# บทที่ 2
# ทฤษฎีพื้นฐาน

## 2.1 รังสีแปรความเข้ม

ปัจจุบันเทคโนโลยีการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งด้วยรังสีรักษาได้มีวิวัฒนาการอย่างรวดเร็ว โดยมีวัตถุประสงค์ต่อความสัมฤทธิ์ผลในการรักษาผู้ป่วยคือ การให้ปริมาณรังสีที่สูงเพียงพอต่อการควบคุมโรคและการกลับเป็นซ้ำของโรค ขณะเดียวกันเนื้อเยื่อปกติและอวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีในระดับต่ำที่สุด หรือระดับที่สามารถทนต่อรังสีได้ เพื่อลดโอกาสเกิดผลข้างเคียงและอาการแทรกซ้อนของการได้ปริมาณรังสีทั้งในระยะเฉียบพลันและระยะยาว

การให้บริการรังสีรักษาในประเทศไทย ชนิดให้รังสีระยะไกล (external beam therapy) นิยมใช้เทคนิคฉายรังสีแบบดั้งเดิม แบบรังสีสองมิติ (2D radiation therapy) ซึ่งการวางแผนรังสีรักษาอาศัยขอบเขตกายวิภาคมองเห็น หรือตรวจสอบได้จากการตรวจร่างกายหรือภาพรังสีทั่วไป ถึงแม้จะไม่ผิดพลาดในการรักษาโรค แต่ก็ขาดข้อมูลรายละเอียดเกี่ยวกับอวัยวะเป้าหมาย อวัยวะสำคัญข้างเคียงและเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ในบริเวณที่ได้รับรังสี ต่อมามีการพัฒนาเทคโนโลยีระบบรังสีสามมิติ (3D- conformal radiation therapy) ซึ่งความก้าวหน้าของระบบ ทำให้ลำรังสีมีความแม่นยำและเหมาะสมต่อการรักษามากขึ้น

การพัฒนาเทคโนโลยีรังสีสามมิติแบบใหม่ ที่ให้ผลการรักษาที่ดีมากอีกวิธีหนึ่ง คือ การฉายรังสีแปรความเข้ม (Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT) ใช้การวางแผนรังสีรักษาแบบ Inverse treatment planning เป็นวิธีคำนวณและวางแผนที่ให้การกระจายรังสีแบบที่กำหนดโดยการปรับแต่งความเข้มลำรังสี ทำให้การกระจายรังสีเป็นไปตามรูปร่างของอวัยวะเป้าหมายมากที่สุด สามารถให้บริการฉายรังสีผู้ป่วยที่มีข้อจำกัดในการฉายรังสีด้วยเทคนิคอื่นๆ ส่งผลให้ปริมาณรังสีสูงบริเวณรอยโรค และลดปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับให้อยู่ในระดับต่ำ

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

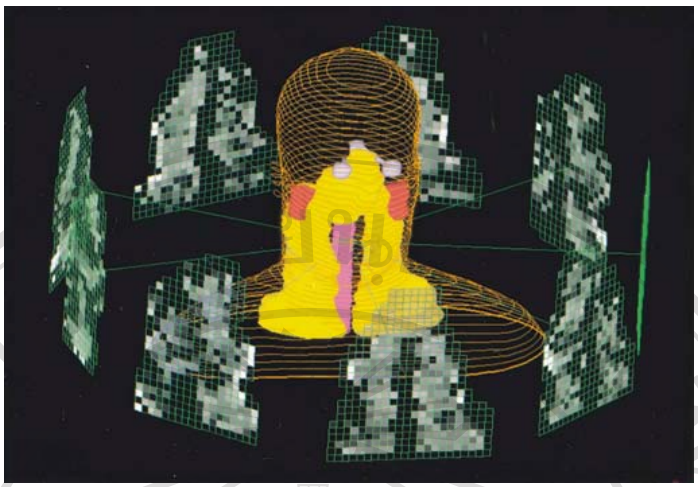
### 2.1.1 การวางแผนรังสีรักษาย้อนกลับ (Inverse treatment planning)

ในเทคนิคการฉายรังสีแปรความเข้ม ต้องทำการแปรความเข้มของลำรังสีให้สอดคล้องกับรูปร่างของอวัยวะเป้าหมาย และอวัยวะสำคัญข้างเคียง เป็นการพัฒนาการอีกระดับหนึ่งของเทคนิครังสีสามมิติ มีการพัฒนาทั้งด้านการสร้างภาพเป้าหมาย การจำกัดลำรังสี การวางแผนรังสีรักษา การให้รังสีและการทวนสอบลำรังสี การกำหนดรูปร่างของพื้นที่รังสีให้สอดคล้องกับขนาดและรูปร่างของเป้าหมายที่ต้องการฉายรังสี ทำโดยใช้อุปกรณ์จำกัดลำรังสีที่ให้รายละเอียดสูงเรียกว่า multileaf

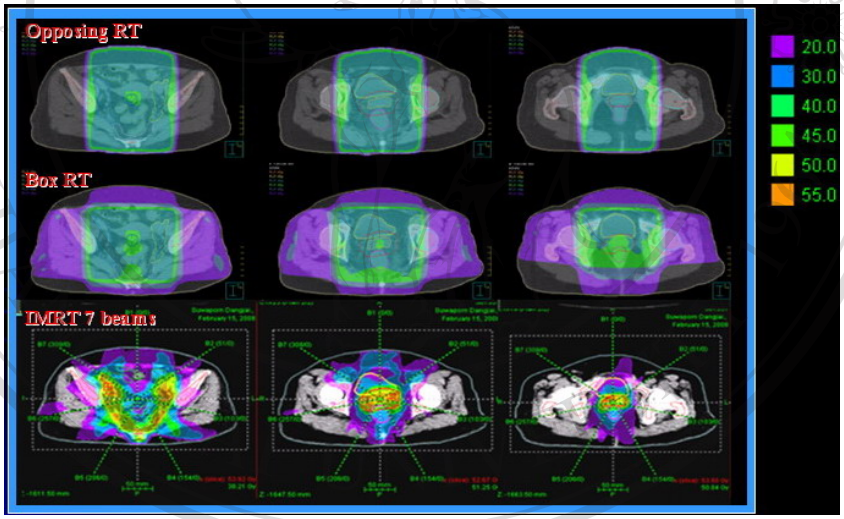
collimator (MLC) (ดังรูป 2.1) สร้างพื้นที่รังสีย่อย (segment or beamlet) จำนวนมากในแต่ละพื้นที่รังสี (ดังรูป 2.2) และใช้คอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงานทำให้อวัยวะเป้าหมายและอวัยวะสำคัญข้างเคียงที่ต้องการรักษาได้รับปริมาณรังสีตามที่กำหนด ได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ ข้อดีอีกประการหนึ่งของเทคนิคการฉายรังสีแปรความเข้ม คือสามารถที่จะทำให้เกิดความเข้ารูปและมีความสม่ำเสมอสอดคล้องกับลักษณะของก้อนมะเร็งสูง และป้องกันเนื้อเยื่อปกติได้ดีกว่าเทคนิคฉายรังสีแบบดั้งเดิม โดยเฉพาะอย่างยิ่งก้อนมะเร็งและ/หรือเนื้อเยื่อปกติที่มีรูปร่างที่ซับซ้อนหรือมีลักษณะโค้งเว้า อยู่ชิดติดกับอวัยวะสำคัญข้างเคียงหรือเนื้อเยื่อปกติ (ดังรูป 2.3) สำหรับการวางแผนรังสีรักษาด้วยการฉายรังสีแปรความเข้มที่มีความซับซ้อนขึ้น พื้นที่รังสีที่ฉายรังสีจะถูกแบ่งออกเป็นพื้นที่ฉายรังสีเล็กๆ ซึ่งเป็นการแปรความเข้มของรังสีเพื่อให้ปริมาณรวมมีรูปร่างใกล้เคียงกับลักษณะของก้อนเป้าหมายมากที่สุด โดยที่เนื้อเยื่อปกติและอวัยวะที่สำคัญจะได้รับปริมาณรังสีในระดับต่ำ ดังนั้นจึงมีการพัฒนาการวางแผนรังสีรักษาเป็นแบบ Inverse planning โดยผู้วางแผนรังสีรักษาจะต้องกำหนดทิศทางของลำรังสีและเป้าหมายหรือ ปริมาณและการกระจายรังสีที่ต้องการ ให้กับโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา แล้วโปรแกรมจะหาวิธีการแปรความเข้มและการถ่วงน้ำหนักของแต่ละลำรังสีเพื่อให้ได้ตามเป้าหมายที่ผู้วางแผนรังสีรักษากำหนดไว้ (optimization) แผนรังสีรักษาที่ได้จะถูกประเมินอีกครั้งโดยผู้วางแผนรังสีรักษาหรือแพทย์รังสี ทิศทางของลำรังสีหรือเป้าหมายจะถูกปรับแก้ก็ต่อเมื่อต้องการแก้ไขการแปรความเข้มและการถ่วงน้ำหนักของแต่ละลำรังสีที่ได้จากคอมพิวเตอร์

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

รูป 2.1 แสดงการกระจายรังสีและการแปรความเข้มลำรังสีชนิด conventional และ IMRT



รูป 2.2 แสดงลำรังสีย่อยจำนวนมากในแต่ละลำรังสี ของเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้ม




รูป 2.3 แสดงการกระจายรังสีของเทคนิคฉายรังสีแบบดั้งเดิมและการฉายรังสีแปรความเข้ม

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

ในการวางแผนการรักษาด้วยระบบ inverse planning การวางแผนการรักษาเริ่มจากความต้องการทางคลินิกของการรักษาทั้งในเนื้อเยื่อปกติและรอยโรค โดยจะต้องกำหนดปริมาณรังสีและบริเวณที่ต้องการให้มีการกระจายของรังสีตามที่ต้องการ แล้วระบบจะกำหนดจุดต่างๆที่จะคำนวณแล้วเริ่มการคำนวณและปรับแต่งไปเรื่อยๆ โดยจะต้องค้นหา parameter ต่างๆในการักษาให้ได้ผลออกมาใกล้เคียงกับความต้องการ โดยมีตัวแปรควบคุมแผนรังสีรักษาแบบ inverse planning ได้แก่ การกำหนด objective และ constraint เป็นการกำหนดเป้าหมายของการรักษา ซึ่ง objective คือ เป้าหมายที่กำหนดไว้เพื่อให้โปรแกรมพยายามหาแผนการรักษาที่เหมาะสม (optimize plan) ใน

ขณะที่ constraint เป็นการกำหนดเพื่อบอกโปรแกรมเกี่ยวกับเป้าหมายที่พึงพอใจ ซึ่งขั้นตอนวิธีของการ optimization จะพยายามหาคำตอบที่เป็นไปตาม constraint เป็นอันดับแรก จากนั้นจึงจะพยายามหาคำตอบที่เป็นไปตาม objective การกำหนด objective และ constraint เริ่มต้นจากการเลือกก้อนเป้าหมายหรือปริมาตรที่สนใจ แล้วกำหนดรูปแบบของ objective และ/หรือ constraint และป้อนค่าปริมาณรังสีที่ต้องการตามรูปแบบของ objective หรือ constraint ที่กำหนด จากนั้นกำหนดค่าของการถ่วงน้ำหนักแบบสัมพัทธ์ให้กับ objective เพื่อให้โปรแกรมรู้ว่า objective อันไหนที่สำคัญ และจะต้องให้ได้ตาม objective ไหนมากกว่ากัน ซึ่งค่ายิ่งสูง objective นั้น ก็ยิ่งสำคัญ การ optimization เป็นการคำนวณแบบวนซ้ำเพื่อหาค่าตัวแปรที่เหมาะสมในการฉายรังสีเพื่อให้ได้ผลตามเป้าหมายของการวางแผน โดยโปรแกรมจะพยายามทำตามแต่ละ objective และไม่ละเมิด constraint ที่กำหนดไว้ การทำ optimization นั้นจะหาคำตอบที่เหมาะสมได้ภายในการวนซ้ำ

**2.1.1.1 Objective function**

Objective function เป็นฟังก์ชันที่ใช้สำหรับแสวงหาแผนรังสีรักษา โดยการประเมินแผนรังสีรักษาที่เหมาะสมตามเป้าหมายต่างๆ ที่กำหนด (Perez *et al*., 2004)

***2.1.1.1.1 Dose-Based Objective Functions*** เป็น Objective function ชนิดที่กำหนดเป้าหมายการวางแผนด้วยปริมาณรังสีเท่านั้น ยกตัวอย่างเช่น Quadratic Objective Function ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่ผู้วางแผนรังสีรักษาจะต้องกำหนดปริมาณรังสีที่ต้องการให้ปริมาตรที่สนใจได้รับ เพื่อคำนวณหาแต้ม (Score, S) จากผลรวมของความแตกต่างของปริมาณรังสีที่กำหนดกับปริมาณรังสีที่คำนวณยกกำลังสองในแต่ละจุดของแต่ละปริมาตรที่สนใจ (ดังสมการ 2-1) ซึ่งในขั้นตอนการหาแผนรังสีรักษาที่เหมาะสมของกระบวนการฉายรังสีแปรความเข้มนั้น โปรแกรมจะพยายามหาแผนรังสีรักษาที่มีแต้มต่ำที่สุด

$$S = \sum_i \left( D_{T,0} - D_{T_i} \right)^2 + \sum_n p_n \times \sum_j H\left( D_{n,j} - D_{n,0} \right) \times \left( D_{n,j} - D_{n,0} \right)^2 \qquad (2\text{-}1)$$

เมื่อ $D_{T,0}$ = ปริมาณรังสีที่กำหนดให้กับปริมาตรเป้าหมายหรือก้อนมะเร็ง

$D_{n,0}$ = ปริมาณรังสีที่ทนได้ของปริมาตรเนื้อเยื่อปกติอันดับที่ n

$D_{T_i}$ = ปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากปริมาตรย่อยอันดับที่ i ในปริมาตรเป้าหมาย

$D_{n,j}$ = ปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากปริมาตรอันดับย่อยที่ j ในปริมาตรเนื้อเยื่อปกติอันดับที่ n

$p_n$ = การถ่วงน้ำหนักแบบสัมพัทธ์ของปริมาตรเนื้อเยื่อปกติอันดับที่ n

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

$H\left(D_{n,j}-D_{n,0}\right)$ = เป็นฟังก์ชันที่กำหนดให้มีการคำนวณแต้มเฉพาะปริมาตรย่อยของเนื้อเยื่อปกติที่ได้รับปริมาณรังสีเกินปริมาณรังสีที่ทนได้เท่านั้น (ดังสมการ 2-2)

$$H\left(D_{n,j}-D_{n,0}\right)=0 \qquad \text{สำหรับ } D_{n,j}\le D_{n,0}$$
$$=1 \qquad \text{สำหรับ } D_{n,j}>D_{n,0} \qquad (2\text{-}2)$$

***2.1.1.1.2 Dose-Volume-Based Objective Functions*** เป็น Objective function ชนิดที่กำหนดเป้าหมายการวางแผนด้วยปริมาณรังสีและขนาดของปริมาตรที่ต้องการได้รับปริมาณรังสีในแต่ละระดับ เนื่องจากการตอบสนองต่อรังสีของมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติไม่ขึ้นกับปริมาณรังสีเท่านั้น แต่ยังขึ้นกับปริมาตรที่ได้รับรังสีในแต่ละระดับปริมาณรังสีอีกด้วย เช่น การกำหนดเป้าหมายของปริมาตรเนื้อเยื่อปกติ โดยให้ปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสีมากกว่า $D_1$ มีค่าน้อยกว่า $V_1$ แล้ว Objective function ในส่วนของปริมาตรเนื้อเยื่อปกติ อาจจะหาได้จากสมการ (2-3)

$$p_n\times\sum_j H\left(D_2-D_j\right)\times H\left(D_j-D_1\right)\times\left(D_j-D_1\right)^2 \qquad (2\text{-}3)$$

เมื่อ $D_2$ = ปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากปริมาตรเนื้อเยื่อปกติขนาด $V_1$

$D_j$ = ปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากปริมาตรอันดับย่อยที่ j ในปริมาตรเนื้อเยื่อปกติ

$p_n$ = การถ่วงน้ำหนักแบบสัมพัทธ์ของปริมาตรเนื้อเยื่อปกติ

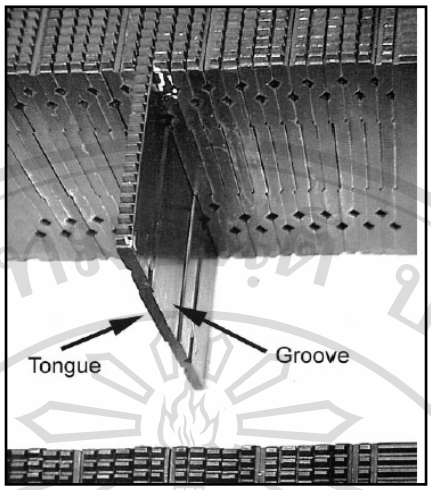
$H\left(D_2-D_j\right)\times H\left(D_j-D_1\right)$ = เป็นฟังก์ชันที่กำหนดให้มีการคำนวณแต้มจากปริมาตรย่อยของเนื้อเยื่อปกติที่ได้รับปริมาณรังสีอยู่ในช่วง $D_2$ และ $D_1$ เท่านั้น กล่าวคือ

$H\left(D_2-D_j\right)=0$ เมื่อ $D_2\le D_j$ และ $H\left(D_2-D_j\right)=1$ เมื่อ $D_2>D_j$

$H\left(D_j-D_1\right)=0$ เมื่อ $D_j\le D_1$ และ $H\left(D_j-D_1\right)=1$ เมื่อ $D_j>D_1$

***2.1.1.1.3 ระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟ (multileaf collimator ,MLC)*** อุปกรณ์แปรความเข้มของลำรังสีในการฉายรังสีแปรความเข้ม ซึ่งเป็นส่วนประกอบส่วนหนึ่งของเครื่องเร่งอนุภาคโดยในมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ จะประกอบด้วยตัวกำกับรังสี (collimator) ที่มีลักษณะเป็นซี่ (leaf) เล็กๆแนบสนิทกัน แต่สามารถเลื่อนเข้าออกได้เป็นอิสระต่อกัน (ดังรูป 2.4) โดยวิธีการนี้สามารถปรับรูปร่างและทิศทางของลำรังสีเพื่อแปรความเข้มของลำรังสีโดยอัตโนมัติ ช่วยลดเวลาที่ใช้ในการฉายรังสี รวมทั้งสามารถส่งผู้ป่วยไปฉายรังสีกับเครื่องเร่งอนุภาคเครื่องอื่นได้สะดวก เนื่องจากไม่ต้องเพิ่มส่วนประกอบของเครื่องเร่งอนุภาค

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved




รูป 2.4 มัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ของเครื่องเร่งอนุภาคบริษัท Siemens รุ่น Primus (Saw and others, 2001b)

**2.1.2 การฉายรังสีแปรความเข้ม**

กระบวนการรักษาด้วยเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้ม มีขั้นตอนดังนี้ (Marta MJ. และคณะ 2004)

2.1.2.1 New patient consultation and immobilization:

ผู้ป่วยใหม่เข้ามารับบริการรักษาด้วยรังสีรักษา หลังจากรังสีแพทย์วางแผนรังสีรักษาแล้ว ผู้ป่วยต้องทำการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ที่เหมาะสมแต่ละราย (patient fixation and immobilization) เพื่อป้องกันการเคลื่อนไหวขณะรับการรักษา โดยการยึดตรึงผู้ป่วยจะต้องทำให้มีความแม่นยำและ reproducibility สูง รวมทั้งการกำหนดจุดอ้างอิงการรักษาก่อนถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

2.1.2.2 Image acquisition:

การสร้างภาพทางรังสีของผู้ป่วย มีเครื่องมือหลายชนิดที่ใช้ในการสร้างภาพ เครื่องมือพื้นฐานที่นิยมและเหมาะสมต่อการวางแผนรังสีรักษา คือเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

2.1.2.3 Target and Structure contouring:

การกำหนดโครงร่างปริมาตรเป้าหมาย และอวัยวะสำคัญข้างเคียง โดยรังสีแพทย์เพื่อใช้ในการวางแผนรังสีรักษา

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

2.1.2.4 Treatment Planning and evaluation:

การวางแผนการรักษาด้วยระบบ inverse planning การวางแผนการรักษาเริ่มจากความต้องการทางคลินิกของการรักษาทั้งในเนื้อเยื่อปกติและรอยโรค โดยจะต้องกำหนดปริมาณรังสีและบริเวณที่ต้องการให้มีการกระจายของรังสีตามที่ต้องการ แล้วระบบจะกำหนดจุดต่างๆที่จะคำนวณแล้วเริ่มการคำนวณและปรับแต่งไปเรื่อยๆ โดยจะต้องค้นหา parameter ต่างๆในการรักษาให้ได้ผลออกมาใกล้เคียงกับความต้องการ (ดังรูป 2.5) แล้วแสดงปริมาณรังสีที่เป้าหมายและเนื้อเยื่อโดยรอบในรูปของเส้นแสดงปริมาณรังสีบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ รังสีแพทย์และนักฟิสิกส์ประเมินแผนรังสีรักษาร่วมกันจากพารามิเตอร์ต่างๆ ดังนี้

- Dose distributions และ DVHs ภายในปริมาตรของอวัยวะเป้าหมายและอวัยวะสำคัญข้างเคียง
- Target dose conformity คือให้ปริมาณรังสีครอบคลุมปริมาตรทั่วทั้งก้อนของอวัยวะเป้าหมาย

2.1.2.5 Record and Verify System:

ก่อนที่จะมีการนำเทคนิค IMRT ไปใช้ในการรักษาผู้ป่วยจะต้องมีการตรวจสอบความถูกต้องก่อน เนื่องจากว่าการรักษาด้วยเทคนิค IMRT มีความจำเพาะต่อก้อนมะเร็งสูง ประกอบด้วยการทวนสอบปริมาณรังสีสมบูรณ์แบบจุดและการกระจายปริมาณรังสีสัมพัทธ์ การกระจายของปริมาณรังสีภายในบริเวณที่รักษาใน phantom กับแผนการรักษา รวมทั้งการตรวจสอบรูปรางและรูปแบบของความเข้มรังสี (intensity pattern) ที่ได้จากเครื่องฉายรังสีเทียบกับรูปแบบของความเข้มรังสีที่ได้จากการวางแผนการรักษา เพื่อเป็นการตรวจสอบให้แน่ชัดว่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับเป็นไปตามแผนการรักษา

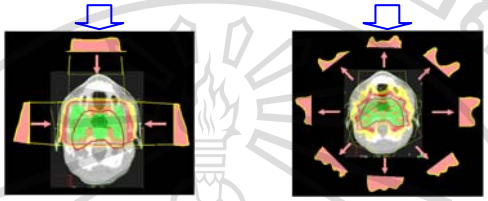
2.1.2.6 Position verification:

การรักษาผู้ป่วยจะต้องมีการตรวจสอบความถูกต้องของการจัดท่าผู้ป่วยและตำแหน่งของการรักษาก่อนฉาย (patient setup verification) ซึ่งจะเปรียบเทียบกับภาพอ้างอิงที่ได้จากการวางแผนการรักษา เทคนิคที่นิยมใช้ได้แก่ port films-orthogonal หรือ EPID (ดังรูป 2.6)

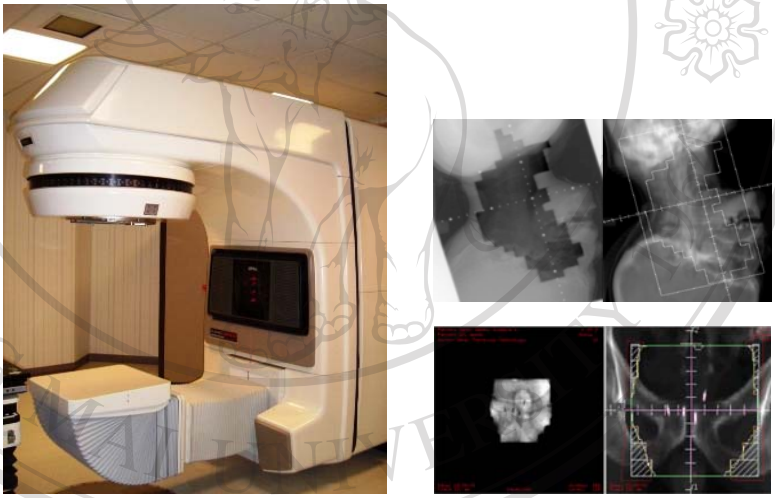
2.1.2.7 Treatment Delivery:

เมื่อการวางแผนการรักษารวมทั้งการทวนสอบการจัดท่าผู้ป่วยและตำแหน่งของการรักษาก่อนฉายเสร็จสิ้น สามารถนำเทคนิค IMRT ไปใช้ในการรักษาผู้ป่วยได้ ซึ่งในการฉายรังสีจะต้องมีการจัดท่าผู้ป่วย (patient positioning) และมีการบันทึกรวมทั้งตรวจสอบปริมาณรังสีทุกครั้งที่มีฉายรังสี (dose record in R&V) (ดังรูป 2.7)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved



รูป 2.5 แสดงระบบการวางแผนการรักษาของ IMRT ชนิด forward & inverse treatment planning



รูป 2.6 แสดงการตรวจสอบความถูกต้องในการจัดท่าผู้ป่วยจาก orthogonal films, EPID

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

รูป 2.7 แสดงการการฉายรังสีด้วยเทคนิค IMRT

**2.2 รังสีรักษาสำหรับผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูก**

ปัจจุบันพบว่าสถานการณ์โรคมะเร็งในโลกมีแนวโน้มเพิ่มจำนวนมากขึ้น และเป็นปัญหาของโลกในการป้องกัน แก้ไขรวมทั้งการให้การบำบัดรักษา และในประเทศไทยก็มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน โดยมีทางเลือกหลักที่สำคัญที่ใช้รักษาโรคมะเร็งคือการใช้รังสีรักษา ส่งผลให้บทบาทของงานทางด้านรังสีรักษามีความสำคัญอย่างยิ่ง ดังนั้นการพัฒนาเทคโนโลยี กระบวนการและเครื่องมือทางรังสีรักษาให้มีประสิทธิภาพจึงจำเป็นอย่างยิ่งเพื่อให้การรักษาเกิดประโยชน์สูงสุด

จากข้อมูลของสำนักงานปลัดกระทรวงสาธารณสุข กระทรวงสาธารณสุข ประเทศไทย แสดงจำนวน เปอร์เซ็นต์และอัตราอุบัติการณ์ต่อประชากร 100,000 คน ตั่งแต่ปี พ.ศ. 2545 – 2547 พบว่ามีจำนวน เปอร์เซ็นต์และอัตราการตายต่อประชากร 100,000 คน จำแนกตามสาเหตุหลักที่สำคัญ และจำนวน เปอร์เซ็นต์และอัตราการตายต่อประชากรหญิง 100,000 คน จำแนกตามสาเหตุของโรคหลักที่สำคัญ แสดงให้เห็นว่าโรคมะเร็งเป็นสาเหตุการตายอันดับที่ 1 ของประชากรไทยตลอดทั้ง 3 ปี ประมาณ 13 เปอร์เซ็นต์ของประชากรทั้งหมด และในประชากรหญิงไทยมีสาเหตุการตายหลักด้วยโรคมะเร็งเต้านมและปากมดลูก ประมาณ 23 เปอร์เซ็นต์ของประชากรทั้งหมด และจากข้อมูลของสถาบันมะเร็งแห่งชาติ กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ประเทศไทย แสดงจำนวน เปอร์เซ็นต์ของประชากรหญิงที่เข้ารับการรักษาจากโรคมะเร็งปากมดลูก ตั่งแต่ปี พ.ศ. 2546 – 2548 พบว่ามีจำนวน เปอร์เซ็นต์ของผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูก จำแนกตามระยะของโรค ตารางที่ 2.3 และกราฟที่ 2.1 และจำนวน เปอร์เซ็นต์ของของผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูก จำแนกตามวิธีการรักษา แสดงให้เห็นว่าสตรีไทยที่เป็นโรคมะเร็งปากมดลูกเข้ามารับส่วนใหญ่เป็นระยะที่ 2 ประมาณ 53 เปอร์เซ็นต์ และระยะที่ 3 ประมาณ 25 เปอร์เซ็นต์ โดยการใช้วิธีการรักษาด้วยรังสีเป็นทางเลือกหลักที่สำคัญ

**2.2.1 เทคนิครังสีรักษาแบบระยะไกล (External beam therapy)**

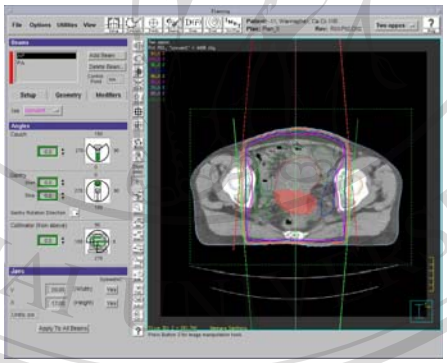
External beam therapy เป็นการรักษาด้วยรังสีโดยมีแหล่งกำเนิดรังสีอยู่ภายนอกร่างกาย เทคนิคการรักษาด้วยการฉายรังสี เป็นองค์ประกอบหนึ่งซึ่งมีผลต่อความสัมฤทธิ์ผลในการรักษาผู้ป่วยคือ การให้ปริมาณรังสีที่สูงเพียงพอต่อการควบคุมโรคและการกลับเป็นซ้ำของโรค ขณะเดียวกันเนื้อเยื่อปกติและอวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีในระดับต่ำ หรือระดับที่สามารถทนต่อรังสีได้ เพื่อลดโอกาสเกิดผลข้างเคียงและอาการแทรกซ้อนของการได้รับปริมาณรังสีทั้งในระยะเฉียบพลันและระยะยาว เทคนิคในการรักษาที่ใช้โดยทั่วไปได้แก่

1. Single field
2. Multiple fields
3. Arc therapy และ Rotation technique
4. Multi-noncoplanar arc therapy

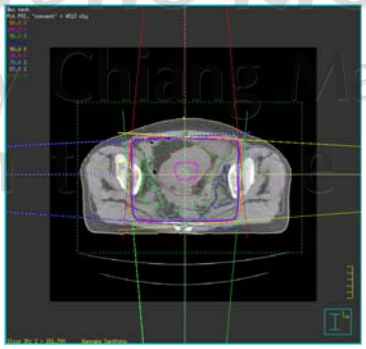
ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

**2.2.1.1 Multiple fields**

เป็นการฉายรังสีจากหลาย ๆ ทิศทาง ไปยังอวัยวะเป้าหมายเดียวกัน เพื่อเฉลี่ยให้ได้ปริมาณรังสีสูงและสม่ำเสมอที่บริเวณรอยโรค ในขณะที่เนื้อเยื่อปกติโดยรอบได้รับรังสีน้อย โดยเฉพาะผิวหนังและเนื้อเยื่อชั้นใต้ผิวหนัง การฉายแบบพื้นฐานทั่วไป คือ two opposing fields หรือการฉายรังสีเข้าสองทิศทางด้านตรงข้ามกัน ส่วนใหญ่เป็นการฉายที่ต้องการครอบคลุมพื้นที่การรักษาค่อนข้างกว้างและอวัยวะเป้าหมายอยู่ลึก ซึ่งเป็นการประสานแนวลำรังสีสองทิศทางตรงข้ามกัน ทำให้ได้รับปริมาณรังสีสูงในอวัยวะส่วนลึกและลดปริมาณรังสีบริเวณอวัยวะส่วนตื้น(ดังรูป 2.8) ส่วนการเพิ่มจำนวนลำรังสีหลาย ๆ ทิศทาง เช่น Four fields technique (ดังรูป 2.9) หรือเปลี่ยนแปลงแนวลำรังสีขึ้นอยู่กับความต้องการให้การรักษาครอบคลุมอวัยวะที่อยู่ลึกมาก มีรูปร่างโค้งเว้า หรืออยู่ชิดติดกับอวัยวะสำคัญข้างเคียง เป็นการเพิ่มโอกาสให้การกระจายของรังสีครอบคลุมอวัยวะเป้าหมายมากขึ้น และสามารถลดปริมาตรของเนื้อเยื่อปกติที่จะได้รับปริมาณสูง อย่างไรก็ตามการใช้จำนวนทิศทางลำรังสีมากยิ่งขึ้น จำเป็นต้องใช้เทคโนโลยีการวางแผนที่มีประสิทธิภาพสูง เพื่อป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นได้



รูป 2.8 แสดงทิศทางลำรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน เทคนิค Two opposing field



รูป 2.9 แสดงทิศทางลำรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน เทคนิค Four fields technique

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

**2.2.1.2 เทคนิคฉายรังสีแบบดั้งเดิมสำหรับผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูก**

การวางแผนรังสีรักษาแบบดั้งเดิม ด้วยเทคนิค Two opposing field และ four field Four fields technique ของผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูกระยะที่สองและสาม (Anuja J., (2006), RTOG 0418) กำหนดการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานบริเวณก้อนมะเร็งและอวัยวะเป้าหมาย(Target; CTV, PTV, Uterus และ Pelvic node) ให้ได้รับปริมาณรังสีรวมที่จุดหมุดลำรังสี 45 เกรย์ หรือได้รับปริมาณรังสี 100 เปอเซ็นต์ ภายในระยะเวลา 5 สัปดาห์ ด้วยรังสีพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ ด้วยระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟคอลิเมเตอร์ ที่มีระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงจุดหมุดลำรังสี 100 เซ็นติเมตร โดยให้ปริมาณรังสี 1.8 เกรย์ต่อครั้ง, 1 ครั้งต่อวัน และฉาย 5 วันใน 1 สัปดาห์ ด้วยเทคนิค Two opposing field (AP-PA) หรือ Four fields technique (AP-PA และ Right- Left lateral) ที่ระยะลึกกึ่งกลางตัวผู้ป่วย โดยให้น้ำหนักของแต่ละทิศทางลำรังสีเท่าๆกัน (ตาราง 2.1)

ตาราง 2.1 แสดงปริมาณรังสีรวมของก้อนมะเร็งและอวัยวะเป้าหมาย

| Treatment | Sequence | Dose (Gy) |
|---|---|---|
| 1. External beam | 1) Whole pelvis (Target) ~1.8 Gy/fraction, 5 days a week | |
| | ~Opposing fields; 1.8 Gy/fraction | 45 |
| | ~Four fields technique; 1.8 Gy/fraction | 45 |
| | 2) Whole pelvis with mid line shield | 10 |
| | 3) Reduce field for Parametrial boost with mid line shield | 6 ±5% |
| 2. Brach therapy | LDR | ~26 |
| | HDR = 5 Fractions of 6 Gy | 30 |
| Total dose | point A | ~82 - ~85 |
| | point B | ~70 - ~74 |

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

**2.2.1.2.1 เทคนิคฉายรังสี Two opposing field**

การวางแผนรังสีรักษาแบบดั้งเดิม ด้วยเทคนิค Two opposing field ในผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูกระยะที่สองและสาม (Anuja J., (2006), RTOG 0418) กำหนดขอบเขตพื้นที่และทิศทางลำรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานได้ดังนี้

- ทิศทางลำรังสี AP portal ใช้มุมของลำรังสีจากหัวเครื่องฉายรังสีด้วยมุม 0 องศา
- ทิศทางลำรังสี PA portal ใช้มุมของลำรังสีจากหัวเครื่องฉายรังสีด้วยมุม 180 องศา (ดังรูป 2.10)

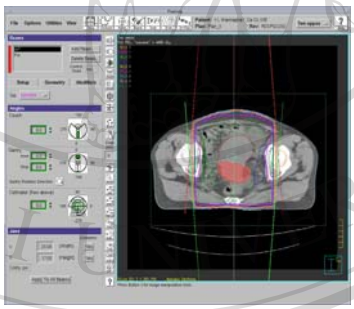
ขอบเขตลำรังสี AP-PA Portals

ขอบด้านบน: แนวภาคตัดขวางที่ระดับกึ่งกลางระหว่างกระดูกสันหลังส่วนบั้นเอวชิ้นที่ 4 และ 5

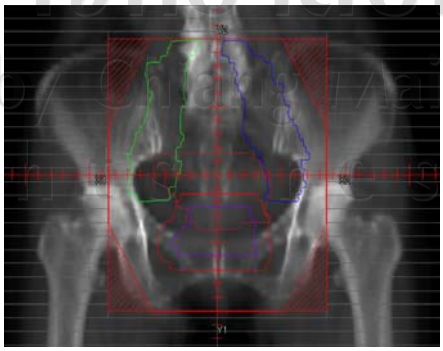
ขอบด้านล่าง: แนวภาคตัดขวางที่ระดับขอบด้านล่าง obturator foramen หรือต่ำจากขอบด้านล่างของรอยโรค 3 เซนติเมตร

ขอบด้านข้าง: ห่างจากขอบกว้างสุดด้านในของกระดูกอุ้งเชิงกรานออกไป 2 เซนติเมตร

พื้นที่กำบังรังสีในลำรังสี: ปิดกั้นพื้นที่รังสีบริเวณลำไส้เล็กและส่วนหัวของกระดูกต้นขาโดยยังคงให้ลำรังสีฉายตรงรอยโรคที่เพิ่มพื้นที่ margin อีก 1 เซ็นติเมตร จากต่อมน้ำเหลืองคอมม่อน ไอลิแอค และปิดกั้นพื้นที่รังสีที่ 1.5 เซนติเมตร ห่างจาก obturator foramen (ดังรูป 2.11)



รูป 2.10 แสดงทิศทางลำรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน เทคนิค Two opposing field



รูป 2.11 แสดงขอบเขตลำรังสีเข้าจากด้านหน้า-หลังและจากด้านหลัง-หน้า

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

**2.2.1.2.2 เทคนิคฉายรังสี Four fields technique**

การวางแผนรังสีรักษาแบบดั้งเดิม ด้วย Four fields technique ในผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูกระยะที่สองและสาม (Anuja J., 2006 RTOG 0418) กำหนดขอบเขตพื้นที่และทิศทางลำรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานได้ดังนี้

- ทิศทางลำรังสี AP-PA Portals ใช้ทิศทางเดียวกันกับทิศทางของเทคนิค Two opposing field
- ทิศทางลำรังสี RT. lateral ใช้มุมของลำรังสีจากหัวเครื่องฉายรังสีด้วยมุม 270 องศา
- ทิศทางลำรังสี LT. lateral ใช้มุมของลำรังสีจากหัวเครื่องฉายรังสีด้วยมุม 90 องศา (รูป 2.12)

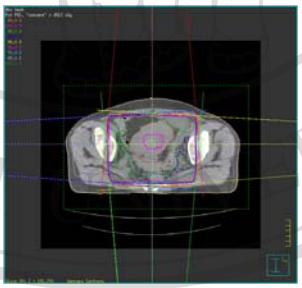
ขอบเขตลำรังสี (AP-PA Portals) ใช้ขอบเขตเดียวกันกับ Two opposing field

ขอบเขตของทิศทางลำรังสีเข้าจากด้านข้าง (Lateral Portals)

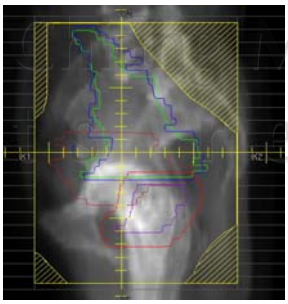
ขอบด้านบนและด้านล่าง: ใช้ขอบเขตเดียวกันกับทิศทางลำรังสี AP-PA Portals

ขอบด้านหน้า: ลากเส้นตรงห่างจากขอบด้านหน้าของกระดูก symphysis pubis 0.5 เซนติเมตร ตัดกับเส้นตรงที่ลากจากด้านหน้าของต่อมน้ำเหลืองคอมม่อน ไอลิแอค ที่ระดับของกระดูกสันหลังส่วนบั้นเอวชิ้นที่ 4-5 ห่างออกไปอย่างน้อย 1 เซนติเมตร

ขอบด้านหลัง: ลากเส้นตามแนวกึ่งกลางของกระดูสันหลังส่วนบั้นเอวชิ้นที่ 4-5และกระดูกสันหลังส่วนหางทั้งหมด (ดังรูป 2.13)



รูป 2.12 แสดงทิศทางลำรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน Four field box technique



รูป 2.13 แสดงขอบเขตลำรังสีเข้าจากด้านข้าง

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

ฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานให้ได้รับปริมาณรังสีรวมที่จุดหมุดลำรังสี 45 เกรย์ หรือได้รับปริมาณรังสี 100 เปอเซ็นต์ ภายในระยะเวลา 5 โดยให้ปริมาณรังสี 1.8 เกรย์ต่อครั้ง, 1 ครั้งต่อวัน และฉาย 5 วันใน 1 สัปดาห์ ที่ระยะลึกกึ่งกลางตัวผู้ป่วย (จุดหมุนลำรังสี) โดยให้น้ำหนักของแต่ละทิศทางลำรังสีเท่าๆกัน ทำการคำนวณปริมาณรังสีจากเครื่องวางแผนรังสีรักษา โดย Pinnacle$^3$ version 7.6c จะใช้อัลกอลิทึม Collapse cone convolution ในการคำนวณปริมาณรังสี

**2.2.2 เทคนิครังสีรักษาแบบระยะใกล้ (Brachytherapy)**

การรักษาแบบระยะใกล้ หมายถึง การใช้รังสีเพื่อการรักษาโดยต้นกำเนิดรังสีอยู่ใกล้ชิดติดรอยโรคที่จะรักษาโดยตรง ทำให้ได้ปริมาณรังสีสูงที่บริเวณปริมาตรเป้าหมายและลดต่ำลงอย่างรวดเร็วในเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ข้างเคียง แบ่งออกเป็น 3 วิธีหลัก (Khan F.; 1994) คือ

**2.2.2.1 Intracavitary brachytherapy**

เป็นการสอดใส่สารกัมมันตรังสีเข้าไปในโพรงของอวัยวะที่เป็นโรค โดยวางสารต้นกำเนิดรังสีใกล้กับปริมาตรเป้าหมาย ได้แก่ มะเร็งปากมดลูก มะเร็งเยื่อบุโพรงมดลูก มะเร็งช่องคลอด มะเร็งหลังโพรงจมูก หรือ intraluminal brachytherapy เป็นการสอดใส่สารกัมมันตรังสีในหลอดหรือท่อของอวัยวะที่เป็นโรค ได้แก่ มะเร็งหลอดอาหาร มะเร็งหลอดลม

**2.2.2.2 Interstitial brachytherapy**

เป็นการฝังสารกัมมันตรังสีเข้าไปในปริมาตรเป้าหมายโดยตรง ได้แก่ มะเร็งของช่องปาก เช่น (ลิ้น ริมฝีปาก) มะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมาก มะเร็งทวารหนัก การเสียบใส่แร่มี 2 แบบ คือ แบบชั่วคราว (temporary) โดยให้สารกัมมันตรังสีอยู่ในปริมาตรเป้าหมายจนได้ปริมาณรังสีที่ต้องการแล้วจึงนำสารกัมมันตรังสีออกจากปริมาตรเป้าหมาย และแบบถาวร (permanent) จะฝังสารกัมมันตรังสีไว้ในปริมาตรเป้าหมายจนสารกัมมันตรังสีสลายตัวหมด สารกัมมันตรังสีที่ใช้ในการฝังแบบถาวร ได้แก่ ไอโอดีน (I-125) ทอง (Au-198)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

**2.2.2.3 Moulds (surface application)**

สารกัมมันตรังสีจะถูกวางแนบชิดไปตามผิวของปริมาตรเป้าหมาย ได้แก่ มะเร็งบริเวณใบหูชั้นนอก มะเร็งผิวหนัง

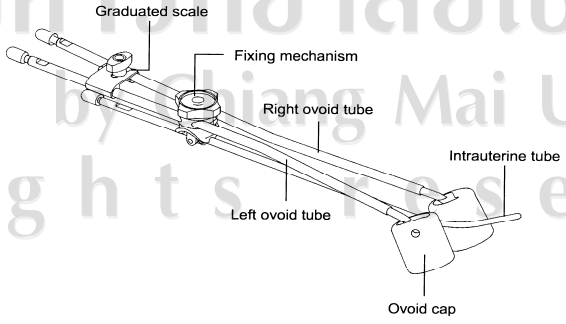
**2.2.3 การสอดใส่เครื่องมือใส่สารกัมมันตรังสีผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูก**

เครื่องมือใส่สารกัมมันตรังสี (Standard Fletcher Suit Delclos Applicator Set) การรักษาแบบใส่สารกัมมันตรังสี ส่วนใหญ่ใช้รักษามะเร็งในอวัยวะสืบพันธุ์สตรี เช่น ปากมดลูก มดลูก และช่องคลอด เครื่องมือใส่สารกัมมันตรังสีที่นำมาใช้มีหลากหลายชนิดขึ้นกับวัตถุประสงค์ในการรักษา สำหรับเครื่องมือใส่สารกัมมันตรังสีในอวัยวะสืบพันธุ์สตรี (cervix applicator) (ดังรูป 2.14) โดยพื้นฐานมีส่วนประกอบหลัก (Khan F.;1994 ) คือ

1. ส่วนที่ใส่ในมดลูก (intrauterine tube) เป็น central tube เรียกว่า tandem
2. ส่วนที่เป็น lateral capsule หรือเรียกว่า ovoids (colpostat) ซึ่งจะแตกต่างกันไปในแต่ละชนิด

The American Brachytherapy Society (ABS) แนะนำให้ใส่เครื่องมือสอดใส่ที่เหมาะสมกับโรค โดยมีวัตถุประสงค์ในการเพิ่มการควบคุมโรคและลดผลข้างเคียงที่จะเกิดขึ้น (Subir N.และคณะ;2000) การใส่ tendem ใส่ไว้ในมดลูกให้อยู่กึ่งกลางช่องกระดูกเชิงกรานระหว่าง ovoids และขนานกับแนวแกนร่างกายในภาพแนวหน้าหลัง ส่วนในภาพแนวด้านข้าง tandem อยู่ตรงกลางระหว่างกระเพาะปัสสาวะและก้นกบ โดยให้ปลาย tandem อยู่ที่ระยะ 2-3 เซนติเมตรจากกระดูกหัวหน่าว (pebis ) ถึงส่วนกระดูกกระเบนเหน็บ (sacral promontory) และให้ Flange อยู่ที่ระดับ endocervix ซึ่งกำหนดให้เป็นเครื่องหมายสำหรับบอกตำแหน่งมดลูก (cervical marker) และใช้สำหรับยึด tandem เพื่อลดการหมุนและหลีกเลี่ยงการเคลื่อนของ tandem การใส่ ovoids จะอยู่ที่ส่วนของช่องคลอดโดยเลือกใช้ ovoids ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่ที่สุดและให้พอดีกับ vaginal fonices เพื่อไม่ให้มีการเคลื่อนที่ได้ โดยควรให้เครื่องมือสอดใส่สัมพันธ์กับโครงร่างอวัยวะผู้ป่วยและปริมาตรเป้าหมาย และทำการใส่ผ้าก๊อสในช่องคลอดทั้งด้านหน้าและด้านหลังเพื่อยึดตรึงเครื่องมือสอดใส่ ทั้งยังเป็นการดันอวัยวะสำคัญข้างเคียงคือลำไส้ตรงและกระเพาะปัสสาวะให้ห่างจากเครื่องมือสอดใส่ (ดังรูป 2.15)

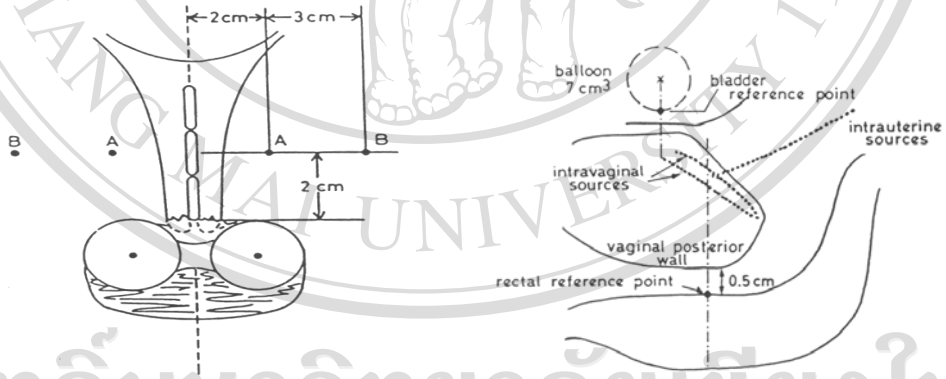
ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved




รูป 2.14 เครื่องมือใส่สารกัมมันตรังสีอวัยวะสืบพันธุ์สตรี (Nucletron User Guide)

รูป 2.15 มาตรฐานเทคนิคการใส่เครื่องมือใส่สารกัมมันตรังสี

การกำหนดจุดอ้างอิงตามระบบแมนเชสเตอร์ (the Manchester system) เป็นระบบที่ใช้เป็นมาตรฐานในการกำหนดปริมาณรังสี โดยจุดอ้างอิงที่ใช้สำหรับการคำนวณปริมาณรังสี ได้แก่ จุด A, จุด B จุดกระเพาะปัสสาวะ (bladder point) และลำไส้ตรง (rectal point) รังสีแพทย์กำหนดให้คำนวณอัตรารังสีหรือปริมาณรังสีที่กำหนด (prescribed dose) ที่จุดอ้างอิง A เป็นหลัก ส่วนปริมาณรังสีที่จุดอื่น ๆ จะพิจารณาร่วมในการประเมินผลการวางแผนรังสีรักษา การกำหนดจุดอ้างอิงสำหรับคำนวณ (ดังรูป 2.16)คือ




รูป 2.16 การกำหนดตำแหน่งจุดอ้างอิงในระบบแมนเชสเตอร์ (ICRU 38;1985)

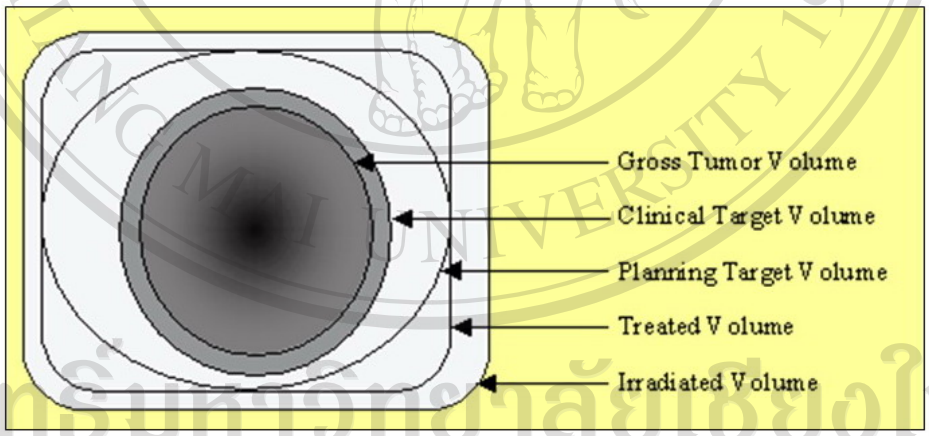
ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

**2.3 เทคนิคฉายรังสีแปรความเข้มสำหรับผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูก**

**2.3.1 กำหนดโครงร่างปริมาตรเป้าหมาย (the target volume contouring)**

การกำหนดโครงร่างปริมาตรเป้าหมาย และอวัยวะสำคัญข้างเคียง ดำเนินตาม International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU report number 50) ให้คำจำกัดความของก้อนมะเร็งดังนี้

- Gross tumor volume (GTV) คือปริมาตรเป้าหมายที่เป็นตำแหน่งของก้อนมะเร็งที่เห็นบนภาพรังสีและการตรวจทางการแพทย์
- Clinical target volume (CTV) คือขอบเขตของก้อนมะเร็งรวมทั้งการกระจายและการลุกลามไปยังต่อมน้ำเหลือง
- Planning target volume (PTV) คือขอบเขตที่ครอบคลุม ITV และรวมการเปลี่ยนแปลงที่อาจเกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวของการจัดท่าผู้ป่วยในแต่ละวัน (inter-fraction, set up margin)
- Treated volume (TV) คือขอบเขตการรักษาที่แท้จริงที่ต้องกำหนดปริมาณรังสีเพื่อการรักษา
- Irradiated volume (IV) คือขอบเขตที่ได้รับปริมาณรังสีทั้งหมดซึ่งรวมถึงอวัยวะสำคัญที่อยู่ภายในขอบเขตการรักษา (ดังรูป 2.17)




รูป 2.17 แสดงการกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็ง

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

**2.3.2 การกำหนดโครงร่างอวัยวะข้างเคียง (the organ at risk volume delineation)** (RTOG 0418; 2006, Claudia F. และคณะ; 2001, Muschitz S. และคณะ; 2004)

- ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ (the bladder volume) คือบริเวณขอบเขตของผิวด้านนอกทั้งหมดที่สามารถมองเห็นบนภาพรังสี
- ปริมาตรลำไส้ตรงส่วนปลาย (the rectum volume) คือบริเวณขอบเขตของผิวด้านนอกตั้งแต่

รอยต่อ rectosigmoid ถึงรูทวาร (anus) ทั้งหมดที่สามารถมองเห็นบนภาพรังสี

- ปริมาตรลำไส้เล็ก (the small bowel volume) คือบริเวณขอบเขตของผิวด้านนอกของลำไส้เล็กทั้งหมดที่สามารถมองเห็นบนภาพรังสี
- ปริมาตรส่วนหัวของกระดูกต้นข้า (the femoral heads volume) คือบริเวณขอบเขตของผิวด้านนอกของหัวของกระดูกต้นขาทั้งหมดที่สามารถมองเห็นบนภาพรังสี
- ปริมาตรไขกระดูกแดง (the red bone marrow volume) คือบริเวณขอบเขตของผิวด้านนอกของไขกระดูกแดงภายในกระดูกบริเวณอุ้งชิงกรานทั้งหมดที่สามารถมองเห็นบนภาพรังสี

