

บทที่ 3

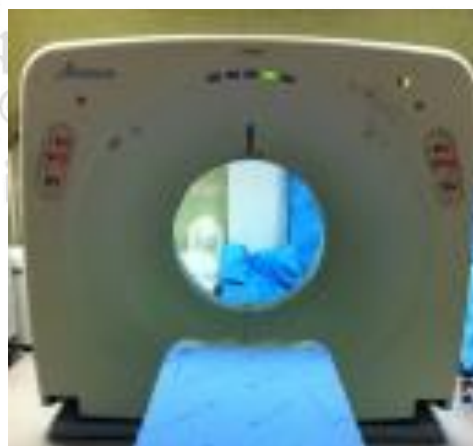
วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 เครื่องมือและอุปกรณ์

การศึกษานี้ดำเนินการโดยใช้เครื่องมือ อุปกรณ์ และกลุ่มตัวอย่างในงานบริการผู้ป่วยของหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิหารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ประกอบด้วยเครื่องมือ และอุปกรณ์ดังต่อไปนี้

3.1.1 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Toshiba Asteion TSX- 021A) แสดงในรูป 3.1 ใช้สร้างภาพรังสีตัดขวาง kVCT ของผู้ป่วย โดยการสแกนแบบเกลียวหมุนต่อเนื่องด้วยความหนา (slice thickness) 3 มิลลิเมตร ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของพื้นที่การมองเห็น (field of view: FOV) เท่ากับ 40 เซนติเมตร ความละเอียดในการสร้างภาพเท่ากับ 512×512 พิกเซล ใช้ความเร็วในการสแกนรอบละ 1 วินาที และสามารถผ่านส่งข้อมูลภาพผู้ป่วยไปยังเครื่องวาดรอยโรคได้โดยผ่านการเชื่อมต่อกับระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์



รูป 3.1 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Toshiba Asteion TSX-021A)

3.1.2 เครื่องคอมพิวเตอร์วาดรอยโรค

เครื่องคอมพิวเตอร์วาดรอยโรค (HP XW6600 workstation) แสดงในรูป 3.2 มีระบบประมวลผลกลาง Intel Xenon E5420 ความเร็ว 2.50 จิกะเฮิร์ตซ์ หน่วยความจำขนาด 4 จิกะไบต์ มีหน้าจอแสดงผลระบบสัมผัส ติดตั้งโปรแกรมกำหนดรอยโรค (Oncentra master plan 3.2) สำหรับรังสีแพทย์วาดรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงของผู้ป่วย ลงบนภาพรังสีตัดขวาง เชื่อมต่อระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์สามารถรับ และส่ง ภาพถ่ายรังสีตัดขวางกับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนรังสีรักษาได้



รูป 3.2 เครื่องคอมพิวเตอร์วาดรอยโรค

3.1.3 เครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน

เครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน (TomoTherapy Hi-Art) แสดงในรูป 3.3 ใช้สร้างภาพรังสีตัดขวาง MVCT ของผู้ป่วย ฉายภาพด้วยหัวเร่งอนุภาคระดับศักย์ไฟฟ้า 3.5 เมกะโวลต์ สแกนแบบเกลียวหมุนต่อเนื่องด้วยความหนา 6 มิลลิเมตร ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของพื้นที่การมองเห็นเท่ากับ 40 เซนติเมตร ความละเอียดในการสร้างภาพเท่ากับ 512×512 พิกเซล และมีระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์สำหรับส่งผ่านข้อมูลภาพผู้ป่วยไปยังเครื่องวางแผนรังสีรักษาโดยอัตโนมัติ



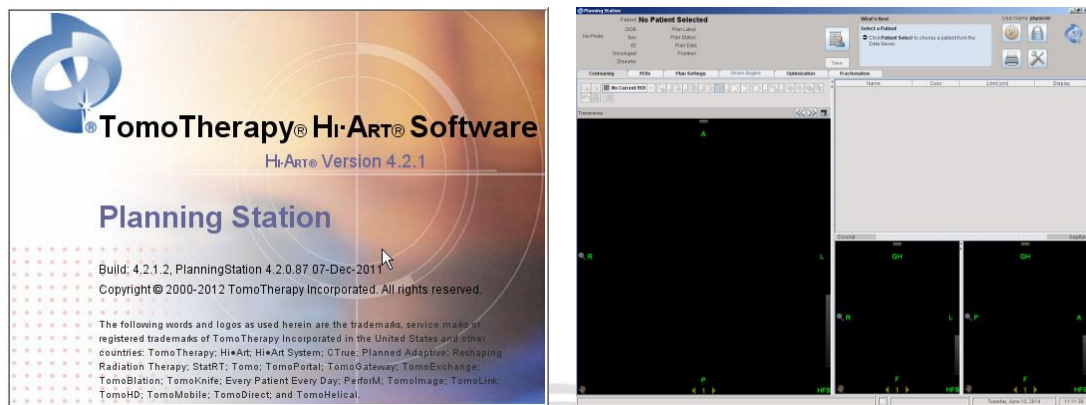
รูป 3.3 เครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน (TomoTherapy Hi-Art)

3.1.4 เครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน

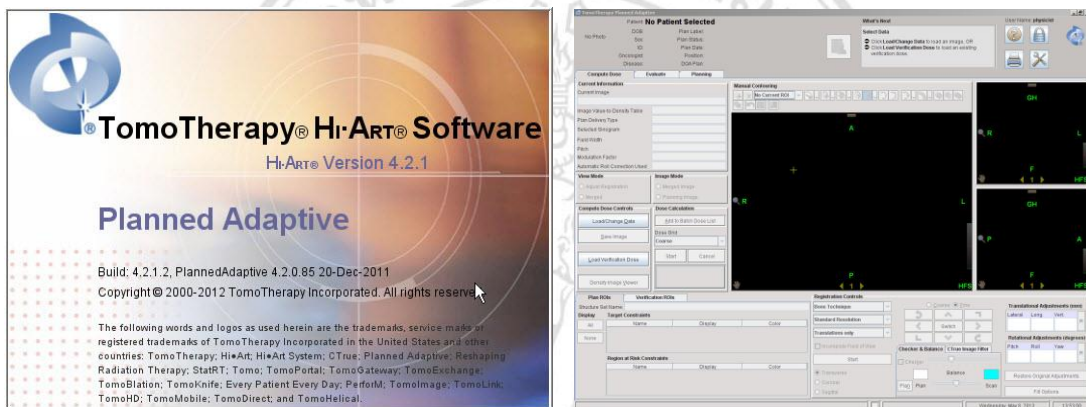
เครื่องคอมพิวเตอร์ (TomoTherapy workstation) แสดงในรูป 3.4 สำหรับวางแผนรังสีรักษาเทคนิคฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน มีระบบประมวลผลกลาง Intel Xenon ความเร็ว 2.00 จิกะเฮิร์ตซ์ หน่วยความจำขนาด 3 จิกะไบต์ ติดตั้งระบบปฏิบัติการ Window XP SP2 ประกอบด้วยโปรแกรมแพลนนิ่งสเตชัน (Planning station) แสดงในรูป 3.5 สำหรับวางแผนรังสีรักษาเทคนิคฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน และโปรแกรมแพลนอะแดปทีฟ (Planned adaptive) แสดงในรูป 3.6 สำหรับคำนวณปริมาณรังสีบนภาพรังสีตัดขวาง MVCT



รูป 3.4 เครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนรังสีรักษาเทคนิคฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน



รูป 3.5 โปรแกรมวางแผนรังสีรักษาแพลนนิ่งสเตชัน (Planning station)



รูป 3.6 โปรแกรมวางแผนรังสีรักษาแพลนอะแดปทีฟ (Planned adaptive)

3.1.5 หุ่นจำลองสมมูลเนื้อเยื่อ (virtual water phantom)

เป็นหุ่นจำลองสมมูลเนื้อเยื่อทรงกระบอก มีชื่อเรียกว่า ชีสแฟนทอม (Cheese phantom) ทำจากวัสดุที่มีความหนาแน่นและสัมประสิทธิ์การดูดกลืนใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อมนุษย์ มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 30 เซนติเมตร ความยาว 18 เซนติเมตร ตัวแฟนทอมมีรูขนาด 2.8 เซนติเมตร อยู่บริเวณโดยรอบ ซึ่งปกติจะบรรจุแท่งสมมูลเนื้อเยื่อ (virtual water plugs) จำนวน 20 แท่ง ดังแสดงในรูป 3.7 หากต้องการใช้สร้างตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลข CT และความหนาแน่น (image value-to-density table: IVDT) สามารถแทนที่แท่งสมมูลเนื้อเยื่อเหล่านี้ได้ด้วยแท่งความหนาแน่นแตกต่าง



รูป 3.7 หุ่นจำลองสมมูลเนื้อเยื่อ (virtual water phantom)

3.1.6 แท่งความหนาแน่นทรงกระบอก (cylindrical density plugs)

แท่งความหนาแน่นทรงกระบอก ทำจากวัสดุที่มีความหนาแน่นใกล้เคียงกับอวัยวะชนิดต่างๆ ของมนุษย์จำนวน 12 แท่ง เพื่อเป็นตัวแทนความหนาแน่นแตกต่างในหุ่นจำลองสมมูลเนื้อเยื่อ โดยมีค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ตั้งแต่ 0.29 ถึง 1.823 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2.8 เซนติเมตร ความยาว 7 เซนติเมตร ดังแสดงในรูป 3.8



รูป 3.8 แท่งความหนาแน่นทรงกระบอก (cylindrical density plugs)

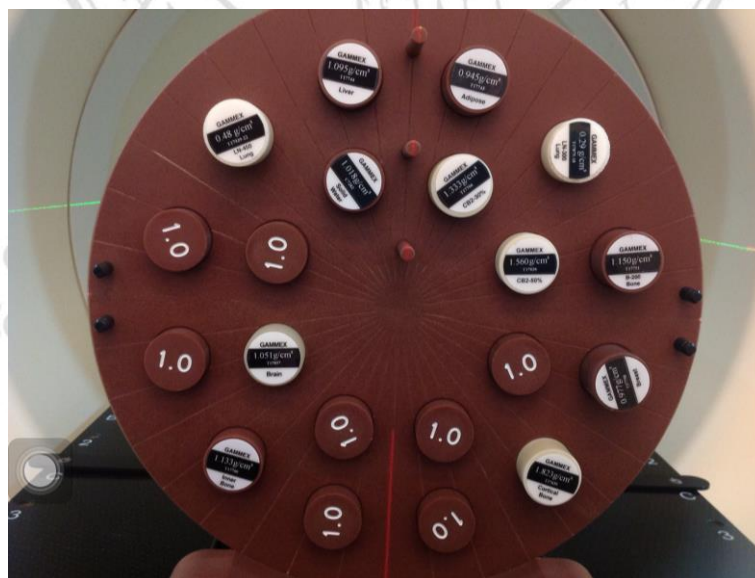
3.2 วิธีดำเนินการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการเปรียบเทียบผลการคำนวณปริมาณรังสีระหว่างการวางแผนรังสีรักษาบนข้อมูลภาพ kVCT ด้วยโปรแกรม Planning station และการคำนวณปริมาณรังสีบนภาพ MVCT ด้วยโปรแกรม Planned adaptive ของเครื่องวางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน ซึ่งประกอบด้วยขั้นตอนการดำเนินงานดังต่อไปนี้

3.2.1 การสร้างตาราง IVDT

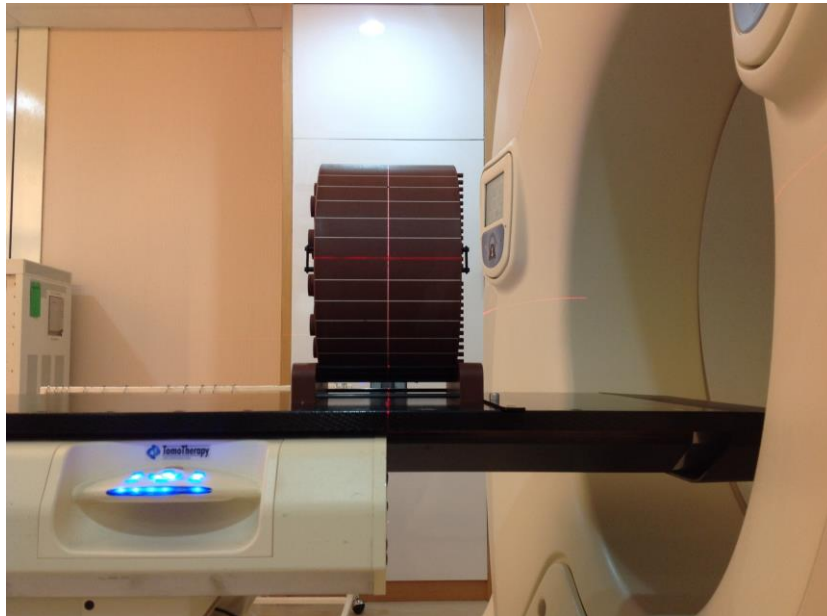
ตาราง IVDT คือ ตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลข CT หรือ ค่าเฮนส์ฟิลด์ยูนิต (Hounsfield Unit: HU) กับค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอน สำหรับใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีของเครื่องวางแผนรังสีรักษา ซึ่งจะมีความจำเพาะต่อเครื่อง CT แต่ละเครื่อง โดยตาราง IVDT สำหรับคำนวณปริมาณรังสีบนภาพรังสีตัดขวาง MVCT จะได้จากการสแกนบนเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน มีขั้นตอนดังต่อไปนี้

- 1) เตรียมชีสแผ่นทอมสำหรับการสแกน โดยแทนที่แท่งสมมูลเนื้อเยื่อด้วยแท่งความหนาแน่นทรงกระบอกที่ทราบค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอนจำนวน 12 แท่ง ดังแสดงในรูป 3.9



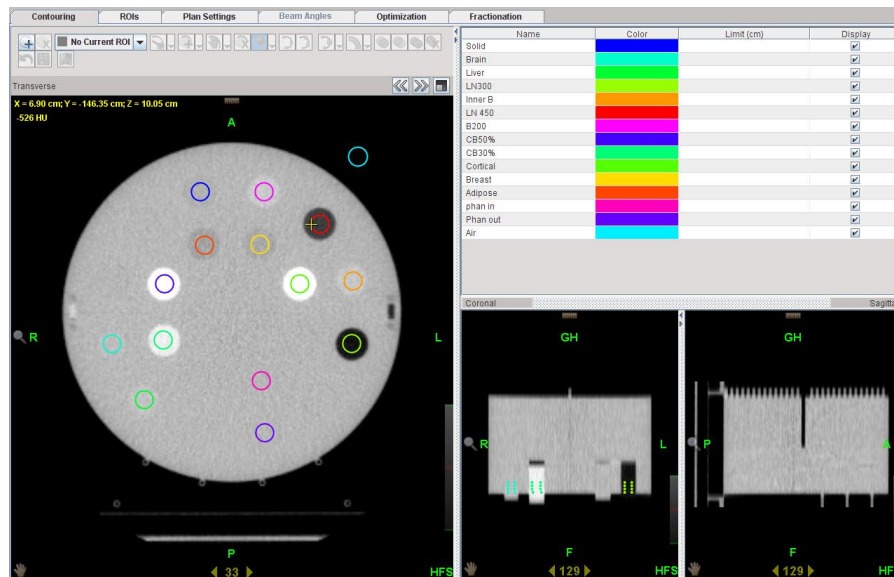
รูป 3.9 ชีสแผ่นทอมพร้อมด้วยแท่งความหนาแน่นทรงกระบอก

- 2) จัดตำแหน่งซิสแฟมทอมบนเตียงเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน โดยให้จุดศูนย์กลางแฟมทอมอยู่ตำแหน่งเดียวกับจุดศูนย์กลางลำรังสีเสมือน (virtual isocenter) ดังแสดงในรูป 3.10 และเลื่อนตำแหน่งแฟมทอมเข้าไปในตัวเครื่องฉายรังสี (แนวแกน y) 70 เซนติเมตร เพื่อให้จุดศูนย์กลางแฟมทอมอยู่ในตำแหน่งจุดศูนย์กลางลำรังสี (beam isocenter)



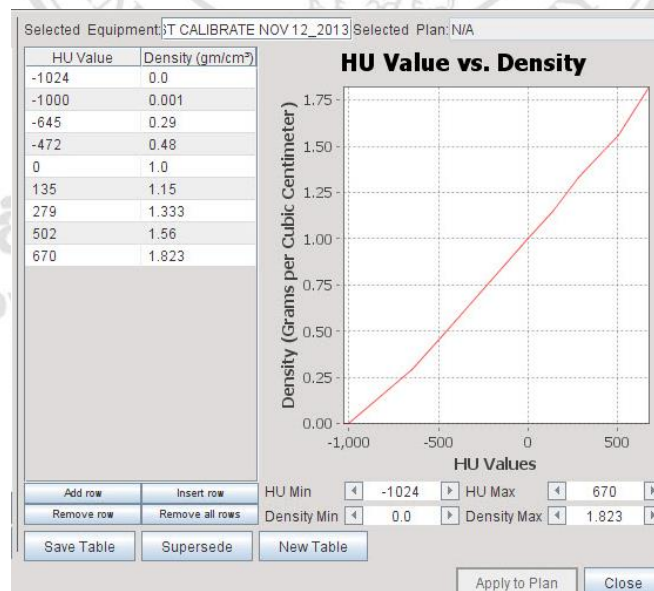
รูป 3.10 แสดงตำแหน่งของจุดศูนย์กลางลำรังสีเสมือน (virtual beam isocenter)

- 3) ตั้งค่าขอบเขตการสแกนบนเครื่องคอมพิวเตอร์ควบคุม กำหนดให้ครอบคลุมซิสแฟมทอมทั้งหมด โดยขยายระยะจากขอบด้านหน้าและด้านหลังของแฟมทอมอย่างน้อย 2 เซนติเมตร เลือกความหนาของการสแกนและเริ่มการสแกน
- 4) ภาพ MVCT จะถูกส่งมายังเครื่องวางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนโดยอัตโนมัติ จากนั้นทำการอ่านค่า HU จากชุดภาพ MVCT ดังแสดงในรูป 3.11 โดยอ่านค่า 5 ตำแหน่งภายในพื้นที่ของแต่ละแท่งความหนาแน่นทรงกระบอกเว้นระยะจากขอบอย่างน้อย 0.4 เซนติเมตร และนำมาหาค่าเฉลี่ย



รูป 3.11 แสดงการอ่านค่าเฮนส์ฟิลด์ยูนิต (Hounsfield Unit: HU) จากชุดภาพ MVCT

- 5) นำค่าเฉลี่ย HU ที่อ่านได้จากแต่ละแท่งมาจับคู่กับความหนาแน่นของแท่งนั้นๆ และป้อนลงตารางความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลข CT และค่าความหนาแน่นในเครื่องวางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน เพื่อสร้างตารางและกราฟ IVDT ดังแสดงในรูป 3.12



