

บทที่ 5

อภิปราย สรุปผลการศึกษา และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปการวิจัย

การศึกษานี้ได้คำนวณปริมาณรังสีบนภาพ MVCT ด้วยโปรแกรม Planned adaptive และเปรียบเทียบผลการคำนวณกับการใช้ภาพรังสี kVCT และ โปรแกรม Planning station ของเครื่องวางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน ในผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอจำนวน 14 ราย โดยพิจารณาเปรียบเทียบปริมาณรังสี D_{95} ที่ตำแหน่งของรอยโรคได้แก่ PTV_{70} , $PTV_{59.4}$, PTV_{54} ปริมาณรังสี D_{50} ที่ตำแหน่งของต่อมน้ำลายทั้งสองข้าง และปริมาณรังสี D_2 ที่ตำแหน่งของไขสันหลัง วิเคราะห์ข้อมูลด้วยวิธีทางสถิติสหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน นำข้อมูลที่ได้มาประกอบการพิจารณาใช้งานโปรแกรม Planned adaptive สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีบนข้อมูลภาพ MVCT ในงานบริการทางด้านรังสีรักษา

5.2 อภิปรายผลการศึกษา

การเปรียบเทียบผลการคำนวณปริมาณรังสีโดยไม่มีปัจจัยในจัดทำและการซ้อนทับภาพถ่ายรังสีตัดขวางมาเกี่ยวข้อง สามารถทำได้โดยการคำนวณและเปรียบเทียบปริมาณรังสีบนซีสเฟนทอม การศึกษานี้ได้สร้างแผนรังสีซึ่งประกอบด้วย PTV_{70} ตั้งอยู่ตรงกลาง และ PTV_{54} อยู่บริเวณด้านข้างของซีสเฟนทอม จากนั้นคำนวณปริมาณรังสีบนภาพถ่าย MVCT และ kVCT ของซีสเฟนทอมเพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสี พบว่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีชนิดที่ D_{95} ของ PTV_{70} เท่ากับ -0.64 และที่ PTV_{54} เท่ากับ -0.23 ซึ่งมีค่าแตกต่างจากผลการศึกษาของ Pukala J และคณะ (2011) ที่พบร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีที่ PTV_{70} ระหว่างภาพ MVCT และ kVCT ของซีสเฟนทอมเท่ากับ -0.2 สาเหตุเนื่องจากตำแหน่ง PTV_{70} ของ Pukala J และคณะ (2011) อยู่บริเวณด้านข้างของซีสเฟนทอมซึ่งไม่มีรูอากาศของช่องสำหรับใส่หัววัดรังสีจึงมีค่าความแตกต่างที่น้อยกว่า และพบว่าค่าร้อยละความแตกต่างของ Pukala J และคณะ (2011) มีใกล้เคียงกับค่าร้อยละ

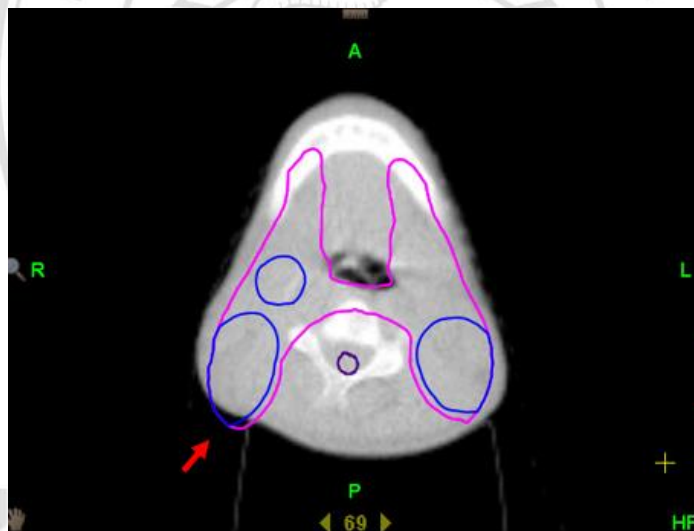
ความแตกต่างของ PTV_{54} ในการศึกษาครั้งนี้คือ - 0.23 ซึ่งตั้งอยู่ในตำแหน่งที่ใกล้เคียง จากตาราง 4.1 ถึง 4.6 แสดงผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีระหว่างการคำนวณโดย Planned adaptive กับ HT planning พบว่ามีความแตกต่างกันเพียงเล็กน้อยทั้งในปริมาตรรอยโรคและปริมาตรของอวัยวะสำคัญข้างเคียง โดยมีค่าเฉลี่ยของค่าความแตกต่างร้อยละ 2.5 และพบค่าความแตกต่างสูงสุดร้อยละ 3.2 ซึ่งใกล้เคียงกับผลการศึกษาของ Langen KM และคณะ (2005) ที่มีพบค่าความแตกต่างสูงสุดร้อยละ 3.1 ซึ่งสาเหตุมาจากความแตกต่างของตาราง IVDT ที่ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี

จากการเปรียบเทียบทางสถิติด้วยวิธีสหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน แสดงในตาราง 4.7 พบว่าการคำนวณปริมาณรังสีด้วย Planned adaptive มีความสัมพันธ์กับผลการคำนวณของ HT planning อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ตำแหน่งของรอยโรค PTV_{54} และที่ตำแหน่งของอวัยวะสำคัญข้างเคียง ได้แก่ ต่อมน้ำลายข้างขวา, ต่อมน้ำลายข้างซ้าย และไขสันหลังด้วยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่มีค่าเข้าใกล้ 1 มากแสดงถึงความสัมพันธ์กันอย่างสูงของทั้งสองข้อมูล และมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เป็นบวกแสดงว่าข้อมูลทั้งสองมีความสัมพันธ์ไปในทิศทางเดียวกัน สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Langen KM และคณะ (2005) ที่พบความสัมพันธ์ที่สอดคล้องกันเป็นอย่างดีเยี่ยมระหว่าง DVH จากแผนรังสีรักษาที่วางแผนบนข้อมูลภาพ kVCT และแผนรังสีรักษาที่คำนวณซ้ำบนข้อมูลภาพ MVCT

การทดลองนี้พบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่มีค่าน้อยในตำแหน่งของรอยโรค PTV_{70} และ $PTV_{59.4}$ ซึ่งมีความแตกต่างของปริมาณรังสี อันเนื่องมาจากความคลาดเคลื่อนในขั้นตอนการซ้อนทับภาพถ่ายรังสี โดยพบว่ามียบริเวณที่สนใจบางส่วน ของ PTV_{70} และ $PTV_{59.4}$ เกินออกนอกบริเวณผิวยื่นออกไปในส่วนของอากาศ ดังแสดงในรูป 5.1 เป็นผลให้เนื้อเยื่อไม่เพียงพอสำหรับ buildup region กระทบต่อความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสี ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาวิจัยของ Schirm และคณะ (2008) ที่พบความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างการคำนวณบนภาพ MVCT และภาพ kVCT ในผู้ป่วยโรคมะเร็งหลังโพรงจมูกร้อยละ 8 เนื่องจาก PTV บางส่วนเกินออกไปในอากาศ

เพื่อแก้ไขความคลาดเคลื่อนดังกล่าว จึงคำนวณปริมาณรังสีซ้ำบนข้อมูลภาพ MVCT ที่ได้จากการทวนสอบปริมาณรังสีในการฉายรังสีครั้งแรก (1st fraction) ของผู้ป่วย ซึ่งได้รับการจัดทำโดยนักรังสีการแพทย์และตรวจสอบการซ้อนทับภาพถ่ายรังสีโดยแพทย์ผู้ทำการรักษา นำมาเปรียบเทียบกับผลการคำนวณปริมาณรังสีของ HT planning อีกครั้ง พบว่าความแตกต่างของปริมาณรังสีมีค่า

ลดลง โดยพบความแตกต่างของปริมาณรังสีเฉลี่ยที่คำนวณได้ลดลงจากร้อยละ 2.5 เป็นร้อยละ 2.2 และปริมาณรังสีสูงสุดลดลงจากร้อยละ 3.2 เป็นร้อยละ 2.9 ดังแสดงในตาราง 5.1 เนื่องจากการซ้อนทับภาพถ่ายในการศึกษานี้ใช้ bone technique ซึ่งคำนวณการซ้อนทับภาพโดยพิจารณาฟิสิกส์ที่มีความหนาแน่นขั้นต่ำเท่ากับ 1 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร แตกต่างจากการซ้อนทับภาพถ่ายรังสีของแพทย์ซึ่งพิจารณาความถูกต้องของ PTV เป็นหลัก จึงทำให้ผลการคำนวณจาก MVCT 1st fraction มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า MVCT 1st day ทั้งนี้ค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีสูงสุดในการศึกษานี้อยู่ในค่าที่ยอมรับได้ จากรายงานของ AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Report No. 82 ในปี 2013 ซึ่งให้เกณฑ์การยอมรับสำหรับความคลาดเคลื่อนจากการคำนวณปริมาณรังสีในเทคนิคครั้งเดียวเพื่อความเข้มโดยให้มีค่าอยู่ภายในร้อยละ 4



รูป 5.1 แสดงส่วนของ PTV ที่ยื่นออกไปในอากาศ

ตาราง 5.1 แสดงปริมาณรังสีของการคำนวณบนภาพรังสี kVCT, ภาพรังสี 1st day MVCT และ ภาพรังสี 1st fraction MVCT

Dosimetric parameters	kVCT (Gy/fraction)	1 st day MVCT (Gy/fraction)	% Diff (1st Day)	1 st fx MVCT (Gy/fraction)	% Diff (1 st Fraction)
D ₉₅ - PTV ₇₀	2.121	2.158	2.2	2.156	2.1
D ₉₅ - PTV _{59.4}	1.799	1.833	2.4	1.827	2.1
D ₉₅ - PTV ₅₄	1.649	1.629	3.2	1.667	2.2
D ₅₀ - Rt. parotid	0.896	0.910	2.4	0.869	2.2
D ₅₀ - Lt. parotid	0.859	0.871	2.7	0.909	1.8
D ₂ - Spinal cord	0.961	0.980	3.1	0.961	2.9

1st day MVCT = ภาพรังสี MVCT ที่สแกนในวันแรกก่อนการวางแผนรังสีรักษา, 1st fraction MVCT = ภาพรังสี MVCT ที่สแกนในครั้งแรกของการฉายรังสี, % Diff (1st Day) = ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีของ 1st day MVCT กับ kVCT, % Diff (1st Fraction) = ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีชนิดของ 1st fx MVCT กับ kVCT

การคำนวณปริมาณรังสีบนภาพ MVCT ด้วยโปรแกรม Planned adaptive สามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการประเมินปริมาณรังสีได้ ทั้งนี้ในการดำเนินการต้องคำนึงถึงปัจจัยดังต่อไปนี้

- ความถูกต้องของการจัดทำและการซ้อนทับภาพถ่ายรังสีโดยเฉพาะเทคนิคที่ใช้ในการซ้อนทับภาพ ในการศึกษาที่ใช้ bone technique ซึ่งคำนวณการซ้อนทับภาพโดยพิจารณาฟิสิกส์ที่มีความหนาแน่นขั้นต่ำเท่ากับ 1 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ดังนั้นเนื้อเยื่อปกติที่มีความหนาแน่นน้อยกว่า 1 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร จะไม่ได้รับการพิจารณาในการซ้อนทับภาพซึ่งอาจทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนได้ ทั้งนี้แนะนำให้ใช้เทคนิคในการซ้อนทับภาพเป็น full images ซึ่งคำนวณการซ้อนทับภาพโดยไม่พิจารณาค่าความหนาแน่นขั้นต่ำของแต่ละฟิสิกส์

