

The Thai Journal of Radiological Technology

Journal homepage: https://he02.tci-thaijo.org/index.php/tjrt

TSRT THE THAI SOCIETY OF RADIOLOGICAL TECHNOLOGIST

Original ***Article***

เปรียบเทียบปริมาณการจับฟลูออรีน-18 เอฟดีจี ในภาพเพทที่แก้ค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูลเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีและไม่มีสารทึบรังสีในผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ

Comparison of F-18 FDG standardized uptake value in PET images attenuation-corrected using CT data with and without contrast media in head and neck cancer

ณัฐ น้อยพินิจ[1*] • ธัญลักษณ์ สวัสดิ์นะที[1] • เบญจมาศ พรหมเผ่า[1] • กรกช วรธรรมมงคล[2] • บุญกุล มณีรักษ์[2] ธนวัฒน์ สนทราพรพล[1]

[1]สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย

[2]ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร 10330 ประเทศไทย

Nut Noipinit[1*] • Thunyaluk Sawatnatee[1] • Benchamat Phromphao[1] • Korakot Worratammongkol[2] Boonkul Maneerak[2] • Tanawat Sontrapornpol[1]

[1]Nuclear Medicine Division, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, The Thai Red Cross Society, Bangkok, 10330, Thailand

[2]Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, Thailand

ผู้รับผิดชอบบทความ: ณัฐ น้อยพินิจ | Corresponding author: Nut Noipinit (nut.no@chula.ac.th)

Received: 30 June 2025 | Revised: 29 October 2025 | Accepted: 16 November 2025

Thai J Rad Tech 2025;50(1):32-41

บทคัดย่อ

บทนำ: ปัจจุบันมีการรวมเครื่องเพทและซีทีไว้ในเครื่องเดียวกันโดยจะนำข้อมูลของภาพเพทที่แสดงถึงการทำงานของอวัยวะนั้นๆ มารวมกับข้อมูลซีที ที่แสดงถึงลักษณะทางกายวิภาค นอกจากนั้นภาพซีทีสามารถนำมาใช้ในการแก้ไขการดูดกลืนรังสีของเนื้อเยื่อในข้อมูลภาพเพท ซึ่งภาพซีทีแสดงถึงคุณสมบัติในการดูดกลืนรังสีของเนื้อเยื่อในบริเวณที่มีโฟตอน โดยหากใช้ข้อมูลของซีทีที่มีการฉีดสารทึบรังสีมาใช้ในการสร้างภาพเพท การแก้ค่าการดูดกลืนรังสีอาจมากกว่าปกติ ซึ่งจะก่อให้เกิดความผิดพลาดในการประเมินปริมาณการจับสารเภสัชรังสีในเนื้อเยื่อ (Standardized Uptake Values; SUV) **วัตถุประสงค์:** เพื่อเปรียบเทียบค่าปริมาณการจับสารเภสัชรังสีในเนื้อเยื่อในภาพเพท ที่แก้ค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูลซีที ที่มีและไม่มีสารทึบรังสี ในผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ **วิธีการศึกษา:** ศึกษาในหุ่นจำลอง ที่บรรจุ F-18 FDG 157 MBq โดยมีการเติมสารทึบรังสีต่างกัน 3 ชุด คือ 0, 100 และ 200 มิลลิลิตร วาด ROI ลงในบริเวณที่มีการกระจายรังสีสม่ำเสมอทั้งหมด 5 ตำแหน่ง หลังจากนั้นศึกษาในผู้ป่วย 32 คน โดยมีอายุเฉลี่ย 48.33 ± 13.27 ปี และไม่มีความผิดปกติที่ตับ วาด ROI 5 ตำแหน่ง ได้แก่ ตับ ม้าม หัวใจ หลอดเลือดดำใต้กระดูกไหปลาร้า และก้อนมะเร็ง **ผลการศึกษา:** ค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ SUV ที่ได้จากการภาพเพทที่แก้ค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูลซีทีที่มีสารทึบรังสี เมื่อเทียบกับที่ไม่มีสารทึบรังสี ในตำแหน่งตับ ม้าม หัวใจ หลอดเลือดดำใต้กระดูกไหปลาร้า และก้อนมะเร็งนั้น โดยค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ SUV_{max} เท่ากับ 7.64 ± 4.19%, 8.05 ± 5.17%, 12.32 ± 5.73%, 9.55 ± 4.85% และ 7.09 ± 5.51% ตามลำดับ และค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ SUV_{mean} เท่ากับ 8.19 ± 5.34%, 8.68 ± 5.70%, 12.54 ± 5.86, 10.04 ± 4.97% และ 6.01 ± 5.04% ตามลำดับ ความแตกต่างดังกล่าวมีนัยสำคัญทางสถิติ (P value < 0.05) และมีความสัมพันธ์เชิงเส้นสูงระหว่างค่าที่ได้จากทั้งสองวิธี (R^2 > 0.95) **สรุปผล**

การศึกษา: ค่า SUV_{max} และ SUV_{mean} จากภาพเพทที่แก้ค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูลซีทีที่มีสารทึบรังสี แตกต่างจากภาพที่ไม่มีสารทึบรังสีอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

คำสำคัญ: ค่าปริมาณการจับสารเภสัชรังสีในเนื้อเยื่อ, ภาพเพท, ข้อมูลซีที, สารทึบรังสี, แก้ค่าการดูดกลืนรังสี

Abstract

Background: PET and CT scanners are now integrated into a single system, enabling the combination of PET images, which display the functional activity of organs, with CT images, which provide detailed anatomical information. Moreover, CT images can be used for attenuation correction of PET data, as they reflect the tissue's radiation absorption properties in regions where photons are present. However, when CT data acquired with contrast media is used for PET image reconstruction, attenuation correction values may be overestimated. This can result in inaccuracies in the evaluation of the Standardized Uptake Value (SUV). **Objective:** To compare the SUV from PET images corrected for attenuation using CT data with and without contrast media in head and neck cancer patients. **Methods:** The study was conducted using a phantom containing F-18 FDG at 157 MBq, with three different volumes of contrast media: 0, 100, and 200 milliliters. Regions of interest (ROIs) were drawn in five locations with uniform radioactivity distribution. Subsequently, a clinical study was performed on 32 patients, with a mean age of 48.33 ± 13.27 years, all of whom had no liver abnormalities. ROIs were drawn in five areas: the liver, spleen, heart, subclavian vein, and tumor mass. **Results:** The percentage differences in SUV values obtained from PET images with attenuation correction using CT data with contrast media, compared to those without contrast media, in the liver, spleen, heart, subclavian vein, and tumor mass were as follows: SUV_{max} of 7.64 ± 4.19%, 8.05 ± 5.17%, 12.32 ± 5.73%, 9.55 ± 4.85%, and 7.09 ± 5.51%, respectively. The percentage differences in SUV_{mean} values were 8.19 ± 5.34%, 8.68 ± 5.70%, 12.54 ± 5.86%, 10.04 ± 4.97%, and 6.01 ± 5.04%, respectively. These differences were statistically significant (P value < 0.05) and showed a strong linear correlation between the two correction methods ($R^2 > 0.95$). **Conclusion:** The SUV_{max} and SUV_{mean} values from PET images corrected for attenuation using CT data with contrast agent differed significantly from those without contrast.

Keywords: SUV, PET images, CT data, Contrast media, Attenuation correction

บทนำ

งานด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์เป็นสาขาทางการแพทย์ที่ให้บริการตรวจวินิจฉัยและรักษาผู้ป่วยโดยใช้สารกัมมันตรังสีหรือสารเภสัชรังสี ซึ่งมีการนำเทคโนโลยีขั้นสูงมาใช้ในการถ่ายภาพทางการแพทย์ เช่น การถ่ายภาพเพทสแกนหรือ Positron Emission Tomography (PET) และการถ่ายภาพสเปคหรือ Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) เพื่อประเมินการทำงานของอวัยวะและระบบต่างๆ ภายในร่างกาย เครื่อง PET ได้รับการนำมาใช้เพื่อประเมินกระบวนการทำงานของอวัยวะภายในโดยอาศัยหลักการตรวจวัดการกระจายตัวของสารเภสัชรังสีที่สลายตัวให้อนุภาคโพซิตรอน ซึ่งภาพที่ได้สามารถแสดงให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงทางชีวเคมีและกระบวนการเผาผลาญในระดับเซลล์ ทำให้การตรวจนี้มีบทบาทสำคัญในการวินิจฉัยโรคโดยเฉพาะโรคมะเร็ง[1-3] สารกัมมันตรังสีที่ใช้ในการตรวจ PET ผลิตจากเครื่องเร่งอนุภาคไซโคลตรอน (Cyclotron) ซึ่งสร้างสารกัมมันตรังสีที่สามารถปล่อยอนุภาคโพซิตรอนออกมา F-18 FDG (2-[fluorine-18] fluoro–2-deoxy–D-glucose) เป็นสารเภสัชรังสีที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย ซึ่งเป็นอนุพันธ์ของกลูโคส โดยอาศัยคุณสมบัติทางชีววิทยาของเซลล์มะเร็งที่มีอัตราการเผาผลาญกลูโคสสูงกว่าเซลล์ปกติ ทำให้การตรวจ PET มีความไวและประสิทธิภาพสูงในการตรวจวินิจฉัยโรคมะเร็งเมื่อเทียบกับเทคนิคการถ่ายภาพทางการแพทย์อื่นๆ เช่น Computed Tomography (CT), Magnetic Resonance Imaging (MRI), และ Ultrasound[4-5] ดังนั้นเวชศาสตร์นิวเคลียร์จึงมีบทบาทสำคัญในการตรวจวินิจฉัยและติดตามการรักษาโรคต่างๆ โดยเฉพาะโรคมะเร็ง โรคระบบประสาท และโรคหัวใจ อีกทั้งยัง

ช่วยให้แพทย์สามารถวางแผนการรักษาได้อย่างแม่นยำและมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

ในปัจจุบันเครื่อง PET/CT ได้รับการพัฒนาให้สามารถรวม PET และ CT ไว้ในระบบเดียวกัน โดยใช้ข้อมูลภาพ PET ซึ่งแสดงถึงการทำงานของอวัยวะ มาประกอบกับข้อมูล CT ที่ให้รายละเอียดเกี่ยวกับลักษณะทางกายวิภาค[6-8] นอกจากนี้ ข้อมูลจาก CT ยังสามารถนำมาใช้เพื่อแก้ไขการดูดกลืนรังสีของเนื้อเยื่อในภาพ PET ได้อย่างแม่นยำ เนื่องจาก CT สามารถบ่งชี้คุณสมบัติในการดูดกลืนรังสีของเนื้อเยื่อในบริเวณที่มีโฟตอนทำให้สามารถปรับแก้ค่าการดูดกลืนรังสีได้อย่างถูกต้องหากทราบค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีของอวัยวะเป้าหมาย[9,10] ในอดีต การแก้ไขค่าการดูดกลืนรังสีในภาพ PET ดำเนินการโดยใช้ Ge/Ga-68 เป็นแหล่งกำเนิดรังสี ซึ่งปลดปล่อยโฟตอนที่พลังงาน 511 keV และใช้ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีที่ได้มาประยุกต์ใช้กับข้อมูล PET โดยตรง อย่างไรก็ตาม วิธีนี้มีข้อจำกัดเนื่องจากอัตราความแรงของสารกัมมันตรังสีลดลงเมื่อเวลาผ่านไป ส่งผลให้จำนวนโฟตอนที่ตรวจวัดได้ลดลง ต้องใช้เวลานานขึ้นในการเก็บข้อมูล และอาจเกิดสัญญาณรบกวนในภาพ การใช้ CT ในระบบ PET/CT ทำให้สามารถใช้ข้อมูลจาก CT เพื่อแก้ไขค่าการดูดกลืนรังสีในภาพ PET ได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น ซึ่งช่วยลดระยะเวลาในการเก็บข้อมูลและลดสัญญาณรบกวน[11] อย่างไรก็ตาม เนื่องจากพลังงานของโฟตอนใน CT อยู่ในช่วง 40-140 keV ก่อนที่จะนำค่าค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีจากภาพ CT มาใช้กับภาพ PET จำเป็นต้องแปลงให้สอดคล้องกับพลังงาน 511 keV ของ PET แม้ว่าเทคนิคนี้จะช่วยเพิ่มความแม่นยำในการประมวลผลภาพ แต่ยังคงมีปัจจัยอื่นๆ ที่อาจส่งผลกระทบต่อความถูกต้องของการแก้ค่าการดูดกลืนรังสี เช่น การตั้งค่าพารามิเตอร์ของเครื่องมือ รวมถึงการใช้สารทึบรังสีใน CT ซึ่งอาจส่งผลต่อความเข้มของโฟตอนในภาพ CT และ PET[12,13]

การใช้ข้อมูล CT ที่มีการฉีดสารทึบรังสีในการแก้ค่าการดูดกลืนรังสีอาจก่อให้เกิดการประเมินค่าการดูดกลืนรังสีที่สูงกว่าความเป็นจริง (over-estimation) ส่งผลให้ค่า SUV ที่คำนวณได้มีความคลาดเคลื่อนจากค่าความเป็นจริง ความคลาดเคลื่อนนี้อาจมีผลกระทบโดยตรงต่อการแปลผลภาพและการตัดสินใจทางคลินิกในหลายมิติในด้านการวินิจฉัย ค่า SUV ที่สูงกว่าความเป็นจริง อาจทำให้การประเมินระดับการเผาผลาญของรอยโรคสูงเกินจริง ส่งผลให้รอยโรคที่ไม่ใช่มะเร็ง เช่น การอักเสบหรือการติดเชื้อ ถูกตีความว่าเป็นมะเร็ง (false positive) และอาจนำไปสู่การจำแนกระยะของโรคมะเร็งที่ผิดพลาด โดยเฉพาะในมะเร็งที่ใช้ค่า SUV เป็นตัวบ่งชี้ความรุนแรงของโรค เช่น มะเร็งปอดหรือต่อมน้ำเหลือง ในด้านการวางแผนการรักษา ค่าการดูดกลืนรังสีที่สูงเกินจริงอาจส่งผลต่อความแม่นยำในการกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็ง โดยเฉพาะเมื่อใช้เทคนิค voxel-based uptake thresholding ในการระบุตำแหน่งและขอบเขตรอยโรค ซึ่งอาจทำให้ขอบเขตของเป้าหมายทางรังสีกว้างเกินความเป็นจริง ส่งผลให้เนื้อเยื่อปกติได้รับรังสีเกินจำเป็น ส่วนในการติดตามผลการรักษา การเปลี่ยนแปลงของค่า SUV อาจทำให้การประเมินการตอบสนองต่อการรักษาตามเกณฑ์ PERCIST/RECIST ไม่ถูกต้อง และในระยะยาวอาจส่งผลต่อการประเมินพยากรณ์โรค ด้วยเหตุนี้ คณะผู้วิจัยจึงมีความสนใจที่จะศึกษาผลกระทบของข้อมูล CT โดยทำการเปรียบเทียบระหว่างภาพที่มีและไม่มีสารทึบรังสีในการแก้ค่าการดูดกลืนรังสีใน PET โดยพิจารณาการเปลี่ยนแปลงของค่า SUV ซึ่งเป็นตัวชี้วัดสำคัญในการประเมินปริมาณการจับสารเภสัชรังสีในเนื้อเยื่อต่างๆ

วิธีการศึกษา

กลุ่มตัวอย่าง

การศึกษานี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ (IRB No.704/62) ให้เก็บรวบรวมข้อมูลย้อนหลังจากผู้ป่วยที่ได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นมะเร็งศีรษะและลำคอ และเข้ารับการตรวจ F-18 FDG PET/CT ระหว่างปี พ.ศ. 2553 ถึงปี พ.ศ. 2560 ที่สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย โดยเกณฑ์การคัดเลือกผู้เข้าร่วมการศึกษานี้กำหนดให้เป็นผู้ป่วยที่ได้รับการวินิจฉัยยืนยันทางพยาธิวิทยาว่าเป็นมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ ทั้งนี้ ผู้เข้าร่วมการศึกษาต้องมีอายุ 18 ปีขึ้นไป และไม่มีภาวะผิดปกติของตับ เกณฑ์การคัดออกกำหนดให้ผู้ป่วยที่ได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นมะเร็งศีรษะและลำคอที่มีภาวะความผิดปกติของตับจะถูกคัดออกในการศึกษานี้

การศึกษาในหุ่นจำลอง

ทำการบรรจุ F-18 FDG ความแรงรังสี 157 MBq (4.24 mCi) ที่ถูกเจือจางในน้ำและสารละลายเกลือปกติ (Normal Saline, NSS) ให้มีปริมาตรรวม 6,500 มิลลิลิตร จากนั้นทำการผสมให้มีความสม่ำเสมอ ก่อนเติมลงในหุ่นจำลองทรงกระบอก (Uniform cylinder phantom) จนเต็ม ในกรณีที่ต้องเก็บข้อมูล CT โดยใช้สารทึบรังสียี่ห้อ Omnipaque 300 mgI/ml จะต้องทำการแทนที่สารผสมในหุ่นจำลองด้วยสารทึบรังสีในปริมาตรเดียวกับที่ถูกนำออก โดยเพิ่มทีละ 100 มิลลิลิตร ในข้อมูลชุดที่ 2 และชุดที่ 3 หลังจากนั้นเก็บข้อมูล PET/CT โดยใช้เครื่อง PET/CT Siemens รุ่น Biograph 16 จากหุ่นจำลองจำนวน 3

ชุด โดยใช้ข้อมูล CT ทั้งที่ไม่มีและมีสารทึบรังสีในปริมาตรต่างกัน 2 ระดับ ได้แก่ 100 และ 200 มิลลิลิตร โดยมีการตั้งโปรโตคอลการถ่ายภาพ ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 พารามิเตอร์ในการเก็บข้อมูลและการสร้างภาพในหุ่นจำลองและผู้ป่วย

ขั้นตอน	หุ่นจำลอง	ผู้ป่วย
Topogram	120 kV, 50 mA, Slice 1 mm	120 kV, 50 mA, Slice 1 mm
CT Imaging	120 kV (Care Dose 4D) Slice 5 mm Collimator 16 x 1.5 mm, Pitch 0.75	120 kV (Care Dose 4D) Slice 4 mm Collimator 16 x 1.5 mm, Pitch 0.75
CT Reconstruction for Attenuation Correction	With out contrast media FOV 500 mm Slice thickness 4 mm Recon increment 3 mm	FOV 700 mm Slice thickness 4 mm Recon increment 3 mm
CT Reconstruction for Diagnosis	-	FOV 500 mm Slice thickness 4 mm Recon increment 3 mm
PET Data Acquisition	3 min per bed	3 min per bed (or 5 min per bed if weight > 85 kg)
Contrast-enhanced CT	With contrast media 100, 200 ml FOV 500 mm Slice thickness 4 mm Recon increment 3 mm	Volume = Weight x 1.25 ml (Injection rate 2 ml/min) FOV 500 mm Slice thickness 4 mm Recon increment 3 mm
PET Image Reconstruction	2 Iterative, 24 subsets Gaussian filter, FWHM 5 mm	2 Iterative, 24 subsets Gaussian filter, FWHM 5 mm

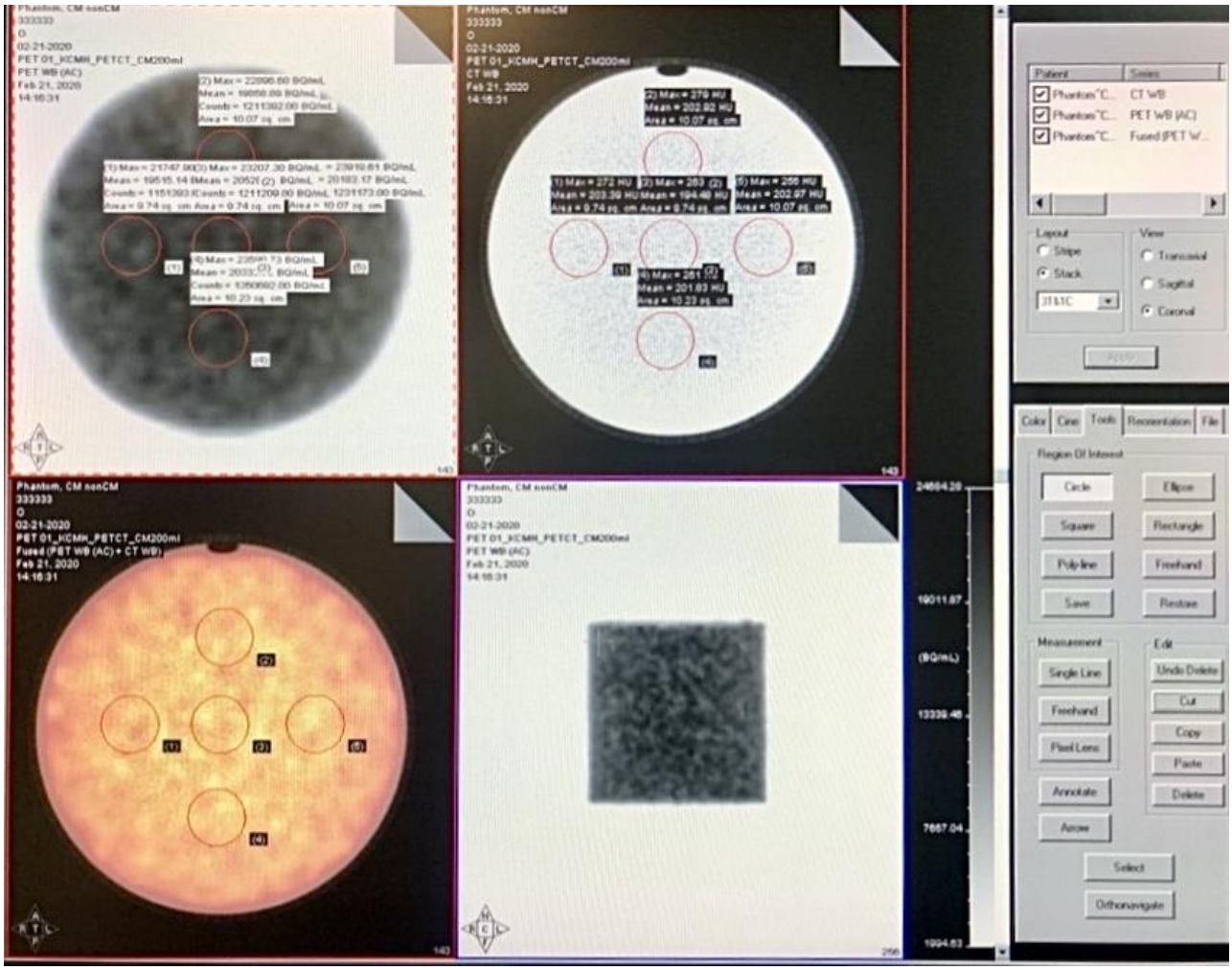
การศึกษาในผู้ป่วย

ศึกษาในข้อมูลผู้ป่วยที่มารับการตรวจมะเร็งศีรษะและลำคอด้วยเครื่อง PET/CT โดยเก็บข้อมูลย้อนหลัง ในผู้ป่วยที่มีอายุมากกว่า 18 ปี และไม่มีความผิดปกติที่ตับ ซึ่งการตรวจและเก็บข้อมูล F-18 FDG PET/CT จะฉีดสารเภสัชรังสี F-18 FDG ใช้ประมาณ 0.14 mCi/kg เข้าทางหลอดเลือดดำของผู้ป่วย เมื่อผู้ป่วยนอนพัก ครบ 1 ชั่วโมง จะทำการเก็บข้อมูล PET/CT ซึ่งจะมีการถ่ายภาพ CT ที่ไม่มีและมีสารทึบรังสี โดยการเก็บข้อมูล CT ที่ฉีดสารทึบรังสีจะฉีด หลังจากการเก็บข้อมูล PET เสร็จเรียบร้อย ตามโปรโตคอลการถ่ายภาพ PET/CT ของทางสาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย ดังแสดงในตารางที่ 1

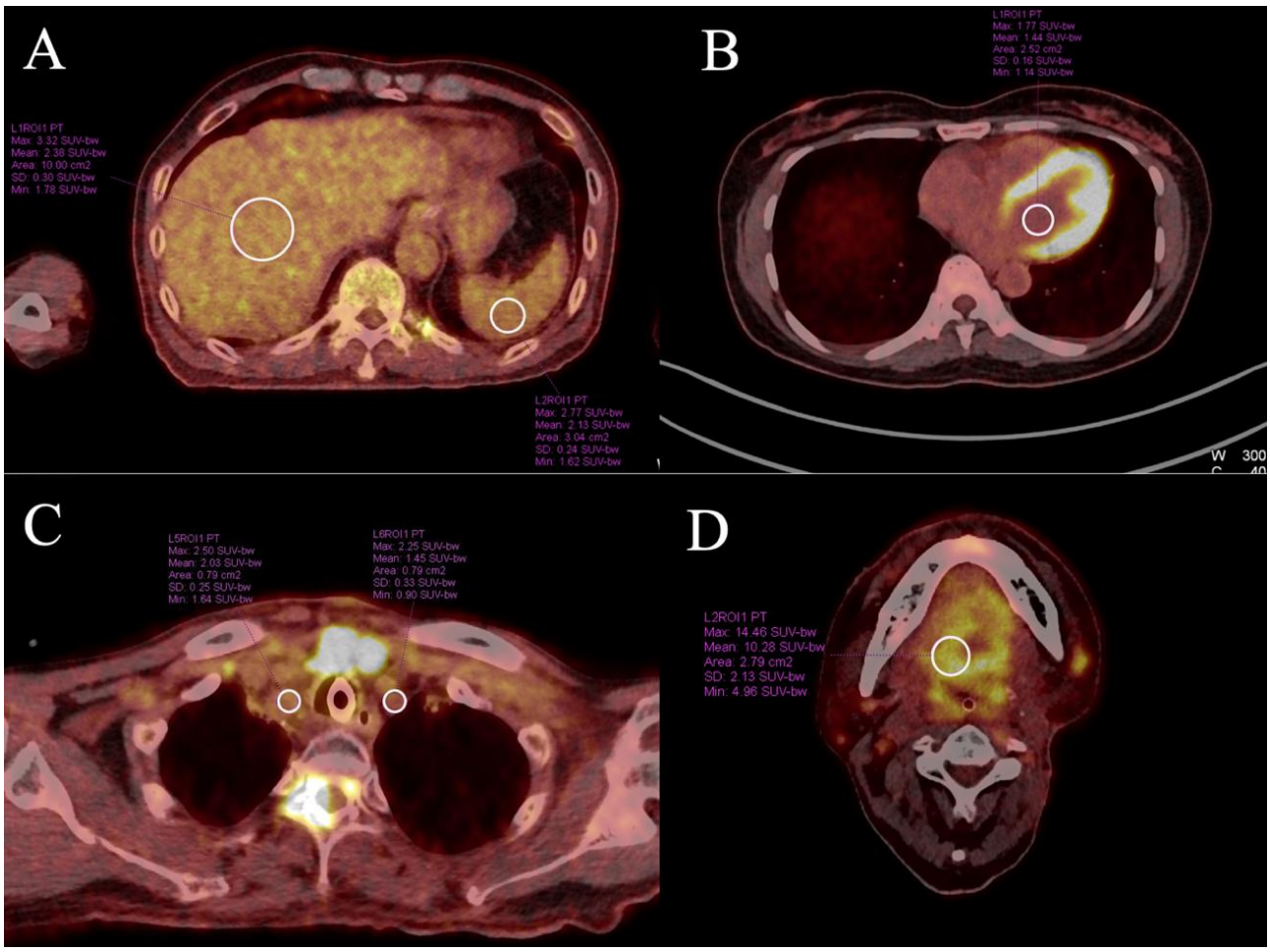
การสร้างภาพและวิเคราะห์ข้อมูล

การศึกษาในหุ่นจำลอง ทำการสร้างภาพ PET จำนวน 3 ชุด โดยใช้ข้อมูล CT ที่ไม่มีสารทึบรังสีและข้อมูล CT ที่มีสารทึบรังสีปริมาตร 100 และ 200 มิลลิลิตร ในการแก้ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสี หลังจากนั้นนำภาพ PET มาซ้อนทับกับภาพ CT แล้วทำการวาด ROI ขนาด 10 ตารางเซนติเมตร ลงในภาพตัดขวาง บริเวณที่มีการกระจายรังสีสม่ำเสมอทั้งหมด 5

ตำแหน่ง ด้วยโปรแกรม Syngo MI (SIEMENS Medical Solution USA Inc., Illinois, USA) เพื่อหาค่า Activity concentration และ HU (Hounsfield Unit) ดังรูปที่ 1 ส่วนการศึกษาในผู้ป่วย ทำการสร้างภาพ PET จำนวน 2 ชุด ด้วยการแก้ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีด้วยภาพ CT ที่มีและไม่มีสารทึบรังสี ด้วยพารามิเตอร์ ดังตารางที่ 1 หลังจากนั้นนำภาพ PET มาซ้อนทับกับภาพ CT แล้วทำการวาด ROI 5 บริเวณ ได้แก่ ตับ ม้าม หัวใจ หลอดเลือดดำใต้กระดูกไหปลาร้า และก้อนมะเร็ง เพื่อหาค่า SUV_{max} และ SUV_{mean} ดังรูปที่ 2



รูปที่ 1 การวาง ROI บริเวณที่มีความสม่ำเสมอของหุ่นจำลอง



รูปที่ 2 A. ROI ในตับและม้าม, B. ROI ในหัวใจ, C. ROI ในหลอดเลือดดำใต้กระดูกไหปลาร้าซ้ายและขวา และ D. ROI ในก้อนมะเร็ง

การวิเคราะห์ทางสถิติ

การวิเคราะห์ทางสถิติดำเนินการโดยใช้โปรแกรม SPSS V.23 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) ข้อมูลแสดงในรูปแบบ ค่าเฉลี่ย ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean ± SD) การเปรียบเทียบค่า Activity concentration ของภาพ PET ที่ได้จากการใช้ข้อมูล CT ทั้งที่มีและไม่มีสารทึบรังสีในการแก้ไขค่าการดูดกลืนรังสี พิจารณาความแตกต่างเชิงปริมาณโดยใช้เกณฑ์ ความแตกต่างน้อยกว่า 5% ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% ถือว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เกณฑ์ดังกล่าวอ้างอิงจากขอบเขตความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ในการวัดซ้ำของการถ่ายภาพเชิงปริมาณในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ซึ่งโดยทั่วไปค่าความแตกต่างที่น้อยกว่า 5% ถือว่าอยู่ในช่วงความเท่ากันในทางปฏิบัติ (practically equivalent) และไม่ส่งผลต่อการตีความทางคลินิกอย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนี้ การวิเคราะห์ความสัมพันธ์และการเปรียบเทียบค่า SUV จากภาพ PET ที่ใช้ข้อมูล CT ทั้งที่มีและไม่มีสารทึบรังสีในการแก้ไขค่าการดูดกลืนรังสี ดำเนินการโดยใช้สถิติ Paired sample t-test ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% ($P < 0.05$).

ผลการศึกษา

ผลข้อมูลจากหุ่นจำลอง โดยวิเคราะห์ภาพ CT ทั้ง 3 ชุด (ไม่มีสารทึบรังสี, มีสารทึบรังสี 100 มิลลิลิตร และ 200 มิลลิลิตร) ด้วยโปรแกรม Syngo MI พบว่า ค่า HU_{mean} และ HU_{max} เพิ่มขึ้นตามปริมาณสารทึบรังสี โดยในหุ่นจำลองที่มีสารทึบรังสี 100 มิลลิลิตร มีค่า HU_{mean} และ HU_{max} เท่ากับ 106.24 ± 2.14 และ 159.00 ± 4.30 ตามลำดับ ส่วนในหุ่นจำลองที่มีสารทึบรังสี 200 มิลลิลิตร ค่าดังกล่าวเพิ่มขึ้นเป็น 199.92 ± 3.37 และ 269.00 ± 7.24 ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบกับหุ่นจำลองที่ไม่มีสารทึบรังสี พบว่าค่าความแตกต่างของ HU_{mean} และ HU_{max} มีค่าสูงอย่างชัดเจน โดยเฉพาะในกรณีที่ใช้สารทึบรังสีปริมาณ 200 มิลลิลิตร นอกจากนี้ การวิเคราะห์ภาพ PET ที่ได้รับการแก้ไขค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูล CT จากทั้งสามชุด พบว่า ค่า Activity $concentration_{mean}$ และ Activity $concentration_{max}$

มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นตามปริมาณสารทึบรังสี โดยค่า Activity concentration$_{mean}$ เพิ่มจาก 20225.22 ± 428.33 Bq/mL (ไม่มีสารทึบรังสี) เป็น 22696.49 ± 163.94 Bq/mL และ 23261.25 ± 471.75 Bq/mL สำหรับสารทึบรังสี 100 และ 200 มิลลิลิตร ตามลำดับ ซึ่งคิดเป็นความแตกต่าง 6.52 ± 3.73% และ 10.31 ± 3.95% ขณะที่ค่า Activity concentration$_{max}$ เพิ่มขึ้นสูงสุดถึง 15.02 ± 1.92% ในกรณีที่ใช้สารทึบรังสี 200 มิลลิลิตร แสดงให้เห็นว่า การเพิ่มปริมาณสารทึบรังสี โดยเฉพาะที่ระดับ 200 มิลลิลิตร มีผลกระทบต่อการคำนวณค่าการดูดกลืนรังสีในภาพ PET ทั้งในเชิงปริมาณและคุณภาพของข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์ร่วมกันของภาพ CT และ PET ดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 เปรียบเทียบค่า HU$_{mean}$, HU$_{max}$ ของภาพ CT ที่ไม่มีสารทึบรังสี, มีสารทึบรังสี 100 และ 200 มิลลิลิตร และค่า Activity concentration$_{mean}$ (Bq/mL) และ Activity concentration$_{max}$ (Bq/mL) ของภาพ PET ที่แก้ค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูล CT จากทั้ง 3 ชุด

หุ่นจำลอง	ไม่มีสารทึบรังสี	มีสารทึบรังสี 100 มิลลิลิตร	มีสารทึบรังสี 200 มิลลิลิตร
HU$_{mean}$	-2.01 ± 0.15	106.24 ± 2.14	199.92 ± 3.37
HU$_{max}$	40.20 ± 3.83	159.00 ± 4.30	269.00 ± 7.24
% ความแตกต่างของ HU$_{mean}$ เทียบกับไม่มีสารทึบรังสี	-	5400.12 ± 345.60	10076.37 ± 692.44
% ความแตกต่างของ HU$_{max}$ เทียบกับไม่มีสารทึบรังสี	-	298.07 ± 35.07	575.05 ± 78.50
Activity concentration$_{mean}$ (Bq/mL)	20225.22 ± 428.33	22696.49 ± 163.94	23261.25 ± 471.75
Activity concentration$_{max}$ (Bq/mL)	23451.87 ± 394.70	24974.52 ± 727.83	25865.67 ± 919.17
% ความแตกต่างของ Activity concentration$_{mean}$ เทียบกับไม่มีสารทึบรังสี	-	6.52 ± 3.73	10.31 ± 3.95
% ความแตกต่างของ Activity concentration$_{max}$ เทียบกับไม่มีสารทึบรังสี	-	12.25 ± 2.07	15.02 ± 1.92

ส่วนผลการศึกษาข้อมูลในผู้ป่วย 32 ราย มีอายุเฉลี่ย 48.33 ± 13.27 ปี โดยวิเคราะห์ภาพ PET ที่แก้ค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูล CT ที่มีและไม่มีสารทึบรังสี ใน 5 ตำแหน่ง พบว่า การมีสารทึบรังสีในภาพ CT ที่ใช้สำหรับการแก้ไขการดูดกลืนรังสีของภาพ PET ส่งผลให้ค่า SUV$_{mean}$ และ SUV$_{max}$ ที่ได้จากการวัดในอวัยวะต่าง ๆ มีค่าสูงกว่าภาพที่ใช้ CT ที่ไม่มีสารทึบรังสี โดยพบว่าค่าความแตกต่างอยู่ในช่วงประมาณ 6.01%–12.54% เมื่อพิจารณาเป็นรายตำแหน่ง พบว่า หัวใจ เป็นบริเวณที่มีความแตกต่างของค่า SUV สูงที่สุด โดยค่า SUV$_{mean}$ และ SUV$_{max}$ เพิ่มขึ้นถึง 12.54 ± 5.86% และ 12.32 ± 5.73% ตามลำดับ ($P < 0.005$ และ $P < 0.001$) ขณะที่อวัยวะอื่น ๆ เช่น ตับ ม้าม และหลอดเลือดดำใต้กระดูกไหปลาร้า มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นในระดับใกล้เคียงกัน (ประมาณ 7%–10%) ส่วนก้อนมะเร็งพบการเพิ่มขึ้นในระดับปานกลาง (ประมาณ 6%–7%) ดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 เปรียบเทียบค่า SUV_{mean} และ SUV_{max} จากภาพ PET ที่มีการแก้ค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูลซีทีที่มีและไม่มีสารทึบรังสีในผู้ป่วยจำนวน 32 ราย

ตำแหน่ง	SUV_{mean} (ไม่มีสารทึบรังสี)	SUV_{mean} (มีสารทึบรังสี)	SUV_{max} (ไม่มีสารทึบรังสี)	SUV_{max} (มีสารทึบรังสี)	% ความแตกต่าง SUV_{mean}	% ความแตกต่าง SUV_{max}
ตับ	2.08 ± 0.44	2.24 ± 0.45	2.43 ± 0.49	2.60 ± 0.52	8.19 ± 5.34 (P < 0.0001)	7.64 ± 4.19 (P < 0.0001)
ม้าม	1.81 ± 0.54	1.97 ± 0.57	2.14 ± 0.57	2.31 ± 0.61	8.68 ± 5.70 (P < 0.0001)	8.05 ± 5.17 (P < 0.0001)
หัวใจ	2.58 ± 2.87	2.92 ± 3.37	3.23 ± 3.64	3.63 ± 4.20	12.54 ± 5.86 (P < 0.005)	12.32 ± 5.73 (P < 0.001)
หลอดเลือดดำใต้กระดูกไหปลาร้า	0.96 ± 0.21	1.05 ± 2.21	1.12 ± 0.25	1.23 ± 0.26	10.04 ± 4.97 (P < 0.0001)	9.55 ± 4.85 (P < 0.0001)
ก้อนมะเร็ง	7.61 ± 5.91	8.11 ± 6.40	8.75 ± 6.48	9.48 ± 7.29	6.01 ± 5.04 (P < 0.0001)	7.09 ± 5.51 (P < 0.001)

อภิปรายผลการศึกษา

จากการศึกษาภาพ CT ของหุ่นจำลองทั้ง 3 ชุด ซึ่งบรรจุสาร F-18 FDG ในปริมาณเท่ากัน แต่มีระดับสารทึบรังสีแตกต่างกัน ได้แก่ ไม่มีสารทึบรังสี 100 มิลลิลิตร และ 200 มิลลิลิตร พบว่าค่า HU ทั้ง HU_{max} และ HU_{mean} เพิ่มขึ้นตามปริมาณสารทึบรังสีอย่างชัดเจน โดยค่า HU_{mean} เพิ่มจาก -2.01 ± 0.15 เป็น 106.24 ± 2.14 และ 199.92 ± 3.37 ส่วนค่า HU_{max} เพิ่มจาก 40.20 ± 3.83 เป็น 159.00 ± 4.30 และ 269.00 ± 7.24 ตามลำดับ สะท้อนถึงความสัมพันธ์โดยตรงระหว่างปริมาณสารทึบรังสีกับค่า HU ในภาพ CT โดยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่า HU_{mean} เพิ่มขึ้นถึง 5400.12 ± 345.60% และ 10076.37 ± 692.44% เมื่อใช้สารทึบรังสี 100 และ 200 มิลลิลิตร ตามลำดับ ดังแสดงในตารางที่ 2

สำหรับภาพ PET ที่วิเคราะห์จากหุ่นจำลองเดียวกันพบว่า ค่า Activity $concentration_{mean}$ และ Activity $concentration_{max}$ เพิ่มขึ้นตามปริมาณสารทึบรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพ CT โดยค่า Activity $concentration_{mean}$ เพิ่มจาก 20225.22 ± 428.33 Bq/mL เป็น 22696.49 ± 163.94 และ 23261.25 ± 471.75 Bq/mL ส่วนค่าActivity $concentration_{max}$ เพิ่มจาก 23451.87 ± 394.70 เป็น 24974.52 ± 727.83 และ 25865.67 ± 919.17 Bq/mL คิดเป็นความแตกต่าง 6.52–10.31% และ 12.25–15.02% ตามลำดับ ความแตกต่างนี้เกิดจากการแปลงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีระหว่างพลังงานของ CT (40–140 keV) และ PET (511 keV) โดยสารทึบรังสีที่มีส่วนประกอบของไอโอดีนซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนสูง ทำให้ค่า HU ของ CT เพิ่มขึ้นอย่างมาก ดังที่แสดงในตารางที่ 2 ซึ่งค่า HU_{mean} เพิ่มขึ้นถึง 5400.12% เมื่อใช้สารทึบรังสี 100 มิลลิลิตร และเพิ่มขึ้นต่อเนื่องในกรณี 200 มิลลิลิตร การเพิ่มขึ้นของค่า HU ดังกล่าวส่งผลให้เกิดการประเมินค่าการดูดกลืนรังสีในภาพ PET สูงกว่าความเป็นจริง

การศึกษาผู้ป่วยจำนวน 32 ราย พบว่าค่า SUV ในตำแหน่งต่าง ๆ ได้แก่ ตับ ม้าม หัวใจ หลอดเลือดดำใต้กระดูกไหปลาร้า และก้อนมะเร็ง มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อใช้ภาพ CT ที่มีสารทึบรังสี โดยมีค่าความแตกต่างร้อยละ 6.01–12.54% ซึ่งสอดคล้องกับผลจากหุ่นจำลองและรายงานก่อนหน้า [14–16] โดยเฉพาะบริเวณหัวใจและหลอดเลือดดำใต้กระดูกไหปลาร้าที่มีความแตกต่างสูงสุด (12.54% และ 10.04%) เนื่องจากสารทึบรังสีมีความเข้มข้นสูงในกระแสเลือดระหว่างการถ่ายภาพ ขณะที่ก้อนมะเร็งมีความแตกต่างต่ำสุดที่ 6.01% แต่ยังคงแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P < 0.0001) ซึ่งสามารถส่งผลต่อการประเมินการตอบสนองต่อการรักษาหรือการวางแผนฉายรังสีได้ ทั้งนี้ หากมีการใช้ภาพ PET ที่แก้ไขค่าการดูดกลืนรังสีด้วยภาพ CT ที่มีสารทึบรังสีในการตรวจครั้ง

แรก การตรวจติดตามผลในครั้งถัดไปควรดำเนินการภายใต้เงื่อนไขเดียวกัน เพื่อให้ค่าการวัดเชิงปริมาณสามารถเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงได้อย่างถูกต้องและลดความคลาดเคลื่อนของผลการประเมิน แม้ว่าผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่า SUV_{mean} และ SUV_{max} จากภาพ PET ที่แก้ไขค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูล CT ที่มีและไม่มีสารทึบรังสีจะพบว่ามีค่า R^2 มากกว่า 0.95 ในทุกตำแหน่ง แสดงถึงความสัมพันธ์เชิงเส้นในระดับสูง แต่ค่า R^2 ดังกล่าวสะท้อนเพียงความสอดคล้องของทิศทางการเปลี่ยนแปลง ไม่ได้หมายถึงความเท่ากันของค่าทั้งสองชุด ผลการทดสอบทางสถิติแบบ paired sample t-test พบว่าค่าเฉลี่ยของทั้งสองสภาวะแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งบ่งชี้ว่าการใช้สารทึบรังสีมีผลต่อการเพิ่มค่าการดูดกลืนรังสีในภาพ PET และควรได้รับการพิจารณาอย่างรอบคอบในการตรวจเชิงปริมาณทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์

สรุปผลการศึกษา

การเปรียบเทียบภาพเพทที่แก้ไขค่าการดูดกลืนรังสีด้วยข้อมูลซีทีที่มีและไม่มีสารทึบรังสี ในผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ แสดงให้เห็นว่าการใช้ซีทีที่มีสารทึบรังสีทำให้ค่าการจับสารเภสัชรังสีในเนื้อเยื่อเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทั้งในค่า Activity concentration และ SUV เมื่อเทียบกับภาพที่ใช้ซีทีไม่มีสารทึบรังสี แม้ว่าสารทึบรังสีจะช่วยเพิ่มคุณภาพของภาพซีทีแต่ส่งผลให้เกิดการประเมินค่าการดูดกลืนรังสีสูงกว่าความเป็นจริง จึงควรกำหนดแนวทางการใช้สารทึบรังสีอย่างชัดเจน และหากใช้ในการตรวจครั้งแรก ควรใช้ในเงื่อนไขเดียวกันในการติดตามผลเพื่อคงความถูกต้องของการเปรียบเทียบเชิงปริมาณ

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย เป็นอย่างสูง ที่ให้การสนับสนุนทั้งด้านสถานที่ เครื่องมือและอุปกรณ์ทางรังสีวิทยา ตลอดจนให้คำปรึกษาและอำนวยความสะดวกในการเก็บรวบรวมข้อมูล ซึ่งมีส่วนสำคัญอย่างยิ่งต่อความสำเร็จของการดำเนินงานวิจัยในครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

[1] Townsend DW, Carney JPJ, Yap JT, Hall NC. PET/CT Today and Tomorrow. J Nucl Med. 2004;45(1):4S-14S.

[2] Bar-Shalom R, Yefremov N, Guralnik L, Gaitini D, Frenkel A, Kuten A, et al. Clinical performance of PET/CT in evaluation of cancer: additional value for diagnostic imaging and patient management. J Nucl Med. 2003;44(8):1200-9.

[3] Koshy M, Paulino AC, Howell R, Schuster D, Halkar R, Davis LW. F-18 FDG PET-CT fusion in radiotherapy treatment planning for head and neck cancer. Head Neck. 2005;27(6):494-502.

[4] Crişan G, Moldovean-Cioroianu NS, Timaru DG, Andrieş G, Căinap C, Chiş V. Radiopharmaceuticals for PET and SPECT Imaging: A Literature Review over the Last Decade. Int J Mol Sci. 2022;23(9):5023.

[5] Trotter J, Pantel AR, Teo BKK, Escorcia FE, Li T, Pryma DA, et al. Positron Emission Tomography (PET)/Computed Tomography (CT) Imaging in Radiation Therapy Treatment Planning: A Review of PET Imaging Tracers and Methods to Incorporate PET/CT. Adv Radiat Oncol. 2023 8(5):101212.

[6] Khamwan K, Krisanachinda A, Pasawang P. The determination of patient dose from ^{18}F-FDG PET/CT examination. Radiat Prot Dosimetry. 2010 Sep;141(1):50-5.

[7] Khamwan K, O'Reilly SE, Plyku D, Goodkind A, Josefsson A, Cao X, Fahey FH, Treves ST, Bolch WE, Sgouros G. Re-evaluation of pediatric ^{18}F-FDG dosimetry: Cristy-Eckerman versus UF/NCI hybrid computational phantoms. Phys Med Biol. 2018 Aug 14;63(16):165012.

[8] Wongsa P, Panperee P, Wangrattanaampai J, Piantham W, Wongkai C, Jantarato A. A comparison of efficiency between ^{18}F-FDG PET neuroimaging analysis software in Alzheimer's disease patients. Thai J Rad Tech;47(1):64-72.

[9] Israel O, Mor M, Gaitini D, Keidar Z, Guralnik L, Engel A, et al. Combined functional and structural evaluation of cancer patients with a hybrid camera-based PET/CT system using ^{18}F-FDG. J Nucl Med. 2002;43(9):1129-36.

[10] Treglia G, Sadeghi R, Sole AD, Giovanella L. Diagnostic performance of PET/CT with tracers other than F-18-FDG in oncology: an evidence-based review. Clin Transl Oncol. 2014 16(9):770-5.

[11] Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJG, Giammarile F, Tatsch K, Eschner W, et al. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2015;42(2):328-54.

[12] Yau YY, Chan WS, Tam YM, Vernon P, Wong S, Coel M, et al. Application of intravenous contrast in PET/CT: does it really introduce significant attenuation correction error? J Nucl Med. 2005;46(2):283-91.

[13] Kinahan PE, Fletcher JW. PET/CT Standardized Uptake Values (SUVs) in Clinical Practice and Assessing Response to

Therapy. Seminars in ultrasound, CT, and MR. 2010;31(6):496–505.

[14] Mawlawi O, Erasmus JJ, Munden RF, Pan T, Knight AE, Macapinlac HA, et al. Quantifying the effect of IV contrast media on integrated PET/CT: clinical evaluation. AJR Am J Roentgenol. 2006;186(2):308-19.

[15] ter Voert EE, van Laarhoven HW, Kok PJ, Oyen WJ, Visser EP, de Geus-Oei LF. Comparison of liver SUV using unenhanced CT versus contrast-enhanced CT for attenuation correction in ^{18}F-FDG PET/CT. Nucl Med Commun. 2014 May;35(5):472-7.

[16] Rebière M, Verburg FA, Palmowski M, Krohn T, Pietsch H, Kuhl CK, et al. Multiphase CT scanning and different intravenous contrast media concentrations in combined F-18-FDG PET/CT: Effect on quantitative and clinical assessment. Eur J Radiol. 2012;81(8):e862-e9.