**2.3.3 การกำหนดโครงร่างของร่างกาย (the body volume contouring)**

ตาม RTOG 0418 (GTOG Gynecological Atlas) ปี 2006

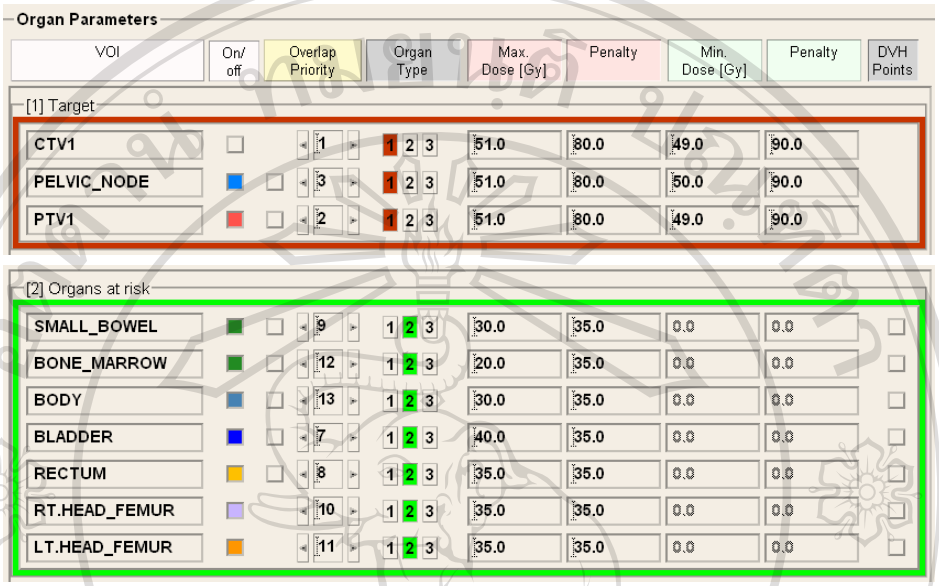
- ปริมาตรโครงร่างของร่างกาย (the body volume) คือบริเวณขอบเขตของผิวด้านนอกของร่างกายทั้งหมดที่สามารถมองเห็นบนภาพรังสี

**2.3.4 การกำหนดปริมาณรังสี**

การวางแผนให้ปริมาณรังสีรักษาเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้ม ใช้การกำหนด objective และ constraint เป็นการกำหนดเป้าหมายของการรักษา ซึ่ง objective คือ เป้าหมายที่กำหนดไว้เพื่อให้โปรแกรมพยายามหาแผนการรักษาที่เหมาะสม (optimize plan) ใน ขณะที่ constraint เป็นการกำหนดเพื่อบอกโปรแกรมเกี่ยวกับเป้าหมายที่พึงพอใจ ซึ่งขั้นตอนวิธีของการ optimization จะพยายามหาคำตอบที่เป็นไปตาม constraint เป็นอันดับแรกจากนั้นจึงจะพยายามหาคำตอบที่เป็นไปตาม objective ของชนิดของกลุ่มอวัยวะที่สนใจ ซึ่งได้แก่อวัยวะเป้าหมาย อวัยวะสำคัญข้างเคียงและอวัยวะที่ไม่สนใจคำนวณปริมาณรังสี แล้วบอกกำหนดพื้นที่ที่มีขอบเขตซ้อนทับกันให้เป็นของอวัยวะที่ต้องการให้คำนวณปริมาณรังสี (overlap priority) กำหนดปริมาณรังสีสูงที่สุดและปริมาณรังสีต่ำที่สุดของอวัยวะต่างๆ รวมทั้งกำหนดลำดับให้ความสำคัญต่อการคำนวณปริมาณรังสี (penalty) ของอวัยวะในกลุ่มนั้นๆ (ดังรูป 2.18) โดยฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานให้ได้รับปริมาณรังสีที่เส้นปริมาณรังสี 95 เปอเซ็นต์ของปริมาตร PTV เท่ากับ 45 เกรย์ ภายในระยะเวลา 5 สัปดาห์ ด้วยรังสีพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ ด้วยระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟคอลิเมเตอร์ ที่มีระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงจุดหมุดลำรังสี 100 เซนติเมตร โดยให้ปริมาณรังสี 1.8 เกรย์ต่อครั้ง, 1 ครั้งต่อวัน และฉาย 5 วันใน 1 สัปดาห์ โดยปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญข้างเคียง อันประกอบด้วย Bladder, Rectum, Small bowel, Femoral heads และ Red bone marrow ต้องไม่เกิน

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

ปริมาณรังสีที่ยอมรับได้ (tolerance dose) ของการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานที่ปริมาณรังสีรวม ณ. จุดหมุดลำรังสี 45 เกรย์ (RTOG 0418; 2006)




รูป 2.18 แสดงการกำหนดปริมาณรังสีอวัยวะเป้าหมายและอวัยวะสำคัญข้างเคียง

**2.3.4.1 Dose statistic และ Tolerance dose**

การประเมินแผนรังสีรักษาสามารถเลือกให้แสดงปริมาณรังสีที่ตำแหน่งจุดหมุนลำรังสี แสดงเส้นปริมาณรังสีบนพื้นที่ฉายรังสีเป็นอัตราส่วนต่อปริมาณรังสีที่ตำแหน่งจุดหมุนลำรังสี ปริมาณรังสีสูงที่สุดในสไลน์นั้นๆ ปริมาณรังสีสูงสุด ต่ำสุด และปริมาณรังสีเฉลี่ย รวมทั้งแผนภูมิรังสีปริมาตร ของอวัยวะเป้าหมายที่สนใจ และปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญข้างเคียง อันประกอบด้วย Bladder, Rectum, Small bowel, femoral heads และ Red bone marrow ต้องไม่เกินปริมาณรังสีที่ยอมรับได้ (tolerance dose) ของการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานที่ปริมาณรังสีรวม ณ.จุดหมุดลำรังสี 45 เกรย์ (Portelance L. และคณะ (2001), Chen F M. และคณะ (2007) และ Roeske J C. และคณะ (2003)) (ตาราง 2.2) และควรพิจารณาปริมาณรังสีสมบูรณ์มากเกินไป น้อยเกินไปบริเวณอวัยวะเป้าหมาย PTV ไม่ให้ได้รับปริมาณรังสีเกินขีดจำกัด (RTOG 0418; 2006) (ตาราง 2.3)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

ตาราง 2.2 แสดงปริมาณรังสีรวมของก้อนมะเร็ง, อวัยวะเป้าหมายและปริมาณรังสีจำกัดของอวัยวะสำคัญข้างเคียง (RTOG 0418 (2006), Portelance L. และคณะ (2001), Chen F M. และคณะ (2007))

| Target | Prescription dose (Gy) | Organ at risk | Dose limit (Gy) |
|---|---|---|---|
| CTV | 45 | Bladder | 40 |
| PTV | 45 | Rectum | 35 |
| Uterus | 45 | Small bowel | 30 |
| Pelvic node | 45 | Femoral head | 35 |
| | | Red bone marrow | 20 |

ตาราง 2.3 แสดงปริมาณรังสีมากเกินไป น้อยเกินไปบริเวณอวัยวะเป้าหมาย PTV (RTOG 0418 (2006))

| Target | Prescription dose (Gy) | Volume limit (%) |
|---|---|---|
| PTV ($V_{95\%}$) | 45 | |
| Hot spot PTV ($V_{110\%}$) | 49.50 | $\leq$20 |
| Cold spot PTV ($V_{93\%}$) | 41.85 | $\leq$1 |

**2.4 การประเมินแผนรังสีรักษา**

**2.4.1 Conformity index**

ค่าดัชนีความเข้ารูป (Conformity index: CI) คือค่าดัชนีที่บอกความ กลมกลืนเข้ารูป หรือให้การกระจายปริมาณรังสีที่รังสีแพทย์กำหนดมีรูปร่างใกล้เคียงกับก้อนเป้าหมาย โดยค่าดัชนีความเข้ารูปที่ดีควรมีค่าเท่ากับ 1 หรือเข้าใกล้มากที่สุด (ICRU 62 และ Feuvret L. และคณะ 2006) ค่าดัชนีความเข้ารูป ถือเป็นเครื่องมือที่ใช้ประเมินคุณภาพของแผนรังสีรักษาที่สมบูรณ์มากอย่างหนึ่งที่สามารถบอกระดับคะแนนของแผนรังสีรักษาว่ามีประสิทธิภาพเพียงใดหรือใช้เปรียบเทียบแผนรังสีรักษากับเทคนิคที่อื่นที่แตกต่างกัน

(RTOG 1993) ได้นำค่าดัชนีความเข้ารูป ประเมินคุณภาพของแผนรังสีรักษาจะหาได้จากสมการ 2-3

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

$$\text{Conformity Index}_{RTOG} = \frac{V_{RI}}{TV} \quad (2\text{-}3)$$

เมื่อ $V_{RI}$ คือปริมาตรทั้งหมดของอวัยวะที่ครอบคลุมด้วยเส้นปริมาณรังสีที่กำหนด

TV คือปริมาตรของอวัยวะเป้าหมายที่สนใจ

**2.4.2 Dose Volume Histogram (DVH)**

โดยทั่วไปแล้ว DVHs เป็นสิ่งที่ช่วยในการประเมินโอกาสในการควบคุมโรคมะเร็ง (Tumor Control Probability: TCP) และโอกาสในการเกิดภาวะแทรกซ้อนต่ออวัยวะปกติ (Normal Tissue Complication Probability: NTCP) จากการใช้รังสีรักษา และยังเป็นสิ่งที่ใช้ตัดสินเพื่อประเมินแผนการรักษาที่มีความยุ่งยากซับซ้อน (Williams J. และ Thwaites D., 2000).

DVH คือ กราฟความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรของเนื้อเยื่อปกติหรือก้อนมะเร็งกับปริมาณรังสีที่เนื้อเยื่อนั้นๆ ได้รับ โดยแสดงเป็นค่าปริมาตรในแต่ละช่วงของปริมาณรังสี ซึ่งขนาดของปริมาตรนั้นสามารถแสดงในรูปแบบของปริมาตรสัมพัทธ์ (%) หรือปริมาตรทางกายภาพ (physical volume) การประเมินผลจะพิจารณาว่าปริมาตรเป้าหมายได้รับปริมาณรังสีตามที่ต้องการ รวมถึงปริมาณรังสีที่เนื้อเยื่อปกติได้รับว่าอยู่ในระดับปริมาณรังสีต่ำสุดที่เนื้อเยื่อทนได้หรือไม่

ในทางคลินิกการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีรอบ ๆ บริเวณการรักษามีความยุ่งยากซับซ้อน ซึ่ง DVH เป็นการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีแบบสามมิติในรูปค่าตัวเลขภายในปริมาตรการรักษา โดยมีการกำหนดตารางปริมาณรังสี (dose grid) ที่ระยะห่างเท่า ๆ กันภายในปริมาตรการรักษา กำหนดขอบเขตรอบนอก (margin) และจำนวนจุดปริมาณรังสีที่เหมาะสมภายในปริมาตรสี่เหลี่ยม จากนั้นทำการคำนวณปริมาณรังสีของแต่ละจุดปริมาณรังสี (dose point) ซึ่งอยู่ตรงกลางปริมาตรสี่เหลี่ยมเรียก Voxel โดยถือว่าแต่ละ voxel ได้รับปริมาณรังสีเท่ากับจุดปริมาณรังสี จำนวนจุดปริมาณรังสีสำหรับการคำนวณ DVH ที่มีความถูกต้องมีค่าระหว่าง 50,000-200,000 จุด

DVH ที่ใช้วิเคราะห์การกระจายปริมาณรังสี สำหรับการรักษาแบบระยะใกล้มี 3 ชนิด (Williams J. และ Thwaites D., 2000) ได้แก่

**2.4.2.1 Cumulative Dose Volume histograms: CDVH**

Cumulative DVH คือความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรของเนื้อเยื่อทั้งหมดที่ได้รับปริมาณรังสีที่น้อยที่สุดโดยกำหนดให้เส้นปริมาณรังสีนี้คลุมปริมาตรที่ทำการรักษา (treatment volume)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

โดยสามารถบอกปริมาตรที่ครอบคลุมด้วยเส้นปริมาณรังสีเชิงปริมาตร (isodose surface) ของค่าปริมาณรังสีที่กำหนด คำนวณโดย Anderson histogram Model (PLATO user Manual)

ดังนั้น CDVH เป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรทั้งหมดที่ได้รับปริมาณรังสีอย่างน้อย D กับปริมาณรังสี D (รูป 2.19) แกนนอนแทนช่วงปริมาณรังสี ($\Delta D_i$) แกนตั้งแทนปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสีอย่างน้อย $D_i - 0.5\Delta D$ ในทางคลินิกนิยมให้ $\Delta D$ น้อยกว่า $D_i$ ซึ่งแสดงกราฟปริมาตรที่คลุมด้วยเส้นปริมาณรังสีเชิงปริมาตรนั้น ๆ ดังนั้น CDVH นิยมใช้หาปริมาตรเป้าหมายที่ได้รับปริมาณรังสีต่ำกว่าหรือสูงกว่าปริมาณรังสีที่กำหนด

**2.4.2.2 Differential Dose Volume histograms: DDVH**

Differential DVH คือความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสีของผู้ป่วย โดยตำแหน่งต้นกำเนิดรังสี อยู่ในปริมาตรที่ทำการรักษา ซึ่งปริมาณรังสีทั้งหมดสูงกว่าปริมาณรังสีอ้างอิง ภายในปริมาตรที่ทำการรักษา

DDVH เป็นกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง dV/dD ที่ปริมาณรังสี D กับปริมาณรังสี D สามารถใช้ประเมินความสม่ำเสมอของการกระจายปริมาณรังสีภายในปริมาตรการรักษา เปรียบเทียบเทคนิคการรักษาและเพื่อปรับปรุงปริมาณรังสีอ้างอิงให้ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมายอย่างเหมาะสม (รูป 2.20) คำนวณโดย vander Laarse histogram Model (PLATO user Manual)

**2.4.2.3 Natural Dose Volume histograms: NDVH**

Natural DVH เป็นวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่สนับสนุนผลของกฎกำลังสองผกผันจากกราฟ DVH ซึ่งแทนสัดส่วนระหว่างปริมาตรและพื้นที่ใต้กราฟ NDVH สามารถนำมาเปรียบเทียบเทคนิคการรักษา โดยการสังเกตยอดกราฟ (peak) และตำแหน่งของยอดกราฟที่สัมพันธ์กับปริมาณรังสีที่กำหนดให้ (รูป 2.21) คำนวณโดย Anderson Model (PLATO user Manual) และสามารถแสดงปริมาณรังสีที่ปริมาตรนอกปริมาตรเป้าหมายได้รับได้

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

รูป 2.19 Cumulative DVH (Marinus A.และคณะ;2000)

รูป 2.20 Differential DVH (PLATO user Manual)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

รูป 2.21 Natural DVH (Marinus A. และคณะ;2000 )

DVHs จึงเป็นส่วนสำคัญที่ใช้ในการประเมินแผนการรักษา ซึ่งโดยทั่วไป DVHs มีความสัมพันธ์กับภาพแสดงการกระจายปริมาณรังสีแบบสามมิติ

ดังนั้น DVHs สามารถนำมาใช้ในการประเมินผลการโอกาสควบคุมโรคมะเร็งได้โดยตรงว่าการกระจายปริมาณรังสีครอบคลุมปริมาตรเป้าหมายมากน้อยเพียงใด สำหรับอวัยวะปกติก็เช่นกันสามารถใช้ DVHs ในการเปรียบเทียบเพื่อพิจารณาเลือกแผนการรักษาที่เหมาะสมได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการใช้ DVHs ที่เป็นแบบ cumulative DVH (Williams J. และ Thwaites D.; 2000)

**2.4.3 ความหมายของพารามิเตอร์ปริมาณรังสีเชิงปริมาตร (definition of dose volume parameters)**

Dose Volume parameters สำหรับปริมาตรเป้าหมายได้จากการวิเคราะห์ Cumulative DVH ซึ่ง DVHs สำหรับ GTV, CTV ในการรักษาแบบระยะไกลมีลักษณะเป็น plateau ซึ่งแสดงปริมาณรังสีเป็นร้อยละที่คลุมปริมาตรที่สนใจ ส่วน plateau ลดลงอย่างเรื่อย ๆ เป็นร้อยละของปริมาณรังสีที่คลุมด้วยปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น (Richard P.และคณะ; 2006)

$D_{100}$ คือ ปริมาณรังสีที่มีค่าต่ำสุดที่ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย 100 %

$D_{95}$ คือ ปริมาณรังสีที่มีค่าต่ำสุดที่ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย 95 % โดยส่วนใหญ่รังสีแพทย์ใช้ในการพิจารณาแผนรังสีรักษา

$D_{90}$ และ $D_{50}$ คือ ปริมาณรังสีที่มีค่าต่ำสุดที่ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย 90และ50 % ตามลำดับ มีผลของการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีอย่างรวดเร็วเพียงเล็กน้อยและเป็นพารามิเตอร์ที่คงที่มากกว่า ดังนั้น $D_{100,}$ $D_{95,}$ $D_{90}$ และ $D_{50}$ จึงถูกแนะนำไว้สำหรับการรายงานปริมาณรังสี ซึ่งคำนวณได้จาก DVH

$V_{100}$ คือปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสี 100 % ของปริมาณรังสีที่กำหนดซึ่งอธิบายได้ถึงความสำเร็จในการรักษาในเทอมของปริมาณรังสีที่ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย $V_{100}$ เป็นพื้นฐานการกำหนดปริมาณรังสีทางกายภาพ (prescribed physical dose) และมีความต่อเนื่องในการกำหนดอัตราปริมาณรังสีและการแบ่งให้รังสี จึงไม่สามารถใช้สำหรับการเปรียบเทียบแผนการรักษาระหว่างผู้ป่วยแต่ละราย ดังนั้น $V_{100}$ จึงใช้สำหรับเปรียบเทียบแผนการรักษาในผู้ป่วยรายเดียวกันหรือการทำการรักษาแบบต่อเนื่องในผู้ป่วยรายเดียวกันด้วยอัตราปริมาณรังสีขนาดเดียวกัน

$V_{110}$ คือปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสี 110 % ของปริมาณรังสีที่กำหนด โดยส่วนใหญ่รังสีแพทย์ใช้ในการพิจารณาบริเวณที่ได้รับปริมาณรังสีสูงเกินกว่าที่กำหนดของแผนรังสีรักษา

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

$V_{93}$ คือปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสี 93 % ของปริมาณรังสีที่กำหนด โดยส่วนใหญ่รังสีแพทย์ใช้ในการพิจารณาบริเวณที่ได้รับปริมาณรังสีต่ำจากที่กำหนดของแผนรังสีรักษา

$V_{95}$, $V_{90}$, $V_{70}$, $V_{50}$ และ $V_{30}$ คือปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสี 95, 90, 70, 50 และ 30 % ของปริมาณรังสีที่กำหนด ซึ่งอธิบายได้ถึงความสำเร็จในการรักษาในเทอมของปริมาณรังสีที่ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย

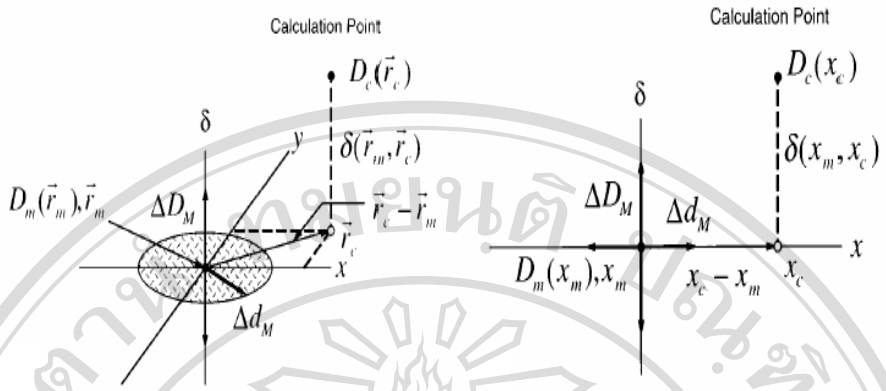
**2.5 การทวนสอบการกระจายปริมาณรังสีสัมพัทธ์**

การทวนสอบแผนรังสีรักษาด้วยการวัดการกระจายปริมาณรังสีสัมพัทธ์ ใช้วิธีการคำนวณค่าดัชนีแกมม่า $(\gamma)$ เกณฑ์ที่ใช้สำหรับตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาในบริเวณที่มีปริมาณรังสีเปลี่ยนแปลงน้อย (small dose gradients) โดยทั่วไปจะกำหนดเป็น ค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดของการคำนวณปริมาณรังสีเทียบกับการวัดที่จุดเดียวกัน ส่วนบริเวณที่ปริมาณรังสีมีการเปลี่ยนแปลงมาก (large dose gradients) จะกำหนดเป็นค่ามากที่สุดของระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัด

การประเมินการกระจายปริมาณรังสีใน 2 มิติที่ได้จากการคำนวณ โดยใช้เกณฑ์การยอมรับของค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดของการคำนวณปริมาณรังสีเทียบกับการวัดที่จุดเดียวกัน ( $\Delta D_M$ ) และเกณฑ์การยอมรับของค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดของระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัด ( $\Delta d_M$ ) แสดงวิธีการประเมิน (รูป 2.22) โดยกำหนดให้จุดที่วัดอยู่ที่ตำแหน่งของจุดกำเนิดของพิกัดซึ่งประกอบด้วยแกน X และแกน Y ที่ใช้แสดงระยะห่าง (r) ระหว่างปริมาณรังสีที่เท่ากันของจุดที่ได้จากการคำนวณ ($\mathbf{r}_c$) เทียบกับจุดที่ได้จากการวัด ($\mathbf{r}_m$) และแกน $\delta$ ที่แสดงค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ ($D_c(r_c)$) เทียบกับปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันกับการวัด ($D_m(r_m)$)

การพิจารณาว่าระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัด ( $r(r_m,r_c)$ ) อยู่ภายใต้เกณฑ์การยอมรับ $\Delta d_M$ คือค่า $r(r_m,r_c)$ จะต้องอยู่ภายในพื้นที่วงกลมรัศมีเท่ากับ $\Delta d_M$ ในระนาบ $\mathbf{r}_m$-$\mathbf{r}_c$ ในขณะที่การพิจารณาว่าค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันกับการวัด ( $\delta(r_m,r_c)$ ) อยู่ภายใต้เกณฑ์การยอมรับ $\Delta D_M$ คือค่า $\delta(r_m,r_c)$ จะต้องอยู่ภายในเส้นตรงในแนวดิ่ง ความยาวเท่ากับ $2\Delta D_M$ (รูป 3.38 (ก))

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved




(ก) (ข)

รูป 2.22 แสดงการประเมินการกระจายปริมาณรังสีในสองมิติที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการวัด (Low and others, 1998)

แต่การประเมินด้วยวิธีนี้ไม่ละเอียดเพราะไม่ได้นำเอาข้อมูลทั้งหมดมาพิจารณาในการประเมินความคลาดเคลื่อนทางสถิติ ด้วยเหตุนี้จึงมีการนำค่าดัชนีแกมม่า (index $\gamma$ ) มาใช้สำหรับประเมินการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาสามมิติที่ตำแหน่งต่างๆว่าอยู่ภายใต้เกณฑ์การยอมรับทั้ง $\Delta d_M$ และ $\Delta D_M$ พร้อมกัน โดยใช้พื้นผิวของทรงรีในการประเมิน (รูป 2.23) ซึ่งพื้นผิวของทรงรีนี้ได้จากสมการ 2-9 (Low and others, 1998)

$$1=\sqrt{\frac{r^2(\mathrm{r_m},\mathrm{r})}{\Delta d_M^2}+\frac{\delta^2(\mathrm{r_m},\mathrm{r})}{\Delta D_M^2}} \qquad (2\text{-}9)$$

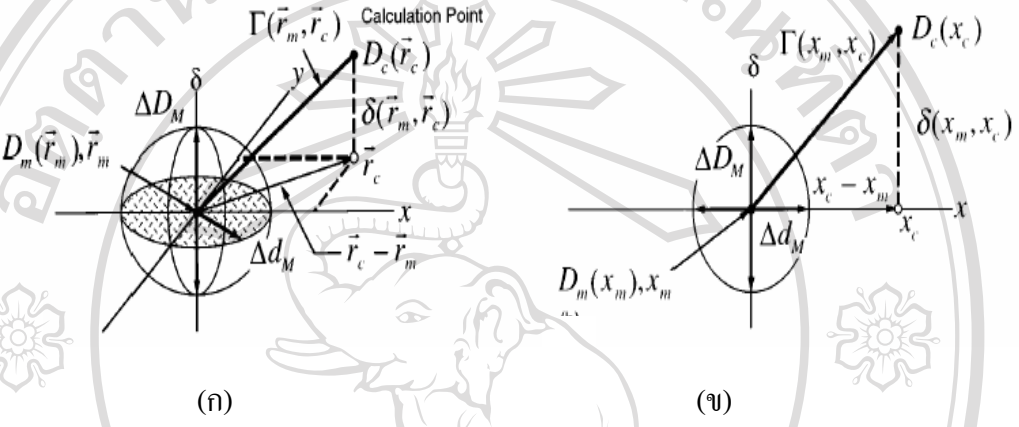
เมื่อ $r(\mathrm{r_m},\mathrm{r})=|\mathrm{r}-\mathrm{r_m}|$ , $\delta(\mathrm{r_m},\mathrm{r})=D(\mathrm{r})-D_m(\mathrm{r_m})$

เมื่อนำระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัดและค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันกับการวัดมาแทน $r(\mathrm{r_m},\mathrm{r})$ และ $\delta(\mathrm{r_m},\mathrm{r})$ ตามลำดับ จะได้

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

$$\Gamma(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c})=\sqrt{\frac{r^2(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c})}{\Delta d_M^2}+\frac{\delta^2(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c})}{\Delta D_M^2}} \tag{2-10}$$

เมื่อ $r(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c})=|\mathrm{r_c}-\mathrm{r_m}|$ , $\delta(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c})=D_c(\mathrm{r_c})-D_m(\mathrm{r_m})$




(ก) (ข)

รูป 2.23 แสดงการประเมินการกระจายปริมาณรังสีโดยใช้พื้นผิวของทรงรี (Low and others, 1998)

จากสมการ 2-10 ถ้าหากจุดที่คำนวณอยู่ภายนอกพื้นผิวของทรงรีที่ได้จากสมการ (2-9) แล้วค่า $\Gamma(\mathrm{r}_m,\mathrm{r}_c)$ จะมากกว่า 1 แต่ถ้าจุดที่คำนวณอยู่ภายในพื้นผิวของทรงรีที่ได้จากสมการ (2-9) จะได้ค่า $\Gamma(\mathrm{r}_m,\mathrm{r}_c)$ น้อยกว่าหรือเท่ากับ 1 ปริมาณที่ใช้ในการประเมินกระจายปริมาณรังสีว่าอยู่ภายใต้เกณฑ์การยอมรับทั้ง $\Delta d_M$ และ $\Delta D_M$ หรือไม่คือค่าดัชนีแกมม่า ซึ่งค่านี้หาได้จาก

$$\gamma(\mathrm{r}_m)=\min\{\Gamma(\mathrm{r}_m,\mathrm{r}_c)\}\ \forall \mathrm{r}_c \tag{2-11}$$

โดย $\gamma(\mathrm{r}_m)\le 1$ แสดงว่าผลการคำนวณผ่านเกณฑ์การยอมรับ

$\gamma(\mathrm{r}_m)>1$ แสดงว่าผลการคำนวณไม่ผ่านเกณฑ์การยอมรับ

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

โดยกำหนดเกณฑ์การยอมรับสำหรับระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัดเท่ากับ 3 มิลลิเมตร และค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันกับการวัดเท่ากับ 5 เปอร์เซ็นต์ (Daniel A. และ James F.; 2003)

**2.6 การนำเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้มใช้กับผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูก**

การฉายรังสีด้วยเทคนิคแปรความเข้มในผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูก ที่สามารถให้ปริมาณรังสีรวมมีรูปร่างใกล้เคียงกับลักษณะของอวัยวะเป้าหมาย เพื่อให้ได้รับปริมาณรังสีสูงเฉพาะในรอยโรค ในขณะเดียวกันเนื้อเยื่อปกติและอวัยวะสำคัญข้างเคียงจะได้รับปริมาณรังสีในระดับต่ำ โดยมีหลายงานวิจัยที่ศึกษาการลดปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญข้างเคียง ในผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูกจากการฉายด้วยรังสีเทคนิคแปรความเข้ม

Lujan AE. และคณะ (2003) ได้ทำการประเมินผลการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งนรีเวช ในการลดปริมาณรังสีที่ไขกระดูก ด้วยเทคนิค IM-WPRT ปริมาณรังสี 45 เกรย์ ร่วมกับการใส่แร่กัมมันตรังสีสูง จำนวน 10 ราย และทำการศึกษาเปรียบเทียบกับแผนรังสีรักษา four-field WPRT และ BM-sparing IMRT แพทย์ทำการกำหนดขอบเขตของอวัยวะเป้าหมายได้แก่ CTV, PTV, common, external และ internal iliac node รวมทั้งอวัยวะสำคัญข้างเคียงได้แก่ bladder, rectum และ small bowel แล้วทำการกำหนดปริมาณรังสีและปริมาตรของอวัยวะที่ให้รังสี โดยแผนรังสีรักษาของเทคนิค IM-WPRT ใช้การวางแผนแบบ inverse treatment planning และเทคนิค BM-sparing IMRT ที่มีการกำหนดขอบเขตรวมทั้งกำหนดปริมาณ-ปริมาตรที่ได้รับรังสีบริเวณกระดูกเชิงกรานแบบ step and shoot เช่นกัน รวมทั้งแผนรังสีรักษาด้วยเทคนิค four-field WPRT ทั้ง 3 เทคนิค วางแผนการรักษาด้วยรังสีโฟตอนพลังงาน 6 MV แผนรังสีรักษาที่ได้ normalized จาก PTV ให้ได้รับปริมาณรังสี 98% ของปริมาณรังสีที่กำหนด (45 เกรย์) แล้วทำการประเมินผลแผนรังสีรักษาเปรียบเทียบกัน ด้วย PTV coverage, dose homogeneity, normal tissue sparing และ DVHs โดยใช้ Student's *t* test ผลการเปรียบเทียบพบว่าทั้ง 3 เทคนิคให้ปริมาณรังสีครอบคลุมปริมาตรของ PTV ที่เส้นปริมาณรังสี 95% เหมือนกัน ขณะที่เทคนิค BM-sparing IMRT สามารถลดปริมาณรังสีบริเวณไขกระดูกลงได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยที่ปริมาณรังสี 100% (45 เกรย์) มีค่าเท่ากับ 10.1 เกรย์ เมื่อเทียบกับเทคนิค IM-WPRT และ four-field WPRT มีค่าเท่ากับ 16.7 เกรย์ ($p$=0.09) และ 33.6 เกรย์ ($p$<0.001) ตามลำดับ

Beriwal S. และคณะ (2007) ได้ประเมินและรายงานผลการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูกระยะที่ IB–IVA จำนวน 36 ราย ในช่วงปี ค.ศ. 2002 -2005 จากการรักษาด้วยเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้มแบบขยายพื้นที่ ปริมาณรังสี 45 เกรย์ ร่วมกับการใส่แร่กัมมันตรังสีสูง ปริมาณรังสี 25 เกรย์ พบผู้ป่วยมีอัตรารอดชีวิตโดยปราศจากโรคที่ระยะเวลา 4 ปี เท่ากับ 54% และมีอัตรารอดชีวิตโดยปราศจากอาการข้างเคียงที่ระยะเวลา 4 ปี เท่ากับ 65% โดยที่มีจำนวนของการเกิด recurrence ในผู้ป่วยประมาณ 36.1%

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved