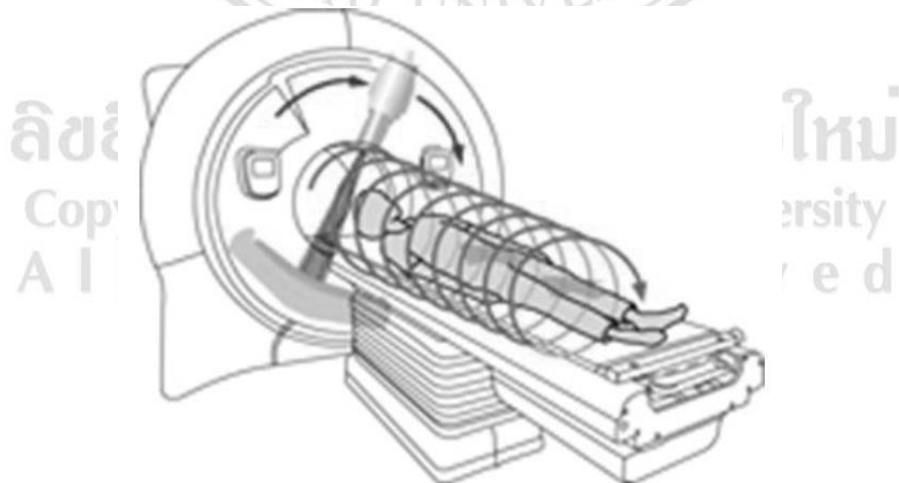


บทที่ 2

ทฤษฎีพื้นฐาน

2.1 การฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน

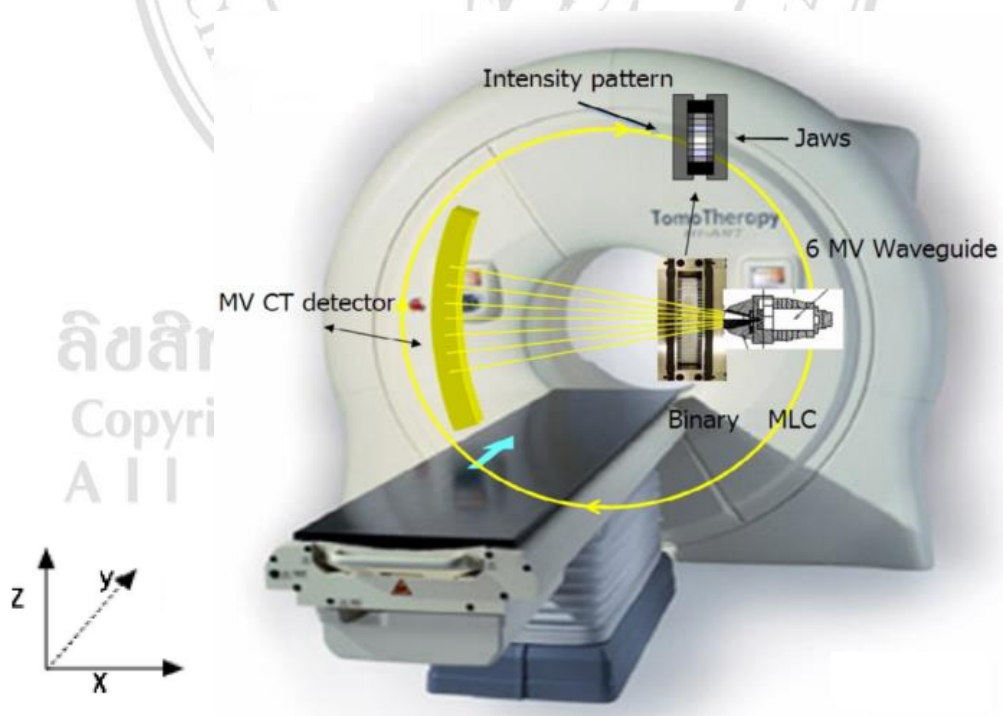
การฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนเป็นเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้มแบบหมุนลำรังสีชนิดหนึ่ง ได้รับการออกแบบและพัฒนาโดย Mackie และคณะ (1993) [16] ที่มหาวิทยาลัยวิสคอนซิน-เมดิสัน มีระบบการทำงานคล้ายเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ฉายรังสีโดยใช้ลำรังสีรูปพัดหมุนเป็นเกลียว รอบตัวผู้ป่วยด้วยความเร็วคงที่ พร้อมกับแปรความเข้มด้วยอุปกรณ์จำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟ (multileaf collimator: MLC) และเลื่อนเตียงเข้าสู่เครื่องฉายรังสีอย่างต่อเนื่อง แสดงในรูป 2.1 [17] วิธีการฉายรังสีแบบเกลียวหมุนนี้จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการวางแผนรักษาโดยให้การกระจายปริมาณรังสีที่เข้ารูปกับรอยโรคสูง และสามารถฉายรังสีในรอยโรคที่มีความยาวมากได้โดยไม่มีรอยต่อพื้นที่รังสี นอกจากนี้เครื่องฉายรังสียังประกอบด้วยหัววัดรังสีสำหรับรับข้อมูลภาพรังสีตัดขวาง MVCT เพื่อประโยชน์ในการทวนสอบตำแหน่งฉายรังสีและวางแผนการรักษา



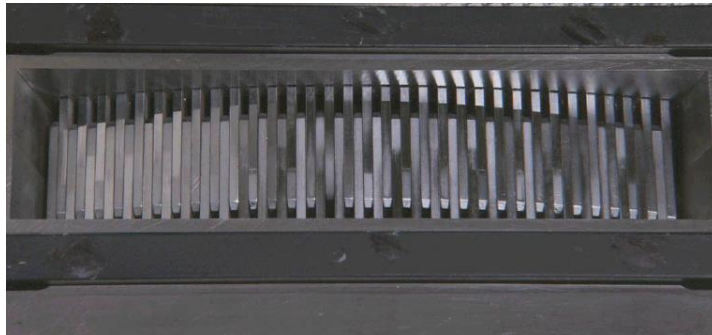
รูป 2.1 แสดงลักษณะการฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน

เครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน (แสดงในรูป 2.2) ฉายรังสีด้วยหัวเร่งอนุภาคระดับศักย์ไฟฟ้า 6 เมกะ โวลต์ โดยยึดหัวเร่งอนุภาคติดกับแขนฉายรังสีแบบวงแหวน (ring gantry) ทำให้สามารถฉายรังสีได้ 360 องศา อย่างต่อเนื่อง มีระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงจุดศูนย์กลางร่วม (source axis distance, SAD) ภายในแขนฉายรังสี 85 เซนติเมตร สำหรับการจัดตำแหน่งภายนอกเครื่องฉายรังสีจะใช้จุดศูนย์กลางร่วมเสมือน (virtual isocenter) ซึ่งห่างจากตำแหน่งจุดศูนย์กลางการหมุนภายในแขนฉายรังสีในแนวแกน y เท่ากับ 70 เซนติเมตร [18]

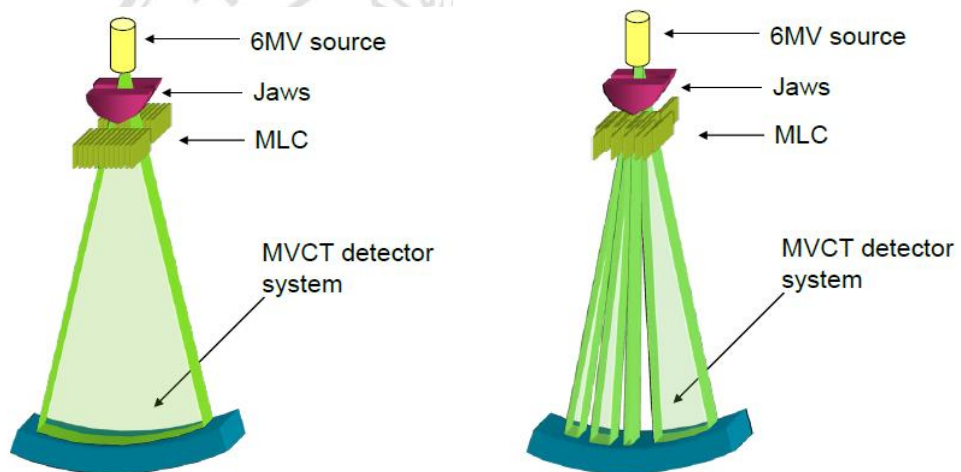
ระบบการจำกัดลำรังสีของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนประกอบด้วย jaw collimator อยู่ตำแหน่งบนสุด ทำจากทั้งสแตนเลส 23 เซนติเมตร กำกับลำรังสีในแนวตามยาว (longitudinal) หรือแนวแกน y สามารถเลือกขนาดความกว้างของลำรังสีได้ 3 ขนาด คือ 1, 2.5 และ 5 เซนติเมตร และชุดจำกัดลำรังสีแบบเลื่อนเปิด-ปิด (binary MLC) อยู่ตำแหน่งถัดลงมาจาก jaw collimator ใช้ในการจำกัดลำรังสีแนวตามขวาง (transverse) หรือแนวแกน x รวมถึงแปรความเข้มของลำรังสี มีทั้งหมด 64 คู่ ทำจากทั้งสแตนเลสขนาด 0.61×10 เซนติเมตรที่จุดแกนหมุน เคลื่อนที่ด้วยระบบแรงลม (pneumatic) ใช้เวลาในการเปลี่ยนสถานะแต่ละครั้ง (transit time) 20 มิลลิวินาที