- คุณภาพของภาพ MVCT ที่สามารถแยกแยะความแตกต่างของภาพได้น้อยกว่าภาพ kVCT โดยเฉพาะบริเวณขอบผิวหนังของผู้ป่วยซึ่งมองเห็นได้ปกติในภาพ kVCT แต่อาจเห็นว่ามีความลดลงในภาพ MVCT ทำให้เกิดความผิดพลาดในการวาดโครงข่ายรอยโรคหรือการซ้อนทับภาพได้ ทั้งนี้สามารถแก้ไขได้โดยการปรับ window และ width/level ของภาพให้มีความเหมาะสมได้
- พารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนภาพ MVCT เนื่องจากมีผลกระทบต่อคุณภาพของ MVCT ที่นำมาใช้ในการคำนวณ การศึกษานี้ใช้โหมดในการสแกนภาพ MVCT คือ coarse ซึ่งกำหนดความหนาของการสแกนภาพเท่ากับ 6 มิลลิเมตร เนื่องจากต้องการลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับ จากการศึกษาของ Shah AP และคณะ (2008) ที่พบว่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสแกนภาพ MVCT โดยใช้โหมด coarse, normal (4 มิลลิเมตร) และ fine (2 มิลลิเมตร) มีค่าเท่ากับ 0.3, 1 และ 3 เซนติเกรย์ ซึ่งการใช้โหมด coarse สามารถลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับจากการใช้โหมด fine ลง 10 เท่า แต่ทั้งนี้การใช้โหมด coarse ในการสแกนก็ลดคุณภาพของภาพ MVCT ที่นำมาใช้ในการซ้อนทับภาพและการคำนวณปริมาณรังสีเช่นกัน ดังนั้นจึงควรเลือกใช้พารามิเตอร์ให้เหมาะสม โดยหากต้องการนำภาพ MVCT มาใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีด้วยโปรแกรม Planned adaptive แนะนำให้ใช้โหมดในการสแกนเป็น normal หรือ fine จะช่วยเพิ่มความถูกต้องในการคำนวณปริมาณรังสี
- ความถูกต้องของตาราง IVDT ที่นำมาใช้ในการคำนวณ โดยปัจจัยที่มีผลต่อความถูกต้อง IVDT ที่ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีได้แก่
 - อันตรกิริยาที่แตกต่างกันระหว่างภาพ MVCT และ kVCT ในตัวกลางที่มีความหนาแน่นสูง ซึ่งพบที่ความหนาแน่นตั้งแต่ 1.2 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร เนื่องจากภาพ kVCT มีอัตราการเกิด photoelectric effect เพิ่มขึ้นในตัวกลางมีเลขอะตอมสูงขึ้น ซึ่งอาจทำให้การคำนวณปริมาณรังสีด้วยภาพ kVCT ในตัวกลางที่มีค่าเลขอะตอมสูงเกิดความคลาดเคลื่อนได้
 - CT number ของภาพ MVCT ที่อาจมีการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา สาเหตุเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงคุณภาพลำรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพ MVCT ซึ่งเป็น

ผลมาจากการเปลี่ยนแปลงของแหล่งกำเนิดรังสี (target) ในเครื่องฉายรังสี
ตัดขวางแบบเกลียวหมุน จากการศึกษาของ Crop F และคณะ (2012) รายงาน
ผลการคำนวณปริมาณรังสีที่มีความคลาดเคลื่อนมาจากตาราง IVDT โดยพบ
ความคลาดเคลื่อนร้อยละ 0.2 ในระหว่างวัน ร้อยละ 1.6 ในระยะยาว และร้อย
ละ 1.5 เมื่อมีการเปลี่ยนอุปกรณ์สำคัญภายในเครื่อง ดังนั้นการคำนวณปริมาณ
รังสีบนภาพ MVCT ควรมีการตรวจสอบความคงที่ของตาราง IVDT ทุกเดือน
ตามแนวปฏิบัติของ AAPM TG 148 โดยการสแกนซิสเทนทอมที่บรรจุแท่ง
ความหนาแน่นแตกต่าง จากนั้นอ่านค่า HU จากภาพและเปรียบเทียบกับค่า
HU ที่วัดได้ตอนตรวจรับเครื่อง โดยกำหนดให้มีเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนของ
ค่า HU ในแท่งความหนาแน่นของน้ำได้ไม่เกิน ± 30 HU ส่วนในแท่งความ
หนาแน่นของปอดและกระดูกไม่เกิน ± 50 HU

5.3 สรุปผลการศึกษา

จากผลการศึกษาพบว่า การคำนวณปริมาณรังสีบนข้อมูลภาพรังสีตัดขวาง MVCT ด้วยโปรแกรม
Planned adaptive กับ การคำนวณปริมาณรังสีบนภาพรังสีตัดขวาง kVCT จากโปรแกรม Planning
station มีความแตกต่างของปริมาณเชิงรังสีเกิดขึ้นในช่วงที่ยอมรับได้ และเมื่อหาความสัมพันธ์
ระหว่างผลการคำนวณทั้งสองพบว่า มีความสัมพันธ์กันอย่างสูงในปริมาตรเป้าหมาย PTV₅₄ และ
อวัยวะสำคัญข้างเคียงได้แก่ ต่อม้าน้ำลายข้างซ้าย ต่อม้าน้ำลายข้างขวา และไขสันหลัง แต่อย่างไรก็
ตาม PTV₇₀ และ PTV_{59.4} พบความสัมพันธ์กันน้อยอันเนื่องมาจากปัจจัยภายนอก โดยสรุปแล้วเห็น
ว่า Planned adaptive สามารถนำมาใช้ประโยชน์ในการประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และใช้ใน
การพิจารณาปรับแผนรังสีรักษากรณีพบว่าผู้ป่วยมีการเปลี่ยนแปลงทางกายวิภาคในระหว่างฉาย
รังสีได้

5.4 ข้อเสนอแนะ

ในอนาคตสนับสนุนให้มีการศึกษาปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจริงในแต่ละครั้งของการฉายรังสี โดย
การใช้ภาพ MVCT ที่ได้จากการทวนสอบตำแหน่งการฉายรังสีของผู้ป่วยในแต่ละวัน มาคำนวณหา
ปริมาณรังสีทวนสอบด้วยโปรแกรม Planned adaptive เพื่อประเมินหา fraction ที่เหมาะสมที่สุด
สำหรับการทำ adaptive plan เนื่องจากการถ่ายภาพ MVCT ในการทวนสอบตำแหน่งการฉายรังสี

ผู้ป่วยนั้นจะใช้ความหนาของการสแกนภาพเท่ากับ 6 มิลลิเมตร เพื่อลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับ แต่อาจกระทบต่อความถูกต้องของการคำนวณ ทั้งนี้หากทราบ fraction ที่ต้องการทำ adaptive plan ที่แน่นอน จะสามารถกำหนดความหนาของการสแกนภาพ MVCT ที่น้อยลงได้ในเฉพาะ fraction ที่ต้องการ ทำให้สามารถลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับ พร้อมทั้งได้ภาพที่มีคุณภาพเหมาะสมสำหรับการคำนวณ

การศึกษานี้จะนำไปสู่การรักษาแบบ online adaptive radiotherapy โดยการใช้ประโยชน์จากภาพ MVCT ซึ่งสามารถถ่ายภาพได้ในขณะที่ผู้ป่วยนอนอยู่บนเตียงฉายรังสี แต่ทั้งนี้จะต้องควบคุมคุณภาพของภาพ MVCT ให้ได้ความละเอียดของภาพเพียงพอต่อการกำหนดรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงของผู้ป่วย



ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved