

การพัฒนาโปรแกรมสำหรับการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ โดยใช้ข้อมูลจากภาพถ่ายรังสีซีทีในการเปรียบเทียบเชิงปริมาณ

พรไพลิน ไพโรจน์สันติกุล^{1,2} สุพจน์ เอื้ออภิสิทธิ์วงศ์^{3,4*} ถวิกา แก้วเชื้อ^{3,4} และ มลฤดี เอกมหาชัย^{3,4}

Received: December 28, 2017

Revised: February 8, 2018

Accepted: February 22, 2018

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อพัฒนาโปรแกรม Technetium Attenuation Correction for SPECT image หรือ TACS เพื่อเพิ่มคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ โดยการแก้ค่าการลดทอนรังสีเทคนิคเนียม-99เอ็ม ในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ ด้วยวิธีการวิเคราะห์ข้อมูลค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นในแต่ละพิกเซลจากภาพถ่ายรังสีซีที ที่ทำการสแกนในหุ่นจำลองดัดแปลงมาจาก PET-CT Phantom™ Model PET/CT/P ด้วยเครื่องสแกนภาพสเปกต์/ซีที ยี่ห้อ Siemens รุ่น Symbia T16 โดย source code แบบ iterative reconstruction 100 รอบ ที่เขียนเพื่อทำงานบนโปรแกรม MATLAB โดยจะนำภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่แก้ค่าการลดทอนรังสีด้วยโปรแกรม TACS มาเปรียบเทียบกับภาพเชิงปริมาณกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่ได้แก้ค่า และแก้ค่าการลดทอนรังสีโดยโปรแกรม Syngo.via ของบริษัท Siemens และวิเคราะห์ทางสถิติด้วย paired t-test ผลการทดลองพบว่าการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อทำให้คุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ดีขึ้น คำนวณวัดรังสีสูงขึ้นประมาณ 6 เท่าเมื่อเทียบกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่ได้แก้ค่าการลดทอนรังสี นอกจากนี้ค่า uniformity index บริเวณพื้นที่สนใจของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่แก้ค่าการลดทอนรังสีด้วยโปรแกรม TACS มีค่าน้อยเมื่อเทียบกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่ได้แก้ค่าและแก้ค่าการลดทอนรังสีด้วยโปรแกรม Syngo.via ($p < 0.001$) นอกจากนี้ค่า contrast ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่แก้ค่าการลดทอนรังสีโดยโปรแกรม TACS มีค่าต่ำแตกต่างกว่าวิธีอื่นๆ เนื่องจาก artifact ที่เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) โดยสรุปผลการศึกษาโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถคำนวณแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อได้อย่างถูกต้อง อย่างไรก็ตามควรมีการปรับปรุงเกี่ยวกับฟังก์ชันการใช้งานก่อนที่จะนำไปประยุกต์ใช้ในทางคลินิกต่อไป

คำสำคัญ: ภาพถ่ายรังสีสเปกต์, การแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ, คุณภาพของภาพถ่ายรังสี

¹ นักศึกษาคณะสัตวแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เชียงใหม่

² หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เชียงใหม่

³ หน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เชียงใหม่

⁴ ศูนย์เพชชีและไซโคลตรอน ในสังกัดศูนย์ความเป็นเลิศทางการแพทย์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เชียงใหม่

* ผู้รับผิดชอบบทความ



The development program for tissue attenuation correction of SPECT image by using CT image data in quantitative comparison

Phornpailin Pairodsantikul^{1,2}, Supoj Uapisitwong^{3,4*}, Tawika Kaewchur^{3,4} and Molrudee Ekmahachai^{3,4}

Abstract

The aim of this study was to develop the Technetium Attenuation Correction for SPECT image (TACS^①) software for improving the quality of SPECT image. The TACS^① was corrected the attenuation of Technetium-99m in tissues using linear attenuation coefficients from CT image. TACS^① was generated by MATLAB, and used iterative reconstruction of 100 iterations for the linear attenuation coefficient and attenuation correction. The SPECT and CT images used in software validation were performed in PET-CT PhantomTM model PET/CT/P was scanned by hybrid SPECT/CT (Symbia T16, Siemens). Paired t-test statistics were analyzed for quantitative comparison of SPECT images between attenuation corrected using TACS^①, non-corrected and attenuation corrected using Syngo.via. The results showed that the quality of SPECT images after tissue attenuation correction were improved. The average of radiation count in region of interests of SPECT image using TACS^① and using Syngo.via were increased approximately 6 times when compared with the non-corrected SPECT image. The uniformity index of SPECT image in ROI using TACS^① was decreased to zero ($p < 0.001$) when compared with non-corrected and attenuation corrected using Syngo.via. In addition, the contrast of SPECT image using TACS^① was significantly lower compared with non-corrected and attenuation corrected using Syngo.via ($p < 0.001$) due to increasing image artifacts from the reconstruction process. In conclusion, the TACS can accurately attenuation correction in tissues of SPECT image. However, the software should be developed for functionalities before clinical validation.

Keywords: SPECT image, Tissues attenuation correction, Image quality

¹ Graduate School, Chiang Mai University, Chiang Mai Province, Thailand

² Medical Physics Master Degree Program, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai

³ Division of Nuclear Medicine, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai

⁴ PET CT Center, The Center for Medical Excellence, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai

* Corresponding author: (e-mail: spapisitwong@gmail.com)

บทนำ

ปัจจุบันงานทางด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์ได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีที่ก้าวหน้า และมีบทบาทต่อการตรวจวินิจฉัยและการรักษาโรคในทางคลินิกอย่างต่อเนื่อง โดยเครื่องสแกนภาพสเปกต์ (Single Photon Emission Computed Tomography: SPECT) เป็นเครื่องมือตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ชนิดหนึ่งที่มีความนิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย ซึ่งความถูกต้องในการตรวจวินิจฉัยโรคด้วยเครื่องสแกนภาพสเปกต์จะแปรผันตรงกับคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ได้ โดยปกติภาพถ่ายรังสีสเปกต์จะมีความละเอียดค่อนข้างต่ำ ทำให้การระบุตำแหน่งทางกายวิภาคของอวัยวะต่างๆ ทำได้ยาก ซึ่งปัจจัยหลักที่มีผลต่อคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ ได้แก่ การลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ การกระเจิงของรังสี เป็นต้น⁽¹⁻⁴⁾ ผลจากการลดทอนรังสีทำให้คุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ลดลง เนื่องจากสัญญาณรังสีที่ถูกนำมาประมวลผลในการสร้างภาพถ่ายรังสีสเปกต์ลดลง ทั้งจากระยะห่างของแหล่งกำเนิดรังสีในอวัยวะที่สนใจถึงหัววัดรังสีตามกฎผกผันระยะทางกำลังสอง และความหนาแน่นที่เพิ่มขึ้นตามความหนาของตัวกลางต่างๆ ในปัจจุบันวิธีแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อเป็นวิธีที่นิยมใช้เพื่อเพิ่มคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์⁽²⁾ โดยการนำค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น (linear attenuation coefficient) ที่ได้จากภาพถ่ายรังสีซีทีมาคำนวณค่าแก้การลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ ทำให้ค่านับวัดรังสีที่ตำแหน่งเป้าหมายมีความถูกต้องมากขึ้น และยังสามารถระบุตำแหน่งอวัยวะที่สนใจต่างๆ ในภาพถ่ายรังสีสเปกต์ซีทีได้อย่างถูกต้องแม่นยำยิ่งขึ้น

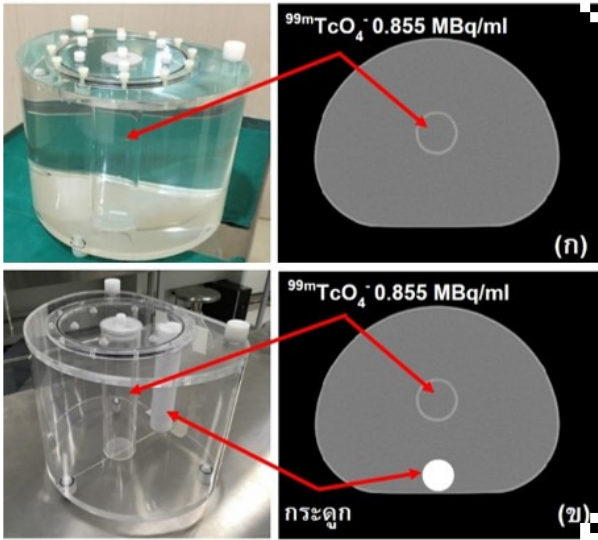
ส่วนใหญ่เครื่องสแกนภาพสเปกต์ในศูนย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์ในโรงพยาบาลทั่วไปของประเทศไทยเป็นแบบเครื่องสแกนภาพสเปกต์เพียงอย่างเดียว ไม่ได้คำนึงถึงการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อซึ่งอาจจะส่งผลกระทบต่อคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงได้พัฒนาโปรแกรมสำหรับแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ โดยใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อเพิ่มคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์

วัสดุและวิธีการ

1. การสแกนถ่ายภาพถ่ายภาพรังสีในหุ่นจำลอง

ทำการสแกนถ่ายภาพถ่ายภาพรังสีสเปกต์และภาพถ่ายรังสีซีทีในเงื่อนไข geometry เดียวกันของหุ่นจำลองน้ำทรวงอกที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 18.0 cm ซึ่งดัดแปลงมาจากหุ่นจำลอง PET-CT PhantomTM Model PET/CT/P และ Lung-Spine Phantom LidTM Model ECT/LUNG/I นำไฟล์ภาพถ่ายรังสีสเปกต์และภาพถ่ายรังสีซีทีมาใช้ทดสอบโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น โดยแบ่งการทดลองออกเป็น 2 แบบ ได้แก่ แบบที่ 1 จัดให้มีแท่งทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.0 cm สูง 18.0 cm ปริมาตร 300 ml อยู่ตำแหน่งกลางของหุ่นจำลอง และเติม $^{99m}\text{TcO}_4^-$ ที่มีค่าความเข้มข้นกัมมันตภาพเท่ากับ 0.855 MBq/ml⁽⁵⁻⁶⁾ ส่วนพื้นหลังของหุ่นจำลองน้ำทรวงอกจะเติมเฉพาหน้าธรรมชาติแสดงในรูปที่ 1(ก) และแบบที่ 2 จัดวัสดุและความเข้มข้นกัมมันตภาพเช่นเดียวกับแบบที่ 1 แต่เพิ่มแท่งพลาสติกจำลองที่มีความหนาแน่นเท่ากับกระดูก โดยแท่งพลาสติกมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 3.0 cm สูง 17.0 cm วางไว้ชิดกับผนังด้านในของหุ่นจำลอง ดังแสดงในรูปที่ 1(ข)

ในการสแกนเพื่อถ่ายภาพถ่ายภาพรังสีสเปกต์และภาพถ่ายรังสีซีทีของหุ่นจำลองแต่ละแบบโดยใช้เครื่องสแกนภาพสเปกต์/ซีที ยี่ห้อ Siemens รุ่น Symbia T16 ซึ่งจะใช้เวลาในการสแกนถ่ายภาพถ่ายภาพรังสีสเปกต์ 20 วินาทีต่อ 1 projection จำนวนทั้งหมด 32 projection ในการหมุนของหัววัดรังสี 180 องศา หลังจากนั้นจะสแกนถ่ายภาพถ่ายภาพรังสีซีทีโดยใช้รังสีเอกซ์เรย์พลังงาน 130 kVp กำหนดความหนาสไลด์ 4.8 mm ซึ่งจะได้ไฟล์ภาพถ่ายรังสีสเปกต์ และไฟล์ภาพถ่ายรังสีซีทีของหุ่นจำลองใน 1 ชุด ข้อมูลมีจำนวน 81 สไลด์



รูปที่ 1 แสดงหุ่นจำลอง และภาพถ่ายรังสีซีที (ก) แบบที่ 1 และ (ข) แบบที่ 2

2. การออกแบบโปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ

โปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อที่พัฒนาขึ้นนี้ได้ถูกออกแบบให้มีความทำงาน 8 ขั้นตอนตามแผนผังดังแสดงในภาพที่ 2 โดยการทำงานเริ่มต้นจาก (1) การถ่ายโอนข้อมูลของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ และ (2) การถ่ายโอนข้อมูลของภาพถ่ายรังสีซีทีที่ได้สแกนแล้วเข้าสู่โปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อจากไฟล์โคดคอมของภาพ จากนั้น (3) นำข้อมูลในภาพถ่ายรังสีซีทีซึ่งบรรจุค่าเลขพิกเซลมาคำนวณหาค่าเลขซีทีที่แสดงในสมการที่ 1

$$HU = (\text{pixel value} \times \text{rescale slope}) + \text{rescale intercept} \quad (1)$$

โดย pixel value คือ ค่าเลขพิกเซลของแต่ละพิกเซลในภาพ ซึ่งข้อมูลนี้เป็นข้อมูลที่บรรจุอยู่ในภาพถ่ายรังสีซีที

rescale slope คือ ค่าคงที่ที่ใช้ในการแปลงค่าเลขพิกเซลเป็นค่าเลขซีที

rescale intercept คือ ค่าคงที่ที่ใช้ในการแปลงค่าเลขพิกเซลเป็นค่าเลขซีที

ซึ่งค่า rescale slope และ rescale intercept มีค่าแตกต่างกันสำหรับเครื่องสแกนภาพซีทีแต่ละเครื่อง โดยภาพถ่ายรังสีซีทีที่ได้จากเครื่องสแกนสเปกต์/ซีที ยี่ห้อ Siemens รุ่น Symbia T16 มีค่า rescale slope เท่ากับ 1 และค่า rescale intercept เท่ากับ -1024

เมื่อได้ค่าเลขซีทีแล้ว (4) จะนำมาคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของตัวกลางใดๆ (μ_x) ซึ่งมีความสัมพันธ์กันแบบ bilinear⁽⁷⁻⁹⁾ สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2 และ 3 โดยจะแบ่งเป็น 2 กรณี ดังนี้

1) กรณีที่ตัวกลางมีค่าเลขซีทีน้อยกว่าหรือเท่ากับ ศูนย์ ($HU_x \leq 0$)

$$\mu_{x, HU_x \leq 0}(E) = \left[1 + \frac{HU}{1000} \right] \times \mu_w(E) \quad (2)$$

2) กรณีที่ตัวกลางมีค่าเลขซีทีมากกว่าศูนย์ ($HU_x > 0$)

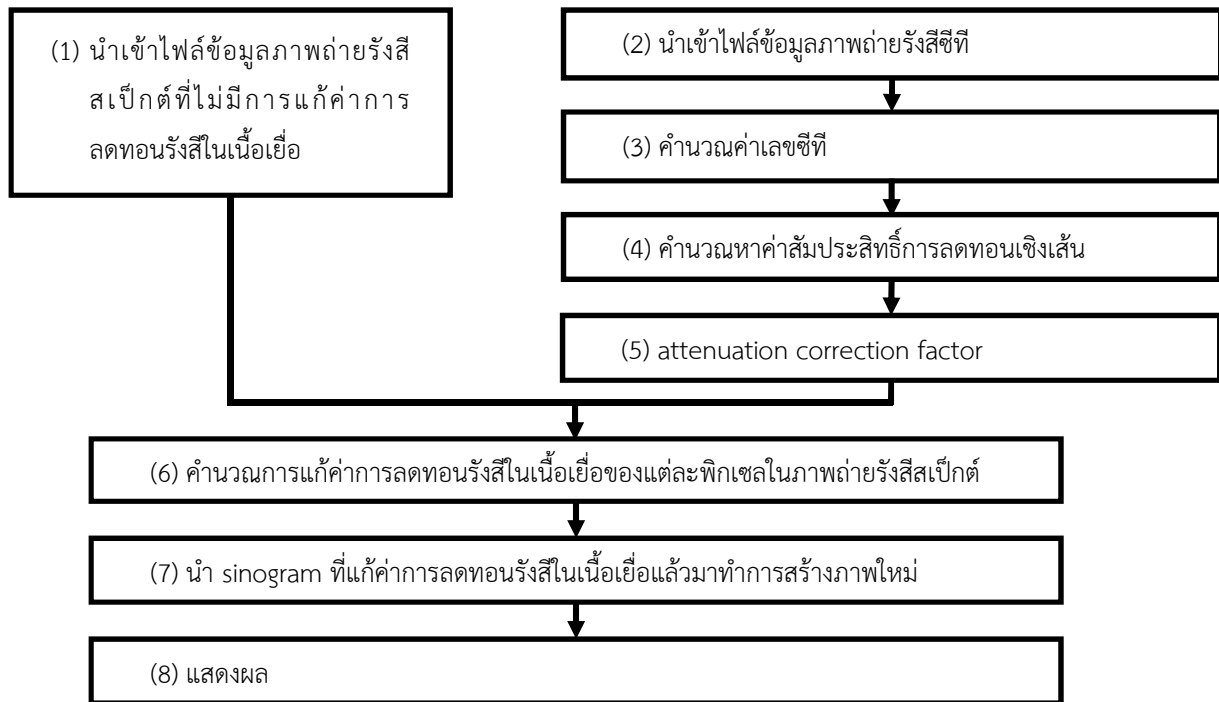
$$\mu_{x, HU_x > 0}(E) = \left[1 + \left(\rho_{CB} \times \frac{\mu_{CB}(E)}{\mu_w(E)} - 1 \right) \times \frac{HU_x}{HU_{CB}} \right] \times \mu_w(E) \quad (3)$$

โดย HU_{CB} คือค่าเลขซีทีของ cortical bone ซึ่งขึ้นอยู่กับค่าตั้งของแต่ละเครื่อง

ρ_{CB} คือค่าความหนาแน่นเชิงมวลของ cortical bone

$\mu_{CB}(E)$ คือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของ cortical bone ที่พลังงาน E

$\mu_w(E)$ คือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของน้ำที่พลังงาน E



รูปที่ 2 แผนผังแสดงการทำงานของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น

ซึ่งสำหรับโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นนี้เป็นการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของสารกัมมันตรังสีเทคนิคนี้เทียม-99เอ็ม มีพลังงาน 140 keV จาก ICRP Publication 23⁸ cortical bone มีค่าความหนาแน่นเชิงมวล และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นเท่ากับ 1.92 g/cm^3 และ 0.297 cm^{-1} ตามลำดับ และสำหรับน้ำมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นเท่ากับ 0.154 cm^{-1} หลังจากนั้นนำค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นที่ได้ (5) มาคำนวณค่า attenuation correction factor ดังแสดงในสมการที่ 4

$$\text{attenuation correction factor} = e^{\mu x} \quad (4)$$

โดย μ คือสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของแต่ละพิกเซลที่คำนวณได้จากภาพถ่ายรังสีซีที

x คือขนาดความกว้างของพิกเซล ซึ่งขนาดความกว้างของพิกเซลของภาพถ่ายรังสีซีทีที่ได้จากเครื่องสแกนสเปกต์/ซีที ยี่ห้อ Siemens รุ่น Symbia T16 มีค่าเท่ากับ 0.48 cm

แล้วนำค่า attenuation correction factor ที่ได้ (6) มาคำนวณแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ ดังแสดงในสมการที่ 5^(1,10-11) ซึ่งจะได้ (7) ผลลัพธ์ออกมาเป็น sinogram ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการ

แก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อแล้ว

โดย $P_{\text{cor}}(i, \theta)$ คือผลรวมของค่านับวัดรังสีของแต่ละพิกเซลในแถวที่ i และใน projection angle θ ที่คำนวณแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อแล้ว

$C_{i,j}$ คือค่านับวัดรังสีในภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของพิกเซล i, j

$\mu_{i',j'}$ คือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของพิกเซล i', j'

x คือขนาดความกว้างของพิกเซล

นำภาพ sinogram ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อแล้วมาทำการสร้างภาพใหม่โดยใช้เทคนิค iterative ซึ่งจะใช้ฟังก์ชันสำเร็จรูปใน ASTRA Toolbox โดย algorithm ที่ใช้ในการสร้างภาพถ่ายทางรังสีเป็นแบบ Simultaneous Iterative Reconstruction Techniques (SIRT) ซึ่งในโปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อที่พัฒนาขึ้นนี้จะใช้จำนวนการวนซ้ำทั้งหมด 100 รอบ⁽¹²⁾ จากนั้น (8) แสดงผลภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อแล้ว โดย source code ของโปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อที่พัฒนาขึ้น และการคำนวณแก้ค่าการลด

ทอนรังสีในเนื้อเยื่อต่างๆ สามารถดูรายละเอียดได้จากนิพนธ์ต้นฉบับ⁽¹³⁾

เพื่อให้โปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อที่พัฒนาขึ้นมีวิธีการและขั้นตอนการใช้งานที่สะดวกต่อผู้ปฏิบัติงาน จะใช้ GUIDE ซึ่งเป็นเครื่องมือในโปรแกรม MATLAB ช่วยในการออกแบบหน้าต่างของโปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อให้เป็นแบบ Graphical User Interface (GUI)

3. การทดสอบการทำงานของโปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ

ทดสอบโปรแกรมตามจุดประสงค์ที่ออกแบบโดยใช้ไฟล์ภาพถ่ายรังสีสเปกต์และไฟล์ภาพถ่ายรังสีซีทีที่ได้จากการทดลองในหุ่นจำลอง นำเข้าและถ่ายโอนข้อมูลไฟล์ทั้งสองเข้าสู่โปรแกรม ทำการวิเคราะห์ข้อมูลค่านับวัดรังสีในแต่ละพิกเซลของภาพถ่ายรังสีสเปกต์และภาพถ่ายรังสีซีที การคำนวณหาค่าเลขซีที และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น การคำนวณแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์โดยใช้ข้อมูลค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นจากภาพถ่ายรังสีซีที และการแสดงผลเป็นรูปภาพที่สามารถดูเปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อในหน้าต่างเดียวกัน

4. การตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ

วิธีการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมในการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นจากภาพถ่ายรังสีซีที จะใช้แบบจำลองเมทริกซ์ขนาด 3×3 ที่สมมติเป็นค่าเลขพิกเซลของตัวกลางต่างๆ ในโปรแกรม MATLAB โดยอ้างอิงจากภาพถ่ายรังสีซีทีที่ได้จากการสแกนถ่ายภาพจากเครื่องสแกนภาพสเปกต์/ซีที ยี่ห้อ Siemens รุ่น Symbia T16 ดังแสดงในรูปที่ 3

Model			Pixel value		
Bone	Bone	Air	1942	1956	0
Water	Tc-99m Water source	Water	973	998	1000
Air	Water	Air	0	1001	0

รูปที่ 3 แสดงแบบจำลองค่าพิกเซลที่ใช้ในการคำนวณตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรม

โดยจะทำการตรวจสอบความถูกต้องในการคำนวณค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ได้แก่ ค่าเลขซีที ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น และ attenuation correction factor ซึ่งคำนวณตามสมการที่ 1, 2, 3 และ 4 ตามลำดับ โดยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นจะนำมาเปรียบเทียบกับการคำนวณด้วยมือ

5. การตรวจสอบคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ

คุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของหุ่นจำลองโดยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นจะถูกนำไปเปรียบเทียบกับคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อและภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via ของบริษัท Siemens โดยกำหนดให้พื้นที่ของบริเวณที่สนใจมีขนาดเท่ากับ 12.57 cm² ซึ่งเป็นขนาดพื้นที่จริงของแท่งทรงกระบอกที่บรรจุสารกัมมันตรังสีใน 6 พารามิเตอร์ คือ (1) การแสดงผลภาพถ่ายรังสีสเปกต์ ซึ่งจะเปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีสเปกต์โดยการประเมินด้วยสายตา (visual evaluation) (2) ลักษณะ profile ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ (3) ค่านับวัดรังสีเฉลี่ย (4) ค่า %threshold ของขอบบริเวณที่สนใจในภาพถ่ายรังสีสเปกต์ ซึ่งคิดเป็นร้อยละเทียบกับค่านับวัดรังสีสูงสุดของแต่ละภาพ (5) ค่า uniformity index สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 6⁽¹⁴⁾ โดยค่านับวัดรังสีต่ำสุดสำหรับหุ่นจำลองแบบที่ 1 จะใช้ค่านับวัดรังสีในบริเวณจุดศูนย์กลางของวงกลม และสำหรับหุ่นจำลองแบบที่ 2 จะใช้ค่านับวัดรังสีต่ำสุดซึ่งเป็นบริเวณที่ถูกลดทอนด้วยตัวกลางกระดูก ซึ่งค่านับวัดรังสีต่ำสุดของหุ่นจำลองแต่ละแบบจะอยู่ในบริเวณที่สนใจเดียวกัน แล้วนำมา

เปรียบเทียบกับค่า uniformity index ที่อ้างอิงจากการตรวจสอบเพื่อควบคุมคุณภาพของเครื่องสแกนภาพสเปกต์ ซึ่งไม่ควรเกินร้อยละ 2

โดย uniformity index คือความสม่ำเสมอของค่านับวัดในบริเวณที่สนใจ

$\text{count}_{\max}$ คือค่านับวัดรังสีสูงสุดในบริเวณที่สนใจ

$\text{count}_{\min}$ คือค่านับวัดรังสีต่ำสุดในบริเวณที่สนใจ

และ (6) ค่า contrast จะหาค่านับวัดรังสีเฉลี่ยในบริเวณที่สนใจเปรียบเทียบกับค่านับวัดรังสีเฉลี่ยของพื้นหลัง โดยการกำหนดพื้นที่แสดงดังรูปที่ 4 และสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 7⁽¹⁵⁻¹⁶⁾

$$\text{uniformity index} = \frac{\text{count}_{\max} - \text{count}_{\min}}{\text{count}_{\max} + \text{count}_{\min}} \times 100 \quad (6)$$

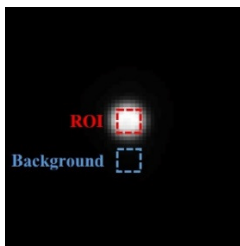
โดย contrast คือความคมชัดของภาพถ่ายรังสี

$\text{count}_{\text{ROI}}$ คือค่านับวัดรังสีในบริเวณที่สนใจ

area_{ROI} คือพื้นที่ของบริเวณที่สนใจ

$\text{count}_{\text{Background}}$ คือค่านับวัดรังสีในบริเวณใกล้เคียงของบริเวณที่สนใจหรือพื้นหลัง

$\text{area}_{\text{Background}}$ คือพื้นที่ของบริเวณใกล้เคียงของบริเวณที่สนใจหรือพื้นหลัง



รูปที่ 4 แสดงการกำหนดพื้นที่บริเวณที่สนใจและบริเวณพื้นหลังเพื่อคำนวณ contrast

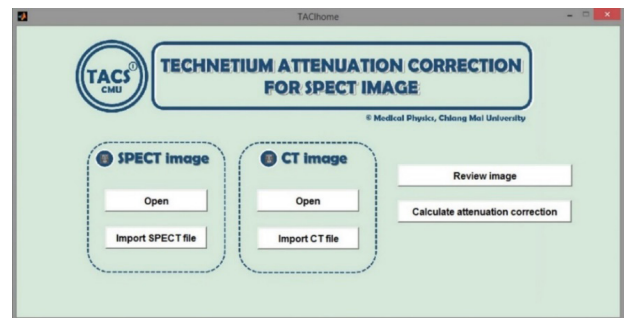
6. สถิติที่ใช้

ใช้สถิติ paired t-test ในการเปรียบเทียบค่า uniformity index, contrast, %threshold และค่านับวัดรังสีเฉลี่ยในบริเวณที่สนใจระหว่างภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการ

ลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ และภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via

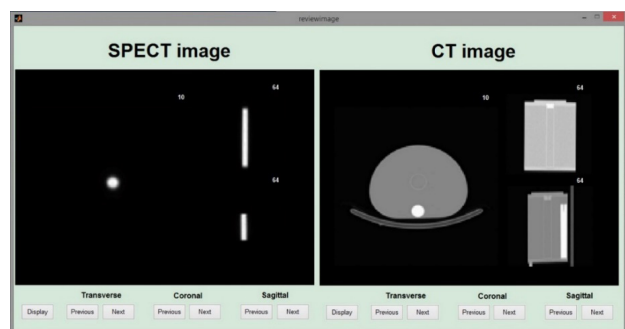
ผลการศึกษา

โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นนี้มีชื่อว่า Technetium Attenuation Correction for SPECT image หรือ TACS มีหน้าต่างเริ่มต้นของโปรแกรมหาดังแสดงในรูปที่ 5



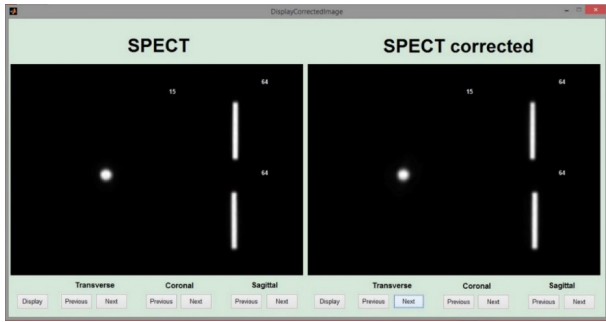
รูปที่ 5 แสดงหน้าต่างเริ่มต้นของโปรแกรม TACS

การทำงานของโปรแกรมในหน้าต่างนี้เริ่มต้นด้วย (1) การนำเข้าไฟล์ภาพถ่ายรังสีสเปกต์และ (2) การนำเข้าไฟล์ภาพถ่ายรังสีซีทีผ่านโปรแกรม CERR⁽¹⁷⁾ ซึ่งเป็นไฟล์ไวดคอม แล้วแสดงภาพถ่ายรังสีสเปกต์และภาพถ่ายรังสีซีทีที่ได้นำเข้ามาดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 แสดงหน้าต่างแสดงภาพถ่ายรังสีสเปกต์และภาพถ่ายรังสีซีทีของโปรแกรม TACS

เมื่อคลิกที่ปุ่ม Calculate attenuation correction แล้ว โปรแกรมจะเริ่มขั้นตอน (3) การคำนวณค่าเลขซีที (4) ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น (5) ค่า attenuation correction factor และ (6) แก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์



รูปที่ 7 แสดงหน้าต่างแสดงผลของโปรแกรม TACS

แล้ว (7) ข้อมูลต่างๆ จะถูกนำไปประเมินผลในขั้นตอนการสร้างภาพ และ (8) แสดงผลในหน้าต่างแสดงผล ดังแสดงในรูปที่ 7 ซึ่งจะแสดงภาพถ่ายรังสีสเปกต์ทั้งที่ไม่มีการแก้ค่าและมีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อแล้ว โดยสามารถดูภาพถ่ายรังสีสเปกต์ก่อนและหลังแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อเปรียบเทียบกันได้เลย และยังสามารถปรับเปลี่ยนเลือกดูสไลด์อื่นในแนวต่างๆ ได้อีกด้วย

1. ผลการทดสอบการทำงานของโปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ

การทดสอบการทำงานของโปรแกรม TACS โดยการใช้ไฟล์ภาพถ่ายรังสีสเปกต์และไฟล์ภาพถ่ายรังสีซีทีของหุ่นจำลอง พบว่า โปรแกรมสามารถทำงานได้ตามจุดประสงค์ที่ออกแบบไว้ ได้แก่ การนำเข้าไฟล์ภาพถ่ายรังสีสเปกต์และไฟล์ภาพถ่ายรังสีซีทีเข้าสู่โปรแกรม การวิเคราะห์ข้อมูลค่านับวัดรังสีในแต่ละพิกเซลของภาพถ่ายรังสีสเปกต์และภาพถ่ายรังสีซีที การคำนวณหาค่าเลขซีที และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น การคำนวณแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ โดยใช้ข้อมูลค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นจากภาพถ่ายรังสีซีที การแสดงผลเป็นรูปภาพและเปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าและมีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ แต่พบว่าระยะเวลาในการทำงานของโปรแกรมค่อนข้างมาก ยกตัวอย่างเช่น การแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของหุ่นจำลอง 1 ชุด ข้อมูล ซึ่งมีจำนวน 81 สไลด์ โปรแกรม TACS จะใช้เวลาในการทำงานประมาณ 1 ชั่วโมง เป็นต้น

2. ผลการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ

ความถูกต้องในการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นจากภาพถ่ายรังสีซีทีของโปรแกรม TACS โดยใช้แบบจำลองเมทริกซ์ขนาด 3x3 ได้ผลดังแสดงในตารางที่ 1

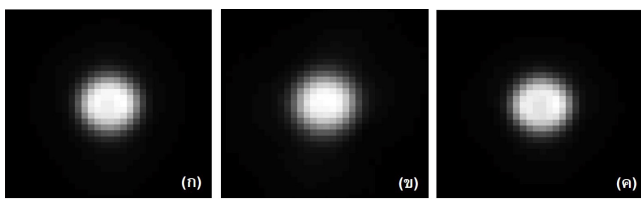
ตารางที่ 1 แสดงผลการคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นจากภาพถ่ายรังสีซีทีในแต่ละขั้นตอน

ตัวกลาง	ค่าเลขพิกเซล	ค่าเลขซีที			ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น			attenuation correction factor		
		คำนวณด้วยโปรแกรม	คำนวณด้วยมือ	%diff	คำนวณด้วยโปรแกรม	คำนวณด้วยมือ	%diff	คำนวณด้วยโปรแกรม	คำนวณด้วยมือ	%diff
อากาศ	0	-1024	-1024	0	0.0000	0.0000	0	1.0000	1.0000	0
น้ำ	973	-51	-51	0	0.1463	0.1463	0	1.0728	1.0728	0
	998	-26	-26	0	0.1501	0.1501	0	1.0747	1.0747	0
	1000	-24	-24	0	0.1504	0.1504	0	1.0749	1.0749	0
	1001	-23	-23	0	0.1505	0.1505	0	1.0749	1.0749	0
กระดูก	1942	918	918	0	0.2632	0.2632	0	1.1346	1.1346	0
	1956	932	932	0	0.2648	0.2648	0	1.1356	1.1356	0

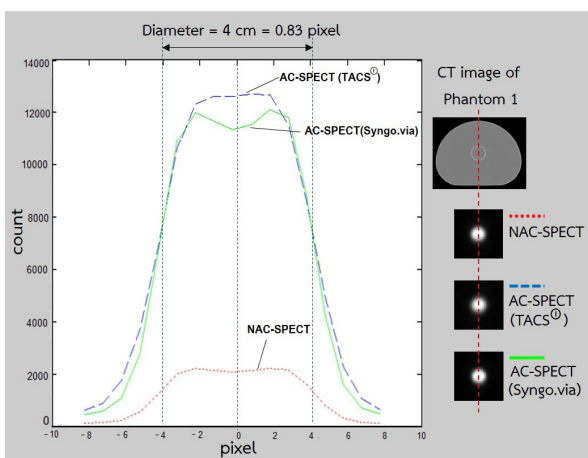
จากผลการตรวจสอบความถูกต้องในการคำนวณพบว่า โปรแกรมนี้สามารถคำนวณค่าเลขชี้ที่ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น และค่า attenuation correction factor ได้อย่างถูกต้องและตรงตำแหน่งข้อมูลเดิมในแต่ละพิกเซลของตัวกลางนั้นๆ ในภาพ

3. ผลการตรวจสอบคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ

การตรวจสอบคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของหุ่นจำลองที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS ที่พัฒนาขึ้นจะนำมาเปรียบเทียบกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ และภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via โดยได้ผลการเปรียบเทียบการแสดงผลของภาพถ่ายรังสีสเปกต์แสดงดังรูปที่ 8 และ 10

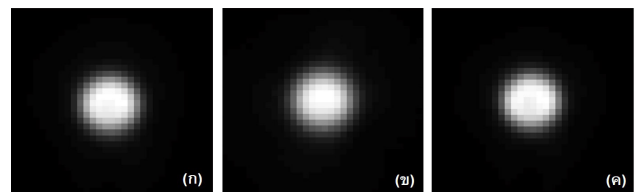


รูปที่ 8 แสดงภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของหุ่นจำลองแบบที่ 1 ในแนวระนาบ (ก) ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสี (ข) แก้ค่าการลดทอนรังสีโดยโปรแกรม TACS (ค) แก้ค่าการลดทอนรังสีโดยโปรแกรม Syngo.via

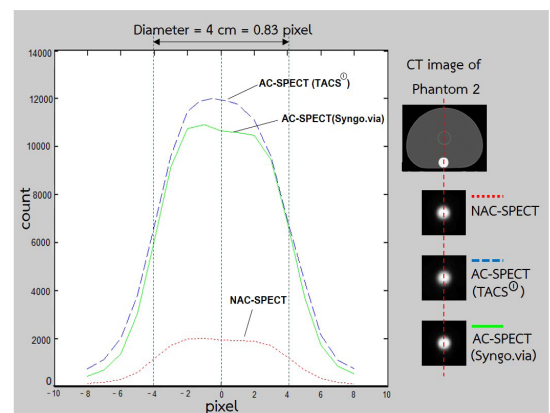


รูปที่ 9 แสดงการเปรียบเทียบ profile ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของหุ่นจำลองแบบที่ 1

ในรูปที่ 8 แสดงภาพถ่ายรังสีสเปกต์เปิดกึ่งของหุ่นจำลองแบบที่ 1 จากการประเมินด้วยสายตา พบว่าภาพถ่ายรังสีสเปกต์เปิดกึ่งที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อมีความเข้มในบริเวณศูนย์กลางของวงกลมน้อยกว่าบริเวณขอบ (ก) ในขณะที่ภาพถ่ายรังสีสเปกต์เปิดกึ่งที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS (ข) มีความเข้มในบริเวณศูนย์กลางของวงกลมเพิ่มขึ้น แต่พบว่าเกิด artifact บริเวณรอบๆ วงกลมเพิ่มขึ้นด้วย สำหรับภาพถ่ายรังสีสเปกต์เปิดกึ่งที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via (ค) มีความเข้มในบริเวณศูนย์กลางของวงกลมน้อยกว่าบริเวณขอบของวงกลมคล้ายกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์เปิดกึ่งที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ และมี artifact บริเวณรอบๆ วงกลมน้อยกว่าภาพถ่ายรังสีสเปกต์เปิดกึ่งที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS ซึ่งผลการทดลองสอดคล้องกับ profile ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์เปิดกึ่งของหุ่นจำลองแบบที่ 1 ดังแสดงในรูปที่ 9 ซึ่งพบว่าเมื่อมีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อจะทำให้ค่านับวัดรังสีสูงกว่าเมื่อไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อประมาณ 6 เท่า



รูปที่ 10 แสดงภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของหุ่นจำลองแบบที่ 2 ในแนวระนาบ (ก) ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสี (ข) แก้ค่าการลดทอนรังสีโดยโปรแกรม TACS (ค) แก้ค่าการลดทอนรังสีโดยโปรแกรม Syngo.via



รูปที่ 11 แสดงการเปรียบเทียบ profile ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของหุ่นจำลองแบบที่ 2

ในรูปที่ 10 แสดงภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของหุ่นจำลองแบบที่ 2 พบว่าการเพิ่มแท่งตัวกลางกระดูกในหุ่นจำลองน้ำทำให้มีการลดทอนรังสีที่เพิ่มมากขึ้นซึ่งค่านับวัดรังสีในบริเวณขอบของวงกลมด้านที่ใกล้กับแท่งตัวกลางกระดูกจะมีค่าน้อยกว่าขอบของวงกลมอีกด้านหนึ่ง (ก) ในขณะที่ภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีโดยโปรแกรม TACS (ข) จะมีค่านับวัดบริเวณศูนย์กลางของวงกลมและขอบของวงกลมเพิ่มขึ้น ซึ่งความเข้มมีความสม่ำเสมอมากกว่า สำหรับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via (ค) พบว่าการกระจายของความเข้มในบริเวณพื้นที่วงกลมมีลักษณะคล้ายกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ ซึ่งผลสอดคล้องกับ profile ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ในหุ่นจำลองแบบที่ 2 ดังแสดงในรูปที่ 11 และพบว่าเมื่อมีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อจะทำให้ค่านับวัดรังสีสูงกว่าเมื่อไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อประมาณ 6 เท่าเช่นกัน

ในตารางที่ 2 และ 3 แสดงผลการเปรียบเทียบคุณภาพจากพารามิเตอร์ต่างๆ ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ ภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS และโปรแกรม Syngo.via พบว่าการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS ทำให้ค่านับวัดรังสีเฉลี่ยในบริเวณที่สนใจในภาพของหุ่นจำลองแบบที่ 1 และ 2 มีค่าสูงที่สุด ซึ่งมากกว่าที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ 6 เท่า และมีค่าใกล้เคียงกับการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via และจากการตรวจสอบทางสถิติพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญด้วยค่า $p\text{-value} < 0.0001$

การเปรียบเทียบค่า %threshold ของขอบของบริเวณที่สนใจในภาพถ่ายรังสีสเปกต์ ซึ่งคิดเป็นร้อยละเทียบกับค่านับวัดรังสีสูงสุดของแต่ละภาพ พบว่าค่า %threshold ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS มีค่าต่ำที่สุด ซึ่งบ่งชี้ว่าบริเวณขอบของวงกลมมีความคมชัดมากกว่าดังแสดงใน profile ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ในรูปที่ 9 และ 11 จะเห็นว่าเส้นกราฟของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS ตั้งแต่บริเวณเส้นประที่แสดงขนาดของวงกลมขึ้นไปมีความชันมากกว่าเส้นกราฟของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via และจากการตรวจสอบทางสถิติพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญด้วยค่า $p\text{-value} < 0.0001$ ในขณะที่ภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อและภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via มีค่า %threshold ใกล้เคียงกัน และไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

การเปรียบเทียบค่า uniformity index ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ ภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS และโปรแกรม Syngo.via ของหุ่นจำลองแบบที่ 1 มีค่าเท่ากับ 4.0269 ± 0.7480 , 0.4950 ± 0.2082 และ 3.6987 ± 0.7684 ตามลำดับ และในหุ่นจำลองแบบที่ 2 มีค่า uniformity index เท่ากับ 7.6141 ± 1.1946 , 0.7799 ± 0.3199 และ 6.6978 ± 1.1601 ตามลำดับ ซึ่งค่า uniformity index ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS มีค่าน้อยที่สุด บ่งชี้ว่าค่านับวัดรังสีในบริเวณที่สนใจมีความสม่ำเสมอสูง และยังมีค่าอยู่ในช่วงไม่เกินค่าอ้างอิงร้อยละ 2 ของการควบคุมคุณภาพของเครื่องสแกนภาพสเปกต์ และจากการตรวจสอบทางสถิติพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญด้วยค่า $p\text{-value} < 0.0001$

ตารางที่ 2 แสดงผลการเปรียบเทียบคุณภาพจากพารามิเตอร์ต่างๆ ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของหุ่นจำลองแบบที่ 1

	ค่านับวัดรังสีเฉลี่ย (±SD)	% Threshold(±SD)	Uniformity index(±SD)	Contrast (±SD)
NAC-SPECT	2858.88±29.74	74.33±0.98	4.0269±0.7480	0.9606±0.0028
AC-SPECT (TACS ^①)	16609.72±184.03	71.84±1.05	0.4950±0.2082	0.9599±0.0027
AC-SPECT (Syngo.via)	15968.63±158.21	73.79±0.91	3.6987±0.7684	0.9682±0.0024
<i>p-value</i>				
AC-SPECT(TACS ^①) & NAC-SPECT	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0.4916
AC-SPECT(TACS ^①) & AC-SPECT(Syngo.via)	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
NAC-SPECT & AC-SPECT(Syngo.via)	< 0.0001	0.1266	0.2458	< 0.0001

ตารางที่ 3 แสดงผลการเปรียบเทียบคุณภาพจากพารามิเตอร์ต่างๆ ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ของหุ่นจำลองแบบที่ 2

	ค่านับวัดรังสีเฉลี่ย (±SD)	% Threshold(±SD)	Uniformity index (±SD)	Contrast (±SD)
NAC-SPECT	2678.30±32.32	74.79±1.03	7.5141±1.1946	0.9548±0.0032
AC-SPECT (TACS ^①)	15628.29±214.12	71.85±0.92	0.7799±0.3199	0.9536±0.0031
AC-SPECT (Syngo.via)	14862.52±179.50	74.18±1.01	6.6978±1.1801	0.9630±0.0026
<i>p-value</i>				
AC-SPECT(TACS ^①) & NAC-SPECT	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0.3058
AC-SPECT(TACS ^①) & AC-SPECT(Syngo.via)	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
NAC-SPECT & AC-SPECT(Syngo.via)	< 0.0001	0.1109	0.0702	< 0.0001

การเปรียบเทียบค่า contrast ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ ภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS และโปรแกรม Syngo.via ของหุ่นจำลองแบบที่ 1 และ 2 พบว่าเมื่อแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS แล้วมีค่า contrast น้อยลง ซึ่งสอดคล้องกับการแสดงผลของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ นั่นคือ artifact ที่เกิดขึ้นรอบๆ วงกลมที่บรรจุสารกัมมันตรังสีมีผลทำให้ contrast ของภาพลดลง และมีค่า contrast ใกล้เคียงกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อซึ่งไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่สำหรับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via มีค่า contrast สูงกว่า

อย่างมีนัยสำคัญกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อและภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS

วิจารณ์ผลการศึกษา

Technetium Attenuation Correction for SPECT image เป็นโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเพื่อแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์โดยใช้ข้อมูลค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นจากภาพถ่ายรังสีซีที โดยทำงานร่วมกับโปรแกรม MATLAB และ CERR ในการศึกษาครั้งนี้แสดงให้เห็นว่าโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมีการคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของเนื้อเยื่อต่างๆ ได้อย่างถูกต้อง และตรงตำแหน่งพิกเซลเดิมของตัวกลาง

ต่างๆ แต่การทำงานของโปรแกรมยังใช้เวลาในการคำนวณค่อนข้างนาน เนื่องจากจำนวนสไลด์ของภาพมีจำนวนมาก เช่น การแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ 1 ชุดข้อมูล ซึ่งมีจำนวน 81 สไลด์ โปรแกรม TACS ใช้เวลาในการคำนวณแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ การสร้าง sinogram และการสร้างภาพโดยใช้เทคนิค iterative ทั้งหมดประมาณ 1 ชั่วโมง เป็นต้น ซึ่งจากบทความของ Bruyant PP⁽¹⁸⁾ กล่าวว่า การสร้างภาพโดยใช้เทคนิค iterative ใช้เวลามากกว่าเทคนิค analytic แต่คุณภาพของภาพที่ได้ดีกว่า ซึ่งระยะเวลาในการสร้างภาพสามารถเลือกใช้คอมพิวเตอร์ที่มีประสิทธิภาพในการทำงานสูงเพื่อลดระยะเวลาการทำงานของโปรแกรมในการสร้างภาพลงได้

ในการเปรียบเทียบ profile ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ พบว่าการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS มีค่านับวัดรังสีเฉลี่ยสูงกว่าภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าและมีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via ที่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติด้วยค่า $p\text{-value} < 0.0001$ สอดคล้องกับงานวิจัยของ Römer W และคณะ⁽⁵⁾ พบว่าการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์โดยใช้ข้อมูลจากภาพถ่ายรังสีซีทีจะช่วยเพิ่มคุณภาพให้ภาพถ่ายรังสีสเปกต์ ทำให้อ่านค่ารังสีในบริเวณที่ถูกลดทอนของภาพถ่ายรังสีสเปกต์มีค่าเพิ่มขึ้น และภาพถ่ายรังสีสเปกต์มีความคมชัดเพิ่มขึ้น เห็นความแตกต่างของ target และ background ได้ชัดเจนขึ้น

นอกจากนี้ค่า uniformity index จากสมการที่ 6 ภาพที่มีความสม่ำเสมอของค่านับวัดในบริเวณที่สนใจควรมีค่า uniformity index เท่ากับ 0 ซึ่งจากผลการทดลองพบว่าภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS มีค่า uniformity index น้อยที่สุด บ่งชี้ว่าค่านับวัดรังสีในบริเวณที่สนใจมีความสม่ำเสมอสูง และมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติด้วยค่า $p\text{-value} < 0.0001$

แต่พบว่า ค่า contrast ของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม TACS มีค่าต่ำที่สุดซึ่งไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

กับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ แต่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อโดยโปรแกรม Syngo.via ซึ่งจะเห็นค่าความแตกต่างได้ไม่ชัดเจนมากนัก โดยค่า contrast ที่ต่ำลงนั้นเป็นผลมาจากการสร้างภาพถ่ายรังสีสเปกต์ซึ่งทำให้เกิด artifact รอบๆ บริเวณที่สนใจเพิ่มขึ้น

สำหรับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อจากโปรแกรม Syngo.via นั้นมี profile ค่า uniformity index และค่า contrast คล้ายกับภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ไม่มีการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ และมีค่านับวัดรังสีต่ำกว่าภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่ได้จากการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อจากโปรแกรม TACS ที่พัฒนาขึ้น ซึ่งอาจจะมีสาเหตุอื่นมาเกี่ยวข้อง เช่น การใช้ filter ในการลด artifact ในภาพ หรือ algorithm ที่ใช้ในการสร้างภาพ เป็นต้น

สรุปผลการศึกษา

TACS เป็นโปรแกรมแก้ค่าการลดทอนของรังสีในภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่พัฒนาขึ้นเพื่อนำข้อมูลค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากภาพถ่ายรังสีซีทีมาทำงานร่วมกับโปรแกรม MATLAB โดยสามารถใช้งานได้ ทั้งการนำเข้าไฟล์ภาพถ่ายรังสีสเปกต์ และไฟล์ภาพถ่ายรังสีซีที การวิเคราะห์ข้อมูลปริมาณรังสีในแต่ละพิกเซล การคำนวณแก้ค่าการลดทอนในเนื้อเยื่อของภาพถ่ายรังสีสเปกต์โดยใช้ข้อมูลค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจากภาพถ่ายรังสีซีที การแสดงผลเป็นรูปภาพและเปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีสเปกต์ที่แก้ค่าและยังไม่ได้แก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อ และการแก้ค่าการลดทอนรังสีในเนื้อเยื่อจะช่วยเพิ่มคุณภาพของภาพถ่ายรังสีสเปกต์ แต่สำหรับการทำงานจริงยังต้องมีการปรับปรุงและพัฒนาโปรแกรมต่อไป เช่น มีการปรับปรุงฟังก์ชันการใช้งานให้ตรงตามจุดประสงค์และสะดวกยิ่งขึ้น การเพิ่ม filter เพื่อลด artifact และช่วยเพิ่ม contrast ของภาพให้ดีขึ้น รวมทั้งการเพิ่มประสิทธิภาพของเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อให้มีการประมวลผลเร็วขึ้น เป็นต้น

เอกสารอ้างอิง

1. Habib Z and Bruce H. Determination of the attenuation map in emission tomography. *J Nucl Med* 2003; 44: 291–315.
2. Mark TM. Recent advances in SPECT imaging. *J Nucl Med* 2007; 48: 661–73.
3. Raza H, Jadoon LK, Mushtaq S, Jabeen A, Maqbool M, Ain MU, et al. Comparison of non-attenuation corrected and attenuation corrected myocardial perfusion SPECT. *EJRN* 2016; 47(3): 783-92.
4. Sharma P, Patel CD, Karunanithi S, Maharjan S, Malhotra A. Comparative accuracy of CT attenuation-corrected and non-attenuation-corrected SPECT myocardial perfusion imaging. *Clin Nucl Med* 2012; 37(4): 332-8.
5. Römer W, Fiedler E, Pavel M, Pfahlberg A, Hothorn T, Herzog H, et al. Attenuation correction of SPECT images based on separately performed CT. *Nuklearmedizin* 2005; 44: 20-8.
6. Zeintl J, Vija AH, Yahil A, Hornegger J, Kuwert T. Quantitative accuracy of clinical ^{99m}Tc SPECT/CT using ordered-subset expectation maximization with 3-dimensional resolution recovery, attenuation, and scatter correction. *J Nucl Med* 2010; 51(6): 921-8.
7. Bai C, Shao L, Da Silva AJ, Zhao Z. A generalized model for the conversion from CT numbers to linear attenuation coefficients. *IEEE Trans Nucl Sci* 2003; 50(5): 1510-5.
8. Snyder W, Cook M, Nasset E, Karhausen L, Howells G, Tipton I. ICRP Publication 23: report of the task group on reference man. Elmsford, NY: International Commission on Radiological Protection. 1975.
9. Brown S, Bailey DL, Willowson K, Baldock C. Investigation of the relationship between linear attenuation coefficients and CT Hounsfield units using radionuclides for SPECT. *Appl Radiat Isot* 2008; 66(9): 1206-12.
10. Oliveira M, Seren M, Rocha F, Brunetto S, Ramos C, Button V, et al. Attenuation correction effects on SPECT/CT procedures: Phantoms studies. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE; 2013: IEEE.
11. Zakaria Z, Jaafar NH, Yazid NAM, Mansor MSB, Rahiman MHF, Rahim RA, editors. Sinogram concept approach in image reconstruction algorithm of a Computed Tomography System using MATLAB. Computer Applications and Industrial Electronics (ICCAIE), 2010 International Conference on; 2010: IEEE.
12. Van Hemelryck Tessa WS, Maggie G, Joost BK, Jan S. The implementation of iterative reconstruction algorithms in MATLAB: Master's thesis, Department of industrial sciences and technology, University college of Antwerp, Belgium; 2007.
13. Phornpailin Pairodsantikul. The Development Program for Tissue Attenuation Correction of SPECT Image by Using CT Image Data in Quantitative Comparison [Master's thesis]. Chiang Mai: Chiang Mai University; 2560
14. AAPM, Quantitation of SPECT Performance. AAPM Report No. 52, 1995.
15. Ibrahim E S, Nadia L H, Hazem M D and Rizk A M. Evaluation of varying acquisition parameters on the image contrast in SPECT studies. *IJRRAS* 2012; 13 (2): 485-91.

16. Ibrahim S , Mattar E and Ashour A. Contrast evaluation for a dual head SPECT system with different energy peaking-drift. Egyptian J Nucl Med 2011; 4(1): 50-9.
17. Deasy JO, Blanco AI, Clark VH. CERR: a computational environment for radiotherapy research. Med Phys 2003; 30(5): 979-85.
18. Bruyant PP. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. J Nucl Med 2002; 43(10): 1343-58.