

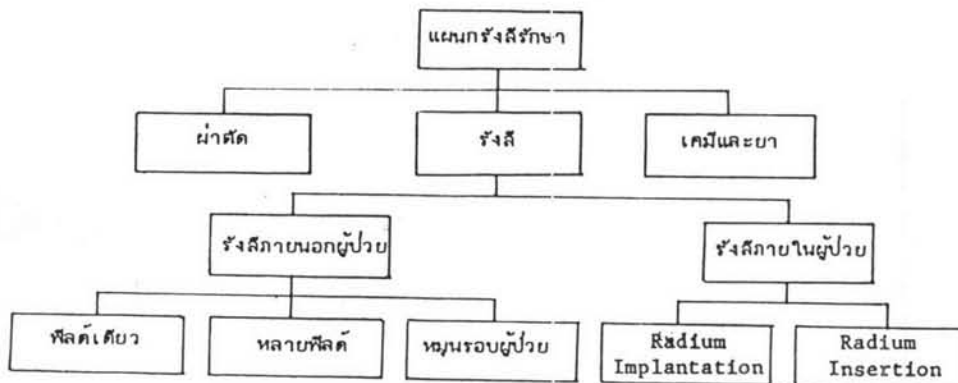


ทางเดินของผู้ป่วยเพื่อเข้ารับการรักษา

เมื่อผู้ป่วยได้รับการตรวจวินิจฉัย และยืนยันจะต้องเข้ารับการรักษาที่แผนกรังสีรักษา แพทย์ประจำแผนกรังสีรักษาจะตรวจและสั่งการว่าจะรักษาด้วยวิธีใด ด้วยปริมาณรังสีเท่าไร ภายในเวลาที่กำหนด วิธีการรักษามะเร็งมีหลายอย่าง เช่น การผ่าตัด (SURGERY) การรักษาทางเคมีและการฉายรังสี หรืออาจจะมีการรักษาพร้อมกันหลาย ๆ วิธี

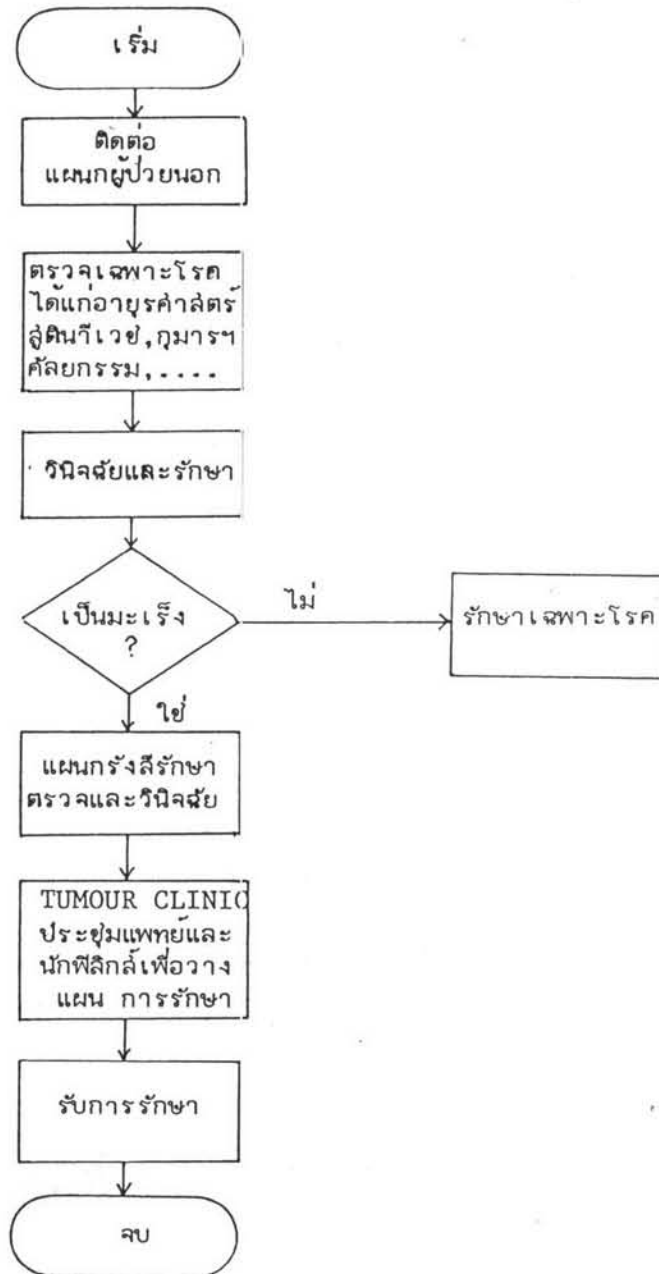
ในการวินิจฉัยจะกล่าวถึงเฉพาะส่วนที่ทำการรักษาแบบฉายรังสีจากภายนอก (EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY) เท่านั้น โดยไม่คำนึงถึงว่าจะได้รับการรักษาพร้อมกับวิธีอื่นใดหรือไม่

เมื่อแผนกรังสีรักษาได้รับผู้ป่วยพร้อมคำวินิจฉัยของแพทย์ เพื่อทำการรักษาโดยวิธีฉายรังสีจากภายนอก หน่วยฟิสิกส์จะคำนวณและกำหนดเทคนิคการรักษาเพื่อให้ผู้ป่วยได้รับการรักษาตามแพทย์สั่ง โดยให้ผู้ป่วยได้รับอันตรายจากรังสีน้อยที่สุด กล่าวคือ ต้องพยายามให้บริเวณที่เป็นมะเร็งได้รับรังสีมากที่สุด ส่วนอื่น ๆ ต้องได้รับน้อยที่สุดเท่าที่จะทำได้ โดยเฉพาะต้องหลีกเลี่ยงไม่ให้บริเวณที่มีอวัยวะไวต่อรังสี (radiosensitive organs) ได้รับรังสี เช่น ไขสันหลัง ไต เป็นต้น

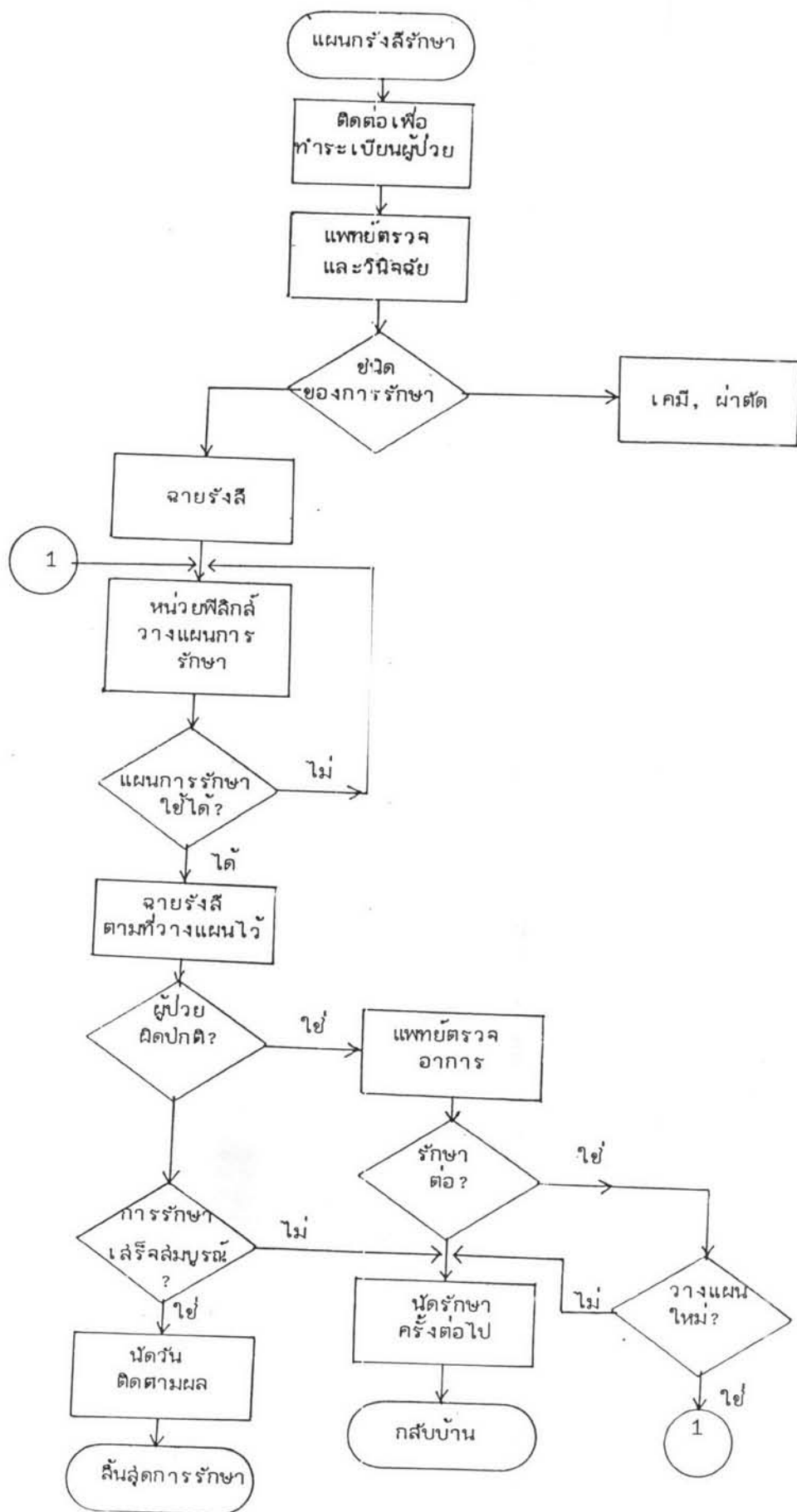


รูปที่ 3.1 แสดงวิธีการรักษาผู้ป่วยของแผนกรังสีรักษา

ผังทางเดินผู้ป่วยและลำดับการวางแผนและการรักษาแสดงไว้ในรูปที่ 3.2 และ 3.3



รูปที่ 3.2 ผังแสดงทางเดินของผู้ป่วยเพื่อเข้ารับการรักษาที่แผนกรังสีรักษา



รูปที่ 3.3 ผังระบบการวางแผนและรักษาในแผนกรังสีรักษา

วิธีการคำนวณปริมาณรังสี (DOSE CALCULATION)

ในการวางแผนการรักษาจำเป็นต้องกำหนดปริมาณรังสี ณ จุดใด ๆ ภายในผู้ป่วย เพื่อให้รู้ถึงการกระจายของรังสี (dose distribution) แสดงได้โดยเส้นไอโซโดส การคำนวณปริมาณรังสีดังกล่าวจะแบ่งออกเป็นส่วนใหญ่ ๆ 3 ส่วน คือ รังสีจากฟิลด์เดี่ยว จากหลาย ๆ ฟิลด์ และรังสีหมุนรอบผู้ป่วย

1. ฟิลด์เดี่ยว (single field) เป็นการคำนวณรังสีที่จุดต่าง ๆ จากการฉายรังสีเพียง 1 ฟิลด์เท่านั้น โดยที่อาจจะมีเทคนิคอื่น ๆ ช่วยในการกระจายของรังสี เช่น การใส่วัสดุกรองรังสี (Filter) เพื่อให้ได้เส้นไอโซโดสเชิงเป็นมุมตามต้องการ หรือการใช้วัสดุกำบังรังสี (shielding) เพื่อให้ส่วนที่ถูกกำบังนั้นไม่ได้รับรังสีหรือได้รับรังสีน้อยลง

2. หลายฟิลด์ (multiple field) เป็นการคำนวณปริมาณรังสีที่จุดต่าง ๆ จากการฉายรังสีหลาย ๆ ฟิลด์ที่ซ้อนกัน ปริมาณรังสีที่จุดใด ๆ เกิดจากผลรวมจากแต่ละฟิลด์ที่จุดนั้น แต่ละฟิลด์ที่นำมารวมกันนี้จะได้มาจากการคำนวณแบบฟิลด์เดี่ยว

3. หมุนรอบผู้ป่วย (rotation) เป็นการคำนวณปริมาณรังสีที่จุดต่าง ๆ จากการฉายรังสี โดยให้แหล่งกำเนิดรังสีหมุนรอบผู้ป่วยโดยหมุนรอบแกนหมุน (axis of rotation) ซึ่งลักษณะการหมุนมีหลายแบบ เช่น หมุน 120 องศา, 180 องศา, 300 องศา หรือ 360 องศา รอบผู้ป่วย เป็นต้น

การคำนวณปริมาณรังสีจากฟิลด์เดี่ยว

ปกติเมื่อรังสีผ่านเนื้อเยื่อหรือวัตถุใด ๆ เนื้อเยื่อหรือวัตถุนั้น จะได้รับรังสี 2 ชนิด คือ

1. รังสีจากแหล่งกำเนิดรังสีโดยตรง เรียกว่า รังสีปฐมภูมิ (Primary radiation)
2. รังสีที่เกิดจากการสะท้อนกระจายของรังสีเมื่อตกกระทบเนื้อเยื่อหรือวัตถุนั้น ๆ

เรียกว่า รังสีสแกตเตอร์ (Scattered radiation)

ดังนั้นที่จุดใด ๆ จะได้รับรังสีจาก รังสีปฐมภูมิ ที่จุดนั้น และจากรังสีสแกตเตอร์ จากจุดอื่น ๆ รอบ ๆ จุดนั้น ในการคำนวณหาการกระจายของรังสีนั้นมีหลายวิธีด้วยกัน วิธีที่ใช้ในการวิจัยนี้เป็นวิธีที่เหมาะสมกับการคำนวณโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์

จากคุณสมบัติและขอบเขตที่ต่างกันของรังสีปฐมภูมิ และรังสีสแกตเตอร์ จะแยกการคำนวณปริมาณรังสีทั้งสองออกจากกันแล้วผลสุดท้ายจึงนำค่าทั้งสองคำนวณมารวมกันภายหลัง ในการหาปริมาณรังสีปฐมภูมิจะคำนวณได้จาก T_0 (Tissue-Air-Ratio ที่พื้นผิว = 0) โดยอาศัยคุณสมบัติที่กล่าวแล้วในบทที่ 2 และทำนองเดียวกันจะหาปริมาณรังสีสแกตเตอร์ได้จากค่า SAR (Scatter-Air-Ratio)

จะเห็นว่าข้อมูลที่สำคัญที่จำเป็นต้องใช้ในการคำนวณ คือ ตาราง T_0 และตาราง SAR เท่านั้น ซึ่งเป็นตารางที่ได้จากการทดลอง

ค่า SAR ที่ได้จากรายการนี้เป็นค่าที่ขึ้นอยู่กับความลึกใต้ผิวและพื้นที่ที่ได้รับรังสี โดยพื้นที่ในตารางนั้นจะบอกเป็นรัศมีของพื้นที่วงกลม (circular field) ในกรณีที่ต้องการหา SAR ของพื้นที่รูปอื่น ๆ จะอาศัยวิธีแบ่งพื้นที่ออกเป็นส่วนของวงกลม (sector) เล็ก ๆ แล้วนำผลรวมของแต่ละส่วนมารวมกัน พิจารณาจากรูป 3.4

พื้นที่ A อยู่ที่ความลึก d จากผิว พื้นที่แต่ละส่วน (ΔA_i)

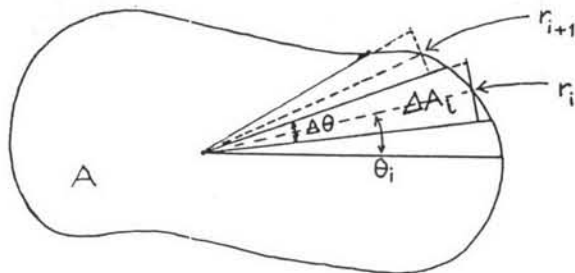
ที่ถูกแบ่งจะมีรัศมี = r_i

จะมีค่า $SAR_i = SAR(d, A_{r_i}) \cdot \frac{\Delta\theta}{360}$

ถ้าการกระจายของรังสีปฐมภูมิลำเลียงเสมอตลอดพื้นที่ จะได้ SAR ตลอดพื้นที่ A คือ

$$SAR_A = \frac{\Delta\theta}{360} \sum_{i=1}^n SAR(d, A_{r_i})$$

เมื่อ n คือจำนวนพื้นที่ที่ถูกแบ่งมีค่า = $\frac{360}{\Delta\theta}$



รูปที่ 3.4 แสดงการคำนวณค่า SAR จากพื้นที่ที่ไม่เป็นวงกลม

รูปแบบที่ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี

เนื่องจากรังสีที่ออกมาจากแหล่งกำเนิดมีการกระจายไม่สม่ำเสมอ และมีการไล่วัตถุกรองรังสีหรือวัตถุกำบังรังสี เป็นต้น การคำนวณปริมาณของรังสีที่จุดต่าง ๆ ภายในผู้ป่วยใช้รูปแบบดังรูปที่

3.5

S คือ แหล่งกำเนิดรังสี

P คือ พื้นราบที่ระดับความลึกที่มีค่ารังสีสูงสุด, d_{max} (depth of build up dose) เป็นพื้นราบอ้างอิง

Q คือ พื้นราบที่ระดับความลึกที่ต้องการคำนวณ, d

P_0, Q_0 คือ จุดบนเส้นแกนจากแหล่งกำเนิดที่พื้นราบ P, Q ตามลำดับ

Q_1 คือ จุดที่ต้องการคำนวณบนพื้นราบ Q ซึ่งรังสีผ่านจุด P_1 บนพื้นราบ P

Q_2 คือ จุดอีกจุดหนึ่งที่รังสีตกกระทบบนพื้นราบ Q ซึ่งผ่านจุด P_2 บนพื้นราบ P

Dair คือ ปริมาณรังสีที่วัดในอากาศว่างเปล่าที่จุดใด ๆ

ที่จุดนี้ จะได้รับปริมาณรังสีสแลกเตอรั

$$SDOSE = SAR \times Dair$$

ได้รับปริมาณรังสีปฐมภูมิ

$$PDOSE = To \times Dair$$

รวมปริมาณรังสีที่จุดนี้ ได้รับทั้งหมด

$$TDOSE = SDOSE + PDOSE$$

รังสีที่ออกจากแหล่งกำเนิดผ่านไปยังจุดต่าง ๆ จะไม่ลู่มาเลื่อมเนื่องจาก

1. การลดน้อยลงตามกฎกำลังสองผกผัน (inverse square law) ของรังสีปฐมภูมิ
2. รังสีปฐมภูมิถูกดูดกลืนจากวัตถุขวางกั้น
3. ผลการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากระบบคอลลิเมเตอร์ (collimator system)
ถ้าระบบคอลลิเมเตอร์สมบูรณ์ที่สุดจะไม่มี การเปลี่ยนแปลงนี้

ให้ $Dair_0$ เป็นรังสีในอากาศที่จุด P_0 โดยไม่มีวัตถุขวางกั้น

บนพื้นราบ P ที่จุดใด ๆ จะมีค่า $Dair$ คือ

$$Dair = Dair_0 \times F(xy)$$

จะได้ที่จุด P_1

$$Dair_1 = Dair_0 \times F(x_1y_1)$$

และที่จุด P_2

$$Dair_2 = Dair_0 \times F(x_2y_2)$$

บนพื้นราบ Q ที่จุดใด ๆ จะมีค่า $Dair$ คือ

$$Dair = Dair_0 \times \left(\frac{SSD+dm}{SSD+d} \right)^2 \times F(xy)$$

เมื่อ $F(xy)$ เป็นฟังก์ชันของรังสีปฐมภูมิ ที่จุดต่าง ๆ จะมีค่า = 1 ที่แกนกลางและจะเป็นประมาณ 0.5 ที่กึ่งกลางของบริเวณที่มีมบรา ซึ่งเป็นขอบฟิล์ม

ปริมาณรังสีที่ $Q_1 =$ ปริมาณรังสีปฐมภูมิที่ $Q_1 +$ ผลรวมของปริมาณรังสีสแกตเตอร์จากจุดอื่น ๆ รอบ Q_1

พื้นที่เล็ก ๆ ที่ Q_2 จะทำให้เกิดปริมาณรังสีสแกตเตอร์ที่ $Q_1 = \Delta S$

$$\text{รังสีสแกตเตอร์ที่จุด } Q_1 = \int_{\theta=0}^{360} \int_{r=0}^{r(\theta)} F(xy) \cdot S(d,r) dr d\theta$$

$$\Delta S = Dair_0 \cdot \left(\frac{SSD+dm}{SSD+d} \right)^2 \cdot F(x_2y_2) \cdot \frac{S(d,r+\Delta r) - S(d,r)}{2r} \Delta r \Delta \theta$$

ปริมาณรังสีสกัดเตอร์

$$(D_{\text{scat}})_{Q_1} = D_{\text{air}_0} \cdot \left(\frac{\text{SSD} + d_m}{\text{SSD} + d} \right)^2 \cdot \int_{\theta=0}^{2\pi} \int_{r=0}^{r(\theta)} F(x_2 y_2) \{ S(d, r + \Delta r) - S(d, r) \} \frac{\Delta r \Delta \theta}{2\pi}$$

ปริมาณรังสีปฐมภูมิ

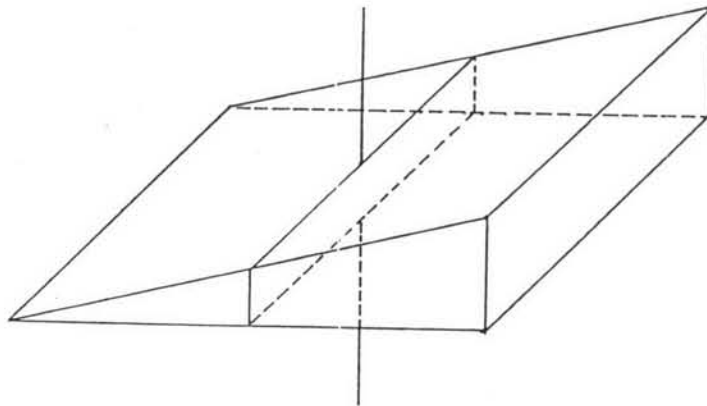
$$(D_{\text{prim}})_{Q_1} = D_{\text{air}_0} \cdot \left(\frac{\text{SSD} + d_m}{\text{SSD} + d} \right)^2 \cdot F(x_1 y_1) \cdot T_0(d)$$

เทคนิคการคำนวณโดยแบ่งพื้นที่เป็นสี่เหลี่ยมเล็ก ๆ

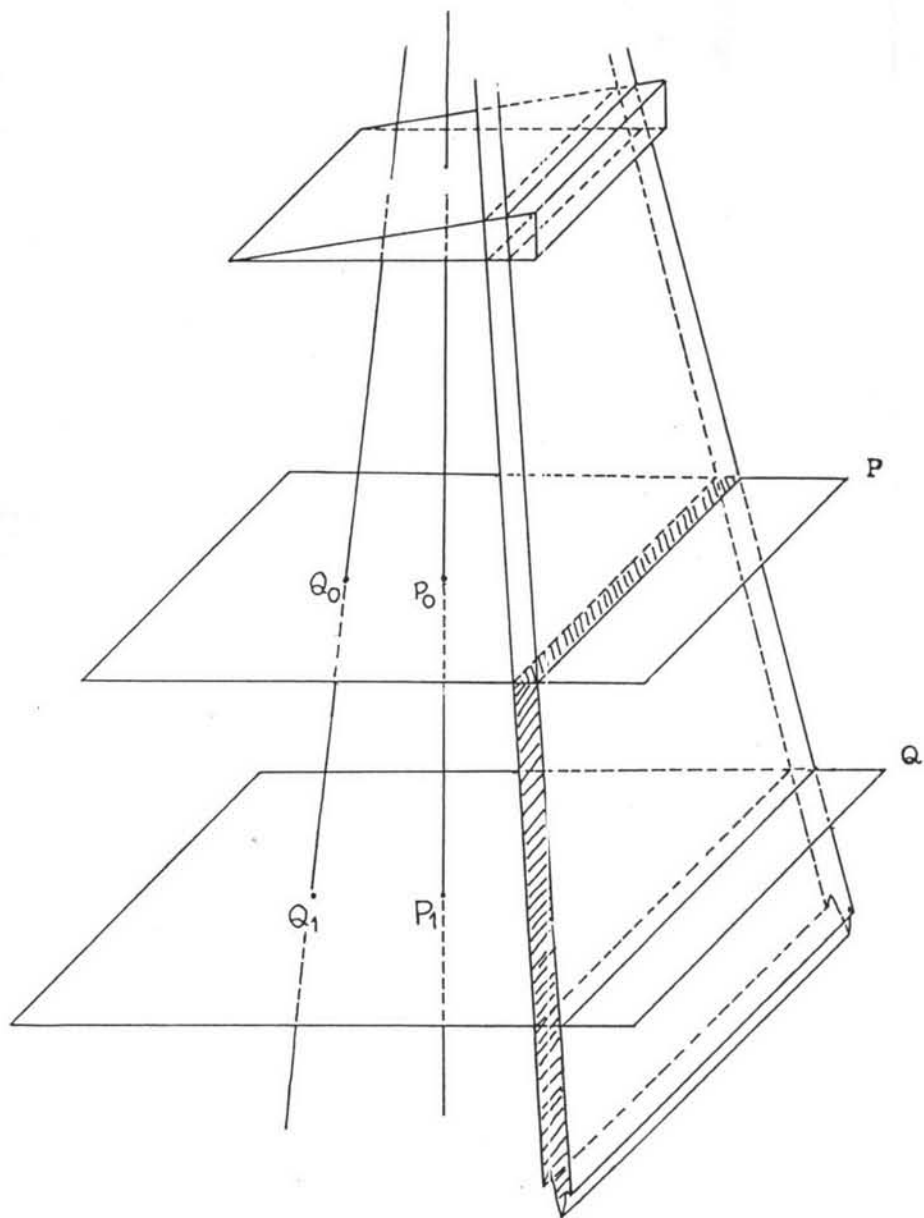
ในการคำนวณทีละ element เช่นนี้จะทำให้เสียเวลามากและเกิดความยุ่งยากเกินไป เนื่องจากการกระจายของรังสีจากแหล่งกำเนิด จะมีการกระจายแบบไม่คงที่ส่วนใหญ่เป็นเพราะเวดจ์ฟิลเตอร์ ซึ่งมีลักษณะมีความหนาคงที่ทางด้านหนึ่งและจะลาดเอียงทางอีกด้านหนึ่ง การคำนวณรังสีใช้วิธีการแบ่งพื้นที่ออกเป็นสี่เหลี่ยมทางด้านกว้าง ดังรูปที่ 3,7

โดยถือว่าให้ภายในแต่ละสี่เหลี่ยมมีการกระจายของรังสีอย่างสม่ำเสมอ (uniform) เวดจ์ฟิลเตอร์จะมีความหนาเท่ากันตลอดใน 1 สี่เหลี่ยม แต่จะเปลี่ยนค่าไปตามตำแหน่งของสี่เหลี่ยม นั้น ๆ

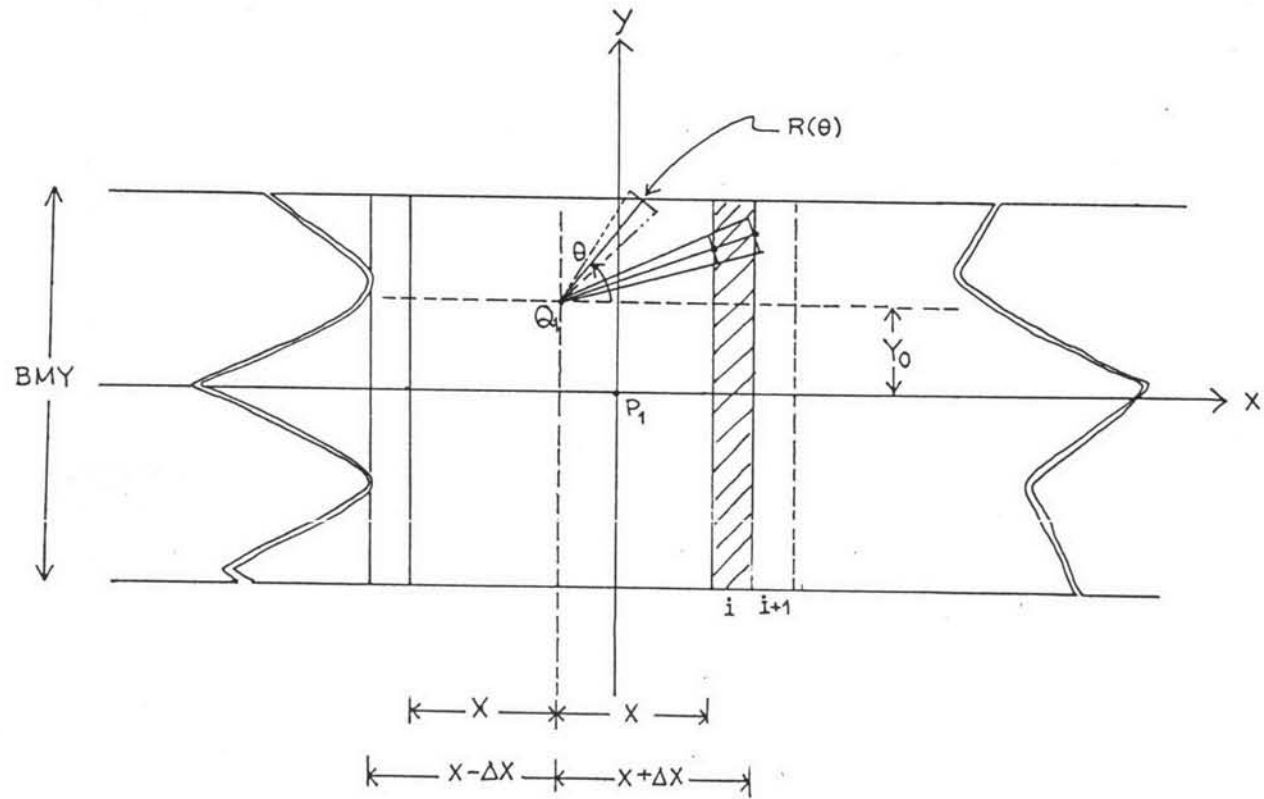
ปริมาณรังสีสกัดเตอร์ที่จุด Q_1 จะได้มาจากการรวมค่า SAR ของแต่ละสี่เหลี่ยม ทั้งด้านซ้ายและขวาของจุดนี้



รูปที่ 3.6 ลักษณะของเวดจ์ฟิลเตอร์



รูปที่ 3.7 ลักษณะการแบ่งสี่ตลับ



รูปที่ 3.8 แสดงวิธีคำนวณ SAR จากสัตรีบเล็ก ๆ

พิจารณารูปที่ 3.8 .

ที่ความลึก = d

Y_0 คือระยะห่างระหว่างพื้นราบที่ทำการคำนวณ (Plane of Calculation) กับ
พื้นราบหลัก (Principal Plane)

ที่ Q : SAR สำหรับพื้นที่ A(x) คือ

$$SAR(X) = \frac{\Delta\theta}{2\pi} \int_{\theta=0}^{2\pi} SAR(d, r(d, \theta_k))$$

เมื่อ $r(d, \theta_k)$ คือ รัศมีของพื้นที่ของส่วนของวงกลม (sector) เมื่อทำมุม θ_k

$$r(d, \theta_k) = \begin{cases} \frac{x}{\sin \theta_k} & \text{เมื่อ } \tan \theta_k < \frac{x}{y'} \\ \frac{y'}{\cos \theta_k} & \text{เมื่อ } \tan \theta_k > \frac{x}{y'} \end{cases}$$

$$y' = \frac{BMY}{2} - y_0$$

BMY คือ ความกว้างของฟิล์มที่ความลึก d

ถ้าจุด Q อยู่ภายนอกฟิล์ม SAR ที่เกิดจากพื้นที่ภายนอกของฟิล์มนี้จะมีค่าเป็นลบ SAR ที่เกิดจาก
แต่ละสตริป คือ

$$\Delta S(X) = \frac{1}{2} \{ SAR(X+\Delta X) - SAR(X) \}$$

$$SAR \text{ ที่จุด Q คือ } SAR_Q = \int_{-\infty}^{+\infty} S(x) dx$$

ปริมาณรังสีสแกตเตอร์ที่จุด Q ;

$$\begin{aligned} D_{scat}_Q &= \int_{X=-\infty}^{\infty} F(x_2, y_2) \cdot \Delta S \cdot D_{air}_0 \cdot \left(\frac{SSD+dm}{SSD+d} \right)^2 \\ &= D_{air}_0 \cdot \left(\frac{SSD+dm}{d_1+SSD} \right)^2 \cdot \int_{X=-\infty}^{\infty} F(x_2, y_2) \cdot \Delta S \end{aligned}$$

$F(x_0, 0)$ คือ ฟังก์ชันของรังสีปฐมภูมิบนแผ่นราบ $Y = 0$ ที่จุดบนแกน $X = x_0$

$F(0, y_0)$ คือ ฟังก์ชันของรังสีปฐมภูมิบนแผ่นราบ $Y = y_0$

จะได้ $F(x_0, y_0) = F(x_0, 0) \cdot F(0, y_0)$

ปริมาณรังสีปฐมภูมิ ที่จุด Q เหมือนกับที่ได้อกล่าวมาแล้ว

ปริมาณรังสีทั้งหมด ที่จุด Q ใต้รับคือ

$$DOSE_Q = Dair_0 \cdot \left(\frac{SSD+dm}{SSD+d} \right)^2 \cdot \left[T_0(d) \cdot F(x_1y_1) + \sum_{i=1}^n F(x_2y_2) \cdot \Delta S(x_1) \right]$$

เมื่อ n คือ จำนวนลำตรปที่ทำให้เกิดรังสีสแกตเตอร์

$\Delta S(x_1)$ คือ SAR จากลำตรปที่ i

ผลของการกระจายของปริมาณรังสีเมื่อมีวัตถุขวางกั้น

ในกรณีที่มีวัตถุขวางกั้นปริมาณรังสีปฐมภูมิที่จุดใด ๆ จะลดน้อยลงตามความหนาของวัตถุที่รังสีผ่านไปยังจุดนั้น เพราะรังสีจะถูกวัตถุตั้งกล่าวดูดกลืน นั่นคือ

$$F'(XY) = F(XY) \cdot F''(XY)$$

เมื่อ F' คือ พังกชันของรังสีปฐมภูมิเมื่อมีการใส่วัตถุขวางกั้น

F คือ พังกชันเมื่อไม่มีวัตถุขวางกั้น

F'' คือ พังกชันเนื่องจากการดูดกลืน

จากสมการการดูดกลืนรังสี

$$I = I_0 e^{-\mu X}$$

เมื่อ I คือ ปริมาณรังสีที่เหลือจากการดูดกลืน

I_0 คือ ปริมาณรังสีเดิมเมื่อไม่มีวัตถุขวางกั้น

X คือ ความหนาของสิ่งขวางกั้น

μ คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีของวัตถุ

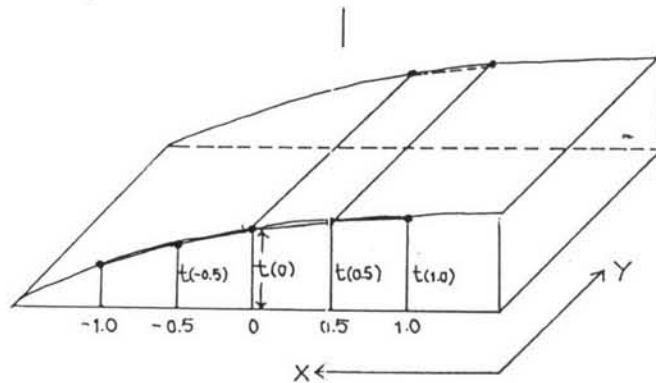
จะได้
$$F'(XY) = F(XY) \cdot e^{-\mu X}$$

การหาความหนาของเวดจ์ฟิลเตอร์

เป็นการคำนวณหาความหนาของเวดจ์ฟิลเตอร์ เมื่อบวมมเหียงของเส้นไอโซโตลที่ความลึกที่กำหนด

ลักษณะความหนาของเวดจ์ฟิลเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 3.9

ความหนาทางแกน Y จะคงที่สำหรับจุดใด ๆ บนแกน X



รูปที่ 3.9 แสดงความหนาของเวดจ์ฟิลเตอร์

การคำนวณ จะใช้วิธีเดียวกับรังสีฟิลต์เดี่ยว - พิจารณารูป 3.10

จากแผ่นไอโซโตลนี้เมื่อใส่เวดจ์ฟิลเตอร์แล้วจะทำให้เส้นไอโซโตลเหียงเป็นมุม θ (Wedge Angle) ขณะที่ไม่ได้ใส่เวดจ์ฟิลเตอร์ ที่จุด A' จะมีค่ามากกว่า B', C', D' หรือ E' และเมื่อใส่เวดจ์ฟิลเตอร์แล้วที่ A' B' C' D' และ E' จะมีค่าเท่ากัน และมีค่าเท่ากับที่ A B C D E เมื่อไม่มีเวดจ์ฟิลเตอร์

วิธีคำนวณ

ใช้จุด A เป็นจุดอ้างอิงในการคำนวณหารังสีที่จุด A' B' C' D' และ E' เมื่อมีฟิลเตอร์ โดยสมการ การดูดกลืนรังสีของวัตถุ
ให้ความหนาของฟิลเตอร์ที่ตำแหน่ง X เป็น $t(x)$

$$\text{ปริมาณรังสีที่ A} = D_A$$

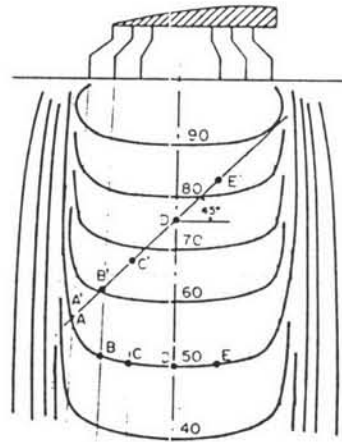
ปริมาณรังสีที่ C' = $D_{C'}$ เมื่อ C' อยู่บนเส้นที่ลากจากต้นกำเนิด ผ่านตำแหน่ง X บน

เวกซ์ฟิลเตอร์

$$\text{จะได้ } D_A = D_{C'} \cdot e^{-\mu t(X)}$$

$$\frac{D_A}{D_{C'}} = e^{-\mu t(X)}$$

$$t(X) = \frac{1}{\mu} \ln \frac{D_{C'}}{D_A}$$



รูปที่ 3.10 ลักษณะการออกแบบแบบเวกซ์ฟิลเตอร์

ในกรณีมีวัตถุกำบังรังสี (Shielding block)

การใช้วัตถุกำบังรังสีเป็นเทคนิคอย่างหนึ่งในการบังคับลำรังสี (Radiation beam) บริเวณที่ถูกกำบังจะได้รับรังสีน้อยไอโซโดส ที่ได้จะคล้ายว่ามีรังสี 2 ฟিলด์ แยกกันด้วยบริเวณถูกกำบัง (split field) การคำนวณจะเหมือนกับฟিলด์เดี่ยวทุกอย่าง ยกเว้นจะมีบริเวณเพิ่มมบรา 4 แห่ง ซึ่งการกระจายของรังสีในบริเวณเพิ่มมบรา แต่ละแห่งคิดเหมือนที่ขอบฟিলด์ กล่าวคือ

บริเวณที่ถูกกำบังหมดจะมีฟังก์ชันของรังสีปฐมภูมิ = 0

บริเวณที่ไม่ถูกกำบังจะมีฟังก์ชันของรังสีปฐมภูมิ = 1

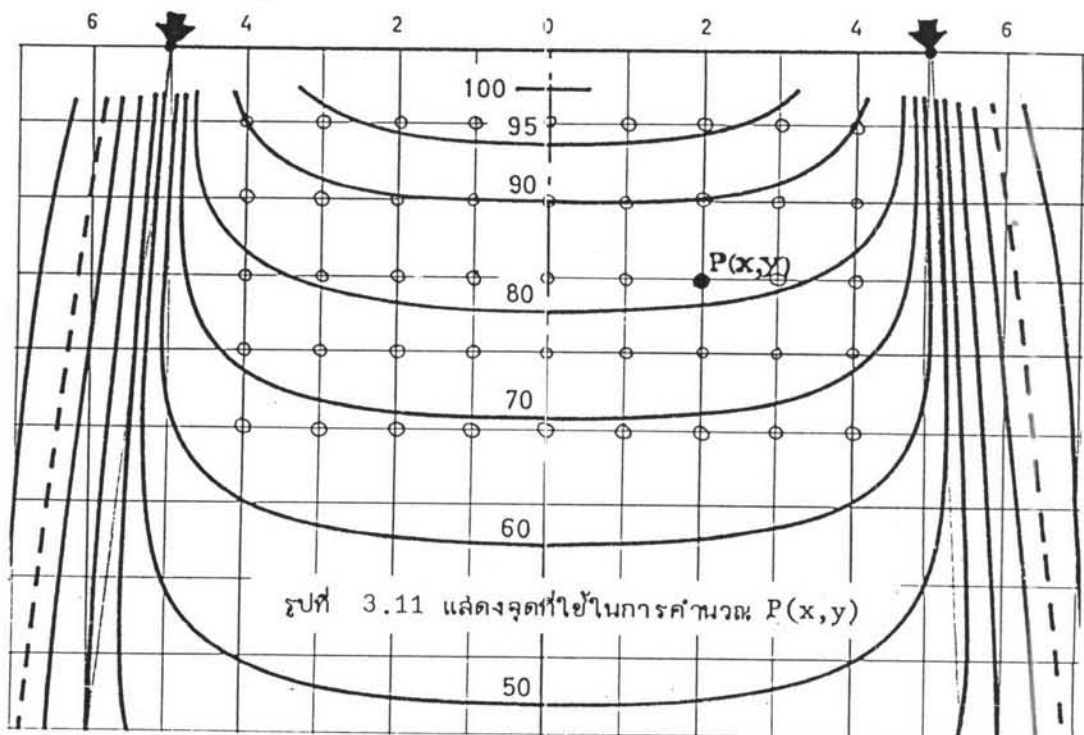
ภายในบริเวณเพิ่มมบรา จะมีฟังก์ชันของรังสีปฐมภูมิอยู่ระหว่าง 0-1

ทั้งนี้ไม่คิดปริมาณรังสีที่อาจจะผ่านทะลุวัตถุกำบังรังสีได้

ระบบโคออร์ดิเนตที่ใช้ในการคำนวณ

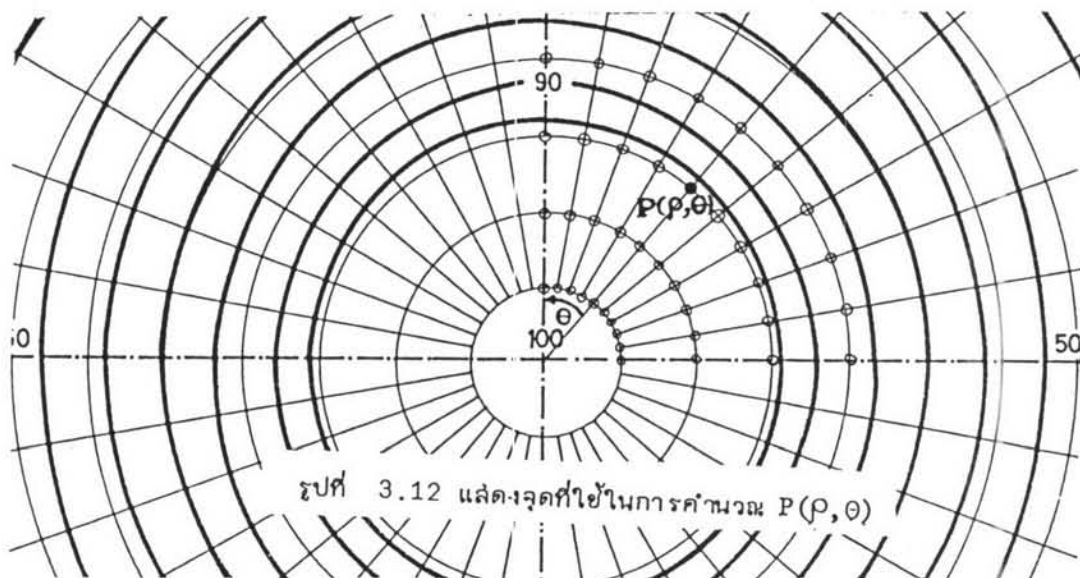
เนื่องจากการใช้งานที่แตกต่างกันของการกระจายของปริมาณรังสี จึงกำหนดการใช้ระบบโคออร์ดิเนต ในการคำนวณเป็น 2 ระบบ ดังนี้

1. ระบบโคออร์ดิเนตแบบคาร์ทีเซียน (cartesian coordinate) เป็นการกำหนดจุดต่าง ๆ บนแกน X และ Y โดยแกน X เป็นความกว้างของฟিলด์ และแกน Y เป็นความลึก บนพื้นราบที่ต้องการคำนวณ ดังรูปที่ 3.11



จุดที่คำนวณคือ $P(X,Y)$ การให้ผลลัพธ์ในการคำนวณแบบนี้ค่าที่ได้จะเป็นตารางแสดงค่ารังสีซึ่งเป็นการง่ายที่จะตรวจสอบหรือพิจารณาศึกษาการกระจายของรังสีสำหรับฟิล์มเดี่ยวที่มีความลึกต่าง ๆ กัน การให้ผลลัพธ์แบบนี้จะ กำหนดจุดอ้างอิงที่ความลึกที่มีค่ารังสีสูงสุด สำหรับรังสีแกมมาจากโคบอลต์-60 จะมีความลึกที่ 0.5 ซม. จากผิว

2. ระบบโคออร์ดิเนตแบบโพลาร์ กำหนดจุดเริ่มต้น (origin) อยู่ที่จุดศูนย์กลางการหมุน คือ ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีเท่ากับระยะ SAD ดังรูปที่ 3.12

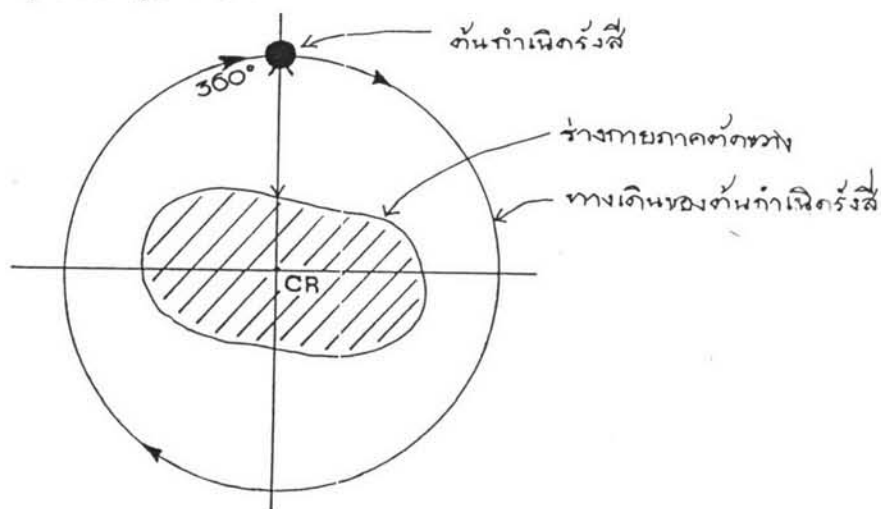


เส้นรัศมี (radial line) จะห่างกันทีละมุม $\Delta\theta$ จุดที่ทำการคำนวณคือ $P(p, \theta)$ ซึ่งอยู่บนเส้นรัศมีแต่ละเส้นที่มุม θ ด้วยระยะห่างจากจุดเริ่มต้น p การให้ผลลัพธ์แบบนี้จะเป็นทั้งตารางแสดงค่ารังสีที่จุดต่าง ๆ และสามารถแสดงค่าโดยเป็นเส้นไอโซโดส ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ได้ เป็นการสะดวกในการพิจารณาการกระจายของรังสี ระบบนี้สามารถนำไปคำนวณหาการกระจายของรังสีของการฉายรังสีหลายฟิล์มหรือการหมุนแหล่งกำเนิดรังสีรอบผู้ป่วย เพราะการรวมปริมาณรังสีที่จุดใด ๆ ทำได้ง่ายและสะดวกมาก ดังจะได้กล่าวรายละเอียดต่อไป

การคำนวณปริมาณรังสีแบบหมุนรังสีรอบผู้ป่วย (Rotation)

ไอโซโดสแบบนี้จะได้จากผลรวมรังสีจากการฉายรังสีไปยังผู้ป่วยแล้วหมุนรังสีไปรอบ ๆ ผู้ป่วย รอบจุดศูนย์กลางการหมุน (Center of Rotation, CR) จุดนี้จะอยู่ที่ระยะ SAD และส่วนมากจะเป็นจุดที่อยู่ภายในบริเวณก้อนมะเร็ง ปริมาณรังสีจุดใด ๆ จะได้จากผลรวมรังสีทั้งหมดที่ตำแหน่งนั้น การหมุนรอบผู้ป่วยอาจจะเป็นการหมุน 360 องศา หรือเป็นมุมใด ๆ เช่น 90 องศา 120 องศา, 180 องศา, 300 องศา เป็นต้น

ลักษณะการหมุนเป็นดังรูปที่ 3.13

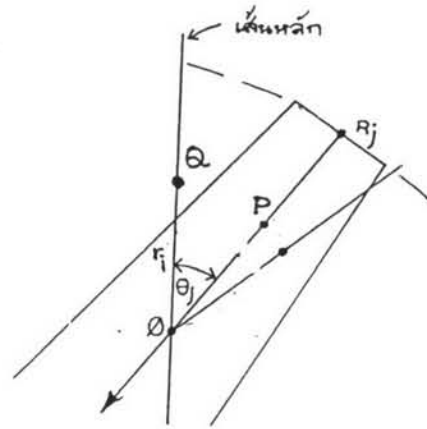


รูปที่ 3.13 แสดงลักษณะการหมุน 360°

เพื่อความสะดวกในการคำนวณรังสี สัมมติให้การหมุนรังสีรอบผู้ป่วยนั้น เปรียบได้เสมือนกับการนำเอา รังสีเหมือนกันหลาย ๆ ฟิลด์มาวางรอบผู้ป่วยและฉายให้เส้นแกนกลางของทุกฟิลด์ตัดกันที่จุด CR โดยแต่ละฟิลด์วางห่างกันทำมุม $\Delta\theta$ ชึ่งกันและกัน ดังนั้น ถ้าให้ $\Delta\theta = 10^\circ$ จะมีทั้งหมด 36 ฟิลด์ ฉะนั้น ปริมาณรังสีที่จุดใด ๆ ก็คือ ผลรวมจากทั้ง 36 ฟิลด์ ที่ตำแหน่งนั้น

จากการคำนวณแบบนี้จะเห็นว่า เป็นการเหมาะสมอย่างยิ่งที่จะใช้การคำนวณโดยระบบโคออร์ดิเนตแบบโพลาร์ ซึ่งสะดวกกว่าการใช้ระบบคาร์ทีเซียน ดังนั้นในการคำนวณรังสีแบบรังสีหมุนรอบผู้ป่วยและแบบรังสีหลายฟิลด์ จะใช้ระบบโคออร์ดิเนต แบบแรกเท่านั้น

ให้ X_{ij} เป็นค่าของปริมาณรังสีที่วัดจากรังสีฟลัดเดี่ยว ในระบบโคออร์ดิเนตแบบโพลลา โดยหมายถึง ปริมาณรังสีที่จุด r_i ซม. จากจุดศูนย์กลางบนเส้นหลัก ที่ทำมุม θ_j กับเส้นรัศมี



รูปที่ 3.14 แสดงปริมาณรังสีที่จุดใด ๆ

T_j คือ ชุดของค่า TAR ที่ค่าความลึกจากผิวไปยังจุดใด ๆ

ข้อมูลพื้นฐานที่จำเป็นต้องใช้ในตารางคำนวณ คือ

1. การกระจายของรังสีจากฟลัดเดี่ยว (X_{ij})
2. ความลึกจากผิวถึงจุด CR (R_j) ที่มุม θ_j
3. ตาราง TAR

$$\text{รังสีที่จุดศูนย์กลาง } D_\emptyset = D_a T(R_j)$$

เมื่อ D_a คือ รังสีในอากาศว่างเปล่า ที่จุด \emptyset

$T(R_j)$ คือ TAR ที่ความลึก R_j

ที่จุด r_i (จุด Q ใด ๆ) เมื่อพิจารณาเพียง 1 ฟลัด ที่ระยะเวลาหนึ่ง

$$\begin{aligned} D_Q &= D_\emptyset \frac{X_{ij}}{X_{1j}} \\ &= D_a \frac{X_{ij}}{X_{1j}} T(R_j) \end{aligned}$$

รังสีจาก n ฟลัด ที่จุด Q คือ

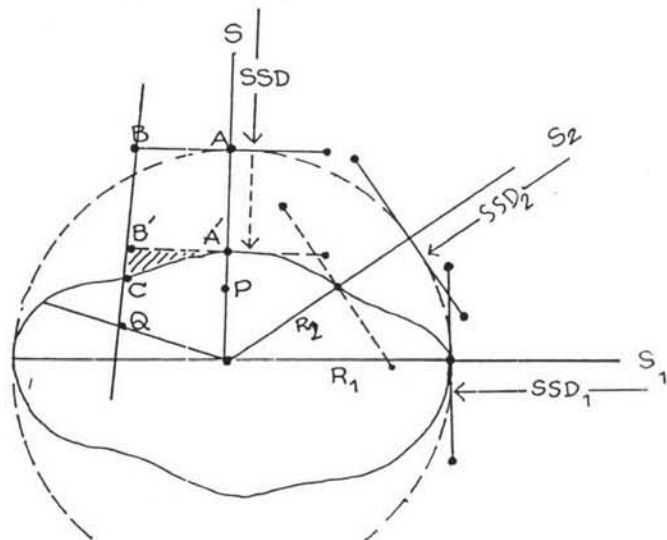
$$D_Q = \frac{D_a}{X_{1j}} \sum_{j=1}^n X_{ij} T(R_j)$$

เนื่องจาก $\frac{D}{X_{1j}^a}$ เป็นค่าคงที่เท่ากันสำหรับทุก ๆ จุด และปริมาณรังสีที่ได้นี้จะเป็นปริมาณรังสีสัมพันธ์เทียบกับปริมาณที่จุดอ้างอิงใด ๆ จะเขียนได้ว่าที่จุด Q ใด ๆ

$$D_Q = \sum_{j=1}^n X_{ij} T(R_j)$$

และเมื่อคำนวณปริมาณรังสีที่ทุก ๆ จุดแล้วจะมีปริมาณรังสีให้เป็น 100 ที่จุดอ้างอิง คือ จุด CR ส่วนที่จุดอื่น ๆ จะมีค่าสัมพันธ์กับจุดนี้ทั้งหมด

พิจารณารูปร่างของร่างกาย จากรูป



รูปที่ 3.15 แสดงการฉายรังสีเมื่อต้นกำเนิดรังสีอยู่ที่ตำแหน่งต่าง ๆ

จะเห็นว่าที่ตำแหน่งใด ๆ ค่า SSD จะเปลี่ยนไป ซึ่งเป็นผลทำให้ค่าไอโซโดสที่คำนวณจากค่า SSD หนึ่งมีค่าผิดพลาดไปเมื่อใช้กับที่ SSD ค่าอื่น จะต้องมีการปรับค่าไอโซโดสนี้ และที่จุด Q ยังต้องมีการปรับค่าที่เกิดจากการขาดหายไปของเนื้อเยื่อเท่ากับระยะ B'C (tissue deficit) หรือที่จุดอื่นอาจจะเป็นการปรับค่าอันเกิดจากเนื้อเยื่อที่เกินมา (tissue excess)

โดยพิจารณาความสัมพันธ์ของเปอร์เซ็นต์ปริมาณรังสีกับ TAR ดังนี้

$$P_D(d, z_y, (S-y)) = 100 \cdot \frac{T(d, z_d)}{T(y, z_y)} \cdot \left(\frac{F+y}{F+d}\right)^2$$

- เมื่อ d = ความลึกใต้ผิว
 y = ความลึกที่จุดอ้างอิง
 Z_y = พื้นที่ของฟิลต์ที่ความลึก y
 Z_d = พื้นที่ของฟิลต์ที่ความลึก d
 S = SAD

และ $S-y = SSD$

$T(d, A_d)$ หมายถึง ค่า TAR ที่ความลึก d และพื้นที่ที่ความลึก d
 ปริมาณที่จุด P สำหรับผิว $A'B'$ คือ

$$P_D(A'P, Z_\emptyset, SA') = 100 \frac{T(A'P, Z_P)}{T(A'\emptyset, Z_\emptyset)} \cdot \left(\frac{A'S + A'\emptyset}{A'S + A'P} \right)^2$$

และปริมาณที่จุด P เดียวกันสำหรับผิว AB คือ

$$P_D(AP, Z_\emptyset, SA) = 100 \frac{T(AP, Z_P)}{T(A\emptyset, Z_\emptyset)} \cdot \left(\frac{AS + A\emptyset}{AS + AP} \right)^2$$

P_D จากสมการแรก เป็นปริมาณที่ปรับค่าแล้ว คือ X'_{ij}

P_D จากสมการหลัง เป็นปริมาณจากการคำนวณปริมาณรังสีจากรังสีฟิลต์เดียว
 คือ X_{ij}

$$\frac{X'_{ij}(P)}{X_{ij}(P)} = \frac{P_D(A'P, Z_\emptyset, SA')}{P_D(AP, Z_\emptyset, SA)} = \frac{T(A'P, Z_P)}{T(AP, Z_P)} \cdot \frac{T(A\emptyset, Z_\emptyset)}{T(A'\emptyset, Z_\emptyset)}$$

$$X'_{ij}(P) = X_{ij}(P) \cdot \frac{T(A'P, Z_P)}{T(AP, Z_P)} \cdot \frac{T(A\emptyset, Z_\emptyset)}{T(A'\emptyset, Z_\emptyset)}$$

∴ ปริมาณที่จุด P จาก n ฟิลต์ คือ

$$\begin{aligned} D_P &= \sum_{j=1}^n X'_{ij} \cdot T(R_j) \\ &= \sum_{j=1}^n X_{ij} \cdot \frac{T(A'P, Z_P)}{T(AP, Z_P)} \cdot \frac{T(A\emptyset, Z_\emptyset)}{T(A'\emptyset, Z_\emptyset)} \cdot T(R_j) \end{aligned}$$

เนื่องจาก $T(A'\emptyset, Z_\emptyset)$ และ $T(R_j)$ เป็นค่าเดียวกัน
 และ $T(A\emptyset, Z_\emptyset)$ คือ TAR ที่จุดอ้างอิงของฟิล์มที่ใช้หมุน ซึ่ง เป็นค่าคงที่
 สำหรับการคำนวณทุก ๆ จุด

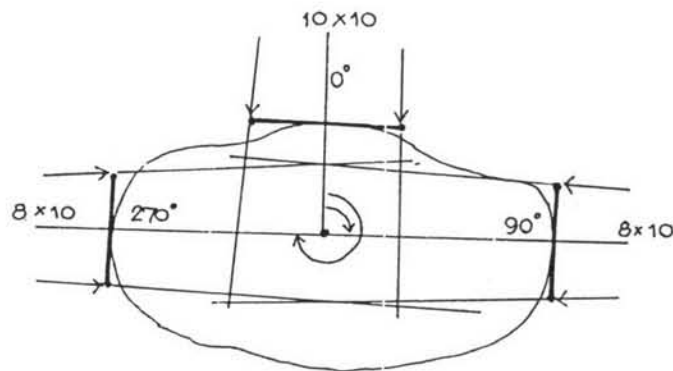
จะเขียนได้ว่า

$$D_P = \sum_{j=1}^n X_{ij} \cdot \frac{T(A'P, Z_P)}{T(AP, Z_P)}$$

หมายถึง ปริมาณรังสีที่จุด P หลังจากการแก้ค่าทางกายภาพแล้ว

การคำนวณรังสีแบบหลายฟิล์ม

มีหลักการและวิธีการคำนวณเหมือนกับการคำนวณระบบรังสีหมุนรอบผู้ป่วย โดยที่รังสีแต่ละฟิล์มจะมีตำแหน่งท่ามุมต่าง ๆ กับเส้นหลัก แต่ละฟิล์มอาจจะมีลักษณะเหมือนกันหรือต่างกันก็ได้ ดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 แสดงการฉายรังสีแบบหลายฟิล์ม

การกระจายของปริมาณรังสีที่ได้จะให้ เป็น 100 ที่จุดซึ่งมีค่าสูงสุด และที่จุดอื่น ๆ จะมีค่าสัมพัทธ์ที่จุดนี้

การอินเทอร์โพลค่าจากตาราง

การคำนวณค่า SAR(d, r) จากตาราง ในกรณีค่า $r(d, \theta_k)$ ไม่ตรงกับค่าของรัศมีของพื้นที่ระบุในตาราง จะคำนวณหาได้โดยวิธีอินเทอร์โพลแบบเส้นตรง (linear interpolation) สำหรับค่า SAR ในตารางจะเปลี่ยนแปลงเทียบกับ r ดังรูป 3.17 ที่ค่า r น้อย ๆ ค่า SAR จะเปลี่ยนแปลงเร็ว เพื่อให้การอินเทอร์โพลค่าใกล้เคียงยิ่งขึ้น จะใช้ฟังก์ชัน

$$S'(d, r_d) = \frac{S(d, r_d)}{r_d}$$

เนื่องจาก ค่า $S'(d, r_d)$ จะเปลี่ยนแปลงช้ากว่า $S(d, r_d)$

ถ้า r_d มีค่าอยู่ระหว่าง r_{d_1} และ r_{d_2} จะได้

$$S(d, r_d) = r_d \cdot \left[S'(d, r_{d_1}) + \left\{ S'(d, r_{d_2}) - S'(d, r_{d_1}) \right\} \cdot \frac{r_d - r_{d_1}}{r_{d_2} - r_{d_1}} \right]$$

ส่วนการอินเทอร์โพลค่าจากตาราง 2 มิติ คำนวณได้โดยการอินเทอร์โพลสองมิติแบบเส้นตรง (Two-dimensional linear Interpolation) ดังนี้

ให้ $f(x, y)$ เป็นฟังก์ชันของตัวแปร 2 ตัว คือ x และ y

$f(x_{j-1}, y)$ เป็นฟังก์ชันของตัวแปร y เมื่อ $x = x_{j-1}$

โดย $x_{j-1} \leq \bar{x} \leq x_j$

$y_{i-1} \leq \bar{y} \leq y_i$

โดยการอินเทอร์โพลแบบเส้นตรง

$$f(x_{j-1}, \bar{y}) = f(x_{j-1}, y_{i-1}) + \frac{\bar{y} - y_{i-1}}{y_i - y_{i-1}} \cdot \left\{ f(x_{j-1}, y_i) - f(x_{j-1}, y_{i-1}) \right\}$$

ในลักษณะเดียวกันสำหรับค่า $x = x_j$ จะได้

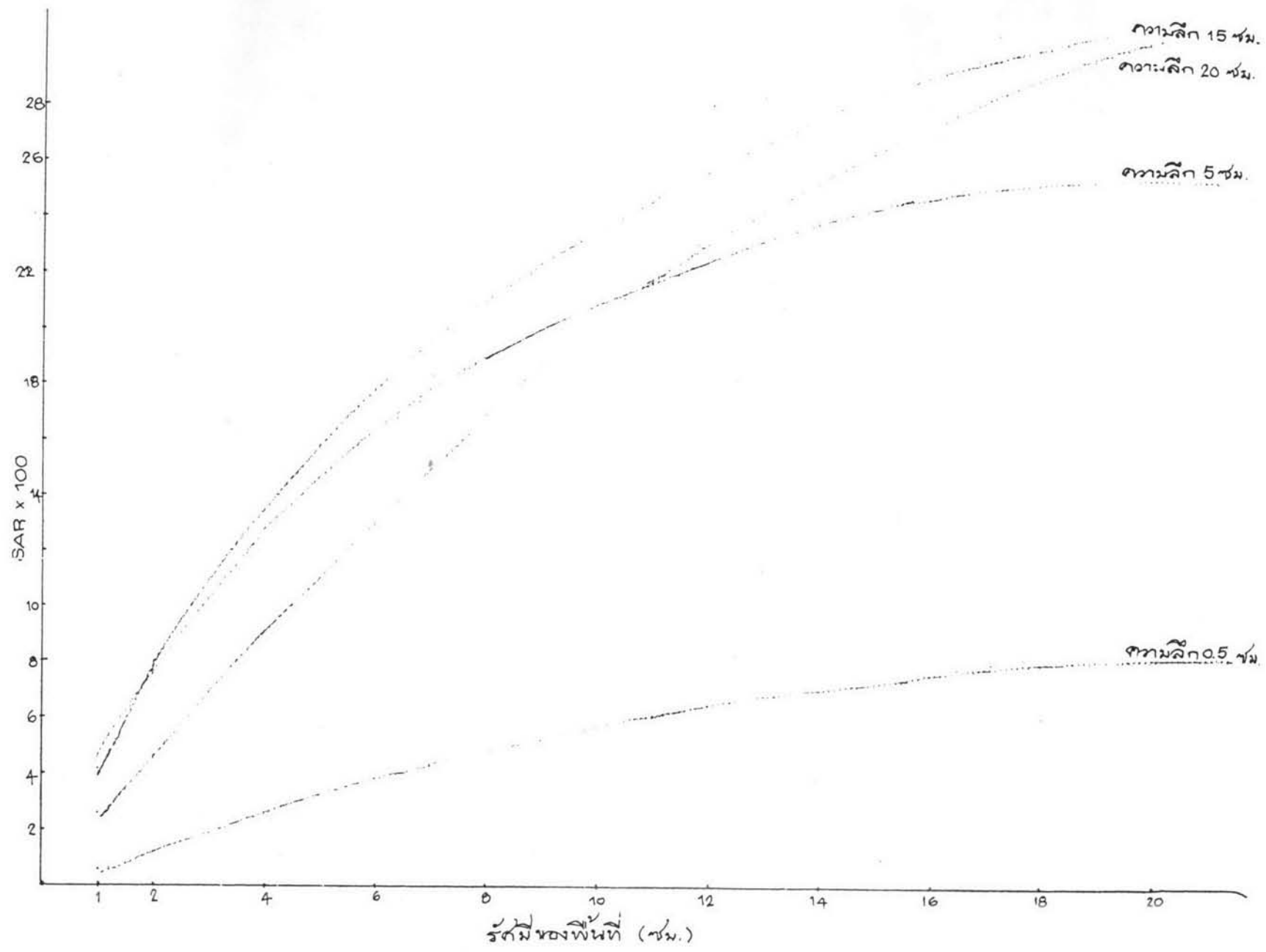
$$f(x_j, \bar{y}) = f(x_j, y_{i-1}) + \frac{\bar{y} - y_{i-1}}{y_i - y_{i-1}} \left\{ f(x_j, y_i) - f(x_j, y_{i-1}) \right\}$$

โดยที่ $f(x, \bar{y})$ เป็นฟังก์ชันของตัวแปร x เมื่อ $y = \bar{y}$ จะอินทิเกรตไปเลขค่า $f(\bar{x}, \bar{y})$

ดังนี้

$$f(\bar{x}, \bar{y}) = f(x_{j-1}, \bar{y}) + \frac{\bar{x} - x_{j-1}}{x_j - x_{j-1}} \cdot \{ f(x_j, \bar{y}) - f(x_{j-1}, \bar{y}) \}$$





รูปที่ 3.17 กราฟแสดงระหว่างค่า SAR กับรัศมีของพื้นที่