



การรักษามะเร็งโดยวิธีรังสีบำบัด

การรักษาด้วยวิธีรังสีบำบัด (Radiotherapy Treatment) คือการรักษามะเร็งด้วยรังสีแกมมา รังสีเอกซ์หรือลำอิเล็กตรอน (electron beam) โดยอาศัยหลักการทำลายเซลล์ที่มีชีวิตของรังสี และหลักสำคัญของการรักษา คือ พยายามให้รังสีทำลายเซลล์มะเร็งให้หมดโดยที่ทำลายเซลล์ปกติให้น้อยที่สุด ทั้งนี้เนื่องจากรังสีสามารถทำอันตรายต่อเซลล์ทุกชนิดที่สร้างสัมพันธ์กับบริเวณใกล้เคียงด้วย

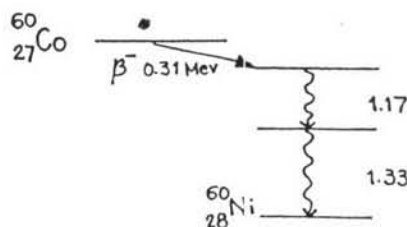
การรักษามะเร็งด้วยรังสี แบ่งออกเป็น 2 รูปแบบ คือ

1. การรักษาจากรังสีภายนอก (External Radiation Therapy) โดยต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายนอกผู้ป่วยห่างจากผิวหนังผู้ป่วยด้วยระยะทางต่าง ๆ เช่น การฉายรังสีจากเครื่องโคบอลต์-60 ซึ่งมีสารกัมมันตภาพรังสีโคบอลต์-60 เป็นต้นกำเนิดรังสี วางห่างจากผิวหนังของผู้ป่วยตั้งแต่ 50 จนถึง 100 เซนติเมตร โดยมีตัวควบคุมลำรังสี เรียกว่า คอลลิเมเตอร์ (Collimator)

2. การรักษาจากรังสีภายใน (Internal Radiation Therapy) โดยการนำต้นกำเนิดรังสีไปวางหรือฝังภายในผู้ป่วยตามตำแหน่งก้อนมะเร็ง เช่น การวางแท่งเรเดียมไว้ภายในโพรงมดลูกจนได้ปริมาณรังสีตามต้องการแล้วจึงเอาออก

ในการวิจัยนี้จะกล่าวถึงเฉพาะการรักษาจากรังสีภายนอกด้วยระยะห่างเท่านั้น และรังสีที่ใช้จะเป็นรังสีแกมมาจากต้นกำเนิดรังสีโคบอลต์-60 เนื่องจากเป็นที่นิยมในการรักษามะเร็งมาก

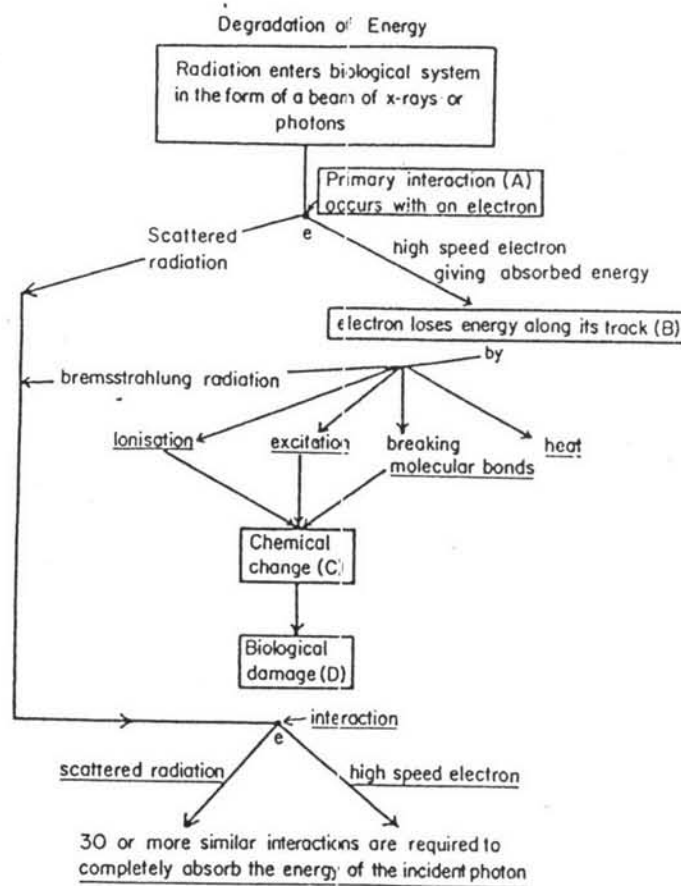
ลักษณะการปล่อยรังสีของโคบอลต์-60 แสดงในรูป 2.1 โคบอลต์-60 จะปล่อยรังสีแกมมาขนาดพลังงาน 1.33 และ 1.17 Mev เจลี่ยพลังงานเป็น 1.25 Mev และมีค่าครึ่งชีวิต (Half life) 5.26 ปี



รูปที่ 2.1 แสดงลักษณะการปล่อยพลังงานของโคบอลต์-60

### ลักษณะการทำลายเซลล์ของรังสี

เมื่อโฟตอน (photon) ผ่านเข้าไปยังตัวกลางดูดกลืน (absorbing medium) เช่น เนื้อเยื่อ เป็นต้น พลังงานของโฟตอนนั้นถึงขั้นสุดท้ายจะเปลี่ยนเป็นผลการทำลายทางชีววิทยา (biological damage) และความร้อน (heat) ลำดับการเกิดเช่นนี้แสดงได้ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 แสดงลำดับการทำลายเซลล์ของรังสี

เริ่มแรกโฟตอนจะเกิดอันตรกิริยากับอิเล็กตรอนในเนื้อเยื่อ ทำให้เกิดการสแกตเตอร์ และทำให้อิเล็กตรอนมีความเร็วสูงวิ่งอยู่ภายในเนื้อเยื่อ อิเล็กตรอนความเร็วสูงนี้จะทำให้เกิดผลตามทางดังต่อไปนี้

1. ไอออไนเซชัน (ionization)
2. การตื่นตัวของอะตอม (excitation)
3. การแตกของบอนด์โมเลกุล (molecular bond)

