

บทความปริทัศน์

ระบบการควบคุมปริมาณกระแสหลอดอัตโนมัติ ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ Automatic Tube Current Modulation for Computed Tomography

สุวิชา เช้าวงศ์พานิชย์ วท.บ. (รังสีเทคนิค)
ศุภวรรณ จิระพงศ์ วท.ม. (ฉายาเวชศาสตร์)
จารุวรรณ เวียนขนาน วท.บ. (รังสีเทคนิค)

เรื่องย่อ

ความตระหนักในเรื่องความปลอดภัยทางรังสีในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ซึ่งมีปริมาณรังสีสูงทำให้เกิดการพัฒนาการควบคุมปริมาณกระแสหลอดเอกซเรย์แบบอัตโนมัติในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เพื่อกำกับการควบคุมปริมาณรังสีที่เหมาะสมกับขนาดร่างกายและอวัยวะในการสแกน โดยที่ภาพรังสีที่ได้ยังมีคุณภาพเพียงพอสำหรับการแปลผล ทั้งนี้มีหลักการปัจจัยและแนวทางที่ควรจะศึกษาเพิ่มเติมเพื่อการใช้งานอย่างมีประสิทธิภาพ อันจะเป็นมาตรฐานในการให้บริการทางรังสีในระดับสากล

คำสำคัญ: เอกซเรย์คอมพิวเตอร์, ความปลอดภัยทางรังสี, ระบบควบคุมกระแสหลอด

Abstract

The concerning in radiation safety in CT scan with high dose lead to development of automatic tube current modulation. This system aim to control the radiation exposure optimize to the body size and organ to scan with the interpretationable image. However the principle, parameter and the using guideline is adding to learn for the effective use in the standard of radiology service.

Keywords: CT scan, radiation safety, automatic tube current modulation.

บทนำ

ความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีการก้าวกระโดดตั้งแต่ปี 1990 ทำให้มีการให้บริการมากในทั่วโลก จนทำให้เกิดการกังวลใจในด้านปริมาณรังสีที่ให้แก่ผู้ป่วย โดยมีหลักคิดคือเพื่อการวินิจฉัยผู้ป่วยสามารถได้รับปริมาณรังสีมากกว่าคนทั่วไปโดยไม่มีข้อบ่งห้าม กระนั้นก็มีการพัฒนาแนวทางการลดปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจแต่ก็จะต้องได้ภาพทางรังสีที่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัย เทคโนโลยีอย่างใหม่ที่ได้รับการนิยมนำมาใช้ในการลดปริมาณรังสีในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้แก่ระบบการควบคุมปริมาณกระแสหลอดเอกซเรย์อัตโนมัติ ซึ่งต้องการการเรียนรู้เชิงหลักการและเหตุผลในการใช้งานที่มากขึ้น โดยมีขอบเขตที่สำคัญได้แก่

1. ระบบการควบคุมปริมาณกระแสหลอดอัตโนมัติ (Automatic Tube Current Modulation; ATCM)

การลดปริมาณรังสีในเครื่อง CT สามารถทำได้หลายวิธี การใช้ระบบ ATCM นั้นเปรียบเสมือนเครื่องมือที่ช่วยในการปรับปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับให้อยู่ในปริมาณที่เหมาะสมไม่ให้เกิดความพอดี และไม่น้อยจนทำให้ภาพที่ได้มีคุณภาพที่ต่ำจนมีปัญหาในการแปลผล ซึ่งระบบจะทำการปรับค่ากระแสให้น้อยลงในบริเวณที่มีความสามารถในการลดทอนรังสีที่ต่ำ และ

เพิ่มมากขึ้นในบริเวณที่มีความสามารถในการลดทอนที่สูง เช่น ในทรวงอกระบบจะให้ค่าปริมาณกระแสที่น้อยกว่าบริเวณช่องท้อง เป็นต้น ระบบ ATCM จะทำการคำนวณค่าปริมาณกระแสเพื่อช่วยให้ภาพที่ได้มีคุณภาพเหมาะสมเพียงพอต่อการวินิจฉัย ทำให้ระดับสัญญาณรบกวน (noise) ของภาพมีความคงที่ ซึ่งระบบ ATCM ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นจะมีชื่อเรียกและค่าที่ใช้กำหนดคุณภาพต่างกันตามบริษัทผู้ผลิต การใช้งานก็จะต่างกันตามผู้ผลิต

ระบบ ATCM อาศัยเทคนิคพื้นฐานในการปรับปริมาณกระแสหลอดออกเป็น 2 แบบหลักๆคือ การปรับค่ากระแสหลอดตามการหมุนของหลอดเอกซเรย์รอบผู้ป่วย (Angular Modulation) และการปรับค่ากระแสหลอดตามแนวยาวของลำตัว (Z-Axis Modulation) บริษัทผู้ผลิตจะเลือกใช้เทคนิคที่แตกต่างกันทั้งยังสามารถเอาสองเทคนิคมาใช้งานร่วมกันได้เพื่อเพิ่มความสามารถในการลดปริมาณรังสีให้แก่ผู้ป่วย

2. การปรับค่ากระแสหลอดตามการหมุนของหลอดเอกซเรย์รอบผู้ป่วย (Angular Modulation)

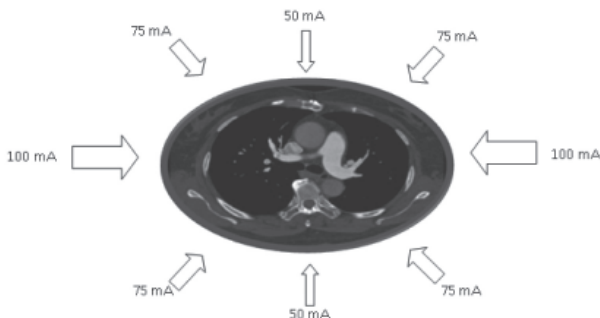
เทคนิค Angular Modulation อาศัยหลักการที่หลอดเอกซเรย์หมุนรอบตัวผู้ป่วยจะทำให้ค่าการลดทอนรังสีของผู้ป่วยในแต่ละมุมตามแนวแกน xy ไม่เท่ากัน ซึ่งด้านที่มีความหนาน้อยการลดทอนรังสีจะน้อยกว่าด้านที่มีความหนามากกว่า จึงใช้ปริมาณรังสีที่น้อยกว่าด้าน

ตารางที่ 1 แสดงตัวอย่างระบบ ATCM ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากบริษัทผู้ผลิตต่างๆ

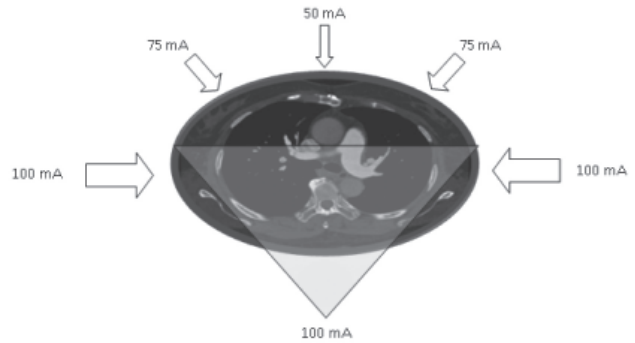
บริษัทผู้ผลิต	ชื่อของระบบ	ค่าที่ใช้กำหนดคุณภาพ	Angular modulation	Z-Axis modulation
GE	Smart mA	Noise index (NI)	Yes	Yes
	Auto mA		No	Yes
Siemens	CARE Dose 4D	Quality reference mAs (QRM)	Yes	Yes
Toshiba	Sure exposure 3D	Standard deviation (S.D.)	Yes	Yes
Philips	Dose right	Maximum mAs/slice	Yes	Yes

ที่มีความหนาแน่นมากกว่า กล่าวคือขณะที่หลอดเอกซเรย์เคลื่อนที่รอบตัวผู้ป่วยในแนวแกน xy นั้นจะทำการปรับค่าปริมาณกระแสตามความหนาของผู้ป่วยในมุมต่างๆ เช่น ความสามารถในการลดทอนรังสีทางด้านหน้าในแนว Anteroposterior; AP น้อยกว่าความสามารถในการลดทอนรังสีด้านข้างในแนว Lateral; Lat ระบบจะทำการคำนวณและกำหนดปริมาณกระแสหลอดที่จะให้ในด้าน Lat มากกว่าทางด้าน AP เป็นต้น

เทคนิค Angular Modulation ถูกนำมาใช้ในเครื่อง GE single-detector helical CT ครั้งแรกประมาณปี ค.ศ. 1994 โดยพื้นฐานของซอฟต์แวร์ในสมัยนั้นจะทำการแสวงหาข้อมูลการลดทอนรังสีจากภาพถ่ายทางรังสีที่ใช้สำหรับการวางแผนในส่วนที่สนใจ ซึ่งระบบจะทำการคำนวณปริมาณกระแสหลอดจากภาพถ่ายทางรังสีเพื่อการวางแผนทั้งจากในแนว AP และ Lat เพื่อให้ได้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีค่าสัญญาณรบกวน (Noise index) คงที่ตลอดทั้งภาพ ในขณะที่ค่าปริมาณกระแสจะถูกปรับเปลี่ยนไปตามความสามารถในการดูดกลืนรังสีตามมุมในแนวแกน xy ยกตัวอย่างเช่น ส่วนบริเวณหัวไหล่ในแนว Lat จะมีความสามารถในการดูดกลืนรังสีมากกว่าแนว AP ดังนั้นค่าปริมาณกระแสที่ระบบจะทำการการเลือกใช้จากทางด้าน Lat จะมากกว่าทางด้าน AP เพื่อให้ได้ภาพที่มีค่าสัญญาณรบกวนคงที่ตลอดทั้ง



รูปที่ 1 แสดงค่ากระแสหลอดที่มุมต่างๆ ด้วยเทคนิค Angular Modulation ส่วนที่หนาที่สุดคือด้านข้าง (Lateral) ปริมาณรังสีที่ออกมาจะสูงกว่าด้านอื่น



ข้อมูลจากภาพถ่ายทางรังสีใช้ในการวางแผนเพื่อคำนวณหาค่ากระแสหลอดที่ให้ในแต่ละมุม

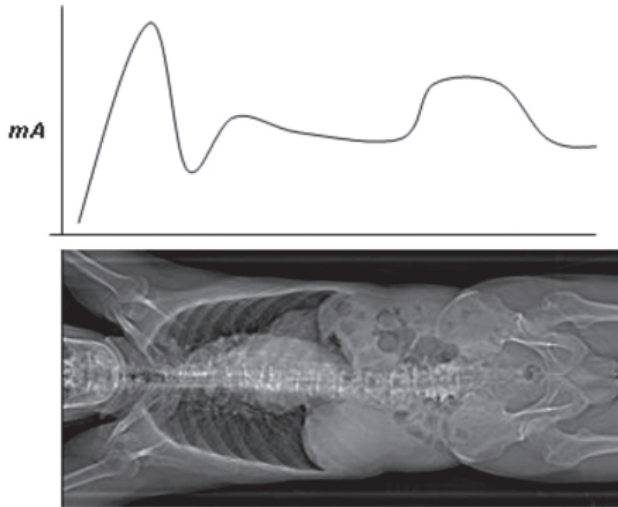
รูปที่ 2 แสดงค่ากระแสหลอดที่มุมต่างๆ ด้วยเทคนิค Online Angular Modulation

ภาพ เป็นต้น

มีเทคนิค Angular Modulation อีกเทคนิคที่ถูกใช้ซึ่งจะทำการปรับค่ากระแสหลอดในลักษณะ real time เรียกว่า Online angular modulation หลอดเอกซเรย์จะทำการหมุน 180 องศาแรกเพื่อแสวงหาข้อมูลการลดทอนรังสีจากนั้นคำนวณหาค่าปริมาณกระแสที่ต้องใช้ในสแกนถัดมาตามแนวแกน xy โดยไม่ต้องใช้ข้อมูลของภาพถ่ายทางรังสีที่ใช้ในการวางแผน ซึ่งจะต่างจากระบบ Angular Modulation ที่จำเป็นต้องใช้ข้อมูลจากภาพถ่ายทางรังสีที่ใช้ในการวางแผนเพื่อคำนวณหาค่ากระแสหลอดที่ให้ในแต่ละมุม

3. การปรับค่ากระแสหลอดตามแนวยาวของลำตัว (Z-Axis Modulation)

เทคนิค Z-Axis modulation คือเทคนิคที่ใช้ควบคุมกระแสหลอดตามความสามารถในการลดทอนรังสีตามแนวยาวของผู้ป่วย (Z-Axis) เช่น ความสามารถในการลดทอนรังสีของผู้ป่วยบริเวณทรวงอกเทียบกับความสามารถในการลดทอนรังสีของผู้ป่วยบริเวณอุ้งเชิงกราน ทำให้ค่ากระแสหลอดที่ใช้ในบริเวณทรวงอกจะถูกปรับให้น้อยกว่าบริเวณอุ้งเชิงกราน เป็นต้น ระบบจะอาศัยข้อมูลจากภาพถ่ายทางรังสีที่ใช้ในการวางแผนเพื่อคำนวณการปรับค่ากระแสหลอดให้ได้ภาพที่มีคุณภาพ

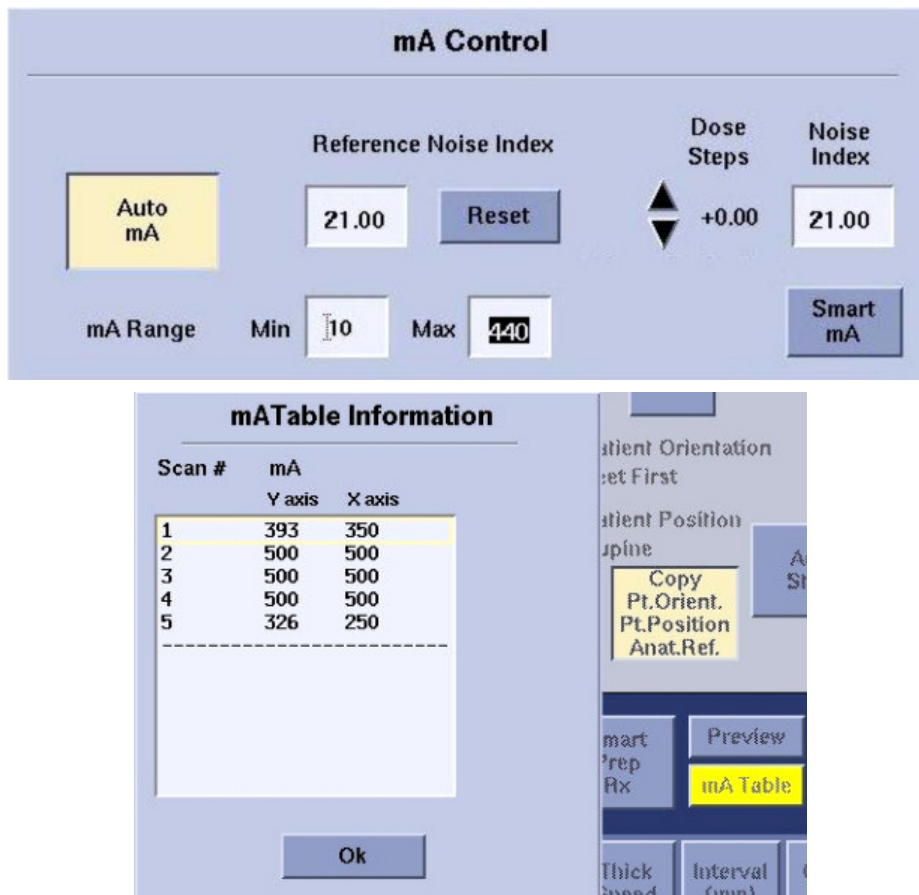


รูปที่ 3 แสดงปริมาณกระแสหลอดด้วยเทคนิค Z-Axis modulation

ภายใต้ค่าที่ใช้กำหนดคุณภาพของภาพ

4. การนำระบบ ATCM ไปใช้งาน

บริษัทผู้ผลิตนั้นจะมีหน้าตาการใช้งานระบบ ATCM ที่แตกต่างกันไป ตัวอย่างเช่นเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ GE รุ่น Discovery(tm) CT750 HD ระบบจะให้ผู้ใช้กำหนดช่วงของปริมาณกระแสหลอดที่ใช้ใช้งานและค่าดัชนีของสัญญาณรบกวน (Noise index : NI) หากต้องการภาพที่มีคุณภาพมากในการตรวจจะต้องตั้งค่าของกระแสหลอดให้เพียงพอ และตั้งค่า NI ให้น้อยซึ่งภาพที่ได้จะมีคุณภาพมาก เพราะมีสัญญาณรบกวนน้อย แต่ปริมาณรังสีอาจสูงเกินความจำเป็น ค่าที่เหมาะสมที่สุดนั้น ผู้ใช้ต้องคำนึงถึงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับเป็น



รูปที่ 4 แสดงหน้าตาต่างระบบ ATCM ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ GE รุ่น Discovery(tm) CT750 HD ภาพบน แสดงหน้าตาต่างการเลือกช่วงกระแสหลอดและค่า NI ภาพล่าง แสดงหน้าตาต่างการจำลองค่ากระแสหลอดที่ใช้

สำคัญ ค่าปริมาณรังสีจะเพิ่มหรือลดขึ้นอยู่กับค่าที่ตั้งค่าของผู้ใช้งาน และไม่ควรตั้งค่าที่ต่ำเกินไปจนรังสีแพทย์ไม่สามารถแปลผลได้

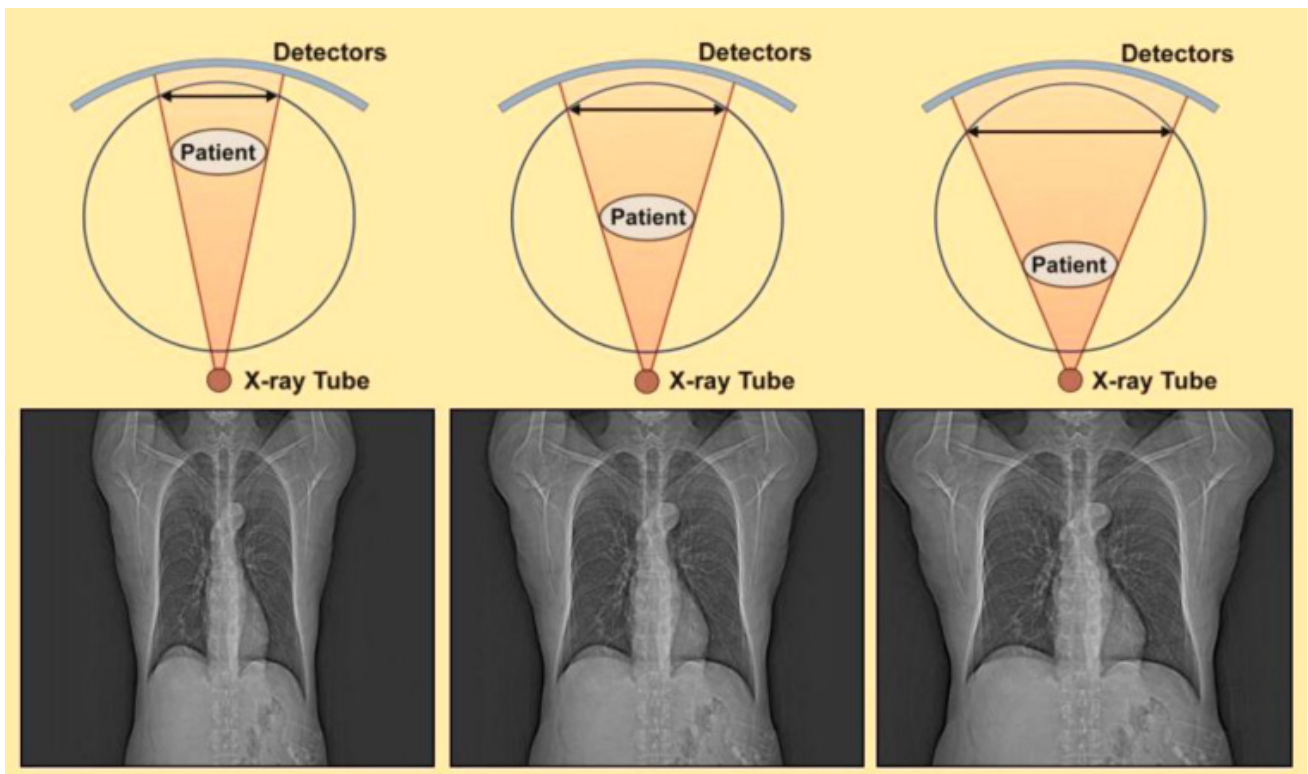
จากรูปที่ 4 สามารถกำหนดค่าต่ำสุดและสูงสุดของกระแสหลอดได้ ระบบจะทำการจำลองกระแสหลอดที่ใช้และแสดงในหน้าต่างของ mA Table ซึ่งสามารถดูการจำลองค่าปริมาณกระแสที่ใช้และอาจจะทำการปรับตั้งพารามิเตอร์ต่างๆเพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพตามที่ต้องการ จะเห็นได้ว่าการตั้งค่ากระแสสูงสุดเป็นการกำหนดค่าสูงสุดที่ระบบสามารถเลือกใช้ปริมาณกระแส ดังนั้นหากทำการตั้งค่ากระแสสูงสุดไม่เพียงพอจะทำให้ระบบไม่สามารถเลือกใช้ปริมาณกระแสที่เพียงพอต่อการสร้างภาพที่ดีและทำให้คุณภาพของภาพที่ได้มีสัญญาณรบกวนมาก ตัวอย่างเช่น การตั้งค่าของกระแสหลอดที่ใช้ในผู้ป่วยที่มีขนาดใหญ่ โดยปกติแล้วจะต้องใช้ปริมาณกระแสหลอดมากกว่าผู้ป่วย

ที่มีขนาดปกติเพื่อให้เครื่องสามารถเลือกใช้ปริมาณกระแสที่เพียงพอต่อการสร้างภาพ ดังนั้นจึงต้องตั้งค่าสูงสุดของกระแสหลอดให้เพียงพอ เป็นต้น การตั้งค่า NI จะเป็นการกำหนดค่าสัญญาณรบกวนที่ยอมรับได้ในภาพหากตั้งค่า NI ที่สูงเกินไปจะทำให้ภาพที่ได้มีสัญญาณรบกวนสูงแต่ผู้ป่วยจะได้รับรังสีในปริมาณที่น้อย เนื่องจากระบบจะทำการลดค่าปริมาณกระแสให้น้อย

Comparison of average CT dose index volume (CTDIvol), dose-length product (DLP), and objective image noise between ATCM (automatic tube current modulation) and FTC (fixed tube current) techniques

	ATCM	FTC	P value
CTDI vol (mGy)	7.05 ± 1.04	12.87	<0.0001
DLP (mGy * cm)	340.7 ± 80	598.3 ± 92	<0.0001
Objective image noise (HU)	12.71 ± 1.74	12.77 ± 1.79	0.6839

รูปที่ 5 แสดงตารางเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่ได้จากเทคนิคการควบคุมปริมาณกระแสหลอดที่ต่างกันในการตรวจบริเวณช่องท้องและอุ้งเชิงกราน



รูปที่ 6 แสดงภาพถ่ายทางรังสีเพื่อการวางแผนเปรียบเทียบกันระหว่างการจัดท่าผู้ป่วยที่ตำแหน่งต่างกัน

ลงแต่จะไม่น้อยจนต่ำกว่าค่าที่ผู้ใช้ได้ตั้งไว้ หากตั้งค่า NI น้อยจะทำให้ภาพที่ได้มีสัญญาณรบกวนน้อยแต่ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีที่มากตามไปด้วย เพราะฉะนั้นนักรังสีการแพทย์จึงจำเป็นต้องตกลงกับรังสีแพทย์ถึงคุณภาพของภาพที่ยอมรับได้และทำการตั้งค่าการใช้งานที่เหมาะสมเพื่อให้เกิดประโยชน์สูงสุดในการใช้งาน

มีงานวิจัยที่สนับสนุนการนำระบบ ATCM ไปใช้งานเพื่อลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับ ดังรูปที่ 5 ซึ่งแสดงผลที่ได้จากการทดลองเมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับระหว่างการตั้งค่าปริมาณกระแสหลอดคังที่กับการใช้งานระบบ ATCM บริเวณช่องท้องและอุ้งเชิงกราน⁵ จะเห็นว่าค่าปริมาณรังสีที่ได้รับจากการใช้งานระบบ ATCM จะลดลงโดยประมาณ 45 เปอร์เซ็นต์ของการใช้ค่าปริมาณกระแสคังที่ โดยที่คุณภาพของภาพมีความใกล้เคียงกัน แสดงว่าถ้าใช้ระบบ ATCM จะสามารถลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และภาพที่ได้ยังมีคุณภาพเพียงพอสำหรับรังสีแพทย์ในการแปลผล

แม้ว่าการใช้งานระบบ ATCM จะก่อให้เกิดประโยชน์ในการใช้งาน แต่ยังคงต้องคำนึงถึงข้อควรระวังในการใช้งานระบบ เช่น

- การเลือกใช้โปรโตคอลให้เหมาะสมกับผู้ป่วยในผู้ป่วยที่เป็นเด็กต้องเลือกใช้โปรโตคอลเด็กเท่านั้นหากมิเช่นนั้นตัวระบบจะมองว่าเป็นผู้ใหญ่ที่มีขนาดตัวเล็ก อาจทำให้ระบบเลือกใช้ปริมาณกระแสที่ไม่เหมาะสม

- การตั้งค่าช่วงของกระแสหลอดให้เหมาะสมกับส่วนที่ตรวจ

- หลีกเลี่ยงการใช้งานระบบในผู้ป่วยที่มีขนาดใหญ่ในลักษณะอ้วน เพราะในตัวผู้ป่วยจะมีค่าความต่างของเนื้อเยื่อที่มากพออยู่แล้ว ไม่จำเป็นที่จะต้องใช้ปริมาณกระแสที่มากจนเกินไป

- ระวังการจัดท่าผู้ป่วยต้องอยู่กึ่งกลางอุโมงค์ (Iso-center) เพราะหากจัดท่าผู้ป่วยในลักษณะที่อยู่ไกลหลอดเอกซเรย์ ระบบจะมองว่าผู้ป่วยมีขนาดใหญ่ ทำให้ได้รับปริมาณรังสีมากกว่าปกติหรือถ้าอยู่ไกลจาก

หลอดเอกซเรย์ ระบบจะมองว่าผู้ป่วยมีขนาดเล็ก ทำให้ได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่าปกติจนทำให้ภาพถ่ายทางรังสีขาดคุณภาพ

อย่างไรก็ดีการกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ใช้ในการสแกนผู้ป่วยจะถูกกำหนดโดยลักษณะของภาพที่มีคุณภาพตามมิติของรังสีแพทย์ของสถาบันนั้นๆจะสามารถใช้ในการแปลผลได้

สรุป

ระบบการควบคุมปริมาณกระแสหลอดอัตโนมัติเป็นระบบที่ถูกนำมาใช้งานอย่างแพร่หลายในปัจจุบันเนื่องจากระบบดังกล่าวเป็นตัวช่วยที่ดีในการลดปริมาณรังสีที่ตัวผู้ป่วยจะได้รับจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ถึงแม้เทคโนโลยีจะมีการพัฒนาไปมาก แต่การเลือกที่จะใช้งานนั้นยังอยู่ในการควบคุมของผู้ใช้ นักรังสีการแพทย์จึงจำเป็นต้องศึกษาและเข้าใจในพื้นฐานของระบบเพื่อที่จะได้ทำการใช้งานระบบได้อย่างเต็มที่และมีประสิทธิภาพ ได้ภาพที่มีคุณภาพเพียงพอสำหรับรังสีแพทย์ในการแปลผล เพื่อให้เกิดประโยชน์สูงสุดในการตรวจโดยที่ใช้ปริมาณรังสีน้อยที่สุด

เอกสารอ้างอิง

1. GE Healthcare, (2012). Discovery(tm) CT750 HD operator manual.
2. Grey MM. (2011). Tube current modulation approaches: overview, practical issues and potential pitfalls [Slide presentation]. Retrieved from <http://www.aapm.org/meetings/2011CTS/documents/McNittGrayTubeCurrentModulationv4.pdf>.
3. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, et al. (2004) Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology*. 233:649-657.
4. Lee CH, Goo JM, Ye HJ, Ye SJ, Park CM, Chun EJ, et al. (2008). Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *RadioGraphics*. 28:1451-1459.
5. Lee SH, Yoon SW, Yoo SM, Ji YG, Kim KA, Kim SH, et al. (2011) Comparison of image quality and radiation dose be-

- tween combined automatic tube current modulation and fixed tube current technique in CT of abdomen and pelvis. *Acta Radiologica*. 52:1101-1106.
6. Raman SP, Johnson PT, Deshmukh S, Mahesh M, Grant KL, Fishman EK. (2013). CT reduction applications: available tools on the latest generation of CT scanners. *J Am Coll Radiol*. 10: 37-41.
 7. Sookpeng S. (2015). Computed tomography automatic tube current modulation: principle and factor affecting radiation dose. *Songkla Med J*. 33:197-206.