปฏิบัติงานเกิดความมั่นใจในการปฏิบัติงานว่ามีความปลอดภัยจากรังสีจริง

วิธีดำเนินการวิจัย

ในการศึกษานี้ให้พยาบาล 3 ราย อายุ 30 ปี 35 ปี และ 37 ปี ที่มาปฏิบัติงานที่หน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ วชิรพยาบาล ติดอุปกรณ์วัดรังสีประจำตัวบุคคล (Personal monitoring pocket dosimeter) รุ่น PDM-112 ผลิตภัณฑ์บริษัท ALOKA Co. LTD ที่ผ่านการปรับเทียบโดยสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ ซึ่งสามารถวัดพลังงานรังสีแกมมาได้ตั้งแต่ 40 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ (keV) ขึ้นไป และบอกค่าตัวเลขได้ตั้งแต่ 1 ถึง 9999 ไมโครซีเวิร์ต (μSv) ติดบริเวณหน้าอกขณะปฏิบัติงาน พยาบาลให้บริการผู้ป่วยด้วยการให้คำแนะนำการปฏิบัติตัวทั้งในระยะก่อน ระหว่าง และหลังการตรวจวินิจฉัย การฉีดสารเภสัชรังสี การปฏิบัติการพยาบาลแก่ผู้ป่วยตามมาตรฐานวิชาชีพ และการดูแลเพื่อประเมินก่อนให้ผู้ป่วยกลับบ้านหรือส่งกลับหอผู้ป่วยในแต่ละการตรวจ ได้แก่ การตรวจกระดูก (Bone scan) การตรวจการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย (MUGA scan) การตรวจระบบน้ำเหลือง (Lymphatic scan) การตรวจต่อมพาราไทรอยด์ (Parathyroid scan) การตรวจต่อมไทรอยด์ (Thyroid scan) การตรวจไต (Renal scan) และการตรวจปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจทั้งในขณะพักและขณะออกกำลังกาย (Myocardial perfusion scan; MIBI rest-stress) จำนวนผู้ป่วยทั้งหมดสำหรับการวิจัยนี้ 154 ราย ได้แก่ ผู้ป่วยตรวจ Bone scan 69 ราย MUGA scan 24 ราย Lymphatic scan 14 ราย Parathyroid scan 12 ราย

Thyroid scan 12 ราย Renal scan 13 ราย และ Myocardial perfusion scan 10 ราย ทำการบันทึกชนิดและความแรงของสารเภสัชรังสีที่ใช้ เวลาที่ใช้ให้บริการแต่ละการตรวจ ทำการประเมินปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับในแต่ละการตรวจด้วย

ค่าเฉลี่ย และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของปริมาณรังสีที่ได้รับ และคำนวณปริมาณรังสีที่ได้รับต่อวันเทียบกับค่า Occupational dose limit ของ ICRP

ผลการวิจัยและอภิปรายผล

ตารางที่ 1 แสดงชนิดและความแรงของสารเภสัชรังสีที่ใช้ในแต่ละการตรวจ ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่พยาบาลได้รับและเวลาเฉลี่ยที่ใช้ในแต่ละการตรวจ

ประเภทการตรวจ	สารเภสัชรังสี	ความแรงรังสี (เมกะเบคเคอเรล)	เวลาปฏิบัติงานต่อผู้ป่วย 1 ราย เป็นวินาที (ค่าเฉลี่ย±ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน)	ปริมาณรังสีที่ได้รับต่อผู้ป่วย 1 ราย (ไมโครซีเวิร์ต)
Bone	^{99m}Tc -MDP	740	290.9±48.8	<1
MUGA	^{99m}Tc -RBC	925	2771.25±186.62	2.46±0.66
Lymphatic	^{99m}Tc -nanocolloid	111*2 sites	282±32.09	<1
Parathyroid	$^{99m}\text{TcO}_4^-$ และ ^{99m}Tc -MIBI	851	823.2±76.87	<1
Thyroid	$^{99m}\text{TcO}_4^-$	74	293.67±46.87	<1
Renal	^{99m}Tc -MAG3	222	354.6±56.7	<1
MIBI (Rest)	^{99m}Tc -MIBI	259	654.6±56.8	1.5±0.35
MIBI (Stress)	^{99m}Tc -MIBI	777	2922±79.25	5.5±0.7

จากผลการวิจัยนี้จะเห็นได้ว่าปริมาณรังสีที่พยาบาลผู้ปฏิบัติงานได้รับสูงสุดมาจากการตรวจปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจขณะออกกำลังกาย คือ 5.5 ± 0.7 ไมโครซีเวิร์ต ปริมาณรังสีที่ได้รับสูงสุดรองลงมาก็คือการตรวจการไหลเวียนของเลือดที่อยู่ในหัวใจ คือ 2.46 ± 0.66 ไมโครซีเวิร์ต ส่วนการตรวจประเภทอื่นๆจะได้รับปริมาณรังสีน้อยมากจนไม่สามารถตรวจวัดด้วย อุปกรณ์วัดรังสีประจำตัวบุคคลได้

พยาบาลที่ปฏิบัติงานได้รับปริมาณรังสีเฉลี่ยมากที่สุดสำหรับการตรวจปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจขณะออกกำลังกายนั้น อาจเนื่องมาจากใช้เวลาในการปฏิบัติงานกับผู้ป่วยนานที่สุด ทั้งการกำกับดูแลให้เป็นตามขั้นตอนการตรวจ สังเกตผลข้างเคียงจากการใช้ยา ได้แก่ ยา adenosine และ dobutamine ในช่วง pharmacological stress test

และประเมินเฝ้าระวังอาการของการเกิดภาวะกล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลัน เช่น อาการเจ็บแน่นหน้าอก และอาการของ cardiogenic shock จากการเกิดภาวะกล้ามเนื้อหัวใจตายเฉียบพลัน เนื่องจากผู้ป่วยส่วนใหญ่เป็นโรคหลอดเลือดหัวใจตีบ อีกทั้งยังมีโรคอื่นร่วมด้วย เช่น เบาหวาน และความดันโลหิตสูง ก่อนการตรวจจึงต้องงดยาเบาหวาน และยากลุ่ม beta blocker และ calcium antagonist บางชนิด ซึ่งพยาบาลจะต้องประเมินและเฝ้าระวังอาการ hypoglycemia หรือ hyperglycemia และอาการของความดันโลหิตสูงร่วมด้วย⁽⁸⁾

การตรวจการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย ใช้วิธีการเตรียมสารเภสัชรังสีแบบผสม (in vivo-in vitro) ที่ต้องมีขั้นตอนการฉีด stannous เข้าไปในร่างกาย ก่อนนำเลือดออกมาติดฉลากกับสารเภสัชรังสีแล้วเขย่า (mixed) ให้

เข้ากันประมาณ 10 นาที แล้วฉีดกลับเข้าไปในร่างกายผู้ป่วย ในขั้นตอนการเขย้านี้เองที่แม้ว่าจะใช้ syringe shield แต่ก็ต้องอยู่ใกล้แหล่งกำเนิดรังสีในระยะใกล้ คือเลือดที่ติดฉลากกับสารเภสัชรังสีแล้ว ทำให้ได้รับปริมาณรังสีสูงสุดรองลงมา

แต่การตรวจต่อมพาราไทรอยด์ มีขั้นตอนการตรวจที่ผู้ป่วยต้องได้รับการฉีดสารเภสัชรังสี 2 ครั้ง ในระหว่างการตรวจในรายที่ผู้ป่วยแข็งแรงดีจะนั่งรอในห้องตรวจพยาบาลผู้ปฏิบัติงานไม่จำเป็นต้องดูแลในระยะใกล้ชิดผู้ป่วย จึงทำให้ แม้ใช้เวลาในการปฏิบัติงานมาก แต่ระยะที่ห่างออกมาจากตัวผู้ป่วย ปริมาณรังสีที่ได้รับจึงไม่สูง เพราะฉะนั้น จะเห็นได้ว่าปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับนั้นสัมพันธ์กับเวลาที่ใช้ในการปฏิบัติงาน หากใช้เวลาในการปฏิบัติงานนาน โอกาสที่ได้รับรังสีก็มีมากขึ้นด้วย และระยะห่างจากตัวผู้ป่วยหรือแหล่งกำเนิดรังสีก็เป็นปัจจัยสำคัญ การปฏิบัติงานในระยะใกล้ โอกาสการได้รับรังสีก็มีมากขึ้น

นอกจากนี้ถ้าปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับในการให้บริการแต่ละการตรวจ ร่วมกับสถิติย้อนหลัง 2 ปี ของจำนวนผู้ป่วยที่มาใช้บริการมาคิดเป็นภาระงานของพยาบาล 1 ท่าน บริการงานตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ เป็นการตรวจปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจขณะออกกำลังกาย การตรวจปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจขณะพัก และการตรวจการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย จำนวน 20, 20 และ 123 รายต่อปี ตามลำดับ คิดเป็นปริมาณรังสีที่พยาบาลได้รับ 140.86 ไมโครซีเวิร์ตต่อปี ซึ่งไม่เกิน dose limit ภายใต้อำนาจกำหนดของ ICRP ทั้งนี้เนื่องจากพยาบาลและบุคลากรทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ได้ปฏิบัติงานตามหลักการป้องกันอันตรายจากรังสี โดยเฉพาะการใช้รังสีอย่างสมเหตุผลในแง่การตรวจและรักษาโรค ด้วยปริมาณสารเภสัชรังสีน้อยที่สุด และเหมาะสมสำหรับการตรวจ (Justification and optimization) โดยยึดหลัก ALARA ร่วมกับหลักการป้องกันอันตรายจากรังสีภายนอกด้วยการใช้เวลาปฏิบัติงานกับรังสีให้น้อยที่สุด เช่น อธิบายให้ผู้ป่วยเข้าใจถึงขั้นตอนและการปฏิบัติตัวของผู้ป่วยก่อนฉีด หรือให้สารเภสัชรังสี อยู่ให้ห่างหรือใช้เวลาให้น้อยที่สุดจากผู้ป่วยที่ได้รับสารเภสัชรังสีแล้ว และขณะที่ฉีดหรือให้สารเภสัชรังสีต้องใช้อุปกรณ์กำบังรังสีด้วย

เอกสารอ้างอิง

1. International Commission Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication No 60 . Pergamon press. New York, 1991
2. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication No 103. Pergamon press. New York, 2007
3. สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข.ความรู้เกี่ยวกับแผ่นวัดรังสี ทีแอลดี(TLD card) และแผ่นวัดรังสีโอเอสแอล (OSL).นนทบุรี.สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข
4. Donmoon T, Chamroonrat W, Tuntawiroon M. Radiation exposure to nuclear medicine staffs during ¹⁸F-FDG PET/CT procedure at Ramathibodi Hospital. J of Physics.2016: Conf. Ser. 694 012061
5. Sattari A, Dadashzadeh s, Nasiroghli G, Firoozabadi. Radiation dose to the nuclear medicine nurses. Iran J.Radiat.Res.2004;2(2):59-62.
6. Bayram T, Yilmaz AH, Demir M, Sonmez B. Radiation dose to technologists per nuclear medicine examination and estimation of annual dose. J Nucl Med Technol. 2011; 39(1): 55-9
7. Kositwattanarerk A, Changmuang W, Poonak K, Wongkaew O, Thingklam K and Utamakul C. Radiation Doses to Technologists from Nuclear Medicine Imaging Procedures. The Asean Journal of Radiology 2011; 17 (3): 159-62.
8. H. Piwowarska-Bilska B. Birkenfeld M. Listewnik P. Zorga. Long-term monitoring of radiation exposure of employees in the department of nuclear medicine (Szczecin, Poland) in the years 1991–2007. Radiation Protection Dosimetry.2010; 140:(3):304–307
9. กฤตยา อุบลนุช.บทบาทของพยาบาลในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์.วารสารพยาบาลสงขลานครินทร์. 2558 ปีที่ 35 ฉบับที่ 3 หน้า 191-206.
10. คณะอนุกรรมการความปลอดภัยทางรังสี มหาวิทยาลัยมหิดล. แนวปฏิบัติเพื่อความปลอดภัยทางรังสี มหาวิทยาลัยมหิดล. Mahidol University Radiation Safety Guidelines. พิมพ์ครั้งที่ 1 กุมภาพันธ์ 2555.

การตรวจหามวลไขมัน กล้ามเนื้อและกระดูกของร่างกาย และมวลไขมันเฉพาะส่วน Body composition and regional fat mass measurement

สมศรี เอื้อรัตนวงศ์^{1*} • กนกอร ภู่นาค¹ • สมชาย เอื้อรัตนวงศ์²

¹สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์วชิรพยาบาล มหาวิทยาลัยนวมินทราธิราช

²ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์วชิรพยาบาล มหาวิทยาลัยนวมินทราธิราช

*Correspondence to: somsriu@gmail.com

Thai J Rad Tech 2018;43(1): 48-56

ที่มาและความสำคัญ

จากการศึกษาของ Kelly T และคณะ ในปี 2008 พบว่าจำนวนคนที่มีน้ำหนักเกินและโรคอ้วนมีการเพิ่มขึ้นอย่างมากทั่วโลก⁽¹⁾ และพบว่าภาวะที่มีไขมันมากจะเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดโรคหัวใจและหลอดเลือด โรคเบาหวานชนิดที่ 2 (type 2 diabetes mellitus, T2DM) และข้อมูลการศึกษาตั้งแต่ปี ค.ศ.1940-1950 พบว่าภาวะอ้วนเฉพาะที่ท้อง (central/abdominal obesity) มีความสัมพันธ์กับโรคเกาต์ โรคเบาหวานชนิดที่ 2 และภาวะ atherosclerosis^(2,3) นอกจากนี้ยังพบว่าภาวะอ้วนที่ส่วนกลาง หรือเฉพาะที่ท้อง มีความเสี่ยงต่อการเกิดโรคหัวใจและหลอดเลือด โรคเบาหวานชนิดที่ 2 มากกว่าคนที่มีไขมันสะสมที่ส่วนล่างของร่างกาย แสดงถึงตำแหน่งการสะสมของไขมันมีส่วนต่อการเกิดโรคไม่เหมือนกัน^(4,5) มีข้อมูลของประชากรไทย⁽⁶⁾ พบว่า จากเกณฑ์ภาวะอ้วนที่กำหนดโดยองค์การอนามัยโลก สำหรับประชากรเอเชียตะวันออก กำหนดให้ภาวะอ้วน คือ ภาวะที่มีค่าดัชนีมวลกาย (Body Mass Index, BMI) > 25 กิโลกรัมต่อตารางเมตร ซึ่งเมื่อพิจารณาสถานการณ์ในประเทศไทย พบว่า ความชุกของภาวะอ้วนมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น เมื่อพิจารณาที่ขนาดของปัญหาภาวะอ้วนแล้วอธิบายได้ว่า มากกว่า 1 ใน 3 ของประชากรไทยมีภาวะอ้วน ซึ่งเป็นความเสี่ยงต่อการเกิดกลุ่มโรคไม่ติดต่อ (non-communicable diseases, NCDs) เช่นโรคเบาหวาน ข้อมูลสถานการณ์ของโรคเบาหวาน จากการสำรวจสุขภาพประชาชนไทยโดยการตรวจร่างกาย พบว่า ความชุกของผู้ที่มีระดับน้ำตาลในเลือดผิดปกติ และโรคเบาหวานในประชากรอายุตั้งแต่ 15 ปี ขึ้นไป มีค่าเท่ากับร้อยละ 6.9 ในปี พ.ศ. 2522 และมีการเพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 8.96 ในปี พ.ศ. 2557⁽⁶⁾ ดังนั้น

