

การลดปริมาณรังสีจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง ในเด็กเล็ก

กิตติพร ตรีรัตนพงษ์*

บทคัดย่อ

จากการศึกษาการใช้งานเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT scan) ที่มี reconstruction algorithm ให้เลือกได้หลายค่าสำหรับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์พบว่า การใช้ 120 kVp ที่ 200 mA ซึ่งเป็นเทคนิคที่ใช้ในการตรวจซีทีสมองเด็กอายุ 0-3 ปี ตามปกติ ให้สัญญาณรบกวน (noise) ใกล้เคียงกับการใช้ 120 kVp ที่ 100 mA แล้วสร้างภาพด้วย smooth algorithm = -1 ในทุกๆ ความหนาของชิ้นสไลซ์ เมื่อพารามิเตอร์อื่นๆ คงที่ แสดงให้เห็นว่าสามารถใช้เทคนิคการเปลี่ยน reconstruction algorithm แทนการเพิ่ม mA เพื่อลดนอยส์บนภาพซีทีเมื่อลดความหนาของชิ้นสไลซ์ลงได้ จากนั้นจึงนำเทคนิคดังกล่าวไปใช้ในการตรวจซีทีเด็กเล็กจำนวน 20 ราย แล้วให้รังสีแพทย์ 3 ท่าน ประเมินคุณภาพของภาพเอกซเรย์ได้คะแนนเฉลี่ย 4.87 (4.8-4.9) จากคะแนนเต็ม 5 การใช้ 100 mA สามารถลดปริมาณรังสีที่ให้แก่ผู้ป่วยลงครึ่งหนึ่งจากของเดิม (200 mA=25.8 mGy, 100 mA=12.9 mGy) นอกจากนั้นยังช่วยยืดอายุการทำงานของหลอดเอกซเรย์อีกด้วย

คำสำคัญ สัญญาณรบกวน คุณภาพของภาพถ่ายรังสี ปริมาณรังสี เซลล์ตัวอ่อน ความไวต่อรังสี, reconstruction algorithm, region of interest

* นักรังสีการแพทย์ กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ จ.นครสวรรค์

บทนำ

ปัจจุบันเทคโนโลยีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก้าวไปสู่เครื่อง multi-detector computerize tomography (MDCT) เครื่องถูกพัฒนาให้สามารถสแกนได้อย่างรวดเร็ว ใช้เวลาน้อยที่สุดเพื่อลดผลกระทบจากการเคลื่อนไหว และให้ชั้นสไลซ์ที่มีความบางมากๆ เพื่อให้สามารถนำข้อมูลไปสร้างภาพ 3 มิติ ซึ่งผลตามมาคือการเพิ่มระดับสัญญาณรบกวน (noise)⁽¹⁻³⁾ ของภาพด้วย ทำให้ภาพที่ได้ไม่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัยของรังสีแพทย์ การลดนอยส์ที่เพิ่มขึ้นนี้โดยทั่วไปจะใช้วิธีเพิ่มค่ากระแสหลอด (mA) แต่ก็ทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีและอันตรายจากรังสีเพิ่มมากขึ้น

นอยส์เป็นปริมาณที่สะท้อนถึงส่วนของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (ซีที) ที่มีคุณภาพไม่ดี ส่งผลต่อความคมชัดของภาพ ทำให้เกิดเม็ดภาพ ปรากฏบนภาพซีที และไม่ได้แสดงรายละเอียดที่เป็นประโยชน์ต่อการวินิจฉัย ถ้าภาพที่ปรากฏเป็นจุด (spotty) เป็นหย่อมๆ (blotchy) แสดงว่ามีระดับนอยส์สูง ตัวแปรที่มีผลต่อค่าของนอยส์ ได้แก่ ค่ากระแสหลอด (mA) ค่าความต่างศักย์ (kVp) เวลาที่ใช้ในการสแกน (second) ขนาดของ pixel และความหนาของชิ้นสไลซ์ (slice thickness) ถ้าใช้ mA ต่ำย่อมให้จำนวนโฟตอน (photon) น้อยต่อ pixel และถ้าให้ kVp ต่ำ โฟตอนที่มีพลังงานต่ำนี้จะถูกดูดกลืนโดย superficial tissues และให้โฟตอนจำนวนน้อยแก่ pixel ที่อยู่ลึกลงไป แต่

นอยส์จะลดลงเมื่อเพิ่ม kVp และ mA และถ้าเวลาที่ใช้ในการสแกนนานจะได้ค่า mAs (mA x second) มาก โฟตอนในรังสีเอกซ์ที่มีมากจะทำให้ นอยส์ลดลง ส่วนการสแกนชิ้นสไลซ์บางๆ เป็นการจำกัดขนาดของลำรังสี ทำให้จำนวนโฟตอนที่หัววัดได้รับลดน้อยลง นอยส์จึงเพิ่มมากขึ้น

นอกจากนี้การเลือกใช้ชนิดของ reconstruction algorithm ที่ใช้ในการกรองข้อมูลเพื่อการสร้างภาพซีทีที่มีลักษณะเฉพาะของแต่ละอวัยวะจะทำให้ภาพที่ได้มีค่านอยส์แตกต่างกัน⁽¹⁾ เช่น ถ้าเลือกใช้ bone algorithm จะได้ภาพที่มีคอนทราสต์สูง จึงเห็นขอบเขตของกระดูกได้ชัดเจน แต่จะมีนอยส์สูง หรือการเลือกใช้ soft tissue filter เหมาะสำหรับภาพสแกนเนื้อสมองและอวัยวะภายในช่องท้อง ทำให้นอยส์ลดลงแต่ก็สูญเสียความคมชัดไป สำหรับในปัจจุบันนี้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะมี reconstruction algorithm ให้เลือกใช้ตามต้องการ โดยแบ่งออกเป็นกลุ่มๆ ซึ่งในแต่ละกลุ่มก็จะมี algorithm ย่อยๆ ให้เลือกใช้ได้อีก จึงนำมาเป็นแนวคิดในการลดปริมาณรังสีของการตรวจซีทีในผู้ป่วยเด็กเล็ก แต่การจะเลือกใช้ algorithm ใด ควรทดลองทำการสร้างภาพจากหุ่นจำลองสมมูลเนื้อเยื่อมนุษย์บรรจุ น้ำหรือแฟนทอมน้ำ (water phantom) เพื่อใช้ในการตัดสินใจว่า algorithm ใดจะให้ภาพที่มีคุณภาพใกล้เคียงกับภาพที่เกิดจากการใช้เทคนิคปัจจุบัน โดยดูจากค่านอยส์ที่ใกล้เคียงกัน เพื่อนำมาใช้ในการตรวจซีทีเด็กเล็กให้ได้ภาพที่มีคุณภาพ

เพียงพอต่อการวินิจฉัยของรังสีแพทย์เช่นกัน

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อลดปริมาณรังสีที่เด็กเล็กได้รับโดยเฉพาะเด็กแรกคลอดจนถึง 3 ปี ให้ลดลงได้มากถึงร้อยละห้าสิบเป็นสำคัญ การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เด็กเหล่านี้ส่วนมากจะเป็นการตรวจซีทีสมอง ซึ่งจากการศึกษาของ Bergonie และ Thibondeau พบว่า เซลล์ที่กำลังแบ่งตัว เซลล์อ่อน (low differentiate) และเซลล์ที่มี metabolism สูง จะมีความไวต่อรังสี (radio-sensitive cell) ขณะที่เด็กเล็กอายุช่วง 0-3 ปี เป็นช่วงที่มีเซลล์เหล่านี้เป็นจำนวนมาก เป็นช่วงที่เซลล์เหล่านี้กำลังพัฒนาไปเป็นอวัยวะที่สมบูรณ์ จึงมีความเสี่ยงต่อการเกิดความผิดปกติหากได้รับปริมาณรังสีมากเกินไป โดยเฉพาะเนื้อเยื่อสมอง⁽⁴⁾

วิธีการศึกษาและอุปกรณ์

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการศึกษาเป็นเครื่อง MDCT ของ Philips รุ่น Brilliance 64 ซึ่งมี soft tissue algorithm ที่มีค่า -25, -50, -75 และ -1 และการศึกษาได้ผ่านการพิจารณาด้านจริยธรรมการวิจัยจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน โรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ (เลขที่ 15/2556)

ในขั้นตอนแรกของการศึกษาจะสแกนแพนทอมม่าน้ำของสมอง ซึ่งมีมาพร้อมตัวเครื่องเพื่อใช้ทดสอบค่าต่างๆ ในการตรวจสอบความแม่นยำของตัวเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยเทคนิคที่โรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ใช้ปัจจุบันในการ

ตรวจสอบเด็กเล็กคือ 120 kVp และ 200 mA โดยปริมาณรังสีที่เด็กได้รับเท่ากับ 25.8 mGy ทำการศึกษาโดยค่อยๆ ลดค่ากระแสหลอดลงจนปริมาณรังสีลดลงร้อยละห้าสิบของปริมาณรังสีที่เกิดขึ้นจากการใช้เทคนิคปัจจุบัน (นั่นคือค่ากระแสหลอดเท่ากับ 100 mA) ดังนั้นเทคนิค 120 kVp และ 100 mA⁽⁵⁾ จึงนำมาใช้ในการศึกษานี้ โดยนำข้อมูลดิบที่ได้จากการสแกนเทคนิคใหม่นี้ไปสร้างภาพโดยใช้ soft tissue filter เป็น algorithm ในการสร้างภาพหลายๆ ค่า เพื่อให้ได้น้อยส์ที่ใกล้เคียงจากการสแกนตามเทคนิคปกติ จากนั้นจึงนำไปใช้ตรวจซีทีสมองเด็กเล็ก (0-3 ปี) จำนวน 20 ราย นำภาพซีทีที่ได้จากการตรวจส่งให้รังสีแพทย์ 3 ท่าน ประเมินคุณภาพโดยปกปิดชื่อผู้ป่วย ซึ่งแต่ละท่านจะแยกกันประเมินทั้ง 20 ราย ถามความเห็นเกี่ยวกับภาพซีทีว่ามีคุณภาพเหมาะสมแก่การวินิจฉัยของรังสีแพทย์มากน้อยเพียงไร ซึ่งขั้นตอนของการศึกษามีลำดับโดยละเอียด ดังนี้

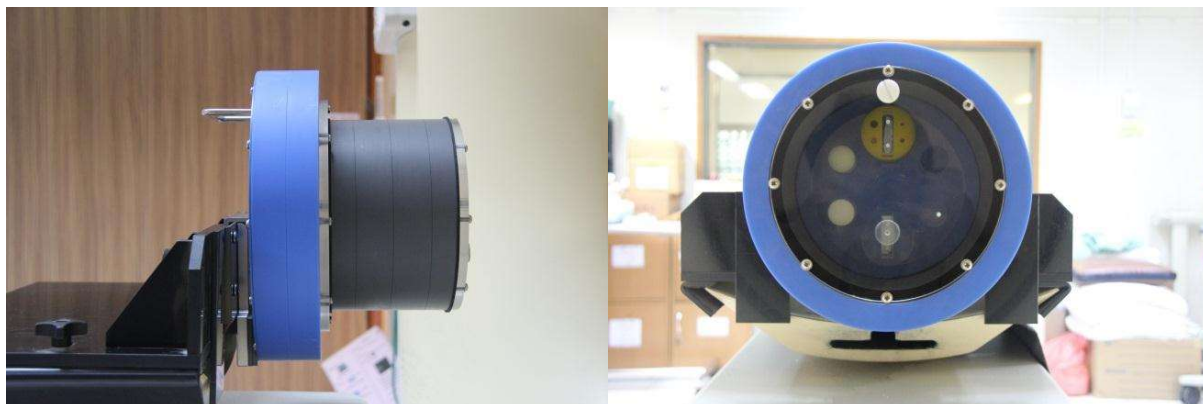
1.ติดตั้งแพนทอมม่าน้ำของสมองลงบนเตียงเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 1 จากนั้นจึงสแกนแพนทอมม่าน้ำของสมองโดยใช้ brain tissue window ซึ่งเป็น algorithm ที่ใช้ในการตรวจประจำ แต่เปลี่ยน mA เป็น 200, 120, 110 และ 100 mA ตามลำดับ และสแกนทุกความหนาของชิ้นสไลซ์ (1, 1.5, 2, 2.5, 3 mm.) ขณะที่พารามิเตอร์อื่นคงที่ (kVp = 120, scan time = 1 second, FOV = 200) ซึ่งปริมาณรังสีที่เกิดจากการใช้ค่ากระแสหลอดต่างๆ เป็นดังนี้ ค่ากระแสหลอดที่

200 mA ปริมาณรังสีเท่ากับ 25.8 mGy ที่ 120 mA = 15.5 mGy ที่ 110 mA = 14.2 mGy และ ที่ 100 mA = 12.9 mGy

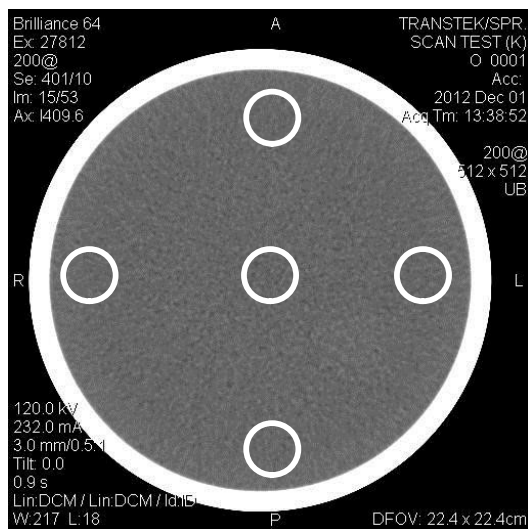
2. วัดค่านอยส์โดยใช้ ROI (region of interested) = 235-240 มม.² เพื่ออ่านค่านอยส์ของภาพซีที ณ บริเวณจุดกึ่งกลางภาพ, 0°, 90°, 180° และ 270° ในทุกความหนาของชิ้นสไลซ์⁽⁶⁾ ดังรูปที่ 2

3. นำค่านอยส์ที่ได้จากข้อ 2 หาค่าเฉลี่ยนอยส์ในทุกความหนาจะได้ค่าตามตารางที่ 1 แล้วนำค่าเฉลี่ยที่ได้มาเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่านอยส์เฉลี่ยและความหนาของชิ้นสไลซ์ที่แต่ละ mA ดังแผนภูมิที่ 1