รูป 2.2 แสดงองค์ประกอบของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน



รูป 2.3 แสดงชุดจำกัดลำรังสีแบบ binary multileaf collimator

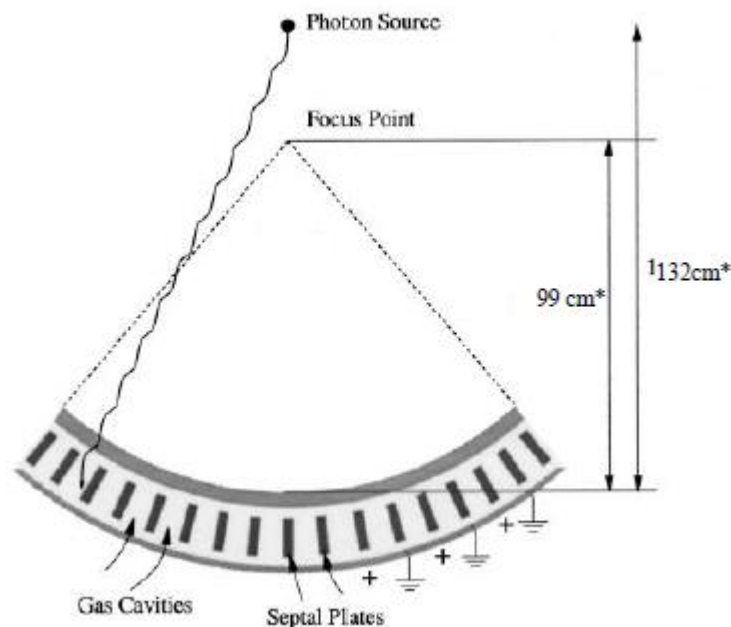


รูป 2.4 แสดงการเลื่อนเปิด-ปิดของ binary multileaf collimator

2.2 การสร้างภาพ MVCT ของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน

เครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนถ่ายภาพรังสีตัดขวาง MVCT ด้วยหัวเร่งอนุภาคเดียวกันกับที่ฉายรังสีแต่ปรับลดระดับศักย์ไฟฟ้าลงมาที่ 3.5 เมกะ โวลต์ และติดตั้งระบบนับวัดรังสีไว้กับแขนฉายรังสีแบบวงแหวนด้านตรงข้ามหัวเร่งอนุภาค มีระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสี 132 เซนติเมตร ภายในระบบนับวัดรังสีประกอบด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันบรรจุก๊าซซีนอน (Xenon detector array) จำนวน 738 หัววัด แต่ละหัววัดรังสีประกอบด้วย 2 โพรงก๊าซ (gas cavity) ซึ่งถูกแบ่งด้วยแผ่นทังสเตนกว้าง 0.32 มิลลิเมตร ยาว 2.54 มิลลิเมตร รังสีที่ทะลุผ่านตัวผู้ป่วยจะถูกนับวัดและแปลงค่าด้วย fourier transform และดำเนินการสร้างภาพต่อด้วยวิธี filtered back-projection สามารถเลือกความละเอียดของการสร้างภาพได้ 3 ระดับตามความหนาของ slice คือ fine (หนา 2 มิลลิเมตร) normal

(หนา 4 มิลลิเมตร) และ coarse (หนา 6 มิลลิเมตร) ซึ่งภาพรังสีตัดขวางที่ได้มีคุณภาพเพียงพอต่อการทวนสอบตำแหน่งฉายรังสีและการคำนวณปริมาณรังสี [19, 20]



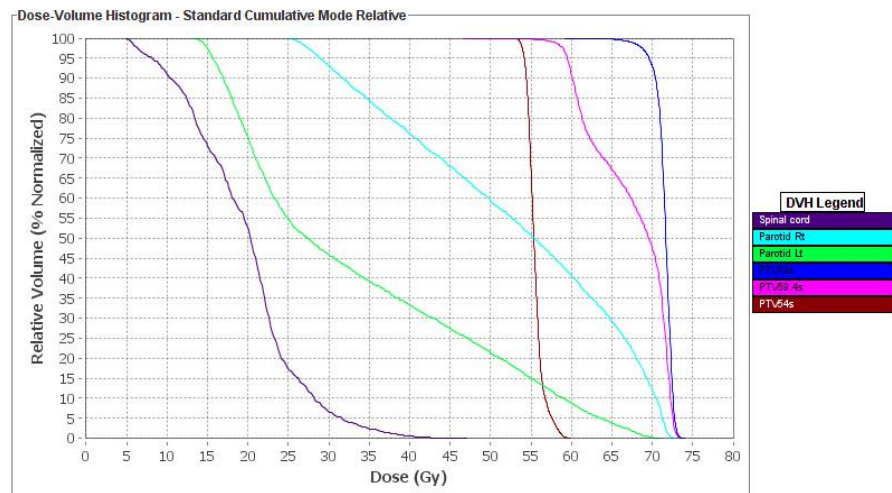
รูป 2.5 แสดงระบบนับวัดรังสีของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน

2.3 โปรแกรมวางแผนรังสีรักษาของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน

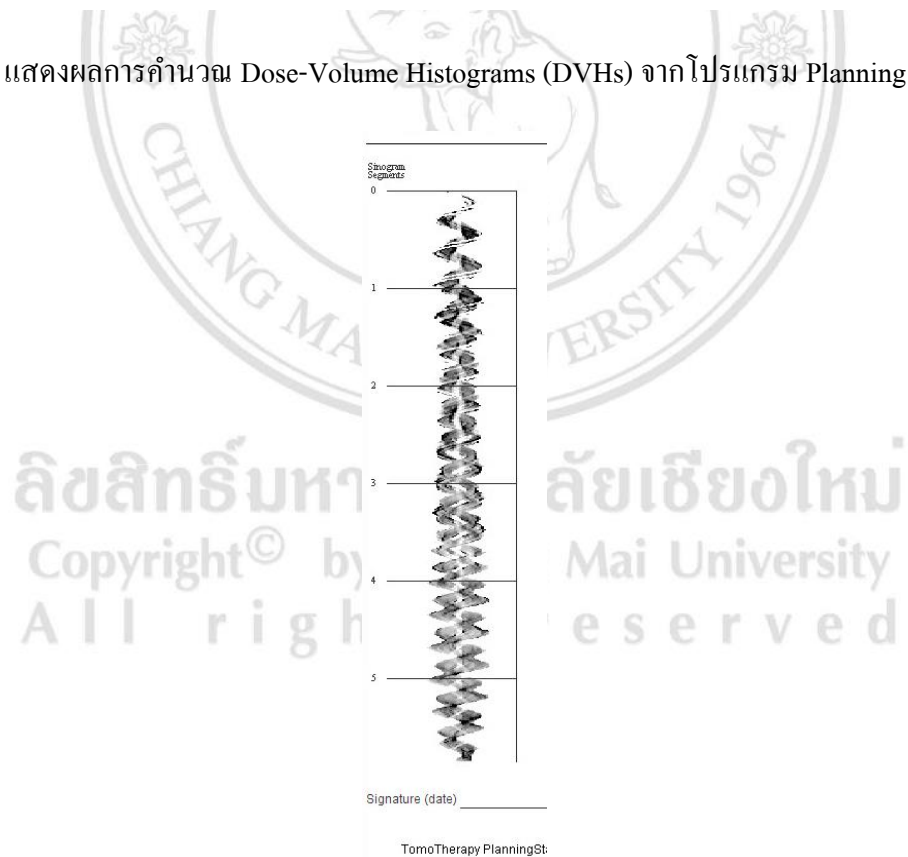
เครื่องวางแผนรังสีรักษาตัดขวางแบบเกลียวหมุนประกอบไปด้วยโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา คือ Planning station และ โปรแกรมประยุกต์สำหรับคำนวณปริมาณรังสีบนภาพรังสีตัดขวาง MVCT คือ Planned adaptive

โปรแกรม Planning station คำนวณปริมาณรังสีโดยใช้อัลกอริทึม convolution/superposition ด้วยวิธีการวางแผนแบบย้อนกลับ (inverse planning) โดยการกำหนดปริมาณรังสีและบริเวณที่ต้องการให้มีการกระจายปริมาณรังสีตามที่ต้องการ รวมไปถึงกำหนดระดับความสำคัญของบริเวณต่างๆ จากนั้นระบบจะทำการคำนวณและปรับแต่งความเข้มของแต่ละลำรังสี เพื่อค้นหาพารามิเตอร์ที่ทำให้ได้การกระจายปริมาณรังสีใกล้เคียงกับความต้องการมากที่สุด โดยผลการคำนวณจะแสดงออกมาในรูปแบบของค่าเชิงสถิติของปริมาณรังสี (dose statistic), DVHs (แสดงในรูป 2.6) และ ซิโนแกรม (sinogram) ซึ่งจะแสดงข้อมูลความเข้มของลำรังสีและรูปร่างของ MLC แต่ละมุมของการฉายรังสี ในรูปแบบ 2 มิติ

(แสดงในรูป 2.7) โดยในแต่ละแถวของ sinogram จะหมายถึง projection number และแต่ละหลักในแนวตั้งหมายถึง leaf number [21]



รูป 2.6 แสดงผลการคำนวณ Dose-Volume Histograms (DVHs) จากโปรแกรม Planning station

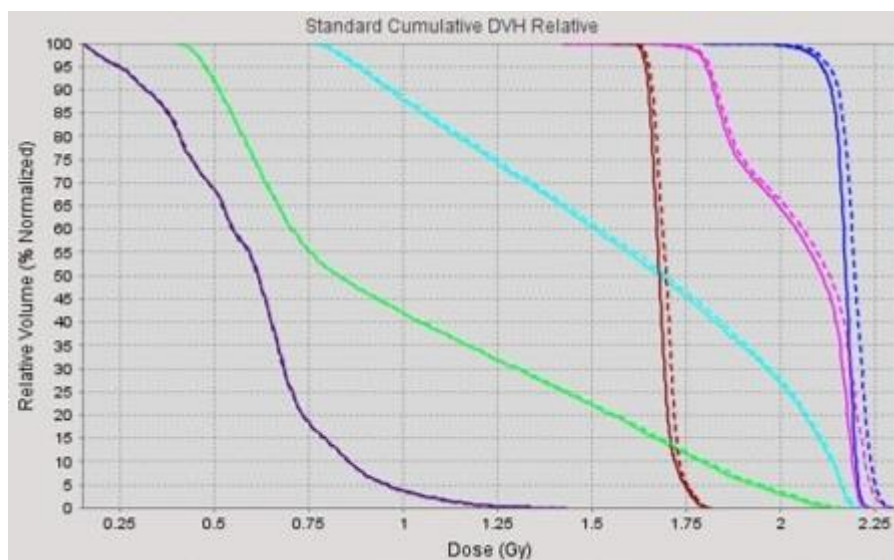


รูป 2.7 แสดงผลการคำนวณเป็น sinogram จากโปรแกรม Planning station

Adaptive radiotherapy [22] คือกระบวนการที่อาศัยการเก็บข้อมูลปริมาณรังสีของผู้ป่วยในตำแหน่งฉายรังสี (treatment position) สำหรับการประเมินและปรับแผนการรักษาเพื่อชดเชยความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น ทั้งจากการเปลี่ยนแปลงทางกายวิภาคของผู้ป่วย หรือการเปลี่ยนแปลงขนาดและรูปร่างของก้อนมะเร็ง

โปรแกรมประยุกต์จากเครื่องวางแผนรังสีรักษาเทคนิคฉายรังสีแบบเกลียวหมุน Planned adaptive เป็นโปรแกรมสำหรับคำนวณ verification dose โดยใช้ภาพรังสีตัดขวาง MVCT ที่ได้จากทวนสอบตำแหน่งฉายรังสีของผู้ป่วยในแต่ละวัน คำนวณเป็นปริมาณรังสีที่ได้รับต่อครั้งของการฉายรังสี (fraction dose) ทำให้แพทย์ทราบการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับในแต่ละวัน

การคำนวณ verification dose ของโปรแกรม Planned adaptive ใช้อัลกอริทึม convolution/superposition เช่นเดียวกับโปรแกรม Planning station โดยก่อนคำนวณจะทำการซ้อนทับภาพถ่ายรังสี (image registration) เพื่อคัดลอกโครงข่ายรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงจากแผนรังสีรักษาของผู้ป่วยลงบนภาพรังสีตัดขวาง MVCT ภาพที่ได้เรียกว่าภาพเมิร์จ (merged image) ซึ่งสามารถปรับแต่งรูปร่างของรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียงบน merged image เพื่อให้สอดคล้องกับกายวิภาคที่เปลี่ยนแปลงไปของผู้ป่วยได้ ในการคำนวณจะอาศัยตารางความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขชี้กำลังกับความหนาแน่น (image-value-to-density table: IVDT) จากเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนคำนวณร่วมกับข้อมูลแผนรังสีรักษาจาก sinogram ของแผนรังสีรักษาเดิม เพื่อให้ได้มาซึ่งปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจริงในการฉายรังสีแต่ละครั้ง โดยโปรแกรมจะรายงานผลการคำนวณออกมาในรูปแบบของ DVHs ที่สามารถนำมาซ้อนทับกับ DVHs จากแผนรังสีรักษาเดิม (planning dose) เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างได้ (แสดงในรูป 2.9) ทั้งยังแสดงความแตกต่างของการกระจายปริมาณรังสี (dose difference) ระหว่าง verification dose และ planning dose ได้ กรณีที่แพทย์ต้องการปรับแผนรังสีรักษาสามารถส่ง merged image มาที่โปรแกรม Planning station เพื่อปรับแผนรังสีรักษาผู้ป่วยได้โดยไม่ต้องถ่ายภาพรังสีตัดขวางซ้ำ