รูป 3.12 แสดงตารางและกราฟ IVDT ที่ได้จากภาพ MVCT

3.2.2 กลุ่มข้อมูลตัวอย่าง

การวิจัยนี้ใช้ข้อมูลผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอจำนวน 14 ราย ซึ่งรังสีแพทย์พิจารณาให้การรักษาด้วยเทคนิครังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน โดยรายละเอียดของผู้ป่วยแต่ละรายแสดงในตาราง 3.1 การดำเนินงานวิจัยนี้ได้รับความยินยอมจากผู้ป่วยทุกราย และผ่านการรับรองจริยธรรมการวิจัยจากคณะกรรมการรับรองจริยธรรมของคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เลขที่ 281/2556

ตาราง 3.1 แสดงรายละเอียดข้อมูลของผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอแต่ละราย

Patient No.	Sex	Age (years)	Disease	Staging
1	M	66	Nasal cavity	T ₁ N ₂ M _x
2	F	46	NPC	T ₄ N _{2b} M ₀
3	F	46	NPC	T ₄ N _{2b} M ₀
4	M	52	NPC	T ₂ N ₁ M ₀
5	F	49	NPC	T ₂ N ₂ M _x
6	F	55	NPC	T ₁ N ₂ M _x
7	M	24	NPC	T ₂ N ₂ M _x
8	M	65	NPC	T ₃ N ₁ M ₀
9	M	56	NPC	T ₄ N ₂ M _x
10	M	43	NPC	T ₂ N ₀ M ₀
11	F	57	NPC	T ₃ N ₁ M _x
12	F	51	NPC	T ₃ N ₂ M _x
13	M	51	NPC	T ₁ N ₂ M _x
14	M	49	NPC	T ₁ N ₂ M _x

M = เพศชาย, F = เพศหญิง, NPC = โรคมะเร็งหลังโพรงจมูก

3.2.3 การเก็บข้อมูลภาพรังสีตัดขวางผู้ป่วย

ดำเนินการเก็บข้อมูลภาพรังสีตัดขวาง 2 ชุดข้อมูลในผู้ป่วยแต่ละราย ได้แก่ ข้อมูลภาพรังสีตัดขวาง kVCT จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการฉายรังสี และข้อมูลภาพรังสีตัดขวาง MVCT จากเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน ซึ่งทำการเก็บข้อมูลในวันเดียวกันก่อนการวางแผนรังสีรักษาผู้ป่วย

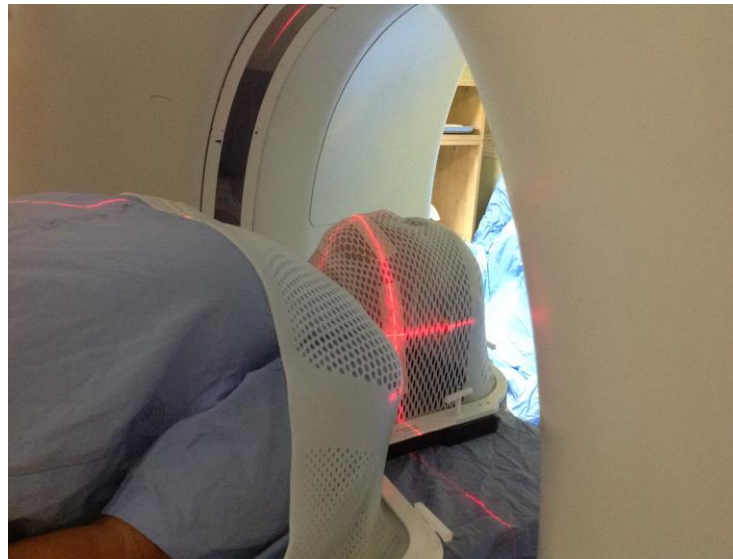
1) การเก็บข้อมูลภาพรังสีตัดขวาง kVCT ของผู้ป่วย

- 1.1) เก็บข้อมูลจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการฉายรังสี โดยผู้ป่วยอยู่ในท่านอนหงาย มีอวัยวะข้างลำตัว และใช้น้ำอากาศในการยึดตรึงบริเวณศีรษะและลำคอเพื่อให้หัวไหล่ผู้ป่วยอยู่กับที่ ดังแสดงในรูป 3.13



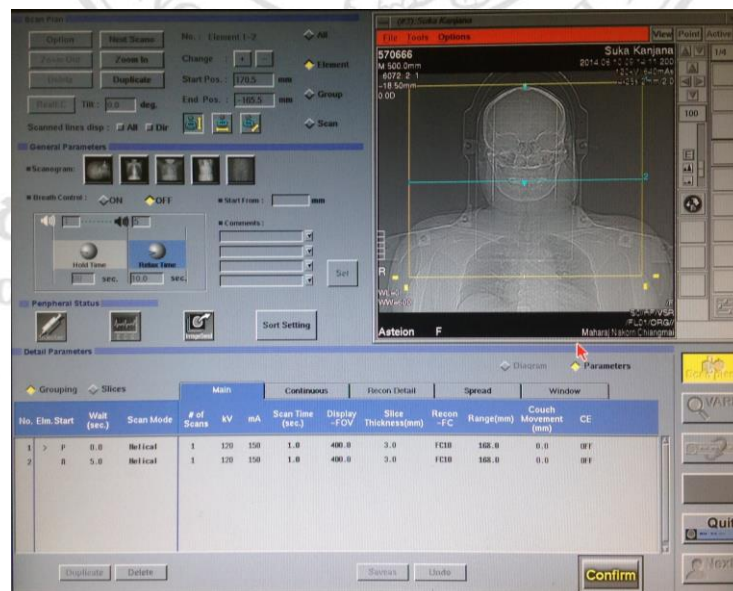
รูป 3.13 แสดงการจัดทำผู้ป่วยและอุปกรณ์ยึดตรึง

- 1.2) ทำเครื่องหมายที่หน้าอกผู้ป่วย 3 ตำแหน่ง (ด้านซ้าย, ขวา และแนวแกนกลาง) โดยอ้างอิงจากเส้นเลเซอร์สีแดง ดังแสดงในรูป 3.14 และติดวัดโลหะขนาดเล็กที่ตำแหน่งนั้น เพื่อแสดงตำแหน่งจุดศูนย์กลางรังสีอ้างอิง (reference isocenter) ไว้ในภาพถ่ายรังสี



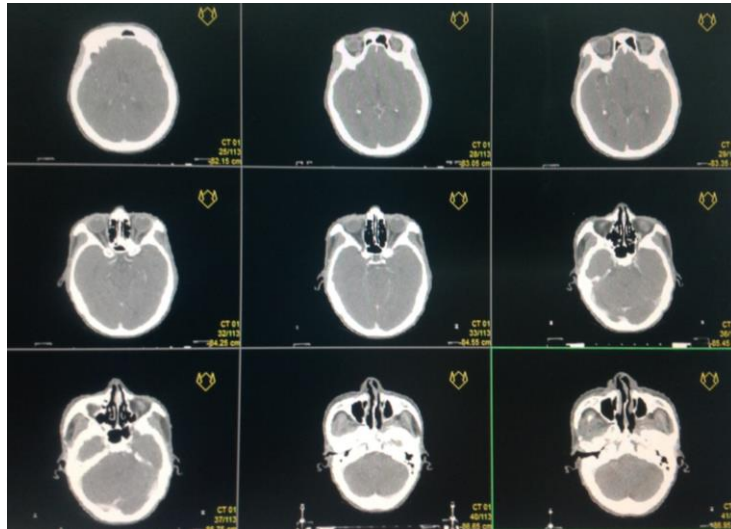
รูป 3.14 แสดงตำแหน่งศูนย์กลางรังสีอ้างอิง (reference isocenter)

- 1.3) ตั้งค่าที่เครื่องคอมพิวเตอร์ควบคุม โดยกำหนดให้ขอบบนคลุมศีรษะและขอบล่างคลุมบริเวณปลายสุดของหลอดลมใหญ่ สแกนด้วยความหนา 3 มิลลิเมตร และตั้งค่าปริมาณรังสีเท่ากับ 120 kV 50 mA ดังรูป 3.15



รูป 3.15 แสดงการตั้งค่าที่เครื่องคอมพิวเตอร์ควบคุมการสแกน

- 1.4) ได้ภาพรังสีตัดขวาง kVCT ดังแสดงในรูป 3.16 จากนั้นส่งภาพมายังเครื่องคอมพิวเตอร์วาดรอยโรคเพื่อให้รังสีแพทย์กำหนดโครงร่างของอวัยวะเป้าหมายและอวัยวะสำคัญข้างเคียง



รูป 3.16 ภาพรังสีตัดขวาง kVCT ของผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ

- 2) การเก็บข้อมูลภาพรังสี MVCT ผู้ป่วย
- 2.1) เก็บข้อมูลภาพรังสี MVCT จากเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนภายในวันเดียวกันหลังจากจำลองการฉายรังสีเสร็จ โดยจัดให้ผู้ป่วยอยู่ในท่านอนหงาย มีอวัยวะข้างลำตัว ใช้หน้ากากขาวในการยึดตรึงบริเวณศีรษะและลำคอเช่นเดียวกับตอนถ่ายภาพรังสีตัดขวาง kVCT และจัดตำแหน่งให้จุดศูนย์กลางรังสีเสมือนของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนอยู่ในตำแหน่งเดียวกันกับจุดศูนย์กลางรังสีอ้างอิงจากห้องจำลองการฉายรังสี ดังแสดงในรูป 3.17 จากนั้นเลื่อนเตียงเข้าไป 70 เซนติเมตร ในแนวแกน y เพื่อเลื่อนเข้าไปอยู่ในตำแหน่งจุดศูนย์กลางรังสีของเครื่องฉายรังสี ดังแสดงในรูป 3.18

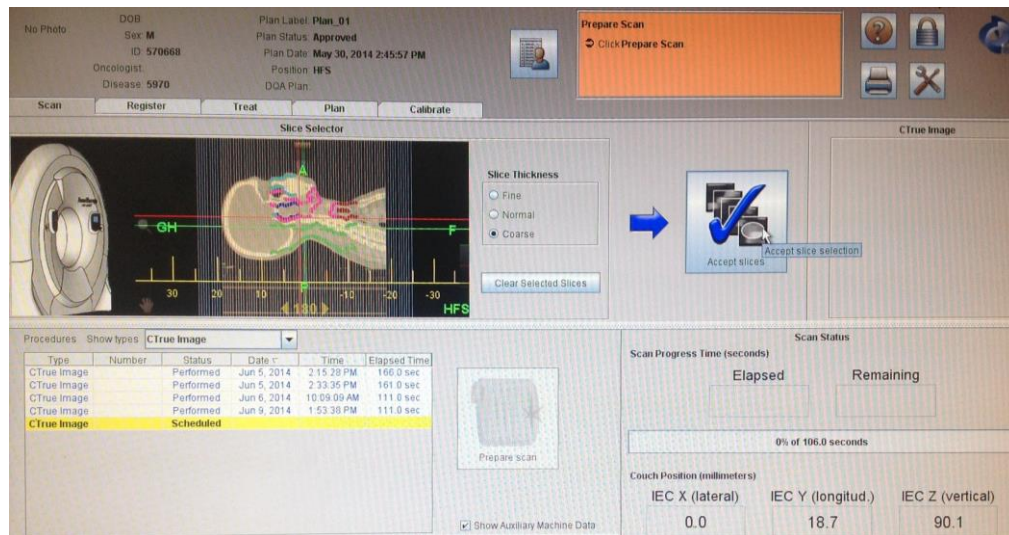


รูป 3.17 แสดงการจัดทำผู้ป่วยที่เครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน



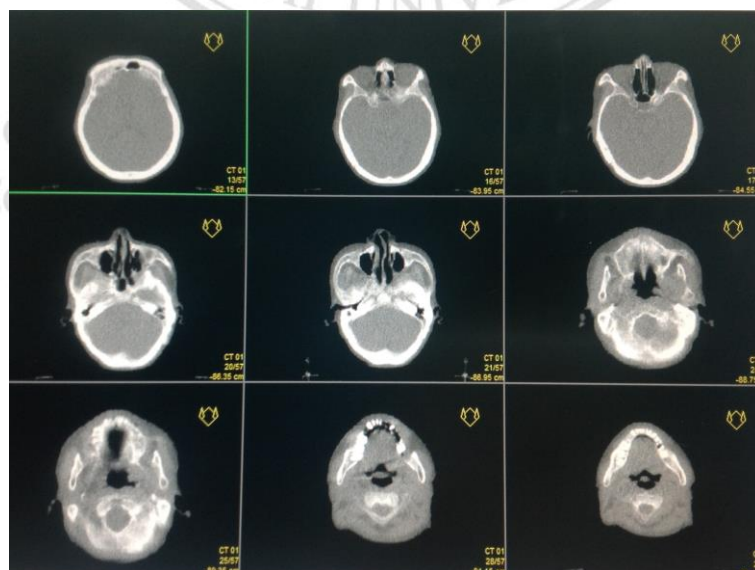
รูป 3.18 แสดงตำแหน่งผู้ป่วยที่จุดศูนย์กลางรังสีของเครื่องฉายรังสี

2.2) กำหนดขอบเขตการสแกนให้ขอบบนคลุมกะโหลกศีรษะ และขอบล่างคลุมบริเวณปลายสุดของหลอดลมใหญ่ สแกนโดยตั้งความหนาระดับ coarse ดังแสดงในรูป 3.19



รูป 3.19 แสดงการกำหนดขอบเขตการสแกนภาพ MVCT ผู้ป่วย

2.3) ได้ภาพรังสี MVCT ดังแสดงในรูป 3.20 จากนั้นภาพจะถูกส่งต่อมายังเครื่องวางแผนรังสีรักษาเทคนิคฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนโดยอัตโนมัติ

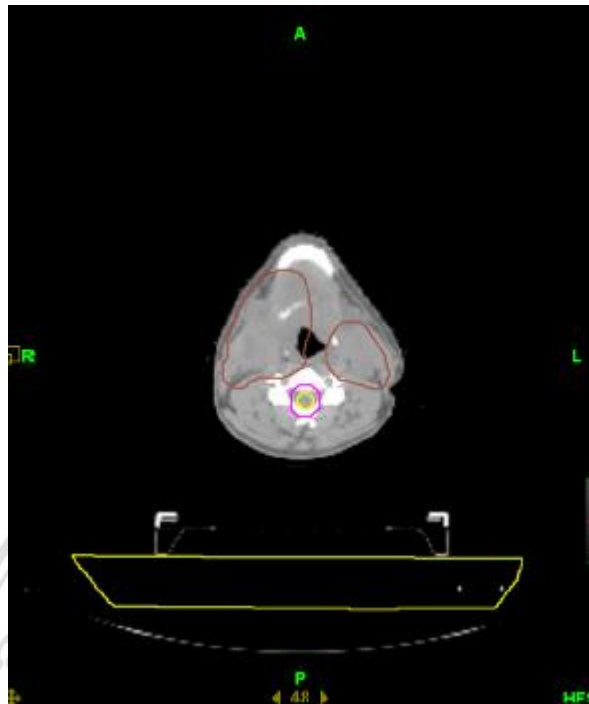


รูป 3.20 ภาพรังสีตัดขวาง MVCT ของผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ

3.2.4 การวางแผนรังสีรักษานบนข้อมูลภาพ kVCT

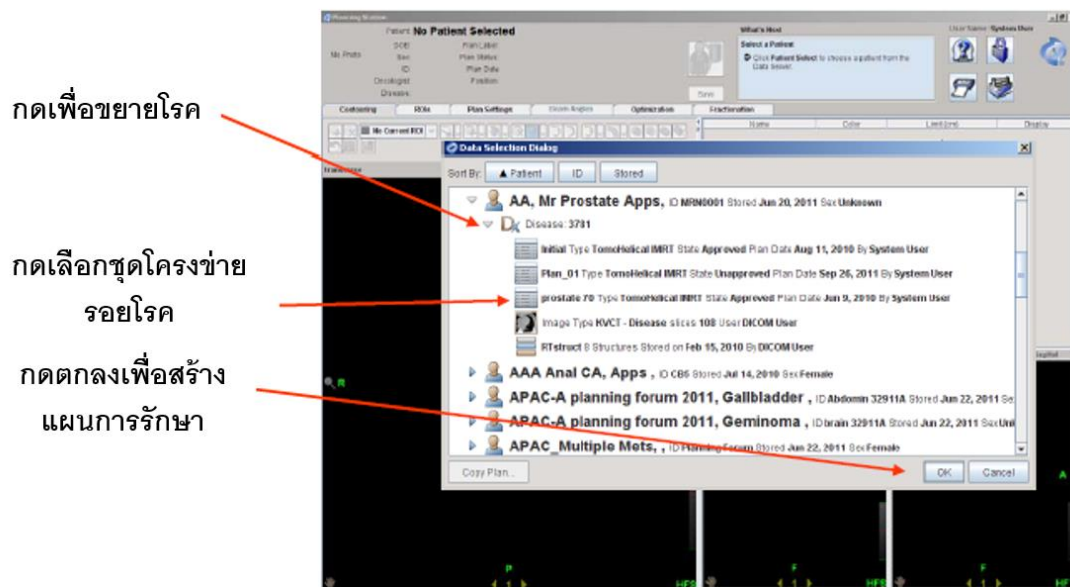
หลังจากรังสีแพทย์กำหนดรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงลงบนข้อมูลภาพรังสีตัดขวาง kVCT ของผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอทั้ง 14 รายแล้ว นักฟิสิกส์จะทำการขยายขอบเขตของรอยโรค และกำหนดอวัยวะเสมือนสำหรับช่วยในการวางแผนรังสีรักษาด้วยโปรแกรมวาดรอยโรค Oncentra Master Plan รุ่น 3.2 ก่อนจะส่งมาวางแผนรังสีรักษาด้วยโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา Planning station ของเครื่องวางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน TomoTherapy Hi-Art รุ่น 4.1.2 ดังขั้นตอนต่อไปนี้

- 1) ขยายขอบเขตรอยโรคที่รังสีแพทย์กำหนดจาก clinical target volumes (CTV) เป็น planning target volumes (PTV) เพื่อชดเชยความไม่แน่นอนที่เกิดจากจัดตำแหน่งฉายรังสีและการเคลื่อนไหวของอวัยวะภายใน โดยขยายเพิ่มด้านละ 0.5 เซนติเมตร เว้นจากขอบผิวหนังของผู้ป่วย 0.3 เซนติเมตร เพื่อลดผลกระทบจากการคำนวณปริมาณรังสีผิดพลาด เนื่องจากมีเนื้อเยื่อไม่เพียงพอสำหรับ buildup region
- 2) กำหนดอวัยวะเสมือนเพื่อช่วยในการวางแผน
 - 2.1) กำหนดขอบเขตร่างกายผู้ป่วย (external contour) โดยให้ครอบคลุมบริเวณผิวหนังทั้งหมดใช้สำหรับการคำนวณและแสดงปริมาณรังสีนอกขอบเขตร่างกาย
 - 2.2) กำหนดขอบเขตเตียง (couch) ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในการแทนที่ด้วยเตียงเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน ดังแสดงในรูป 3.21
 - 2.3) กำหนดอวัยวะเสมือนรูปวงแหวนรอบไขสันหลัง (spinal cord ring) เพื่อช่วยจำกัดปริมาณรังสีสูงบริเวณไขสันหลัง
 - 2.4) กำหนดอวัยวะเสมือนกั้นลำรังสี (blocked) ช่วยในการกั้นทิศทางลำรังสีไม่ให้ผ่านบริเวณนี้ กรณีที่ข้อมูลภาพรังสีตัดขวางไม่สมบูรณ์ เช่น บริเวณหัวไหล่ทั้งสองข้าง



รูป 3.21 แสดงการกำหนดขอบเขตของเตียง (couch)

- 3) การวางแผนรังสีรักษาโดยโปรแกรม Planning station
 - 3.1) เลือกผู้ป่วยที่ต้องการ พร้อมทั้งเลือกชุดของ โครงร่างรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงที่จะนำมาวางแผนรังสีรักษา แสดงในรูป 3.22
 - 3.2) กำหนดประเภทและลำดับความสำคัญของบริเวณที่สนใจ (region of interest: ROI) ที่จะนำมาใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี (แสดงในรูป 3.23) ประกอบด้วย
 - 3.2.1) กำหนดประเภทของ ROI โดยแบ่งเป็นกลุ่มของปริมาณเป้าหมาย และกลุ่มของอวัยวะสำคัญข้างเคียง
 - 3.2.2) กำหนดลำดับความสำคัญของ ROI โดยใช้พารามิเตอร์ overlap priority กรณีที่มีการซ้อนทับกันของ ROI มากกว่า 1 ชนิดในว็อกเซล (voxel) เดียวกัน อาศัยการกำหนดลำดับความสำคัญด้วยตัวเลขซึ่งเลข 1 จะมี priority ที่สูงกว่าเลข 5 และอวัยวะเป้าหมายจะมีความสำคัญที่มากกว่าอวัยวะปกติ
 - 3.2.3) กำหนดลักษณะการปิดกั้นทิศทางการเข้าของลำรังสี (blocked) ของแต่ละ ROI

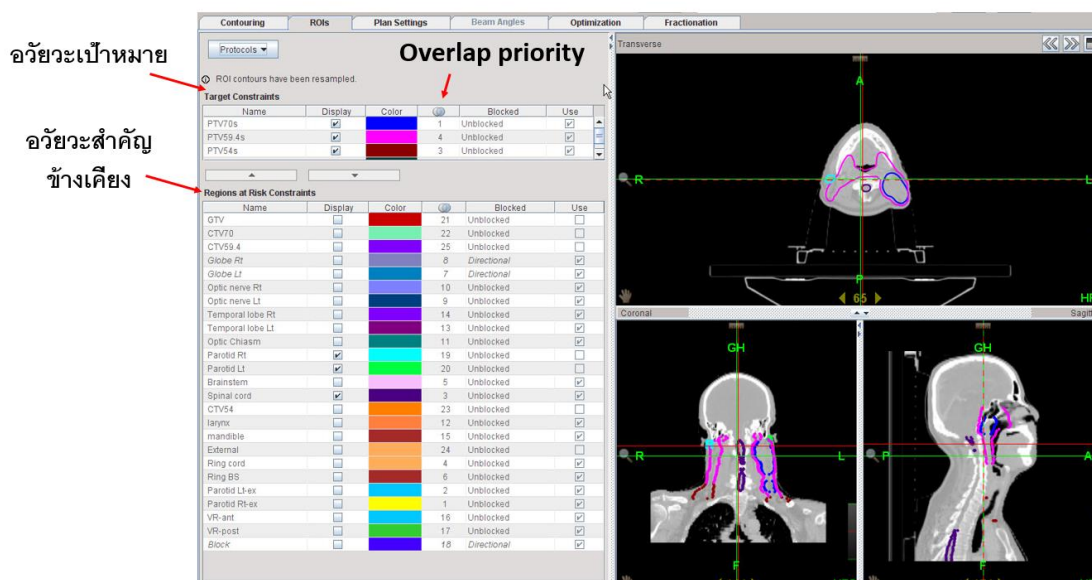


แสดงชุดข้อมูล CT



แสดงชุดข้อมูลโครงข่ายรอยโรค

รูป 3.22 แสดงการเลือกผู้ป่วยและชุดโครงข่ายรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียง



รูป 3.23 แสดงการตั้งค่าบริเวณที่เราสนใจ (region of interest: ROI)

3.3) ตั้งค่าแผนการรักษา (plan setting) แสดงในรูป 3.24 สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีซึ่งประกอบด้วย

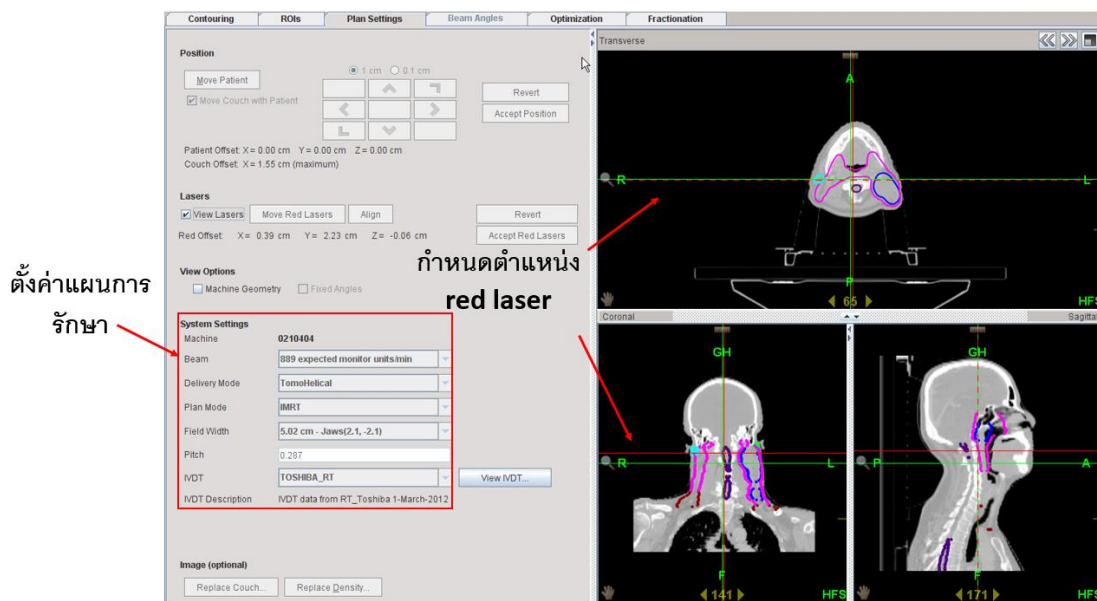
3.3.1) กำหนดตำแหน่งการจัดทำผู้ป่วยในห้องฉายรังสี โดยกำหนดตำแหน่งของเส้นเลเซอร์สีแดง (red laser) ในทั้ง 3 แนวแกน x, y และ z ให้ตรงกับจุดศูนย์กลางลำรังสีอ้างอิงจากห้องจำลองการฉายรังสี

3.3.2) กำหนดโหมดการฉายรังสีเป็น TomoHelical

3.3.3) เลือกเทคนิควางแผนการรักษาเป็น IMRT

3.3.4) ตั้งค่าความกว้างของพื้นที่ฉายรังสี (field width) เป็น 5.02 เซนติเมตร และค่าระยะการเลื่อนของเตียงต่อความหนาของ field width ในหนึ่งรอบการหมุน (pitch) เป็น 0.287

3.3.5) เลือกตาราง IVDT ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับคำนวณปริมาณรังสีบนภาพ kVCT



รูป 3.24 แสดงการตั้งค่าแผนเทคนิครังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน (plan setting)

3.4) การคำนวณความเข้มของปริมาณรังสี

เครื่องวางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนใช้การวางแผนรังสีรักษาแบบย้อนกลับ (inverse planning) โดยการกำหนดปริมาณรังสีที่ต้องการแก่ปริมาตรเป้าหมาย และอวัยวะสำคัญข้างเคียง จากนั้น โปรแกรมจะคำนวณ และหาวิธีการแปรความเข้มของแต่ละลำรังสี เพื่อให้ได้มาซึ่งแผนรังสีรักษาที่มีการกระจายของปริมาณรังสีใกล้เคียงกับปริมาณรังสีที่ต้องการมากที่สุด (optimization) โดยใช้อัลกอริทึม convolution superposition ในการคำนวณปริมาณรังสีประกอบด้วยขั้นตอนดังต่อไปนี้

3.4.1) กำหนดค่าปริมาณรังสีที่ต้องการให้ปริมาตรเป้าหมายและอวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับ (dose constraint) ตามปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด (prescribed dose) ดังแสดงในรูป 3.25 โดยงานวิจัยนี้วางแผนการฉายด้วยเทคนิค simultaneous integrated boost (SIB) แบ่งบริเวณรอยโรคออกเป็น 3 บริเวณให้ได้รับปริมาณรังสีที่แตกต่างกันในการฉายรังสีทั้งหมด 33 ครั้ง ได้แก่ PTV₇₀ คือ บริเวณ gross tumor disease กำหนดให้ได้รับปริมาณรังสี 70 เกรย์, PTV_{59.4} คือบริเวณ high risk subclinical disease กำหนดให้ได้รับปริมาณรังสี 59.4 เกรย์ และ PTV₅₄ คือบริเวณ low risk subclinical disease กำหนดให้ได้รับปริมาณรังสี 54 เกรย์ ส่วนอวัยวะสำคัญข้างเคียงกำหนดให้ต่อมน้ำลายได้รับปริมาณรังสีไม่เกิน 26 เกรย์ และไขสันหลังไม่เกิน 45 เกรย์ แสดงในตาราง 3.2 (protocol RTOG 0225)

ตาราง 3.2 แสดงปริมาณรังสีตามแพทย์กำหนดที่ตำแหน่งของรอยโรคและ
อวัยวะสำคัญข้างเคียง

รอยโรค/อวัยวะสำคัญข้างเคียง	ปริมาณรังสี (เกรย์)
PTV ₇₀	70
PTV _{59.4}	59.4
PTV ₅₄	54
ต่อมน้ำลาย	≤ 26
ไขสันหลัง	≤ 45

3.4.2) กำหนดค่าความสำคัญ (importance) ของแต่ละ ROI เพื่อเป็นการถ่วงน้ำหนักความสำคัญสำหรับกระบวนการ optimization ในการพิจารณาเพื่อให้ได้มาซึ่งปริมาณรังสีที่ต้องการ โดยจะมีความสัมพันธ์เชื่อมโยงกันในทุก ROI ซึ่งหากให้ค่า importance ของ ROI ไหนสูง โปรแกรมจะพิจารณาและปรับแต่งปริมาณรังสีให้ได้ตามเป้าหมายของ ROI นั้นก่อนเสมอ

3.4.3) กำหนดค่าปรับโทษ (penalty) ของแต่ละ ROI ในกรณีที่โปรแกรมไม่สามารถปรับแต่งปริมาณรังสีให้ได้ตามเป้าหมายที่กำหนด

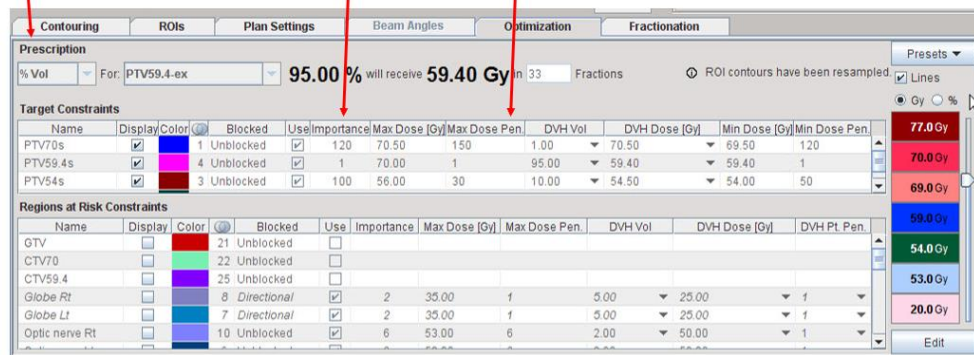
3.4.4) ตั้งค่า modulation factor (MF) เพื่อกำหนดความละเอียดในการปรับเปลี่ยนตำแหน่งของ MLC สำหรับการแปรความเข้ม โดยใช้ค่าระหว่าง 2.0-2.5

3.4.5) เริ่มดำเนินการ optimization

กำหนดปริมาณรังสีที่
แพทย์ต้องการ

กำหนดค่า
ความสำคัญ

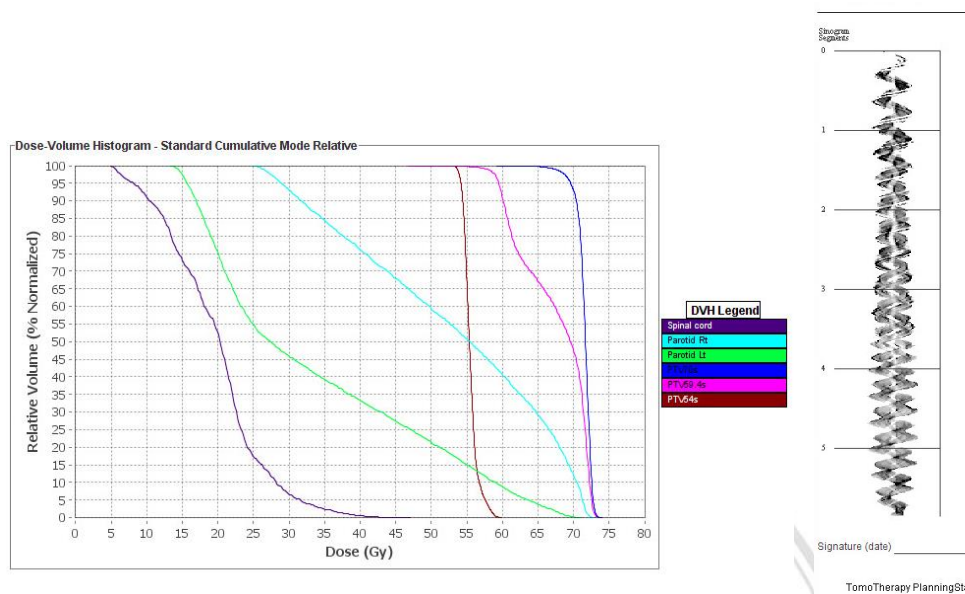
กำหนดค่า
ปรับโทษ



รูป 3.25 แสดงการคำนวณความเข้มของปริมาณรังสีในแต่ละลำรังสี (optimization)

3.5) การประเมินแผนรังสีรักษา

โปรแกรมวางแผนรังสีรักษา Planning station ของเครื่องวางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน TomoTherapy HiArt เวอร์ชัน 4.2.1 สามารถแสดงผลการคำนวณสำหรับการประเมินแผนรังสีรักษา โดยแสดงผลการกระจายปริมาณรังสีของบริเวณที่สนใจเป็นอัตราส่วนเทียบกับปริมาณรังสีกำหนด แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรและปริมาณรังสีที่ปริมาตรเป้าหมายหรืออวัยวะสำคัญนั้นได้รับ (DVHs) แสดงผลข้อมูลการคำนวณ ปริมาณรังสี (dose statistic) และแสดงไซโนแกรม (sinogram) ซึ่งเป็นแฟ้มข้อมูลแผนการรักษาที่ประกอบไปด้วยข้อมูลความเข้มของลำรังสี และรูปร่างของ MLC ในแต่ละมุมของการฉายรังสี ดังแสดงในรูป 3.26



รูป 3.26 แสดงผลการคำนวณ Dose-Volume Histograms (DVHs) และ sinogram จากโปรแกรม
Planning station

3.2.5 การคำนวณปริมาณรังสีบนข้อมูลภาพ MVCT ด้วยโปรแกรม Planned adaptive

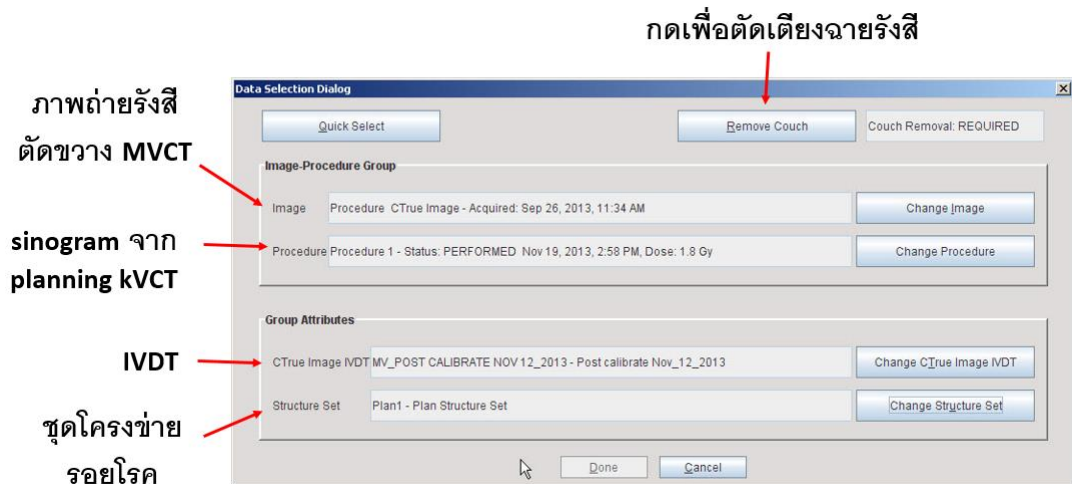
ข้อมูลภาพรังสีตัดขวาง MVCT ของผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอแต่ละราย จะนำมาคำนวณปริมาณรังสีด้วยโปรแกรม Planned adaptive ของเครื่องวางแผนรังสีรักษาเทคนิคฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน TomoTherapy HiArt เวอร์ชัน 4.2.1 ซึ่งโปรแกรมนี้สามารถคัดลอกโครงข่ายของรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงของผู้ป่วยรายเดียวกันจากแผนรังสีรักษา kVCT (planning kVCT) มาซ้อนทับลงบนภาพ MVCT ได้โดยกระบวนการซ้อนทับภาพถ่ายรังสี (images registration) แล้วจึงคำนวณปริมาณรังสีบนพื้นฐานของภาพรังสีตัดขวาง MVCT โดยอาศัยข้อมูลการวางแผนรังสีรักษาจาก sinogram ของ planning kVCT ทำให้ได้แผนรังสีรักษาที่เหมือนกันทุกประการกับ planning kVCT โดยมีขั้นตอนการดำเนินการดังต่อไปนี้

- 1) เลือกข้อมูลผู้ป่วยที่ต้องการจะนำมาคำนวณ (แสดงในรูป 3.27) ประกอบด้วย
 - 1.1) ภาพรังสีตัดขวาง MVCT ที่จะนำมาใช้ในการคำนวณ
 - 1.2) sinogram จากแผนรังสีรักษา kVCT ที่จะนำมาคำนวณทับบนภาพรังสีตัดขวาง MVCT
 - 1.3) ตาราง IVDT ที่มาจากการวัดค่า HU ของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนสำหรับการคำนวณปริมาณรังสีบนภาพ MVCT

1.4) ชุดโครงร่างของรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงจากแผนรังสีรักษา

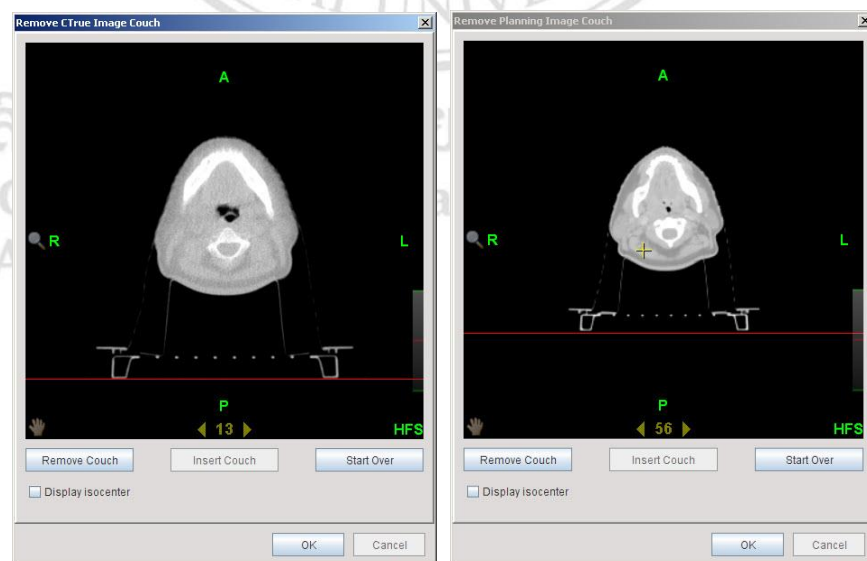
kVCT ที่ต้องการจะคัดลอกลงบนภาพรังสีตัดขวาง MVCT

การเลือกข้อมูลสามารถเปลี่ยนแปลงได้จนกว่าจะพอใจ แต่มีข้อแม้ว่าข้อมูลเหล่านี้จะต้องมาจากผู้ป่วยรายเดียวกันเท่านั้น ไม่สามารถเลือกข้ามระหว่างผู้ป่วยแต่ละรายได้



รูป 3.27 แสดงการเลือกข้อมูลผู้ป่วย (patient data selection)

2) ตัดเตียงฉายรังสีออกจากข้อมูลภาพรังสีตัดขวาง kVCT และ MVCT ดังแสดงในรูป 3.28



รูป 3.28 แสดงการกำหนดตำแหน่งและตัดเตียง ก) ภาพ MVCT ข) ภาพ kVCT

หน้าตาการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรม Planned adaptive จะมีโหมดในการมองอยู่ 2 โหมด ซึ่งจะสามารถใช้งานได้หลังจากที่ load ภาพ MVCT เข้ามาในโปรแกรมแล้ว โดยจะประกอบไปด้วย adjust registration mode และ merged mode

- 3) ซ้อนทับภาพถ่ายรังสีตัดขวาง ใช้โหมดในการมองเป็น adjust registration mode ดังแสดงในรูป 3.29 โดยภาพสีฟ้าจะแสดงตำแหน่งของภาพรังสีตัดขวาง MVCT ซ้อนทับกับภาพสีขาว-ดำที่แสดงตำแหน่งของภาพรังสีตัดขวาง kVCT ประกอบด้วยขั้นตอนการซ้อนทับภาพ ดังนี้

- 3.1) ตั้งค่าการซ้อนทับภาพ ตามแนวปฏิบัติของหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลมหาสารคาม เชียงใหม่

3.1.1) ใช้ bone technique ในการซ้อนทับภาพ เนื่องจากกายวิภาคของโรค มะเร็งศีรษะและลำคอ มีส่วนประกอบของกระดูกซึ่งสามารถระบุตำแหน่งได้ชัดเจนที่สุด

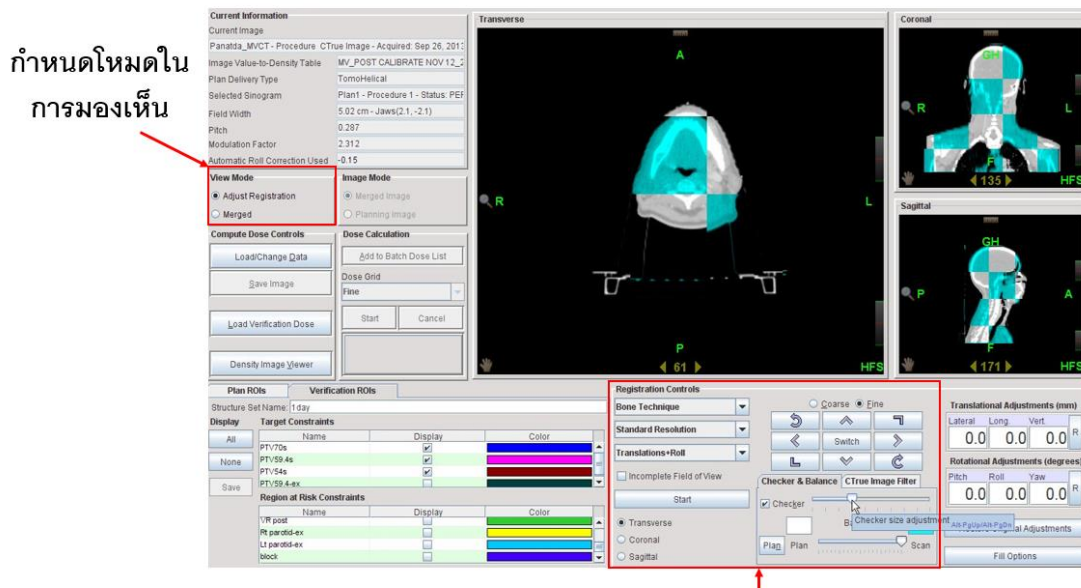
3.1.2) เลือก standard registration

3.1.3) ใช้ translation + roll เนื่องจากเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลิยวหมุนนั้น สามารถเลื่อนเตียงเพื่อชดเชยความแตกต่างระหว่างภาพ kVCT และ MVCT ได้ในแนว x, y, z และ roll เท่านั้น

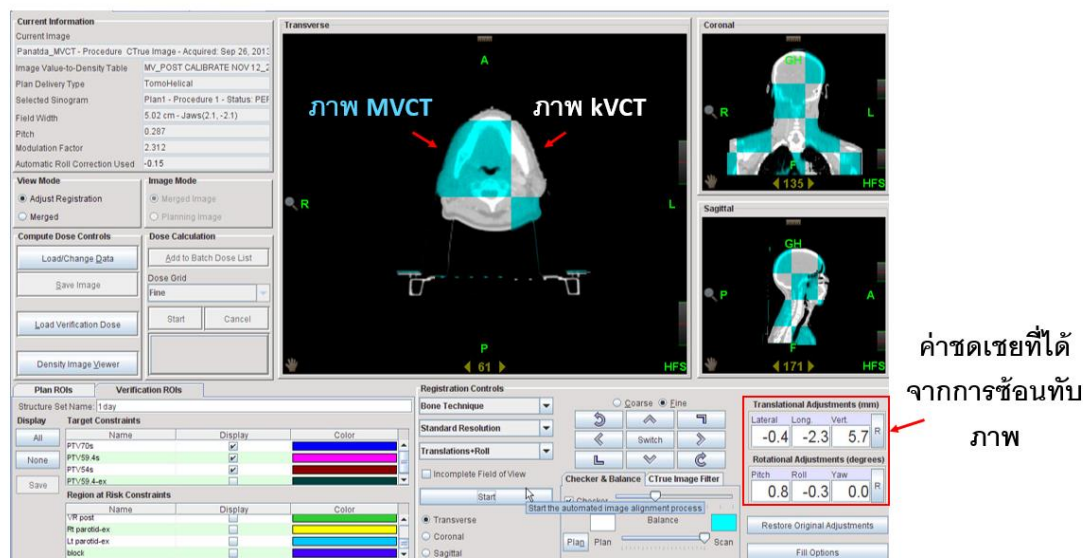
- 3.2) เริ่มขบวนการคำนวณเพื่อการซ้อนทับภาพ จากนั้นจะได้ภาพ MVCT ที่ซ้อนทับกับภาพ kVCT ดังแสดงในรูป 3.30

เนื่องด้วยภาพรังสีตัดขวางภาพรังสีตัดขวาง MVCT สแกนด้วยโหมด coarse (slice thickness 6 มิลลิเมตร) และภาพรังสีตัดขวาง kVCT สแกนด้วย slice thickness 3 มิลลิเมตร โปรแกรมจะใช้กระบวนการ interpolate ภาพ MVCT เพื่อให้มี slice thickness เทียบเท่ากับภาพ kVCT โดยอัตโนมัติในขั้นตอนของการซ้อนทับภาพถ่ายรังสี เมื่อเสร็จสิ้นกระบวนการซ้อนทับภาพถ่ายรังสี จะเปลี่ยนโหมดการมองเป็น merged mode เพื่อแสดงภาพรังสีตัดขวาง MVCT ที่ซ้อนทับด้วย

โครงข่ายของรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงภาพแผนรังสีรักษา
 planning kVCT เรียกภาพนี้ว่า merged images ดังแสดงในรูป 3.32



รูป 3.29 แสดงการตั้งค่าการซ้อนทับภาพ



รูป 3.30 แสดงภาพ MVCT และภาพ kVCT หลังการซ้อนทับ

4) คำนวณปริมาณรังสีบน merged images

โปรแกรม Planned adaptive จะทำการคำนวณปริมาณรังสีบน merged images ด้วยอัลกอริทึม convolution superposition เช่นเดียวกับ โปรแกรม planning station โดยอาศัยข้อมูลการแปรความเข้มของ MLC แต่ละซี่จาก sinogram ของ planning kVCT และใช้ตาราง IVDT ที่ได้จากการวัด HU ของเครื่องฉายรังสี ตัดขวางแบบเกลียวหมุนสำหรับคำนวณปริมาณรังสีบนข้อมูลภาพ MVCT โดยก่อนการคำนวณจะสามารถปรับแต่งรูปร่างของปริมาตรของรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงได้ ซึ่งในงานวิจัยนี้จะไม่มีการปรับแต่งรูปร่างของปริมาตรรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียง ขั้นตอนการคำนวณประกอบด้วยขั้นตอนดังต่อไปนี้

4.1) กำหนดระยะเตียงฉายรังสี สำหรับเพิ่มเติมของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนเข้าไปในภาพ (แสดงในภาพ 3.31) เพื่อให้การคำนวณครอบคลุมถึงปริมาณรังสีที่ถูกกลทอนโดยเตียงฉายรังสี

4.2) กด add to batch dose list เพื่อส่ง merged images และ sinogram เข้าคิวสำหรับเตรียมคำนวณ ซึ่งในส่วนนี้จะเป็นการคำนวณแบบคร่าวๆ ก่อนส่งไปคำนวณจริง โดยจะมีการคำนวณตามคำสั่งตลอดเวลาแม้ว่าเครื่องวางแผนรักษาจะปิดไปแล้วก็ตาม สามารถช่วยประหยัดเวลาได้ในกรณีที่ต้องการการคำนวณปริมาณรังสีจำนวนมาก เนื่องจากจะใช้เวลาในการคำนวณจริงน้อยกว่าแผนรังสีรักษาที่ไม่ได้ทำ batch dose ก่อน

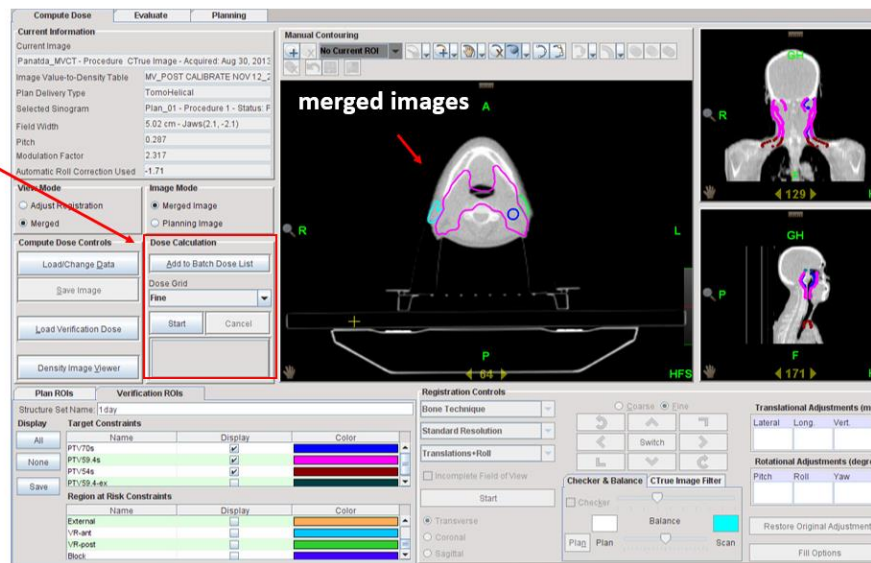
4.3) เลือกความละเอียดของ dose grid ในการคำนวณปริมาณรังสี ซึ่งมีความละเอียดอยู่ 3 ระดับ คือ fine, normal และ coarse โดย fine จะให้ความละเอียดในการคำนวณที่มากที่สุดแต่ก็ใช้เวลาในการคำนวณนานที่สุดเช่นกัน ส่วน normal และ coarse ก็ให้ความละเอียดรองลงมาจาก fine ตามลำดับ

4.4) กด start เพื่อเริ่มการคำนวณ และเมื่อคำนวณเสร็จ ผลการคำนวณจะถูกบันทึกในรูปของ verification dose โดยอัตโนมัติ



รูป 3.31 แสดงการเพิ่มเติมของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนเข้าไปในภาพ

ตั้งค่าการคำนวณ

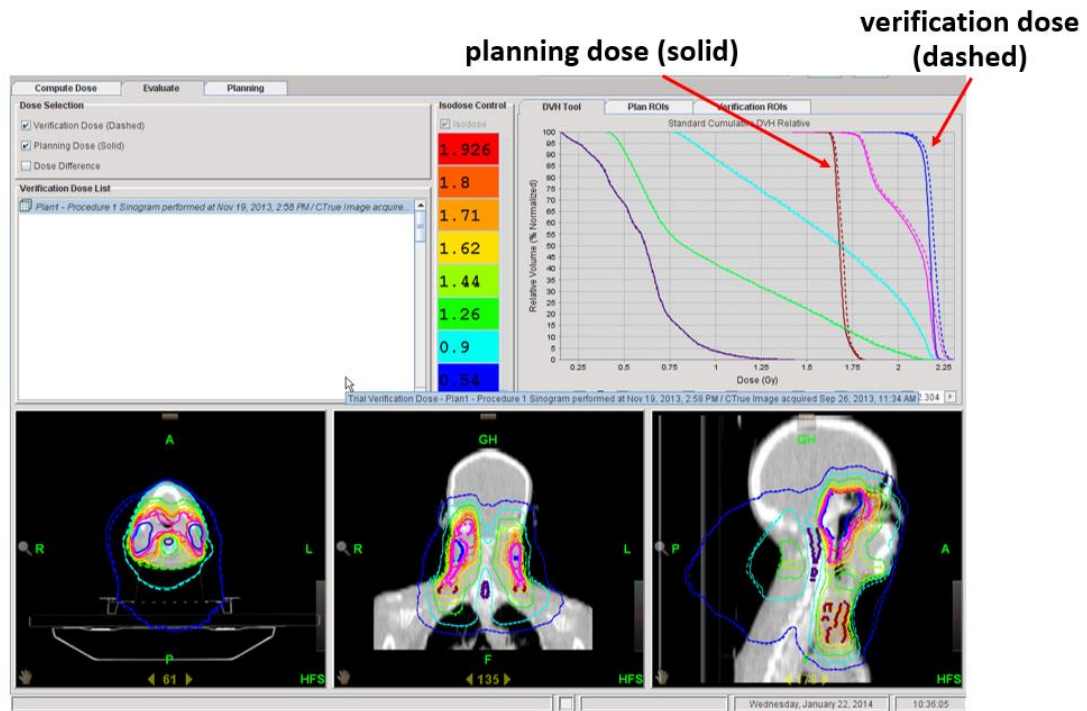


รูป 3.32 แสดงภาพ merged images และการตั้งค่าการคำนวณ

5) ประเมินผลการคำนวณ

โปรแกรมคำนวณปริมาณรังสี Planned adaptive ของเครื่องวางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน TomoTherapy HiArt เวอร์ชัน 4.2.1 สามารถแสดงผลการคำนวณสำหรับประเมินผลในรูปแบบของ DVHs และความแตกต่างของการกระจายปริมาณรังสีระหว่าง verification dose และ planning dose โดย

สามารถเลือกดู DVHs ของ verification dose เพียงอย่างเดียว หรือดูเทียบกับ DVHs ของ planning dose ได้ดังแสดงในรูป 3.33 เส้นประ คือ verification dose และเส้นทึบ คือ planning dose



รูป 3.33 แสดงผลการคำนวณจากโปรแกรม Planned adaptive

3.3 การเปรียบเทียบปริมาณเชิงรังสีคณิต

ดำเนินการเปรียบเทียบปริมาณรังสีในเชิงรังสีคณิตระหว่างผลการคำนวณปริมาณรังสีบนภาพรังสี kVCT และผลการคำนวณปริมาณรังสีบนภาพ MVCT ที่ตำแหน่งของรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงดังต่อไปนี้

3.3.1 อวัยวะเป้าหมาย

- 1) ปริมาณรังสีอย่างน้อยที่ปริมาตรร้อยละ 95 ของปริมาตรเป้าหมาย (D_{95}) ซึ่งได้แก่
 - 1.1) PTV_{70}
 - 1.2) $PTV_{59.4}$
 - 1.3) PTV_{54}

3.3.2 อวัยวะสำคัญข้างเคียง ได้แก่

- 1) ปริมาณรังสีอย่างน้อยที่ปริมาตรร้อยละ 50 ของต่อมน้ำลาย (D_{50})
- 2) ปริมาณรังสีอย่างน้อยที่ปริมาตรร้อยละ 2 ของปริมาตรไขสันหลัง (D_2)

3.4 การวิเคราะห์ผล

วิเคราะห์ผลการศึกษาโดยอาศัยวิธีสถิติสหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson's correlation) ทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม SPSS รุ่น 17.0 จากบริษัท IBM พิจารณาความสัมพันธ์ที่ค่าความมีนัยสำคัญทางสถิติ $p\text{-value} < 0.01$ หากพบว่าทั้งสองข้อมูลนั้นมีความสัมพันธ์กัน และพิจารณาด้วยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (R) ซึ่งจะมีค่าอยู่ระหว่าง 0 ถึง ± 1.00 หากพบว่ามีค่าเท่ากับ 0 แสดงว่าไม่มีความสัมพันธ์กัน แต่หากพบว่ามีค่าเท่ากับ ± 1.00 แสดงว่ามีความสัมพันธ์กันสูงสุดหรือสมบูรณ์ (perfect correlation) สามารถใช้แทนกันได้ โดยเครื่องหมายบวกแสดงทิศทางของความสัมพันธ์แปรผันไปในทางเดียวกัน และเครื่องหมายลบแสดงทิศทางของความสัมพันธ์แปรผันไปในทางตรงกันข้ามกัน

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved