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

ผลของค่าความต่างศักย์และค่ากระแสต่อเลขซีทีและความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษา

The effect of tube voltage and current on the CT number and relative electron density in computed tomography simulator

ญาณิศา วัฒนาศรีโรจน์[1], พรรณศิริ พันไทยศิริ[1], ศักดา กิ่งแก้ว[2], เมทินี วิเศษรินทอง[2*], สรจรส อุณห์ศิริ[2]

[1]ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์การแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร

[2]สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

Yanisa Wattanasriroj[1], Pansiri Punthaisiri[1], Sakda Kingkaew[2], Metinee Wisetrinthong[2*], Sornjarod Oonsiri[2]

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

[2]Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society, Bangkok

*ผู้รับผิดชอบบทความ: เมทินี วิเศษรินทอง | Corresponding author: Metinee Wisetrinthong (metinee32@gmail.com)

Received: 20 June 2022 | **Revised:** 18 January 2023 | **Accepted:** 22 January 2023

Thai J Rad Tech 2023;48(1):18-28

บทคัดย่อ

บทนำ: ในปัจจุบันรังสีรักษามีบทบาทอย่างมากในการรักษาโรคมะเร็ง สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีที่แม่นยำ จำเป็น ต้องมีความสอดคล้องกันระหว่างค่าเลขซีที และความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ เพราะค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าและค่ากระแสที่เปลี่ยนไปของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะส่งผลให้ความสัมพันธ์ของค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์เปลี่ยนแปลงไปในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษา **วัตถุประสงค์:** เพื่อศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์และค่ากระแสต่อความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษา **วิธีการศึกษา:** การศึกษาแบ่งออกเป็น 2 การทดลอง การทดลองแรกปรับเปลี่ยนค่าความต่างศักย์เท่ากับ 70, 80, 100, 120 และ 140 kVp โดยตั้งค่ากระแสคงที่ เท่ากับ 300 mAs และการทดลองที่สอง ตั้งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าไว้คงที่ ปรับเปลี่ยนค่ากระแสโดยรวมค่ากระแสตั้งแต่ค่าที่น้อยที่สุดถึงค่าที่มากที่สุด สำหรับ 70 kVp ใช้ 100-500 mAs, สำหรับ 80 kVp ใช้ 100-600 mAs, สำหรับ 100 kVp ใช้ 100-700 mAs, สำหรับ 120 kVp ใช้ 100-700 mAs และสำหรับ 140 kVp ใช้ 100-600 mAs **ผลการศึกษา:** จากการศึกษาพบว่าค่าความต่างศักย์ที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้ค่ากระแสมีอิทธิพลต่อค่าเลขซีทีน้อยลง โดยในช่วง 100-140 kVp มีค่าความแตกต่างของค่าเลขซีทีที่น้อยที่สุด คือ 0.25 ± 1.05, 0.47 ± 3.02 และ 0.02 ± 0.21 ตามลำดับ **สรุปผลการศึกษา:** การใช้ค่าความต่างศักย์ที่เหมาะสมในการใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาอยู่ในช่วง 100-140 kVp ซึ่งค่ากระแสมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์น้อย

คำสำคัญ: เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, เลขซีที, ค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์

Abstract

Background: Nowadays, the dominant role in cancer treatment is radiotherapy. For accurate dose calculations, it is necessary to provide a correct relationship between the CT numbers and electron density because the change in electron voltage and current leads to changing relationship between CT number and the relative electron density in the computed tomography simulator. **Objective:** To study the effect of tube voltage and current on the CT number and relative electron density in the computed tomography simulator. **Methods:** Two trials were performed by providing tube voltage 70, 80, 100, 120, and 140 kVp with a constant current set to 300 mAs and the second experiment was set to the constant tube voltage by adjusting the current value from the lowest to the largest. For 70 kVp vary the current from 100-500 mAs, for 80 kVp vary the current from 100-600 mAs, for 100 kVp vary the current from 100-700 mAs, for 120 kVp vary the current from 100-700 mAs and 140 kVp vary the current from 100-600 mAs. **Results:** The tube voltage increases the differences between RED–CT number curves due to the current variations decrease. In the range of tube voltage 100-140 kVp, the difference between CT number is 0.25 ± 1.05, 0.47 ± 3.02 and 0.02 ± 0.21, respectively. **Conclusions:** The appropriate tube voltage was in the range of 100-140 kVp, where the current has little effect on the relationship between the CT number and the relative electron density.

Keywords: Computed tomography, CT number, Relative electron density

บทนำ

ในปัจจุบันรังสีรักษามีบทบาทอย่างมากในการรักษาโรคมะเร็ง โดยพบว่ามากกว่าครึ่งหนึ่งของผู้ป่วยโรคมะเร็งเข้ารับการรักษาด้วยการใช้รังสี[1] กระบวนการในงานด้านรังสีรักษาประกอบด้วย 5 ขั้นตอนพื้นฐาน คือ การให้คำปรึกษาเบื้องต้น การจำลองการรักษา การวางแผนการรักษา การฉายรังสีให้แก่ผู้ป่วย และการติดตามผลหลังการรักษา[2] ซึ่งการจำลองการรักษาเป็นขั้นตอนการเตรียมการที่สำคัญ มีเป้าหมายเพื่อกำหนดการจัดตำแหน่งและท่าทาง เลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยในการฉายรังสี รวมถึงระบุรอยโรคและอวัยวะที่สำคัญโดยรอบ สำหรับใช้เป็นแนวทางในขั้นตอนการวางแผนการรักษาต่อไป[3] โดยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในด้านการแพทย์เนื่องจากได้ภาพที่ไม่มีการซ้อนทับกันของอวัยวะ และเป็นพื้นฐานสำหรับการคำนวณปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับในกระบวนการวางแผนการรักษา

เนื่องจากร่างกายมนุษย์มีความซับซ้อนและมีเนื้อเยื่อที่ต่างชนิดกัน เช่น ปอด ไขมัน กล้ามเนื้อ กระดูก เป็นต้น ดังนั้นในทางรังสีรักษาจึงใช้ค่าเลขซีที เพื่อแก้ไขความแตกต่างของเนื้อเยื่อในการวางแผนการรักษาด้วยรังสี สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีที่แม่นยำ จำเป็นต้องมีความสัมพันธ์ที่ถูกต้องระหว่างเลขซีทีและความหนาแน่นของอิเล็กตรอน (Relative electron density)[4-12]

ในการวางแผนการรักษาใช้ความสัมพันธ์ของค่าเลขซีทีและความหนาแน่นของอิเล็กตรอนในการคำนวณปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ จำเป็นต้องคำนวณปริมาณรังสีที่ฉายแก่ผู้ป่วยให้มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงใดๆ ในเลขซีทีมีผลต่อปริมาณรังสีรักษาที่คำนวณได้จากกระบวนการวางแผนการรักษา ซึ่งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า (kV) ที่เปลี่ยนไปส่งผลให้ความสัมพันธ์ของเลขซีทีและความหนาแน่นของอิเล็กตรอนเปลี่ยนแปลงไปเช่นกัน[13-14]

งานวิจัยนี้จึงต้องการศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์และค่ากระแสต่อความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีทีและความหนาแน่นของอิเล็กตรอนในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษา

วิธีดำเนินการศึกษา

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ GE รุ่น Revolution แสดงในรูปที่ 1 และใช้ CT Electron Density Phantom ยี่ห้อ Gammex รุ่น RMI 467 แสดงในรูปที่ 2 โดยจัดวาง tissue equivalent material อ้างอิงจากหนังสือคู่มือการใช้งานของ CT Electron Density Phantom Gammex manual

รูปที่ 1. เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ GE Revolution C

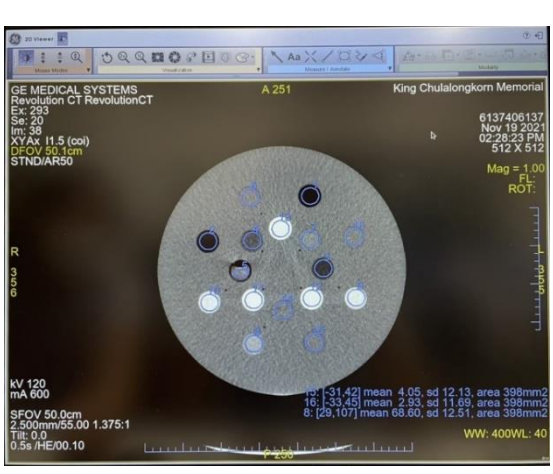
รูปที่ 2. CT Electron Density Phantom – Gammex

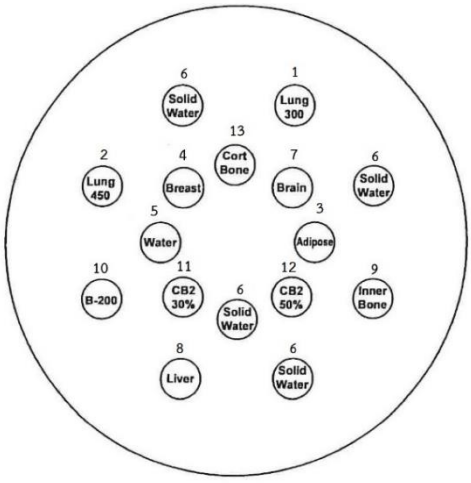
โดยแบ่งการศึกษาออกเป็น 2 แบบ คือ ศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า และคงค่ากระแส ปรับเปลี่ยนค่าความต่างศักย์ตั้งแต่ 70, 80, 100, 120 และ 140 kVp ตั้งค่ากระแสคงที่ไว้ที่ 300 mAs สำหรับทุกค่าความต่างศักย์ และศึกษาการเปลี่ยนแปลงค่ากระแส และคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าตั้งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าไว้ที่ 70, 80, 100, 120 และ 140 kVp และปรับเปลี่ยนค่ากระแสโดยรวมค่ากระแสตั้งแต่ค่าที่น้อยที่สุดและค่าที่มากที่สุด สำหรับแต่ละค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยค่ากระแสที่เลือกใช้จะมาจากซอฟต์แวร์ของระบบความปลอดภัยอัตโนมัติในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ สำหรับ 70 kVp ใช้ 100-500 mAs, สำหรับ 80 kVp ใช้ 100-600 mAs, สำหรับ 100 kVp ใช้ 100-700 mAs, สำหรับ 120 kVp ใช้ 100-700 mAs และสำหรับ 140 kVp ใช้ 100-600 mAs

การศึกษาครั้งใช้โปรโตคอลช่องท้องในการสแกน และตั้งค่าความหนาสไลด์เท่ากับ 3.75 มิลลิเมตร ระยะการเคลื่อนที่เตียงต่อรอบการหมุนของหลอดเอกซเรย์ (Pitch) เท่ากับ 1.375 รูปแบบการสแกนแบบ Helicalเวลาที่ใช้ในการหมุนของหลอดเอกซเรย์เท่ากับ 0.5 วินาที โดยการวาง CT Electron Density Phantom กับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ GE รุ่น Revolution แสดงในรูปที่ 3

รูปที่ 3. การเก็บภาพ CT Electron Density Phantom ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ยี่ห้อ GE

การศึกษาครั้งนี้ได้ทำการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำนวน 3 ภาพต่อพารามิเตอร์โดยใช้ Center ตำแหน่งเดียวกันในทุกการศึกษา ใช้โปรแกรม AW VolumesShare 7 ในการวิเคราะห์ผลการทดลอง โดยใช้ ROI ขนาด 400 mm^2 และวาง ROI ในบริเวณของแต่ละ Rod ที่เห็นในภาพ ทั้งหมด 16 ตำแหน่ง แสดงในรูปที่ 4

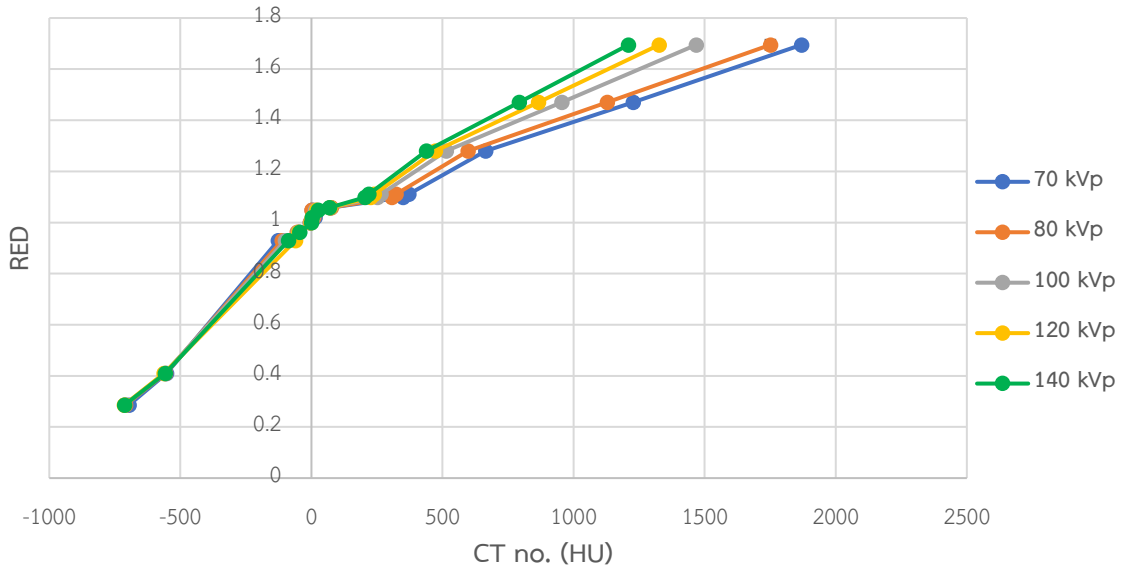




รูปที่ 4. การวาด ROI ในโปรแกรม AW VolumesShare

ผลการศึกษาและอภิปรายผล

จากการศึกษาการตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า และคงค่ากระแส ปรับเปลี่ยนค่า พบว่าค่าความต่างศักย์ตั้งแต่ 70, 80, 100, 120 และ 140 kVp โดยตั้งค่ากระแสคงที่ไว้ที่ 300 mAs สำหรับทุกค่าความต่างศักย์ พบว่าความสัมพันธ์ของเลขซีทีและความหนาแน่นของอิเล็กตรอน มีแนวโน้มซ้อนทับกัน ในช่วงค่าเลขซีทีที่น้อยกว่า 70 HU ซึ่งถือว่าเป็นค่าเลขซีทีของเนื้อเยื่อและมีแนวโน้มเริ่มแยกออกจากกันที่เลขซีทีมากกว่า 70 HU ซึ่งอยู่ในช่วงความหนาแน่นของ Inner bone (RED = 1.098) จากนั้นกราฟแยกออกจากกันมากขึ้นเรื่อยๆ และแยกออกจากกันมากที่สุดในช่วงความหนาแน่นของ Cortical bone (RED = 1.695) ดังแสดงในรูปที่ 5



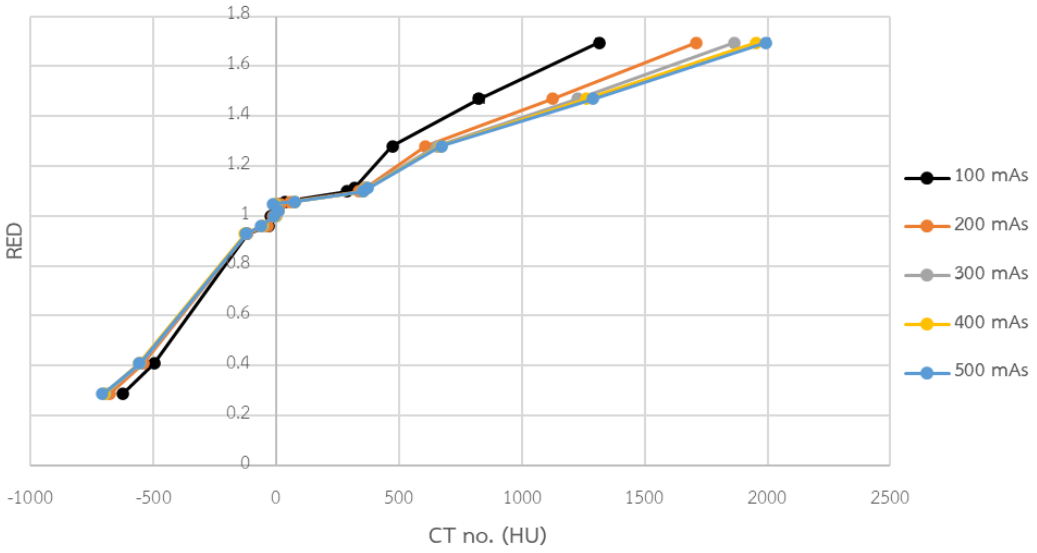
รูปที่ 5. กราฟความสัมพันธ์ของเลขซีทีและความหนาแน่นของอิเล็กตรอน
สำหรับการศึกษาการตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าและคงค่ากระแสที่ 300 mAs

ตารางที่ 1 แสดงให้เห็นว่าในวัสดุที่มีความหนาแน่นน้อยกว่าน้ำและเป็นเนื้อเยื่อมีความแตกต่างของเลขซีที (HU) น้อยกว่าในวัสดุที่มีความหนาแน่นมากกว่าน้ำ โดยความแตกต่างของเลขซีที (HU) ที่น้อยที่สุด คือ -1.68 ± 4.24 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของ Tissue equivalent Breast (เนื้อเยื่อเต้านม) และที่มากที่สุด คือ 659.93 ± 2.12 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่าง Tissue equivalent ของ Cortical Bone

ตารางที่ 1. ความแตกต่างระหว่างค่าเลขซีทีและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ 70 kVp และ 140 kVp ที่ 300 mAs สำหรับทุกค่า ความหนาแน่นของอิเล็กตรอนในแต่ละ Tissue equivalent

Tissue Equivalent	RED	70 kVp		140 kVp		HU	$\pm \sigma_{70\text{-}140}$
		HU	± σ	HU	± σ		
LN-300 Lung	0.286	-695.85	0.83	-712.96	0.85	17.11	0.20
LN-450 Lung	0.409	-553.21	7.30	-558.38	0.77	5.17	7.26
Adipose	0.926	-127.31	7.88	-87.68	0.24	-39.63	7.88
Breast	0.962	-46.52	4.33	-44.84	0.84	-1.68	4.24
Water	1.000	-5.11	3.05	0.29	1.39	-5.40	2.71
Solid Water	1.020	13.55	1.88	2.25	0.94	11.30	1.63
Brain	1.048	2.15	5.97	26.05	2.13	-23.90	5.58
Liver	1.058	73.84	3.17	68.45	1.00	5.39	3.01
Inner Bone	1.098	349.33	0.57	204.50	0.78	144.83	0.54
Bone Mineral	1.111	370.96	5.49	218.36	2.24	152.60	5.02
CB2-30%	1.280	664.51	6.89	438.44	1.75	226.07	6.67
CB2-50%	1.470	1227.16	14.00	792.85	2.79	434.31	13.71
Cortical Bone	1.695	1869.19	3.63	1209.26	2.94	659.93	2.12

ผลการทดลองการตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแสและคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 70 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-500 mAs พบว่าที่ค่ากระแส 100 mAs ค่าเลขซีทีที่วัดได้ในทุกค่าความหนาแน่นมีแนวโน้มของกราฟความสัมพันธ์ค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์แยกออกจากแนวโน้มของค่ากระแสอื่นมากที่สุด ซึ่งแนวโน้มของทุกค่ากระแสซ้อนทับกันดีในช่วงความหนาแน่นของเนื้อเยื่อและเริ่มแยกออกจากกันตั้งแต่ค่าเลขซีทีของ Inner bone และกราฟความสัมพันธ์ของค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ของทุกค่ากระแสแยกออกจากกันมากที่สุดที่ความหนาแน่นของ Cortical bone ดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6. กราฟความสัมพันธ์ค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์สำหรับการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแสหลอด-เวลาตั้งแต่ 100-500 mAs และคงค่าความต่างศักย์ที่ 70 kVp

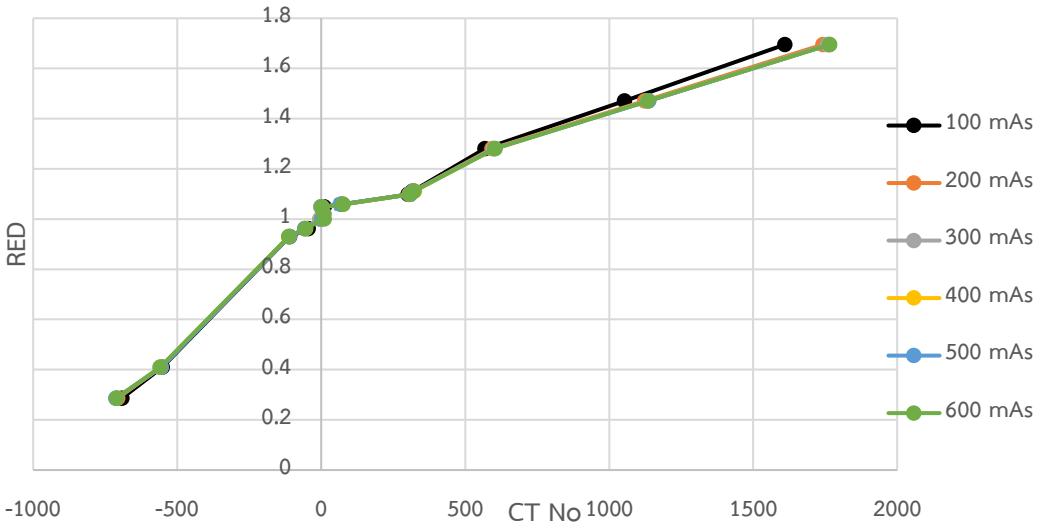
ค่ากระแสหลอด-เวลา 100 mAs และ 500 mAs มีความแตกต่างของข้อมูลมากที่สุด จึงนำมาทำการเปรียบเทียบความแตกต่างของเลขซีทีที่วัดได้จากการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแส และคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 70 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-500 mAs

จากตารางที่ 2 แสดงให้เห็นว่า ความแตกต่างของเลขซีที (HU) ที่น้อยที่สุด คือ 5.19 ± 9.39 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของ Adipose และแตกต่างที่มากที่สุด คือ -680.72 ± 5.28 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของเลขซีที (HU) ของ Cortical Bone

ตารางที่ 2. ความแตกต่างระหว่างค่าเลขซีทีและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ 70 kVp ที่ 100 mAs และ 500 mAs สำหรับทุกค่า Relative electron density (RED) ในแต่ละ Tissue equivalent

Tissue Equivalent	RED	100 mAs		500 mAs		HU	$\pm \sigma_{100\text{-}500}$
		HU	$\pm \sigma$	HU	$\pm \sigma$		
LN-300 Lung	0.286	-623.57	4.75	-706.31	3.01	82.74	3.67
LN-450 Lung	0.409	-495.62	11.31	-555.66	3.54	60.04	10.75
Adipose	0.926	-116.51	10.17	-121.70	3.89	5.19	9.39
Breast	0.962	-28.35	2.19	-59.73	4.05	31.38	3.41
Water	1.000	-21.61	3.62	-7.58	10.20	-14.03	9.54
Solid Water	1.020	1.23	9.43	12.14	4.31	-10.91	8.38
Brain	1.048	16.66	12.94	-12.72	5.64	29.38	11.65
Liver	1.058	35.18	4.78	76.68	0.30	-41.50	4.77
Inner Bone	1.098	288.25	4.27	353.90	5.59	-65.65	3.61
Bone Mineral	1.111	319.27	2.28	374.35	2.27	-55.07	0.24
CB2-30%	1.280	472.95	7.54	671.98	4.07	-199.03	6.35
CB2-50%	1.470	826.31	19.84	1291.01	5.37	-464.70	19.10
Cortical Bone	1.695	1314.27	10.15	1994.99	11.44	-680.72	5.28

การตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแส และคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 80 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-600 mAs พบว่าที่ค่ากระแส 200-600 mAs กราฟความสัมพันธ์ ค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์มีแนวโน้มซ้อนทับกันได้ดีในทุกค่าความหนาแน่น และที่ค่ากระแส 100 mAs มีแนวโน้มแยกออกจากกราฟของค่ากระแสอื่นตั้งแต่ที่เลขซีทีของ 30% $CaCO_3$ (RED = 1.280) และแยกออกจากค่ากระแสอื่นมากที่สุดที่ความหนาแน่นของ Cortical bone (RED = 1.695) ดังแสดงในรูปที่ 7



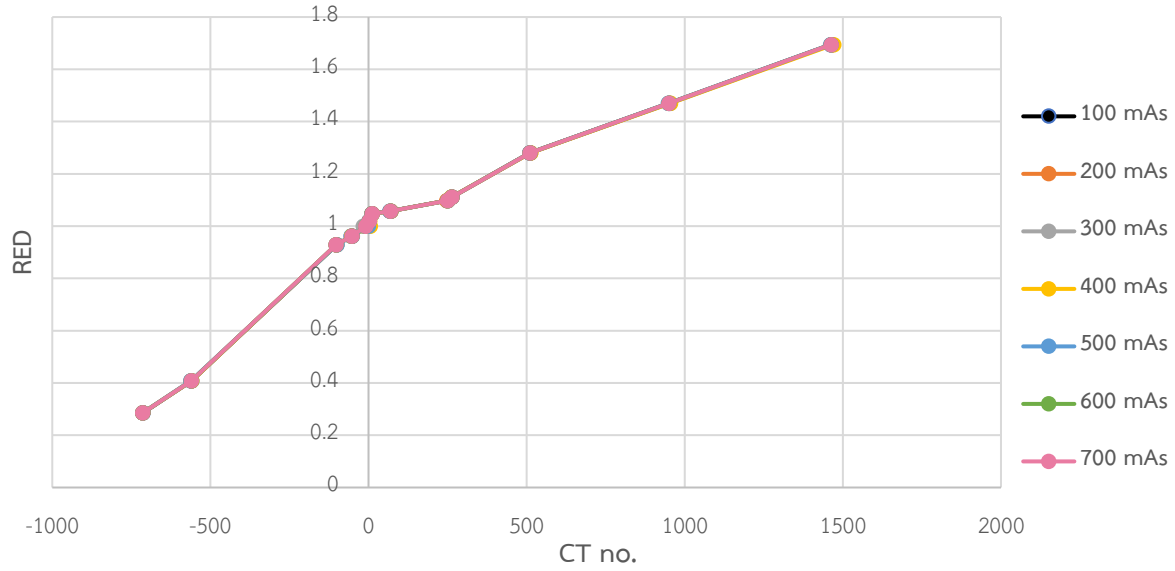
รูปที่ 7. กราฟความสัมพันธ์ค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์สำหรับการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-600 mAs และคงค่าความต่างศักย์ที่ 80 kVp

การตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 80 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-600 mAs พบว่าที่ค่ากระแส 100 mAs และ 600 mAs มีความแตกต่างของข้อมูลมากที่สุด จึงนำมาทำการเปรียบเทียบความแตกต่างของ CT number ที่วัดได้จากการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแส และคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า จากตารางที่ 3 แสดงให้เห็นว่าความแตกต่างของเลขซีที (HU) ที่น้อยที่สุด คือ 3.15 ± 4.51 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของ Adipose และแตกต่างที่มากที่สุด คือ -155.54 ± 3.55 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของเลขซีที (HU) ของ Cortical Bone

ตารางที่ 3. ความแตกต่างระหว่างค่าเลขซีทีและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ 80 kVp ที่ 100 mAs และ 600 mAs สำหรับทุกค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ในแต่ละ Tissue equivalent

Tissue Equivalent	RED	100 mAs		600 mAs		HU	$\pm \sigma_{100\text{-}600}$
		HU	$\pm \sigma$	HU	$\pm \sigma$		
LN-300 Lung	0.286	-692.50	1.71	-711.59	0.39	19.09	1.67
LN-450 Lung	0.409	-552.48	2.71	-559.89	1.51	7.41	2.25
Adipose	0.926	-110.10	4.85	-113.25	1.79	3.15	4.51
Breast	0.962	-44.85	5.43	-55.49	3.92	10.64	3.75
Water	1.000	-2.74	11.44	10.67	4.33	-13.41	10.58
Solid Water	1.020	6.04	4.47	9.45	2.45	-3.40	3.74
Brain	1.048	10.00	1.36	1.54	2.36	8.46	1.93
Liver	1.058	71.09	4.23	76.09	0.86	-5.00	4.14
Inner Bone	1.098	301.74	3.18	307.49	2.65	-5.75	1.75
Bone Mineral	1.111	317.55	3.52	321.83	2.09	-4.27	2.83
CB2-30%	1.280	568.11	8.80	603.56	1.86	-35.45	8.61
CB2-50%	1.470	1052.84	10.95	1134.08	2.22	-81.24	10.72
Cortical Bone	1.695	1609.89	3.62	1765.43	0.71	-155.54	3.55

การศึกษาการตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแสและคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 100 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-700 mAs พบว่ากราฟความสัมพันธ์ค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ของทุกค่ากระแสมีแนวโน้มซ้อนทับกันในทุกค่าความหนาแน่น ซึ่งแสดงถึง CT number ที่วัดได้มีค่าใกล้เคียงกัน ดังแสดงในรูปที่ 8



รูปที่ 8. กราฟความสัมพันธ์ของค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์สำหรับการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-700 mAs และคงค่าความต่างศักย์ที่ 100 kVp

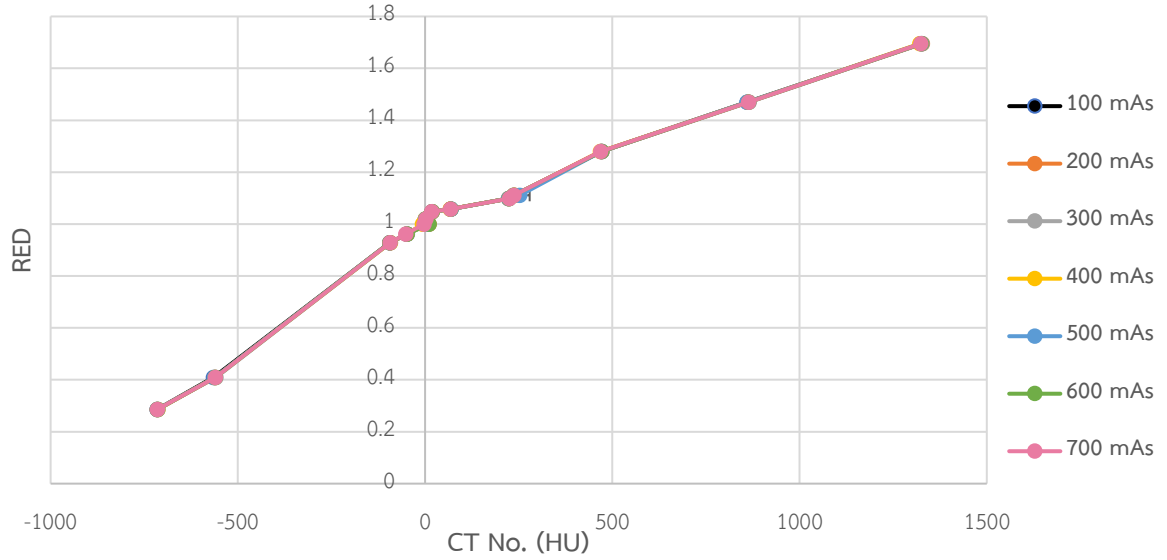
จากตารางที่ 4 แสดงให้เห็นว่าความแตกต่างของเลขซีที (HU) ที่น้อยที่สุด คือ -0.25 ± 1.05 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของ CB2-30% (30% $CaCO_3$) และค่าความแตกต่างที่มากที่สุด คือ -2.83 ± 0.26 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของเลขซีที (HU) ของ Breast (เนื้อเยื่อเต้านม)

ที่ค่ากระแส 100 mAs และ 700 mAs มีความแตกต่างของข้อมูลมากที่สุด จึงนำมาทำการเปรียบเทียบความแตกต่างของเลขซีทีที่วัดได้จากการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแส และคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 100 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-700 mAs

ตารางที่ 4. ความแตกต่างระหว่างค่าเลขซีทีและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ 100 kVp ที่ 100 mAS และ 700 mAS สำหรับทุกในแต่ละ Tissue equivalent

Tissue Equivalent	RED	100 mAs		700 mAs		HU	$\pm \sigma_{100\text{-}700}$
		HU	$\pm \sigma$	HU	$\pm \sigma$		
LN-300 Lung	0.286	-712.17	1.42	-713.25	0.44	1.08	1.35
LN-450 Lung	0.409	-558.85	2.02	-560.15	1.26	1.30	1.58
Adipose	0.926	-99.93	3.19	-102.49	0.49	2.55	3.15
Breast	0.962	-54.62	0.99	-51.79	1.02	-2.83	0.26
Water	1.000	-6.80	8.56	-7.82	6.77	1.02	5.23
Solid Water	1.020	1.80	3.11	2.99	1.62	-1.19	2.65
Brain	1.048	10.91	2.39	11.98	1.08	-1.06	2.13
Liver	1.058	68.20	1.44	70.04	2.32	-1.83	1.82
Inner Bone	1.098	250.31	2.84	250.98	0.24	-0.66	2.83
Bone Mineral	1.111	262.92	1.79	264.02	2.66	-1.11	1.97
CB2-30%	1.280	510.47	1.75	510.73	2.04	-0.25	1.05
CB2-50%	1.470	950.35	4.44	950.80	2.41	-0.45	3.74
Cortical Bone	1.695	1463.11	5.25	1463.56	6.56	-0.45	3.95

การตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแส และคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 120 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-700 mAs พบว่ากราฟความสัมพันธ์ของค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ของทุกค่ากระแสมีแนวโน้มซ้อนทับกันในทุกค่าความหนาแน่น ซึ่งแสดงถึงเลขซีทีที่วัดได้มีค่าใกล้เคียงกัน ดังแสดงในรูปที่ 9



รูปที่ 9. กราฟความสัมพันธ์ของค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์สำหรับการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-700 mAs และคงค่าความต่างศักย์ที่ 120 kVp

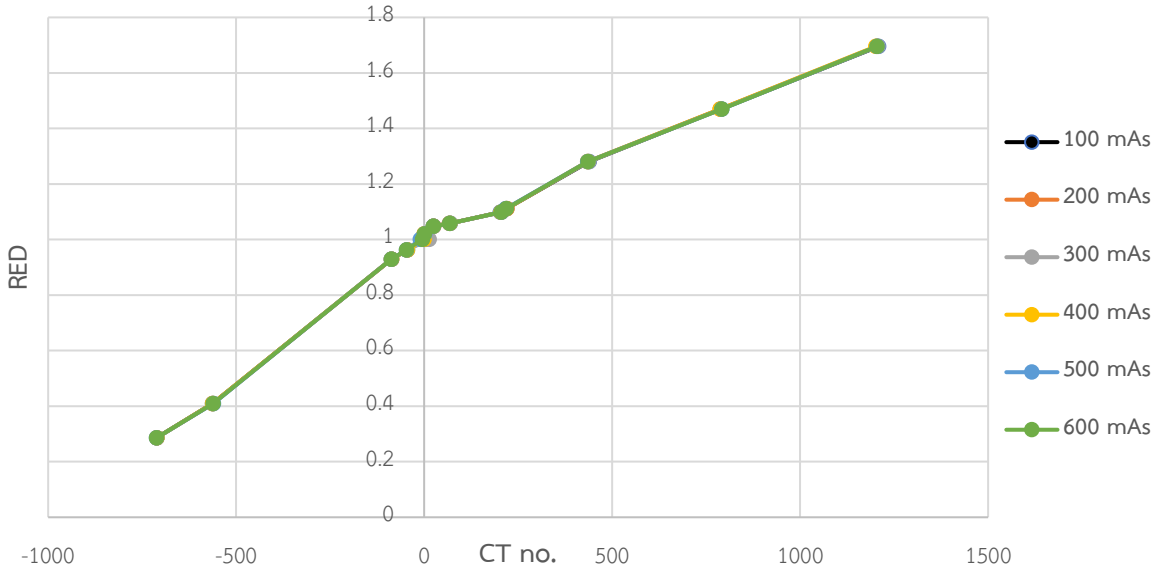
ที่ค่ากระแส 100 mAs และ 700 mAs มีความแตกต่างของข้อมูลมากที่สุด จึงนำมาทำการเปรียบเทียบความแตกต่างของเลขซีทีที่วัดได้จากการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแส และคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 120 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-700 mAs

จากตารางที่ 5 แสดงให้เห็นว่า ความแตกต่างของ CT number (HU) ที่น้อยที่สุด คือ 0.47 ± 3.02 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของ Liver (เนื้อเยื่อตับ) และแตกต่างที่มากที่สุด คือ -5.29 ± 1.65 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของ LN-450 Lung (เนื้อเยื่อปอดขณะหายใจ)

ตารางที่ 5. ความแตกต่างระหว่างค่าเลขซีทีและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ 120 kVp ที่ 100 mAs และ 600 mAs สำหรับทุกค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ในแต่ละ Tissue equivalent

Tissue Equivalent	RED	100 mAs		600 mAs		HU	$\pm \sigma_{100\text{-}700}$
		HU	$\pm \sigma$	HU	$\pm \sigma$		
LN-300 Lung	0.286	-715.59	0.91	-714.87	1.52	-0.72	1.21
LN-450 Lung	0.409	-565.30	2.01	-560.01	1.15	-5.29	1.65
Adipose	0.926	-94.02	1.44	-93.39	0.25	-0.63	1.41
Breast	0.962	-47.55	1.24	-51.26	0.80	3.72	0.94
Water	1.000	1.36	7.90	-2.61	12.71	3.97	9.96
Solid Water	1.020	0.57	1.68	2.02	1.56	-1.44	0.62
Brain	1.048	19.28	1.16	18.00	1.56	1.28	1.04
Liver	1.058	68.50	3.09	68.03	0.65	0.47	3.02
Inner Bone	1.098	223.68	2.05	225.23	0.96	-1.55	1.81
Bone Mineral	1.111	239.35	1.35	237.75	1.58	1.60	0.82
CB2-30%	1.280	470.49	1.40	469.41	1.31	1.07	0.49
CB2-50%	1.470	859.86	2.70	863.61	3.80	-3.75	2.68
Cortical Bone	1.695	1325.38	2.44	1324.06	2.14	1.32	1.18

การตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแส และคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 140 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-600 mAs พบว่ากราฟความสัมพันธ์ของ ค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ของทุกค่ากระแสมีแนวโน้มซ้อนทับกันในทุกค่าความหนาแน่น ซึ่งแสดงถึงเลขซีทีที่วัดได้มีค่าใกล้เคียงกัน ดังแสดงในรูปที่ 10

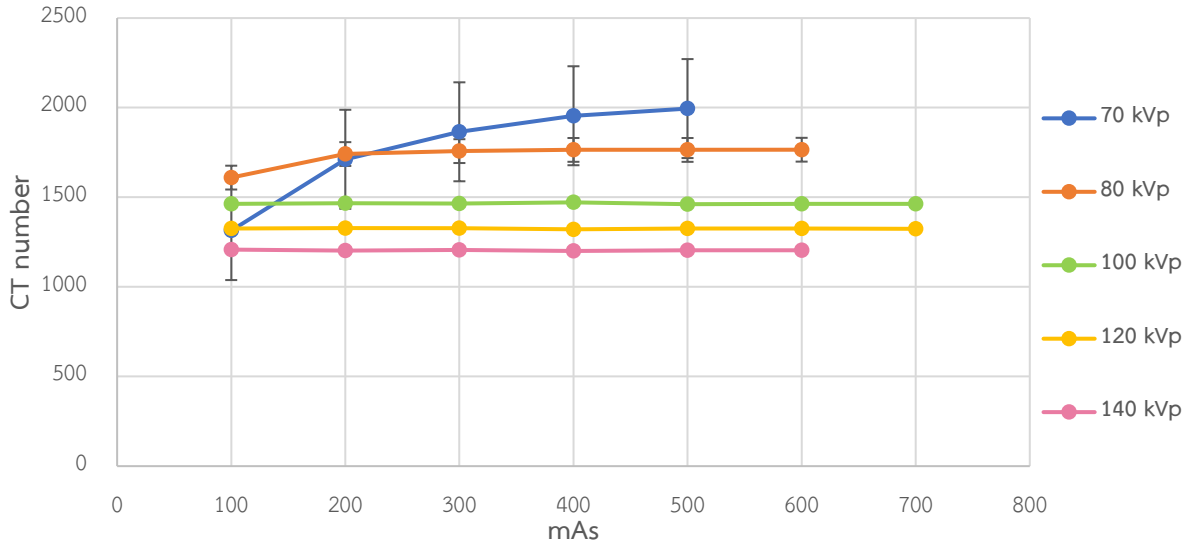


รูปที่ 10. กราฟความสัมพันธ์ของค่าเลขซีทีและค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพัทธ์สำหรับการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-600 mAs และคงค่าความต่างศักย์ที่ 140 kVp

ค่ากระแส 100 mAs และ 600 mAs มีความแตกต่างของข้อมูลมากที่สุด จึงนำมาทำการเปรียบเทียบความแตกต่างของ CT number ที่วัดได้จากการทดลองตั้งค่าพารามิเตอร์โดยเปลี่ยนแปลงค่ากระแส และคงค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า โดยตั้งค่าความต่างศักย์ที่ 140 kVp และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสตั้งแต่ 100-600 mAs จากตารางที่ 6 แสดงให้เห็นว่าความแตกต่างของเลขซีที (HU) ที่น้อยที่สุด คือ -0.02 ± 0.21 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของ Solid water และแตกต่างที่มากที่สุด คือ 10.04 ± 9.02 ซึ่งเป็นค่าความแตกต่างของเลขซีที (HU) ของ Water (น้ำ)

ตารางที่ 6. ความแตกต่างระหว่างค่าเลขซีทีและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของ 140 kVp ที่ 100 mAs และ 600 mAs สำหรับทุกค่า Relative electron density (RED) ในแต่ละ Tissue equivalent

Tissue Equivalent	RED	100 mAs		600 mAs		HU	$\pm \sigma_{100\text{-}600}$
		HU	$\pm \sigma$	HU	$\pm \sigma$		
LN-300 Lung	0.286	-711.79	2.16	-711.98	1.11	0.19	1.86
LN-450 Lung	0.409	-563.32	2.53	-561.92	1.14	-1.40	2.26
Adipose	0.926	-87.31	1.46	-87.80	0.57	0.49	1.34
Breast	0.962	-44.88	1.36	-47.18	0.59	2.31	1.22
Water	1.000	4.89	7.04	-5.15	11.44	10.04	9.02
Solid Water	1.020	0.69	1.77	0.71	1.78	-0.02	0.21
Brain	1.048	24.26	1.48	23.80	1.64	0.47	0.70
Liver	1.058	69.31	2.29	67.41	1.48	1.91	1.75
Inner Bone	1.098	201.94	0.46	204.52	1.42	-2.58	1.34
Bone Mineral	1.111	219.49	2.80	218.05	1.66	1.44	2.25
CB2-30%	1.280	438.61	2.52	435.36	1.38	3.26	2.10
CB2-50%	1.470	788.89	1.66	791.34	1.07	-2.45	1.27
Cortical Bone	1.695	1208.09	7.03	1204.30	3.88	3.79	5.86



รูปที่ 11. กราฟการเปลี่ยนแปลงของ CT number ในแต่ละค่ากระแสที่ 100-700 mAs ของ Cortical bone สำหรับค่าความต่างศักย์ที่ 70, 80, 100, 120 และ 140 kVp

จากการนำข้อมูลค่าเลขซีทีของ Cortical bone ของทุกค่ากระแสในแต่ละค่าความต่างศักย์มาสร้างกราฟการเปลี่ยนแปลง ได้ดังรูปที่ 11 พบว่าที่ค่าความต่างศักย์ 70 kVp ค่าเลขซีทีเพิ่มขึ้นตามค่ากระแสที่เพิ่มขึ้น และที่ค่าความต่างศักย์ 80 kVp ค่าเลขซีทีเพิ่มขึ้นตามค่ากระแสที่เพิ่มขึ้นที่ 100-200 mAs และเริ่มคงที่ตั้งแต่ 200 mAs เป็นต้นไป ซึ่งที่ค่าความต่างศักย์ 100, 120 และ 140 kVp มีค่าเลขซีทีค่อนข้างคงที่ในทุกค่ากระแสที่ทำการทดลอง นอกจากนั้นในทุกค่าความต่างศักย์ที่เพิ่มขึ้นค่าเลขซีทีของ Cortical bone ที่วัดได้มีค่าลดลง

สรุปผลการศึกษา

การเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์มีผลต่อความสัมพันธ์ระหว่าง เลขซีทีและความหนาแน่นของอิเล็กตรอนโดยเมื่อเพิ่มค่าความต่างศักย์ส่งผลให้มีการเปลี่ยนแปลงของค่าเลขซีทีมากในวัสดุที่มีความหนาแน่นมากกว่าน้ำ ต่างจากวัสดุที่มีความหนาแน่นน้อยกว่าน้ำที่ค่าความต่างศักย์ค่อนข้างไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของค่า เลขซีทีและค่ากระแสมีผลต่อความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีและความหนาแน่นของอิเล็กตรอนเช่นกัน โดยค่าความต่างศักย์ที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้ค่ากระแสมีอิทธิพลต่อค่าเลขซีทีน้อยลง และในความต่างศักย์ที่เท่ากันค่ากระแสที่มากขึ้นค่าเลขซีทีที่วัดได้มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานน้อยลง ด้วยเหตุนี้การใช้ค่าความต่างศักย์ที่เหมาะสมในการจำลองการรักษาอยู่ในช่วง 100-140 kVp ซึ่งค่ากระแสมีผลต่อความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีและความหนาแน่นของอิเล็กตรอนน้อย โดยจากการทดลองนี้สามารถใช้เป็นแนวทางการเลือกใช้พารามิเตอร์ในกระบวนการจำลองการรักษาได้อย่างเหมาะสมเนื่องจากต้องมีการปรับเปลี่ยนค่ากระแสไปตามลักษณะร่างกายผู้ป่วยและความหนาแน่นของอวัยวะภายในที่ต่างกัน ดังนั้นการเลือกใช้ค่าความต่างศักย์ที่ส่งผลให้ความต่างของค่าเลขซีทีที่วัดได้ในแต่ละค่าความหนาแน่นของทุกค่ากระแสที่ต่างกันน้อยที่สุดจึงสำคัญมากในกระบวนการจำลองการรักษา

เอกสารอ้างอิง

[1] The American Cancer Society medical and editorial content team. How Radiation Therapy Is Used to Treat Cancer. [Internet]. 2019 [cited 2021 Aug 22]. Available from: https://www.cancer.org/treatment/treatments-and-side-effects/treatment-types/radiation/basics.html

[2] Stony Brook Cancer Center. Radiation Therapy Process. [Internet]. 2021 [cited 2021 Aug 22]. Available from: https://cancer.stonybrookmedicine.edu/RadiationTherapyProcess

[3] Weill Cornell Medicine. Simulation. [Internet]. 2021 [cited 2021 Aug 22]. Available from: https://radiationoncology.weillcornell.org/clinical-services-and-technologies/external-beam-radiation-therapy/simulation

[4] Mohamed BA, Abdelrazek A, Nashaat AD, El-Hafez AI Abd, El-Farrash AH. The effects of CT x-ray tube voltage and current variations on the relative electron density (RED) and CT number conversion curves. J Radiat Res Appl Sci. 2020;13:1-11.

[5] Mahmoudi R, Jabbari N, Aghdasi M, Khalkhali HR. Energy Dependence of Measured CT Numbers on Substituted Materials Used for CT Number Calibration of Radiotherapy Treatment Planning Systems. PLoS One. 2016;11:e0165672.

[6] Chula cancer. หลักการรักษาด้วยรังสี [Radiation therapy principles]. [Internet]. 2559 [cited 2025 Mar 29]. Available from: https://www.chulacancer.net/patient-list-page.php?id=420

[7] Chula cancer. รังสีรักษาพื้นฐาน [Basic radiation therapy]. [Internet]. 2559 [cited 2025 Mar 29]. Available from: https://www.chulacancer.net/education-inner.php?id=390

[8] ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล [Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital]. เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ [Computed Tomography]. [Internet]. 2562 [cited 2025 Mar 29]. Available from: https://sirirajradiology.com/diag-x-ray-com/

[9] Chulalongkorn Hospital. การบริการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ CT Scan [Computed Tomography (CT) Scan Services]. [Internet]. 2564 [cited 2025 Mar 29]. Available from: https://chulalongkornhospital.go.th/kcmh/our-services/lab-test/radiology/ct-scan/

[10] Pobpad. ขั้นตอน CT Scan [CT Scan Procedure]. [Internet]. 2559 [cited 2025 Mar 29]. Available from: https://www.pobpad.com/ct-scan

[11] ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร. ทฤษฎีการสร้างภาพ [Internet]. 2560 [cited 29 March 2565]. Available from: http://student.nu.ac.th/ct-ahs/index.php?page=gen_image

[12] Kittipongdaja P. รู้จักกับ DICOM file image และ CT Image [Internet]. 2562 [cited 29 March 2565]. Available from: https://parinkittipongdaja.medium.com

[13] Chula cancer. การจำลองการรักษา [Internet]. 2559 [cited 29 March 2565]. Available from: https://www.chulacancer.net/services-page.php?keysname=page_4d

[14] ทวีป แสงแห่งธรรม. ระบบภาพในงานรังสีรักษา. มะเร็งวิวัฒน์ วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย. 2559;22:16-23.