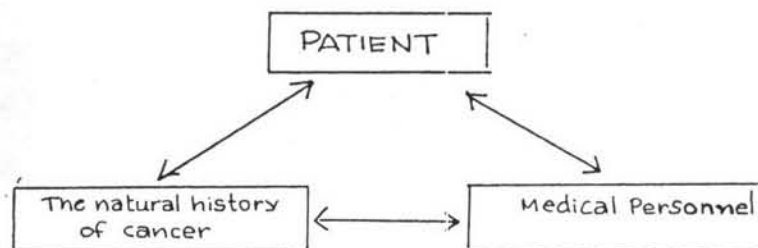
การเกิดเช่นนี้ จะเป็นผลทำให้เกิดผลกาทำลายทางชีววิทยาทั้งสิ้น อิเล็กตรอนความเร็วสูงบางตัวจะเกิดอันตรกิริยาได้เบรมสตราลุง (bremsstrahlung) ซึ่งรังสีเช่นเดียวกับรังสีแกมมา-เตอรั และต่อไปรังสีเหล่านี้ก็จะทำให้เกิดอันตรกิริยาต่อเนื่องเช่นเดียวกับโฟตอนเริ่มแรก การเกิดในลักษณะเช่นเดียวกันนี้จะเกิดได้ 30 ครั้งหรือมากกว่าก่อนที่รังสีจะถ่ายเทพลังงานจนหมด การเกิดอันตรกิริยาเหล่านี้จะเกิดได้โดยกลไกที่ต่างกัน 3 ชนิด คือ การเกิดแบบโฟโตอิเล็กตริก (photo-electric process) การเกิดแบบคอมป์ตัน (compton process) และการเกิดแบบแพร์โปรดักชัน (pair production)

ผลสุดท้ายที่เกิดขึ้นกับเซลล์ที่มีชีวิต คือ การตายของเซลล์ (Cellular Death) ซึ่งเป็นผลการเปลี่ยนแปลงทั้งทางด้านรูปร่างและสรีระวิทยาของเซลล์ ลักษณะการตายของเซลล์แบ่งออกเป็น 4 ชนิด ดังนี้

1. เซลล์ไม่ตายแต่ไม่สามารถแบ่งตัวได้อีก (Reproductive death)
2. ไม่สามารถถ่ายทอดทางพันธุกรรมได้ (Genetic death)
3. การทำงานในไซโตพลาสซึมหยุดหมด (Cytoplasmic death)
4. มีการตายและแตกสลายตัวของเซลล์ (Lytic death)

#### แพคเตอร์ที่มีอิทธิพลต่อผลการรักษามะเร็ง

ผลของการรักษามะเร็งด้วยรังสีขึ้นอยู่กับแพคเตอร์ 3 อย่างสัมพันธ์กัน ดังรูปที่ 2.3



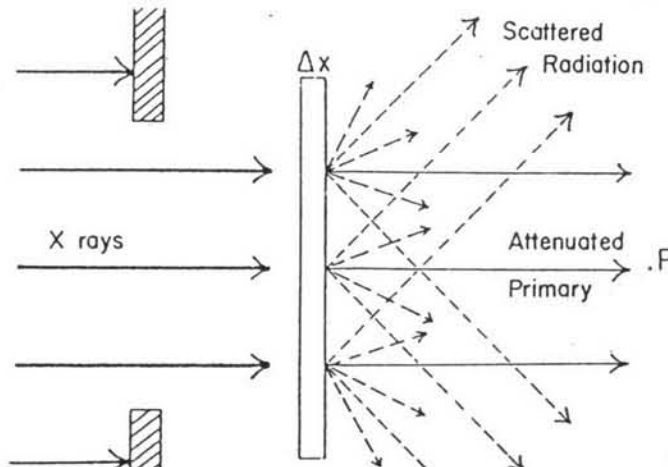
รูปที่ 2.3 แสดงความสัมพันธ์ของแพคเตอร์ที่มีอิทธิพลต่อการรักษา

1. ตัวผู้ป่วยเอง (patient factor) ได้แก่ สภาวะของร่างกาย ภัย ความทนทาน ต่อรังสีและความร่วมมือ

2. ประวัติธรรมชาติของมะเร็ง (The natural history of cancer) ได้แก่ ความไวของเซลล์มะเร็งแต่ละชนิดต่อรังสี พร้อมทั้งลักษณะรูปร่างตำแหน่ง อัตราการเติบโตและ ระยะของมะเร็ง

3. บุคลากรทางการแพทย์ที่เกี่ยวข้องกับการรักษา (medical personnel) รวมทั้ง เครื่องมือต่าง ๆ ที่ใช้ในการรักษา ซึ่งจะมีผลต่อการวางแผนและเทคนิคการรักษา

ปริมาณรังสีที่จุดใด ๆ จะประกอบด้วยส่วนประกอบ 2 ชนิด คือ รังสีปฐมภูมิ (primary radiation) และรังสีสแกตเตอร์ (scattered radiation) ดังแสดงในรูปที่ 2.4



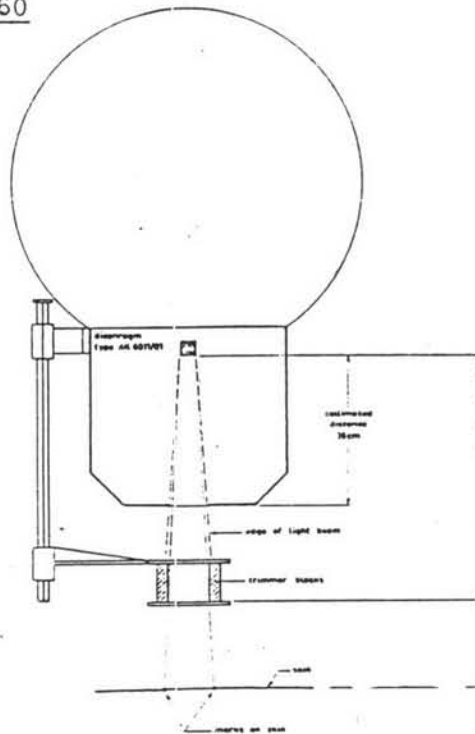
รูปที่ 2.4 แสดงลักษณะการเกิดรังสีปฐมภูมิและรังสีสแกตเตอร์

รังสีปฐมภูมิเป็นรังสีที่ได้รับจากแหล่งกำเนิดรังสีโดยตรง ค่าของรังสีปฐมภูมียังขึ้นอยู่กับคุณภาพของรังสี (Quality of Radiation) SSD และความลึกภายในผู้ป่วย โดยจะคำนวณจากกฎกำลังสองผกผัน (inverse square law) และอาจกล่าวได้ว่า รังสีปฐมภูมิ  $\propto \frac{1}{SSD^2}$  เนื่องจาก SSD มีค่ามาก (ประมาณ 50 ถึง 100 เซนติเมตร)

รังสีสแกตเตอร์เป็นปริมาณที่แปรตามปริมาณรังสีปฐมภูมิ เกิดขึ้นเนื่องจากเมื่อผู้ป่วยได้รับรังสีปฐมภูมิแล้วจะทำให้เกิดการสแกตเตอร์ของรังสีขึ้น ปริมาณที่เพิ่มขึ้นมานี้ขึ้นอยู่กับขนาดและรูปร่างของพื้นที่รับรังสี

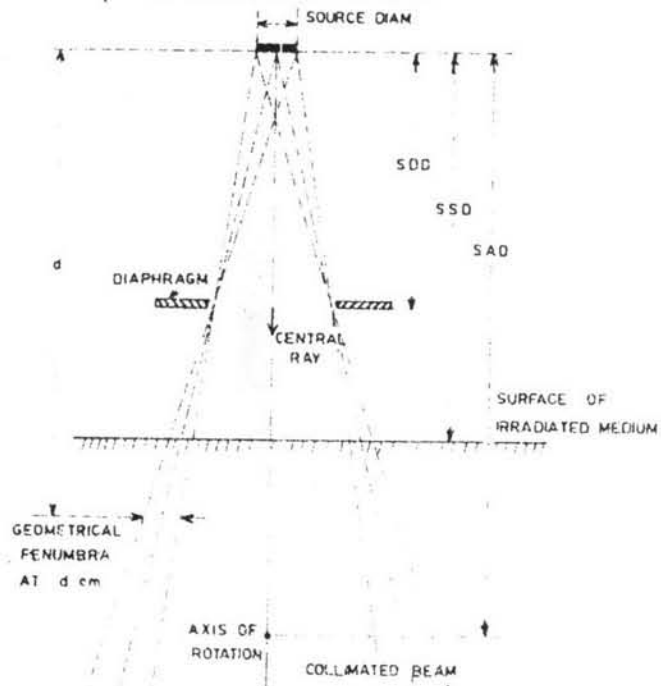
ลักษณะของ เครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60

ตั้งรูป



รูปที่ 2.5 แสดงลักษณะของเครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60

การสั้ววางตำแหน่งต่าง ๆ เขียนเป็นไดอะแกรม ดังนี้



รูปที่ 2.6 แสดงระยะทางและตำแหน่งต่าง ๆ ในการฉายรังสี ซึ่งจะได้กล่าวถึงปริมาณต่าง ๆ ต่อไป



ปริมาณลำคลื่นที่เกี่ยวข้องกับการคำนวณ

เส้นแกนกลาง (Central ray, Central axis) หมายถึง เส้นตรงที่ลากผ่านจุดศูนย์กลางของตัวกำเนิดรังสีไปยังจุดศูนย์กลางของไดอะแฟรม และเป็นเส้นกลางของลำรังสีด้วย

การกระจายของปริมาณรังสี (Dose distribution) เป็นการแสดงความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ตำแหน่งต่าง ๆ ในวัตถุที่ได้รับรังสี

เส้นไอโซโดส (isodose curve) เป็นเส้นซึ่งเชื่อมต่อจุดที่มีค่าปริมาณรังสีเท่ากัน

แผ่นไอโซโดส (isodose chart) เป็นชุดของเส้นไอโซโดส แสดงปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน (absorbed dose) หรือปริมาณรังสีที่คิดเป็นร้อยละ (percentage depth dose) ซึ่งกระจายภายในร่างกายที่ได้รับรังสี โดยแบ่งเป็นพื้นที่ขนาดต่าง ๆ กันเช่น  $8 \times 8$ ,  $10 \times 10$ ,  $10 \times 8$ ,  $8 \times 10$

percentage depth dose หมายถึง ปริมาณรังสี ( $D_x$ ) ที่ความลึก  $x$  กับปริมาณรังสี ( $D_0$ ) ที่จุดอ้างอิงคงที่จุดหนึ่ง ปริมาณแรกสัมพันธ์กับปริมาณที่สองโดยคิดเป็นร้อยละ

$$\text{percentage depth dose} = 100 \times \frac{D_x}{D_0}$$

SSD (Source-Surface distance หรือ Source-Skin distance) เป็นระยะที่วัดตามเส้นแกนกลางจากผิวของตัวกำเนิดรังสีไปยังผิวของวัตถุที่ได้รับรังสี

SDD (Source-diaphragm distance) เป็นระยะที่วัดตามเส้นแกนกลางจากตัวกำเนิดรังสีไปยังไดอะแฟรมของเครื่องกำเนิดรังสี

SAD (Source-axis distance) เป็นระยะที่วัดตามเส้นแกนกลางจากตัวกำเนิดรังสีไปยังจุดหมุน (Center of rotation) ของระบบเครื่องฉายรังสี

SD (Source diameter) คือ เส้นผ่าศูนย์กลางของตัวกำเนิดรังสีในกรณีที่ไม่ถือว่าตัวกำเนิดรังสีเป็นจุด (point source)

Exposure คือ ปริมาณรังสีที่ออกมาจากตัวกำเนิดรังสี โดยการวัดในอากาศมีหน่วยเป็น R (roentgen)

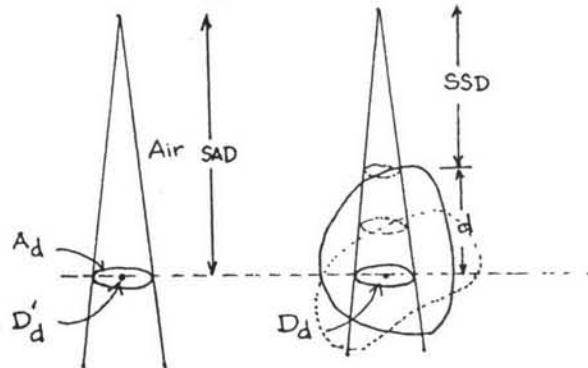
ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน (absorbed dose) คือ ปริมาณรังสีที่วัตถุดูดกลืนไว้ ในวัตถุที่  
 สำรังสีทะลุผ่านมีหน่วยเป็น RAD หรือ centi gray (cGy) โดยที่  $100 \text{ rads} = 1 \text{ Gy}$

เวดจ์ฟิลเตอร์ (Wedge filter) คือ วัตถุที่ไขกั้นสำรังสีเพื่อให้ความเข้มของรังสีลดลง  
 ตามความหนาที่ลาดเป็นรูปสามเหลี่ยม มีประโยชน์ในการเปลี่ยนรูปร่าง (modified shape) ของสำรังสี  
 (radiation beam)

สำรังสีปฐมภูมิ (primary beam) เป็นสำรังสีที่ออกมาจากต้นกำเนิดของรังสี แล้วผ่าน  
 เข้าไปในวัตถุโดยตรง

รังสีสแกตเตอร์ (Scattered radiation) คือ รังสีซึ่งเมื่อวัตถุได้รับรังสีปฐมภูมิแล้ว  
 จะมีการสะท้อนหรือหักเห เนื่องมาจากรังสีปฐมภูมิ

TAR (tissue-air ratio) คือ อัตราส่วนระหว่างปริมาณรังสีที่จุดใด ๆ ในวัตถุต่อ  
 ปริมาณรังสีที่จุดเดียวกันในอากาศ ค่า TAR จะขึ้นอยู่กับระยะความลึกในวัตถุ (d) รัศมีของพื้นที่  
 หน้าตัดของสำรังสีที่ความลึก d เช่นเดียวกัน ( $r_d$ ) และ คุณภาพรังสี (radiation quality)  
 ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 แสดงลักษณะของการกำหนดค่า TAR

$$T(d, r_d, Q) = \frac{D_d}{D'_d}$$

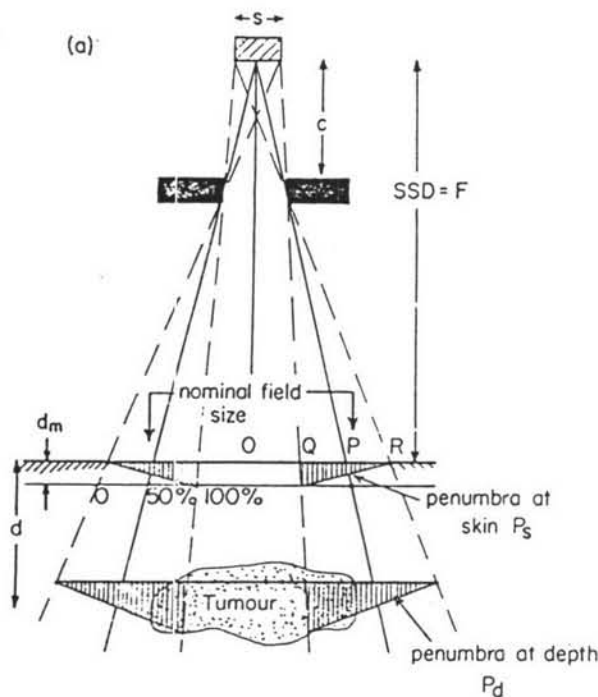
เมื่อ  $D_d$  คือ ปริมาณรังสีที่จุดหนึ่งที่มีความลึก d ในวัตถุ

$D'_d$  คือ ปริมาณรังสีที่จุดเดียวกันในอากาศที่วางเปล่า

SAR (scatter-air ratio) จากการพิจารณาค่า TAR จะเห็นว่า ค่า  $TAR(d,0,Q)$  คือ ค่า TAR ที่รัศมีของพื้นที่เป็นศูนย์ จะเป็นค่าของปริมาณรังสีปฐมภูมิอย่างเดียวไม่มีการสแกตเตอร์ จะได้ว่า  $SAR(d,r_d,Q) = T(d,r_d,Q) - T(d,0,Q)$

SAR เป็นปริมาณรังสีสแกตเตอร์ของลำรังสีนั้น และเป็นอัตราส่วนของปริมาณรังสีสแกตเตอร์ที่ความลึก d ในวัตถุ ต่อ ปริมาณรังสีที่จุดเดียวกันในอากาศว่างเปล่า

พินัมบรา (penumbra) เป็นบริเวณที่อยู่ขอบฟิลด์ อันเนื่องมาจากแหล่งกำเนิดรังสีไม่ได้เป็นจุด แต่มีขนาดที่แน่นอนทำให้บริเวณดังกล่าวได้รับรังสีไม่เท่ากัน พิจารณาจากรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงลักษณะของบริเวณพินัมบรา

- ที่จุด Q จะได้รับรังสีจากแหล่งกำเนิดเต็มที
- P จะได้รับรังสีจากแหล่งกำเนิดเพียงครึ่งเดียว
- R จะไม่ได้รับรังสีจากแหล่งกำเนิดโดยตรงเลย

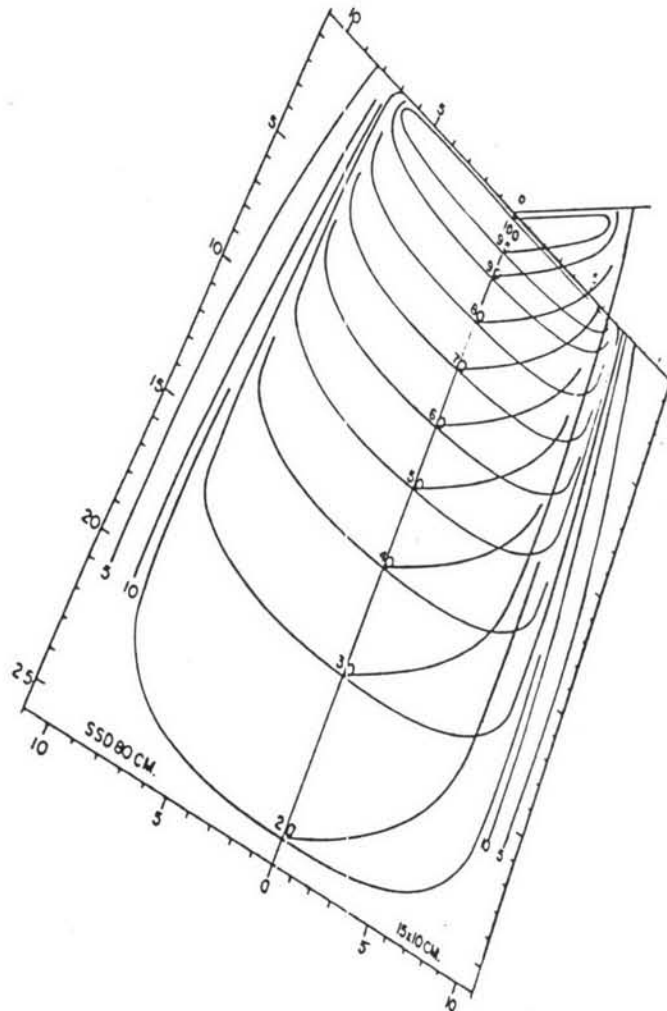
การคำนวณหาความกว้างของพินัมบราที่ความลึกใด ๆ (p) โดยอาศัยหลักของสามเหลี่ยมคล้าย จะได้

$$P = \frac{s(F+d-c)}{c}$$



### ไอโซโดส (ISODOSE)

ไอโซโดส คือ จุดต่าง ๆ ที่มีปริมาณรังสีเท่ากัน และเมื่อลากเส้นเชื่อมต่อด้านละจุดที่มีค่าเท่ากันจะได้เส้นไอโซโดส (isodose curve) ชุดของเส้นไอโซโดสที่แสดงการกระจายของปริมาณรังสีทั้งหมด เรียกว่า แผนที่ไอโซโดส (isodose chart) ดังรูปที่ 2.9 แสดงการกระจายของไอโซโดส (Isodose distribution) ของรังสีฟิสิกส์เดี่ยวบนพื้นราบหลัก (principal plane) 2 แผนที่ตั้งฉากกับบนเส้นแกนกลาง (Central axis) จะเห็นค่าสูงสุดของปริมาณรังสีจากแหล่งกำเนิดรังสีที่มีพลังงานสูงจะอยู่ที่ระยะลึกจากผิว ที่เป็นเช่นนี้เพราะการเกิด บิลด์อัพ (build up) นั้นเอง เช่น รังสีจากแหล่งกำเนิดโคบอลต์-60 จะมีค่าปริมาณรังสีสูงสุดอยู่ที่ระยะ 0.5 เซนติเมตรลึกจากผิว

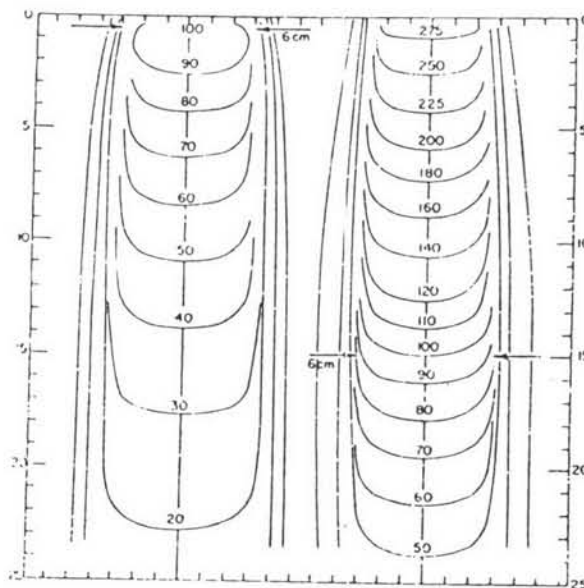


รูปที่ 2.9 แสดงลักษณะของแผนที่ไอโซโดส

การกำหนดจุดอ้างอิงของค่าปริมาณรังสีของรังสีฟิวด์เดี่ยวจะกำหนดได้ 2 แบบ คือ

1. กำหนดที่จุดที่มีค่าสูงสุด (maximum dose point) เช่น รังสีจากโคบอลต์-60 จะอยู่ที่ความลึกใต้ผิว 0.5 เซนติเมตร
2. กำหนดที่ความลึกอื่น ๆ ส่วนมากจะเป็นระยะความลึกที่เป็นจุดหมุน (Axis of rotation) คือ SAD

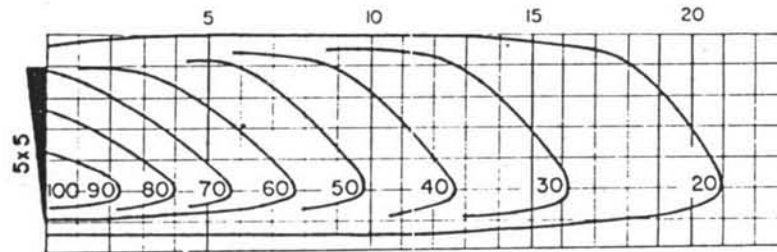
จุดที่เป็นจุดอ้างอิงนี้ จะให้มีปริมาณรังสีเท่ากับ 100 ส่วนที่จุดอื่นจะมีค่าสัมพันธ์กับจุดนี้ ซึ่งเป็นค่า percentage depth dose นั้นเอง ขนาดความกว้างของฟิวด์จะเป็นความกว้างที่วัดที่ระดับความลึกที่จุดอ้างอิงนี้ ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 แสดงการกำหนดจุดอ้างอิง

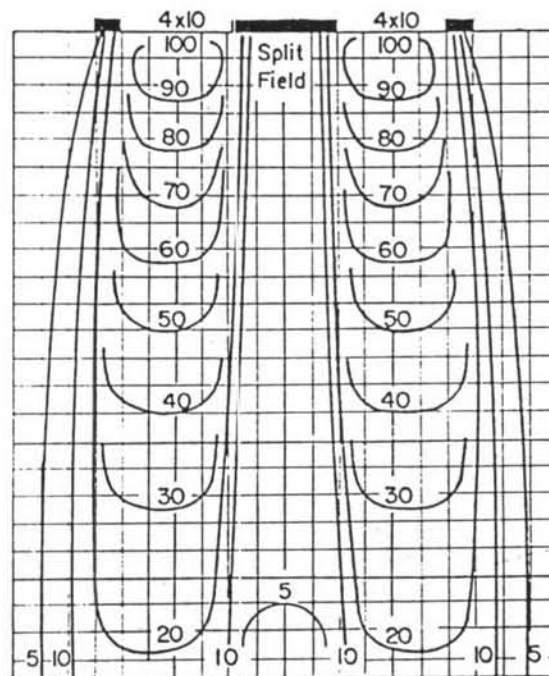
แบบแรกเหมาะสำหรับการรักษาโดยให้ต้นกำเนิดรังสีอยู่กับที่ (Fixed field therapy) ส่วนแบบหลังเหมาะสำหรับการหมุนต้นกำเนิดรังสีรอบผู้ป่วย (Moving field therapy) ซึ่งจะเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่บริเวณก่อนมะเร็งได้

ในกรณีที่มีสิ่งขวางจะทำให้รูปของเส้นไอโซโตลเปลี่ยนไป เช่น การใช้เวดจ์ฟิลเตอร์  
เส้นไอโซโตลจะเบี่ยงทวนมุมค่าหนึ่งกับเส้นไอโซโตลเดิม มุมเบี่ยงนี้จะขึ้นอยู่กับขนาดและความหนาของ  
เวดจ์ฟิลเตอร์ที่ใช้ ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 ลักษณะไอโซโตลเมื่อมีเวดจ์ฟิลเตอร์

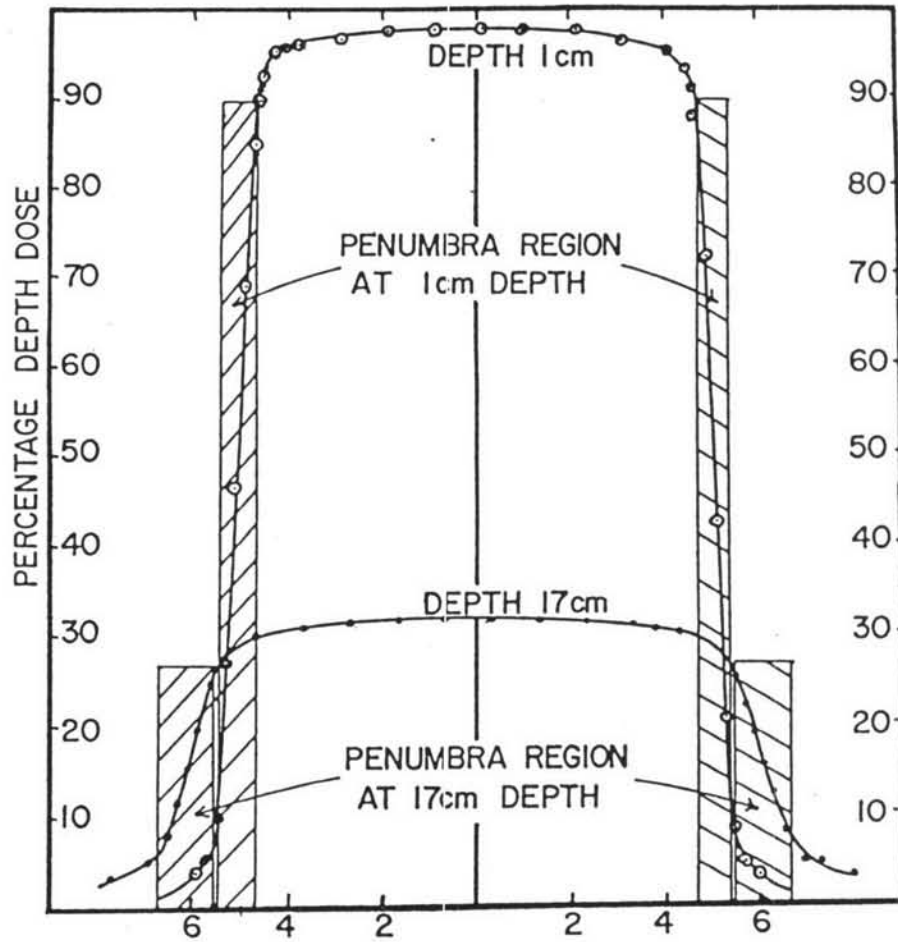
หรือการใช้วัตถุกำบังรังสีจะทำให้บริเวณที่ถูกกำบังได้รับปริมาณรังสีน้อย ดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 ลักษณะไอโซโตลเมื่อมีวัตถุกำบังรังสี ทำให้แยกออกเป็น 2 ฟิลด์

มีประโยชน์ในการแยกฟิลด์ออกเป็น 2 ส่วน (Split field) ซึ่งเป็นเทคนิคพิเศษอย่าง  
หนึ่งในการรักษา ทั้งนี้ก็เพื่อป้องกันไม่ให้นเนื้อเยื่อปกติหรืออวัยวะที่ไวต่อรังสีได้รับรังสีมากเกินไป  
นั่นเอง

การพิจารณาการกระจายของปริมาณรังสีอีกแบบหนึ่ง คือ การพลอตค่าปริมาณรังสีตามภาคตัดของฟิล์ม พิจารณาการกระจายที่ความลึกใด ๆ ที่จุดภายนอกห่างจากจุดที่เส้นแกนกลางผ่านเป็นระยะต่าง ๆ ดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 กราฟแสดงลักษณะการกระจายของปริมาณรังสีนอกแกนหลักที่ความลึกต่าง ๆ กัน

### หลักการคำนวณปริมาณรังสี

ในการวางแผนการรักษาจำเป็นต้องรู้ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน (absorbed dose) ที่จุดต่าง ๆ ในผู้ป่วย แต่การวัดปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนโดยตรงมีความยุ่งยากมาก จึงต้องพิจารณา "exposure" ของแหล่งกำเนิดรังสี แล้วแปลงเป็นปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนโดย

$$\text{ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน} = \text{Exposure} \times f$$

เมื่อ  $f$  คือ แฟกเตอร์การเปลี่ยนปริมาณ Exposure เป็นปริมาณที่ถูกดูดกลืน

อย่างไรก็ดี Exposure ที่จุดใด ๆ จะมีความขึ้นอยู่กับหลาย ๆ แฟกเตอร์ทางกายภาพ (physical factors) และขึ้นอยู่กับระยะเวลาของการฉายรังสี จึงนิยมใช้อัตรา exposure (exposure rate) แทน exposure ทั้งหมด จะได้

$$\text{ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน} = \text{อัตรา exposure} \times f \times \text{เวลา}$$

และเพราะว่า exposure ที่จุดใด ๆ จะขึ้นอยู่กับแฟกเตอร์ต่าง ๆ คือ ความลึก ขนาด และรูปร่างของพื้นที่ของฟิล์ม และลักษณะการบังคับลำรังสี (beam collimation) จึงสะดวกที่จะพิจารณาออกเป็น 2 ชั้น คือ

1. "Output" ของเครื่องมือฉายรังสีที่จุดอ้างอิงจุดหนึ่งโดยพิจารณาที่เงื่อนไข และสถานะขณะที่ทำการฉายรังสี

2. อัตรา exposure ที่จุดอื่น ๆ เปรียบเทียบกับค่าของ output จะได้

$$\text{ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน} = E \times R \times f \times t$$

เมื่อ

$E$  คือ อัตรา exposure ที่จุดอ้างอิง นั่นคือ output

$R$  คือ อัตรา exposure ที่จุดใด ๆ ที่พิจารณาเทียบกับ  $E$

$t$  คือ เวลาในการฉายรังสี

เพื่อความง่ายต่อการพิจารณาจะเปรียบเทียบกับปริมาณ  $R$  เป็น 100 ที่จุดอ้างอิง จะได้  $R$  ที่จุดอื่นเป็นค่าที่เทียบกับ 100 นั่นคือ เป็นค่า percentage depth dose นั่นเอง

แฟกเตอร์ต่าง ๆ ที่มีผลต่อปริมาณรังสีสแกตเตอร์

พิจารณารังสีสแกตเตอร์กับแฟกเตอร์ต่าง ๆ ได้ดังนี้

1. ขนาดของลำรังสี เมื่อพื้นที่ขนาดใหญ่ได้รับรังสีปฐมภูมีย่อมทำให้เกิดการสแกตเตอร์มากขึ้น แต่อย่างไรก็ดีการเพิ่มของรังสีสแกตเตอร์จะมีอัตราการลดลงเมื่อพื้นที่ใหญ่ขึ้น เนื่องจากจะเกิดการดูดกลืน (attenuate) มากในระหว่างสแกตเตอร์จากระยะไกล ๆ
2. รูปร่างของพื้นที่ พื้นที่ที่เป็นวงกลมกับพื้นที่เป็นสี่เหลี่ยมจัตุรัสจะเกิดรังสีสแกตเตอร์ใกล้เคียงกัน ในขณะที่พื้นที่รูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าจะเกิดเป็นปริมาณน้อยกว่าที่ขนาดพื้นที่เท่ากัน
3. คุณภาพของรังสี (Radiation Quality) เมื่อรังสีมีอำนาจการทะลุทะลวงสูง ย่อมจะทำให้เกิดการสแกตเตอร์น้อยลง
4. ระบบไดอะแฟรม (Diaphragm) จะทำให้รังสีสแกตเตอร์เพิ่มขึ้นเนื่องจากการสแกตเตอร์ที่ขอบของไดอะแฟรม หรือคอลลิเมเตอร์ ค่านี้จะได้จากการวัดเท่านั้น โดยแต่ละเครื่องจะมีค่าไม่เท่ากัน แต่สำหรับระบบที่มีการออกแบบดี (Well-designed system) จะเกิดเช่นนี้น้อยมาก

แฟกเตอร์ต่าง ๆ ที่มีผลต่อค่าปริมาณรังสี

ปริมาณรังสีที่จุดใด ๆ ในผู้ป่วยจะขึ้นอยู่กับ

1. ความลึกใต้ผิว เป็นแฟกเตอร์ที่สำคัญที่สุดของการหาปริมาณรังสีที่ความลึกมากขึ้นเท่าไร ปริมาณรังสีจะลดน้อยลงเนื่องจากผลของกฎกำลังสองผกผัน และการเพิ่มการดูดกลืนรังสี
2. ขนาดและรูปร่างของลำรังสี ค่าปริมาณรังสีจะเปลี่ยนแปลงตามขนาดของลำรังสี เนื่องจากการเกิดรังสีสแกตเตอร์ดังได้กล่าวมาแล้ว
3. คุณภาพของรังสี เมื่อรังสีมีพลังงาน และการทะลุทะลวงสูงย่อมทำให้ปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นด้วย
4. SSD เมื่อ SSD เพิ่มขึ้นปริมาณรังสีจะเพิ่มขึ้นด้วย โดยพิจารณาง่าย ๆ เฉพาะรังสีปฐมภูมิ ดังนี้

ให้  $E_0$  เป็น ปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิง

$$E_0 = \frac{k}{F^2}$$

$E_p$  เป็น ปริมาณรังสีที่จุด P ใต้ผิวที่ความลึก d

$$E_p = \frac{k}{(F+d)^2} \cdot e^{-\mu d}$$

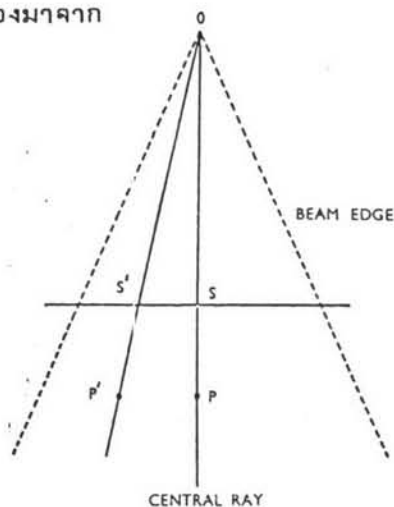
จะได้ค่า percentage depth dose คือ

$$D_p = \frac{F^2}{(F+d)^2} \cdot e^{-\mu d} \times 100$$

จะเห็นว่าเมื่อ F มีค่ามากขึ้นจะทำให้  $D_p$  เพิ่มขึ้นด้วยประมาณว่า SSD เพิ่มขึ้น

10 เซนติเมตร จะทำให้  $D_p$  เพิ่มขึ้น 10 %

5. ตำแหน่งของจุดที่พิจารณา ปริมาณรังสีจะลดน้อยลง (Fall off) เมื่ออยู่ห่างจากจุดศูนย์กลาง พิจารณารูปที่ 2.14 เนื่องจาก

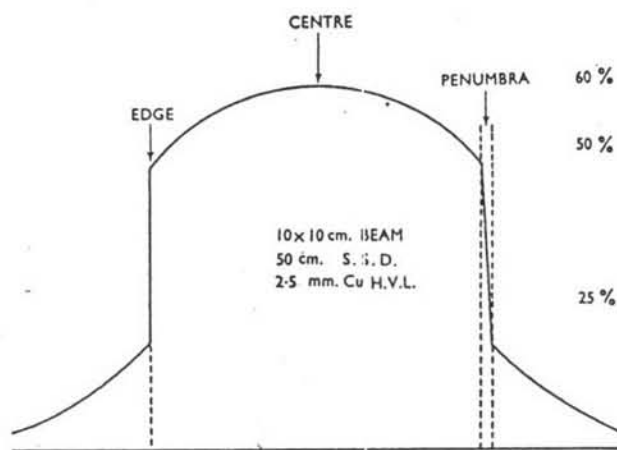


รูปที่ 2.14 ลักษณะการลดน้อยลงของปริมาณรังสีนอกแกน

5.1 รังสีปฐมภูมิที่จุด P' จะน้อยกว่าที่จุด P เนื่องจากระยะ  $OP'$  มากกว่า  $OP$  และ  $S'P'$  มากกว่า  $SP$  ซึ่งเป็นผลมาจากกฎการหักเหของแสงและการดูดกลืน

5.2 การสลายตัวของรังสีจะน้อยลงเนื่องจากรังสีสลายตัวจะถูกดูดกลืนไว้มากกว่าระหว่างการเดินทางมายังจุด P'

จากลำเหตุนี้ทำให้ปริมาณรังสีที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนพื้นราบ (plane) เดียวกันมีค่าต่างกัน ที่สุดภายในบริเวณหัวมบรา ปริมาณรังสีจะลดลงอย่างรวดเร็ว เป็นประมาณ 50 % ที่กึ่งกลางของความกว้างของหัวมบราแล้วลดลงใกล้ศูนย์ภายนอกหัวมบรา การกระจายของปริมาณรังสีแสดงดังรูปที่ 2.15 ทางด้านซ้ายเป็นการกระจายที่ไม่มีบริเวณหัวมบรา (แหล่งกำเนิดรังสีถือเป็นจุด) ส่วนด้านขวาแสดงการกระจายภายในบริเวณหัวมบราด้วย

