

# ระบบควบคุมปริมาณกระแสหลอดในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์: หลักการทำงานและปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสี

ศุภวิฑู สุขเพ็ญ

## Computed Tomography Automatic Tube Current Modulation: Principle and Factor Affecting Radiation Dose.

Supawitoo Sookpeng

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

E-mail: supawitoo@nu.ac.th

Songkla Med J 2015;33(4):197-206

### บทคัดย่อ:

ในปัจจุบันบริษัทผู้ผลิตเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography; CT) แต่ละรายจะติดตั้งระบบควบคุมปริมาณกระแสหลอดอัตโนมัติควบคู่มาพร้อมกับเครื่อง โดยช่วยปรับค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกนตามขนาดรูปร่างหรือการลดทอนปริมาณรังสีที่แตกต่างกันของร่างกายผู้ป่วย เพื่อให้ปริมาณกระแสหลอดหรือปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับนั้นเป็นไปอย่างเหมาะสมและค่าสัญญาณรบกวนหรือนอยส์ของภาพมีค่าคงที่และเป็นไปตามที่ผู้ใช้งานต้องการ หลักการทำงานของระบบจะแตกต่างกันในแต่ละบริษัทผู้ผลิต ดังนั้นผู้ใช้งานจึงต้องมีความรู้ความเข้าใจว่าการปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์จะมีผลอย่างไรต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและคุณภาพของภาพ ในบทความนี้ผู้เขียนได้สรุปถึงหลักการทำงานและปัจจัยที่มีผลต่อการคำนวณปริมาณรังสีของระบบควบคุมปริมาณกระแสหลอดของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากแต่ละบริษัทผู้ผลิต

**คำสำคัญ:** เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, ปริมาณรังสี, ระบบควบคุมปริมาณกระแสหลอด

## Abstract:

The Automatic Tube Current Modulation (ATCM) system is now available on individual Computed Tomography (CT) scanner manufacturers. The system modulates the tube current during scans according to patient size, shape and attenuation level. This is for optimizing tube current or patient dose while maintaining CT image noise level according to the user requirement. The principles of ATCM systems differ for different CT scanner manufacturers. The users should have knowledge and understanding of how modification to scan parameter will affect image quality and patient dose. Principles of ATCM system and factors affecting radiation dose for different CT ATCM systems have been summarized in this review article.

**Keywords:** Automatic Tube Current Modulation, Computed Tomography, radiation dose

## บทนำ

ระบบการควบคุมปริมาณกระแสหลอดอัตโนมัติ (Automatic Tube Current Modulation; ATCM) หรือ Automatic Exposure Control; AEC) สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography; CT) ได้เริ่มมีการใช้งานอย่างแพร่หลายราวปี พ.ศ. 2546<sup>1</sup> จุดมุ่งหมายคือ การปรับค่ากระแสหลอด (Tube current; mA) ที่ใช้ในการสแกนให้สัมพันธ์กับระดับการลดทอนรังสีของส่วนต่างๆ ของร่างกาย กล่าวคือ การลดระดับค่ากระแสหลอดในส่วนของร่างกายหรืออวัยวะที่มีการลดทอนรังสีต่ำ เช่น ปอดและเพิ่มค่ากระแสหลอดในส่วนที่มีการดูดกลืนรังสีมาก เช่น ช่วงกระดูกเชิงกรานหรือการสแกนเมื่อหลอดเอกซเรย์อยู่ในแนวขวางลำตัว (lateral) เป็นต้น ระบบนี้ช่วยให้ได้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่เหมาะสมเพียงพอต่อการวินิจฉัย ในขณะที่ใช้รังสีน้อยที่สุด โดยปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสแกนโดยใช้ระบบ ATCM ลดลงได้ร้อยละ 35 ถึง 60 เมื่อเทียบกับการใช้เทคนิคกระแสหลอดคงที่ (fixed mA technique) ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับโปรโตคอล (protocol) ที่ใช้และขนาดร่างกายของผู้ป่วย<sup>2-4</sup> และยังสามารถช่วยลดความร้อนในหลอดเอกซเรย์ซึ่งนำไปสู่การระบายความร้อนของหลอดเอกซเรย์ที่เร็วขึ้น เป็นการยืดอายุการใช้งานของหลอด นอกจากนี้ยังทำให้ระดับนอยส์ (noise) ของภาพมีความคงที่มากขึ้นด้วย<sup>1,5,6</sup>

## วิธีการปรับค่ากระแสหลอดของระบบ ATCM

การปรับค่ากระแสหลอดจะคำนวณจากการลดทอนรังสีของร่างกาย โดยสามารถจำแนกออกได้เป็น 3 ระดับ<sup>7,8</sup> คือ

1. การปรับค่ากระแสหลอดตามขนาดของร่างกายผู้ป่วยโดยรวม (overall patient size based ATCM) โดยผู้ป่วยที่มีรูปร่างใหญ่ค่ากระแสหลอดที่ใช้จะมากกว่าผู้ป่วยที่มีรูปร่างเล็ก
2. การปรับค่ากระแสหลอดตามแนวยาวของลำตัวหรือแนวแกน z (longitudinal modulation) เช่น ค่ากระแสหลอดจะถูกปรับลดลงในส่วนปอดและเพิ่มขึ้นในส่วนช่องท้อง
3. การปรับค่ากระแสหลอดตามแนวการหมุนของหลอดเอกซเรย์รอบตัวผู้ป่วยหรือระนาบ xy (rotational หรือ angular modulation) เช่น การสแกนในส่วนหัวไหล่หรือลำตัว ค่ากระแสหลอดที่ใช้ในแนว AP จะถูกปรับให้น้อยกว่าค่าที่ใช้ในแนว lateral

โดยภาพรวมระบบ ATCM จะแสวงหาข้อมูลการลดทอนรังสีในร่างกายผู้ป่วยเพื่อคำนวณค่ากระแสหลอดที่ต้องใช้ จากนั้นทำการปรับลดหรือเพิ่มค่ากระแสหลอดให้สอดคล้องกับการลดทอนรังสีในร่างกาย การแสวงหาข้อมูลการลดทอนรังสีในร่างกายผู้ป่วยทำได้ 2 วิธี คือ

1. คำนวณล่วงหน้าจากข้อมูลการลดทอนรังสี โดยวิเคราะห์จากภาพถ่ายเพื่อใช้สำหรับการวางแผนการตรวจ (Scan Projection Radiography; SPR) หรือเรียกว่าภาพ Scout (เครื่อง G.E.<sup>®</sup>) หรือ Topogram (เครื่อง Siemens<sup>®</sup>) หรือ Surviview (เครื่อง Philips<sup>®</sup>) หรือ Scanogram (เครื่อง Toshiba<sup>®</sup>) ในที่นี้จะใช้คำว่าภาพ SPR

2. ใช้การปรับค่ากระแสหลอดแบบ online คือ พิจารณาข้อมูลการลดทอนรังสีจากการหมุนใน 180 องศา ที่ผ่านมา ซึ่งจะใช้ในการปรับค่ากระแสหลอดในระนาบ xy

**หลักการการทำงานของระบบ ATCM ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากบริษัทผู้ผลิตต่าง ๆ**

ระบบ ATCM ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จากต่างบริษัทผู้ผลิตกันนั้นมีหลักการและวิธีการใช้งานที่แตกต่างกัน ในที่นี้ขอกล่าวถึงหลักการการทำงานของระบบ

ATCM ใน Software รุ่นที่ใช้ในช่วงปี พ.ศ. 2556-2557 ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยการนิยามคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีการใช้พจน์ที่แตกต่างกัน ดังสรุปในตารางที่ 1<sup>9,10</sup>

**ระบบ sure exposure 3D**

ค่ากระแสหลอดถูกปรับได้ทั้งในแนว z และ ระนาบ xy ด้วยการคำนวณค่ากระแสหลอดจากการลดทอนรังสีในภาพ SPR โดยแปลงเป็นความหนาที่เทียบเท่าหน้า<sup>11,12</sup> ปริมาณค่ากระแสหลอดขึ้นอยู่กับคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ผู้ใช้งานได้เลือก ระบบนี้ใช้ในเครื่อง Toshiba<sup>®</sup> มีจุดหมายเพื่อการคงค่านอยส์ (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน หรือ standard deviation; S.D. ของเลขเอกซเรย์คอมพิวเตอร์) ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ทุกภาพตลอดช่วงความยาวของการสแกนผู้ป่วยให้เท่ากับ

ตารางที่ 1 หลักการของระบบ ATCM ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากบริษัทผู้ผลิตต่าง ๆ

บริษัทผู้ผลิต	ชื่อของระบบ	พจน์ที่ใช้กำหนดคุณภาพของภาพ	คำอธิบายพจน์	จุดมุ่งหมายของระบบ
Toshiba <sup>®</sup>	Sure exposure 3D	Standard deviation (S.D.)	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หรือนอยส์ของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์	ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีค่านอยส์คงที่เท่ากับที่ผู้ใช้งานตั้งค่า โดยค่ากระแสหลอดคงอยู่ในขอบเขตของค่ากระแสหลอดต่ำสุด และสูงสุดที่ผู้ใช้งานตั้งค่า
G.E. <sup>®</sup>	Auto mA และ smart mA	Noise index (NI)	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หรือนอยส์ของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เมื่อใช้ฟิลเตอร์มาตรฐานสำหรับการสร้างภาพ	
Siemens <sup>®</sup>	Care dose 4D	Quality reference mAs (QRM)	ค่า mAs ที่ใช้สำหรับส่วนที่มีการลดทอนรังสีเท่ากับค่าอ้างอิง	ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีค่านอยส์ที่สามารถยอมรับได้ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต
Philips <sup>®</sup>	Dose right	Maximum mAs/slice	ค่า mAs สูงสุดที่ใช้สำหรับส่วนที่มีการลดทอนรังสีสูงสุด	ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีค่านอยส์เฉลี่ยเท่ากับภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์อ้างอิงของเครื่อง

ที่ผู้ใช้งานต้องการ ในทางปฏิบัติผู้ใช้งานต้องเลือกตั้งค่า S.D. หรือนอยส์ตามที่ต้องการ โดยการตั้งค่านอยส์ต่ำ หมายถึงต้องการให้นอยส์ในภาพต่ำ ทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพสูง แต่ข้อเสียคือ ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้น ผู้ใช้งานจึงควรตั้งค่านอยส์ให้เหมาะสมเพียงพอสำหรับการวินิจฉัยโรค

ระบบจะมีตัวเลือกของค่านอยส์ให้ผู้ใช้งานเลือกใช้ เช่น S.D. 7.5 HU (hounsfield unit) หมายถึง ภาพที่มีคุณภาพสูง S.D. 12.5 HU หมายถึง ภาพที่มีคุณภาพมาตรฐาน S.D. 17.5 HU หมายถึง ภาพที่มีคุณภาพต่ำลงแต่ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีต่ำ เป็นต้น นอกจากนี้ผู้ใช้งานจะสามารถเลือกตั้งค่า S.D. ตามตัวเลือกดังกล่าวนี้แล้ว ผู้ใช้งานยังสามารถระบุค่า S.D. ใดๆ ตามที่ต้องการใช้ในการสแกนได้ด้วย นอกจากการตั้งค่านอยส์แล้วผู้ใช้งานยังจำเป็นต้องเลือกขอบเขตของค่ากระแสหลอด เช่น 100 mA-500 mA ซึ่งระบบจะทำการปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดอยู่ในช่วงที่ผู้ใช้งานเลือกเท่านั้น

### ระบบ auto mA และ smart mA

ระบบ auto mA และ smart mA ใช้ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ G.E.<sup>®</sup> โดย auto mA เป็นการปรับค่ากระแสหลอดในแนวแกน z ส่วน smart mA เป็นการปรับค่ากระแสหลอดทั้งในแกน z และระนาบ xy ตามการลดทอนรังสีในตัวผู้ป่วย คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ถูกกำหนดโดยค่าดัชนีนอยส์ (Noise index: NI) ซึ่งค่านี้ถูกนิยามให้เป็นค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ซึ่งวัดในจุดศูนย์กลางของแพนทอมมี่ โดยใช้ฟิลเตอร์มาตรฐานของเครื่องในการสร้างภาพ (ซึ่งการนิยามนี้จะแตกต่างกับระบบ ATCM ของ Toshiba<sup>®</sup> ซึ่งไม่ได้กำหนดว่าจะต้องใช้ฟิลเตอร์ทางคณิตศาสตร์ใดในการสร้างภาพเพื่อให้ได้ค่านอยส์ของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ตามที่ผู้ใช้งานต้องการ ทั้งนี้เนื่องจากระบบ ATCM ของ Toshiba<sup>®</sup> จะทำการปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดโดยพิจารณาจากฟิลเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพด้วย ทั้งนี้เพื่อให้ได้ค่านอยส์ตามค่าเป้าหมายที่ผู้ใช้งานต้องการ)<sup>13-15</sup>

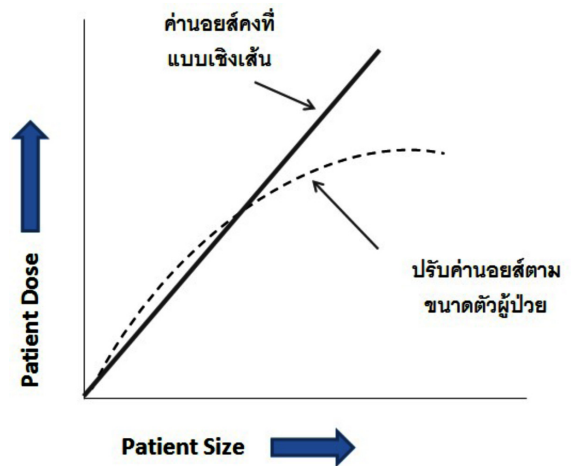
ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แต่ละเครื่องจะมีการตั้งค่าดัชนีนอยส์เริ่มต้นหรือค่า default ไว้ในแต่ละโปรโตคอล ซึ่งจะเรียกว่าเป็นค่าดัชนีนอยส์อ้างอิงหรือ reference NI ผู้ใช้งานสามารถยอมรับค่านี้อาจจะตั้งค่าดัชนีนอยส์ใหม่ได้ตามต้องการ โดยค่าดัชนีนอยส์นี้จะสัมพันธ์กับคุณภาพของภาพ ปริมาณค่ากระแสหลอดที่ใช้ และค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ กล่าวคือ การตั้งค่าดัชนีนอยส์ต่ำจะหมายถึงความต้องการค่านอยส์ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่น้อยเพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพสูง จึงต้องใช้ปริมาณกระแสหลอดที่มากและทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีสูง นอกจากนี้ผู้ใช้งานจะเลือกปรับระดับคุณภาพของภาพผ่านการตั้งค่าดัชนีนอยส์แล้ว ระบบของ G.E.<sup>®</sup> ยังมีทางเลือกในอีกลักษณะหนึ่งคือให้ผู้ใช้งานสามารถปรับระดับขั้นของปริมาณรังสีหรือที่เรียกว่า dose step ทั้งนี้เมื่อ dose step มีค่าเป็น 0 จะหมายถึง ค่าดัชนีนอยส์ที่ผู้ใช้งานเลือกนั้นมีค่าเท่ากับค่าเริ่มต้นที่เครื่องแนะนำ<sup>14</sup> แต่หากผู้ใช้งานเลือกปรับระดับ dose step ลง 1 ขั้น ค่ากระแสหลอดจะลดลงร้อยละ 10 และค่าดัชนีนอยส์จะลดลงร้อยละ 5

หากผู้ใช้งานตั้งค่าฟิลเตอร์มาตรฐานของเครื่องค่านอยส์ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้จากการสแกนทุกชั้นภาพตลอดความยาวของการสแกนจะมีค่าเท่ากับค่าดัชนีนอยส์ที่ผู้ใช้งานตั้ง แต่หากผู้ใช้งานเลือกใช้ฟิลเตอร์ในการสร้างภาพที่แตกต่างออกไป ค่านอยส์ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะแตกต่างจากที่ผู้ใช้งานต้องการ และเช่นเดียวกับระบบ ATCM ของ Toshiba<sup>®</sup> ผู้ใช้งานจำเป็นต้องกำหนดขอบเขต (ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุด) ของค่ากระแสหลอด

### ระบบ care dose 4D

Care dose 4D เป็นการปรับค่ากระแสหลอดทั้งในระนาบ xy และแนวแกน z และขนาดลำตัวของผู้ป่วย ใช้ในเครื่อง Siemens<sup>®</sup> หลักการทำงานเริ่มต้นจากการคำนวณการลดทอนรังสีเพื่อหาค่ากระแสหลอดที่ใช้ตลอดการสแกนในแกน z โดยระบบต้องการภาพ SPR ในแนว AP หรือ lateral ก็ได้เพียง 1 ภาพ เพื่อนำมาคำนวณ

ค่าการลดทอนรังสีและจะคำนวณการลดทอนรังสีในอีก ระยะเวลาหนึ่ง (AP หรือ lateral) จากการคำนวณโดยใช้ ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ จากนั้นจะประมวลผลเพื่อหาค่า กระจายผลที่ได้ใช้ในการสแกนตลอดแกน z ต่อไป<sup>1,16</sup> แนวทางในการปรับค่ากระจายผลตามการลดทอนรังสี ในร่างกายของผู้ป่วยเป็นไปตามรูปที่ 1 ซึ่งจะแตกต่าง จากหลักการของเครื่อง Toshiba® และ G.E.® โดยภาพ เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัย โรคและทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีอย่างสมเหตุสมผลนั้น ไม่จำเป็นต้องมีค่านอยส์ที่คงที่ตลอดการสแกนและ ในผู้ป่วยแต่ละราย ซึ่งหลักการนี้ตั้งอยู่บนพื้นฐานความจริง ที่ว่า ความสัมพันธ์ระหว่างค่ากระจายผลที่เหมาะสม กับปริมาณการลดทอนรังสีในผู้ป่วยไม่เป็นเชิงเส้นตรง ผู้ป่วยที่มีรูปร่างอ้วนต้องการค่ากระจายผลที่ใช้ในการ สแกนมากกว่าผู้ป่วยที่มีรูปร่างอยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน แต่เนื่องจากผู้ป่วยที่มีรูปร่างอ้วนจะมีปริมาณไขมัน ในร่างกายที่มากกว่าซึ่งจะช่วยเพิ่มคอนทราสต์ในภาพ เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้ ผู้ป่วยที่มีรูปร่างผอมต้องการค่า กระจายผลที่ใช้ในการสแกนน้อยกว่าผู้ป่วยที่มีรูปร่าง อยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน แต่เนื่องจากผู้ป่วยที่มีรูปร่างผอม จะมีปริมาณไขมันในร่างกายน้อย ทำให้เกิดคอนทราสต์ ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์น้อย ดังนั้นหากลดค่า กระจายผลลงมากเกินไปในผู้ป่วยที่มีขนาดเล็กจะทำให้ ได้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีคุณภาพไม่เพียงพอต่อ การวินิจฉัยโรค และในทางตรงกันข้ามในผู้ป่วยที่มีรูปร่าง อ้วนก็ไม่จำเป็นต้องเพิ่มค่ากระจายผลที่ใช้จนมากเกินไป เพราะไขมันในร่างกายผู้ป่วยจะช่วยให้ได้ภาพเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ที่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรค<sup>17</sup> ดังนั้นระบบของ Siemens® จะทำการลดค่ากระจายผล ในผู้ป่วยที่มีรูปร่างผอมในอัตราที่น้อยลง และจะทำการ เพิ่มค่ากระจายผลในผู้ป่วยที่มีรูปร่างอ้วนในอัตราที่ น้อยลงเช่นกัน เพราะฉะนั้นระบบจะปรับค่ากระจายผล ตามการลดทอนรังสีในร่างกายผู้ป่วยในช่วงที่แคบกว่า ระบบ ATCM ของเครื่อง Toshiba® และ G.E.®



รูปที่ 1 เปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างขนาดตัวของผู้ป่วยและปริมาณรังสีระหว่างระบบ ATCM ที่รักษาค่านอยส์คงที่แบบเชิงเส้น (Constant Noise ATCM) และระบบ ATCM ที่ปรับค่านอยส์ตามขนาดตัวผู้ป่วย (Adequate Noise ATCM)<sup>17</sup>

สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีในระนาบ xy นั้น จะอยู่บนพื้นฐานของค่ากระจายผลในแกน z ตามที่ ได้กล่าวไปและจะทำการปรับค่ากระจายผลระหว่างการหมุน ของหลอดเอกซเรย์ในแต่ละรอบด้วย การลดทอนรังสี ในระนาบ xy นั้นจะถูกคำนวณในขณะที่หลอดเอกซเรย์ หมุนระหว่างการสแกน หรือเรียกว่าเป็นการปรับค่ากระจาย ผลแบบ online โดยจะใช้ข้อมูลที่ได้ในแต่ละรอบการหมุน เพื่อปรับค่ากระจายผลในมุม 180 องศา ถัดไป ดังนั้น ค่ากระจายผลที่จะใช้ในการสแกนและปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับและแสดงผลทางจอภาพก่อนการสแกนนั้น เป็นเพียงค่าประมาณการแต่ค่ากระจายผลที่ได้ใช้จริง ในการสแกนจะถูกแสดงอีกครั้งหลังการสแกนเสร็จสิ้น คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะถูก กำหนดโดยค่าที่เรียกว่า Quality Reference mAs (QRM) หรือปริมาณกระจายผลและเวลาอ้างอิงที่ตั้งไว้ในแต่ละ

โปรโตคอล ค่านี้เป็นค่า Effective mAs ซึ่งหมายถึงค่า mAs ต่อ พิคซ์ ค่า QRM นี้เป็นค่าที่ใช้สำหรับการสแกนผู้ป่วยที่มีรูปร่างมาตรฐานซึ่งทางบริษัทระบุว่าหมายถึงผู้ใหญ่ที่มีน้ำหนัก 70-80 กิโลกรัม (สำหรับโปรโตคอลที่ใช้กับผู้ใหญ่) และหมายถึงเด็กอายุ 5 ขวบที่มีน้ำหนักประมาณ 20 กิโลกรัม (สำหรับโปรโตคอลที่ใช้กับเด็ก)

นอกจากนี้ยังมีการปรับระดับความเข้มข้นของการปรับค่ากระแสหลอดสำหรับผู้ป่วยผอมกว่ามาตรฐาน (slim patient) และอ้วนกว่ามาตรฐาน (obese patient) ผ่านระบบที่เรียกว่า strength of modulation adjustment โดยผู้ใช้งานสามารถเลือกปรับระดับความเข้มข้นของการลด เพิ่มปริมาณกระแสหลอดได้หลายระดับ กล่าวคือน้อย (weak) เฉลี่ย (average) และมาก (strong) เป็นต้น ตัวอย่างเช่น หากผู้ใช้งานปรับ Obese: Strong increase หรือ Slim: Weak decrease จะหมายถึงการเพิ่มค่ากระแสหลอดระดับมากให้แก่ผู้ป่วยรูปร่างอ้วน และการลดค่ากระแสหลอดระดับน้อยให้แก่ผู้ป่วยรูปร่างผอม ซึ่งจะส่งผลให้ได้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีน้อยสัต์ต่ำลง มีคุณภาพของภาพดีขึ้นแต่ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้น ในทางตรงกันข้ามหากผู้ใช้งานปรับ Obese: Weak increase หรือ Slim: Strong decrease จะหมายถึงการเพิ่มค่ากระแสหลอดระดับน้อยให้แก่ผู้ป่วยรูปร่างอ้วนและการลดค่ากระแสหลอดระดับมากให้แก่ผู้ป่วยรูปร่างผอม ซึ่งจะส่งผลให้ได้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีน้อยสัต์มากขึ้นมีคุณภาพของภาพลดลง แต่ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีลดลง<sup>18</sup>

### ระบบ dose right

เป็นระบบที่ใช้ในเครื่อง Philips<sup>®</sup> ประกอบด้วยสามส่วนคือ การตั้งค่ากระแสหลอดอย่างอัตโนมัติตามขนาดผู้ป่วย (Automatic Current Selection; ACS) การปรับค่ากระแสหลอดตามแกน z (longitudinal z Dose Modulation: Z-DOM) และการปรับค่ากระแสหลอดในแนวระนาบ xy (Angular หรือ Dynamic Dose Modulation: D-DOM)<sup>19,20</sup>

ACS จะตั้งค่ากระแสหลอดอย่างอัตโนมัติตามขนาดผู้ป่วยโดยมีวัตถุประสงค์เพื่อให้ได้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีค่าน้อยสัต์ใกล้เคียงกับมาตรฐานที่ใช้ในการวินิจฉัยโรค โดยคำนวณเส้นผ่านศูนย์กลางสูงสุดของร่างกายจากภาพ SPR และนำค่านี้ไปเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐานซึ่งเป็นค่ากระแสหลอดที่ทำให้ได้น้อยสัต์ที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยที่มีรูปร่างอยู่ในเกณฑ์เฉลี่ย ระบบจะแนะนำค่ากระแสหลอดที่คงที่เพียงค่าเดียวตลอดการสแกน โดยค่ากระแสหลอดจะสูงขึ้นหากผู้ป่วยที่ทำการสแกนมีรูปร่างที่ใหญ่กว่าค่าเฉลี่ย โดยความหนาทุก 5 เซนติเมตรที่เพิ่มขึ้น ค่ากระแสหลอดจะเพิ่มขึ้นเป็นสองเท่า และความหนาทุก 7 เซนติเมตรที่ลดลงจากผู้ป่วยมาตรฐาน ค่ากระแสหลอดจะลดลงครึ่งหนึ่ง ACS ต้องการภาพ SPR เพียงหนึ่งภาพในแนว AP หรือ lateral ก็ได้ หากผู้ใช้งานถ่ายภาพ SPR จากทั้งสองแนว ระบบจะเลือกใช้ภาพแรกข้อสำคัญอีกอย่างหนึ่งคือ หากผู้ใช้งานเลือกถ่ายภาพ SPR ในแนว lateral ระบบจะแนะนำค่ากระแสหลอดที่สูงขึ้นร้อยละ 15 เทียบกับค่าที่ใช้เมื่อผู้ใช้งานเลือกถ่ายภาพในแนว AP ตามที่กล่าวไปว่าค่ากระแสหลอดจะถูกคำนวณโดยเปรียบเทียบขนาดร่างกายผู้ป่วยที่จะสแกนกับขนาดร่างกายผู้ป่วยเฉลี่ย ระบบ ACS ในเวอร์ชันเก่าจะปรับปรุงข้อมูลขนาดร่างกายของผู้ป่วยเฉลี่ยให้เป็นปัจจุบัน ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงไปได้เรื่อยๆ ตามขนาดร่างกายผู้ป่วยที่เข้ารับการสแกน แต่เวอร์ชันใหม่จะกำหนดขนาดร่างกายของผู้ป่วยมาตรฐานให้มีขนาดเท่าเดิมตลอด

Z-DOM เป็นระบบการปรับค่ากระแสหลอดในแนวแกน z สามารถทำงานร่วมกับ ACS หรือทำงานเป็นอิสระก็ได้ โดยหลักการของ Z-DOM คือ การพิจารณาการลดทอนค่ารังสีตลอดแนวแกน z จากภาพ SPR และคำนวณค่ากระแสหลอดที่จะใช้ในการสแกนตลอดแนว z ล่วงหน้าก่อนการสแกน และเลือกใช้ค่ากระแสหลอดสูงสุดที่ผู้ใช้งานตั้งกับส่วนที่มีการลดทอนรังสีมากที่สุด และลดค่ากระแสหลอดลงตามส่วน เช่น เมื่อทำการสแกนช่องท้องและเชิงกราน ส่วนเชิงกรานจะเป็นส่วนที่มีการลดทอนรังสีมากกว่า ในขณะที่ช่องท้องจะมีการลดทอนรังสีต่ำกว่า ดังนั้นปริมาณกระแสหลอดที่ใช้กับส่วนช่องท้อง

จะต่ำและสูงขึ้นในช่วงเชิงกราน ค่าสูงสุด ค่าเฉลี่ย และค่าต่ำสุด ของปริมาณกระแสหลอดที่ใช้ตลอดแนวสแกน จะถูกแสดงทางจอภาพก่อนการสแกน

D-DOM เป็นระบบการปรับค่ากระแสหลอด ในระนาบ xy ทำงานเป็นอิสระจาก Z-DOM โดยพิจารณาปรับค่ากระแสหลอดตามรูปร่างของผู้ป่วยในแนว AP และ lateral ตามที่หลอดเอกซเรย์หมุนรอบตัวผู้ป่วย ยกตัวอย่างเช่น การสแกนในช่วงหัวไหล่ ซึ่งการลดทอนรังสีจะเกิดขึ้นมากในแนว lateral เทียบกับ AP ในแต่ละรอบของการหมุน เส้นผ่านศูนย์กลางของลำตัวผู้ป่วยหรือการลดทอนรังสีที่มากที่สุดและน้อยที่สุดจะถูกคำนวณและค่ากระแสหลอดในรอบการหมุนต่อไปจะถูกปรับตามการลดลงของเส้นผ่านศูนย์กลางของลำตัวผู้ป่วย ดังนั้นการปรับค่ากระแสหลอดในกรณีของ D-DOM จึงเป็นการปรับแบบ online

**พารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนที่มีผลต่อระบบ ATCM**

พารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนมีผลต่อระบบ ATCM ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากบริษัทผู้ผลิตต่างๆ สรุปได้ดังตารางที่ 2 ค่าอัตราส่วนพิตซ์ และ rotation time จะมีผลต่อค่ากระแสหลอดที่ถูกคำนวณ กล่าวคือ อัตราส่วนพิตซ์ที่สูงขึ้นและค่า rotation time ที่สั้นลงจะลดเวลาที่ใช้ในการสแกน แต่จะทำให้ค่านอยส์

ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพิ่มขึ้น ดังนั้นระบบจะทำการปรับค่ากระแสหลอดเพื่อคงคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ให้ได้ตามเป้าหมาย<sup>1,6,21</sup>

ฟิลเตอร์ทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างภาพ จะถูกนำมาพิจารณาคำนวณค่ากระแสหลอดในระบบ ATCM ของเครื่อง Toshiba<sup>®</sup> เท่านั้น โดยทั่วไปการใช้ฟิลเตอร์กรองความถี่ต่ำผ่าน (low pass filter) จะทำให้ได้ภาพที่มีนอยส์ต่ำกว่าฟิลเตอร์กรองความถี่สูงผ่าน (high pass filter) ดังนั้นเพื่อคงคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ตามหลักการของระบบ ATCM ของ Toshiba<sup>®</sup> ตามที่ได้กล่าวมา กระแสหลอดที่คำนวณจากการเลือกใช้ค่าฟิลเตอร์กรองความถี่สูงผ่านจะมากกว่าเมื่อใช้ฟิลเตอร์กรองความถี่ต่ำผ่าน อย่างไรก็ตามการปรับเปลี่ยนฟิลเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพจะไม่ถูกนำไปพิจารณาคำนวณค่ากระแสหลอดในระบบ ATCM ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของ G.E.<sup>®</sup> Philips<sup>®</sup> และ Siemens<sup>®</sup> ดังนั้นค่านอยส์ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะแตกต่างกันออกไปตามฟิลเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพ<sup>22</sup>

การเลือกความหนาของชั้นภาพ (slice thickness) ก็มีส่วนสำคัญมากเช่นกันในเครื่อง Toshiba<sup>®</sup> และ G.E.<sup>®</sup> เนื่องจากระบบจะใช้ความหนาของชั้นภาพที่ถูกตั้งสำหรับการสร้างภาพครั้งที่หนึ่ง (first reconstruction) มาคำนวณกระแสหลอดที่ใช้ หากผู้ใช้งานปรับเปลี่ยนค่าความหนาของชั้นภาพจะทำให้ค่ากระแสหลอดและปริมาณรังสีที่

ตารางที่ 2 ปัจจัยทางเทคนิคที่ใช้ในการสแกนที่มีผลต่อระบบ ATCM

บริษัทผู้ผลิต	Rotation time	อัตราส่วนพิตซ์	ความหนาชั้นภาพ	ฟิลเตอร์สำหรับสร้างภาพ
Toshiba <sup>®</sup>	+	+	+	+
G.E. <sup>®</sup>	+	+	+	-
Siemens <sup>®</sup>	+	+	-	-
Philips <sup>®</sup>	+	+	-	-

<sup>+</sup>มีผลต่อการคำนวณปริมาณกระแสหลอด

<sup>-</sup>ไม่มีผลต่อการคำนวณปริมาณกระแสหลอด

ผู้ป่วยได้รับเปลี่ยนแปลงไปอย่างมาก ตัวอย่างเช่น เมื่อความหนาของชั้นภาพของ first reconstruction เป็น 5 มิลลิเมตร และค่านอยส์ถูกตั้งไว้ที่ 11.5 HU หมายถึงระดับนอยส์ในภาพที่มีความหนา 5 มิลลิเมตร จะเท่ากับ 11.5 HU และถ้าความหนาของชั้นภาพของ second reconstruction เป็น 1 มิลลิเมตร ดังนั้นระดับนอยส์ในภาพที่มีความหนา 1 มิลลิเมตร จะเท่ากับ  $11.5 \times \sqrt{5} \div 1$  หรือ 25.7 HU ตามสมการของ Brook และ Chiro<sup>15,23</sup> อย่างไรก็ตามหากความหนาของชั้นภาพของ first reconstruction เปลี่ยนเป็น 1 มิลลิเมตร ระบบจะคำนวณค่ากระแสหลอดจากภาพที่มีความหนา 1 มิลลิเมตร หากผู้ใช้งานยังคงตั้งค่านอยส์เท่ากับ 11.5 HU เพื่อใช้กับชั้นภาพที่มีความหนา 1 มิลลิเมตร ค่ากระแสหลอดจะเพิ่มขึ้น 5 เท่า เมื่อเทียบกับที่ใช้สำหรับชั้นภาพที่มีความหนา 5 มิลลิเมตร เพื่อคงค่านอยส์ที่ผู้ใช้งานต้องการ แต่หากผู้ใช้งานต้องการให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเท่าเดิมสำหรับชั้นภาพที่มีขนาด 1 มิลลิเมตร ก็จำเป็นต้องลดระดับคุณภาพของภาพให้ต่ำลงโดยเพิ่มค่านอยส์เป็น 25.7 HU ดังนั้นการเลือกตั้งค่าความหนาของชั้นภาพจึงมีความสำคัญและควรตั้งให้เหมาะสมสำหรับการวินิจฉัยทางการแพทย์

นอกจากพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนแล้ว การจัดตำแหน่งของผู้ป่วยเพื่อการถ่ายภาพ SPR และการสแกน มีความสำคัญอย่างมากในการใช้งานระบบ ATCM ตำแหน่งของผู้ป่วยควรอยู่ในจุดศูนย์กลางของแกนทรี หรือจุด isocentre และตำแหน่งของผู้ป่วยในการถ่ายภาพ SPR และการสแกนเป็นตำแหน่งเดียวกันโดยไม่ขยับผู้ป่วย ทั้งนี้เนื่องจากการคำนวณค่ากระแสหลอดของระบบ ATCM ตั้งอยู่บนข้อมูลการลดทอนรังสีที่ได้จากภาพ SPR ดังนั้นตำแหน่งของผู้ป่วยที่แตกต่างกันจะทำให้ได้ข้อมูลการลดทอนรังสีจากภาพ SPR ที่แตกต่างกัน และนำไปสู่การคำนวณค่ากระแสหลอดที่แตกต่างไปจากเดิม ตำแหน่งของผู้ป่วยที่สูงขึ้นหรือต่ำลง 1 เซนติเมตรจากจุด isocentre จะทำให้ค่ากระแสหลอดที่ใช้เปลี่ยนแปลงไปราวร้อยละ 5 และหากตำแหน่งของผู้ป่วยสูงกว่าจุด isocentre 7 เซนติเมตร ค่ากระแสหลอดที่ใช้จะเพิ่มขึ้นได้ถึงร้อยละ 60-80 นอกจากนี้

ยังทำให้นอยส์ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เปลี่ยนไปจากค่าเป้าหมาย<sup>6,24</sup>

การตั้งขอบเขตค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกนของเครื่อง Toshiba<sup>®</sup> และ G.E.<sup>®</sup> ก็มีผลต่อการทำงานของระบบ ATCM ตามที่ได้กล่าวไปว่าระบบ ATCM ของเครื่อง Toshiba<sup>®</sup> และ G.E.<sup>®</sup> นั้น นอกจากผู้ใช้งานจะต้องกำหนดค่านอยส์ที่ต้องการในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แล้ว ผู้ใช้งานยังต้องทำการตั้งค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดของค่ากระแสหลอดด้วย ซึ่งการตั้งค่าขอบเขตของค่ากระแสหลอดนั้นผู้ใช้งานจำเป็นต้องตั้งอย่างเหมาะสมให้สอดคล้องกับค่านอยส์ที่ต้องการ ตัวอย่างเช่น ในการสแกนช่องท้องและเชิงกราน หากผู้ใช้งานต้องการค่านอยส์ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ต่ำแต่ตั้งค่าขอบเขตบนของกระแสหลอดที่ต่ำจนเกินไปก็จะทำให้ระบบไม่สามารถเพิ่มค่ากระแสหลอดให้สูงเพียงพอในจุดที่มีการลดทอนรังสีสูงเช่นกระดูกเชิงกรานได้ เป็นผลให้นอยส์ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้สูงเกินกว่าค่าเป้าหมายที่ต้องการ ในทางกลับกันหากผู้ใช้งานสามารถยอมรับภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีนอยส์ที่สูงได้ แต่ตั้งค่าขอบเขตล่างของค่ากระแสหลอดที่สูงเกินไปก็จะทำให้ระบบไม่สามารถลดค่ากระแสหลอดให้ต่ำลงได้เป็นผลให้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้จะมีค่านอยส์ต่ำกว่าค่าที่ต้องการ และผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีที่สูงเกินความจำเป็น อย่างไรก็ตามในการตั้งค่าขอบเขตล่างของค่ากระแสหลอดมีหลักการในการพิจารณาหากผู้ใช้งานตั้งค่าขอบเขตล่างของกระแสหลอดที่ต่ำมากจนเกินไปในการณีการสแกนผู้ป่วยที่มีรูปร่างผอม ถึงแม้จะทำให้ได้ค่านอยส์ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ตามที่ต้องการและผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีต่ำ แต่ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นอาจมีคุณภาพที่ไม่เพียงพอต่อการวินิจฉัยโรคและอาจจะต้องทำการสแกนซ้ำรอบที่สองก็ได้ ทั้งนี้เพราะผู้ป่วยที่มีรูปร่างผอมจะมีไขมันในอวัยวะน้อย ทำให้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีคอนทราสต์ที่ไม่ดี ดังนั้นในทางปฏิบัติจึงควรตั้งค่าขอบเขตล่างของกระแสหลอดให้สูงขึ้นเล็กน้อยเพื่อประโยชน์ในการสแกนผู้ป่วยผอมโดยทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพเหมาะสม<sup>25,26</sup>



ระยะทางในการสแกนผู้ป่วยควรอยู่ในขอบเขตของภาพ SPR ทั้งนี้เนื่องจากภาพ SPR ถูกใช้เป็นพื้นฐานในการคำนวณปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วย หากผู้ใช้งานทำการสแกนผู้ป่วยเกินขอบเขตของภาพ SPR กล่าวคือ สแกนในระยะทางที่ยาวกว่าในภาพ SPR จะมีผลต่อการใช้งานระบบ ATCM เพราะระบบไม่มีข้อมูลการลดทอนรังสีในส่วนที่เกินจากภาพ SPR และยังมีผลต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับที่อาจจะเปลี่ยนแปลงไป ซึ่งการตอบสนองของระบบ ATCM ในกรณีนี้ที่ผู้ใช้งานสแกนผู้ป่วยเกินจากขอบเขตของภาพ SPR นี้จะแตกต่างกันตามบริษัทผู้ผลิต<sup>25,28</sup> ยกตัวอย่างเช่น ระบบอาจจะใช้ค่ากระแสหลอดที่น้อยที่สุดหรือมากที่สุดในช่วงการสแกนที่เกินจากภาพ SPR หรืออาจจะใช้ค่ากระแสหลอดที่ใช้จากการสแกนในรอบการหมุนของหลอดเอกซเรย์ก่อนหน้านี้ หรืออาจจะใช้ค่ากระแสหลอดที่เป็นค่าเริ่มต้นของเครื่องก็ได้ ดังนั้นในทางปฏิบัติผู้ใช้งานจึงควรระลึกเสมอว่าต้องทำการถ่ายภาพ SPR ให้ยาวกว่าส่วนที่จะทำการสแกน เพื่อให้ระบบ ATCM ทำงานได้อย่างถูกต้อง

## สรุป

ระบบการควบคุมปริมาณกระแสหลอดอัตโนมัติเป็นเทคโนโลยีทางการแพทย์ที่มีบทบาทในการช่วยลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและคงคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ความรู้และความเข้าใจในการใช้งานระบบ ATCM มีความสำคัญมากต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่เกิดขึ้น นอกจากนี้ในอนาคตบริษัทผู้ผลิตอาจเปลี่ยนแปลงหลักการทำงานของระบบได้ ผู้ใช้งานควรศึกษาวิธีการใช้งานและปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลต่อการคำนวณค่ากระแสหลอดของระบบที่ใช้งานอยู่ ทั้งนี้เพื่อให้สามารถใช้งานระบบได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด

## เอกสารอ้างอิง

1. Kalra M, Maher M, Toth T, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004; 233: 649 - 57.

2. Lee S, Yoon SW, Yoo SM, et al. Comparison of image quality and radiation dose between combined automatic tube current modulation and fixed tube current technique in CT of abdomen and pelvis. *Acta Radiologica* 2011; 52: 1101 - 6.
3. Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, et al. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *Am J Roentgenol* 2006; 186: 673 - 9.
4. Peng Y, Li J, Ma D, et al. Use of automatic tube current modulation with a standardized noise index in young children undergoing chest computed tomography scans with 64-slice multidetector computed tomography. *Acta Radiologica* 2009; 50: 1175 - 81.
5. Kalender WA. *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. Erlangen: Publicis Corporate Publishing; 2005.
6. Gudjonsdottir J, Ween B, Olsen D. Optimal use of AEC in CT: a literature review. *Radiol Technol* 2010; 81: 309 - 17.
7. Singh S, Kalra MK, Thrall JH, et al. Automatic exposure control in CT: applications and limitations. *J Am Coll Radiol* 2011; 8: 446 - 9.
8. [Impactscan.org](http://www.impactscan.org). Principles & implementation of automatic exposure control systems in CT [homepage on the Internet]. London: ImPACT [cited 2012 Jun 5]. Available from: [http://www.impactscan.org/slides/ukrc2007/talk03/ukrc07\\_c.pdf](http://www.impactscan.org/slides/ukrc2007/talk03/ukrc07_c.pdf)
9. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics* 2006; 26: 503 - 12.
10. [Impactscan.org](http://www.impactscan.org/reports/Report05016). CT scanner automatic exposure control systems [homepage on the Internet]. London: ImPACT [cited 2013 Jan 5]. Available from: <http://www.impactscan.org/reports/Report05016>
11. Angel E. *Sure exposure: low dose diagnostic image quality*. Tustin, CA: Toshiba America Medical Systems; 2009.
12. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. *Radiology* 2004; 232: 347 - 53.

13. Gehealthcare.com. Tip training in partnership CT [homepage on the Internet]. New York: General Electric Company [cited 2012 Jun 5]. Available from: [http://www3.gehealthcare.com/en/education/product\\_education\\_clinical/tip\\_applications](http://www3.gehealthcare.com/en/education/product_education_clinical/tip_applications)
14. Mahesh M. MDCT physics: the basics-technology, image quality and radiation dose. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2009.
15. Mayo.edu. Smart mA-Automatic exposure control (AEC): physics principle and practical hints [homepage on the Internet]. Arizona: Mayo Foundation for Medical Education and Research [cited 2012 Dec 5]. Available from: <http://mayoresearch.mayo.edu/mayo/research/ctcic/upload/rsna2008-smart-ma.pdf>
16. Mayo.edu. Care dose 4D CT Automatic exposure control (AEC): physics principle and practical hints [homepage on the Internet]. Arizona: Mayo Foundation for Medical Education and Research [cited 2012 May 15]. Available from: <http://mayoresearch.mayo.edu/mayo/research/ctcic/upload/rsna2007-care-dose-4d.pdf>
17. Sookpeng S. Investigation of CT dosimetry techniques for use in optimisation of Automatic Tube Current Modulation (ATCM) performance. Glasgow: University of Glasgow; 2014
18. Bredenhöller C, Feuerlein U. SOMATOM Sensation 64 Application Guide: Protocols Principles Helpful Hints. Forchheim, Germany: Siemens Medical Solutions; 2005.
19. Healthcare.philips.com. Clinical guide: Z Axis Dose Modulation (Z DOM) [homepage on the Internet]. Amsterdam: Koninklijke Philips [cited 2013 Jan 15]. Available from: [http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us\\_en/Operate/Application-Tips/CT/Z-Axis-Dose-Modulation-\(Z-DOM\)](http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us_en/Operate/Application-Tips/CT/Z-Axis-Dose-Modulation-(Z-DOM))
20. Wood T. Optimisation of the Philips CT automatic exposure control system. Proceedings of the 14<sup>th</sup> Conference on CT users group meeting; 2012 Oct 4; Edinburgh, United Kingdom. London: CTUG; 2012; p.14.
21. Goo HW, Suh D. The influences of tube voltage and scan direction on combined tube current modulation: a phantom study. *Pediatr Radiol* 2006; 36: 833 - 40.
22. Sookpeng S, Martin CJ, Gentle DJ. Investigation of the influence of image reconstruction filter and scan parameters on operation of automatic tube current modulation systems for different CT scanners. *Radiat Prot Dosim* [serial on the Internet]. 2015 Mar [cited 2015 Jun 15]; 163(4):521-30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25107439>
23. Brooks RA, Chiro GD. Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. *Med Phys* 1976; 3: 237 - 40.
24. Li J, Udayasankar UK, Toth TL, et al. Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. *Am J Roentgenol* 2007; 188: 547 - 52.
25. Sookpeng S, Martin CJ, Gentle DJ. A study of dose distribution and image quality under an Automatic Tube Current Modulation (ATCM) system for a Toshiba aquilion 64 CT scanner using a new design of phantom. Proceedings of The international conference on medical physics, radiation protection and radiobiology; 2013 Jan 14-15; Zurich, Switzerland. Connecticut: World Academy of Science, Engineering and Technology 2013; p.154 - 6.
26. Sookpeng S, Martin CJ, Gentle DJ, et al. Relationships between patient sizes, doses and image noise under Automatic Tube Current Modulation (ATCM) systems. *J Radiol Prot* 2014; 34: 103 - 23.
27. Iball G. mA modulation-what the patient gets. Proceedings of the Conference on Optimization in CT; 2013 Oct 4; London, United Kingdom. London: BJR; 2014; p.18.
28. Sookpeng S, Martin CJ, Gentle DJ. Comparison of different phantom designs for CT scanner Automatic Tube Current Modulation (ATCM) system test. *J Radiol Prot* 2013; 33: 735 - 61.