รูปที่ 1 แสดงการติดตั้งแพลนทอมน้ำทางด้านข้างและด้านตรง



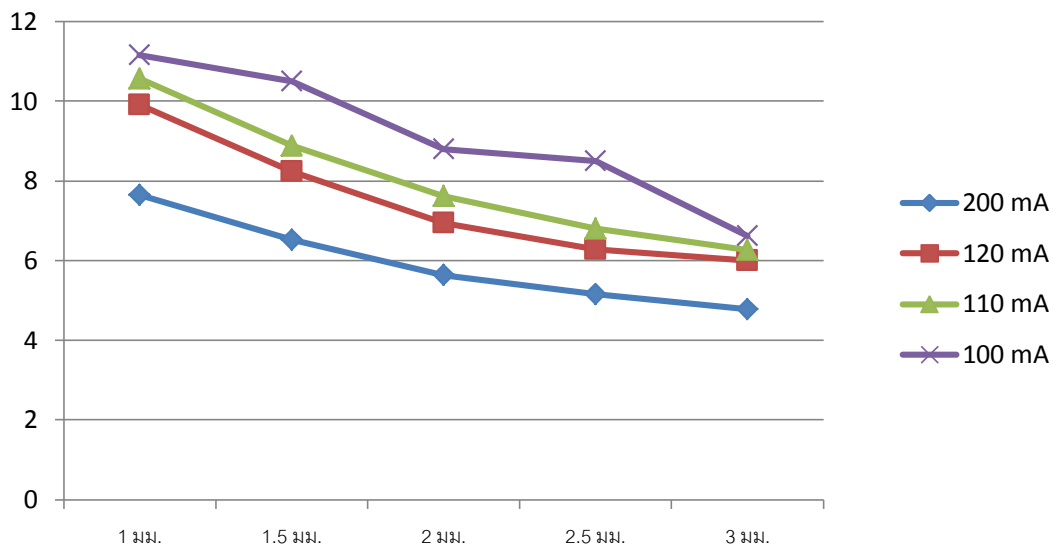
รูปที่ 2 แสดงการวางตำแหน่ง ROI เพื่ออ่านค่าเฉลี่ยของนอยส์ที่ตำแหน่งต่างๆ



ตารางที่ 1 คำนวณสเกลที่ความหนาของชิ้นสไลซ์ต่างๆ ของแต่ละ mA ที่ใช้ brain tissue algorithm
slice thickness (mm.) : noise
ค่าน้อยสเกลที่ความหนา ชิ้นสไลซ์ต่างๆ ของแต่ละ ที่ใช้

slice thickness (mm.)	noise			
	200 mA	120 mA	110 mA	100 mA
■ 1 mm.	7.64	9.9	10.56	11.16
■ 1.5 mm.	6.52	8.24	8.88	9.2
■ 2 mm.	5.64	6.94	7.62	8.02
■ 2.5 mm.	5.16	6.28	6.8	7.52
■ 3 mm.	4.78	6.0	6.26	6.62

แผนภูมิที่ 1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าน้อยสเกลและความหนาของชิ้นสไลซ์ที่แต่ละ mA



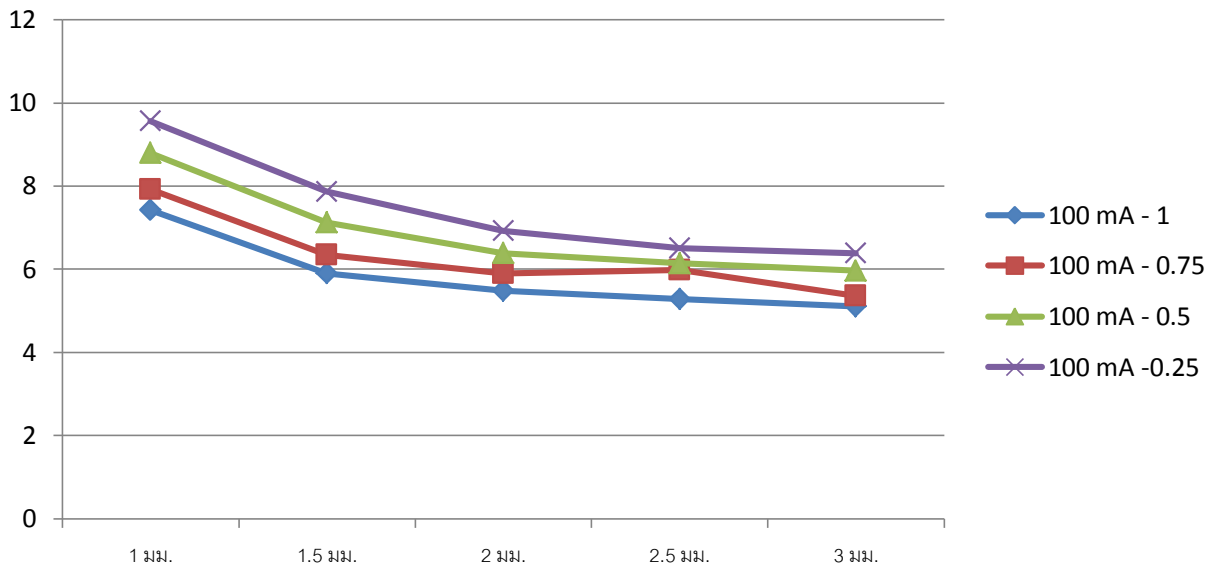
4.สแกนแพนทอมมี่ของสมองที่ 100 mA (เนื่องจากสามารถลดปริมาณรังสีจาก 200mA ลง ร้อยละห้าสิบ) หาค่านอยส์ที่ความหนาของชิ้นสไลซ์ 3 มม., 2.5 มม. 2 มม. 1.5 มม. และ 1 มม. ขณะที่พารามิเตอร์อื่นๆ ใช้ค่าคงที่ตามข้อที่ 1 นำข้อมูลดิบ(raw data) ที่ได้จากการสแกนมาสร้างภาพอีกครั้งทุกความหนาของชิ้นสไลซ์ โดยให้ re-construction ภาพ ที่ smooth -1, -.75, -.50, -.25

5.วัดค่านอยส์อีกครั้ง โดยใช้ ROI (region of interested) = 235-240 มม.² และในตำแหน่งเดิมดังรูปที่ 2 นำค่าที่ได้หาค่าเฉลี่ยของนอยส์ในทุกความหนาของชิ้นสไลซ์ได้ตามตารางที่ 2 แล้วนำค่าเฉลี่ยที่ได้มาเขียนกราฟ แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่านอยส์เฉลี่ยและความหนาของชิ้นสไลซ์ที่แต่ละalgorithm ดังแผนภูมิที่ 2

ตารางที่ 2 ค่านอยส์เฉลี่ยที่แต่ละ algorithm ในความหนาชิ้นสไลซ์ต่างๆ ของภาพ reconstructed ที่ 100 mA ที่แต่ละ ภาพ ที่

slice thickness (mm.)	noise			
	smooth -1	smooth -.75	smooth -.50	smooth -.25
■ 1 mm.	7.42	7.92	8.8	9.56
■ 1.5 mm.	5.9	6.34	7.12	7.86
■ 2 mm.	5.48	5.9	6.38	6.92
■ 2.5 mm.	5.28	5.98	6.14	6.5
■ 3 mm.	5.1	5.36	5.96	6.38

แผนภูมิที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่านอยส์เฉลี่ยของแต่ละ algorithm และความหนาขึ้นสไลซ์ต่างๆ ของภาพ reconstructed ที่ 100 mA



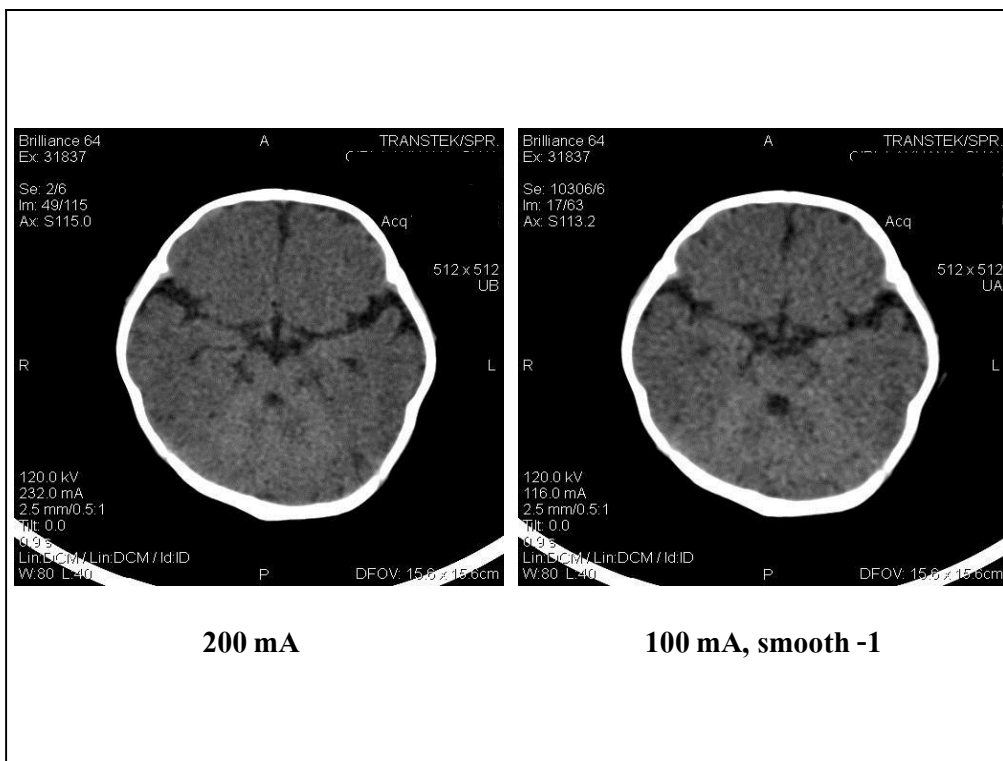
6. จากค่านอยส์เฉลี่ยที่วัดได้จากตารางที่ 1 และตารางที่ 2 พบว่าค่านอยส์เฉลี่ยของ 200 mA และ 100 mA ที่สร้างภาพด้วย smooth algorithm -1ใกล้เคียงกันมากที่สุด และสามารถลดปริมาณรังสีลงร้อยละห้าสิบตามต้องการ

7. ทดลองตรวจซีทีสมองเด็กเล็ก (0-3 ปี) 1 ราย โดยนำเทคนิคที่ได้จากการศึกษานี้ไปใช้ตรวจในรายที่แพทย์ส่งตรวจติดตามผลการรักษา แล้วพิมพ์ภาพลงบนฟิล์มเพื่อเปรียบเทียบกับฟิล์มครั้งก่อนให้รังสีแพทย์ 3 ท่าน ประเมินคุณภาพ ซึ่ง

ทั้งหมดให้ความเห็นเหมือนกันว่าสามารถใช้เทคนิคใหม่นี้ได้และสามารถอ่านผลและให้การวินิจฉัยได้ (รูปที่ 3)

8. นำเทคนิคที่ได้จากการศึกษาไปใช้ตรวจซีทีสมองเด็กเล็ก (0-3 ปี) จำนวน 20 ราย นำภาพซีทีที่ได้จากผู้ป่วยแต่ละรายให้รังสีแพทย์ 3 ท่าน ประเมินคุณภาพโดยปกปิดชื่อผู้ป่วย ถามความเห็นเกี่ยวกับภาพซีทีว่ามีคุณภาพเหมาะสมแก่การวินิจฉัยของรังสีแพทย์มากน้อยเพียงไร โดยจัดลำดับคะแนนดังนี้ ดีมาก = 5, ดี = 4, ปานกลาง = 3, พอใช้ = 2, ต้องปรับปรุง = 1

รูปที่ 3 เปรียบเทียบภาพซีทีสมองเด็กเล็กที่ 200 mA ตามเทคนิคที่ใช้ในงานประจำกับ 100 mA, smooth -1 ที่ เทคนิคที่ใช้ในงานประจำ

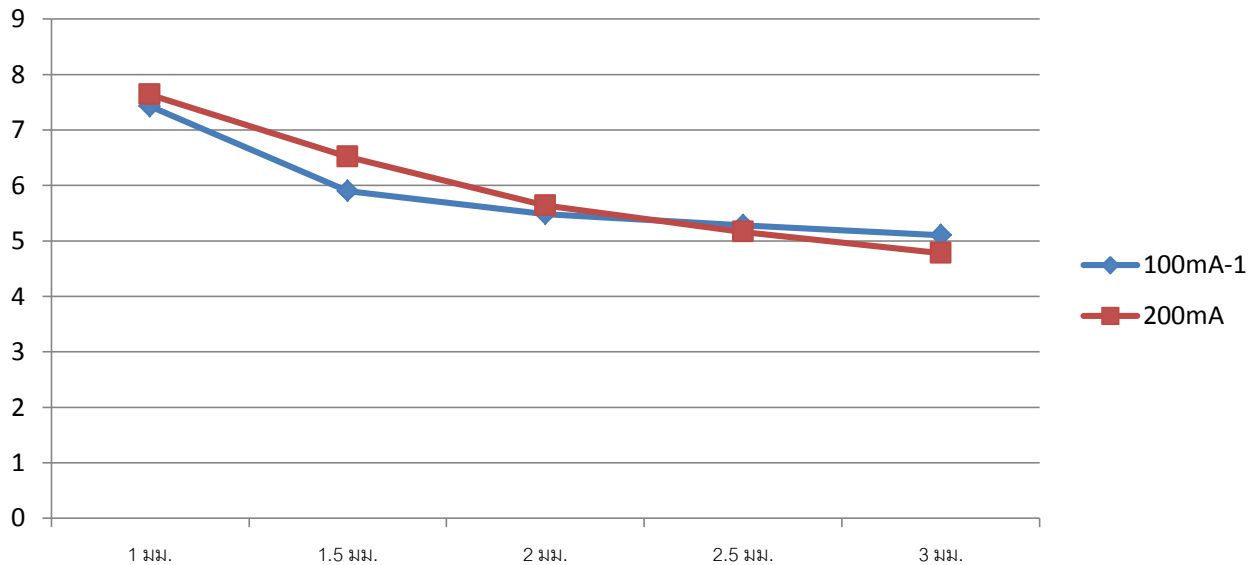


ผลการศึกษา

จากการทดลองใช้ 100 mA สแกนแล้วนำข้อมูลดิบมาสร้างภาพโดยใช้ smooth algorithm ต่างๆ แล้วหาค่านอยส์เฉลี่ยนั้น เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับค่านอยส์เฉลี่ยที่ได้จากการสแกนที่ mA ต่างๆ จะพบว่าค่านอยส์เฉลี่ยเมื่อใช้ smooth -1

มีค่าใกล้เคียงมากที่สุด และเมื่อนำมาเขียนแผนภูมิจะได้เส้นกราฟ 2 เส้นที่อยู่ใกล้ชิดกันมาก ดังแผนภูมิที่ 3 และเมื่อใช้สถิติ paired t-test พบว่าค่าเฉลี่ย noise ที่ 100 mA @ smooth-1 และ 200 mA brain tissue algorithm ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p=0.662$)

แผนภูมิที่ 3 เปรียบเทียบค่านอยส์เฉลี่ยที่ได้จากการใช้ brain tissue algorithm ที่ 200 mA กับ 100 mA, smooth -1



ผลการประเมินคุณภาพของภาพถ่ายรังสีที่ได้โดยใช้เทคนิคใหม่ รังสีแพทย์ทั้งสามท่านให้คะแนนในระดับดีถึงดีมาก โดยมีคะแนนเฉลี่ยของแต่ละท่านเป็น 4.8, 4.9 และ 4.9 ตามลำดับ และ

เมื่อเปรียบเทียบการประเมินคุณภาพของภาพถ่ายระหว่างรังสีแพทย์ 3 ท่าน โดยใช้สถิติ paired t-test ก็ไม่พบความแตกต่างกันทางสถิติระหว่างการประเมินของทั้งสามท่าน (ตารางที่ 3)

ตารางที่ 3 เปรียบเทียบความแตกต่างของการประเมินคุณภาพภาพสแกนที่อ่านโดยรังสีแพทย์ 3 ท่าน
ที่อ่าน

pair	paired differences					p-value
	mean	SD	std. error mean	95% CI of the difference		
				lower	upper	
แพทย์ 1 – แพทย์ 2	- 0.100	.447	0.100	-0.309	0.109	0.330
แพทย์ 1 – แพทย์ 3	- 0.100	.308	0.069	-0.244	0.044	0.163
แพทย์ 2 – แพทย์ 3	0.000	.324	0.073	-0.152	0.152	1.000

วิจารณ์

จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่านอยส์และความหนาของซินส์ไลซ์ (แผนภูมิที่ 1) พบว่า เมื่อพารามิเตอร์อื่นๆ คงที่ ค่าของนอยส์จะเพิ่มมากขึ้นเมื่อความหนาของซินส์ไลซ์ลดลง ทำให้ภาพที่ได้เกิดเป็นเม็ด มีคุณภาพไม่ดี ซึ่งคุณสมบัติเครื่อง MDCT จะออกแบบให้สามารถสแกนซินส์ไลซ์ที่มีความหนาน้อยมากๆ ซึ่งเครื่อง MDCT 64 slice ของ Philips รุ่นนี้สามารถสแกนได้ซินส์ไลซ์ที่มีความหนาเพียง 0.0625 มม. โดยทั่วไปแล้วการแก้ไขจะใช้วิธีเพิ่ม mA ในแต่ละความหนาของซินส์ไลซ์ เพื่อให้ค่าของนอยส์ลดลง แต่ผู้ป่วยจะได้รับอันตรายจากรังสีเพิ่มขึ้น โดยเฉพาะเด็กเล็กที่เซลล์ในร่างกายอยู่ในช่วงที่มีความไวต่อรังสี

นอกจากนี้ที่แต่ละ algorithm ในทุกความหนาของซินส์ไลซ์ (แผนภูมิที่ 2) การสร้างภาพโดยใช้ข้อมูลดิบของภาพซีทีเทคนิค 100 mA ด้วย

algorithm smooth = -1 ให้ค่านอยส์ต่ำสุดในแต่ละความหนาของซินส์ไลซ์ อีกทั้งยังให้ค่านอยส์ที่ใกล้เคียงกับการใช้ 200 mA ตามปกติมากที่สุด เป็นการกรองข้อมูลเพื่อการสร้างภาพซีทีที่มีลักษณะเฉพาะ โดยเลือกใช้ soft tissue filter ซึ่งเหมาะสมสำหรับภาพสแกนเนื้อสมองและอวัยวะภายในช่องท้อง ภาพที่ได้จากการสร้างภาพแบบนี้จะมีความเนียน (smooth) มากที่สุด ซึ่งการใช้เทคนิคใหม่นี้ยังมีผลทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีลดลงจาก 25.8 mGy เป็น 12.9 mGy

อย่างไรก็ตาม การนำข้อมูลกลับมาสร้างภาพใหม่โดยเปลี่ยน reconstruction algorithm จะเสียเวลากว่าการตรวจซีทีตามปกติ แต่ก็ไม่มากนัก เนื่องจากเทคโนโลยีที่ก้าวไปอย่างรวดเร็วในปัจจุบันช่วยให้การสร้างภาพเป็นไปอย่างรวดเร็วสามารถจัดการได้โดยสร้างเป็น protocol ใหม่จากนั้นก็ยังสามารถเลือกใช้ได้เลย

ผลการประเมินคุณภาพของภาพซีทีสแกนที่ได้จากการถ่ายภาพด้วยเทคนิคจากการศึกษานี้ พบว่ารังสีแพทย์ทั้งสามท่านให้คะแนนอยู่ในระดับดีถึงดีมาก โดยให้คะแนนเฉลี่ยเท่ากับ 4.87 (4.8-4.9) และไม่พบความแตกต่างกันทางสถิติระหว่างการประเมินของทั้งสามท่าน เป็นการแสดงว่าเทคนิคการลด mA แล้วเปลี่ยน reconstruction algorithm เพื่อลดนอยส์ลงจากการสแกนชิ้นสไลซ์ต่างๆ และเพิ่มคุณภาพของภาพถ่ายรังสีนี้เป็นวิธีที่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการปฏิบัติ สามารถใช้แทนเทคนิคเดิมได้

การศึกษาในครั้งนี้แสดงให้เห็นว่าการนำข้อมูลดิบที่ได้จากการตรวจซีทีโดยใช้ 100 mA กลับมาทำการสร้างภาพใหม่โดยใช้ reconstruction algorithm ให้เหมาะสมด้วย soft tissue filter แทนเทคนิค 200 mA ที่ใช้อยู่เป็นประจำในการตรวจซีทีสแกนเด็กเล็กที่ต้องใช้ความหนาของสไลซ์เท่ากับ 1-2.5 มม. นี้ ทำให้ได้ภาพถ่ายรังสีที่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัย โดยมีค่านอยส์เฉลี่ยใกล้เคียงกับนอยส์เฉลี่ยที่ได้จาก protocol

ของเครื่อง และสามารถลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ นอกจากนี้การลด mA ยังเป็นการช่วยยืดอายุการทำงานของหลอดเอกซเรย์ได้อีกทางหนึ่ง

นอกจากนั้น วิธีการปรับลด mA ตามการศึกษานี้อาจนำไปเป็นแนวทางเพื่อ 1) ศึกษาหาค่า mA ที่เหมาะสมในรายผู้ป่วยที่มีอายุตั้งแต่แรกเกิดถึงหนึ่งปี ซึ่งอาจลด mA ลงได้มากกว่านี้และจะช่วยลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับลงได้อีก 2) ลด mA ที่ใช้ในการตรวจอวัยวะเด็กส่วนอื่นๆ เช่น การตรวจซีทีบริเวณท้องทั้งหมดหรือท้องส่วนล่าง ซึ่งการตรวจอวัยวะเหล่านี้จะครอบคลุมอวัยวะสืบพันธุ์ซึ่งมีความไวต่อรังสีสูง (radiosensitivity) 3) สามารถนำไปเป็นแนวทางในการหาทางลดปริมาณรังสีของการตรวจอวัยวะที่มีความไวต่อรังสีสำหรับผู้ป่วยในกลุ่มอายุอื่น เช่น บริเวณตา หรือบริเวณใกล้เคียงอวัยวะสืบพันธุ์ ซึ่งในการปฏิบัติควรทำการทดลองโดยใช้แฟนทอมน้ำสร้างภาพเพื่อใช้ในการตัดสินใจว่า algorithm ใดที่เหมาะสมและสอดคล้องกับเทคนิคที่ต้องใช้สำหรับการตรวจแต่ละส่วนของร่างกายเพื่อให้ได้ภาพซีทีที่มีคุณภาพมากที่สุด

เอกสารอ้างอิง

1. มานัส มงคลสุข. พื้นฐานทางฟิสิกส์ของ CT และ MRI. ขอนแก่น: หจก.โรงพิมพ์คลังนาโนวิทยา, 2546. หน้า 93-98.
2. Bushong SC. Radiologic science for technologist. 5th ed., London, Mosby-Yearbook; 1993.
3. วินัส วิเศษแสง, สุภาวดี ครุวนารินทร์. การตรวจสอบคุณภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์. วารสารรังสีเทคนิค 2539; 21: 7-10.
4. ระวีวรรณ โชติเจริญรัตน์. ผลของรังสีต่อร่างกาย. การป้องกันอันตรายจากรังสี, 2527: 19-21.
5. สุนทร ถาวรวันชัย. การศึกษาเปรียบเทียบระหว่างการเพิ่ม mA กับการเปลี่ยน reconstruction algorithm เพื่อลดนอยส์บนภาพซีที. วารสารรังสีเทคนิค 2545; 27(3): 37-40.
6. วัฒนา อินทรพันธ์. การหาค่านอยส์จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์. ตากสินเวชสาร 2543: 18: 8-22.

Exposure Dose Decrement in Brain CT for 0-3 year-old Baby

*Kittiporn Treerattanapong**

Abstract

According to the study of CT scanner – PHILIPS model Extended Brilliance (MDCT 64 slice) with various reconstruction algorithms, it was found that the routine technique for baby's CT scan brain of 120kVp, 200 mA yielded the noise close to the parameter of 120 kVp, 100mA (raw data had been reconstructed with smooth algorithm = -1) at every slice thickness, when the other parameters were fixed. It meant that this technique could be used to reduce noise on images instead of increasing mA once less thickness was made. Twenty 0-3 year-old baby patients' brain were CT scanned by this technique, then the image qualities were evaluated by three radiologists. Average scores were 4.9, 4.9, 4.8 respectively (5=excellent, 4=good, 3=moderate, 2= adequate, 1= must be improved). Using 100 mA can reduce radiation dose as a half of the usual technique (200 mA = 25.8 mGy, 100 mA = 12.9 mGy). In addition, the tube can be prolonged in long term.

Keywords : noise, image quality, reconstruction algorithm, radiation dose, low differentiate cell, radiosensitive, region of interest

* Department of Radiology, Sawanpracharak Hospital, Nakhonsawan Province.