ต้องมีการดำเนินการมาตรการต่างๆ อย่างเคร่งครัดเพื่อให้ความชุกของโรคเบาหวานไม่เพิ่มขึ้นและ คงที่อยู่ที่ร้อยละ 6.9 ตามเป้าหมายการควบคุมป้องกันโรคเบาหวานระดับโลกในปี พ.ศ. 2568 ปัญหาเรื่องน้ำหนักเกินและภาวะอ้วนของ ประชาชนไทย จึงนับเป็นเรื่องสำคัญเร่งด่วนที่ต้องแก้ไข นอกจากนี้มีการศึกษา พบว่าไขมันที่สะสมจากอวัยวะภายใน (visceral fat) มีส่วนสำคัญกับการเกิดพยาธิสภาพของโรคมากกว่าไขมันชั้นใต้ผิวหนัง (subcutaneous fat)⁽⁷⁻⁹⁾ ดังนั้นการทราบถึงวิธีการวัดปริมาณและการกระจายของการสะสมไขมันจึงมีความสำคัญที่จะช่วยป้องกันพยาธิสภาพที่จะเกิดตามมาภายหลัง

การวัดมวลไขมัน กล้ามเนื้อและกระดูกของร่างกาย และการกระจายของเนื้อเยื่อไขมัน (Body composition and adipose tissue distribution)

วิธีการวัดในระยะแรกๆ ทำได้โดยการวัดดัชนีมวลกาย (body mass index, BMI) ซึ่งเป็นการวัด body fat ที่สะดวกด้วยอัตราส่วนระหว่างน้ำหนัก (กิโลกรัม) และความสูงยกกำลังสอง (เมตร²) ดังสมการ

$$BMI = \frac{\text{น้ำหนักตัว (กิโลกรัม)}}{\text{ความสูง (เมตร)}^2}$$

ค่า BMI ใช้ในการศึกษาประชากรกลุ่มใหญ่แต่ก็มีข้อจำกัดหลายประการ กล่าวคือ ไม่สามารถวัดคนที่มีความหนาแน่นมากได้แม่นยำ (high lean mass) เช่น นักกีฬา ทำให้ค่าเนื้อเยื่อไขมันที่วัดได้สูงเกินความเป็นจริง (overestimate) หรือต่ำกว่าความเป็นจริง (underestimate) ในคนที่มีความ

กล้ามเนื้อน้อย เช่นในคนสูงอายุ ประการต่อมา การวัดดัชนีมวลกาย เป็นการวัดค่าในเชิงพื้นที่ ไม่ใช่วัดค่าเชิงปริมาตร เมื่อนำค่ามาประเมินจึงให้ผลที่ผิดพลาดได้ เช่นทำให้ประเมินว่ามีไขมันสูง (overestimate) ในคนสูงที่มีสัดส่วนปกติ หรือประเมินว่ามีไขมันน้อย (underestimate) ในคนที่เตี้ยและอ้วน นอกจากนี้ค่า BMI ยังเปลี่ยนแปลงเมื่ออายุมากขึ้น ความสูงจะลดลง (Dowager' hump) และที่สำคัญที่สุดคือ ค่า BMI ยังไม่สามารถบอกการกระจายของไขมันได้

วิธีต่อมาคือ การวัดเส้นรอบเอวและสะโพก (waist and hip circumference) จะช่วยบอกการกระจายของไขมัน (body fat distribution) ในส่วนบนและส่วนล่างของร่างกาย โครงสร้างกระดูก และกล้ามเนื้อ และสามารถทำนายการเกิดโรคทางเมตาบอลิกได้ดีกว่าการวัด BMI⁽¹⁰⁾ ในปัจจุบันมีความก้าวหน้าอย่างมากทางเทคโนโลยีการสร้างภาพ สามารถวัดการกระจายของไขมัน กล้ามเนื้อ และกระดูกอย่างแม่นยำ⁽¹¹⁾ สามารถที่จะช่วยอธิบายถึงพยาธิกำเนิดของการเกิดโรคเบาหวานชนิดที่ 2 (T2 DM) โรคหัวใจและหลอดเลือด และโรคไขมันพอกตับที่ไม่ได้เกิดจากแอลกอฮอล์ (non-alcoholic fatty liver disease) ได้⁽¹²⁾ นอกจากนี้มีการศึกษาพบว่าการสะสมของไขมันเฉพาะที่ (regional adipose accumulation) ยังเสี่ยงที่จะเกิดมะเร็งบางชนิด เช่น มะเร็งลำไส้ใหญ่⁽¹³⁾ เทคโนโลยีและเครื่องมือการตรวจในปัจจุบันเหล่านี้มีประโยชน์ที่จะช่วยในการวินิจฉัย ป้องกันและรักษาโรคทางเมตาบอลิก เทคโนโลยีการตรวจวัดมวลไขมัน กล้ามเนื้อ และกระดูกของร่างกาย และการกระจายของเนื้อเยื่อไขมัน (Body composition and adipose tissue distribution) ในปัจจุบัน ได้แก่ วิธีการดูดกลืนรังสีเอกซ์สองพลังงาน (Dual-energy X-ray absorptiometry, DEXA)

Dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA)

โดยทั่วไปการวัดความหนาแน่นของกระดูกด้วยวิธีการดูดกลืนรังสีเอกซ์สองพลังงาน (dual-energy X-ray absorptiometry, DEXA) เพื่อใช้ในการวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน (osteoporosis) และโรคกระดูกบางชนิดแล้ว ยังสามารถวัดมวลไขมัน กล้ามเนื้อและกระดูกของร่างกาย และการกระจายของเนื้อเยื่อไขมันในร่างกายได้อีกด้วย มีการศึกษาว่าการใช้ DEXA ยังมีประโยชน์อย่างมากในการวัดไขมันเฉพาะที่ (regional adipose tissue)⁽¹⁴⁾ โดยใช้คุณสมบัติการดูดกลืนรังสีเอกซ์สองพลังงาน จะช่วยแยกชนิดชั้นไขมันและเนื้อเยื่อที่ไม่มีไขมัน (กล้ามเนื้อ และกระดูก) ได้ เป็นวิธีที่ใช้เวลาตรวจไม่นาน (ประมาณ 10 นาที) สะดวก ปลอดภัย (ปริมาณรังสีที่ได้รับ

ประมาณ 1 มิลลิซีเวิร์ต ต่อการตรวจแต่ละครั้ง) ค่าใช้จ่ายถูกกว่าการตรวจโดยวิธีเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed tomography, CT) และการสร้างภาพด้วยคลื่นแม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging, MRI) โดย Wiklund P และคณะ ศึกษาด้วยการนำวิธีการตรวจ DEXA มาศึกษาในผู้ป่วยอ้วน พบว่ามวลไขมันในช่องท้องมีความสัมพันธ์โดยตรงอย่างมากกับปัจจัยเสี่ยงของโรคหลอดเลือดหัวใจตีบ ในทางตรงกันข้าม ขณะที่สัดส่วนของไขมันบริเวณ Gynoid ต่อปริมาณไขมันทั้งหมดมีความสัมพันธ์ในทางตรงข้ามกับปัจจัยเสี่ยงต่อโรคหลอดเลือดหัวใจตีบ⁽¹⁵⁾ นอกจากนี้หน่วยงาน International Society for Clinical Densitometry (ISCD) ได้กำหนดแนวทางข้อบ่งชี้ข้อหนึ่ง ในการส่งตรวจ DEXA คือใช้ติดตามการรักษาผู้ที่มีโรคอ้วน ผู้ป่วยที่มีการกระจายไขมันผิดปกติ (lipodystrophy)⁽¹⁶⁻¹⁷⁾ อย่างไรก็ตาม การตรวจวัดมวลไขมัน กล้ามเนื้อและกระดูกของร่างกาย และการกระจายของเนื้อเยื่อไขมันด้วยวิธี DEXA ค่าที่วัดได้ยังขึ้นกับเพศและเชื้อชาติด้วย⁽¹⁸⁻¹⁹⁾

วิธีการเตรียมตัวผู้ป่วยและการตรวจวัดส่วนประกอบของเนื้อเยื่อและการกระจายเนื้อเยื่อไขมันด้วยวิธี DEXA

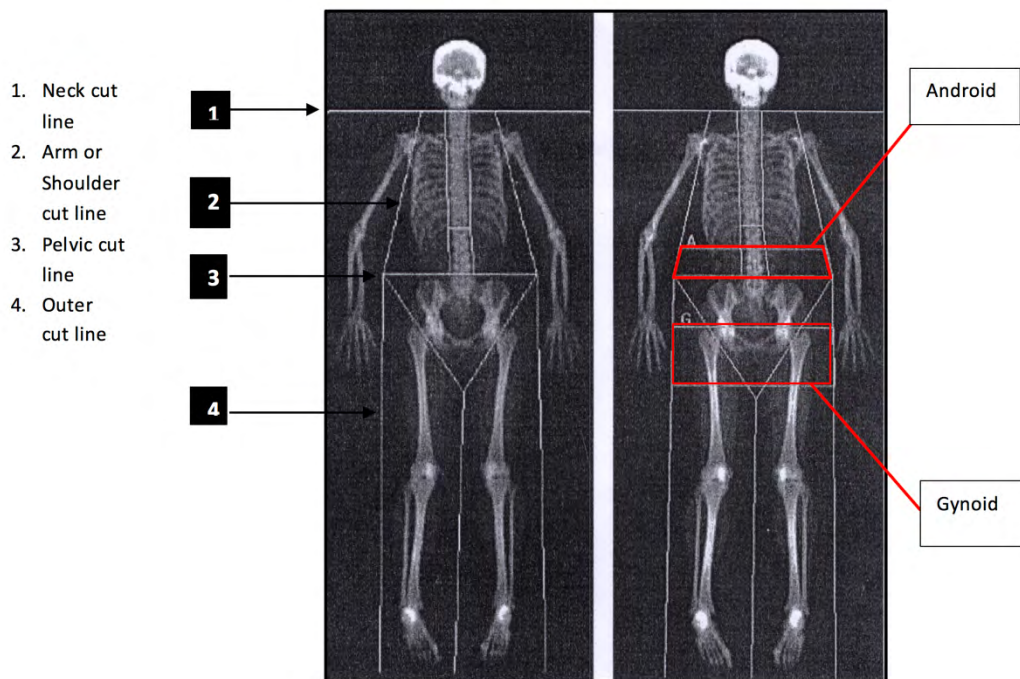
ผู้ป่วยงดอาหาร (ยกเว้นน้ำ) ในคืนก่อนตรวจ เนื่องจากอาหารอาจมีผลต่อปริมาณไขมัน และต้องไม่ได้รับการตรวจที่ใช้สารทึบรังสีที่ขับออกจากร่างกายยาก หรือใช้สารเภสัชรังสีที่มีครึ่งชีวิตยาวหรือขับออกจากร่างกายช้า ก่อนการตรวจควรให้ผู้ป่วยเปลี่ยนเสื้อผ้าตามที่จัดเตรียมไว้และถอดโลหะออกจากผู้ป่วย จัดทำให้ผู้ป่วยนอนหงายบนเตียง ให้แนวกลางตัวอยู่ในแนวกลางเตียงใบหน้าและลำตัวตรง แขนจัดอยู่ในแนวตรง มือคว่ำข้างลำตัวอยู่ภายในแนวที่กำหนดของเตียงตรวจ รัดข้อเท้าสองข้างกันการขยับ ตามวิธีการจัดทำโดย National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES)⁽¹⁷⁾ ผู้ป่วยอยู่นิ่งขณะถ่ายภาพทั้งตัว (Whole body scan) หายใจได้ตามปกติ หลังตรวจเสร็จ ตรวจเช็คภาพที่สแกนได้คลุมกระดูกและร่างกายทุกส่วนอยู่ภายในขอบเขตของภาพสแกน หน้าและลำตัวตรง แขนไม่ทับลำตัว ภาพสแกนไม่มี artifact ต่างๆ

ในการวิเคราะห์หาส่วนประกอบของเนื้อเยื่อและการกระจายเนื้อเยื่อไขมัน จากภาพ whole body นั้น จะวางเส้นแนวนอนเส้นบนสุดใต้ขากรรไกรของศีรษะ (neck cut line) วางเส้นแนวนอนถัดลงมาที่ joint space ระหว่าง T12-L1 วางเส้นแนวนอนเส้นล่างสุดที่เหนือตำแหน่งของ iliac crest (pelvic cut line) วางเส้นแนวตั้ง 2 เส้นด้านนอก ที่ขอบด้านนอกของ chest แต่ละด้าน วางเส้นแนวตั้ง 2 เส้นด้านในที่ขอบ

ของ Spine แต่ละด้าน วางเส้นแนวตั้ง 2 เส้นด้านนอกบริเวณขาโดยเลื่อนให้เส้นแต่ละเส้นชิดขาที่สุด วางเส้นแนวตั้งบริเวณขา เส้นกลางให้อยู่ระหว่างขาและเท้าทั้งสอง เลือก point mode ของเครื่อง วาง point ที่อยู่เหนือ shoulder ให้เส้นลากผ่านระหว่าง head of humerus และ scapula ที่บริเวณ glenoid fossa ทั้ง 2 ด้าน (arm หรือ shoulder cut line) วาง point ตามแนวของ spine ให้ชิดขอบ spine ที่สุด เลื่อน points ด้านนอกที่อยู่เหนือ iliac crest ให้ครอบคลุม soft tissue ของ chest และ thigh เลื่อน point ด้านล่างของสามเหลี่ยมใต้ ischium pelvis ให้เส้นทั้งสองผ่าน femoral necks ทั้ง 2 ด้าน (pelvis ROI) วาง point ตรงกลางให้อยู่ระหว่าง toes ทั้ง 2 ด้าน วาง points ด้านนอกให้เส้นชิด soft tissue ของขา และเท้าทั้ง 2 ด้าน (outer leg cut) ดังแสดงในรูปที่ 1 ด้านซ้าย ในโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลยังสามารถเลือก Android region (A) และ Gynoid region (G) เพื่อประเมิน central fat และ hip-thigh fat ดังแสดงในรูปที่ 1 ด้านขวา โดย Android region (A) มีขอบล่างอยู่ที่ (pelvic

cut line) ขอบบนอยู่สูงขึ้นมาร้อยละ 20 ของ region ระหว่าง neck cut line และ pelvic cut line และขอบล่างอยู่แนว shoulder cut line สำหรับ Gynoid region (G) มีขอบบนต่ำลงมาจาก pelvic cut line 1.5 เท่า ของความสูงของ Android region และขอบล่างอยู่ต่ำลงมา 2 เท่า ของความสูงของ Android region และขอบล่างอยู่ในแนว outer leg cut โปรแกรมจะคำนวณและแสดงค่า Android region และ Gynoid region โดยอัตโนมัติ พร้อมกับค่าของ body composition

การตรวจโดยวิธี DEXA จะแสดงค่า body composition โดยแสดงไขมันเป็นส่วน (regional fat) หรือทั่วร่างกาย (whole body fat), lean, bone mineral mass, total mass, fat-free mass (lean + bone) และ region (%fat) พร้อมกับการนำ %fat เทียบกับค่าเฉลี่ยสูงสุดของกลุ่มประชากรในเพศเดียวกัน และค่าเฉลี่ยปกติของกลุ่มประชากรในช่วงอายุเดียวกัน เพศเดียวกันในเทอมของ T-score และ Z-score ตามลำดับ



รูปที่ 1 แสดงภาพสแกนทั้งตัวและการกำหนดขอบเขตในการวิเคราะห์ค่า body composition ในแต่ละส่วนร่างกาย ในภาพซ้าย และแสดงการกำหนดขอบเขตของ Android และ Gynoid regions ในภาพขวา

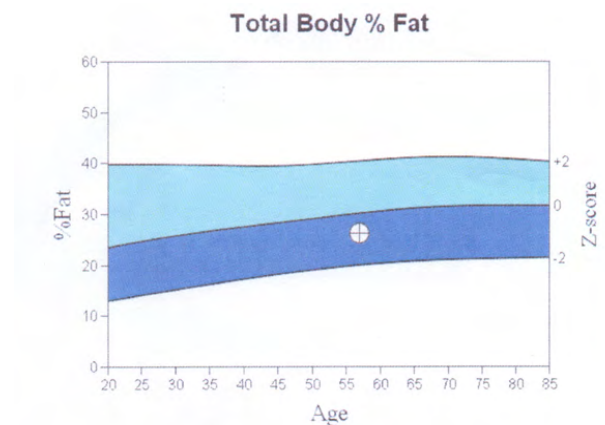
ตัวอย่างที่ 1 ผู้ป่วยชายไทย อายุ 56 ปี สูง 172 เซนติเมตร น้ำหนัก 67 กิโลกรัม BMI = 22.6 ตรวจด้วยเครื่อง DEXA ยี่ห้อ HOLOGIC รุ่น Horizon W ได้ผลการตรวจดังรูปที่ 2, 3 และ 4 ตามลำดับ



รูปที่ 2 แสดงผลการตรวจ body composition ของผู้ป่วยตัวอย่างที่ 1 สีเหลืองคือไขมัน น้ำเงินคือกระดูก แดงคือกล้ามเนื้อ

จากการศึกษา เราสามารถนำค่า region (%fat) เมื่อเทียบกับ total mass (fat + lean + bone) มาประเมินภาวะโรคอ้วนได้โดยใช้เกณฑ์มากกว่า 30-35% ในเพศหญิง มากกว่า 20-25% ในเพศชาย และ มากกว่า 45% ในผู้สูงอายุ⁽²⁰⁾ แต่ก็มีข้อจำกัดของการตรวจโดยวิธี DEXA คือ ขนาดที่จำกัดของเตียงตรวจและความสามารถในการรับน้ำหนักของเตียงในคนที่

อ้วนมาก มีข้อห้ามของการตรวจเมื่อได้รับการตรวจด้วย contrast media ที่ขับออกจากร่างกายยากในช่วงก่อนการตรวจ DEXA หรือมีสารเกสซ์ซิงส์ตกค้างในร่างกาย และในสตรีตั้งครรภ์ นอกจากนี้แม้ว่าจะมีการพัฒนาการตรวจโดยวิธี DEXA แต่ความสามารถในการตรวจแยกชนิดต่างๆของไขมัน โดยเฉพาะ visceral fat ยังต่ำกว่าเมื่อเทียบกับวิธีการตรวจโดยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ซึ่งเป็นวิธีมาตรฐาน (gold standard)⁽²¹⁻²²⁾ แต่ก็มีการพัฒนาทางเทคนิคในการตรวจหา visceral fat ด้วยวิธี DEXA โดย Kaul S และคณะ ได้ศึกษาพบว่า วิธีการของ DEXA สามารถที่จะวัด abdominal visceral fat และมีความสัมพันธ์กับการวัดโดยวิธี waist circumference, waist-hip ratio abdominal fat และ subcutaneous fat⁽²³⁾ และ D Choi YJ และคณะ ได้ศึกษาการหา visceral fat โดยวิธี DEXA เปรียบเทียบการตรวจโดยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ในคนชาติเกาหลี จำนวน 123 คน ทั้งเพศชายและเพศหญิง ช่วงอายุ 22-73 ปี ค่า BMI 17.1-36.0 กิโลกรัมต่อตารางเมตร พบว่า ค่า visceral fat ที่วัดได้จากวิธี DEXA มีความสัมพันธ์กับค่าที่วัดได้จากการตรวจโดยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ มากกว่าค่าที่วัดได้จากการวัด BMI และ waist circumference⁽²⁴⁾



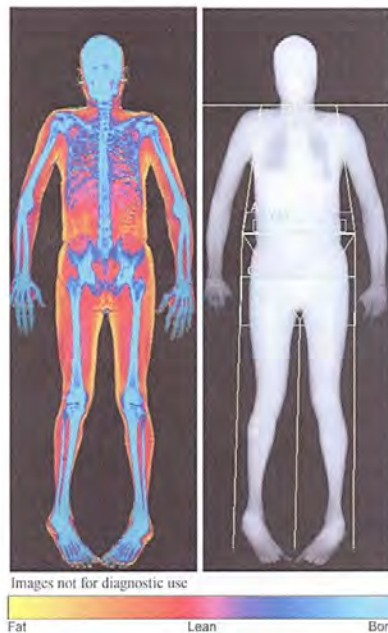
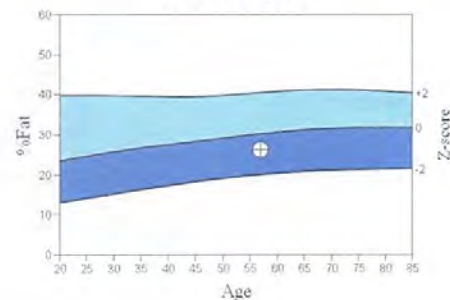
รูปที่ 3 แสดงค่า %fat ในผู้ป่วยตัวอย่างที่ 1 เท่ากับ 26.2% เทียบกับค่าเฉลี่ยกลุ่มประชากรปกติที่มีเพศและอายุในช่วงเดียวกัน

NAVAMINDRADHIRAJ UNIVERSITY
Nuclear Medicine Division, Faculty of Medicine Vajira Hospital
681 Samsen Rd. Dusit District Bangkok 10300

Telephone: 02-2443249-50

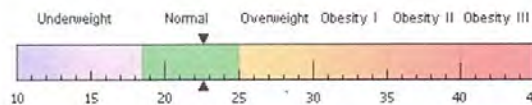
Fax: 02-2443250

Name: [REDACTED]	Sex: Male	Height: 172.0 cm
Patient [REDACTED]	Ethnicity: Asian	Weight: 67.0 kg
DOB: [REDACTED]		Age: 56

**Total Body % Fat**

Source: 2008 NHANES White Male

World Health Organization Body Mass Index Classification
BMI = 22.6 WHO Classification Normal



BMI has some limitations and an actual diagnosis of overweight or obesity should be made by a health professional. Obesity is associated with heart disease, certain types of cancer, type 2 diabetes, and other health risks. The higher a person's BMI is above 25, the greater their weight-related risks.

Body Composition Results

Region	Fat Mass (lb)	Lean + BMC (lb)	Total Mass (lb)	% Fat	% Fat Percentile YN	AM
L Arm	2.50	6.64	9.14	27.4	78	50
R Arm	2.36	7.01	9.36	25.2	66	32
Trunk	16.48	48.43	64.92	25.4	53	14
L Leg	7.07	17.67	24.74	28.6	64	54
R Leg	6.58	18.50	25.07	26.2	48	33
Subtotal	34.99	98.24	133.23	26.3	57	22
Head	3.03	8.83	11.86	25.6		
Total	38.02	107.07	145.09	26.2	59	23
Android (A)	2.96	7.08	10.04	29.5		
Gynoid (G)	5.94	14.85	20.78	28.6		

Scan Date: 21 November 2016 ID: A1121160C
Scan Type: a Whole Body
Analysis: 23 November 2016 18:58 Version 13.6.0.3
Auto Whole Body
Operator:
Model: Horizon W (S/N 201010)
Comment:

Adipose Indices

Measure	Result	Percentile YN	AM
Total Body % Fat	26.2	59	23
Fat Mass/Height ² (kg/m ²)	5.83	42	13
Android/Gynoid Ratio	1.03		
% Fat Trunk/% Fat Legs	0.93	48	12
Trunk/Limb Fat Mass Ratio	0.89	27	3
Est. VAT Mass (g)	473		
Est. VAT Volume (cm ³)	512		
Est. VAT Area (cm ²)	98.2		

Lean Indices

Measure	Result	Percentile YN	AM
Lean/Height ² (kg/m ²)	15.6	8	4
Appen. Lean/Height ² (kg/m ²)	7.19	13	13

Est. VAT = Estimated Visceral Adipose Tissue
YN = Young Normal
AM = Age Matched

TBAR353 - NHANES BGA calibration

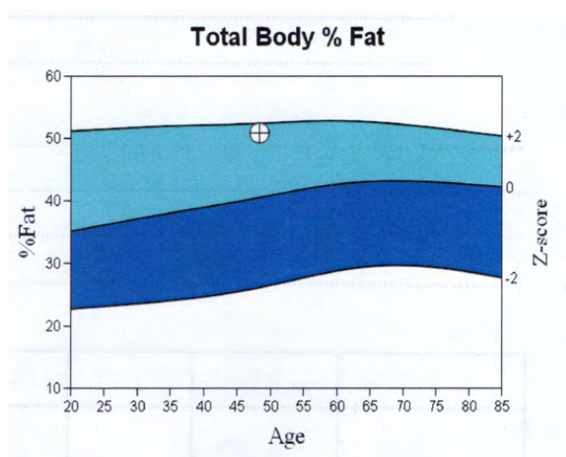
HOLOGIC®

รูปที่ 4 แสดงผลการตรวจ body composition ในเพศชายรูปร่างปกติ BMI = 22.6 โดยวิธี DEXA

ตัวอย่างที่ 2 ผู้ป่วยหญิงไทย อายุ 48 ปี สูง 160 เซนติเมตร น้ำหนัก 96 กิโลกรัม BMI =37.5 ตรวจด้วยเครื่อง DEXA แสดงดังรูปที่ 5, 6 และ 7 ตามลำดับ



รูปที่ 5 แสดงผลการตรวจ body composition ในผู้ป่วยรายที่ 2 สีเหลืองคือไขมัน น้ำเงินคือกระดูก แดงคือกล้ามเนื้อ



รูปที่ 6 แสดงค่า %fat ในตัวอย่างที่ 2 เท่ากับ 50.9% เทียบกับกลุ่มประชากรที่มีเพศและอายุในช่วงเดียวกัน

Computed Tomography (CT)

เป็นวิธีการตรวจที่ถือว่าเป็นมาตรฐาน (gold standard) ในการตรวจหามวลไขมัน กล้ามเนื้อและกระดูกของร่างกาย (body composition) มีประโยชน์ในการดูการกระจายของไขมัน (adipose tissue distribution) สามารถตรวจแยกเนื้อเยื่อที่เป็นไขมันและไม่ใชไขมันได้ดี ได้มีการนำการตรวจวิธีนี้ไปศึกษาถึงความสัมพันธ์ของชั้นไขมันภายในช่องท้อง กับความเสี่ยงของความผิดปกติของการเผาผลาญน้ำตาลในเลือด (impaired glucose tolerance) และความไวที่ลดลงของอินซูลิน (insulin sensitivity)⁽²⁵⁾ นอกจากนี้ยังสามารถเห็นไขมันที่พอกตับ (hepatic steatosis)⁽²⁶⁾ และไขมันที่แทรกอยู่ในกล้ามเนื้อ⁽²⁷⁾ ข้อเสียของการตรวจโดย CT คือผู้ป่วยได้รับรังสีสูงมากเมื่อเทียบกับการตรวจด้วย DEXA จึงเป็นข้อจำกัดที่จะใช้ตรวจติดตามการรักษา และยังเป็นข้อจำกัดที่จะตรวจในสตรีมีครรภ์และเด็กที่กำลังเจริญเติบโต ทั้งยังมีค่าใช้จ่ายที่สูงกว่า และมีเฉพาะในโรงพยาบาลขนาดใหญ่

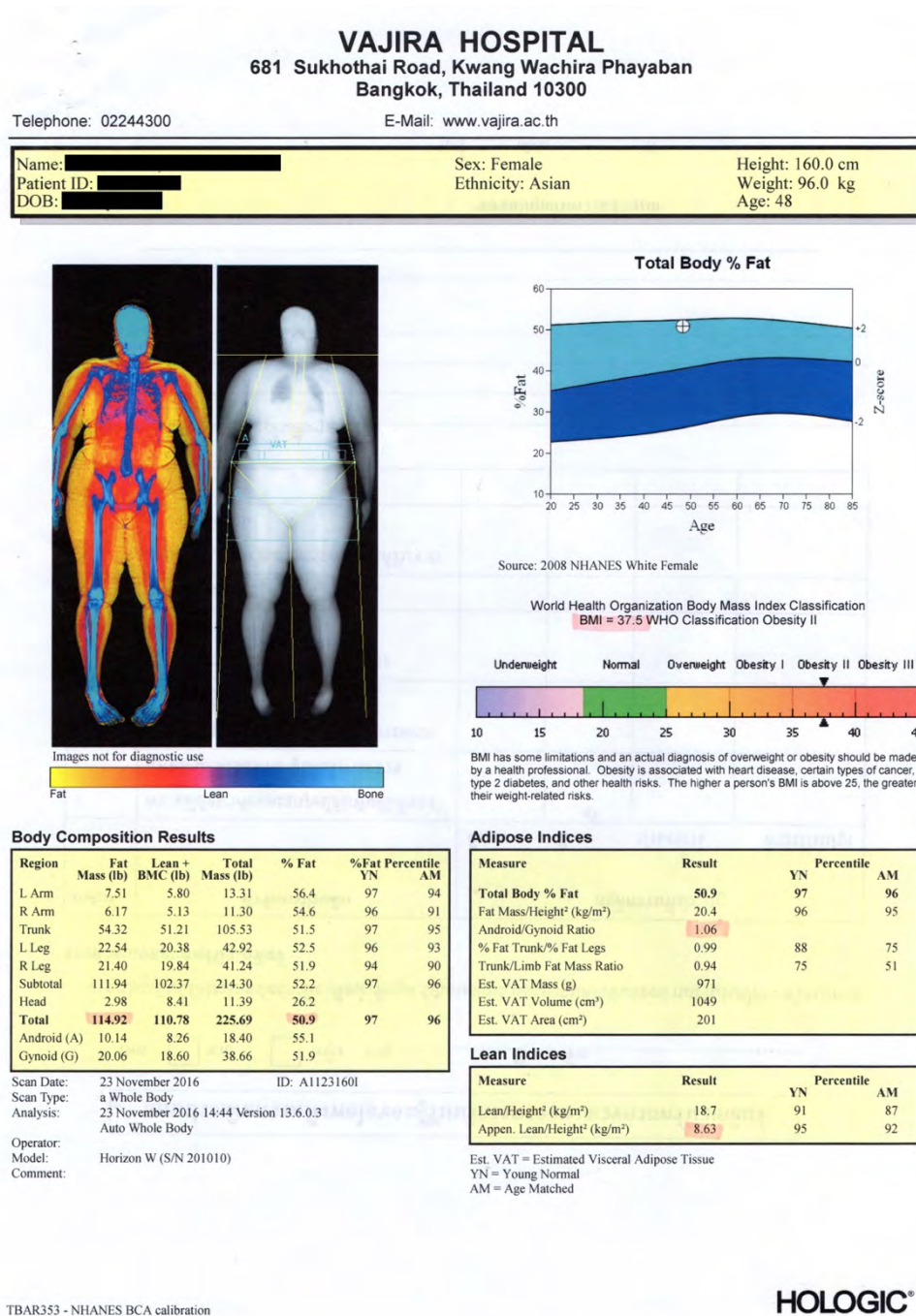
Magnetic Resonance Imaging (MRI)

เป็นเครื่องมือที่สามารถวัดมวลไขมัน กล้ามเนื้อและกระดูกของร่างกาย และวัดการกระจายของเนื้อเยื่อไขมัน (regional adipose tissue distribution) ได้ดีเช่นเดียวกับการตรวจด้วยวิธี CT แต่มีข้อดีกว่าคือผู้ป่วยไม่ได้รับรังสี เนื่องจากใช้หลักการของคลื่นแม่เหล็ก สามารถติดตามการเปลี่ยนแปลงได้ ข้อเสียคือ ค่าใช้จ่ายที่สูงมากเมื่อเทียบกับ DEXA และ CT และมีเฉพาะในโรงพยาบาลใหญ่ ทั้งการตรวจโดยวิธี DEXA, CT และ MRI ต่างก็วัด body composition และไขมันเฉพาะที่ได้ดี แม้จะมีการศึกษาพบว่า วิธีการตรวจโดย DEXA ในการวัดปริมาณมวลไขมันทั้งหมด (total fat mass) จะได้ค่าต่ำกว่าความเป็นจริง (underestimate)⁽²⁸⁾ แต่ในการตรวจวัด visceral fat mass มีความน่าเชื่อถือทั้งการตรวจโดยวิธี DEXA, CT และ MRI

บทสรุป

ภาวะน้ำหนักเกินและโรคอ้วนมีจำนวนเพิ่มขึ้นอย่างมาก และเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดโรคเบาหวานและโรคหัวใจและหลอดเลือด วิธีการตรวจ DEXA, CT และ MRI เป็นวิธีที่ทำให้ทราบถึง body composition และการกระจายของชั้นไขมัน ซึ่งจะมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงทางเมตาบอลิซึมของร่างกาย ด้วยเทคโนโลยีที่มีการพัฒนาขึ้นอย่างมาก การตรวจโดยวิธี DEXA สามารถตรวจหามวลไขมัน กล้ามเนื้อและกระดูก และการกระจายของไขมันได้แม่นยำมากขึ้น เป็นการตรวจที่ใช้เวลาน้อย

ปลอดภัย (ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับน้อย) และค่าใช้จ่ายถูกกว่า
การตรวจโดยวิธี CT และ MRI



รูปที่ 7 แสดงผลการตรวจ body composition ในเพศหญิงรูปร่างอ้วนมีค่า BMI = 37.5 โดยวิธี DEXA

เอกสารอ้างอิง

- Kelly T, Yang W, Chen CS, Reynolds K, He J. Global burden of obesity in 2005 and projections to 2030. *Int J Obes* 2008; 32: 1431–7.
- Vague J. Sexual differentiation. A determinant factor of the forms of obesity. 1947. *Obes Res* 1996; 4: 201–3.
- Vague J. The degree of masculine differentiation of obesities: a factor determining predisposition to diabetes, atherosclerosis, gout, and uric calculous disease. 1956. *Nutrition* 1999; 15: 89–90; discussion 91.
- Snijder MB, Zimmet PZ, Visser M, Dekker JM, Seidell JC, Shaw JE. Independent and opposite associations of waist and hip circumferences with diabetes, hypertension and dyslipidemia: the Aus Diab Study. *Int J Obes Relat Metab Disord* 2004; 28: 402–9.
- Karpe F, Pinnick KE. Biology of upper-body and lower-body adipose tissue – link to whole-body phenotypes. *Nat Rev Endocrinol* 2015; 11: 90–100.
- รายงานสถานการณ์โรค NCDs: มุ่งหน้าสู่เป้าหมายระดับโลก (kick off to the goals) สำนักงานพัฒนานโยบายสุขภาพระหว่างประเทศ สถิติปีที่: 2559 กระทรวงสาธารณสุข จ.นนทบุรี 11000.
- Boyko EJ, Fujimoto WY, Leonetti DL, Newell-Morris L. Visceral adiposity and risk of type 2 diabetes: a prospective study among Japanese Americans. *Diabetes Care* 2000; 23: 465–71.
- Vega GL, Adams-Huet B, Peshock R, Willett D, Shah B, Grundy SM. Influence of body fat content and distribution on variation in metabolic risk. *J Clin Endocrinol Metab* 2006; 91: 4459–66.
- Despres JP, Lemieux I. Abdominal obesity and metabolic syndrome. *Nature* 2006; 444: 881–7.
- Yusuf S, Hawken S, Ounpuu S, Bautista L, Franzosi MG, Commerford P, et al. Obesity and the risk of myocardial infarction in 27,000 participants from 52 countries: a case-control study. *Lancet* 2005; 366: 1640–9.
- Seabolt LA, Welch HJ, Silver HJ. Imaging methods for analyzing body composition in human obesity and cardiometabolic disease. *Ann N Y Acad Sci* 2015; 1353: 41–59.
- Byrne CD. Ectopic fat, insulin resistance and non-alcoholic fatty liver disease. *Proc Nutr Soc* 2013; 72: 412–9.
- Rehman AG, Zwaan M, Egger M. Adiposity and cancer risk: new mechanistic insights from epidemiology. *Nat Rev Cancer* 2015; 15: 484–98.
- Toombs RJ, Ducher G, Shepherd JA, De Souza MJ. The impact of recent technological advances on the trueness and precision of DXA to assess body composition. *Obesity* 2012; 20: 30–9.
- Wiklund P, Toss F, Weinehall L, Hallmans G, Franks PW, Nordström A, et al. Abdominal and gynecoid fat mass are associated with cardiovascular risk factors in men and women. *J Clin Endocrinol Metab* 2008; 93: 4360–6.
- Kender DL, Borges JLC, Fielding RA, Itabashi A, Krueger D, Muligan K, et al. The Official Positions of the International Society for Clinical Densitometry: Indication of use and reporting of DXA for body composition. *J Clin Densitom* 2013; 16: 496–507.
- Shepherd JA, Baim S, Bilezikian JP, Schousboe JT. Executive summary of the 2013 International Society for Clinical Densitometry Position Development Conference on Body Composition. *J Clin Densitom* 2013; 16(4): 489–95.
- Stults-Kolehmainen MA, Stanforth PR, Bartholomew JB et al. Fat in android, trunk, and peripheral regions varies by ethnicity and race in college aged women. *Obesity* 2012; 20: 660–5.
- Stults-Kolehmainen MA, Stanforth PR, Bartholomew JB, Lu T, Abolt CJ, Sinha R. DXA estimates of fat in abdominal, trunk and hip regions varies by ethnicity in men. *Nutr Diabetes* 2013; 3: e64.
- Okorodudu DO, Jumeau MF, Monton VM, Romeo-Corral A, Somers VK, Erwin PJ, et al. Diagnostic performance of body mass index to identify obesity as defined by body adiposity, a systematic review and meta-analysis. *Int J Obes* 2010; 34(5): 791–9.
- Kaul S, Rothney MP, Peters DM, Wacker WK, Davis CE, Shapiro MD, et al. Dual-energy X-ray absorptiometry for quantification of visceral fat. *Obesity* 2012; 20: 1313–8.
- Bosch TA, Dengel DR, Kelly AS, Sinaiko AR, Moran A, Steinberger J. Visceral adipose tissue measured by DXA correlates with measurement by CT and is associated with cardiometabolic risk factors in children. *Pediatr Obes* 2015; 10: 172–9.
- Kaul S, Rothney MP, Peters DM, Wacker WK, Davis CE, Shapiro MD, et al. Dual-Energy X-ray absorptiometry for quantification of visceral fat. *Obesity* 2012; 20: 1313–8.
- D Choi YJ, Seo YK, Lee EJ, Chung YS. Quantification of visceral fat using dual-energy X-ray absorptiometry and its reliability according to the amount of visceral fat in Korean adults. *J Clin Densitom* 2015; 18: 192–7.

25. Carroll JF, Chiapa AL, Rodriguez M, Phelps DR, Cardarelli KM, Vishwanatha JK, et al. Visceral fat, waist circumference, and BMI: impact of race/ethnicity. *Obesity* 2008; 16: 600–7.
26. Mellinger JL, Pencina KM, Massaro JM, Hoffmann U, Seshadri S, Fox CS, et al. Hepatic steatosis and cardiovascular disease outcomes: An analysis of the Framingham Heart Study. *J Hepatol* 2015; 63: 470–6.
27. Eastwood SV, Tillin T, Wright A, Mayet J, Godsland I, Forouhi NG, et al. Thigh fat and muscle each contribute to excess cardiometabolic risk in South Asians, independent of visceral adipose tissue. *Obesity* 2014; 22: 2071–9.
28. Kullberg J, Brandberg J, Angelhed JE, Frimmel H, Bergelin E, Strid L, et al. Whole-body adipose tissue analysis: comparison of MRI, CT and dual energy X-ray absorptiometry. *Br J Radiol* 2009; 82: 123–30.

การศึกษาประสิทธิภาพการติดฉลากเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม ในคนปกติสำหรับตรวจการทำงานของหัวใจห้องล่างซ้ายที่โรงพยาบาล จุฬาลงกรณ์ A study of technetium-99m red blood cell labeling efficiency in normal subjects for LVEF at King Chulalongkorn Memorial Hospital

ฉัตรชัย นาวิกสิน^{1*} • แสงจันทร์ เกษนา¹ • นนทชา ศิริทรานนท์¹ • ภัทธร พุทธนิยม¹ • สุภัทพร เทพมงคล²

¹สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร 10330

²ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร 10330

*Correspondence to: chatchai_navy@hotmail.com

Thai J Rad Tech 2018;43(1):57-63

บทคัดย่อ

บทนำ: การติดฉลากเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม จะมีปัจจัยหลายอย่างที่รบกวนการติดฉลากทั้งที่ทราบสาเหตุ และไม่ทราบสาเหตุ ทำให้บางครั้งได้ภาพที่มีคุณภาพไม่ดี ซึ่งอาจพบได้เป็นครั้งคราวในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ทำให้ต้องมีการเพิ่มระยะเวลาในการถ่ายภาพให้นานขึ้นหรือนัดคนไข้มาทำซ้ำ ในกรณีที่ร้อยละของการติดฉลากเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม มีค่าต่ำมาก

วัตถุประสงค์: การศึกษานี้ต้องการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการติดฉลากกับการประเมินผลการติดฉลากจากภาพที่ได้โดยรังสีแพทย์ และต้องการหาข้อบ่งชี้การติดฉลากที่ไม่ดีในคนปกติ

วิธีการศึกษา: ศึกษาในผู้ป่วยที่ส่งมาตรวจการทำงานของหัวใจห้องล่างซ้ายก่อนให้ยาเคมีบำบัดและอาสาสมัครที่ไม่ได้รับประทานยาที่มีผลต่อการติดฉลากของเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม เทอร์โมกราฟิก หาร้อยละของการติดฉลากเม็ดเลือดแดงเทียบกับการประเมินคุณภาพของภาพถ่ายปอดด้านหน้า (Anterior) แบบอยู่กับที่ (Static) โดยใช้เมตริกซ์ขนาด 256x256 ตั้งค่าการถ่ายภาพนาน 2 นาที ด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาของ Siemens รุ่น ECAM ใช้คอลลิเมเตอร์แบบ Low Energy High Resolution (LEHR) และให้รังสีแพทย์ประเมินการติดฉลากจากภาพที่ได้ว่าต่ำ ปานกลาง หรือ ดี

ผลการศึกษา: ในผู้เข้าร่วมโครงการทั้งหมด 70 ราย มี 3 ราย ที่ได้รับสารเภสัชรังสีซึ่งมีร้อยละของการติดฉลากต่ำกว่า 10 และรังสีแพทย์ประเมินประสิทธิภาพการติดฉลากจากภาพที่ได้ในระดับต่ำ มี 3 ราย ที่ได้รับสารเภสัชรังสีซึ่งมีร้อยละของการติดฉลากอยู่ระหว่าง 10-30 และรังสีแพทย์ประเมินประสิทธิภาพการติดฉลากจากภาพที่ได้ในระดับปานกลาง ที่เหลืออีก 64 ราย ได้รับสารเภสัชรังสีซึ่งมีร้อยละของการติดฉลากสูงกว่า 50 และรังสีแพทย์ประเมินประสิทธิภาพการติดฉลากจากภาพที่ได้ในระดับดี

สรุปผลการศึกษา: ในการประเมินประสิทธิภาพของการติดฉลากเม็ดเลือดแดงด้วยเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม ถ้าร้อยละของการติดฉลากต่ำกว่า 10 จะได้ภาพที่มีคุณภาพต่ำมาก ควรนัดมาตรวจใหม่ ถ้าร้อยละของการติดฉลากอยู่ระหว่าง 10-30 ควรเพิ่มระยะเวลาของการถ่ายภาพให้มากกว่าปกติ 2-3 เท่า และให้รังสีแพทย์ตรวจสอบคุณภาพของภาพที่ได้ก่อนให้ผู้ป่วยกลับบ้าน

คำสำคัญ: การติดฉลากเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม, ประสิทธิภาพการติดฉลาก

Abstract

Introduction: There are many factors that diminishing the labeling of Tc-99m with Red Blood Cell. It sometimes occurred in nuclear medicine examination, and needed more acquisition time or repeating the examination in worst case.

Objective: The purpose of this study is to compare labeling efficiency with image evaluation for labeling yield by nuclear medicine physician and to find the incident of poor labeling in normal subjects.

Materials and methods: Patients with request for pre-chemotherapy Left Ventricular Ejection Fraction (LVEF) as baseline study and volunteers who did not on drug affecting red blood cell (RBC) labeling were included in this study. We measured labeling efficiency (LE), and performed anterior chest static image using Siemens SPECT camera model ECAM with Low Energy High Resolution (LEHR) collimator, matrix size 256x256, duration 2 minutes then submitted this image to nuclear medicine physician to evaluate the image as poor, moderate or good labeling.

Results: There were 70 cases, 3 cases had LE < 10% with poor image evaluation, 3 cases had LE between 10-30% with moderate image evaluation and 64 cases had LE > 50% with good image evaluation.

Conclusion: Repeated examination was needed if LE was less than 10% because of the poor image quality. If LE was between 10-30%, the technologist should increase the acquisition time 2-3 times more than usual. The image quality should met nuclear medicine physician satisfaction before discharging the patient.

Keywords: Tc-99m labeled red blood cells, Labeling Efficiency

บทนำ

การติดฉลากเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม (Tc-99m) เริ่มมีการนำมาใช้ทางคลินิกตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960⁽¹⁾ แต่มีประสิทธิภาพการติดฉลาก (Labeling Efficiency) ต่ำ ต่อมาได้มีการพัฒนากรรมวิธีติดฉลากจนมีประสิทธิภาพสูงขึ้น และมีการใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบันสำหรับตรวจหาค่าการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย (MUGA Scan) เพื่อใช้ประเมินการทำงานของหัวใจ หรือใช้ตรวจหาจุดที่มีเลือดออกในระบบทางเดินอาหารส่วนล่าง (Lower GI bleeding) และเนื้องอกที่ตับประเภท Hemangioma การติดฉลากแต่ละวิธีมีหลักการที่คล้ายกันคือ⁽²⁾

1. การให้สแตนนัส ไอออนเข้าสู่เซลล์เม็ดเลือดแดง
2. การขจัดสแตนนัส ไอออน ส่วนเกินที่อยู่นอกเซลล์เม็ดเลือดแดง

3. การเติมเทคนิคซีเอ็มเปอร์เทคนิคการติดฉลากสามารถแบ่งออกได้เป็น⁽³⁾

1. การติดฉลากภายในร่างกาย (In Vivo Method) โดยการฉีดสแตนนัสซึ่งโดยทั่วไปจะอยู่ในรูปของสแตนนัสไพโรฟอสเฟต (Stannous pyrophosphate: $\text{Sn}_2\text{P}_2\text{O}_7$) 15 มิลลิกรัมต่อน้ำหนักตัว 1 กิโลกรัม เข้าทางหลอดเลือดดำทั้งไว้ 15-30 นาที แล้วฉีดเทคนิคซีเอ็มเปอร์

เทคนิค (TcO₄⁻) เข้าทางหลอดเลือดดำเพื่อให้เกิดการติดฉลากเม็ดเลือดแดงขึ้นภายในร่างกาย จะให้ร้อยละของประสิทธิภาพการติดฉลากราว 75-85 (บ่อยครั้งที่พบว่าร้อยละของ ประสิทธิภาพการติดฉลากต่ำราว 60-65)⁽⁴⁾ ข้อดีของวิธีนี้คือทำงาน รวดเร็วและไม่แพง แต่ข้อเสียคือให้ประสิทธิภาพการติดฉลากต่ำกว่าวิธีอื่น

2. การติดฉลากภายนอกในร่างกาย (In Vitro Method) กระทำโดยการดูดเลือด ด้วยกระบอกฉีดยาที่มีสารป้องกันการแข็งตัวของเลือดและสแตนนัสไอออนแล้วทิ้งไว้ที่อุณหภูมิห้องนาน 10-20 นาที นำเลือดไปปั่นเพื่อแยกพลาสมาออก จากนั้นเติมเทคนิคซีเอ็มเปอร์เทคนิค (TcO₄⁻) ลงไปทิ้งไว้ที่อุณหภูมิห้องนาน 10 นาที นำไปปั่นอีกครั้งเพื่อแยกพลาสมาที่เหลือออกแล้วจึงฉีดกลับเข้าสู่ร่างกาย วิธีนี้มีประสิทธิภาพในการติดฉลากเม็ดเลือดแดงสูงที่สุดใน 3 วิธี กล่าวคือ มีร้อยละของการติดฉลากประมาณ 95 แต่ข้อเสียคือนอกจากใช้เวลาเพิ่มขึ้นแล้ว ยังจำเป็นการปั่นเลือดเพื่อแยกพลาสมา อีกทั้งการเตรียมภายใต้สภาวะปราศจากเชื้อ ปัจจุบันมีชุดการเตรียมยาสำเร็จรูปจำหน่ายที่เรียกว่า UltraTag RBC kit ซึ่งไม่จำเป็นต้องนำเลือดไปปั่น แต่ราคาของชุดเตรียมยาสำเร็จรูปนี้มีราคาสูง

3. การดัดแปลงการติดฉลากภายในร่างกาย (Modified in Vivo Method) วิธีนี้พัฒนาขึ้นเพื่อให้ได้ประสิทธิภาพการติดฉลากสูงขึ้น ซึ่งกระทำเหมือนการติดฉลากภายในร่างกายโดยหลังจากฉีดสแตนนัส แล้วดูดเลือดออกมา 3-5 มิลลิลิตร โดยใช้กระบอกฉีดยาที่ใส่ในอุปกรณ์ป้องกันรังสีที่มีสารป้องกันการแข็งตัวของเลือดและเทคนิคซีมปอร์เทคนิเตท (TcO_4^-) ผสมอยู่ เขย่าเบาๆ ที่อุณหภูมิห้องนาน 10 นาที แล้วจึงฉีดกลับเข้าสู่ร่างกาย จะให้ร้อยละของประสิทธิภาพการติดฉลากเพิ่มขึ้นถึง 90 แต่ข้อเสียคือใช้เวลาเตรียมยาเพิ่มขึ้นและต้องเตรียมยาภายใต้สภาวะปราศจากเชื้อ (Sterility technique)

นอกจากนี้ยังมีปัจจัยอื่นๆอีกที่ทำให้ประสิทธิภาพการติดฉลากเม็ดเลือดแดงลดลงซึ่งมีได้หลายสาเหตุ ดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงสาเหตุที่มีผู้รายงานว่าทำให้ประสิทธิภาพการติดฉลากเม็ดเลือดแดงลดลง⁽⁵⁾

1. Catheter ที่มี เฮพาริน
2. การฉีดยาผ่านทางสายที่มี dextrose
3. สแตนนัสไอออน (Sn^{2+}) ไม่เพียงพอ
4. ได้รับการฉีดยาที่รังสีที่เป็นสารประกอบของไอโอดีน (ภายใน 24 ชั่วโมง)
5. สแตนนัสไอออน (Sn^{2+}) มากเกินไป
6. ค่า Hematocrit ต่ำ
7. ใช้เทคนิคซีมที่ได้จากการ elute ครั้งแรกจะมีพาหะมาก (Carrier)
8. ยาเกี่ยวกับโรคความดันและโรคหัวใจบางตัวเช่น hydralazine, prazosin, methyldopa, propranolol, digoxin, quinidine
9. โรคที่ทำให้เกิดสารภูมิต้านทานเม็ดเลือดแดงได้แก่ chronic lymphocytic leukemia, non-Hodgkin's lymphoma และ systemic lupus erythematosus
10. โรคเม็ดเลือดแดงรูปเคียว (Sickle cell)
11. เคมีบำบัด เช่น Doxorubicin
12. Incubation with anti-RhD serum
13. มีการผสมสารต้านออกซิเดชันในสารละลาย
14. ออกซิเดชันของเทคนิคซีมกับอากาศ
15. ระบบภูมิคุ้มกันบกพร่อง
16. ยาที่เป็นพิษต่อเซลล์, ยาภูมิต้านทานและยาปฏิชีวนะ เช่น เพนนิซิลลิน

สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย เลือกใช้วิธีการดัดแปลงการติดฉลากเม็ดเลือดแดงภายในร่างกายในการให้บริการการตรวจเพราะให้ประสิทธิภาพการติดฉลากที่สูงกว่าการติดฉลากแบบภายในร่างกาย แต่วิธีการเตรียมไม่ยุ่งยากมากนัก และราคาไม่แพง ส่วนใหญ่จะเป็นการตรวจการทำงานของหัวใจห้องล่างซ้ายเพื่อวัดสัดส่วนของปริมาตรเลือดหลังการบีบตัวกับก่อนการบีบตัว (Left Ventricular Ejection Fraction; LVEF) โดยวิธีการตรวจแบบ Multiple Gated Acquisition Scan (MUGA Scan) เนื่องจากแพทย์ต้องการดูความเป็นพิษต่อหัวใจ (Cardio-toxicity) ของการให้เคมีบำบัดในการรักษาโรคมะเร็ง พบว่าบางรายให้ผลการติดฉลากเม็ดเลือดแดงที่ต่ำมาก อาจเป็นผลเนื่องมาจาก (1) ยาเคมีบำบัด (2) ขั้นตอนการติดฉลาก หรือ (3) ตัวผู้ป่วยเอง ทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพไม่ดี ดังแสดงในภาพที่ 1 ส่งผลต่อการเพิ่มเวลาในการถ่ายภาพให้นานขึ้น บางครั้งแพทย์ไม่สามารถแปลผลได้ต้องนัดคนไข้มาตรวจซ้ำทำให้เสียเวลาเนื่องจากไม่ได้มีการหาประสิทธิภาพของการติดฉลาก โดยจะทราบว่าการติดฉลากดีหรือไม่ก็ต่อเมื่อเริ่มทำการถ่ายภาพแล้ว



ภาพที่ 1 แสดงตัวอย่างภาพ LAO ของการตรวจ MUGA ที่มีประสิทธิภาพการติดฉลากไม่ดี ทำให้ต้องใช้เวลาในการถ่ายภาพนานขึ้น ในภาพใช้เวลา 55 นาที จึงพอมองเห็นห้องหัวใจได้

ในการศึกษาครั้งนี้ต้องการเปรียบเทียบการหาประสิทธิภาพการติดฉลากเม็ดเลือดแดงในคนปกติเทียบกับการประเมินผลการติดฉลากจากภาพที่ได้โดยรังสีแพทย์เพื่อหาอุบัติการณ์การติดฉลากที่ต่ำ จนมีผลกระทบต่อการตรวจ

ว่ามีค่าต่ำขนาดไหนที่รังสีแพทย์บอกว่าได้ภาพที่มีคุณภาพต่ำจากการติดฉลากที่ไม่ดี เพื่อให้เน้นรังสีการแพทย์ใช้เป็นเกณฑ์เพิ่มเวลาในการถ่ายภาพเก็บข้อมูลให้นานขึ้น จนได้ภาพที่รังสีแพทย์สามารถแปลผลได้ หรือจะต้องนัดคนไข้มาทำซ้ำ ในกรณีที่คุณภาพของภาพถ่ายทางการแพทย์ไม่สามารถยอมรับได้เนื่องจากผลการติดฉลากต่ำมาก

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ผ่านการพิจารณาจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิธีการศึกษา

ศึกษาวิจัยเชิงพรรณนาแบบไปข้างหน้า โดยการเก็บข้อมูลจากคนไข้ที่แพทย์ส่งมาทำ MUGA Scan ก่อนให้เคมีบำบัดและอาสาสมัครในคนปกติที่ไม่ได้เป็นโรคเกี่ยวกับโรคเลือด โรคหัวใจ หรือไม่ได้รับยาเคมีบำบัดภายใน 6 เดือน โดยมีวิธีการดังต่อไปนี้

1. การติดฉลากเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม โดยการฉีดสแตนนัส(II)คลอไรด์ (SnCl_2) 2 มิลลิกรัม (จัดจำหน่ายโดยสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ) เข้าทางหลอดเลือดดำ จากนั้นรอเวลาประมาณ 20 นาที จึงดูดเลือดออกมา 10 มิลลิกรัมโดยใช้หลอดฉีดยาที่มีสารป้องกันการแข็งตัวของเลือด (ใช้เฮพารินที่ติดอยู่ในหลอดฉีดยา) แล้วเติมเทคนิคซีเอ็มเปอร์เทคนิคเตท (TcO_4) 740 เมกกะเบคเคอเรล ใช้เวลาผสมโดยการเขย่าเบาๆ ให้เข้ากันนาน 10 นาที ที่อุณหภูมิห้อง จากนั้นจึงฉีดเลือดที่ติดฉลากแล้วนี้กลับเข้าสู่ร่างกาย ดังภาพที่ 2 (ก่อนฉีดให้แบ่งเลือดที่ติดฉลากนี้มา 0.2 มิลลิกรัม สำหรับใช้หาประสิทธิภาพการติดฉลาก)



ภาพที่ 2 แสดงการฉีดสแตนนัส(II)คลอไรด์เข้าทางหลอดเลือดดำ (1) การดูดเลือดมาผสมกับเทคนิคซีเอ็มเปอร์เทคนิคเตทในหลอดฉีดยาที่มีเฮพาริน (2) และการฉีดเลือดที่ผสมแล้วกลับเข้าสู่ร่างกาย (3)

2. การหาประสิทธิภาพการติดฉลากโดยการเติมน้ำเกลือ (0.1% NSS) ลงในหลอดบรรจุเลือดที่ติดฉลากแล้ว ซึ่งแบ่งไว้ (0.2 มิลลิกรัม) จนมีปริมาตร 2 มิลลิกรัม นำไปปั่นที่ 2000 รอบต่อนาทีเป็นเวลา 2 นาที จากนั้นแยกพลาสมาและเม็ดเลือดแดง ดังภาพที่ 3 นำไปวัดความเข้มรังสีด้วยเครื่อง Dose calibrator แล้วคำนวณหาประสิทธิภาพการติดฉลากโดย⁽⁶⁾

ประสิทธิภาพการติดฉลาก (%) =

$$\frac{\text{ความเข้มรังสีของเม็ดเลือดแดง}}{\text{ความเข้มรังสีของเม็ดเลือดแดง} + \text{ความเข้มรังสีของพลาสมา}} \times 100$$



ภาพที่ 3 แสดงหลอดบรรจุเลือดที่เติมน้ำเกลือหลักคลอไรด์เข้าทางหลอดเลือดดำ (1) การแยกพลาสมาและเม็ดเลือดแดง (2) นำไปวัดความเข้มรังสี (3)

3. การถ่ายภาพหน้าอกด้านหน้า (Anterior) แบบอยู่กับที่ (Static) ขอบบนให้ครอบคลุมต่อมไทรอยด์ด้วยเครื่อง SPECT ของบริษัท Siemens รุ่น ECAM ใช้คอลลิเมเตอร์แบบ LEHR ใช้ขนาดของเมทริกซ์ (matrix size) 256×256 อัตราขยาย (zoom) 1 นาน 2 นาที ดังภาพที่ 4 แล้วให้รังสีแพทย์ประเมินผลการติดฉลากจากภาพที่ได้ว่าต่ำปานกลางหรือดี



ภาพที่ 4 แสดงตัวอย่างภาพที่รังสีแพทย์ใช้ประเมินผลการติดฉลาก

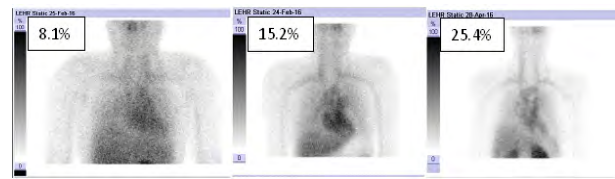
ผลการศึกษา

ระยะเวลาเก็บข้อมูลตั้งแต่เดือนกรกฎาคม 2558 ถึงเดือนกันยายน 2559 มีผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยทั้งหมด 70 ราย เป็นชาย 21 ราย เป็นหญิง 49 ราย อายุเฉลี่ย 43.25 ± 11.49 ปี (ค่าเฉลี่ย $\pm$ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน)

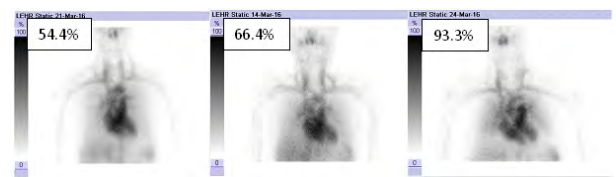
ผลการศึกษาหาประสิทธิภาพของการติดฉลากเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็มเปอร์เทคนิคได้ผลดังแสดงในตารางที่ 2 พบว่า มี 3 ราย ที่มีร้อยละของประสิทธิภาพการติดฉลากต่ำกว่า 10 และรังสีแพทย์ประเมินผลการติดฉลากจากภาพที่ได้ว่าไม่ดี (Poor) มี 3 ราย ที่มีร้อยละของประสิทธิภาพการติดฉลากอยู่ระหว่าง 10-30 และรังสีแพทย์ประเมินผลการติดฉลากจากภาพที่ได้ว่าปานกลาง (Moderate) ดังแสดงตัวอย่างในภาพที่ 5 ส่วนที่เหลือ 64 ราย มีร้อยละของประสิทธิภาพการติดฉลากสูงกว่า 50 และรังสีแพทย์ประเมินผลการติดฉลากจากภาพที่ได้ว่าดี (Good) ดังแสดงตัวอย่างในภาพที่ 6 ผลรวมทั้งหมดมี 6 ราย ที่มีร้อยละของประสิทธิภาพการติดฉลากต่ำกว่า 30 คิดเป็นร้อยละ 4.2 จากผู้เข้าร่วมโครงการทั้งหมด

ตารางที่ 2 แสดงร้อยละของประสิทธิภาพการติดฉลากเม็ดเลือดแดงกับเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็มเปอร์เทคนิค และการประเมินผลการติดฉลากจากภาพถ่ายโดยรังสีแพทย์

ร้อยละของ ประสิทธิภาพการ ติดฉลาก	จำนวน (ราย)	การประเมินผลการติด ฉลากจากรังสีแพทย์
10<	3	ต่ำ
10-20	2	ปานกลาง
20-30	1	ปานกลาง
50-60	2	ดี
60-70	7	ดี
70-80	17	ดี
80-90	27	ดี
>90	11	ดี
รวม	70	



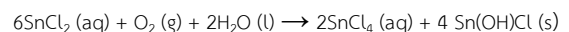
ภาพที่ 5 แสดงตัวอย่างภาพถ่ายที่รังสีแพทย์ประเมินว่ามีผลการติดฉลากไม่ดี และปานกลาง เทียบกับร้อยละของประสิทธิภาพการติดฉลากที่ได้จากการวัด



ภาพที่ 6 แสดงตัวอย่างภาพถ่ายการติดฉลากเม็ดเลือดแดงที่มีประสิทธิภาพการติดฉลากเกินร้อยละ 50 และรังสีแพทย์ประเมินจากภาพที่ได้ว่าผลการติดฉลากดี

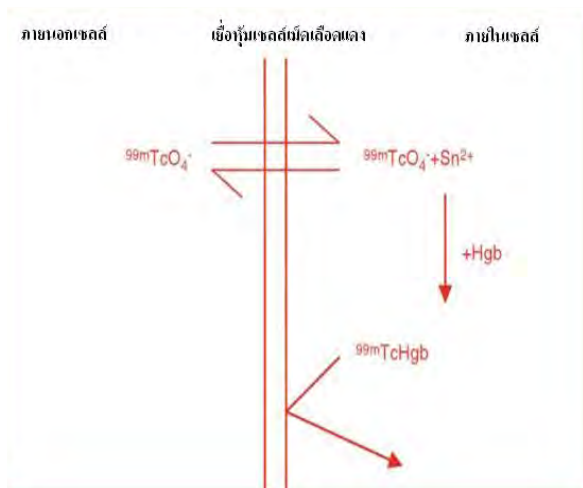
อภิปรายผลและสรุป

ในการศึกษานี้ผู้วิจัยใช้สแตนนัสไอออน (Sn^{2+}) ที่ได้จากการแตกตัวของสแตนนัส(II)คลอไรด์ (SnCl_2) ในรูปแบบยาฉีด ซึ่งมีข้อควรระวังคือการทำปฏิกิริยากับออกซิเจน ดังสมการที่ 1⁽⁷⁾ ได้เป็นสแตนนัสไอออน (Sn^{4+}) และตะกอนของเกลีอัสแตนนัส



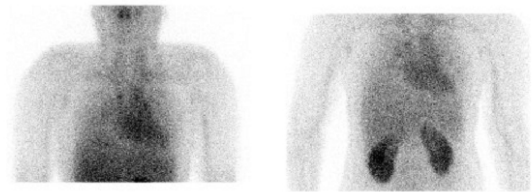
โดยสแตนนัสไอออน (Sn^{2+}) สามารถแพร่กระจายเข้าสู่ภายในเซลล์เม็ดเลือดแดงได้และจับกับส่วนประกอบของเซลล์ เมื่อปล่อยให้สแตนนัสไอออน (Sn^{2+}) เข้าสู่เซลล์แล้วจึงเติมเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็มเปอร์เทคนิค (TcO_4^-) ลงไป เทคนิคซีเอ็ม-99เอ็มเปอร์เทคนิค (TcO_4^-) สามารถแพร่กระจายเข้าออกผ่านเยื่อหุ้มเซลล์เม็ดเลือดแดงได้อย่างอิสระ ดังภาพที่ 7 ถ้าภายในเซลล์มีสแตนนัสไอออน (Sn^{2+}) จะเกิดปฏิกิริยารีดอกซ์ทำให้เทคนิคซีเอ็มมีเลขวาเลนซ์เปลี่ยนจาก +7 เป็น +4 และจับกับฮีโมโกลบินตรงส่วนที่เรียกว่า β chain⁽⁸⁾ เทคนิคซีเอ็มที่จับกับฮีโมโกลบินแล้วจะไม่สามารถผ่านเยื่อหุ้มเซลล์เม็ดเลือดแดงออกมาได้ ส่วนสแตนนัสไอออน (Sn^{2+}) ที่อยู่นอกเซลล์ซึ่งมีคุณสมบัติในการละลายน้ำได้ จะจับรวมกับสารประกอบต่างๆภายในระบบไหลเวียนของร่างกาย เกิดเป็นตะกอนของเกลีอัสแตนนัสที่

ไม่ละลายน้ำ และร่างกายจะกำจัดออกจากระบบไหลเวียน เลือดด้วยกระบวนการ Reticuloendothelial system



ภาพที่ 7 แสดงเทคนิคเข็มที่จับกับฮีโมโกลบินแล้วจะไม่สามารถผ่านเยื่อหุ้มเซลล์เม็ดเลือดแดงออกมาได้

สแตนนัสไอออน (Sn^{2+}) ที่อยู่นอกเซลล์นี้จะทำปฏิกิริยารีดอกซ์กับเทคนิคเข็มที่อยู่ในกระแสเลือด ทำให้เทคนิคเข็มมีเลขวาเลนซ์เป็น +4 ขณะอยู่นอกเซลล์ได้ ทำให้เทคนิคเข็มนี้ไม่สามารถผ่านเยื่อหุ้มเซลล์เข้าไปภายในได้ มีผลทำให้ประสิทธิภาพการติดฉลากลดลง⁽⁹⁾ นอกจากนี้สารป้องกันเลือดแข็งตัวที่เราใช้คือเฮพาริน ถ้ามีปริมาณมากเกินไปในสถานะที่มีสแตนนัสไอออน (Sn^{2+}) อยู่ด้วย เฮพารินจะจับกับเทคนิคเข็มและถูกขับออกทางไต⁽¹⁰⁾ ทำให้เหลือเทคนิคเข็มเข้าไปในเซลล์เม็ดเลือดแดงได้น้อยมีผลทำให้ได้ประสิทธิภาพการติดฉลากลดลงเช่นกัน ในกรณีปริมาณฉีดสแตนนัส(II)คลอไรด์ (SnCl_2) ที่ฉีดเข้าป็น้อยไม่เพียงพอในการทำปฏิกิริยารีดอกซ์ จะมีเทคนิคเข็มอิสระที่เหลือ (Free pertechnetate; TcO_4^-) กระจาย (Diffuse) ไปสู่ช่องเหลวภายนอกเซลล์ (Extracellular fluid) ไปสะสมที่กระเพาะอาหาร ลำไส้ และ ต่อมไทรอยด์ เป็นต้น จากการศึกษาในครั้งนี้ไม่พบการสะสมของเทคนิคเข็มที่ต่อมไทรอยด์แม้จะมีร้อยละของการติดฉลากต่ำก็ตาม แสดงว่าไม่เหลือเทคนิคเข็มที่เป็นอิสระ แต่พบว่ามีค่าแบ็คกราวด์มีค่าสูง อาจเนื่องมาจากการเกิดสารประกอบของเทคนิคเข้มนอกเซลล์เม็ดเลือด ซึ่งสารประกอบนี้จะถูกขับออกทางไต ดังภาพที่ 8 เมื่อเปรียบเทียบกับภาพที่มีประสิทธิภาพการติดฉลากดี ดังภาพที่ 9 จะเห็นได้เพียงเล็กน้อยเท่านั้น



ภาพที่ 8 แสดงภาพถ่ายที่มีประสิทธิภาพการติดฉลากเม็ดเลือดแดงที่ไม่ดีจะเห็นได้ แต่ไม่เห็นต่อมไทรอยด์



ภาพที่ 9 แสดงภาพถ่ายที่มีประสิทธิภาพการติดฉลากที่ดีจะเห็นได้เพียงเล็กน้อย และไม่เห็นต่อมไทรอยด์

สภาวะร่างกายของแต่ละบุคคลจะมีความหลากหลายและความสลับซับซ้อนแตกต่างกันไป⁽¹¹⁾ การติดฉลากแม้จะใช้วิธีเดียวกันแต่อาจให้ผลไม่เป็นไปตามที่คาดหวังได้ เนื่องจากมีปัจจัยหลายอย่างที่มีผลต่อประสิทธิภาพการติดฉลาก ปัจจัยบางอย่างสามารถควบคุมได้ เช่น การระมัดระวังการทำปฏิกิริยากับออกซิเจน, การเลือกใช้สารป้องกันการแข็งตัวของเลือด, การชักประวัติการได้รับยา เป็นต้น แต่บางปัจจัยไม่สามารถควบคุมได้ เช่น โรคเกี่ยวกับเลือด, โรคภูมิคุ้มกันบกพร่อง แต่ไม่ใช่ทุกรายจะให้ผลเหมือนกันหมดขึ้นอยู่กับสภาพร่างกายของผู้ป่วยแต่ละคนด้วย ในการศึกษาครั้งนี้มีร้อยละ 4.2 ที่มีประสิทธิภาพการติดฉลากต่ำกว่าร้อยละ 30 แม้จะเป็นคนปกติที่ไม่ได้รับประทานยาประจำ ถ้าประสิทธิภาพการติดฉลากต่ำกว่าร้อยละ 10 ส่งผลให้ได้ภาพที่มีคุณภาพต่ำไม่สามารถยอมรับได้ ควรนัดผู้ป่วยมาตรวจใหม่ ถ้าประสิทธิภาพการติดฉลากอยู่ระหว่างร้อยละ 10- 30 ควรเพิ่มระยะเวลาในการถ่ายภาพให้มากกว่าปกติ 2-3 เท่า และให้รังสีแพทย์ตรวจสอบคุณภาพของภาพที่ได้ว่าพอเพียงหรือไม่ก่อนให้ผู้ป่วยกลับบ้าน

การติดฉลากด้วยวิธีการดัดแปลงการติดฉลากภายในร่างกายที่ใช้อยู่ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาด

ไทย มีความเหมาะสม เนื่องจากราคาไม่แพง ให้ผลที่ดี วิธีการเตรียมไม่ยุ่งยากมากนัก และเป็นหนึ่งในมาตรฐานที่ได้รับการแนะนำให้ใช้ทั้งในยุโรป⁽¹²⁾ และอเมริกา⁽¹³⁾ แต่ยังไม่ได้กำหนดให้รายงานประสิทธิภาพของการติดฉลาก เพียงแต่มีข้อเสนอแนะควรระวังผลกระทบต่อการติดฉลาก ดังนั้นหากมีข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพโดยการรายงาน ประสิทธิภาพของการติดฉลากเม็ดเลือดแดงด้วยเทคนิคซีเอ็ม-99เอ็ม ทางโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ก็พร้อมปฏิบัติ

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจากทุนวิจัยเพื่อการพัฒนาคุณภาพโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ประจำปีงบประมาณ 2558 -2559

เอกสารอ้างอิง

1. Sampson CB. Complications and difficulties in radiolabeling blood cells: A review. Nucl Med Commun 1996;17:648-658.
2. Callahan RJ. Radiolabeled Red Blood Cells: Method and Mechanisms Volume 12, Lesson 1 [cited 2014 Mar 21]. Available from; http://pharmacyce.unm.edu/nuclear_program/freelessonfiles/Vol12Lesson1.pdf
3. Strauss HW, Griffeth LK, Shahrokh FD, Gropler RJ. Cardiovascular system. In: Bernier DR, Christian PE, Laugan JK, editors. Nuclear medicine technology and technics, 3rd ed. St. Louis; Mosby Year Book;1994.p.279-281.
4. Thrall JH, Siezzman HA. Nuclear Medicine: The Requisites, St. Louis; Mosby Year Book;1995. p.73-74.
5. Idalet I, Cantez S. Poor-quality red blood cell labelling with technetium-99m: case report and review of the literature. Eur J Nucl Med 1994;21:173-175.
6. Patrick ST, Glowniak JV, Turner FE, Robbins MS, Wolfangel RG. Comparison of In Vitro RBC Labeling with the UltraTagRBC Kit Versus In Vivo Labeling, J Nucl Med 1991;32:242-244.
7. Karesh S. Tc-99m Radiopharmaceuticals. [cited 2017 Mar 21]. Available from http://www.meddean.luc.edu/lumen/meded/radio/nuc_med/radiopharm/sect-f2b.htm
8. Rehani MM, Sharma SK. Site of Tc-99m binding to the red blood cell: Concise communication, J Nucl Med 1980;21:676-678.
9. Srivastava SC, Chervu LR. Radionuclide-labeled red blood cell: Current status and future prospects, Sem Nucl Med 1984;14:68-82.
10. Grady E. Gastrointestinal bleeding scintigraphy in the early 21st century. J Nucl Med 2016;57:252-259
11. Dam HQ, Brandon DC, Grantham VV, Hilson AJ, Howarth DM, Maurer AH, Stabin MG, Tulchinsky M, Ziessman HA, Zuckier LS. The SNMMI procedure standard/EANM practice guideline for gastrointestinal bleeding scintigraphy 2.0. J Nucl Med Technol 2014;42:308-317 Landauer Inc. Dosimeters: InLight® Systems Dosimeters. [Internet]. 2005. [cited 2017 May 20]. Available from: <https://www.nagase-landauer.co.jp/english/inlight/pdf/Dosimeters/inlightdosimeters.pdf>
12. Hesse B, Lindhardt TB, Acampa W, Anagnostopoulos C, Ballinger J, Bax JJ, Edenbrandt W, Flotats A, Germano G, Stopar TG, et al. EANM/ESC guidelines for radionuclide imaging of cardiac function. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2008;35:851-885.
13. Corbett JR, Akinboboye OO, Bacharach SL, Borer JS, Botvinick EH, Henzlova MJ, Kriekinge SV. ASNC imaging guidelines for nuclear cardiology procedures: Equilibrium radionuclide angiography. J Nucl Cardiol 2006;13:e56-e79.

การเปรียบเทียบการวัดค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยหัววัดสองชนิดของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองรักษา

Comparison of computed tomography dose index measuring by two detector types of computed tomography simulator

ประภา สดโคกกรวด • เสาวนีย์ อัสวผาติบุญ* • จิราภรณ์ ธนบดีบุญศิริ • พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร

ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพมหานคร 10400

Prapa Sodkokkrud • Sawwanee Asavaphatiboon* • Jiraporn Thanabodeebonsiri • Puangpen Tangboonduangjit

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Mahidol University, Bangkok 10400

*Correspondence to: sawwanee.mahidol@gmail.com

Thai J Rad Tech 2018;43(1):64-68

บทคัดย่อ

บทนำ: โดยทั่วไปแล้วหน้าจอของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะมีการแสดงค่าปริมาณรังสีที่ได้รับจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ตามเทคนิคที่ใช้ ซึ่งการตรวจสอบความถูกต้องของค่าที่แสดงหน้าจอนี้มีความสำคัญก่อนนำไปใช้ โดยการตรวจสอบสามารถทำได้โดยการวัดค่าปริมาณรังสีที่ได้เทียบกับค่าที่แสดงบนหน้าจอ อย่างไรก็ตามหัววัดรังสีที่ใช้มีทั้งแบบชนิดบรรจุด้วยก๊าซ และชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง ซึ่งวิธีการวัดและคำนวณที่แตกต่างกัน

วัตถุประสงค์: การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ที่ได้จากหัวทั้งสองแบบ

วิธีการศึกษา: ทำการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองจากการใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำนวน 16 สไลซ์ สำหรับการจำลองรักษา รุ่น Optima 580 ของบริษัทจีอี เฮลท์แคร์ ประเทศไทย ด้วยหัววัดปริมาณรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซที่ใช้หลักการแตกตัวเป็นไอออน และหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง โดยใช้ฟารามีเตอร์ตามเทคนิคการตรวจสอบส่วนสมอง และช่องท้องของการจำลองรักษา นำค่าที่ได้มาหาร้อยละความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตร ที่แสดงบนหน้าจอและที่ได้จากการวัด

ผลการศึกษา: หัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็งสามารถวัดค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ได้น้อยกว่าหัววัดปริมาณรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซ โดยมีค่าร้อยละความแตกต่าง เท่ากับ 10.20 และ 5.02 สำหรับเทคนิคการตรวจสอบส่วนสมอง และ การตรวจสอบช่องท้อง ตามลำดับ

สรุปผลการศึกษา: ค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่วัดได้จากหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็งมีค่าน้อยกว่าที่วัดได้จากรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซ

คำสำคัญ: เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษา, หุ่นจำลอง, หัววัดรังสีชนิดบรรจุด้วยก๊าซ, หัววัดรังสีชนิดตัวกลางเป็นของแข็ง

Abstract

Introduction: In general, the computed tomography screen displays the volume CT dose index ($CTDI_{vol}$) received from a computed tomography by following the technique used. Verifying the display values is important before using them. This can be done by measuring the amount of radiation that is presented on the screen. However, there are 2 types of radiation detectors i.e., gas-filled and solid media types. These 2 detectors provide different methods of measurement and calculation.

Objective: The purpose of this study was to compare the difference in $CTDI_{vol}$ values obtained from both detectors.

Materials and methods: The $CTDI_{vol}$ was measured by using the ionization chamber and semiconductor detector in a phantom computed tomography 16 slices for Optima 580 simulation of GE Health Care Thailand. The CT setting parameters were based on the brain scan technique and the abdominal cavity using in the treatment planning simulation. The values obtained from the displayed on the screen of CT and measured from the detectors were compared and calculated as the percentage difference in $CTDI_{vol}$.

Results: Solid-state detector measured $CTDI_{vol}$ radiation less than conventional gas-filled detector. The different percentages were 10.20 and 5.02 for brain and abdominal cavity examination respectively.

Conclusion: Radiation doses from computed tomography simulator measured by solid-state detector are less than those measured by standard gaseous radiation detector.

Keywords: Computed tomography simulator, $CTDI_{vol}$, Ionization chamber, Solid state detector

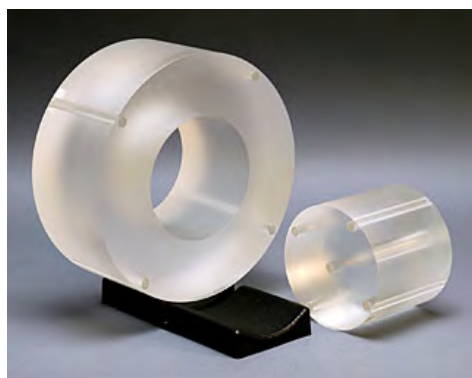
บทนำ

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography, CT) นอกจากการใช้งานด้านวินิจฉัยและติดตามรอยโรคยังถูกนำมาใช้ในการวางแผนรักษาอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน ที่เรียกว่าเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองรักษา (Computed Tomography Simulator) โดยในการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีที่สูงกว่าการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป ซึ่งปกติแล้วเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะแสดงค่า Volume computed tomography dose index, $CTDI_{vol}$ และ ค่าปริมาณรังสีคูณความยาวที่ตรวจ (Dose length product, DLP) บนหน้าจอคอมพิวเตอร์การทำงานของเครื่อง โดยค่า $CTDI_{vol}$ จะเป็นค่าที่นำมาใช้ในการเปรียบเทียบเทคนิคการตรวจ (scan protocols) ว่าเทคนิคใดให้ปริมาณรังสีที่น้อยกว่า และมีคุณภาพของภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัย หรือการวางแผนรักษา เพื่อช่วยพิจารณาในการเลือกเทคนิคสำหรับการตรวจให้มีความเหมาะสม และลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับ ดังนั้นจึงต้องมีการตรวจสอบความถูกต้องของค่า $CTDI_{vol}$ ที่แสดงบนหน้าจอ

สมาคมฟิสิกส์การแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) ได้กำหนดค่าที่ใช้ในการวัดปริมาณรังสีที่ได้รับจากการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เรียกว่า Computed tomography dose index (CTDI) เพื่อประเมินค่าปริมาณรังสีที่ได้รับจากเครื่อง CT⁽¹⁾ โดยวิธีการ

วัดมาตรฐาน เป็นการใช่วัดปริมาณรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซที่ใช้หลักการแตกตัวเป็นไอออน (Cylindrical Ionization Chamber, IC) ทรงกระบอกขนาดความยาว 100 มิลลิเมตร วัดในอากาศ (Free in air) และในหุ่นจำลองมาตรฐาน polymethylmethacrylate (PMMA) ที่มีสองขนาด คือเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตร สำหรับการตรวจบริเวณศีรษะและ 32 เซนติเมตร สำหรับการตรวจบริเวณลำตัวหรือช่องท้อง ภายในมีตำแหน่งสำหรับที่ใส่หัววัด 5 ตำแหน่ง ได้แก่ ตำแหน่งกลางแบบจำลอง 1 ตำแหน่ง และตำแหน่งบริเวณรอบนอก 4 ตำแหน่ง แสดงดังรูปที่ 1

แต่ในปัจจุบันหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (Solid state detector) ได้มีการนำมาใช้ตรวจวัดรังสีทางรังสีวินิจฉัย เนื่องจากการใช้ตัวกลางที่เป็นของแข็งแทนการใช้ก๊าซ ทำให้สามารถลดขนาดของเครื่องวัดลงได้ เล็กกว่าหัววัดชนิดบรรจุก๊าซ ทำให้สะดวกและง่ายต่อการวัด โดยทำการวัดค่า $CTDI_{vol}$ เพียงแค่วัดตรงตำแหน่งกึ่งกลางแบบจำลองเท่านั้น จากนั้นซอฟต์แวร์ที่มากับเครื่อง ทำการคำนวณค่า $CTDI_{vol}$ ดังนั้นการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้จึงต้องการเปรียบเทียบความแตกต่างของปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่วัดได้จากหัววัดทั้งสองแบบ ก่อนที่จะนำไปใช้วัดเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของค่าปริมาณรังสีที่แสดงบนหน้าจอเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์



รูปที่ 1 แสดงแบบจำลองมาตรฐาน
polymethylmethacrylate (PMMA) ขนาดเส้นผ่าน
ศูนย์กลาง 16 และ 32 เซนติเมตร⁽²⁾

วิธีการศึกษา

ทำการควบคุมคุณภาพเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก่อนการศึกษา ให้อยู่ในเกณฑ์มาตรฐานของ IAEA human health series No.19 และ NCRP Report No. 99^(3,4) จากนั้นทำการวัดค่าปริมาณรังสีโดยจัดหุ่นจำลอง PMMA ให้อยู่กึ่งกลางเตียงเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จำนวน 16 สไลซ์สำหรับการจำลองรักษารุ่น Optima 580 ของบริษัทจี เฮลท์ แคร่ ประเทศไทย ณ หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ทำการวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดปริมาณรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซที่ใช้หลักการแตกตัวเป็นไอออน ทรงกระบอก ความยาว 100 มิลลิเมตร (Radcal 10x6-3CT ion chamber) ซึ่งต่อกับอุปกรณ์แสดงผล รุ่น AccuDose+ และหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง ซึ่งเรียกว่า CT Dose Profiler probe, CTDp ที่มีขนาดหัววัด 250 ไมโครเมตร ซึ่งอยู่ห่างจากปลายหัววัด 3 เซนติเมตร พร้อมอุปกรณ์ multifunction x-ray meter (Black Piranha) ของบริษัท RTI electronics ประเทศสวีเดน พร้อมซอฟต์แวร์การคำนวณค่าที่เรียกว่า Ocean software ด้วยเทคนิคการเก็บข้อมูลดังตารางที่ 1 โดยเทคนิคการตรวจสอบ (Brain) ใช้กับแบบจำลองขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตร และเทคนิคการตรวจบริเวณลำตัว (Body) ใช้กับแบบจำลองขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 32 เซนติเมตร

การวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดปริมาณรังสีชนิดบรรจุก๊าซที่ใช้หลักการแตกตัวเป็นไอออน (Ionization Chamber, IC)

ตามมาตรฐานการวัด IAEA Technical reports series No.457 Dosimetry in diagnostic radiology: an

international code of practice⁽⁵⁾ ทำการวัดปริมาณรังสี $D(z)$ ด้วยหัววัด ในแต่ละตำแหน่งในแบบจำลอง PMMA ดังรูปที่ 2 ด้วยเทคนิคตามตารางที่ 1 สำหรับหัววัดชนิดนี้จะเก็บข้อมูลแบบ axial mode ตำแหน่งละ 3 ค่า เพื่อนำมาหาค่าเฉลี่ย และคำนวณหาค่าปริมาณรังสีรวมตลอดความยาวที่ตัด 100 มิลลิเมตร ($CTDI_{100}$) ซึ่งมีหน่วยมิลลิเกรย์ ของตำแหน่งกลางแบบจำลองและ ตำแหน่งรอบนอก (center and periphery) โดยที่ n คือจำนวนแถวของหัววัดรับภาพ T คือความหนาของหัววัดรับภาพ จากสมการ

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z)dz \quad (1)$$

จากนั้น นำค่า $CTDI_{100,center}$ และ $CTDI_{100,periphery}$ ที่ได้มาคำนวณหาค่า $CTDI_{weighted}$ ซึ่งเป็นค่าปริมาณรังสีที่มีการคิดค่าถ่วงน้ำหนักที่ตำแหน่งกึ่งกลางและรอบนอกของหุ่นจำลองดังสมการ

$$CTDI_{weighted} = \frac{1}{3} CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} CTDI_{100,periphery} \quad (2)$$

ค่า $CTDI_{weighted}$ ที่ได้นำมาคำนวณหาค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตร ($CTDI_{vol}$) ดังสมการ

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{weighted}}{pitch} \quad (3)$$

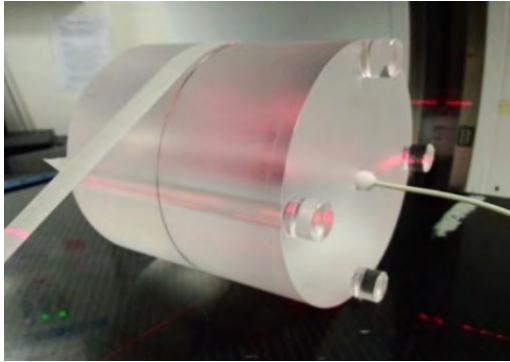
$$pitch = \frac{I}{nT} \quad (4)$$

โดยที่ Pitch คือค่าอัตราส่วนระหว่างระยะที่เตียงเลื่อนใน 1 รอบของการสแกน (I) กับความกว้างของลำรังสีที่หาได้จากจำนวนหัววัดของ CT (n) และความหนาของหัววัด (T)

การวัดปริมาณรังสีหัววัดรังสีชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (Solid state detector)

ทำการต่อหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง ซึ่งเรียกว่า CT Dose Profiler probe, CTDp กับอุปกรณ์ multifunction x-ray meter (Black Piranha) แสดงดังในรูปที่ 3 ตามคู่มือการใช้หัววัด⁽⁶⁾ จัดหัววัด CTDp ไว้ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของแบบจำลอง ทำการเก็บข้อมูลตามเทคนิคในตารางที่ 1 สำหรับหัววัดชนิดนี้จะเก็บข้อมูลแบบ helical mode โดยก่อนทำการ

วัดให้ป้อนข้อมูลรุ่นของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และเทคนิคที่ใช้การเก็บข้อมูล อาทิเช่น ค่าความต่างศักย์ pitch ระยะที่ตัด เป็นต้น ใน Ocean software เพื่อคำนวณค่า $CTDI_{vol}$ ทำการวัดซ้ำอีกสองครั้งและหาค่าเฉลี่ย



รูปที่ 2 การวัด CTDI ในแบบจำลองด้วยหัววัดชนิดบรรจุด้วยก๊าซที่ตำแหน่งกึ่งกลาง



รูปที่ 3 แสดงหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (CT Dose Profiler probe, CTDP) และอุปกรณ์ multifunction x-ray meter (Black Piranha)⁽⁶⁾

การวิเคราะห์ข้อมูล

นำข้อมูลค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ที่ได้จากหัววัดทั้งสองแบบมาทำการเปรียบเทียบกัน โดยการหาร้อยละความแตกต่าง พร้อมทั้งนำค่า $CTDI_{vol}$ ที่แสดงบนหน้าจอ มาเปรียบเทียบกับค่า $CTDI_{vol}$ ที่วัดจากหัววัดทั้งสองชนิด โดยที่ค่าร้อยละของความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่อง และค่าที่วัดได้จากการวัดมาตรฐานด้วยหัววัดปริมาณรังสีชนิดบรรจุด้วยก๊าซที่ยอมรับได้ตาม IAEA human health series No.19 คือ $\pm$ ร้อยละ 20⁽³⁾

ผลการศึกษา

ผลการทดลองที่ได้ แสดงดังตารางที่ 2 พบว่า ค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ที่ได้จากหัววัดรังสีชนิดบรรจุด้วยก๊าซ (IC) มีค่ามากกว่าที่วัดได้จากหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (CTDP)

โดยในเทคนิคการตรวจสอบมีค่าความแตกต่างร้อยละ 10.20 ซึ่งมากกว่าการตรวจในเทคนิคของลำตัว ที่มีค่าเท่ากับร้อยละ 5.02 ส่วนค่า $CTDI_{vol}$ ที่แสดงหน้าจอ มีค่ามากกว่า ค่าที่คำนวณได้จากการใช้ IC และ CTDP วัด ค่าร้อยละของความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่อง และค่าที่วัดได้จาก CTDP มีค่ามากกว่า IC โดยค่าร้อยละของความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่องและค่าที่วัดได้จาก IC มีค่าต่ำสุดอยู่ที่ร้อยละ 1.79 และค่าร้อยละของความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่องและค่าที่วัดได้จาก CTDP มีค่าสูงสุดอยู่ที่ร้อยละ 15.62

วิจารณ์และสรุป

จากการผลศึกษา เมื่อเปรียบเทียบค่า $CTDI_{vol}$ ระหว่างการใช้ IC และ CTDP พบว่า ค่า $CTDI_{vol}$ ที่ได้จาก CTDP มีค่าน้อยกว่า IC ในเทคนิคการตรวจสอบและช่องท้อง มีค่าร้อยละความแตกต่างเท่ากับ -10.20 และ -5.02 ตามลำดับ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Eric Grönlund⁽⁶⁾ ซึ่งกล่าวไว้ว่าค่าที่วัดได้จากการใช้ CTDP ในเทคนิค helical mode มีค่าประมาณร้อยละ 82 ของค่าที่ได้จากการใช้ IC ซึ่งสาเหตุนี้ อาจจะเกิดได้หลายประการ เช่น การใช้ CTDP จะทำการวัดเพียงตำแหน่งเดียวคือกึ่งกลางแฟนทอม จากนั้นซอฟต์แวร์จะทำการคำนวณค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ออกมา โดยอาจจะเกิดความคลาดเคลื่อนของการเลือกข้อมูลเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ อีกทั้งความสัมพันธ์ของเวลาที่เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทำการสแกนและเวลาที่หัววัดทำการเก็บข้อมูลรังสี ก็ส่งผลต่อปริมาณรังสีที่คำนวณได้

โดยในส่วน of ค่า $CTDI_{vol}$ ที่แสดงหน้าจอจะมีค่ามากกว่า ค่าที่คำนวณได้จากการใช้ IC และ CTDP วัด ซึ่งค่าจาก CTDP มีค่าร้อยละความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่องและค่าที่วัดได้ที่มากกว่า แต่ก็ยังไม่เกินค่าที่ยอมรับได้ตาม IAEA human health series No.19 คือ $\pm$ ร้อยละ 20 ผลการศึกษา ยังพบว่า ค่าร้อยละความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่องและค่าที่วัดได้ทั้งสองหัววัด ในเทคนิคการตรวจสอบ มีค่าน้อยกว่าเทคนิคการตรวจช่องท้อง

ในแง่ของการใช้ค่า $CTDI_{vol}$ เพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ได้รับในแต่ละเทคนิคการตรวจ การที่ค่าแสดงบนหน้าจอเครื่องมีค่ามากกว่าค่าที่วัดได้นั้น มีความปลอดภัยสำหรับการตรวจผู้ป่วยมากกว่า กรณีที่ค่าแสดงบนหน้าจอเครื่องมีค่าน้อยกว่าค่าที่วัดได้ เนื่องจากถ้าค่าแสดงบนหน้าจอเครื่องมีค่าน้อยกว่า นั้นแสดงว่าในความเป็นจริงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับจากการตรวจนั้นสูงกว่า ดังนั้น การตรวจสอบความถูกต้องของ

ค่าปริมาณรังสีที่แสดงเป็นหน้าจอเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
จึงเป็นสิ่งที่ควรทำก่อนจะนำค่าดังกล่าวไปใช้งานต่อไป

จากผลการศึกษา สรุปได้ว่าค่าปริมาณรังสีจาก
เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตรที่แสดงบนหน้าจอ
ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองรักษารุ่น
Optima 580 หน่วยรังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะ
แพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี มีค่ามากกว่าการวัดด้วย
หัววัดทั้งสองชนิด และมีความถูกต้องอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้

โดยค่าปริมาณรังสีที่วัดได้โดยใช้หัววัดชนิดตัวกลางที่เป็น
เป็นของแข็ง (CTDP) จะวัดค่าปริมาณรังสีได้น้อยกว่าหัววัดรังสี
ชนิดบรรจุด้วยก๊าซ (IC) ซึ่งความคลาดเคลื่อนนั้นอาจเกิด
จากสาเหตุที่ได้กล่าวมาแล้ว ดังนั้นการนำไปใช้งานต่อไปจึงต้อง
ทำการศึกษาเพื่อลดความคลาดเคลื่อนที่จะเกิดขึ้น

ตารางที่ 1 แสดงเทคนิคการเก็บข้อมูล

Dosimeter	Scan mode	Procedure	Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	Tube rotation time (s)	Pitch (For helical)	FOV
IC	Axial	Brain	120	230	1	(NT=10)	SFOV
		Abdomen	120	250	1	(NT=10)	LFOV
Solid state detector	Helical	Brain	120	230	1	0.562 (NT=10)	SFOV
		Abdomen	120	250	1	0.938 (NT=10)	LFOV

หมายเหตุ: N คือ จำนวนหัววัดของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, T คือ ความหนาของหัววัดแต่ละหัววัด หน่วย มิลลิเมตร, SFOV คือ small field of view และ LFOV คือ large field of view

ตารางที่ 2 แสดงค่า CTDI_{vol} และค่าร้อยละของความแตกต่าง

Protocol	CTDI _{vol} (mGy)			Difference (%)		
	Displayed	IC	CTDP	Displayed/IC	Displayed/CTDP	CTDP/IC
Brain	69.47	68.25	61.29	1.79	13.35	-10.20
Abdomen	23.83	21.70	20.61	9.82	15.62	-5.02

เอกสารอ้างอิง

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No.96 The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. College Park: AAPM; 2008.
2. CIRS CT Dose Phantom. Chesterland: LACO, Inc; [updated 2017; cited 2017 May 15]. Available from: <http://www.lacoonline.com/cgi-bin/lacoonline/00177.html>.
3. International Atomic Energy Agency (IAEA) human health series No.19 Quality assurance programme for computed tomography diagnostic and therapy applications. Austria: IAEA; 2012.
4. National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP Report No. 99 Quality Assurance for Diagnostic Imaging. USA: NCRP; 1998.
5. Technical reports series No.457 Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Austria: International Atomic Energy Agency (IAEA); 2007.
6. CT Dose Profiler user's manual. Sweden: RTI ElectronicAB; 2015.
7. Grönlund E. Calibration & Clinical Measurements in Computed Tomography-An Evaluation of Different Dosimetric Methods: University of Gothamburk; 2013.

คำชี้แจงการส่งบทความ

วารสารรังสีเทคนิค เป็นวารสารวิชาการของสมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย มีวัตถุประสงค์เพื่อเผยแพร่และเปิดโอกาสให้บุคลากรรังสีเทคนิค นิสิต นักศึกษา และบุคลากรทางการแพทย์เสนอผลงานวิจัยทางวิชาการ บทความที่น่าสนใจ บทความปริทัศน์ และเทคโนโลยีทางด้านรังสีเทคนิคหรือสาขาที่เกี่ยวข้องทางด้านรังสีวิทยา ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการรังสีเทคนิค วงการแพทย์และสาธารณสุข รวมถึงผู้สนใจทั่วไป วารสารรังสีเทคนิคกำหนดออกทุก 12 เดือน จำนวน 1 ฉบับต่อปี ในเดือนมกราคม – เดือนธันวาคม

คำแนะนำสำหรับผู้นิพนธ์

ประเภทบทความ

- 1. นิพนธ์ต้นฉบับ (Original article)** เป็นรายงานผลการศึกษา ค้นคว้า วิจัย ประกอบด้วยลำดับเนื้อเรื่องดังต่อไปนี้ ชื่อเรื่อง ชื่อผู้นิพนธ์ สถาบันหรือหน่วยงาน บทคัดย่อทั้งภาษาไทยและภาษาอังกฤษ คำสำคัญ บทนำ วิธีการศึกษา ผลการศึกษา วิเคราะห์ และสรุปผลการศึกษา กิตติกรรมประกาศ และเอกสารอ้างอิง
- 2. บทความปริทัศน์ (Review article)** เป็นบทความที่รวบรวมความรู้เรื่องใดเรื่องหนึ่ง จากวารสารหรือหนังสือต่าง ๆ ทั้งในและต่างประเทศ ประกอบด้วย บทนำ เนื้อหาที่ทบทวน วิเคราะห์ และเอกสารอ้างอิงหรือบรรณานุกรม
- 3. บทความพิเศษ (Special article)** เป็นบทความประเภทกึ่งบทปริทัศน์กับบทความพื้นวิชาที่ไม่สมบูรณ์พอที่จะบรรจุเข้าเป็นบทความชนิดใดชนิดหนึ่ง หรือเป็นบทความแสดงข้อคิดเห็นเกี่ยวโยงกับเหตุการณ์ปัจจุบันที่อยู่ในความสนใจของมวลชนเป็นพิเศษ
- 4. บทความพื้นฐาน (Refresher course)** เสนอความรู้ในองค์ความรู้จำเพาะเรื่อง ที่นำมาเรียบเรียงเพิ่มเติมความรู้ทำนองเดียวกับนำเสนอในการประชุมพื้นฐาน หรือการจัดอบรมเป็นคราวๆไป
- 5. ปกิณกะ (Miscellaneous)** เป็นบทความขนาดเล็กที่เนื้อหาอาจเข้าข่าย หรือไม่เข้าข่ายบทความต่างๆ ที่กล่าวมาข้างต้น เช่น บันทึกเวชกรรม เวชกรรมทันตศัลยกรรม บทปริทัศน์ รายงานผลการศึกษาวิจัยพอสังเขป หรือรายงานเบื้องต้น
- 6. จดหมายถึงบรรณาธิการ (Letter to the editor) หรือ จดหมายโต้ตอบ (Correspondence)** เป็นเวทีใช้ติดต่อตอบโต้ระหว่างนักวิชาการผู้อ่านมีข้อคิดเห็นแตกต่าง ต้องการชี้ให้เห็นความไม่สมบูรณ์ หรือข้อผิดพลาดของรายงาน งานวิจัย

การเตรียมนิพนธ์ต้นฉบับ

- 1. ต้นฉบับภาษาไทย และภาษาอังกฤษ**
 - พิมพ์ด้วยโปรแกรม Microsoft word 2003 ขึ้นไป
 - แบบอักษร Cordia new ขนาดตัวอักษร 16
 - พิมพ์หน้าเดียว (Single column), เว้นระยะห่างบรรทัด 1.5 บรรทัด (Double space) และระยะขอบกระดาษ ด้านละ 1 นิ้ว

2. ลำดับเนื้อหาบทความ

- ชื่อเรื่อง (ทั้งภาษาไทย และภาษาอังกฤษ) ชื่อผู้เขียน สถาบันหรือหน่วยงาน พร้อมผู้ที่ให้ติดต่อหลัก (Corresponding author)
- ชื่อเรื่องอย่างย่อ (Running title) ความยาวไม่ควรเกิน 40 ตัวอักษร
- บทคัดย่อภาษาไทย และภาษาอังกฤษ ความยาวไม่ควรเกิน 300 คำ ซึ่งประกอบด้วย บทนำ วิธีการศึกษา ผลการศึกษา และสรุปผลการศึกษา พร้อมคำสำคัญ (Key words) จำนวน 3 - 5 คำ
- เนื้อเรื่อง ควรเป็นไปตามลำดับดังนี้

○ **บทนำ (Introduction)** เป็นส่วนของบทความที่ระบุความสำคัญ และที่มาของการศึกษา และวัตถุประสงค์ไว้ตอนท้ายของบทนำ

○ **วิธีการศึกษา (Methods)** ระบุถึงกลุ่มคน และวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษา การได้รับอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคนหรือสัตว์ทดลอง (Institutional review board: IRB) รูปแบบการศึกษา (study design) การสุ่มตัวอย่าง วิธีหรือกระบวนการที่ใช้ศึกษา (interventions) เครื่องมือ/อุปกรณ์ที่ใช้ แบบสอบถาม การทดสอบความเชื่อถือ วิธีการเก็บข้อมูล วิธีการวิเคราะห์ข้อมูล และสถิติที่ใช้

○ **ผลการศึกษา (Results)** นำเสนอผลการศึกษาตามวัตถุประสงค์ของการศึกษา โดยเรียงลำดับผลการศึกษาเป็นข้อๆ อาจนำเสนอในรูปแบบตารางหรือแผนภูมิ โดยไม่ต้องอธิบายตัวเลขซ้ำในเนื้อเรื่อง ยกเว้นข้อมูลที่สำคัญ

○ **วิจารณ์และสรุปผลการศึกษา (Discussion and Conclusion)** แปลความหมายของผลการศึกษา หรือวิเคราะห์และสรุปเปรียบเทียบกับสมมติฐานที่วางไว้ เปรียบเทียบผลการศึกษาที่ได้กับการศึกษาอื่นที่มีผู้เคยศึกษาไว้ ระบุข้อจำกัดของการศึกษา สรุปผลที่ได้ตรงกับวัตถุประสงค์การวิจัยหรือไม่ให้ข้อเสนอแนะในการนำผลการศึกษาไปใช้ประโยชน์ หรือให้ประเด็นสำหรับการวิจัยต่อไปในอนาคต

○ **กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgements)** ระบุถึงแหล่งทุนสนับสนุนการศึกษาและบุคคลที่ให้ความช่วยเหลือต่างๆ อาจมีหรือไม่ก็ได้

○ **ตาราง** พิมพ์แยกไว้ด้านหลังบทความ พร้อมเขียนเลขที่ตาราง และคำอธิบายตาราง ข้อมูลในตารางไม่ควรซ้ำซ้อนกับข้อมูลในเนื้อเรื่อง ควรมีตารางไม่เกิน 3-5 ตาราง

○ **แผนภูมิหรือภาพประกอบ** ให้จัดไว้ด้านหลังแยกจากบทความ เป็นภาพขาว-ดำ หรือภาพสีที่มีความคมชัด ความละเอียดไม่ควรต่ำกว่า 300 dpi พร้อมพิมพ์หมายเลขและคำบรรยายไว้ใต้ภาพ

○ **เอกสารอ้างอิง (References)** ใส่หมายเลขเรียงลำดับที่อ้างถึงในบทความ โดยพิมพ์ยกเว้นชื่อชื่อความที่อ้างถึง ใช้การเขียนเอกสารอ้างอิงระบบแวนคูเวอร์ (Vancouver style) ไม่ควรเกิน 40 เรื่อง และย่อชื่อวารสารใช้ตามระบบ Index Medicus (แนะนำให้ใช้โปรแกรม Endnote ในการเตรียมเอกสารอ้างอิง)

○ ความยาวของเนื้อหาตั้งแต่บทนำจนถึงสรุปไม่เกิน 4,000 คำ

บทความปริทัศน์ อนุโลมตามผู้เขียน แต่ให้มีขอบข่ายรูปแบบการเขียนคล้ายกับบทความนิพนธ์ต้นฉบับ โดยประกอบด้วย บทคัดย่อ บทนำ เนื้อเรื่อง สรุป

***หมายเหตุ** ต้นฉบับที่ไม่สมบูรณ์หรือไม่ถูกต้อง จะถูกส่งคืนเจ้าของบทความเพื่อแก้ไขก่อนส่งเข้าสู่กระบวนการทบทวนบทความ (Review) ต่อไป

ตัวอย่างการเขียนเอกสารอ้างอิง

บทความวารสารวิชาการ ใส่ชื่อผู้ร่วมงานทุกคน ถ้ามากกว่า 6 คน ให้ใส่ชื่อผู้พิมพ์ 6 คนแรก ตามด้วย et al. สำหรับวารสารภาษาอังกฤษ หรือ และคณะ สำหรับวารสารภาษาไทย เช่น

- Nuntue C, Krisanachinda A, Khamwan K. Optimization of a low-dose 320-slice multi-detector computed tomography chest protocol using phantom. Asian Biomedicine 2016;10:269-276.
- Khamwan K, Plyku D, O'Reilly SE, et al. Pharmacokinetic modeling of [18F] fluorodeoxyglucose (FDG) for premature infants, and newborns through 5-year-olds. EJNMMI Res 2016;6:1-11.
- มานัส มงคลสุข. เทคโนโลยีของซีทีในช่วงสิบปีที่ผ่านมา: มุมมองเชิงฟิสิกส์. วารสารรังสีเทคนิค ๒๕๕๐;๑-๓:๙๕-๑๐๙.
- ธัญรัตน์ ชูศิลป์, และคณะ. หุ่นจำลองเต้านมแบบเสื้อสวมใส่สำหรับฝึกปฏิบัติการจัดทำถ่ายภาพเอกซเรย์เต้านม. ธรรมชาติเวชสาร ๒๕๖๐;๓:๓๒๕-๓๓๕.

หนังสือตำรา

- ภิรมย์ กมลรัตนกุล, มนต์ชัย ซาลาประวรรณ, ทวีสิน ต้นประยูร. หลักการทําวิจัยให้สำเร็จ. พิมพ์ครั้งที่ ๔. กรุงเทพมหานคร: เท็กซ์ แอนด์ เจอร์นัล พับลิเคชั่น จำกัด; ๒๕๔๘.
- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. 3rd ed. Philadelphia (PA): Lippincott William & Wilkins; 2012.

บทในหนังสือหรือตำรา (Book chapter)

- Waltzman SB, Shapiro WH. Cochlear implants in adults. In: Valente M, Hosfond-Dunn H, Roeser RJ, editors. Audiology treatment. 2nd ed. New York: Thieme; 2008; p. 361-9.

รายงานการประชุม สัมมนา (Proceedings)

- อนุวัฒน์ ศุภชุตีกุล, งามจิตต์ จันทรสาดิต, บรรณาธิการ. นโยบายสาธารณะเพื่อสุขภาพ. เอกสารประกอบการประชุมวิชาการ สถาบันวิจัยระบบสาธารณสุข ครั้งที่ ๒ เรื่อง ส่งเสริมสุขภาพ: บทบาทใหม่แห่งยุคของทุกคน; ๖-๘ พฤษภาคม ๒๕๔๑ ณ โรงแรมโป๊ปทาวเวอร์. กรุงเทพมหานคร: ดีไซน์; ๒๕๔๑.
- Kimura J, Shibasaki H, editors. Recent advances in clinical neurophysiology. Proceedings of the 10th International Congress of EMG and Clinical Neurophysiology; 1995 Oct 15-19; Kyoto, Japan. Amsterdam: Elsevier; 1996; p.xxx-xxx.

วิทยานิพนธ์

- สิริณยาพงศ์ สุวรรณโสภาส. การปรับค่าปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพที่เหมาะสมในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องด้วยเครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ระบบดิจิทัล [วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต]. กรุงเทพฯ: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2560.
- Kaplan SJ. Post-hospital home health care: the elderly's access and utilization [dissertation]. St. Louis, MO: Washington University; 1995.

เอกสารอิเล็กทรอนิกส์

- จิราภรณ์ จันทร์จร. การเขียนเอกสารอ้างอิงแบบแวนคูเวอร์ ๒๕๕๔ (ฉบับปรับปรุง)[อินเทอร์เน็ต]. กรุงเทพฯ: คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; ๒๕๕๔ [เข้าถึงเมื่อ ๒๐ ก.ค. ๒๕๕๕]. เข้าถึงได้จาก: <http://library.md.chula.ac.th/guide/vancouver2011.pdf>
- International Committee of Medical Journal Editors. Uniform requirements for manuscript submitted to biomedical journals: about the uniform requirements [Internet]. 2010 [cited 2012 July 20]. Available from: http://www.icmje.org/sop_1about.html

การพิจารณาตีพิมพ์

บทความที่ส่งตีพิมพ์ ต้องไม่เคยลงตีพิมพ์ในวารสารอื่น และไม่อยู่ระหว่างการพิจารณาตีพิมพ์ของวารสารอื่น โดยกองบรรณาธิการจะตรวจสอบเบื้องต้นว่า บทความที่ส่งมามีความเหมาะสมในการรับพิจารณาตีพิมพ์หรือไม่ หากมีความเหมาะสมจะดำเนินการตามขั้นตอนต่างๆ และให้ผู้ทรงคุณวุฒิตรวจพิจารณาบทความ (peer reviewers) 2 ท่าน ตรวจพิจารณา โดยใช้ระบบ Double-blind ประเมินคุณค่าทางวิชาการ เพื่อพิจารณาการตอบรับ โดยการพิจารณาบทความเพื่อแก้ไขในครั้งแรก (First revision) จะใช้เวลาไม่เกิน 6-8 สัปดาห์

ข้อพิจารณาด้านจริยธรรม

ในกรณีที่มีการทำวิจัยในผู้ป่วยหรืออาสาสมัคร งานวิจัยจะต้องผ่านการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรม (Institutional review board: IRB) ของโรงพยาบาลหรือสถาบันแห่งนั้น โดยเป็นไปตามหลักจริยธรรมในการทำวิจัยในมนุษย์

สถานที่ติดต่อ

กองบรรณาธิการวารสารรังสีเทคนิค สมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย ภาควิหารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล เลขที่ 2 ถนนพหลโยธิน แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กทม. 10700
โทรศัพท์ 02-4197173 โทรสาร 02-419-7173
อีเมล: thairjournal@gmail.com

The Thai Journal of Radiological Technology



สมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์
มหาวิทยาลัยมหิดล เลขที่ 2 ถนนพหลโยธิน แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กทม. 10700