บทที่ 2
ทฤษฎีพื้นฐาน

การฉายรังสีแปรความเข้ม (Intensity Modulated Radiation Therapy) เป็นเทคนิคการฉายรังสีสามมิติที่ใช้ในการรักษาโรคมะเร็ง ซึ่งเป็นเทคนิคการฉายรังสีที่ให้ปริมาณรังสีแต่ละส่วนย่อยของพื้นที่ฉายรังสี เพื่อให้ปริมาณรวมมีรูปร่างใกล้เคียงกับลักษณะของก้อนเป้าหมายมากที่สุด ในขณะเดียวกันเนื้อเยื่อปกติและอวัยวะที่สำคัญจะได้รับปริมาณรังสีในระดับต่ำ เพื่อลดโอกาสเกิดผลข้างเคียง

2.1 ขั้นตอนวิธีการคำนวณปริมาณรังสีโฟตอน (Photon dose calculation algorithm)

โปรแกรมวางแผนรังสีรักษา (Treatment planning software) อาศัยภาพซีทีและข้อมูลที่ได้จากเครื่องเร่งอนุภาคคำนวณปริมาณรังสีสะสมในเนื้อเยื่อ ซึ่งการคำนวณปริมาณรังสีในโปรแกรมวางแผนรังสีรักษามีหลายขั้นตอนวิธี (algorithm) ที่แตกต่างกัน และในแต่ละขั้นตอนวิธีก็มีการป้อนข้อมูลที่ต่างกัน โดยส่วนใหญ่แล้วขั้นตอนวิธีที่ใช้คำนวณปริมาณรังสีคือขั้นตอนวิธีการคำนวณแบบแก้ค่า (Correction based algorithm) แต่ในปัจจุบันได้เริ่มนำขั้นตอนวิธีการคำนวณแบบจำลองลำรังสี (Model based algorithm) มาใช้คำนวณปริมาณรังสีกันจำนวนมากขึ้น เช่น Convolution Superposition dose model เป็นต้น

2.1.1 ขั้นตอนวิธีการคำนวณแบบแก้ค่า (Correction based algorithm)

วิธีการแก้ค่าเป็นการคำนวณปริมาณรังสีบนพื้นฐานข้อมูลลำรังสีจำนวนมากของเครื่องเร่งอนุภาคที่ถูกป้อนเข้าสู่โปรแกรมคอมพิวเตอร์ ส่วนใหญ่เป็นข้อมูลความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีที่เปลี่ยนแปลงตามระยะลึก (depth dose) และ ความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีที่เปลี่ยนแปลงตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสี (dose profile) ของพื้นที่รังสีขนาดต่างๆแต่ละพลังงาน ซึ่งข้อมูลที่วัดต้องวัดภายใต้เงื่อนไขที่โปรแกรมวางแผนรังสีรักษากำหนดไว้ การกระจายปริมาณรังสีในผู้ป่วยที่มีรูปร่างลักษณะต่างๆกัน จะคำนวณโดยใช้ข้อมูลที่ป้อนเข้าไปเหล่านี้ ซึ่งปัจจัยหลักที่โปรแกรมต้องแก้ค่า (correct) คือตำแหน่งและโครงร่างภายนอกของผู้ป่วย รวมทั้งความหนาแน่นที่เปลี่ยนแปลง (inhomogeneities) ของเนื้อเยื่อภายในผู้ป่วยที่มีผลต่อลำรังสี

การคำนวณด้วยเทคนิคการแก้ค่า เป็นการแก้ค่าปริมาณรังสีตามค่าความหนาแน่นของเนื้อเยื่อและค่าข้อมูลอื่นๆ พื้นฐานของการคำนวณปริมาณรังสีเทคนิคนี้เริ่มโดย Milan and Bentley ในช่วงต้นปี 1970 เขาได้พัฒนาให้มีการแก้ค่าระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิว (SSD), ความ

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

โค้งของผิว และความหนาแน่นที่เปลี่ยนแปลงภายในของผู้ป่วย (effective pathlength) ซึ่งการคำนวณปริมาณรังสีที่จุด (x,y) สามารถคำนวณได้จากสมการ (2.1)

$$D(x,y) = G(d_{eff}, FS_s)L(d, y', FS_1)\left(\frac{SSD_1 + d_{\max}}{SSD_1 + x}\right)^2 \quad (2.1)$$

เมื่อ

$G(d_{eff}, FS_s)$ = ปริมาณรังสีที่ระยะจากแหล่งกำเนิดถึงผิวที่ไกลสุดที่ effective depth เท่ากับ d_{eff} ของพื้นที่รังสีที่ผิว FS_s โดยไม่คิดผลของ inverse square law

d_{eff} =effective depth ที่คำนวณจากระยะทางเดินของลำรังสีโฟตอน โดยใช้ข้อมูลความหนาแน่นของภาพซีทีแล้วเทียบเป็นระยะลึกในน้ำ

$L(d, y', FS_1)$ = off axis ratio ที่ความลึก d, ระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสี y' และพื้นที่รังสี FS_1

$\left(\frac{SSD_1 + d_{\max}}{SSD_1 + x}\right)^2$ = ค่าแก้ระยะ SSD ที่เปลี่ยนแปลงไปจากระยะอ้างอิง

รูปแบบการคำนวณปริมาณรังสีของ Milan/Bently สามารถคำนวณปริมาณรังสีในตัวกลางที่สมมูลกับน้ำได้อย่างถูกต้อง แต่สำหรับตัวกลางที่มีความหนาแน่นไม่สม่ำเสมอนั้นการคำนวณปริมาณรังสีจะมีความคลาดเคลื่อน เนื่องจากการที่วิธีของ Milan/Bently นี้คิดผลของความหนาแน่นที่ไม่สม่ำเสมอของตัวกลางด้วยวิธีอย่างง่าย ไม่ได้พิจารณาการกระเจิงที่ซับซ้อนของรังสีโฟตอนและอิเล็กตรอนทุติยภูมิ จึงมีความคลาดเคลื่อนเมื่อใช้คำนวณปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีความหนาแน่นไม่สม่ำเสมอ

ในปัจจุบันมีเทคนิคการแก้ค่าสำหรับตัวกลางที่มีความหนาแน่นไม่สม่ำเสมอ โดยสามารถคำนวณปริมาณรังสีบริเวณที่ใกล้กับตัวกลางที่ความหนาแน่นแตกต่างกันได้ถูกต้องมากขึ้น ดังเช่น effective depth method, Batho power law method, equivalent tissue air ratio (ETAR) method, differential scatter air ratio (DSAR) method, delta volume method และ fast fourier transform (FFT) convolution method

การคำนวณปริมาณรังสีด้วยเทคนิคการแก้ค่าจะมีความคลาดเคลื่อนของเนื่องจากข้อจำกัดของข้อมูลปริมาณรังสีที่วัดได้ ดังนั้นเพื่อให้ลดคลาดเคลื่อนนี้ ข้อมูลปริมาณรังสีที่จะใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีด้วยการแก้ค่านั้นควรเป็นข้อมูลปริมาณรังสีที่จำลองขึ้นมาใหม่จากข้อมูลปริมาณรังสีที่วัดได้

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

2.1.2 ขั้นตอนวิธีการคำนวณแบบจำลองลำรังสี (Model based algorithm)

เป็นการคำนวณปริมาณรังสีที่อยู่บนพื้นฐานของการจำลองลำรังสีที่วิ่งผ่านวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อหรือผู้ป่วยโดยตรง ตัวอย่างขั้นตอนวิธีที่อยู่บนพื้นฐานการจำลองลำรังสีเช่น

2.1.2.1 Finite-size Pencil Beam (Bourland and Chaney,1992) เป็นการคำนวณปริมาณรังสีที่จุดใดๆจากการรวมปริมาณรังสีที่ได้จากลำรังสีขนาดเล็กที่จำลองขึ้น (รูป 2.1) โดยลำรังสีขนาดเล็กนี้อยู่ภายใต้สมมุติฐานดังนี้ (1) เกิดจากการแบ่งลำรังสีออกเป็นขนาดเล็กๆที่มีขนาดแน่นอน โดยเรียกลำรังสีขนาดเล็กนี้ว่า finite-size pencil beams (FSPBs) (2) ในแต่ละ FSPB มีพื้นที่หน้าตัดเป็นรูปสี่เหลี่ยมและมีการกระจายปริมาณรังสีในน้ำต่อโฟตอนที่พลังงานหนึ่งที่เหมือนกัน (3) แหล่งกำเนิดของรังสีเป็นแบบจุด (4) FSPB สร้างขึ้นจากการรวม point dose kernel ที่ได้จากการคำนวณด้วยเทคนิค Monte Carlo (5) ผลรวมของการกระจายปริมาณรังสีในแต่ละ FSPB เท่ากับการกระจายปริมาณรังสีของลำรังสี การคำนวณปริมาณรังสีที่จุด P จาก FSPB ที่มีจำนวน nxm หาได้จากสมการ (2.2)

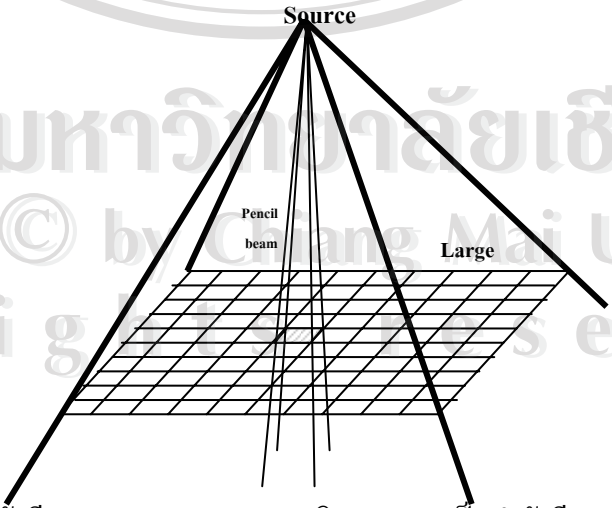
$$D^P = \sum_{IJ}^{nm} D_{IJ}^P \Phi_{IJ}^0 e^{\mu t_{IJ}} ISQ \qquad (2.2)$$

เมื่อ D_{IJ}^P = ปริมาณรังสีที่จุด P จากลำรังสีขนาดเล็กอันดับ IJ

Φ_{IJ}^0 = fluence ในอากาศของลำรังสีขนาดเล็กอันดับ IJ โดยมีการเปลี่ยนแปลงตามตำแหน่งในพื้นที่รังสี

$e^{\mu t_{IJ}}$ = ค่าแก้ของการทะลุผ่านของ beam filter

ISQ = ค่าแก้ของ inverse square



รูป 2.1 การแบ่งลำรังสีขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร ออกเป็นลำรังสีขนาดเล็ก (FSPB) 1x1 ตารางเซนติเมตร จำนวน 100 ลำรังสีขนาดเล็ก (Bourland and Chaney, 1992)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

2.1.2.2 Convolution-superposition method เป็นการคำนวณปริมาณรังสีจากลำรังสีที่จำลองขึ้น ซึ่งลักษณะของลำรังสีที่จำลองขึ้นจะอาศัยข้อมูลลำรังสีที่วัดได้ ปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยเทคนิคนี้จึงขึ้นกับการจำลองลำรังสี ข้อมูลลำรังสีโดยทั่วไปได้จากกราฟปริมาณรังสีสัมพัทธ์ที่เปลี่ยนแปลงตามระยะลึกและกราฟปริมาณรังสีสัมพัทธ์ที่เปลี่ยนแปลงตามระยะห่างจากกึ่งกลางของลำรังสีของทุกพื้นที่รังสี ซึ่งจะถูกนำไปจำลองลำรังสีหรือจำลอง fluence ที่ตกบนระนาบ โดยในโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาจะมีพารามิเตอร์ไว้สำหรับให้ปรับลักษณะของลำรังสีที่จำลองขึ้น ซึ่งพารามิเตอร์เหล่านี้จะถูกปรับจนกระทั่งโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาคำนวณปริมาณรังสีได้ตรงกับปริมาณรังสีที่วัดได้

สมการ convolution (2.3) เป็นสมการที่คำนวณปริมาณรังสีจากรังสีที่วิ่งผ่านตัวกลางโดยแยกระหว่างปฏิกิริยาปฐมภูมิออกจากการเกิดปฏิกิริยาของรังสีทุติยภูมิ (อนุภาคที่มีประจุและอนุภาคโฟตอนที่กระเจิง) ซึ่งปริมาณรังสีในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่เป็นเนื้อเดียวกันที่จุด **r** จากการถ่ายเทพลังงานที่จุด $\mathbf{r}'$ (รูป 2.2) คำนวณดังสมการ (Papanikolaou,1993)

$$D(\mathrm{r}) = \int T(\mathrm{r}')A(\mathrm{r}-\mathrm{r}')d^3\mathrm{r}' \qquad (2.3)$$

เมื่อ $A(\mathrm{r}-\mathrm{r}')$ = convolution kernel ซึ่งเป็นพลังงานสัมพัทธ์ที่ถ่ายเทต่อหนึ่งหน่วยปริมาตรในบริเวณที่เกิดปฏิกิริยาปฐมภูมิของโฟตอน โดยหาได้จากวิธี Monte Carlo (รูป 2.3)

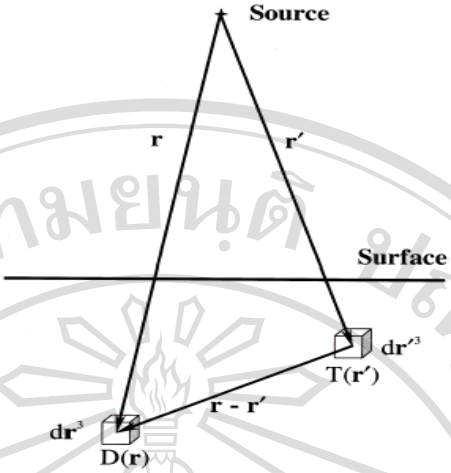
$T(\mathrm{r}')$ = การกระจายพลังงานที่ถ่ายเทโดยรวมต่อหนึ่งหน่วยมวลในสามมิติ (3D total energy released per unit mass (TERMA)) โดยหาได้จากสมการ (2.4)

$$T(\mathrm{r}') = \frac{\mu}{\rho}\Psi(\mathrm{r}') \qquad (2.4)$$

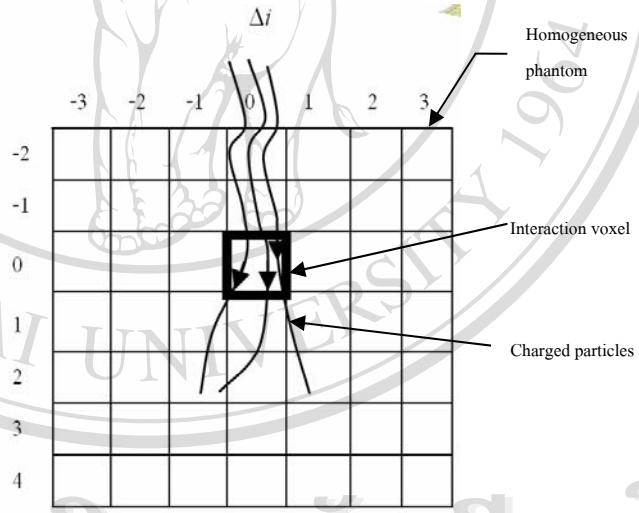
เมื่อ $\frac{\mu}{\rho}$ = สัมประสิทธิ์การลดทอนโดยมวล

$\Psi(\mathrm{r}')$ = energy fluence ปฐมภูมิที่กระจายในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved



รูป 2.2 แสดงเวคเตอร์ที่ใช้ในสมการ convolution ($\mathbf{r}'$ เป็นระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงปริมาตรย่อย $d\mathbf{r}'^3$ ที่เกิดปฏิกิริยาปฐมภูมิ ซึ่งมีพลังงานที่ถ่ายเทโดยรวมเท่ากับ $T(\mathrm{r}')$ ในขณะที่ $\mathbf{r}$ เป็นระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงปริมาตรย่อย $d\mathbf{r}^3$ ที่มีปริมาณรังสีสะสมเท่ากับ $D(\mathbf{r})$) (Tome, 2002)



รูป 2.3 แสดงการคำนวณหา kernel โดยใช้ EGS3 Monte Carlo code (Mackie and others, 1985)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

สำหรับปริมาณรังสีในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน สมการ convolution จะถูกดัดแปลงโดยการแก้ค่าระยะทางด้วยการสอบเทียบความหนาแน่นของอิเล็กตรอนในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อกับน้ำ (radiological path length) โดยเรียกสมการนี้ว่าสมการ convolution-superposition ซึ่งรูปแบบทั่วไปของสมการคือ (Khan, 2003:476-477)

$$D(\mathrm{r}) = \int T(\rho_{\mathrm{r}'} \cdot \mathrm{r}') \cdot A(\rho_{\mathrm{r-r}'} \cdot (\mathrm{r-r}'))\mathrm{d}^3\mathrm{r}' \qquad (2.5)$$

เมื่อ $\rho_{r'} \cdot r'$ = radiological path length จากแหล่งกำเนิดรังสีถึงปริมาตรย่อย $d\mathbf{r}'^{3}$ ที่เกิดปฏิกิริยาปฐมภูมิ

$\rho_{r-r'} \cdot (r-r')$ = radiological path length จากปริมาตรย่อย $d\mathbf{r}'^{3}$ ที่เกิดปฏิกิริยาปฐมภูมิ ถึงปริมาตรย่อย $d\mathbf{r}^{3}$ ที่มีปริมาณรังสีสะสมเท่ากับ $D(\mathbf{r})$

2.1.2.3 Monte Carlo method ประกอบด้วยโปรแกรมที่จำลอง โฟตอนและอนุภาคประจุจำนวนหลายล้านตัวเดินทางผ่านตัวกลาง โดยใช้หลักการทางฟิสิกส์ในการหาโอกาสการกระจายการเกิดปฏิกิริยาของแต่ละอนุภาค ซึ่งจำนวนของอนุภาคที่ใช้ในการจำลองยิ่งมากความถูกต้องของการทำนายการกระจายก็ยิ่งเพิ่มขึ้น แต่เวลาที่ใช้ในการคำนวณก็จะยิ่งมากขึ้น การกระจายปริมาณรังสีคำนวณจากการนับสะสมเหตุการณ์ที่เกิดไอออนไนซ์ในปริมาตรย่อยที่จะทำให้เกิดการถ่ายเทพลังงานแก่ตัวกลาง (Khan, 2003:478-479)

2.2 การคำนวณ Monitor Unit สำหรับการฉายรังสีแปรความเข้ม

วิธีการคำนวณ Monitor Unit แบบดั้งเดิม เป็นวิธีที่คำนวณปริมาณรังสีจากข้อมูลของปริมาณรังสีที่ทำการวัด ซึ่งการคำนวณจะถูกต้องเมื่อพื้นที่รังสีมีรูปร่างเป็นสี่เหลี่ยมและตกกระทบลงบนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อแบบน้ำที่ตั้งฉากกับลำรังสี แต่ความถูกต้องของการคำนวณจะลดลงเมื่อลำรังสีถูกแปลงความเข้ม (beam modifier) เช่น เมื่อมี compensator มีการแก้รูปร่างภายนอก (contour correction) และ การที่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อมีความหนาแน่นไม่สม่ำเสมอ ซึ่งการฉายรังสีแปรความเข้ม รูปร่างของลำรังสีจะแตกต่างกับรูปร่างของลำรังสีที่ใช้ในการฉายรังสีแบบดั้งเดิม และมักจะมีปัญหาในเรื่องของ electronic equilibrium โดยเฉพาะบริเวณที่อยู่ใกล้กับผิวหรือขอบของลำรังสีที่อาจจะไม่ได้อยู่ในสถานะ electronic equilibrium ดังนั้นวิธีการคำนวณ monitor unit บางวิธีสำหรับการฉายรังสีแปรความเข้ม เช่น เทคนิค Clarkson summation หรือ off-axis factor จะให้ผลการคำนวณ monitor unit ที่มีความคลาดเคลื่อน (Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, 2001)

ปัญหายากที่สุดของการคำนวณที่ใช้เทคนิคการแก้ค่า คือการแยกรังสีกระเจิงจากวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อออกจากรังสีกระเจิงจากหัวเครื่องฉายรังสี แต่ในเทคนิค convolution และเทคนิค Monte Carlo จะไม่เกิดปัญหานี้ เพราะแยกการคำนวณรังสีกระเจิงจากวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อและรังสีกระเจิงจากหัวเครื่องฉายรังสี แต่ในปัจจุบันยังไม่มีวิธีใดที่ถือเป็นวิธีมาตรฐาน ดังนั้นการรักษาผู้ป่วยด้วยการฉายรังสีแปรความเข้มควรมีการทวนสอบความถูกต้องของการคำนวณ monitor unit ที่ใช้ฉายรังสีให้แก่ผู้ป่วยแต่ละราย

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

2.3 เทคนิคการฉายรังสีแปรความเข้ม

2.3.1 การวางแผนรังสีรักษาสำหรับการฉายรังสีแปรความเข้ม

การวางแผนรังสีรักษาสำหรับฉายรังสีแบบดั้งเดิมหรือสำหรับฉายรังสีแปรความเข้มอย่างง่ายนั้น ผู้วางแผนรังสีรักษาจะเป็นผู้กำหนดลักษณะของลำรังสีที่ใช้ในการฉายรังสีทั้งหมดด้วยวิธีปกติ (manual) เช่น การกำหนดทิศทาง การถ่วงน้ำหนัก และขนาดของลำรังสี เป็นต้น จากนั้นจึงให้โปรแกรมวางแผนรังสีรักษาคำนวณปริมาณและการกระจายรังสีจากลักษณะของลำรังสีที่กำหนดนี้ ถ้าหากการกระจายปริมาณรังสีที่ได้ไม่เป็นไปตามเป้าหมายที่ต้องการ ผู้วางแผนรังสีรักษาจะต้องกลับมาปรับแก้ลักษณะของลำรังสีอีกครั้งจนกระทั่งได้การกระจายปริมาณรังสีตามที่ต้องการ การวางแผนรังสีรักษาในลักษณะแบบนี้เรียกว่า Forward planning (Ezzell and others, 2003)

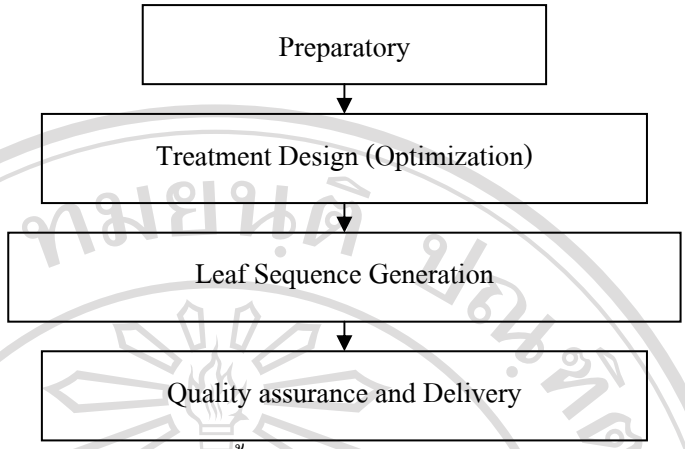
สำหรับการวางแผนรังสีรักษาด้วยการฉายรังสีแปรความเข้มที่มีความซับซ้อนขึ้น พื้นที่รังสีที่ฉายรังสีจะถูกแบ่งออกเป็นพื้นที่ฉายรังสีเล็กๆ (beamlet) ซึ่งเป็นการแปรความเข้มของรังสีเพื่อให้ปริมาณรวมมีรูปร่างใกล้เคียงกับลักษณะของก้อนเป้าหมายมากที่สุด โดยที่เนื้อเยื่อปกติและอวัยวะที่สำคัญจะได้รับปริมาณรังสีในระดับต่ำ ดังนั้นจึงมีการพัฒนาการวางแผนรังสีรักษาเป็นแบบ Inverse planning โดยผู้วางแผนรังสีรักษาจะต้องกำหนดทิศทางของลำรังสีและเป้าหมายหรือปริมาณและการกระจายรังสีที่ต้องการ ให้กับโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา แล้วโปรแกรมจะหาวิธีการแปรความเข้มและการถ่วงน้ำหนักของแต่ละลำรังสีเพื่อให้ได้ตามเป้าหมายที่ผู้วางแผนรังสีรักษากำหนดไว้ (optimization) แผนรังสีรักษาที่ได้จะถูกประเมินอีกครั้งโดยผู้วางแผนรังสีรักษาหรือแพทย์รังสี ทิศทางของลำรังสีหรือเป้าหมายจะถูกปรับแก้ก็ต่อเมื่อต้องการแก้ไขการแปรความเข้มและการถ่วงน้ำหนักของแต่ละลำรังสีที่ได้จากคอมพิวเตอร์

2.3.2 กระบวนการฉายรังสีแปรความเข้ม

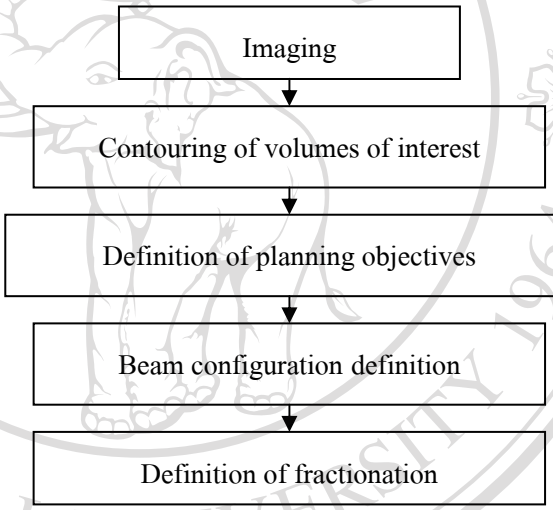
กระบวนการฉายรังสีแปรความเข้มแบ่งออกเป็นหลายขั้นตอน (Perez *et el.*, 2004) ดังรูป 2.4 โดยประกอบด้วยขั้นตอนย่อยดังรูป 2.5-2.7

2.3.2.1 ขั้นตอนการเตรียมข้อมูลวางแผนการฉายรังสีแปรความเข้ม (Preparatory) (รูป 2.5) เป็นขั้นตอนแรกของการฉายรังสีแปรความเข้มซึ่งประกอบด้วย การกำหนดปริมาตรที่สนใจ เช่น ก้อนมะเร็งหรืออวัยวะปกติบนภาพซีทีหรือภาพที่นำมาซ้อนทับ การกำหนดเป้าหมายของการวางแผนรักษาหรือปริมาณและการกระจายรังสีทำในรูปแบบของ objective function โดยกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ จำนวนครั้งที่ฉายรังสีและลักษณะของลำรังสี

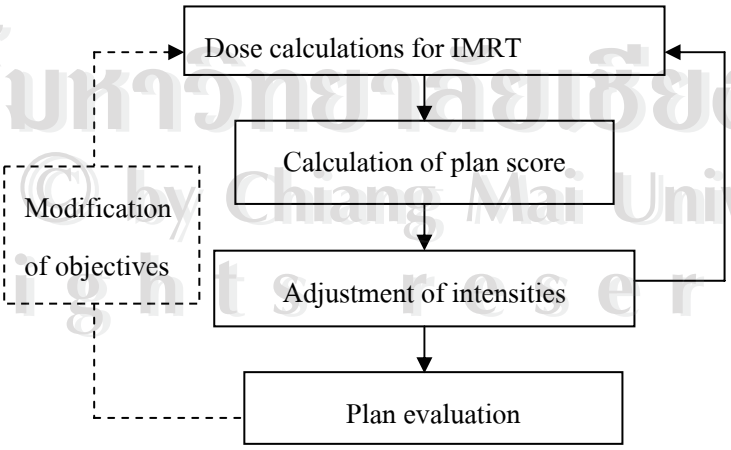
ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved



รูป 2.4 ผังขั้นตอนการฉายรังสีแปรความเข้ม

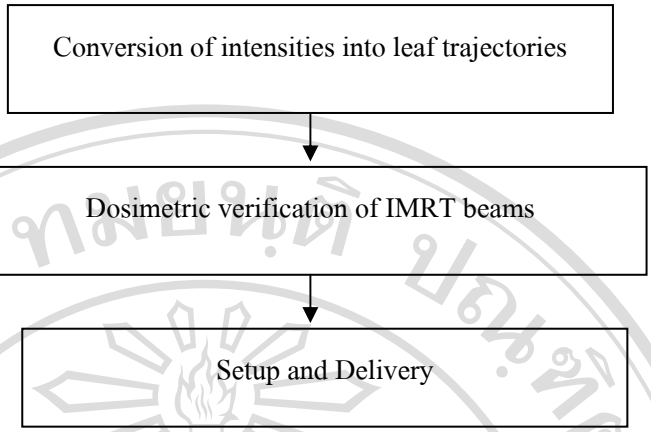


รูป 2.5ผังขั้นตอนการเตรียมพร้อมข้อมูลวางแผนการฉายรังสีแปรความเข้ม



รูป 2.6 ผังขั้นตอนการวางแผนรังสีรักษาในการฉายรังสีแปรความเข้ม

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved



รูป 2.7 ผังขั้นตอนทวนสอบและฉายรังสีแปรความเข้ม

2.3.2.2 ขั้นตอนการวางแผนรังสีรักษาในการฉายรังสีแปรความเข้ม (Treatment Design (Optimization)) เป็นขั้นตอนที่ประกอบด้วย กระบวนการวนซ้ำในการปรับและกำหนดความเข้มของรังสีในแต่ละลำรังสีที่ฉายเพื่อให้ได้การกระจายความเข้มของรังสีบนพื้นที่รังสีที่ฉายเหมาะสมที่สุดตามเป้าหมายที่กำหนดไว้ (รูป 2.6) การประเมินแผนรังสีรักษาของการฉายรังสีแปรความเข้มที่ได้จากกระบวนการวนซ้ำ และถ้าแผนรังสีรักษาที่ถูกประเมินไม่สามารถยอมรับได้ พารามิเตอร์ของ objective function จะถูกปรับแก้ จากนั้นจะกลับเข้าสู่กระบวนการวนซ้ำอีกครั้งจนกระทั่งได้แผนรังสีรักษาเป็นที่น่าพอใจ

2.3.2.3 ขั้นตอนการสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของลีฟ (Leaf Sequence Generation) เป็นขั้นตอนที่นำการกระจายความเข้มของรังสีจากแผนรังสีรักษาไปสร้างเป็นชุดข้อมูลตำแหน่งของลีฟ การกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากแผนรังสีรักษาอาจไม่ตรงกับการฉายรังสีเนื่องจากมีผลของรังสีที่รั่วจากอุปกรณ์ที่ใช้ฉายรังสี ดังนั้นระบบการวางแผนรังสีรักษาส่วนมากจึงต้องคำนวณปริมาณและการกระจายรังสีที่คาดว่าจะได้รับจากการฉายรังสีตามชุดข้อมูลตำแหน่งของลีฟที่สร้างขึ้น แล้วจึงนำปริมาณและการกระจายรังสีที่คาดว่าจะได้รับนี้ไปประเมินสำหรับการรักษา ซึ่งในบางระบบการวางแผนรังสีรักษาจะนำขั้นตอนการสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของลีฟรวมเข้ากับกระบวนการวนซ้ำในขั้นตอนการหาแผนรังสีรักษาที่เหมาะสม

2.3.2.4 ขั้นตอนการทวนสอบและฉายรังสีแปรความเข้ม (Dosimetric Verification, Setup and Delivery) เป็นขั้นตอนที่ประกอบด้วย การส่งผ่านชุดข้อมูลของลีฟไปยังเครื่องฉายรังสี การทวนสอบปริมาณและการกระจายรังสีเพื่อให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีที่ถูกต้องแม่นยำ และการจัดท่าผู้ป่วยสำหรับฉายรังสี (รูป 2.7)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

2.3.3 Objective function

Objective function เป็นฟังก์ชันที่ใช้สำหรับกำหนดเป้าหมายของแผนรังสีรักษา และใช้เป็นเกณฑ์ในการหาแผนรังสีรักษาที่เหมาะสมตามเป้าหมายที่กำหนด (Perez *et al.*, 2004)

2.3.3.1 Dose-Based Objective Functions เป็น Objective function ชนิดที่กำหนดเป้าหมายการวางแผนด้วยปริมาณรังสีเท่านั้น ยกตัวอย่างเช่น Quadratic Objective Function ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่ผู้วางแผนรังสีรักษาจะต้องกำหนดปริมาณรังสีที่ต้องการให้ปริมาตรที่สนใจได้รับ เพื่อคำนวณหาแต้ม (Score, S) จากผลรวมของความแตกต่างของปริมาณรังสีที่กำหนดกับปริมาณรังสีที่คำนวณยกกำลังสองในแต่ละจุดของแต่ละปริมาตรที่สนใจ ดังสมการ (2.6) ซึ่งในขั้นตอนการหาแผนรังสีรักษาที่เหมาะสมของกระบวนการฉายรังสีแปรความเข้มนั้น โปรแกรมจะพยายามหาแผนรังสีรักษาที่มีแต้มต่ำที่สุด

$$S = \sum_i \left(D_{T,0} - D_{T_i}\right)^2 + \sum_n p_n \times \sum_j H\left(D_{n,j} - D_{n,0}\right) \times \left(D_{n,j} - D_{n,0}\right)^2 \qquad (2.6)$$

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

$H\left(D_{n,j} - D_{n,0}\right)$ = เป็นฟังก์ชันที่กำหนดให้มีการคำนวณแต้มเฉพาะปริมาตรย่อยของเนื้อเยื่อปกติที่ได้รับปริมาณรังสีเกินปริมาณรังสีที่ทนได้เท่านั้น ดังสมการ (2.7)

$$H\left(D_{n,j} - D_{n,0}\right) = 0 \quad \text{สำหรับ } D_{n,j} \le D_{n,0}$$
$$= 1 \quad \text{สำหรับ } D_{n,j} > D_{n,0} \qquad (2.7)$$

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

2.3.3.2 Dose-Volume-Based Objective Functions เป็น Objective function ชนิดที่กำหนดเป้าหมายการวางแผนด้วยปริมาณรังสีและขนาดของปริมาตรที่ต้องการได้รับปริมาณรังสีในแต่ละระดับ เนื่องจากการตอบสนองต่อรังสีของมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติไม่ขึ้นกับปริมาณรังสีเท่านั้น แต่ยังขึ้นกับปริมาตรที่ได้รับรังสีในแต่ละระดับปริมาณรังสีอีกด้วย เช่น การกำหนดเป้าหมายของปริมาตรเนื้อเยื่อปกติ โดยให้ปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสีมากกว่า D_1 มีค่าน้อยกว่า V_1 แล้ว Objective function ในส่วนของปริมาตรเนื้อเยื่อปกติ อาจจะหาได้จากสมการ (2.8)

$$p_n \times \sum_j H\left(D_2 - D_j\right) \times H\left(D_j - D_1\right) \times \left(D_j - D_1\right)^2 \qquad (2.8)$$

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 $D_j > D_1$

2.3.4 อุปกรณ์แปรความเข้มของลำรังสีในการฉายรังสีแปรความเข้ม

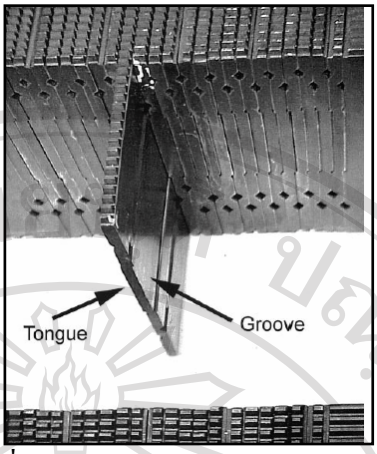
ปัจจุบันอุปกรณ์ทั่วไปที่ใช้สำหรับแปรความเข้มของลำรังสีในการฉายรังสีแปรความเข้ม แบ่งออกเป็น 3 แบบ (Saw and others, 2001a) คือ

2.3.4.1 วัสดุแปรความเข้มแบบคงที่ (intensity modulator) ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับ compensator ยกเว้นแต่ intensity modulator ใช้กั้นลำรังสีเพื่อแปรความเข้มของลำรังสี ขณะที่ compensator ใช้เพื่อชดเชยเนื้อเยื่อ (compensating missing tissue) ซึ่งวัสดุแปรความเข้มนี้ จะต้องมีการสร้างขึ้นและสอดเข้าไปใน tray mount ด้วยมือ ซึ่งวิธีนี้เป็นงานหนักและซับซ้อนโดยเฉพาะกรณีที่ใช้ลำรังสีหลายๆมุมในการรักษา

2.3.4.2 วัสดุแปรความเข้มแบบปิด-เปิด (binary modulator) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ถูกเพิ่มเข้าไปเป็นส่วนประกอบหนึ่งของเครื่องเร่งอนุภาคเพื่อใช้ในการแปรความเข้มของลำรังสี โดยมีการคำนวณแบบอัตโนมัติแต่มีความยุ่งยากในการส่งผู้ป่วยไปฉายรังสีกับเครื่องเร่งอนุภาคเครื่องอื่น

2.3.4.3 ระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟ (multileaf collimator ,MLC) ซึ่งเป็นส่วนประกอบส่วนหนึ่งของเครื่องเร่งอนุภาคโดยในมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ จะประกอบด้วยตัวกำกับรังสี (collimator) ที่มีลักษณะเป็นซี่ (leaf) เล็กๆแนบสนิทกัน แต่สามารถเลื่อนเข้าออกได้เป็นอิสระต่อกัน (รูป 2.8) โดยวิธีการนี้สามารถปรับรูปร่างและทิศทางของลำรังสีเพื่อแปรความเข้มของลำรังสีโดยอัตโนมัติ ช่วยลดเวลาที่ใช้ในการฉายรังสี รวมทั้งสามารถส่งผู้ป่วยไปฉายรังสีกับเครื่องเร่งอนุภาคเครื่องอื่นได้สะดวกเนื่องจากไม่ต้องเพิ่มส่วนประกอบของเครื่องเร่งอนุภาค

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

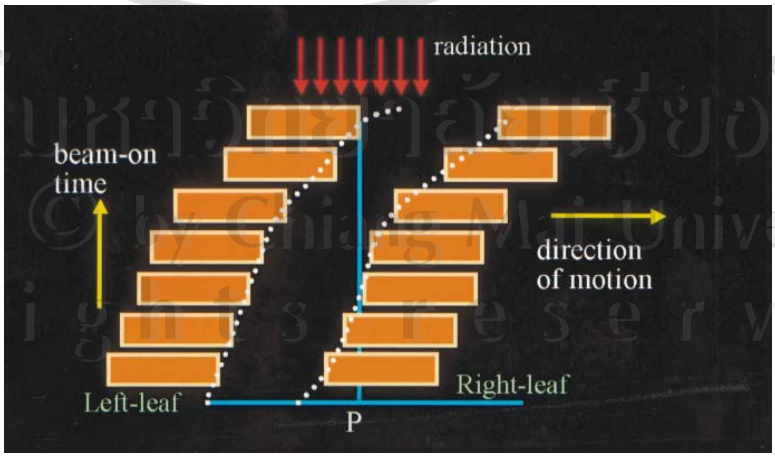


รูป 2.8 มัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ของเครื่องเร่งอนุภาคบริษัท Siemens รุ่น Primus (Saw and others, 2001b)

2.3.5 การฉายรังสีแปรความเข้มด้วยระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟ

ระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟซึ่งอยู่ภายใต้การควบคุมของโปรแกรมคอมพิวเตอร์ มีวิธีการที่นำมาใช้ในการฉายรังสีแปรความเข้มดังนี้ (Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, 2001)

2.3.5.1 วิธี Sliding window หรือ dynamic MLC (DMLC) เมื่อมุมของลำรังสีที่ฉายคงที่ ลำรังสีจะถูกแปรความเข้มโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์จะควบคุมให้ลีฟของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ เคลื่อนที่ในขณะที่มีการฉายรังสี (รูป 2.9) การแปรความเข้มของลำรังสีจะทำให้ก้อนเป้าหมายได้รับรังสีตรงกับ fluence profile ที่ได้จากการวางแผนรังสีรักษา



รูป 2.9 แสดงหลักการการฉายรังสีแปรความเข้มด้วยวิธี dynamic MLC (Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, 2001)

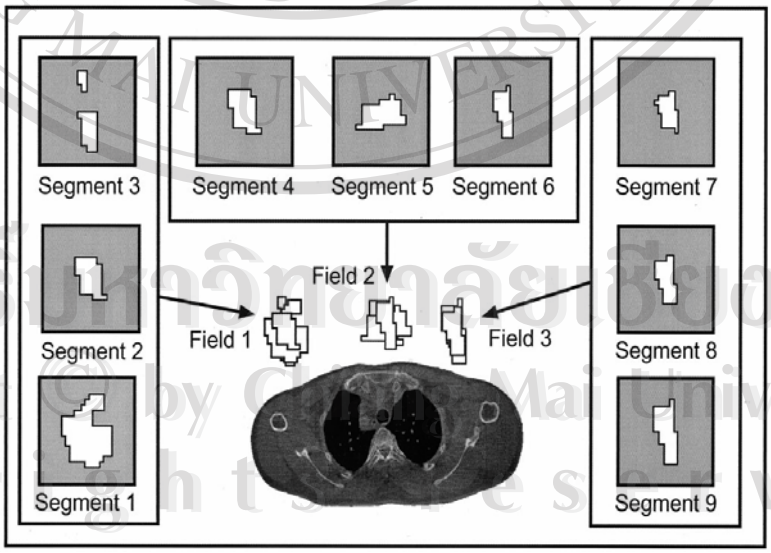
ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

2.3.5.2 ***วิธี Step and shoot หรือ segmental MLC (SMLC)*** เมื่อมุมของลำรังสีที่ฉายคงที่ ลำรังสีจะถูกแปรความเข้มโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์จะควบคุมให้ลีฟ เคลื่อนที่ในขณะที่ไม่มีการฉายรังสี เพื่อปรับเป็นขนาดพื้นที่รังสีย่อย (segments or subfields) ตามที่กำหนดในแผนรังสีรักษา และจะฉายรังสีเมื่อลีฟเคลื่อนที่ไปหยุดที่ตำแหน่งที่กำหนด ซึ่งการแปรความเข้มของลำรังสีจะประกอบด้วยหลายพื้นที่รังสีย่อยในแต่ละมุมของลำรังสี (รูป 2.10)

2.3.5.3 ***วิธี Intensity – modulated arc therapy*** ลำรังสีจะถูกแปรความเข้มโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์จะควบคุมให้ลีฟของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์เคลื่อนที่ในขณะที่มีการฉายรังสีพร้อมกับการหมุนของมุมลำรังสีที่ฉาย มุมของลำรังสีที่หมุนในแต่ละครั้งขณะที่ฉายรังสีจะมีค่าอยู่ในช่วง 5-10 องศา

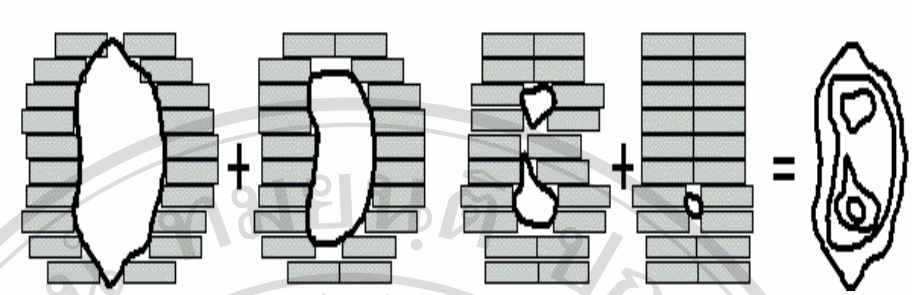
2.4 ลักษณะเฉพาะของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ที่มีผลต่อการฉายรังสีแปรความเข้ม

ระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟของแต่ละเครื่องฉายรังสีมีลักษณะเฉพาะที่แตกต่างกัน ซึ่งลักษณะเฉพาะที่แตกต่างกันจะมีผลต่อปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายรังสีและการใช้งานโดยเฉพาะการฉายรังสี IMRT ด้วยเทคนิค step-and-shoot ซึ่งใช้ระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟเป็นอุปกรณ์สำคัญในการกำหนดพื้นที่ฉายรังสีและกำหนดรูปร่างโดยละเอียดเพื่อปรับน้ำหนักของปริมาณรังสีแต่ละจุดบนพื้นที่ที่ฉายรังสี (รูป 2.11) ได้แก่



รูป 2.10 แสดงหลักการการฉายรังสีแปรความเข้มด้วยวิธี Step and Shoot ที่ประกอบด้วยการฉายรังสีจำนวนสามมุม โดยในแต่ละมุมประกอบด้วยสามพื้นที่รังสีย่อย (Carlson, 2001)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved



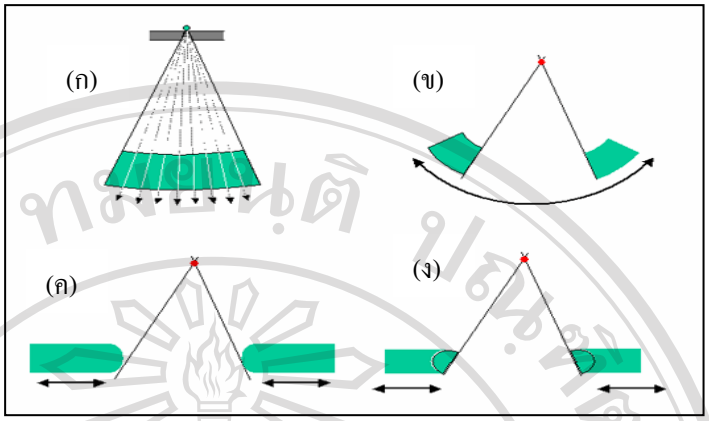
รูป 2.11 แสดงพื้นที่ฉายรังสีโดยใช้มัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ปรับน้ำหนักของปริมาณรังสีแต่ละจุดบนพื้นที่ที่ฉายรังสีในการฉายรังสีแปรความเข้มด้วยวิธี Step and Shoot (Schlegel and Mahr)

2.4.1 ลักษณะของเงามัวและการโฟกัส

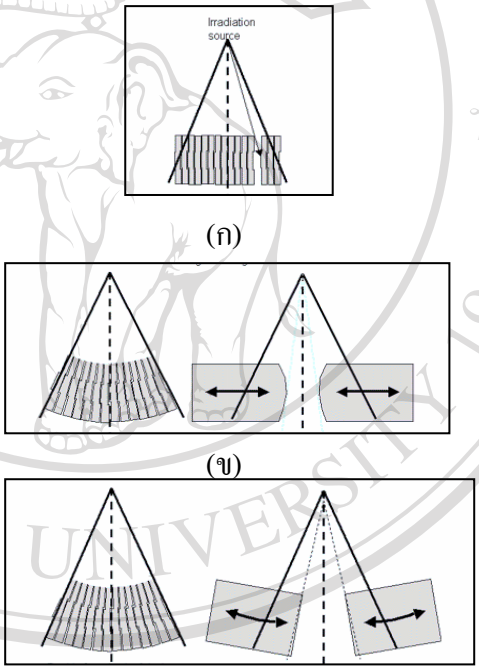
ลักษณะของเงามัว (penumbra) นอกจากจะขึ้นกับระยะระหว่างตำแหน่งของแหล่งกำเนิดรังสีถึงตำแหน่งของตัวกำกับรังสี ระยะระหว่างตำแหน่งของตัวกำกับรังสีถึงผิวของผู้ป่วย และขนาดของแหล่งกำเนิดรังสีแล้ว ยังขึ้นกับขอบของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ อีกด้วย ซึ่งถ้าหากปลายของทุกลีฟในตำแหน่งต่างๆของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ มีทิศทางตามการแผ่ออกของรังสี (divergence) จะทำเกิดเงามัวน้อย ซึ่งคุณสมบัตินี้เรียกว่า “การโฟกัส (focusing)” ลีฟที่มีพื้นที่หน้าตัดเป็นสี่เหลี่ยมคางหมู (รูป 2.12 (ก)) จะทำให้มีการโฟกัสในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของลีฟและลีฟที่มีการเคลื่อนที่ในแนวเส้นโค้ง (circular path) (รูป 2.12 (ข)) หรือลีฟมีการเคลื่อนที่ในแนวเส้นตรงแต่ปลายลีฟโค้งๆ (รูป 2.12 (ค)) หรือปลายลีฟเป็น rotating (รูป 2.12 (ง)) จะทำให้มีการโฟกัสของลีฟในแนวการเคลื่อนที่ตำแหน่งต่างๆ โดยการออกแบบลีฟแบ่งออกเป็น 3 ประเภทใหญ่ๆคือ

2.4.1.1 Non-focusing leaf (รูป 2.13 (ก)) เป็นการออกแบบลีฟที่ทำให้ปริมาณรังสีในพื้นที่รังสี ขึ้นกับระยะห่างจากกึ่งกลางของลำรังสีออกไป (off-axis field) โดยเฉพาะกรณีที่พื้นที่รังสีมีขนาดเล็กและอยู่ไกลจากกึ่งกลางของลำรังสี ปริมาณรังสีที่ได้จะมีค่าน้อยกว่าปริมาณรังสีที่ได้จากขนาดพื้นที่รังสีที่เท่ากันแต่อยู่ใกล้กับกึ่งกลางของลำรังสีมากกว่า นอกจากนี้ขนาดของเงามัวขึ้นกับตำแหน่งของลีฟ จึงทำให้การฉายมีความยุ่งยากและมีข้อจำกัดมาก

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved



รูป 2.12 ลักษณะของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ที่มีผลต่อการโฟกัส (Schlegel and Mahr)



รูป 2.13 มัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ ที่มีการออกแบบลีฟ เป็นแบบ Non-focusing leaf (ก) Single focusing leaf (ข) และ Double focusing leaf (ค) (Schlegel and Mahr)

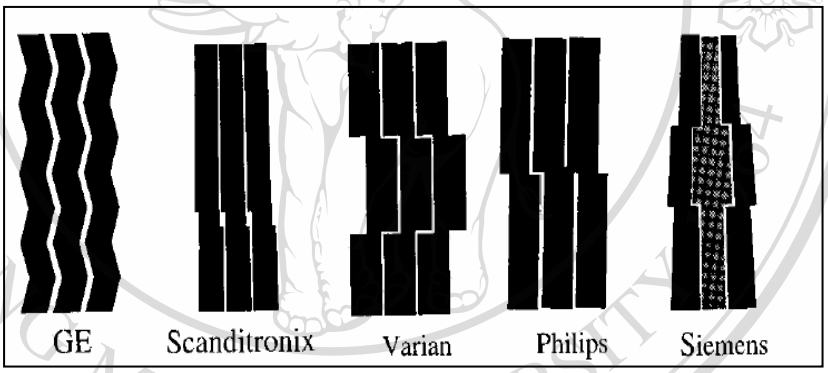
ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

2.4.1.2 Single focusing leaf (รูป 2.13 (ข)) เป็นการออกแบบลีฟที่ทำให้ปริมาณรังสีในพื้นที่รังสีไม่ขึ้นกับตำแหน่งของพื้นที่รังสี และไม่มีปัญหาในพื้นที่รังสีที่มีรูปร่างซับซ้อน โดยขนาดของเงามัวขึ้นกับตำแหน่งของลีฟเพียงเล็กน้อย แต่มีข้อเสียคือตำแหน่งของ light field ไม่สัมพันธ์กับตำแหน่งพื้นที่รังสีในเชิงเส้นตรง และเมื่อปลายลีฟชนกันจะทำให้เกิดการรั่วระหว่างบริเวณที่ชนกันนี้จึงต้องใช้ Jaw มาช่วยบัง

2.4.1.3 Double focusing leaf (รูป 2.13 (ค)) เป็นการออกแบบ ลีฟที่ดีที่สุด โดยปริมาณรังสีในพื้นที่รังสีไม่ขึ้นกับตำแหน่งของพื้นที่รังสี และขนาดของเงามัวไม่ขึ้นกับตำแหน่งของลีฟ แต่มีโครงสร้างที่ซับซ้อนมากกว่ามัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ที่มีการเคลื่อนที่แบบเส้นตรง

2.4.2 การรั่วของรังสีระหว่างรอยต่อลีฟ (Inter-leaf leakage)

การรั่วของรังสีระหว่างรอยต่อลีฟเกิดจากการที่ผู้ผลิตพยายามที่จะหลีกเลี่ยงความฝืดระหว่างลีฟ เมื่อมีการเคลื่อนที่ของลีฟ โดยทำให้มีช่องว่างระหว่างลีฟประมาณ 0.1 มิลลิเมตร ซึ่งช่องว่างนี้ทำให้มีรังสีรั่วออกมา และอาจเกิดจากการสึกกร่อนของลีฟเนื่องจากการใช้งาน ดังนั้นจึงมีการออกแบบมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ในแบบต่างๆ (รูป 2.14 และ ตาราง 2.1) เพื่อให้การรั่วของรังสีระหว่างลีฟน้อยที่สุด



รูป 2.14 แสดงการออกแบบมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ของบริษัทต่างๆ (Das and others,1998)

ตาราง 2.1 แสดงการออกแบบมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ของบริษัทต่างๆ (Arnfield and others, 2001)

	Siemens MLC[32,74]	Scanditronix MLC[75]	Varian Mark II MLC[19,21,76,77]	Varian Millennium MLC[21]	Elekta/Philips MLC[16,22,78]
Leaf configuration	27 inner leaf pairs of 1.0-cm width, 2 outer pairs of 6.5-cm width	32 leaf pairs of 1.25-cm width	40 leaf pairs of 1.0-cm width (earlier model: 26 leaf pairs[76,77])	40 inner leaf pairs of 0.5-cm width, 20 outer pairs of 1.0-cm width	40 leaf pairs of 1.0-cm width
Average leakage for 10×10 cm^2 field	6 MV: 0.9–1.25%	20 MV: approx. 1.6%	6 MV: 1.7–1.9%	6 MV: 1.6%	6 MV: 1.8–2.5%*
Focus/leaf-end design	Double focus, straight end	Double focus, straight end	Single focus, rounded end	Single focus, rounded end	Single focus, rounded end
MLC/jaw configuration	MLC replaces lower jaws	MLC replaces lower jaws	MLC mounted below lower jaws	MLC mounted below lower jaws	MLC replaces upper jaws

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

2.4.3 รังสีทะลุผ่านลีฟ (Intra-leaf leakage)

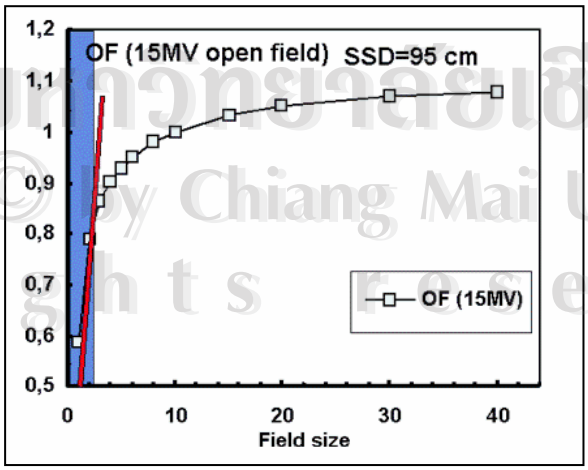
การฉายรังสีแต่ละครั้งจะมีเป็นปริมาณรังสีจากโฟตอนพลังงานสูงทะลุผ่านลีฟออกมาบางส่วน ซึ่งในการรักษาด้วยการฉายรังสีแปรความเข้มนั้น ปริมาณรังสีรวมที่ทะลุผ่านลีฟจะสูงกว่าการฉายรังสีแบบสามมิติ เนื่องจากว่าบริเวณที่รักษาด้วยการฉายรังสีแปรความเข้มจะต้องฉายรังสีด้วยพื้นที่รังสีที่มีขนาดเล็กจำนวนหลายครั้ง เพื่อให้ได้ปริมาณรังสีตามที่ต้องการ

2.4.4 ความถูกต้องของตำแหน่งลีฟ

ในการฉายรังสีแปรความเข้ม ความถูกต้องแม่นยำของตำแหน่งลีฟมีความสำคัญมาก เนื่องจากการฉายรังสีแปรความเข้ม ฉายรังสีด้วยพื้นที่รังสีที่มีขนาดเล็ก ดังจะเห็นได้จากรูป 2.15 ค่า output factor จะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วในพื้นที่รังสีที่มีขนาดเล็ก ซึ่งถ้าหากตำแหน่งของ ลีฟมีค่าคลาดเคลื่อนเพียง 1 มิลลิเมตร ทำให้ปริมาณรังสีในพื้นที่รังสี 10 x10 ตาราง มิลลิเมตร มีค่าคลาดเคลื่อนถึง 10%

2.5 การทวนสอบแผนรังสีรักษาสำหรับการฉายรังสีแปรความเข้ม

การทวนสอบแผนรังสีรักษาโดยการวัดในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อทำโดย (1) วัดปริมาณรังสีแบบจุดโดยใช้หัววัดรังสี (2) วัดการกระจายปริมาณรังสี เช่น การกระจายในสองมิติโดยใช้ radiographic film (Zhu and others, 2003), radiochromic film (Butson and others, 2003) หรือการกระจายในสามมิติ เช่น polymer gels (3) วัดการกระจาย fluence ที่ตั้งฉากกับลำรังสีที่ตกกระทบอุปกรณ์ที่ใช้วัดเช่น charge coupled device (CCD) หรือ electronic portal image devices (EPID) (Warkentin and others, 2003), หรือ radiographic film (ตาราง 2.2)



รูป 2.15 แสดงค่า output factor ซึ่งเป็นฟังก์ชันของพื้นที่รังสี (Schlegel and Mahr)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

ตาราง 2.2 แสดงหัววัดรังสีที่ใช้ในการวัดรังสีคณิตของเทคนิคการฉายรังสีแปรความเข้ม(Arnfield and others, 2001)

Dosimeter	Geometry	Type of measurement	Advantages	Limitations
Ion chamber	Point	Single field or composite fields	Accurate	Point measurements only; large detector size (except stereotactic chambers)
TLD	Multiple points	Single field or composite fields	Small detector size ($1 \times 1 \times 1$ mm cubes available)	Inconvenient because not real-time
Film	Planar	Single field or composite fields	Inexpensive; high resolution 2D measurement	Time consuming
EPID	Planar	Single field verification or *in vivo* exit dose measurement	Rapid, convenient, easy to automate	Dosimetry techniques still under development
Diode	Point	*In vivo* QA verification	Real-time	Limited accuracy, placement sensitive, low-dose gradient only

2.5.1 การประเมินการกระจายปริมาณรังสี

เกณฑ์ที่ใช้สำหรับตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาในบริเวณที่มีปริมาณรังสีเปลี่ยนแปลงน้อย (small dose gradients) โดยทั่วไปจะกำหนดเป็นค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดของการคำนวณปริมาณรังสีเทียบกับการวัดที่จุดเดียวกัน ส่วนบริเวณที่ปริมาณรังสีมีการเปลี่ยนแปลงมาก (large dose gradients) จะกำหนดเป็นค่ามากที่สุดของระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัด ดังตัวอย่างในตาราง 2.3

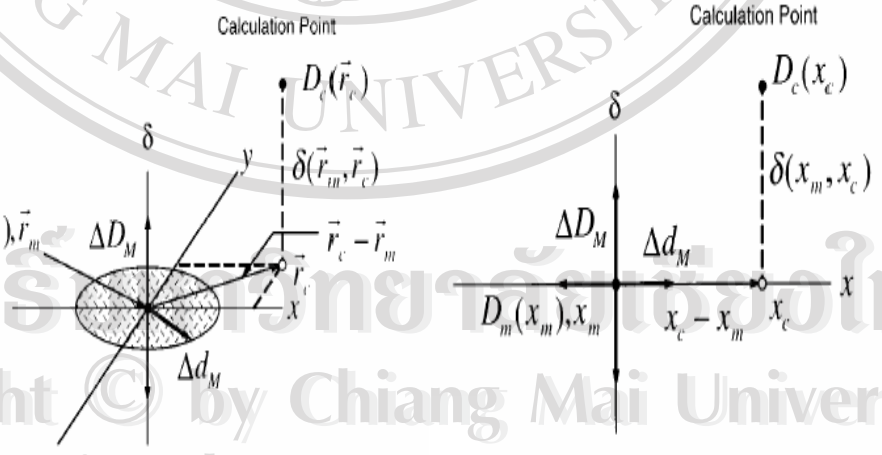
ตาราง 2.3 เกณฑ์ที่ใช้สำหรับทวนสอบการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา (Van Dyk, 1993)

	Description	Criterion
A	Homogeneous, no field blocking applied	
A.1	Central beam axis, outside build-up region	2%
A.2	High-dose, small dose gradient	3%
A.3	Large dose gradients (>3%/mm)	4 mm
A.4	Small dose gradients in low dose regions (<7% of norm. dose)	3%
B	Inhomogeneity corrections	
B.1	Central beam axis, electron equilibrium	3%
C	Complex cases	
C.1	High dose, small dose gradient	4%
C.2	Large dose gradient	4 mm
C.3	Small dose gradients in low dose region	3%

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

การประเมินการกระจายปริมาณรังสีใน 2 มิติที่ได้จากการคำนวณ โดยใช้เกณฑ์การยอมรับของค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดของการคำนวณปริมาณรังสีเทียบกับการวัดที่จุดเดียวกัน (ΔD_M) และเกณฑ์การยอมรับของค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดของระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัด (Δd_M) แสดงวิธีการประเมินดังรูป 2.16 โดยกำหนดให้จุดที่วัดอยู่ที่ตำแหน่งของจุดกำเนิดของพิกัดซึ่งประกอบด้วยแกน X และแกน Y ที่ใช้แสดงระยะห่าง (r) ระหว่างปริมาณรังสีที่เท่ากันของจุดที่ได้จากการคำนวณ ($\mathbf{r}_c$) เทียบกับจุดที่ได้จากการวัด ($\mathbf{r}_m$) และแกน δ ที่แสดงค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ ($D_c(r_c)$) เทียบกับปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันกับการวัด ($D_m(r_m)$)

การพิจารณาว่าระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัด ($r(r_m,r_c)$) อยู่ภายใต้เกณฑ์การยอมรับ Δd_M คือค่า $r(r_m,r_c)$ จะต้องอยู่ภายในพื้นที่วงกลมรัศมีเท่ากับ Δd_M ในระนาบ $\mathbf{r}_m$-$\mathbf{r}_c$ ในขณะที่การพิจารณาว่าค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันกับการวัด ($\delta(r_m,r_c)$) อยู่ภายใต้เกณฑ์การยอมรับ ΔD_M คือค่า $\delta(r_m,r_c)$ จะต้องอยู่ภายในเส้นตรงในแนวดิ่ง ความยาวเท่ากับ $2\Delta D_M$ (รูป 2.16 (ก))



(ก) (ข)

รูป 2.16 แสดงการประเมินการกระจายปริมาณรังสีในสองมิติที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการวัด (Low and others, 1998)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved

แต่การประเมินด้วยวิธีนี้ไม่ละเอียดเพราะไม่ได้นำเอาข้อมูลทั้งหมดมาพิจารณาในการประเมินความคลาดเคลื่อนทางสถิติ ด้วยเหตุนี้จึงมีการนำค่าดัชนีแกมม่า (index γ) มาใช้สำหรับประเมินการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาสามมิติที่ตำแหน่งต่างๆว่าอยู่ภายใต้เกณฑ์การยอมรับทั้ง Δd_M และ ΔD_M พร้อมกัน โดยใช้พื้นผิวของทรงรีในการประเมิน (รูป 2.17) ซึ่งพื้นผิวของทรงรีนี้ได้จากสมการ (2.9) (Low and others, 1998)

$$1=\sqrt{\frac{r^2\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r}\right)}{\Delta d_M^2}+\frac{\delta^2\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r}\right)}{\Delta D_M^2}} \tag{2.9}$$

เมื่อ $r\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r}\right)=\left|\mathrm{r}-\mathrm{r_m}\right|$

$\delta\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r}\right)=D\left(\mathrm{r}\right)-D_m\left(\mathrm{r_m}\right)$

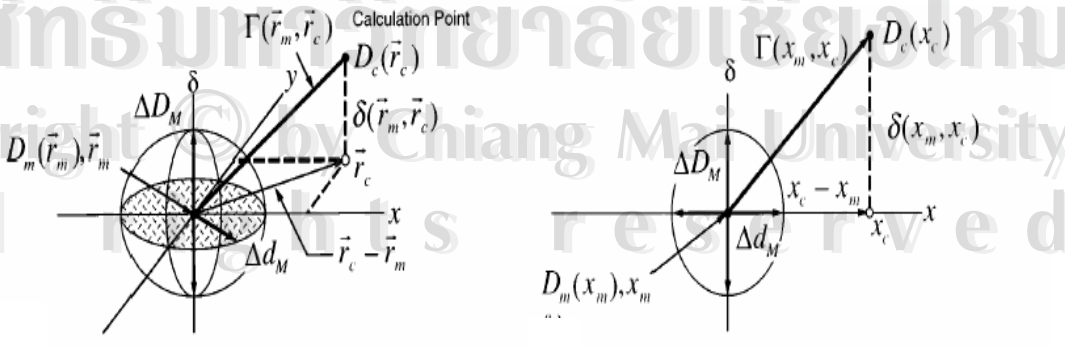
เมื่อนำระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัดและค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันกับการวัดมาแทน $r\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r}\right)$ และ $\delta\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r}\right)$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

$$\Gamma(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c})=\sqrt{\frac{r^2\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c}\right)}{\Delta d_M^2}+\frac{\delta^2\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c}\right)}{\Delta D_M^2}} \tag{2.10}$$

เมื่อ $r\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c}\right)=\left|\mathrm{r_c}-\mathrm{r_m}\right|$

$\delta\left(\mathrm{r_m},\mathrm{r_c}\right)=D_c\left(\mathrm{r_c}\right)-D_m\left(\mathrm{r_m}\right)$

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved



(ก) (ข)

รูป 2.17 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 Δd_M และ ΔD_M หรือไม่คือค่าดัชนีแกมม่า ซึ่งค่านี้หาได้จาก

$$\gamma(\mathrm{r}_m)=\min\left\{\Gamma(\mathrm{r}_m,\mathrm{r}_c)\right\}\forall \mathrm{r}_c \tag{2.11}$$

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

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

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright © by Chiang Mai University
All rights reserved