รูป 2.8 แสดงผลการคำนวณ DVHs เปรียบเทียบระหว่าง verification dose (เส้นประ) และ planning dose (เส้นทึบ) จากโปรแกรม Planned adaptive

2.4 หลักการคำนวณปริมาณรังสีของเครื่องวางแผนรังสีรักษา

หลักการคำนวณปริมาณรังสีของเครื่องวางแผนรังสีรักษา สามารถแยกปริมาณรังสีออกได้เป็น 2 องค์ประกอบหลัก คือ ปริมาณรังสีปฐมภูมิ (primary dose: D_p) และปริมาณรังสีทุติยภูมิ (scatter dose: D_s) โดยปริมาณรังสีปฐมภูมิมาจากโฟตอนที่เกิดกระทบผิวผู้ป่วยหรือหุ่นจำลอง (phantom) ซึ่งส่วนหนึ่งออกมาโดยตรงจากแหล่งกำเนิดรังสี อีกส่วนหนึ่งกระเจิงจากโครงสร้างเครื่องมือโดยรอบ แหล่งกำเนิด การกระเจิงนี้ส่วนใหญ่เป็นการกระเจิงแบบคอมพ์ตัน และปริมาณรังสีกระเจิง คือ ปริมาณรังสีจากการถ่ายเทพลังงานของรังสีโฟตอนที่เคยมีอันตรกิริยากับตัวกลางมาแล้วอย่างน้อยหนึ่งครั้ง ปริมาณรังสีในแนวแกนกลางลำรังสีสามารถแสดงได้ดังสมการ(1) [23]

$$D(x, r) = D_p(x) + D_s(x, r) \quad (1)$$

$D(x, r)$ คือ ปริมาณรังสีในแนวแกนกลางลำรังสี

$D_p(x)$ คือ ปริมาณรังสีปฐมภูมิที่ระยะลึก x

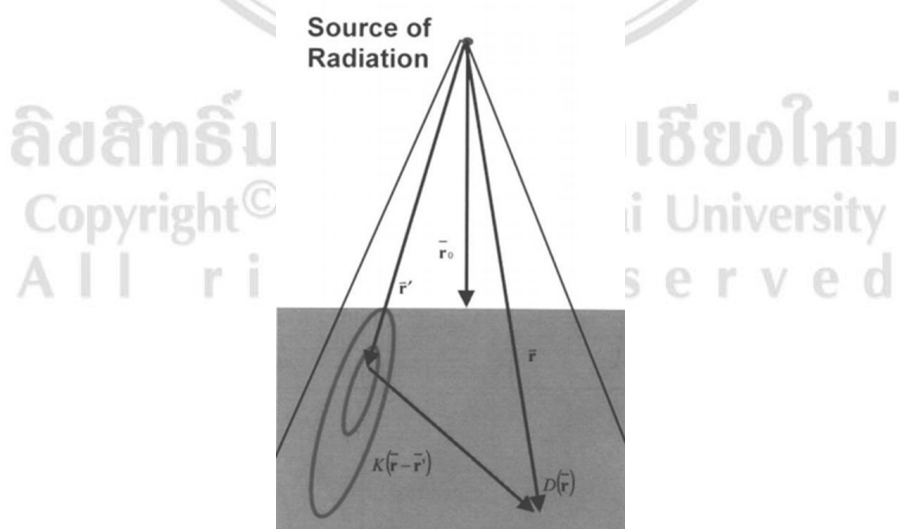
$D_s(x, r)$ คือ ปริมาณรังสีทุติยภูมิที่ระยะลึก x และระยะจากจุดกึ่งกลางถึงขอบพื้นที่รังสีเท่ากับ r

2.5 หลักการคำนวณปริมาณรังสีของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน

เครื่องวางแผนรังสีรักษาเทคนิคฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน ใช้การคำนวณปริมาณรังสีแบบโมเดลเบสโดยอาศัยวิธีการทางคณิตศาสตร์ คือ convolution/superposition ในการรวมปริมาณรังสีปฐมภูมิซึ่งจะพิจารณาให้เป็นค่าพลังงานทั้งหมดที่ปลดปล่อยต่อหนึ่งหน่วยมวลของตัวกลาง (Total Energy Released per Unit Mass: TERMA) และปริมาณรังสีกระเจิงซึ่งพิจารณารูปแบบการกระจายพลังงานออกไปจากจุดที่เกิด TERMA โดยเรียกว่า scatter kernel สามารถคำนวณได้ดังสมการ(2) รูป 2.10 [24]

$$D(\vec{r}) = \int_V \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}') \psi(\vec{r}') K(\vec{r} - \vec{r}') dV \quad (2)$$

โดย $D(\vec{r})$ คือ ปริมาณรังสีดูดกลืนที่จุด $\vec{r}$
 $\frac{\mu}{\rho}(\vec{r}')$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนโดยมวลที่จุด $\vec{r}'$
 $\psi(\vec{r}')$ คือ energy fluence ที่จุด $\vec{r}'$
 $K(\vec{r} - \vec{r}')$ คือ scatter kernel โอกาสการถ่ายเทพลังงานระหว่างจุด $\vec{r}$ และจุด $\vec{r}'$



รูป 2.9 แสดงตำแหน่งการคำนวณปริมาณรังสีที่จุด $D(\vec{r})$

เพื่อเพิ่มความถูกต้องแม่นยำในการคำนวณปริมาณรังสีจะทำการแก้ค่าเนื้อเยื่อความหนาแน่นแตกต่าง โดยการดัดแปลงค่า TERMA และ scatter kernel ตามความหนาแน่นแตกต่างแต่ละจุดในตัวผู้ป่วย เรียกว่า density scaling แสดงได้ดังสมการ(3) ซึ่งได้ข้อมูลความหนาแน่นมาจากตาราง IVDT ของแต่ละเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

$$D(\vec{r}) = \int_v \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}') \psi(\rho \cdot \vec{r} - \rho' \cdot \vec{r}') K(\rho \cdot \vec{r} - \rho' \cdot \vec{r}') dV \quad (3)$$

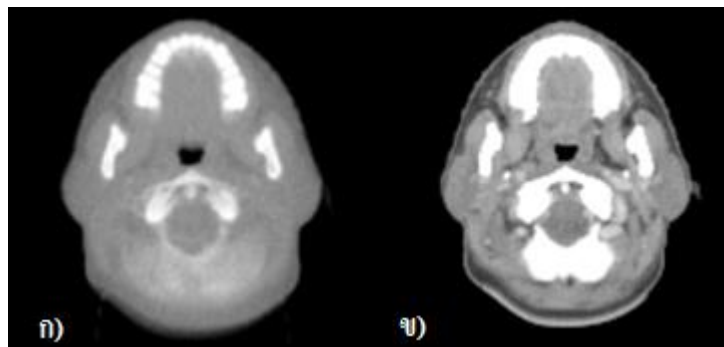
โดย	$D(\vec{r})$	คือ ปริมาณรังสีดูดกลืนที่จุด $\vec{r}$
	$\frac{\mu}{\rho}(\vec{r}')$	คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนโดยมวลที่จุด $\vec{r}'$
	ρ	คือ ความหนาแน่นที่จุด $\vec{r}$
	ρ'	คือ ความหนาแน่นที่จุด $\vec{r}'$
	ψ	คือ energy fluence
	K	คือ scatter kernel โอกาสการถ่ายเทพลังงาน

2.6 ความแตกต่างระหว่างภาพรังสีตัดขวาง MVCT กับภาพรังสีตัดขวาง kVCT

2.6.1 อันตรกิริยาที่เกิดขึ้นในกระบวนการสร้างภาพ

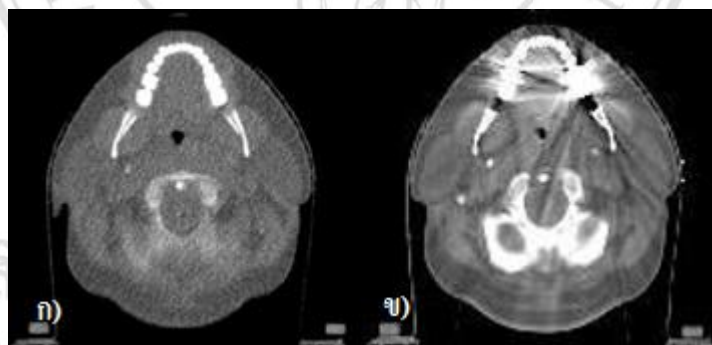
อันตรกิริยาที่เกิดขึ้นในกระบวนการสร้างภาพของภาพรังสีตัดขวาง MVCT และภาพรังสีตัดขวาง kVCT มีความคล้ายคลึงกันในตัวกลางที่มีเลขอะตอมต่ำ เช่น เนื้อเยื่อมนุษย์ (soft-tissue) โดยเกิดอันตรกิริยา compton scattering เป็นหลัก สำหรับภาพ kVCT ที่ใช้โฟตอนระดับศักย์ไฟฟ้า 120 kV เมื่อทดสอบการเกิดอันตรกิริยาในน้ำ พบว่าอันตรกิริยาที่เกิดขึ้นเป็น compton scattering ร้อยละ 88 และ photoelectric effect เพียงร้อยละ 12 เนื่องจากโอกาสในการเกิด compton scattering มีความสัมพันธ์อย่างมากกับค่าพลังงานของโฟตอนและมีความสัมพันธ์น้อยกับค่าเลขอะตอมของตัวกลาง

ในตัวกลางที่มีเลขอะตอมสูง เช่น กระดูก (bone) ภาพ kVCT จะเพิ่มอัตราการเกิด photoelectric effect มากขึ้นจึงทำให้ความสามารถแยกแยะความแตกต่างในภาพ kVCT มีมากกว่าภาพ MVCT ซึ่งยังคงเกิด compton scattering เป็นหลัก ดังแสดงในรูป 2.10



รูป 2.10 แสดงการเปรียบเทียบความละเอียดในแง่ความแตกต่างระหว่าง ก) ภาพ MVCT และ ข) ภาพ kVCT

ในตัวอย่างที่มีค่าเลขอะตอมสูงมาก เช่น โลหะ (metal) ภาพ kVCT จะยิ่งเพิ่มอัตราการเกิด photoelectric effect มากขึ้น เป็นผลให้เกิด streak artifacts ซึ่งจะกระทบต่อความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีและการวาดรอยโรคของแพทย์ ในขณะที่ภาพ MVCT แทบไม่มีผลของ streak artifacts ดังแสดงในรูป 2.11 [25]



รูป 2.11 แสดงการเปรียบเทียบผลจาก streak artifacts ระหว่าง ก) ภาพ MVCT และ ข) ภาพ kVCT

2.6.2 ผลต่อค่าเลขซีที (CT number) และตาราง IVDT

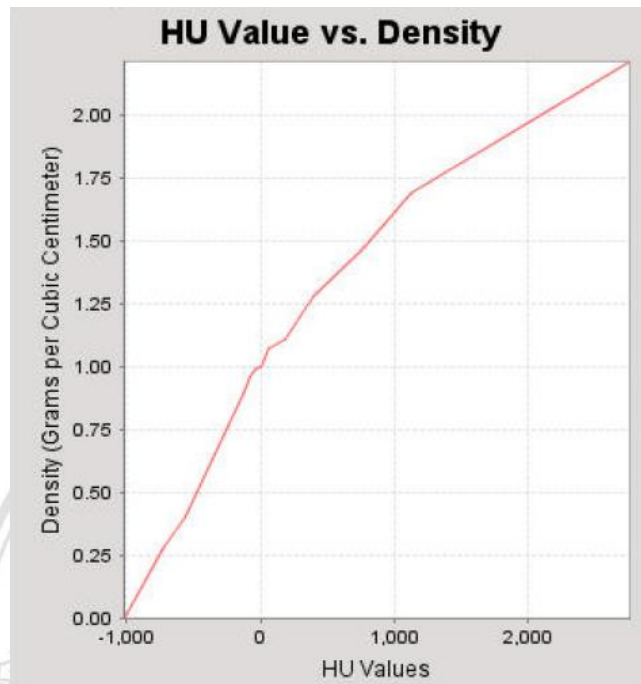
ภาพรังสีตัดขวาง kVCT จะมีค่า CT number เพิ่มขึ้นเมื่อค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสูงขึ้น เนื่องจากมีอัตราการเกิด photoelectric effect ที่มากขึ้นในตัวกลางที่มีเลขอะตอมสูง ต่างจาก ภาพ MVCT ที่มีค่า CT number ค่อนข้างคงที่ ทำให้กราฟ IVDT มีความสัมพันธ์เป็น linear relationship กับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอน เนื่องจากอันตรกิริยาส่วนใหญ่ที่เกิดขึ้นเป็น compton scattering ซึ่งไม่ขึ้นกับค่าเลขอะตอมอันตรกิริยาที่เกิดขึ้นในกระบวนการสร้างภาพของ ภาพรังสีตัดขวาง MVCT [26]

2.7 ตารางความสัมพันธ์ระหว่างค่า CT number กับความหนาแน่นอิเล็กตรอน

Image-value-to-density table (IVDT) คือ ตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า CT number หรือค่า เฮนส์ฟิลด์ยูนิต (Hounsfield Unit: HU) กับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนของวัตถุที่ถูกสแกนด้วย เครื่อง CT scanner โดยวัดค่า HU จากภาพรังสีตัดขวางของวัตถุที่สแกนได้จับคู่กับค่าความหนาแน่นของวัตถุที่ทราบค่า เพื่อให้ได้ตารางและกราฟ IVDT สำหรับคำนวณปริมาณรังสีของเครื่องวางแผนรังสีรักษา ค่า HU จะมีค่าอยู่ในช่วง -1024 ถึง 31,743 และค่าความหนาแน่นจะมีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 22.6 ดังแสดงในรูป 2.12

HU Value	Density (gm/cm ³)
-1024	0.0
-726	0.28
-555	0.4
-119	0.9
-74	0.96
-34	0.99
0	1.0
58	1.07
191	1.11
398	1.28
762	1.47
1135	1.69
2756	2.21
Add row	Insert row
Remove row	Remove all rows

รูป 2.12 แสดงตารางความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฮนส์ฟิลด์ยูนิต (Hounsfield Unit: HU) กับความหนาแน่นอิเล็กตรอน

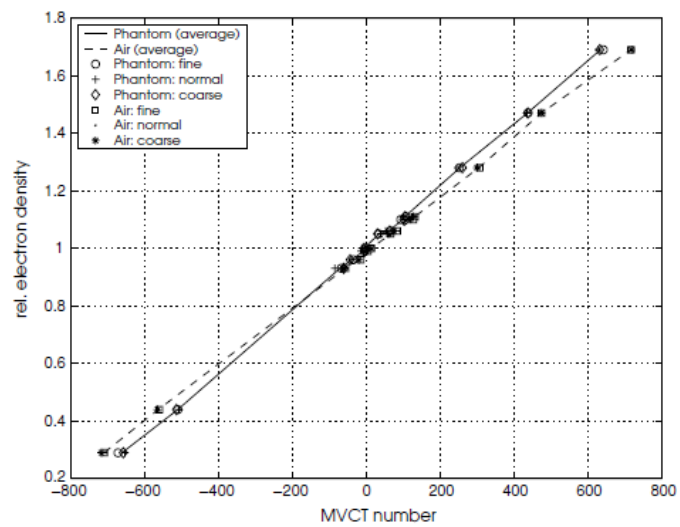


รูป 2.13 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่า HU กับความหนาแน่นอิเล็กตรอน

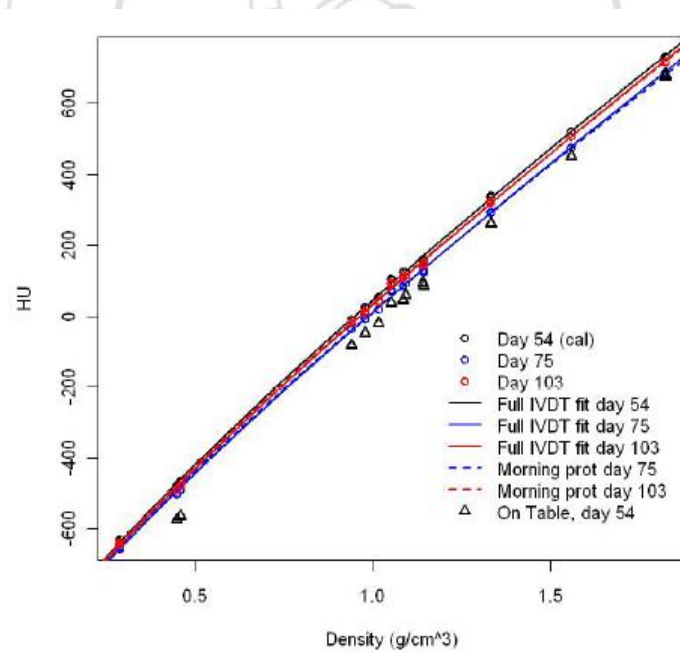
2.8 ผลของตาราง IVDT ที่มีต่อการคำนวณปริมาณรังสี

การแก้ค่าเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นแตกต่างในการคำนวณปริมาณรังสีของเครื่องวางแผนเทคนิครังสี ตัดขวางแบบเกลียวหมุน จะใช้ตาราง IVDT ในการแปลงค่า CT number ให้เป็นความหนาแน่น อิเล็กตรอน ซึ่งหากตาราง IVDT มีความคลาดเคลื่อนก็จะส่งผลกระทบต่อ การคำนวณปริมาณรังสีให้มีความคลาดเคลื่อนด้วยเช่นกัน จากการศึกษาของ Langen KM และคณะ (2005) [12] พบว่าการที่ IVDT มีค่า HU คลาดเคลื่อนไปจากเดิม ± 20 HU จะทำให้เกิดการคำนวณปริมาณรังสีคลาดเคลื่อน เฉลี่ยน้อยกว่าร้อยละ 2 และคลาดเคลื่อนสูงสุดร้อยละ 3.1 โดยแสดงความคลาดเคลื่อนของกราฟ IVDT ในรูป 2.14

Crop F และคณะ (2012) [14] รายงานผลความคลาดเคลื่อนของ IVDT (แสดงในรูป 2.15) ที่มีผลมา จากการเปลี่ยนแปลงของแหล่งกำเนิดรังสี (target) ในเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน ซึ่งจะมีการเปลี่ยนแปลงมากขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป โดยทำให้การคำนวณปริมาณรังสีมีความคลาดเคลื่อนร้อยละ 0.2 ในระหว่างวัน ร้อยละ 1.6 ในระยะยาว และร้อยละ 1.5 เมื่อมีการเปลี่ยนอุปกรณ์สำคัญภายใน เครื่อง

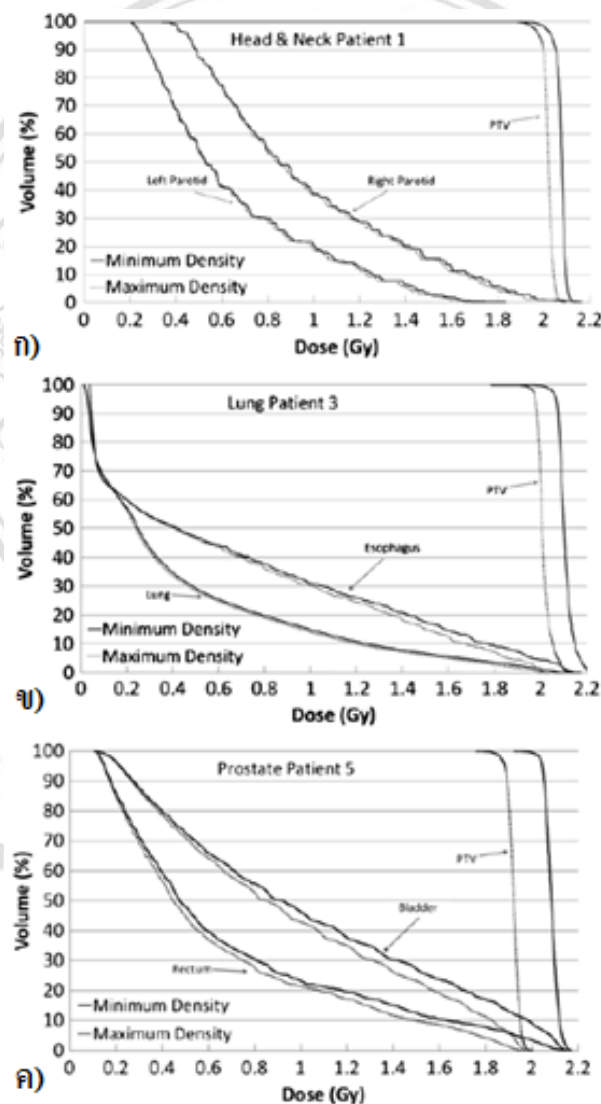


รูป 2.14 แสดงความคลาดเคลื่อนของกราฟ IVDT จากการศึกษาของ Langer KM และคณะ



รูป 2.15 แสดงความคลาดเคลื่อนของกราฟ IVDT จากการศึกษาของ Crop F และคณะ

Pukala J และคณะ (2011) [25] พบว่าเมื่อ IVDT มีค่า HU คลาดเคลื่อนจาก 5 เป็น 103 HU จะส่งผลให้การคำนวณปริมาณรังสีคลาดเคลื่อนไปร้อยละ 5, 7 และ 10 ในแผนรังสีผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ มะเร็งปอด และมะเร็งต่อมลูกหมากตามลำดับ (แสดงในรูป 2.16) อย่างไรก็ตามถ้าจำกัดความคลาดเคลื่อนของ IVDT โดยควบคุม HU ของน้ำให้คลาดเคลื่อนได้ไม่เกิน ± 30 HU จะทำให้ความคลาดเคลื่อนในการคำนวณปริมาณรังสีมีค่าลดลงอยู่ภายในร้อยละ 2.5, 3 และ 4 ในแผนรังสีผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ มะเร็งปอด และมะเร็งต่อมลูกหมากตามลำดับ



รูป 2.16 แสดงผลการคำนวณปริมาณรังสีที่มีความคลาดเคลื่อนจากตาราง IVDT ใน ก) มะเร็งศีรษะและลำคอ ข) มะเร็งปอด ค) มะเร็งต่อมลูกหมาก จากการศึกษาของ Pukala J และคณะ