10th ANNIVERSARY
OF NARESUAN UNIVERSITY
PUBLISHING HOUSE

เทคนิคการถ่ายภาพ
เอกซเรย์ซีที
ด้วยปริมาณรังสีที่เหมาะสม

ศุภวิทู สุขเพ็ง

สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร
Naresuan University Publishing House
www.nupress.grad.nu.ac.th

ข้อมูลทางบรรณานุกรมของสำนักหอสมุดแห่งชาติ
National Library of Thailand Cataloging in Publication Data

ศุภวิทู สุขเพ็ง.

เทคนิคการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีด้วยปริมาณรังสีที่เหมาะสม.--พิษณุโลก : สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2565.
216 หน้า.
1. รังสีเอกซ์. 2. การบันทึกภาพด้วยรังสี I. ชื่อเรื่อง.

621.3673
ISBN 978-616-426-266-9
ISBN (e-book) 978-616-426-265-2
สพน. 109

ราคา **500** บาท

พิมพ์ครั้งที่ 1 พฤษภาคม พ.ศ. 2565

สงวนลิขสิทธิ์ ตามพระราชบัญญัติลิขสิทธิ์ พ.ศ. 2537 โดยสำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร ห้ามการลอกเลียนไม่ว่าส่วนใดส่วนหนึ่งของหนังสือเล่มนี้ ไม่ว่าในรูปแบบใด ๆ นอกจากจะได้รับอนุญาตเป็นลายลักษณ์อักษรจากสำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร เท่านั้น

ผู้จัดพิมพ์ สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร

มีวางจำหน่ายที่ **1. ศูนย์หนังสือแห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย**
สาขา ศาลาพระเกี้ยว กรุงเทพฯ โทร. 0 2218 7000-3
สยามสแควร์ อาคารวิทยกิตติ์ กรุงเทพฯ โทร. 0 2218 9881, 0 2255 4433
มหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัดพิษณุโลก โทร. 0 5526 0162-5
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา โทร. 0 4421 6131-2
มหาวิทยาลัยบูรพา จังหวัดชลบุรี โทร. 0 3839 4855-9
โรงเรียนนายร้อยพระจุลจอมเกล้า (รร.จปร.) จังหวัดนครนายก โทร. 0 3739 3023, 0 3739 3036
จุฬารัสจามจุรี กรุงเทพฯ โทร. 0 2160 5301
มหาวิทยาลัยพะเยา โทร. 0 5446 6799, 0 5446 6800
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลอีสาน โทร. 0 4492 2662-3
สาขาย่อยคณะครุศาสตร์จุฬาฯ โทร. 0 2218 3979
สาขาหัวหมาก โทร. 0 2374 1378
2. ศูนย์หนังสือมหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ อาคารวิทยบริการ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ 50 ถนนงามวงศ์วาน แขวงลาดยาว เขตจตุจักร กรุงเทพฯ 10900 โทร. 0 2579 0113
3. ศูนย์หนังสือมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ อาคารอเนกประสงค์ ชั้น 1 มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ถนนพระจันทร์ แขวงพระบรมมหาราชวัง เขตพระนคร กรุงเทพฯ 10200 โทร. 0 2613 3899, 0 2623 6493
สาขา ศูนย์หนังสือมหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จังหวัดเชียงใหม่ โทร. 0 5394 4990-1
ศูนย์หนังสือมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ จังหวัดสงขลา โทร. 0 7428 2980, 0 7428 2981
ศูนย์หนังสือมหาวิทยาลัยราชภัฏยะลา จังหวัดยะลา โทร. 0 7329 9980
4. สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร อาคารมหาธรรมราชา จังหวัดพิษณุโลก 65000 โทร. 0 5596 8833 ถึง 8836

กองบรรณาธิการ กองบรรณาธิการจัดทำเอกสารสิ่งพิมพ์ทางวิชาการของสำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร
ออกแบบปก สรญา แสงเย็นพันธ์
ออกแบบรูปเล่ม ธรรมนูญ กองกูล
พิมพ์ที่ รัตนสุวรรณการพิมพ์ 3 30-31 ถนนพญาลิไท อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000 โทร. 0 5525 8101

pubat สำนักพิมพ์นี้เป็นสมาชิกสมาคมผู้จัดพิมพ์และผู้จำหน่ายหนังสือแห่งประเทศไทย
http://www.thaibooksociety.com

Green Read พิมพ์บน กระดาษคุณภาพ เพื่อผลงานคุณภาพ กระดาษถนอมสายตากรีนรีด

กรณีต้องการสั่งซื้อหนังสือปริมาณมาก หรือเข้าชั้นเรียนติดต่อได้ที่ ฝ่ายจัดจำหน่ายสำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร

nuph@nu.ac.th สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร
0 5596 8833-8836 nu_publishing

คำนำ

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีทางการแพทย์ได้เพิ่มปริมาณขึ้นอย่างรวดเร็ว ส่วนหนึ่งเป็นเพราะเทคโนโลยีที่ก้าวหน้าส่งผลให้ภาพที่ได้มีคุณภาพดี วินิจฉัยรอยโรคได้อย่างถูกต้องแม่นยำ อย่างไรก็ดีปริมาณรังสีที่ได้รับจากการถ่ายภาพมีความสัมพันธ์โดยตรงกับความเสี่ยงในการเกิดผลกระทบทางรังสี ดังนั้นการใช้รังสีเพื่อถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีจึงเป็นสิ่งที่บุคลากรทางรังสีต้องตระหนักและให้ความสำคัญการพิจารณาใช้เครื่องเอกซเรย์ซีทีเพื่อการตรวจวินิจฉัยต้องบรรลุหลักเกณฑ์ของการป้องกันอันตรายจากรังสีสากลกล่าวคือ มีความสมเหตุสมผลในการใช้งาน (Justification) ใช้ปริมาณรังสีอย่างเหมาะสม (Optimization) และใช้ปริมาณรังสีน้อยที่สุด (Minimization) เพื่อให้การใช้รังสีเกิดประโยชน์สูงสุด หนังสือ “เทคนิคการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีด้วยปริมาณรังสีที่เหมาะสม (CT Dose and Image Quality Optimization)” เล่มนี้จัดทำขึ้นโดยมีวัตถุประสงค์เพื่อให้ความรู้ ความเข้าใจ และอธิบายเทคนิคหรือวิธีการใช้รังสีเพื่อการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีให้มีคุณภาพสูง ในขณะที่ใช้ปริมาณรังสีต่ำ ภายในเล่มประกอบด้วยเนื้อหา 10 บท ร้อยเรียงต่อกันเพื่อให้เกิดความเข้าใจอย่างเป็นลำดับและนำไปประยุกต์ได้ โดยส่วนใหญ่มาจากความรู้ ความเชี่ยวชาญและประสบการณ์ตรงของผู้แต่ง แนวปฏิบัติที่ดีบางส่วนอ้างอิงจากรายงานอย่างเป็นทางการของหน่วยงานที่ให้คำแนะนำด้านการใช้รังสีอย่างเหมาะสม เช่น American Association of Physicists in Medicine (AAPM), International Atomic Energy Agency (IAEA) และ International Commission on Radiological Protection (ICRP) หนังสือเล่มนี้เหมาะสำหรับนิสิต นักศึกษาสาขารังสีเทคนิค สาขาฟิสิกส์การแพทย์ สาขาวิชาทางการแพทย์ และบุคลากรที่ปฏิบัติงานด้านรังสี เช่น นักรังสีเทคนิค นักฟิสิกส์การแพทย์ ตลอดจนบุคลากรทางด้านการแพทย์อื่น ๆ อย่างไรก็ดีเนื่องจากเทคโนโลยีด้านการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีมีการพัฒนาอย่างไม่หยุดนิ่ง ผู้อ่านจึงควรศึกษาหาความรู้เพิ่มเติม อย่างต่อเนื่องเพื่อให้ทันต่อวิทยาการที่ก้าวหน้าไปอยู่เสมอ

ศุภวิทู สุขเพ็ง

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่สนับสนุนการเขียนหนังสือและตำราทางวิชาการ ขอขอบคุณ Dr Colin J Martin, ICRP Vice-Chair of Committee 3, (Protection in Medicine) และ Honorary senior clinical lecturer, University of Glasgow และ Dr David J Gentle, Department of Clinical Physics & Bio Engineering Health Physics Services, Gartnavel Royal Hospital, UK สำหรับการให้ความรู้และทักษะด้าน CT Dosimetry ตลอดการศึกษาระดับปริญญาเอก ขอบคุณสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) และสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา (สกอ.) สำหรับทุนพัฒนาศักยภาพในการทำงานของอาจารย์รุ่นใหม่ Dr Colin J Martin และรองศาสตราจารย์ ดร. อัญชลี กฤษณจินดา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่กรุณาเป็น Mentor ของการรับทุนและทำให้ผู้แต่งได้นำความรู้และประสบการณ์ที่ได้รับจากการทำวิจัยมาใช้ในการแต่งหนังสือเล่มนี้

ขอขอบคุณ คุณชำนาญ แสงฟ้า Product Manager และบริษัทฟิลิปส์ (ประเทศไทย) จำกัด สำหรับความอนุเคราะห์ภาพเอกซเรย์จากเครื่องสเปกตรัมซีที ขอขอบพระคุณแผนกรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช จังหวัดพิษณุโลก และคุณจงกลณี พูลทรัพย์ นักรังสีเทคนิคชำนาญการพิเศษ ระดับ 8 สำหรับความอนุเคราะห์ภาพเอกซเรย์ซีทีประกอบคำอธิบายเนื้อหาภายในเล่ม ขอบคุณข้อมูลและภาพประกอบจากหน่วยงานต่าง ๆ ข้อมูล X-Ray Mass Attenuation Coefficients จาก National Institute of Standards and Technology (NIST) ข้อมูล Radiation weighting factor และ Tissue weighting factor จาก International Commission on Radiological Protection (ICRP) ข้อมูลค่าแก้สำหรับคำนวณ Size specific dose estimate (SSDE) และภาพหุ่นจำลอง ICRU/AAPM จาก American Association of Physicists in Medicine (AAPM) ภาพโปรแกรมคำนวณปริมาณรังสี CT-Expo จาก G. Stamm, Hannover and H.D. Nagel, Buchholz, Germany ภาพหุ่นจำลอง Catphan และ CT 228 ATCM phantom จาก The phantom laboratory, Salem, NY ภาพหุ่นจำลอง tissue equivalent CT dose phantoms model 007TE จาก CIRS, Norfolk, Virginia ภาพหุ่นจำลอง CTAEC50 จาก Leeds test objects, North Yorkshire, UK

ขอขอบคุณผู้ให้ความอนุเคราะห์ในการจัดทำต้นฉบับในด้านต่าง ๆ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พาชื่น โพทัพ และ ดร. ชิษณุพงศ์ บุตรดี ที่ช่วยตรวจสอบความถูกต้องของเนื้อหาในเบื้องต้น ขอบคุณ คุณมัควัฒน์ เจริญศักดิ์ สำหรับการจัดทำภาพประกอบในบทที่ 3 คุณชิตพล ชัยเทพ สำหรับการจัดทำภาพประกอบในบทอื่น ๆ และการออกแบบหน้าปก ขอขอบคุณ คุณเรณู สุขเพ็ง คุณนรินทร์ เอี่ยมมงคล และคุณวรางคณา นุตตะรังค์ สำหรับการพิมพ์ต้นฉบับและตรวจสอบคำผิด

ศุภวิทู สุขเพ็ง

คำนิยม

ผมตระหนักดีอยู่เสมอว่าความเจริญรุ่งเรืองของวงการรังสีการแพทย์ ย่อมขึ้นอยู่กับบุคลากร และความก้าวหน้าทางวิทยาการของ 5 สาขาวิชา คือ รังสีแพทย์ รังสีเทคนิค ฟิสิกส์การแพทย์ พยาบาลรังสี และคอมพิวเตอร์สารสนเทศ บัดนี้เมื่อปรากฏว่ามีหนังสือ เทคนิคการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีด้วยปริมาณรังสีที่เหมาะสม เขียนโดย รองศาสตราจารย์ ดร.ศุภวิทู สุขเพ็ง จึงย่อมบังเกิดความนิยมยินดีที่ทราบว่าวงการรังสีเทคนิคและฟิสิกส์การแพทย์ ได้ปรากฏผู้มีความรู้ความสามารถ และอุตสาหะตลอดจนมีความเมตตาในอันที่จะถ่ายทอดความรู้ภายในตนให้แผ่ไปยังผู้อ่าน และยังประโยชน์แก่การดูแลรักษาผู้ป่วยในท้ายที่สุด

โดยเหตุที่ผู้เขียนกล่าวไว้ในหนังสือเล่มนี้ว่ามีการใช้เอกซเรย์ซีทีในทางการแพทย์ครั้งแรกเมื่อพุทธศักราช 2513 ดังนั้นจะกล่าวว่าหนังสือเล่มนี้เขียนขึ้นในโอกาสที่มีการใช้เอกซเรย์ซีทีมาครบ 50 ปีก็ไม่ผิด และตลอด 50 ปีที่ผ่านมาผมก็ได้ประจักษ์การเปลี่ยนแปลงอย่างมากมายในวงการแพทย์ โดยเอกซเรย์ซีทีย่อมมีส่วนเกี่ยวข้องที่สำคัญอย่างแน่นอน อาจกล่าวได้ว่าสุขภาพของคนไทย รวมทั้งอัตราการตายและการรอดชีวิตจากหลาย ๆ โรค ดีขึ้นผิดหูผิดตาเพราะมีการใช้เอกซเรย์ซีทีอย่างกว้างขวาง ในบางโรค เช่น มะเร็งปอด ถึงขั้นกับมีนักวิชาการตั้งข้อสังเกตว่าในภาพรวมแล้วการรอดชีวิตจากมะเร็งปอดอาจจะเกิดจากการใช้เอกซเรย์ซีทีในการค้นหามะเร็งระยะแรกมากกว่าความก้าวหน้าในการรักษา ก็เป็นไปได้

การเปลี่ยนแปลงและความก้าวหน้าอันตื่นตาตื่นใจของเอกซเรย์ซีทีมิใช่จะจำกัดเฉพาะในส่วนที่เป็นประดิษฐกรรม จำพวกชิ้นส่วนเทคโนโลยี หรือระบบกลไกของตัวเครื่อง แต่เป็นเรื่องนวัตกรรมความคิด การใช้งาน การบริหารและการลงทุนทั้งของภาครัฐและเอกชนด้วย ราวปีพุทธศักราช 2529 เมื่อผมเป็นนักศึกษาแพทย์นั้นทั้งภาคใต้มีเครื่องเอกซเรย์ซีทีอยู่แค่เครื่องเดียวซึ่งเป็นของภาคเอกชน ต่อมาเมื่อรับราชการเป็นรังสีแพทย์ในจังหวัดสงขลา เมื่อปีพุทธศักราช 2538 ได้สังเกตว่ามีเครื่องเอกซเรย์ซีทีในโรงพยาบาลเอกชนของทุกจังหวัดในภาคใต้ ส่วนภาครัฐนั้นยังจำกัดอยู่เฉพาะในโรงเรียนแพทย์ มาบัดนี้ในปีพุทธศักราช 2564 เครื่องเอกซเรย์ซีทีมีในทุกโรงพยาบาลจังหวัด รวมไปถึงโรงพยาบาลอำเภอจำนวนหนึ่งด้วย โดยส่วนใหญ่เป็นการร่วมลงทุนระหว่างภาครัฐและเอกชนซึ่งทำให้การบริหารงานเป็นไปอย่างยืดหยุ่น และมีประสิทธิภาพเพิ่มขึ้นอย่างมาก ภาคเอกชนนั้นมีความว่องไวต่อเทคโนโลยีและนวัตกรรมใหม่ ๆ อยู่เสมอ และมีความพร้อมที่จะลงทุนทางด้านนี้โดยธรรมชาติ

เมื่ออ่านเนื้อหาครบทุกบทในหนังสือเล่มนี้แล้ว ผู้อ่านอาจจะสังเกตได้ว่าพัฒนาการของเครื่องเอกซเรย์ซีทีสามารถแบ่งได้เป็น 3 ช่วงเวลา โดยในช่วงแรกเป็นการพยายามที่จะเพิ่มความเร็วเพื่อลดเวลาในการตรวจ ซึ่งนอกจากส่งผลให้ภาพแสดงกายวิภาค และสัณฐานของรอยโรคได้ชัดขึ้นแล้ว ยังมีผลพลอยได้ทำให้สามารถศึกษาการไหลเวียนของเลือดในอวัยวะหรือพยาธิสภาพได้อีกด้วย ด้วยคุณลักษณะทั้ง 2 ประการนี้ จึงไม่น่าแปลกใจที่เอกซเรย์ซีทีจะเป็นที่นิยม และค่อย ๆ ทดแทนการตรวจชนิดอื่น จากเริ่มแรกที่เอกซเรย์ซีทีใช้ตรวจโรคของสมองเป็นส่วนใหญ่ เพราะศีรษะเป็นอวัยวะที่บังคับให้นิ่งได้ บัดนี้การศึกษาหัวใจซึ่งเคลื่อนไหวอยู่ตลอดเวลาด้วยเอกซเรย์ซีทีไม่ใช่เรื่องมหัศจรรย์อีกต่อไปแล้ว พร้อม ๆ กับการตรวจไตแบบ intravenous pyelography (IVP) และการตรวจหลอดเลือดโดยการสอดสายสวน (catheter angiography หรือ venography) ก็ถูกแทนที่ด้วยเอกซเรย์ซีทีมากขึ้นจนแทบจะหมดไป สอดคล้องกับที่ผู้เขียนกล่าวว่า ในสหภาพยุโรป สหราชอาณาจักร และสหรัฐอเมริกา ร้อยละ 60 ของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับมาจากการตรวจด้วยเอกซเรย์ซีที

ณ ปัจจุบันนี้การพัฒนาเรื่องความเร็วและความคมชัดของภาพเอกซเรย์ซีทีเริ่มถึงจุดอิ่มตัว งานวิจัยใหม่ ๆ ในช่วงเวลาต่อมาได้มุ่งไปที่การพยายามแสดงองค์ประกอบทางเคมีของอวัยวะหรือรอยโรคที่สนใจ ดังที่เกิดการพัฒนาเครื่องเอกซเรย์ซีทีแบบสเปคตรัม (spectral CT) และเริ่มมีการใช้กันแพร่หลายขึ้นแล้ว ที่เป็นการกล่าวถึงกันมากและดูเหมือนจะเป็นความหวังในอนาคตคือการพยายามที่จะลดปริมาณรังสี รวมถึงปริมาณสารทึบรังสีซึ่งเป็นพิษต่อไตลง ความพยายามนี้ในส่วนบุคคลก็โดยใช้ความก้าวหน้าทางด้านฟิสิกส์และเทคโนโลยีใหม่ ๆ ของเครื่องเอกซเรย์ซีที ร่วมกับความอุตสาหะของรังสีแพทย์และรังสีเทคนิคที่จะเลือกใช้วิธีการตรวจที่มีปริมาณรังสีและสารทึบรังสีให้น้อยที่สุด ส่วนในภาพรวมของประเทศ และโลก องค์กรต่าง ๆ ทั้งในและนอกประเทศก็แสดงความกระตือรือร้นเป็นอย่างสูงที่จะสำรวจติดตามปริมาณการใช้รังสีในสังคมของตน ตลอดจนออกคำเตือนคำแนะนำให้แก่สมาชิก โดย ณ เวลาที่เขียนคำนิยมนี้ ความปลอดภัยทางรังสี เป็นหัวข้อที่ติดปากรังสีแพทย์ รังสีเทคนิค นักฟิสิกส์การแพทย์ และสมาคมวิชาชีพต่าง ๆ ในวงการรังสีวิทยา ชนิดที่จะหลีกเลี่ยงไม่กล่าวถึงไม่ได้เลยทีเดียว

ทั้งหมดทั้งปวงที่กล่าวมาข้างต้น ผู้อ่านสามารถศึกษารายละเอียดได้ในหนังสือเล่มนี้ที่รองศาสตราจารย์ ดร.ศุภวิทู สุขเพ็ง ได้บรรจงถ่ายทอดเป็นงานเขียนที่สละสลวยและกระชับ ซึ่งนอกจากผู้อ่านจะได้รับความรู้เชิงวิชาการแล้ว ยังจะทราบทิศทาง แนวโน้มการพัฒนา และการใช้เอกซเรย์ซีทีในอนาคตอีกด้วย จึงเป็นการตระเตรียมตนเองไปในตัว โดยเฉพาะสำหรับท่านที่ประสงค์จะปฏิบัติงานในวิชาชีพรังสีวินิจฉัย หรือศึกษาวิจัยองค์ความรู้ ตลอดจนประดิษฐ์คิดค้นสิ่งใหม่ ๆ ให้สอดคล้องกับความคาดหวังของสังคมในอนาคต

ขออนุโมทนาในความรู้ความสามารถ เจตนา ความอุตสาหะ และความเมตตา ของท่านผู้เขียน อันย่อมยังมาถึงซึ่งประโยชน์ทั้งในปัจจุบันและอนาคต อำนวยผลต่อความก้าวหน้าสำเร็จในวิชาชีพ ปรากฏเป็นเกียรติยศแก่ตนและวงศ์ตระกูลสืบไป

รองศาสตราจารย์นายแพทย์ วิวัฒนา ถนอมเกียรติ
ประธานราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งประเทศไทย วาระพุทธศักราช 2563-2566
เลขาธิการรังสีวิทยาสมาคม วาระพุทธศักราช 2560-2561
ประธานวิชาการราชวิทยาลัยรังสีแพทย์แห่งประเทศไทย วาระพุทธศักราช 2558-2560
ประธานมูลนิธิส่งเสริมวิชาการโรคปอดชนิดวินิจฉัยยาก
บรรณาธิการวารสาร The ASEAN Journal of Radiology

สารบัญ

บทที่ 1 **หลักการพื้นฐานทางฟิสิกส์ของเครื่องเอกซเรย์ซีที และการวัดปริมาณรังสี 1**

อันตรกิริยาสำคัญของโฟตอนกับตัวกลาง 1
การลดทอนรังสี 2
เลขซีที 5
หลักการพื้นฐานของการวัดและการคำนวณปริมาณรังสี 6
1. ค่าเอกซ์โพเชอร์ (Exposure) 6
2. ค่าเคอร์มา (Kerma) 7
3. ปริมาณรังสีดูดกลืน (Absorbed dose) 7
4. ปริมาณรังสีสมมูล (Equivalent dose) 7
5. ปริมาณรังสียังผล (Effective dose) 8
พัฒนาการของเครื่องเอกซเรย์ซีที 10
กระบวนการถ่ายภาพ สร้างภาพและลักษณะของภาพเอกซเรย์ซีที 13
1. กระบวนการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีโดยนักรังสีเทคนิค 13
2. กระบวนการสร้างภาพเอกซเรย์ซีทีโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ 13
3. ลักษณะของภาพเอกซเรย์ซีที 15
ค่าตัวแปรที่ใช้ในการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที 16
1. ค่ากระแสไฟฟ้าที่ป้อนให้หลอดเอกซเรย์และระยะเวลาที่หลอดเอกซเรย์หมุนรอบแกนทรีหนึ่งรอบ 16
2. ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนให้กับหลอดเอกซเรย์ 17
3. ค่าพิทช์ 18
4. ความกว้างของลำรังสีและความหนาของสไลซ์ 19
5. ขอบเขตของการมองเห็น (Field Of View) 20
6. ฟิลเตอร์สำหรับการสร้างภาพ 20
การควบคุมคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ซีทีโดยสังเขป 20
1. หุ่นจำลองสำหรับควบคุมคุณภาพ 20
2. หัวข้อการควบคุมคุณภาพและเกณฑ์คุณภาพ ของเครื่องเอกซเรย์ซีที 22
บทสรุป 23

บทที่ 2 **การวัดรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีที 25**

การกระจายของลำรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีที 26

หุ่นจำลองสำหรับวัดปริมาณรังสี 27

ค่าปริมาณรังสีที่เกี่ยวกับเครื่องเอกซเรย์ซีที 28

1. Multiple Scan Average Dose (MSAD) 28
2. Computed Tomography Dose Index (CTDI) 29
3. $CTDI_{100}$ 29
4. Weighted CTDI ($CTDI_{w}$) 31
5. Volume-weighted CTDI ($CTDI_{vol}$) 32
6. Dose Length Product (DLP) 33

ข้อจำกัดของการนำค่า $CTDI_{100}$ ไปใช้งาน 34

การวัดปริมาณรังสีสะสมจากการสแกนแบบเฮลิคอล 35

บทสรุป 38

บทที่ 3 **คุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีที 39**

สัญญาณรบกวนภาพ 40

รายละเอียดของภาพ 44

1. Spatial resolution 44
2. Temporal resolution 46

Low Contrast Detectability (LCD) 46

ภาพแปลกปลอม 47

1. Streak artifact 48
2. Ring and band artifact 48
3. Partial volume artifact 48
4. Photon starvation artifact 48
5. Motion artifact 49
6. Beam hardening artifact 49
7. Metal artifact 49

การวัดคุณภาพเชิงปริมาณของภาพเอกซเรย์ซีที 49

1. อัตราส่วนของค่าสัญญาณภาพต่อค่าสัญญาณรบกวน 49
2. คอนทราสต์ของภาพ 50
3. อัตราส่วนคอนทราสต์ของภาพต่อสัญญาณรบกวนภาพ 50
บทสรุป 51

บทที่ 4 **ปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีและปริมาณรังสี 53**
ปัจจัยจากตัวแปรในการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที. 54
1. ค่า mAs 54
2. ค่า kV 55
3. ค่าพิทช์ 57
4. ขอบเขตของการถ่ายภาพ (Scan length) และ Over range 58
5. ความกว้างของลำรังสี 59
6. ความหนาของสไลซ์ 60
7. ขอบเขตการเห็น (Field Of View) 61
8. ฟิลเตอร์สำหรับการสร้างภาพ 62
9. การจัดตำแหน่งของผู้ป่วยเพื่อถ่ายภาพ 64
ปัจจัยจากเครื่องเอกซเรย์ซีที 65
1. ตัวรับรังสี 65
2. การกรองรังสี 65
3. Geometry เครื่องเอกซเรย์ซีที 66
ปัจจัยจากผู้ป่วย 67
บทสรุป 68

บทที่ 5 **ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที 69**
การประเมินค่าปริมาณรังสีจากการวัดปริมาณรังสีโดยตรงในหุ่นจำลอง 70
การประเมินค่าปริมาณรังสีด้วยโมเดลทางคณิตศาสตร์ 71
การประเมินค่าปริมาณรังสีโดยการใช้สัมประสิทธิ์ค่าแก้ 75
Size Specific Dose Estimate (SSDE) 79
บทสรุป 86

บทที่ 6 **เทคนิคที่ทำให้ปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีเหมาะสม 87**

การปรับค่า mAs ที่เหมาะสม 88

การปรับค่า kV ที่เหมาะสม 89

การลดปริมาณรังสีจากการสแกนเกินขอบเขต 92

การใช้เทคนิคการสร้างภาพใหม่แบบอิทเทอเรชัน 93

การใช้ระบบ Organ based tube current modulation 96

การใช้ฟิลเตอร์ปรับสเปกตรัมพลังงานโฟตอน 97

บทสรุป 99

บทที่ 7 **ระบบปรับค่ากระแสหลอดอัตโนมัติของเครื่องเอกซเรย์ซีที 101**

เป้าหมายของการใช้งาน 101

รูปแบบการปรับค่ากระแสหลอด 103

หลักการทำงาน 104

1. Sure Exposure 105

2. Auto mA และ Smart mA 107

3. Care Dose 4D 108

4. Dose Right ACS, Z-DOM และ D-DOM 109

การเปรียบเทียบหลักการทำงานจากต่างบริษัทผู้ผลิต 110

ตัวแปรที่ส่งผลต่อการทำงานของระบบ ATCM 113

1. ฟิลเตอร์สำหรับการสร้างภาพ 113

2. ความหนาของสไลซ์ 114

3. การถ่ายภาพ Scan Projection Radiograph 114

4. การตั้งค่ากระแสหลอดสูงสุดและต่ำสุดที่ใช้ในการสแกน 116

5. ขอบเขตในการถ่ายภาพ 117

การควบคุมคุณภาพของระบบ ATCM 117

1. หุ่นจำลองสำหรับควบคุมคุณภาพ 117

2. การตรวจสอบคุณภาพของระบบ ATCM 121

บทสรุป 124

บทที่ 8 **เทคโนโลยีก้าวหน้าของเครื่องเอกซเรย์ซีที 127**

เครื่องเอกซเรย์ซีทีแบบสเปกตรัมหรือแบบสองพลังงาน 127

1. หลักการผลิตรังสีเอกซ์แบบสองพลังงาน 130

2. ภาพจากเครื่องเอกซเรย์ซีทีแบบสองพลังงาน 131

Photon Counting CT 133

1. หลักการทำงานของ Energy integrating detectors 133

2. ข้อดีของ Photon Counting CT 136

เทคโนโลยีด้านปัญญาประดิษฐ์ 138

บทสรุป 139

บทที่ 9 **คำแนะนำในการปฏิบัติงานและการวิจัยสำหรับการใช้ปริมาณรังสีเพื่อคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีที่เหมาะสม 141**

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีสมอง 141

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีช่องท้อง 143

1. แนวทางเมื่อใช้ระบบ ATCM 143

2. การใช้ kV ที่เหมาะสม 144

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีทรวงอก 145

1. การตั้งค่าตัวแปรถ่ายภาพที่เหมาะสม 145

2. การตั้งค่าขอบเขตในการถ่ายภาพที่เหมาะสม 145

3. การป้องกันรังสีให้ต่อมไทรอยด์ 146

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีหัวใจและหลอดเลือดหัวใจ 146

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีในผู้ป่วยเด็ก 150

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีผู้ป่วยตั้งครรภ์ 150

1. ความเสี่ยงต่อตัวอ่อนในครรภ์ 150

2. การประมาณค่าปริมาณรังสีของตัวอ่อนในครรภ์ 151

แนวทางการทำวิจัยสำหรับการใช้ปริมาณรังสีและคุณภาพ
ของภาพเอกซเรย์ซีทีที่เหมาะสม 151
1. การออกแบบการวิจัย 151
2. การประเมินคุณภาพของภาพประกอบการวิจัย 152
3. การแสดงผลค่าปริมาณรังสีประกอบการวิจัย 153
4. แนวทางการหาโปรโตคอลที่เหมาะสม 154
บทสรุป 155

บทที่ 10 **การตรวจสอบปริมาณรังสีเพื่อยกระดับการใช้รังสีอย่างเหมาะสม ... 157**
แนวคิดในการตรวจสอบค่าปริมาณรังสี 158
การเก็บข้อมูลค่าปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที 160
ข้อควรพิจารณาในการเก็บข้อมูลปริมาณรังสีสำหรับเครื่องเอกซเรย์ซีที 162
1. แบบฟอร์มสำหรับเก็บข้อมูล 162
2. การคัดเลือกโปรโตคอลสำหรับเก็บข้อมูล 162
3. การคัดเลือกผู้ป่วย 163
4. การบันทึกค่าปริมาณรังสี 163
การกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิง 164
การทบทวนโปรโตคอลและการสร้างโปรโตคอลใหม่ 167
การตรวจติดตามปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ 169
1. Dose notification 169
2. Dose alert 169
3. โปรแกรมการตรวจติดตามปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ 170
บทสรุป 171

เอกสารอ้างอิง 172

ภาคผนวก 188

บทที่ 1

หลักการพื้นฐานทางฟิสิกส์ของเครื่องเอกซเรย์ซีทีและการวัดปริมาณรังสี

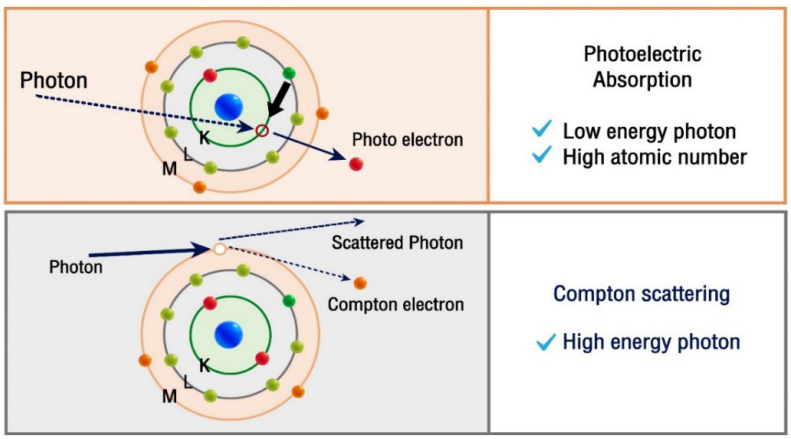
ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการพื้นฐานทางฟิสิกส์ของเครื่องเอกซเรย์ซีที และการคำนวณค่าปริมาณรังสี ซึ่งเป็นพื้นฐานสำคัญที่นำไปสู่ความรู้ ความเข้าใจในการกำหนดปริมาณรังสีให้ได้ภาพเอกซเรย์ซีทีที่มีคุณภาพเหมาะสม ประกอบด้วยหัวข้อสำคัญ 8 หัวข้อ เรียงลำดับให้เข้าใจอย่างเชื่อมโยง เริ่มตั้งแต่เรื่องอันตรกิริยาสำคัญของโฟตอนจากเครื่องเอกซเรย์ซีทีเมื่อกระทบกับตัวกลางหรือร่างกายผู้ป่วย การลดทอนรังสีเมื่อโฟตอนผ่านเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วย ความหมายของเลขซีที (CT number) อันเกี่ยวเนื่องกับการลดทอนรังสีของตัวกลาง ความหมายของปริมาณรังสีในรูปแบบต่าง ๆ และการวัด พัฒนาการของเครื่องเอกซเรย์ซีที กระบวนการถ่ายภาพ สร้างภาพและตัวแปรในการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที และหัวข้อสุดท้าย คือ การควบคุมคุณภาพเครื่องเอกซเรย์ซีทีโดยสังเขป

อันตรกิริยาสำคัญของโฟตอนกับตัวกลาง

เมื่อโฟตอนตกกระทบกับตัวกลางจะทำให้เกิดอันตรกิริยาได้หลายรูปแบบ เช่น Coherent scattering, Compton scattering, Photoelectric absorption และ Pair production เป็นต้น สำหรับโฟตอนจากเครื่องเอกซเรย์ซีทีเมื่อกระทบกับตัวกลางหรือร่างกายผู้ป่วยจะเกิดอันตรกิริยาสองแบบ คือ **Photoelectric absorption** และ **Compton scattering**

Photoelectric absorption เกิดจากโฟตอนทำปฏิกิริยากับอิเล็กตรอนในวงโคจรวงใน (K-shell) ของอะตอม และถ่ายเทพลังงานทั้งหมดให้อิเล็กตรอน ทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากวงโคจร และเรียกอิเล็กตรอนนี้ว่า **โฟโตอิเล็กตรอน (Photoelectron)** เมื่อโฟโตอิเล็กตรอนหลุดออกจากอะตอม จะเกิดช่องว่าง ทำให้อะตอมอยู่ในสภาวะไม่เสถียร อิเล็กตรอนที่อยู่วงนอกถัดไปจะเข้าไปแทนที่เพื่อให้

อะตอมกลับสู่สภาวะเสถียร ขณะที่มีการเคลื่อนย้ายอิเล็กตรอนเกิดขึ้นจะปลดปล่อยโฟตอนออกมา โดยโฟตอนนี้มีพลังงานเท่ากับผลต่างระหว่างพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอนในวงโคจรทั้งสอง ดังภาพที่ 1.1 (บน) โอกาสเกิดอันตรกิริยาแบบ Photoelectric absorption ขึ้นอยู่กับพลังงานของโฟตอน และเลขอะตอม (Effective atomic number) ของตัวกลาง โดยจะเกิดมากเมื่อโฟตอนมีพลังงานต่ำ (<100 keV) และตัวกลางมีเลขอะตอมสูง ตัวอย่างเช่น ที่พลังงานเอกซเรย์โฟตอนเท่ากัน เมื่อทำอันตรกิริยากับกระดูก ซึ่งมีเลขอะตอมเท่ากับ 13.8 โอกาสเกิด Photoelectric absorption จะสูงกว่าในเนื้อเยื่อซึ่งมีเลขอะตอมเท่ากับ 7.4 และสูงกว่าในอากาศซึ่งมีเลขอะตอมเท่ากับ 7.6 เป็นต้น ทั้งนี้พลังงานของโฟตอนที่ผลิตจากเครื่องเอกซเรย์ซีที โดยทั่วไป มีค่าอยู่ระหว่าง 40 ถึง 80 keV โอกาสเกิดอันตรกิริยาชนิด Photoelectric absorption จึงมีมาก



ภาพที่ 1.1 (บน) แสดงอันตรกิริยาชนิด Photoelectric absorption และ (ล่าง) Compton scattering

การลดทอนรังสี

การลดทอนรังสี (Attenuation) คือการลดลงของความเข้มรังสี (เอกซเรย์โฟตอน) เมื่อผ่านตัวกลางเนื่องจากกระบวนการดูดกลืนและการกระเจิงรังสี โดยการลดทอนรังสีจะมากหรือน้อยขึ้นกับค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนความเข้มรังสีเชิงเส้น (Linear attenuation coefficient : μ) ซึ่งเป็นค่าที่ใช้อธิบายสัดส่วนในการลดลงของความเข้มของรังสีต่อความหนาของตัวกลางที่รังสีเดินทางผ่านมีหน่วยเป็นเซนติเมตร$^{-1}$ (cm^{-1}) สัมประสิทธิ์การลดทอนความเข้มรังสีเชิงเส้นขึ้นอยู่กับธาตุที่เป็นองค์ประกอบของตัวกลาง เลขอะตอม ความหนาแน่น และความหนาของตัวกลาง ซึ่งภายในร่างกายมนุษย์มีเนื้อเยื่อ

บทที่ 2

การวัดรังสี จากเครื่องเอกซเรย์ซีที

การแสดงผลบนหน้าจอรับภาพของเครื่องเอกซเรย์ซีทีภายหลังการตรวจ นอกจากจะมีผลภาพรังสีของอวัยวะผู้ป่วยแล้ว ยังมีข้อมูลสำคัญของค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการถ่ายภาพ ดังแสดงในภาพที่ 2.1 โดยหน้าจอแสดงค่าปริมาณรังสี ประกอบด้วย ชื่อและรหัสประจำตัวของผู้ป่วย ชนิดการตรวจ ชื่อเครื่องเอกซเรย์ซีทีที่ใช้ในการตรวจ ประเภทการถ่ายภาพ (เช่น ภาพ SPR, helical, axial) และขอบเขตการถ่ายภาพ (Scan range) รวมทั้งรายงานผลคำนวณปริมาณรังสีที่แสดงในรูปแบบของค่า Volume CT dose index ($CTDI_{vol}$) และค่า Dose Length Product (DLP) ทั้งนี้ยังบอกขนาดของหุ่นจำลอง (Phantom) ที่ใช้ในการวัดปริมาณรังสีให้ทราบด้วย

Patient Name: TEST — Exam no: 21526
Accession Number: — Oct 09 2016
Patient ID: 12345678 — Optima CT660
Exam Description: TEST

Dose Report

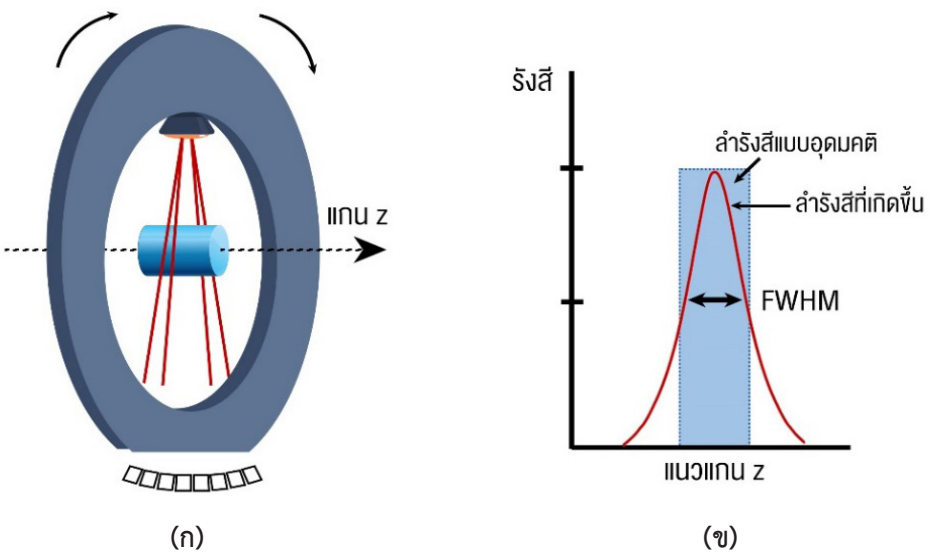
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Scout	-	-	-	-
3	Helical	S128.750-S53.750	31.21	304.62	Body 32

ภาพที่ 2.1 ตัวอย่างหน้าจอแสดงผลข้อมูลสำคัญประกอบภาพเอกซเรย์ซีที

วิธีมาตรฐานในการวัดปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีที คือการวัดค่า Computed Tomography Dose Index (CTDI) ซึ่งถูกกล่าวถึงครั้งแรกในปี พ.ศ. 2524[6] และต่อมาได้ถูกกำหนดคำนิยามการวัดโดย International Electrotechnical Commission (IEC) และ U.S. Food and Drug Administration (FDA)[7-12] โดยเป็นค่าปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ หรือ output ดังนั้น CTDI ไม่ใช่ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ แต่มีความสัมพันธ์กับปริมาณรังสีดูดกลืนในตัวผู้ป่วย ในบทนี้จะสร้างความเข้าใจเกี่ยวกับปริมาณรังสีของเครื่องเอกซเรย์ซีที เริ่มจากการกระจายของลำรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีที หุ่นจำลองสำหรับวัดปริมาณรังสี ปริมาณทางรังสีที่เกี่ยวกับเครื่องเอกซเรย์ซีที ข้อจำกัดของการนำไปใช้งาน ตลอดจนแนวคิดใหม่ของการวัดค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีที

การกระจายของลำรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีที

ในทางอุดมคติเมื่อเปิดลำรังสีที่มีความกว้างใด ๆ และให้หลอดเอกซเรย์หมุนรอบแกนทรี 1 รอบ ลำรังสีในแนวแกน z หรือแนวของเตียง ควรมีขนาดเท่ากับความกว้างลำรังสีที่ใช้ อย่างไรก็ตามในความเป็นจริงการกระจายของรังสีจะอยู่ในรูปของระฆังคว่ำ เนื่องจากมีปริมาณรังสีกระเจิงเล็กน้อยทางด้านข้าง โดยความกว้างของลำรังสีเท่ากับความกว้างที่ความสูงเป็นครึ่งหนึ่งของค่าสูงสุดของกราฟระฆัง หรือ Full Width at Half Maximum (FWHM) ดังภาพที่ 2.2



ภาพที่ 2.2 (ก) แสดงการกระจายของลำรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีที และ (ข) ค่า FWHM

บทที่ 3

คุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีที

การให้ได้มาซึ่งคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีที่เหมาะสม เพียงพอต่อการวินิจฉัยรอยโรค ต้องคำนึงถึงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับอย่างเหมาะสมไปพร้อมกัน พยาธิสภาพต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นภายในร่างกายผู้ป่วยจะปรากฏเป็นภาพรอยโรคที่ไม่เหมือนกัน โดยภาพรอยโรคที่เกิดขึ้นในช่องท้องมักมีเลขซีทีที่ใกล้เคียงเนื้อเยื่อ ได้แก่ ถุงน้ำ (Cyst) ฝีหรือหนอง (Abcess) มะเร็งตับ (Hepatocellular carcinoma) เนื้องอกหลอดเลือด (Hemangioma) และมะเร็งแพร่กระจาย (Metastasis) เป็นต้น ในขณะที่ภาพรอยโรคที่เกิดขึ้นที่หัวใจและทรวงอก เช่น คราบหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ (Coronary artery calcium) และหินปูน (Calcified plaque) หลอดเลือดแดงโคโรนารีจะมีขนาดเล็กมากแต่มีเลขซีทีที่แตกต่างกับเนื้อเยื่อข้างเคียง ดังนั้นการสร้างภาพรังสีเพื่อวินิจฉัยแยกรอยโรคแต่ละลักษณะ ต้องเข้าใจถึงคุณลักษณะของภาพเอกซเรย์ซีทีและการวัดคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีที 4 ประการ ดังภาพที่ 3.1

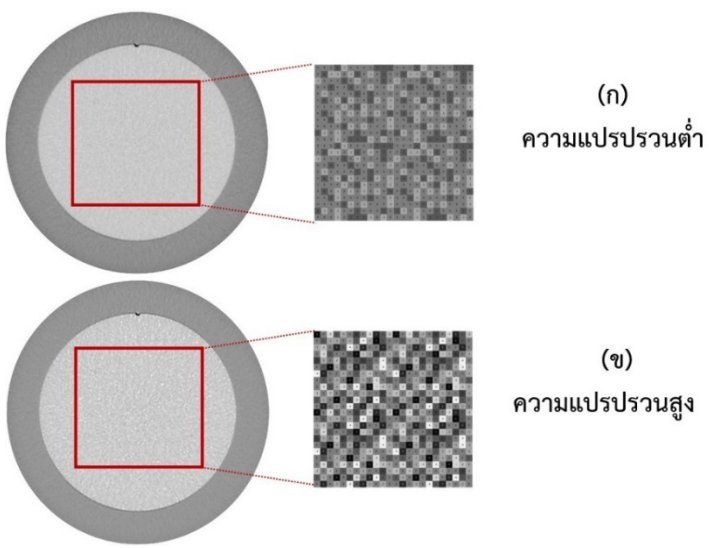
ภาพที่ 3.1 คุณลักษณะสำคัญที่เป็นตัวชี้วัดคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีที

คุณลักษณะสำคัญที่เป็นตัวชี้วัดคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีที ประกอบด้วย

- สัญญาณรบกวนภาพ (Image noise)
- รายละเอียดของภาพ (Resolution) แบ่งเป็น Spatial resolution และ Temporal resolution
- ความสามารถในการแยกวัตถุคอนทราสต์ต่ำ (Low Contrast Detectability)
- ภาพแปลกปลอม (Artifact)

สัญญาณรบกวนภาพ

สัญญาณรบกวนภาพ (Image noise) นิยมเรียกสั้น ๆ ว่า**นอยส์ (Noise)** คือ ความแปรปรวนของสัญญาณโฟตอนที่ทำให้เกิดความแปรปรวนในแต่ละพิกเซลของภาพรังสี อธิบายเชิงคณิตศาสตร์ได้ว่าเป็นส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขซีทีของพิกเซลภาพรังสี เกิดขึ้นได้แม้ตัวกลางมีเนื้อเดียวตลอด เช่น หุ่นจำลองน้ำ (Water phantom) ในทางอุดมคติแต่ละพิกเซล หรือเลขซีทีของภาพรังสีของตัวกลางที่มีเนื้อเดียวควรมีค่าเป็น 0 แต่ในความเป็นจริงเลขซีทีที่ได้ในแต่ละพิกเซลมีค่าไม่เท่ากัน ซึ่งสัญญาณรบกวนแบบนี้ส่งผลให้คุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีลดลง ดังภาพที่ 3.2



ภาพที่ 3.2 จำลองค่าพิกเซลของภาพ (ก) เมื่อมีสัญญาณรบกวนภาพต่ำ (ข) เมื่อมีสัญญาณรบกวนภาพสูง

บทที่ 4

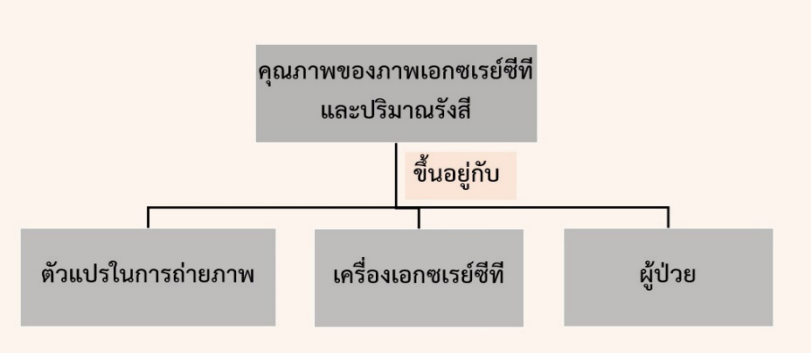
ปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีและปริมาณรังสี

การใช้ปริมาณรังสีอย่างเหมาะสมสำหรับผู้ป่วย ภายใต้หลักการใช้รังสี As Low As Reasonably Achievable (ALARA) นั้นต้องบรรลุเป้าหมายที่สำคัญ 2 ประการ คือ

1. ได้คุณภาพของภาพที่เพียงพอต่อการวินิจฉัยโรค
2. ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีต่ำที่สุด

ในบทที่ 2 ได้อธิบายถึงมาตรฐานของการวัดปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีที และบทที่ 3 ได้อธิบายถึงคุณลักษณะสำคัญของคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีที่ดี โดยไม่ได้พิจารณาเรื่องทั้งสองร่วมกัน แต่เนื่องจากประสิทธิผลที่ดีของการใช้รังสีในการถ่ายภาพเอกซเรย์ หมายถึง ใช้ปริมาณรังสีน้อยแต่ได้ภาพที่มีคุณภาพสูง ดังนั้น แม้การใช้ปริมาณรังสีที่มากขึ้นจะส่งผลให้ภาพเอกซเรย์ซีทีที่ได้มีคุณภาพสูงขึ้น แต่ก็จะเกิดความเสี่ยงอันเนื่องจากผลกระทบของรังสีเอกซ์ต่อผู้ป่วยที่เพิ่มขึ้นเช่นกัน ความรู้ ความเข้าใจเกี่ยวกับปัจจัยที่มีผลต่อคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีและปริมาณรังสีที่ได้จากการถ่ายภาพ จะนำไปสู่การเลือกตั้งค่าตัวแปรสำหรับถ่ายภาพได้อย่างเหมาะสม

ปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ ประกอบด้วย 3 ปัจจัย คือตัวแปรในการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที เครื่องเอกซเรย์ซีที และตัวผู้ป่วย (ภาพที่ 4.1) ซึ่งในบทนี้จะขยายความโดยละเอียด



ภาพที่ 4.1 ปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีและปริมาณรังสี

ปัจจัยจากตัวแปรในการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที

1. ค่า mAs

การใช้ค่ากระแสหลอดและเวลาที่หลอดเอกซเรย์หมุนรอบแกนทรีหนึ่งรอบ หรือผลคูณของค่ากระแสหลอดและเวลา (ในที่นี้ใช้ค่า mAs) ที่สูงขึ้น ทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีสูงขึ้นแต่ระดับสัญญาณรบกวนในภาพจะต่ำลง เมื่อตัวแปรของการถ่ายภาพอื่น ๆ คงที่ ความสัมพันธ์ของค่า mAs และปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ จะเป็นไปในเชิงเส้นตรง เช่น การลดค่า mAs ลงครึ่งหนึ่งจากเดิม ทำให้ปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ลดลงครึ่งหนึ่งดังสมการที่ 4-1

$$CTDI \propto mAs \qquad \text{สมการที่ 4-1}$$

ความสัมพันธ์ของค่า mAs และสัญญาณรบกวนในภาพ เป็นไปตามสมการที่ 4-2 โดยการลดค่า mAs เป็นการลดสัญญาณที่ใช้ในการสร้างภาพ จึงส่งผลให้สัญญาณรบกวนในภาพสูงขึ้นและความสามารถในการตรวจพบวัตถุที่มีคอนทราสต์ต่ำลดลง รวมถึงภาพเอกซเรย์ซีทีก็มีคุณภาพต่ำลงด้วย โดยการลดค่า mAs ลงครึ่งหนึ่งจากเดิมส่งผลให้สัญญาณรบกวนในภาพเพิ่มขึ้น $\sqrt{2}$ หรือ 1.414 หรือประมาณร้อยละ 40

$$\text{Noise } \alpha \ \frac{1}{\sqrt{mAs}} \qquad \text{สมการที่ 4-2}$$

จากสมการ 4-2 การลดค่า mAs ลงครึ่งหนึ่งจากเดิม ส่งผลให้สัญญาณรบกวนภาพเพิ่มขึ้น $\sqrt{2}$ หรือ 1.414 หรือประมาณร้อยละ 40 กล่าวได้ว่า การลดค่า mAs เป็นการเพิ่มสัญญาณรบกวนภาพ ทำให้ความสามารถในการวินิจฉัยแยกรอยโรคที่มีคอนทราสต์ต่ำลดลง และภาพเอกซเรย์ซีทีมีคุณภาพ

บทที่ 5

ปริมาณรังสี ที่ผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที

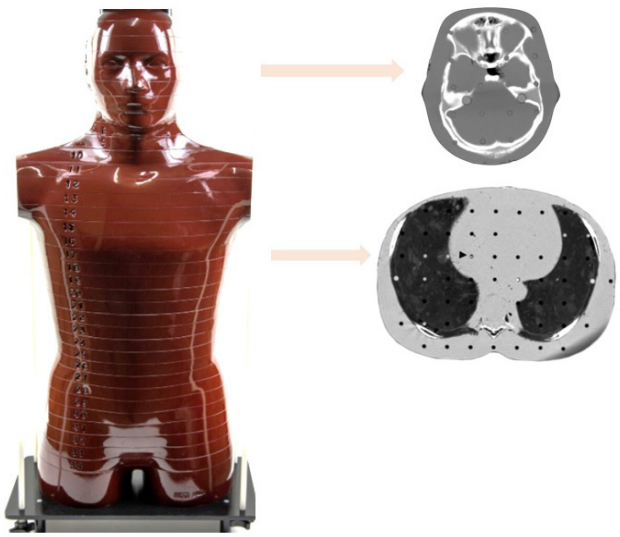
ความเสี่ยงจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีของผู้ป่วยขึ้นอยู่กับตัวแปรในการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที (mAs, kV, pitch) และอวัยวะส่วนที่ถ่ายภาพ (ความหนา พยาธิสภาพ ความไวต่อรังสี) ปริมาณรังสีที่ปรากฏบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ของส่วนควบคุมเครื่องเอกซเรย์ซีที ซึ่งได้แก่ ค่า $CTDI_{vol}$ และ DLP เป็นค่า output ของเครื่องเอกซเรย์ซีทีที่ได้จากการสแกนในหุ่นจำลองมาตรฐาน แม้ค่า $CTDI_{vol}$ และ DLP จะสัมพันธ์กับความเสี่ยงที่เกิดขึ้นจากการได้รับรังสีของผู้ป่วย แต่ก็ไม่ใช่ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับโดยตรง ในบทนี้จะอธิบายถึงการประเมินค่าปริมาณรังสีดูดกลืนและปริมาณรังสียังผลจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีที่ผู้ป่วยได้รับโดยตรง

ปริมาณรังสียังผล ใช้บ่งบอกถึงความเสี่ยงในการเกิดผลทางรังสีแบบไม่ชัดเจน (Stochastic) ในกลุ่มประชากรที่เข้ารับการตรวจ เช่น การเกิดมะเร็ง ความผิดปกติจากการกลายพันธุ์ และอายุขัยที่สั้นลง เป็นต้น โดยหลักการปริมาณรังสียังผลคำนวณจากปริมาณรังสีดูดกลืนที่อวัยวะของผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีและค่าปรับแก้ตามชนิดเนื้อเยื่อที่ได้รับรังสี ในทางปฏิบัติการประเมินค่าปริมาณรังสีดูดกลืนที่เนื้อเยื่อและอวัยวะได้รับและปริมาณรังสียังผลจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีทำได้ 3 วิธี คือ

- การประเมินค่าปริมาณรังสีจากการวัดปริมาณรังสีโดยตรงในหุ่นจำลอง
- การประเมินค่าปริมาณรังสีด้วยโมเดลทางคณิตศาสตร์
- การประเมินค่าปริมาณรังสีโดยการใช้สัมประสิทธิ์ค่าแก้

การประเมินค่าปริมาณรังสีจากการวัดปริมาณรังสีโดยตรงในหุ่นจำลอง

เนื่องจากเราไม่สามารถวัดปริมาณรังสีภายในร่างกายผู้ป่วยโดยตรง จึงต้องสร้างหุ่นจำลองซึ่งมีองค์ประกอบเลขอะตอมคล้ายมนุษย์ เช่น Alderson Rando Phantom (Alderson Research Laboratories, Stanford, USA)[37] โดยส่วนที่เป็นตัวแทนของเนื้อเยื่อมนุษย์ทำจากยูรีเทน ซึ่งมีเลขอะตอมเทียบเท่าเนื้อเยื่อมนุษย์ ส่วนของกระดูกทำมาจากโครงสร้างกระดูกจริงของมนุษย์ ดังภาพที่ 5.1 แล้วออกแบบหุ่นให้มีโครงสร้าง ขนาด รูปร่าง ตามเพศ คือเพศชาย และเพศหญิง สำหรับหุ่นเพศชายมีความสูง 175 เซนติเมตร หนัก 73.5 กิโลกรัม หุ่นเพศหญิงมีความสูง 155 เซนติเมตร หนัก 50 กิโลกรัม ถูกตัดเป็นชิ้น ๆ ตามขวางของร่างกาย แต่ละชิ้นมีความหนา 2.5 เซนติเมตร และมีช่องสำหรับใส่อุปกรณ์วัดรังสีชนิดทีแอลดี (Thermo-Luminescence Dosimeter : TLD) เพื่อวัดปริมาณรังสีดูดกลืนในตำแหน่งของอวัยวะที่สนใจ จากนั้นนำค่ารังสีดูดกลืนที่วัดได้มาคำนวณหาค่าปริมาณรังสียังผลโดยใช้ค่าปรับแก้ชนิดเนื้อเยื่อ



ภาพ 5.1 หุ่นจำลอง Alderson Rando

อย่างไรก็ดี ความถูกต้องของการวัดปริมาณรังสีดูดกลืนโดยตรงในหุ่นจำลอง มีข้อจำกัดดังนี้

- อุปกรณ์วัดรังสีจะต้องมีการสอบเทียบ และหาค่าแก้ความถูกต้อง
- ปริมาณรังสีดูดกลืนของอวัยวะที่สนใจเป็นค่าประมาณจากการวัดรังสีเฉพาะจุด
- หุ่นจำลองมีขนาดและรูปร่างจำเพาะ และยังมีองค์ประกอบที่ต่างจากร่างกายมนุษย์อยู่มาก

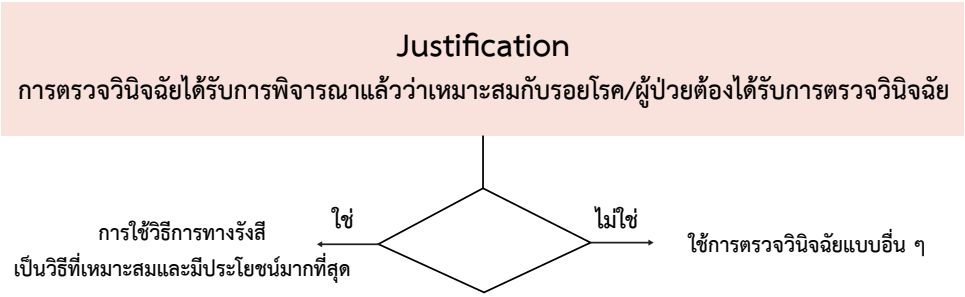
บทที่ 6

เทคนิคที่ทำให้ปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีเหมาะสม

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีเพื่อประกอบการวินิจฉัยโรคได้รับความนิยมมากขึ้นเป็นลำดับ แต่ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีถือได้ว่าสูงที่สุดเมื่อเทียบกับถ่ายภาพทางรังสีเพื่อวินิจฉัยโรคแบบอื่น ๆ โดยปริมาณรังสีที่ได้รับจะมีความสัมพันธ์กับโอกาสการเกิดมะเร็ง ดังนั้นปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีจึงเป็นสิ่งที่บุคลากรทางรังสีและหน่วยงานด้านความปลอดภัยทางรังสีต้องตระหนัก และให้ความสำคัญการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีเพื่อตรวจวินิจฉัยโรค ต้องบรรลุหลักเกณฑ์สากลของการป้องกันอันตรายจากรังสี คือ

- การพิจารณาถึงความสมเหตุสมผลของการใช้รังสี (Justification)
- การใช้ปริมาณรังสีอย่างเหมาะสม (Optimization)
- การจำกัดค่าปริมาณรังสี (Dose limitation)

การพิจารณาถึงความสมเหตุสมผลของการใช้รังสี หมายถึง การพิจารณาให้มั่นใจก่อนว่าการใช้รังสีเกิดประโยชน์มากกว่าโทษ โดยนำไปสู่การวินิจฉัยที่ถูกต้องทันเวลาและวางแผนการรักษาผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องต่อไป ดังนั้น การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีทุกครั้งต้องแน่ใจถึงประโยชน์ที่ผู้ป่วยได้รับ ดังภาพที่ 6.1 ส่วนการจำกัดค่าปริมาณรังสี ในบริบทนี้หมายถึง การใช้ปริมาณรังสีโดยคำนึงถึงค่าปริมาณรังสีอ้างอิง (Dose Reference Level) ควบคู่ไปด้วย เมื่อพิจารณาแล้วว่ามีความจำเป็นต้องถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที นักรังสีเทคนิคและบุคลากรทางการแพทย์ที่เกี่ยวข้องควรยึดหลัก “Optimization” โดยผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีต่ำที่สุดแต่ภาพที่ได้ยังคงคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรค ซึ่งในปัจจุบันมีเทคนิคหลายประการที่จะช่วยให้การใช้ปริมาณรังสีในการตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องเอกซเรย์ซีทีเป็นไปอย่างเหมาะสม



ภาพที่ 6.1 หลักการ Justification

การใช้รังสีอย่างเหมาะสมสำหรับถ่ายภาพเอกซเรย์ซีที เป็นประเด็นที่นักวิชาการและวิชาชีพด้านฟิสิกส์รังสีการแพทย์ให้ความสนใจเป็นอย่างมาก มีงานวิจัยมากมายที่มุ่งพัฒนาหรือหาแนวทางในการใช้ปริมาณรังสีอย่างเหมาะสมสำหรับโปรโตคอลการสแกนหรือผู้ป่วยแต่ละประเภท โดยผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีต่ำที่สุดแต่คุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีที่ได้เพียงพอต่อการวินิจฉัยโรค ในปัจจุบัน AAPM ได้แนะนำแนวทางสำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีประเภทต่าง ๆ สำหรับผู้ป่วย และเครื่องเอกซเรย์ซีทีจากแต่ละรุ่นและบริษัทผู้ผลิต โดยประกอบด้วยข้อบ่งชี้ ข้อห้ามของการตรวจ และโปรโตคอลการตรวจ ได้แก่ การตั้งค่าตัวแปรสำหรับถ่ายภาพ SPR และการถ่ายภาพ ขอบเขตการถ่ายภาพ การใช้สารทึบรังสี การจัดท่าผู้ป่วย การสร้างภาพ เป็นต้น ทั้งนี้ศึกษาได้จากเว็บไซต์ AAPM ที่ https://www.aapm.org/pubs/CTprotocols/ นอกจากนี้ ยังมีเทคนิคที่ทำให้ปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีเหมาะสม ซึ่งจะอธิบายรายละเอียดในบทนี้

การปรับค่า mAs ที่เหมาะสม

สำหรับเครื่องเอกซเรย์ซีทีที่ไม่มีระบบ ATCM ติดตั้งมาด้วย การปรับค่า mAs ตามขนาดของผู้ป่วยเป็นสิ่งสำคัญที่จะทำให้ได้ปริมาณรังสีมีค่าเหมาะสม เนื่องจาก mAs เป็นตัวกำหนดปริมาณรังสี ดังนั้น ผู้ป่วยที่มีรูปร่างเล็กควรใช้ปริมาณรังสีที่น้อยกว่าผู้ป่วยที่มีรูปร่างใหญ่ เพื่อให้ได้คุณภาพของภาพที่เพียงพอต่อการวินิจฉัยโรคเทียบเท่ากัน[49] หากพิจารณาจากความหนาครึ่งค่า (Half Value Layer) ของกล้ามเนื้อ ซึ่งหมายถึงความหนาของกล้ามเนื้อที่ลดทอนความเข้มของรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีทีลงครึ่งหนึ่งซึ่งมีค่าเท่ากับ 4 เซนติเมตร ก็จะประมาณได้ว่า ถ้าความหนาของกล้ามเนื้อผู้ป่วยลดลง 4 เซนติเมตร ควรลด mAs ลงครึ่งหนึ่ง แต่ในความเป็นจริง ร่างกายของคนเราจะมีไขมันแทรกอยู่ในกล้ามเนื้อด้วยซึ่งจะช่วยเพิ่มคอนทราสต์ให้กับภาพ ดังนั้นจากความหนา 4 เซนติเมตรจึงปรับเป็น 10 เซนติเมตร กล่าวคือ การปรับค่า mAs ที่เหมาะสมจะใช้หลักการว่า เมื่อผู้ป่วยตัวเล็กหรือผอมกว่าคนรูปร่างมาตรฐาน 10 เซนติเมตร ควรลดค่า mAs ลงครึ่งหนึ่งจากค่าปกติที่ตั้งให้กับคนรูปร่างมาตรฐาน

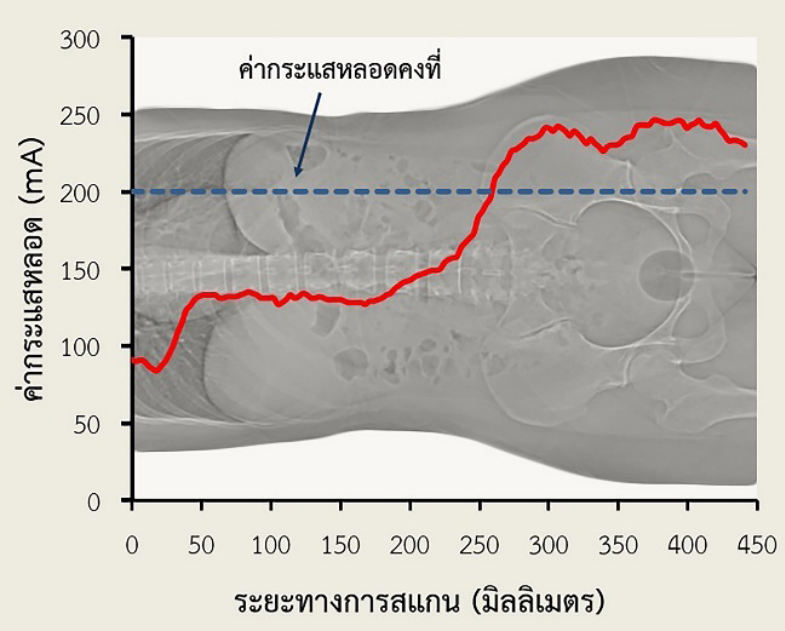
บทที่ 7

ระบบปรับค่ากระแสหลอดอัตโนมัติของเครื่องเอกซเรย์ซีที

ระบบปรับค่ากระแสหลอดอัตโนมัติ (Automatic tube current modulation system : ATCM) ของเครื่องเอกซเรย์ซีทีได้ถูกพัฒนาขึ้นตั้งแต่ปี พ.ศ. 2537 และในปัจจุบันเครื่องเอกซเรย์ซีทีจากบริษัทผู้ผลิตแต่ละรายจะมีระบบนี้ติดตั้งควบคู่มาด้วย โดยเป็นระบบที่ช่วยปรับค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกนให้สอดคล้องกับระดับการลดทอนรังสีของร่างกายผู้ป่วย และมีคุณภาพของภาพหรือปริมาณรังสีตามที่ผู้ใช้งานต้องการ ในบทนี้จะอธิบายถึงหลักการทำงานของระบบ ATCM ของเครื่องเอกซเรย์ซีทีจากแต่ละบริษัท ปัจจัยที่มีผลต่อการทำงาน และแนวทางการควบคุมคุณภาพของระบบ ATCM

เป้าหมายของการใช้งาน

ระบบ ATCM เป็นระบบ Automatic exposure control (AEC) สำหรับเครื่องเอกซเรย์ซีทีเริ่มมีการใช้งานในปี พ.ศ. 2546 เป้าหมายของระบบคือการปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกนให้สัมพันธ์กับระดับการลดทอนรังสีของอวัยวะส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย[88-91] เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการสแกนในอดีตคือการใช้ค่ากระแสหลอดคงที่ค่าใดค่าหนึ่ง (fixed mAs) ตลอดการสแกน ดังภาพที่ 7.1



ภาพที่ 7.1 เปรียบเทียบค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกนระหว่างวิธี fixed mAs และการใช้ระบบ ATCM สำหรับการสแกนส่วนลำตัว

จากภาพที่ 7.1 จะเห็นได้ว่าระบบ ATCM จะลดระดับกระแสหลอดที่ใช้ในการสแกนส่วนปอด ซึ่งเป็นอวัยวะที่มีความหนาแน่นต่ำหรือมีการลดทอนรังสีต่ำและเพิ่มกระแสหลอดที่ใช้ในการสแกนส่วนช่องท้องเนื่องจากเป็นส่วนที่มีการลดทอนรังสีมากขึ้น จึงต้องใช้กระแสหลอดสูงขึ้นเพื่อให้โฟตอนที่ทะลุผ่านลำตัวผู้ป่วยไปตกกระทบตัวรับรังสีมีปริมาณคงที่และคงคุณภาพของภาพให้สม่ำเสมอตลอดระยะการสแกน โดยปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนโดยใช้ระบบ ATCM อาจลดลงได้ร้อยละ 35 ถึง 60 เมื่อเทียบกับเทคนิค fixed mAs ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับโปรโตคอลที่ใช้และขนาดร่างกายของผู้ป่วย

ข้อดีของระบบ ATCM สรุปดังนี้

- ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีต่ำลง
- คุณภาพของภาพสม่ำเสมอตลอดระยะทางการสแกนเพราะสัญญาณรบกวนภาพมีความคงที่
- ลดภาพแปลกปลอมชนิด Photon starvation artifact จากการได้รับสัญญาณโฟตอนไม่เพียงพอ
- ความร้อนของหลอดเอกซเรย์ลดลง เพราะการระบายความร้อนมีประสิทธิภาพสูงขึ้น

บทที่ 8

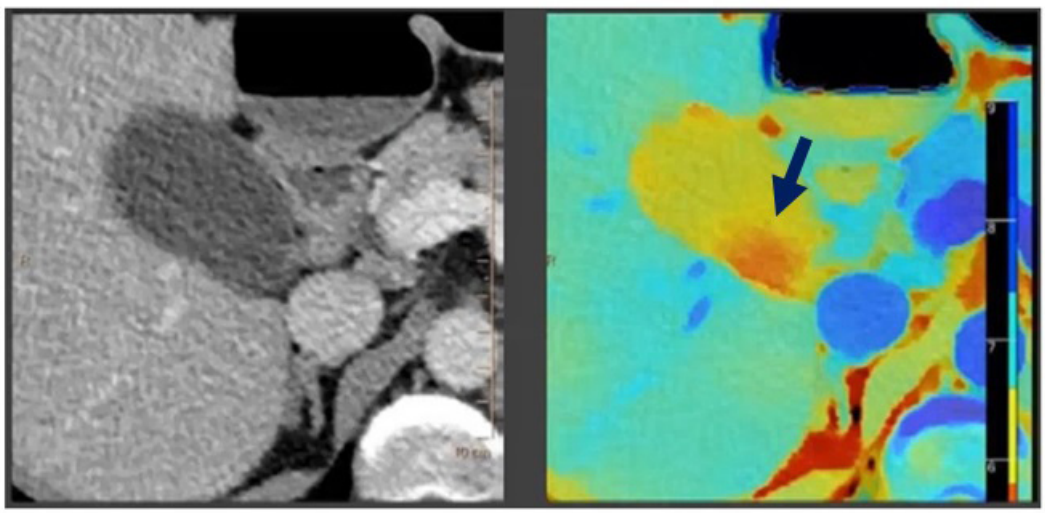
เทคโนโลยีก้าวหน้าของเครื่องเอกซเรย์ซีที

นับตั้งแต่มีเอกซเรย์ซีทีเครื่องแรกในปี พ.ศ. 2513 เทคโนโลยีทางด้านการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีได้พัฒนาขึ้นเป็นลำดับ การถ่ายภาพในปัจจุบันเป็นแบบเฮลิคอลร่วมกับเครื่องเอกซเรย์ซีทีที่มีตัวรับรังสีหลายแถว ส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับน้อยลงในขณะที่คุณภาพของภาพดีขึ้นอย่างมาก และในช่วงระยะเวลาต่อจากนี้ เทคโนโลยีที่จะเข้ามามีบทบาทสำคัญจะเป็นเครื่องเอกซเรย์ซีทีแบบสองพลังงาน (Dual energy) หรือสเปกตรัม (Spectral CT) และตัวรับรังสีชนิด Photon counting ในบทนี้จึงจะอธิบายรายละเอียดของเทคโนโลยีทั้งสองแบบ และจะกล่าวถึงเทคโนโลยีด้านปัญญาประดิษฐ์ซึ่งจะมีความสำคัญต่อการพัฒนาที่ก้าวหน้ายิ่งขึ้นของเครื่องเอกซเรย์ซีทีในอนาคต

เครื่องเอกซเรย์ซีทีแบบสเปกตรัมหรือแบบสองพลังงาน

เครื่องเอกซเรย์ซีทีแบบเดิม (Conventional) ที่ให้พลังงานเดียว จะผลิตรังสีเอกซ์ที่มีค่าพลังงานสูงสุดเพียงค่าเดียวต่อการสแกนตามค่าความต่างศักย์ที่ป้อนให้กับหลอดเอกซเรย์ที่ตั้งไว้ เช่น ตั้งไว้ที่ 120 kV จะให้เอกซเรย์ที่มีพลังงาน 67 keV เป็นต้น เมื่อรังสีผ่านอวัยวะภายในร่างกายผู้ป่วยก็จะเกิดการลดทอนรังสีตามค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนความเข้มรังสีเชิงเส้น (Linear attenuation coefficient) ซึ่งขึ้นอยู่กับพลังงานของเอกซเรย์โฟตอน (keV) ความหนา ความหนาแน่นขององค์ประกอบและเลขอะตอมขององค์ประกอบอวัยวะที่ถ่าย โดยคอมพิวเตอร์จะแปลงเป็นเลขซีทีเพื่อสร้างภาพและแยกแยะความแตกต่างในการลดทอนรังสีของแต่ละอวัยวะ เป็นภาพเฉดสีเทา (Gray scale) ที่ตามองเห็นได้ แต่ในกรณีที่สัมประสิทธิ์การลดทอนความเข้มรังสีมีค่าใกล้เคียงกัน ภาพที่ได้ย่อมมีเลขซีทีใกล้เคียงกันจึงแยกออกจากกันได้ยาก เช่น นิ่วจากคอเลสเตอรอล (Cholesterol Stones) ในถุงน้ำดี

ดังแสดงในภาพที่ 8.1 (ที่บริเวณลูกศรชี้) เนื่องจากมีเลขซีทีที่ใกล้เคียงกันมากจึงไม่สามารถแยกออกจากกันได้ชัดเจนด้วยเครื่องเอกซเรย์ซีทีแบบเดิม



(ก) (ข)

ภาพที่ 8.1 ภาพเอกซเรย์ซีทีนิ่วจากคอเลสเตอรอล (Cholesterol stones) ในถุงน้ำดีที่ถ่ายโดย (ก) เครื่องเอกซเรย์ซีทีแบบเดิมไม่เห็นนิ่ว และ (ข) เครื่องเอกซเรย์ซีทีแบบสองพลังงานเห็นก้อนนิ่วชัดเจน[10]

สารประกอบไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite)[106-107] ซึ่งสามารถพบได้ในกระดูกและฟันของมนุษย์ และมีธาตุไอโอดีนและธาตุแคลเซียมเป็นส่วนประกอบนั้น ธาตุไอโอดีนและแคลเซียมมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนความเข้มรังสีเชิงเส้น ดังภาพที่ 8.2 โดยเมื่อใช้โฟตอนค่าพลังงานต่ำ (47 keV) และค่าพลังงานสูง (75 keV) ในการถ่ายภาพควบคู่กัน จะทำให้ความแตกต่างของสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีของธาตุไอโอดีนและแคลเซียมมีค่าแตกต่างกันอย่างชัดเจน

[10] ภาพได้รับความอนุเคราะห์จากบริษัทฟิลิปส์ (ประเทศไทย) จำกัด

บทที่ 9

คำแนะนำในการปฏิบัติและงานวิจัยสำหรับการใช้ปริมาณรังสีเพื่อคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีที่เหมาะสม

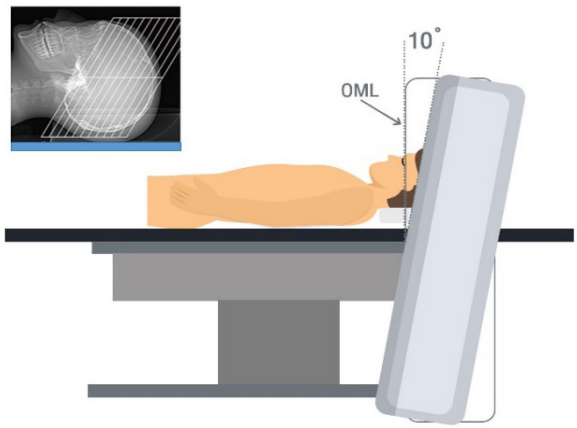
ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับโดยตรงเกิดจากการตั้งค่า mAs ค่า kV และค่าพิทช์ นอกจากนี้การใช้เทคโนโลยี เช่น การสร้างภาพแบบอิทเทอเรชัน การใช้ระบบ ATCM การใช้ระบบ OBM จะช่วยลดระดับปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับลงอย่างมาก ในบทที่ผ่านมาได้แนะนำถึงปริมาณรังสีที่เกี่ยวข้องกับซีที คุณภาพของภาพ ปัจจัยที่ส่งผลต่อปริมาณรังสี และคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีที รวมทั้งเทคโนโลยีที่ช่วยลดระดับปริมาณรังสี หรือเพิ่มคุณภาพของภาพ ในบทนี้เป็นการนำความรู้ดังกล่าวมาประยุกต์ใช้ในการปฏิบัติงาน โดยมีเป้าหมายให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีต่ำที่สุดแต่ภาพเอกซเรย์ซีทีที่ได้มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรค โดยให้คำแนะนำถึงแนวทางการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีที่กระทำบ่อย หลักการพิจารณาการใช้ซีทีในผู้ป่วยประเภทต่าง ๆ รวมถึงแนวทางการทำวิจัยสำหรับการใช้ปริมาณรังสีเพื่อคุณภาพของภาพเอกซเรย์ซีทีที่เหมาะสม

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีสมอง

การถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีส่วนสมองเป็นการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีที่กระทำบ่อยที่สุดอย่างหนึ่ง โดยเลนส์ตาจะเป็นอวัยวะสำคัญและมีความเสี่ยงในการเกิดต้อกระจกจากการได้รับรังสีสูง ICRP ได้ระบุค่าขีดจำกัดของปริมาณรังสีในการเกิดต้อกระจกไว้ที่ 0.5 mGy[129] แนวทางในการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีส่วนสมองโดยป้องกันรังสีให้แก่เลนส์ตาจึงเป็นสิ่งที่สำคัญ

ท่าปกติของการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีสมองคือ จัดศีรษะผู้ป่วยให้ตั้งตรง โดยให้เส้นมาตรฐาน Orbital-meatal line (OML) ตั้งฉากกับพื้น การจัดตำแหน่งของผู้ป่วยที่ถูกต้องมีผลต่อทั้งตำแหน่งของเลนส์ตาที่จะได้รับรังสีและการทำงานของระบบ ATCM หากผู้ป่วยไม่อยู่ในตำแหน่งไอโซเซนเตอร์

หรือตำแหน่งของเลนส์ตาเปลี่ยนแปลงไป จะทำให้ปริมาณรังสีที่เลนส์ตาได้รับเปลี่ยนแปลงไปด้วย และทำให้ระบบ ATCM ทำงานผิดพลาดได้ โดยอาจส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับเพิ่มขึ้น หรือระดับคุณภาพของภาพลดลงเพราะสัญญาณรบกวนสูงขึ้น การเอียงแกนทรีเพื่อให้เลนส์ตาอยู่นอกส่วนที่ทำการสแกนจะช่วยลดค่าปริมาณรังสีที่เลนส์ตาได้รับ ดังภาพที่ 9.1



ภาพที่ 9.1 การเอียงแกนทรีในการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีสมอง

Sookpeng และคณะ[130] ได้ทำการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่เลนส์ตาและอวัยวะบริเวณใกล้เคียงได้รับในขณะที่ทำการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีสมอง จากการใช้ระบบ ATCM และการเอียงแกนทรี โดยพบว่าการใช้ระบบ ATCM ช่วยลดปริมาณรังสีที่เลนส์ตา ฐานสมอง ขมับ ขากรรไกร ได้รับลงประมาณร้อยละ 20-25 ในขณะที่คุณภาพของภาพดีขึ้นเมื่อเทียบกับการใช้เทคนิคค่ากระแสหลอดคงที่ ส่วนการเอียงแกนทรีในช่วง 5 ถึง 15 องศา ช่วยลดปริมาณรังสีที่เลนส์ตาได้รับลงถึงร้อยละ 40 เมื่อเปรียบเทียบกับการไม่เอียงแกนทรี โดยพบว่าการเอียงแกนทรี 10 องศา มีความเหมาะสมมากที่สุดเนื่องจากเลนส์ตาอยู่นอกส่วนที่สแกนอย่างสมบูรณ์ การจัดตำแหน่งของผู้ป่วยและความสูงต่ำของเตียงเอกซเรย์ต่างก็มีผลต่อปริมาณรังสีที่เลนส์ตาได้รับ[131] โดยหากเตียงเอกซเรย์อยู่ต่ำกว่าตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ 5 เซนติเมตร ทำให้เลนส์ตาอยู่กึ่งกลางการสแกน และจะส่งผลต่อการทำงานของฟิลเตอร์ bowtie โดยเลนส์ตาได้รับปริมาณรังสีในสัดส่วนที่สูงขึ้นระหว่างที่หลอดเอกซเรย์หมุนรอบแกนทรี และเพิ่มขึ้นได้ถึงร้อยละ 44 เมื่อเทียบกับตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ ในขณะที่หากเตียงเอกซเรย์สูงกว่าระดับไอโซเซนเตอร์ ปริมาณรังสีที่เลนส์ตาได้รับจะลดลง จากเหตุผลที่ว่าเลนส์ตาอยู่ห่างจากขอบของฟิลเตอร์ bowtie ในขณะที่หลอดเอกซเรย์หมุนไปทางด้านข้าง ดังแสดงในภาพที่ 9.2

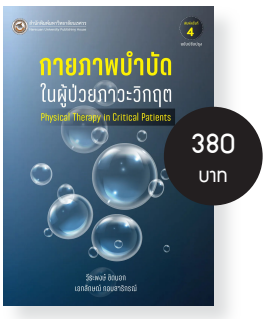
หนังสือแนะนำ

การวัดปริมาณรังสีเอกซ์จากการตรวจวินิจฉัย และแนวทางการใช้รังสีอย่างเหมาะสม

ผู้แต่ง : รศ. ดร.ศุภวิทู สุขเพ็ง

"ปริมาณรังสีจากการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง 1 ครั้งเท่ากับ 1,000 มิลลิเกรย์. เซนติเมตร หรือ 2 มิลลิซีเวิร์ต ซึ่งถือว่าสูงเมื่อเทียบกับการได้รับรังสีตามธรรมชาติปีละ 3.7 มิลลิซีเวิร์ต และการถ่ายภาพเอกซเรย์ปอด 1 ภาพซึ่งทำให้ได้รับรังสีเพียง 0.3 มิลลิเกรย์ หรือ 0.04 มิลลิซีเวิร์ต"

คำถามก็คือ ค่าปริมาณรังสีระดับต่าง ๆ ข้างต้นจะก่อให้เกิดอันตรายกับร่างกายมนุษย์หรือไม่? เพียงใด? ทำอย่างไรบุคลากรที่ทำงานด้านรังสีการแพทย์ ผู้ป่วย หรือบุคคลทั่วไป จะทราบได้ว่าปริมาณรังสีที่ใช้ หรือที่ได้รับสูงเกินขีดความปลอดภัยแล้ว โดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับบุคลากรทางการแพทย์ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับการวินิจฉัยหรือรักษาโรคด้วยรังสี หนังสือเล่มนี้จะให้ความรู้และความเข้าใจเรื่องการวัดปริมาณรังสี และวิธีลดปริมาณรังสีให้น้อยที่สุดเพื่อประโยชน์ต่อผู้ป่วยได้มากที่สุดอีกด้วย



กายภาพบำบัดในผู้ป่วยภาวะวิกฤต

ผู้แต่ง : รศ. กภ.วีระพงษ์ ชิดนอก และ กภ.เอกลักษณ์ กอบสาริกรณ์

นักกายภาพบำบัด มีบทบาทสำคัญในการประยุกต์ใช้เทคนิคการรักษาทางกายภาพบำบัด เพื่อการบำบัดภาวะกล้ามเนื้ออ่อนแรงและข้อต่อติดการฝึกความแข็งแรงกล้ามเนื้อหายใจ การระบายเสมหะด้วยเทคนิคแบบต่าง ๆ ช่วยให้ผู้ป่วยหย่าเครื่องช่วยหายใจได้เร็วขึ้นจากภาวะวิกฤตของผู้ป่วยด้วยพยาธิสภาพของโรค การนอนบนเตียงเป็นเวลานาน และไม่ได้เคลื่อนไหวร่างกาย สามารถลดปัจจัยเสี่ยงต่าง ๆ ที่อาจเกิดขึ้นได้ ทำให้ผู้ป่วยสามารถกลับมาทำกิจกรรมต่าง ๆ และสามารถหายใจเองได้เร็วขึ้น ทั้งนี้นักกายภาพบำบัดควรทำการรักษาผู้ป่วยแบบองค์รวม โดยการวิเคราะห์ปัญหาผู้ป่วย วางแผนการรักษา และทำการรักษาให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุดเพื่อให้เกิดผลลัพธ์ที่ดีในระยะยาวสำหรับผู้ป่วย

การเพิ่มสมรรถนะการเคลื่อนไหว: จากหลักการสู่แนวทางปฏิบัติ

ผู้แต่ง : ผศ. ดร.กนกวรรณ ศรีสุภรกรกุล

มนุษย์เราจะสามารถประกอบกิจวัตรประจำวันหรือทำกิจกรรมต่าง ๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพ จำเป็นต้องมีสมรรถนะการเคลื่อนไหวที่ดี หนังสือเล่มนี้เล็งเห็นถึงความสำคัญของสมรรถนะการเคลื่อนไหว และได้อธิบายถึงความรู้พื้นฐานของการเคลื่อนไหว และวิธีการสำหรับเพิ่มสมรรถนะการเคลื่อนไหว ไม่ว่าจะเป็นการออกกำลังกาย ความใส่ใจ และการจินตนาการการเคลื่อนไหว หนังสือเล่มนี้เหมาะสำหรับบุคลากรทางสายวิทยาศาสตร์สุขภาพ ได้แก่ แพทย์ พยาบาลนักกายภาพบำบัด และนักกิจกรรมบำบัด และนักวิทยาศาสตร์การกีฬา เพื่อใช้เป็นแนวทางในการนำไปประยุกต์ใช้เพื่อเพิ่มสมรรถนะการเคลื่อนไหวให้กับบุคคลทั่วไป นักกีฬา หรือบุคคลที่มีความบกพร่องในเรื่องของการเคลื่อนไหว

0 5596 8833-8836 สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร nuph@nu.ac.th

NUPH online store
www.nupress.grad.nu.ac.th

สำนักพิมพ์
มหาวิทยาลัยนเรศวร

สั่งซื้อหนังสือออนไลน์

จัดส่งถึงบ้านสะดวกรวดเร็ว

สั่งซื้อทันที

กรณีต้องการสั่งซื้อหนังสือปริมาณมาก หรือเข้าชั้นเรียนติดต่อได้ที่
ฝ่ายจัดจำหน่ายสำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร

nuph@nu.ac.th
สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร
0 5596 8833-8836
nu_publishing

NUPH
online store
www.nupress.grad.nu.ac.th