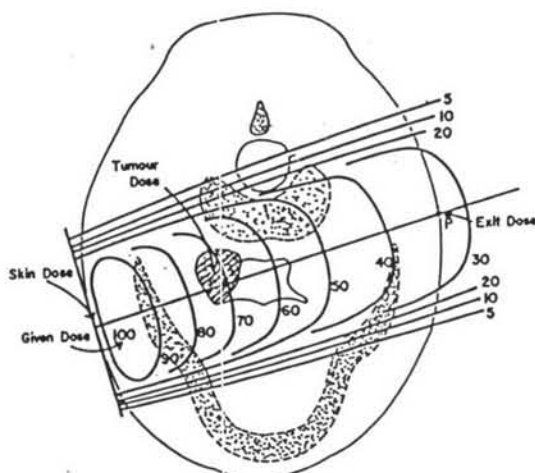


รูปที่ 2.15 ลักษณะการกระจายของรังสีนอกแกนที่ความลึกใด ๆ



### ลักษณะการฉายรังสีสำหรับการรักษา

เมื่อได้อิโอโซโดสสำหรับรังสีฟิวด์ต่าง ๆ แล้ว ก็จะนำเอาไอโซโดสเหล่านี้มาทำการรวมกันเพื่อให้ได้การกระจายของปริมาณรังสีให้เหมาะสมแก่ความต้องการ ในรูปที่ 2.16 แสดงถึงเมื่อฉายรังสีไปยังผู้ป่วยด้วยรังสีฟิวด์เดี่ยว เมื่อดูภาคตัดขวางจะเห็นการกระจายของปริมาณรังสีบนอวัยวะต่าง ๆ

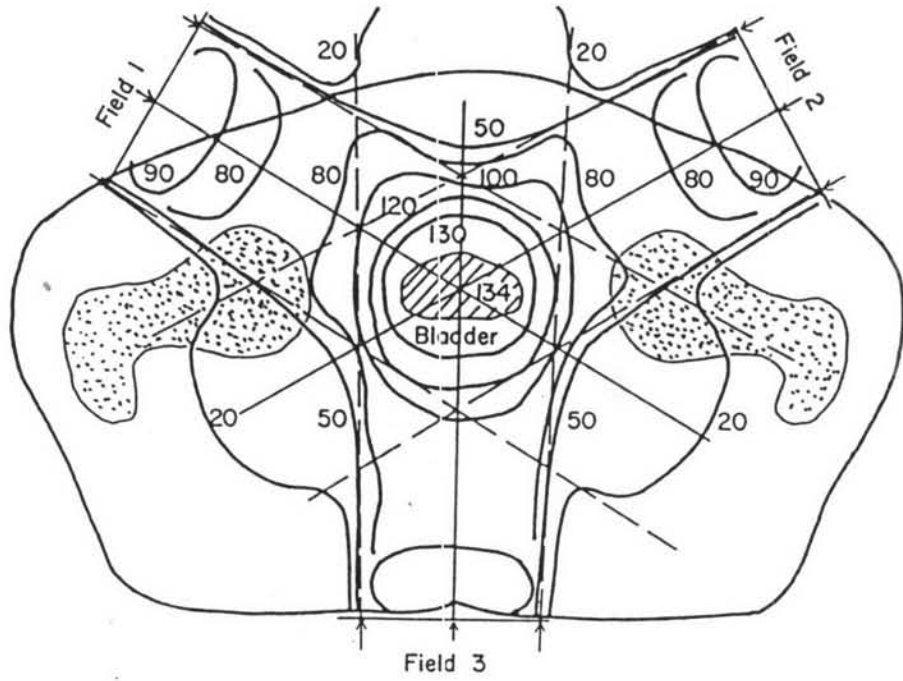


รูปที่ 2.16 การฉายรังสีฟิวด์เดี่ยว

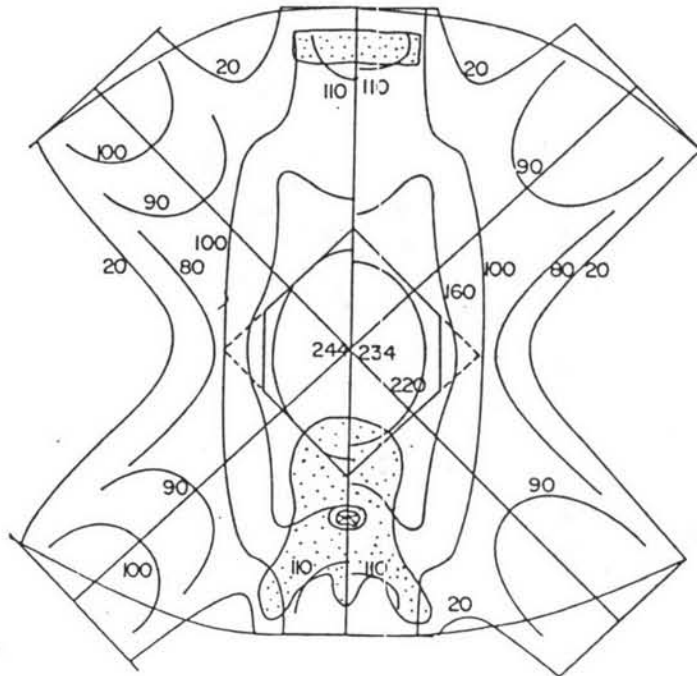
นอกจากนี้ยังมีลักษณะการฉายรังสีที่แตกต่างไปจากนี้ ดังแสดงในรูปที่ 2.17, 2.18

ในการฉายรังสีเพียง 1 ฟิวด์ สำหรับรังสีแกรมมาจากโคบอลท์-60 จะเป็นการฉายรังสีเพื่อบรรเทาเท่านั้น มิได้ใช้ในการรักษา, นอกจากนี้จะเป็นรังสีเอกซ์จากเครื่องเอกซเรย์พลังงานต่ำ ๆ (ประมาณ 100-50 Kev) เพื่อใช้รักษาก่อนเนื้องอกที่บริเวณผิวหนัง เท่านั้น

ส่วนการฉายรังสีตั้งแต่ 2 ฟิวด์ขึ้นไป (multiple fields) รวมทั้งการฉายแบบให้ต้นกำเนิดรังสีหมุนรอบตัวผู้ป่วย (rotation therapy) จะเป็นการฉายเพื่อหวังผลในการรักษา จุดมุ่งหมายหลักก็คือ ต้องการให้ปริมาณรังสีในลุ่มที่เป็นมะเร็ง (Tumour) ได้รับปริมาณรังสีเท่ากันทุกจุด ทั้งนี้เพื่อจะได้กำหนดปริมาณรังสีที่แน่นอนในแต่ละการรักษา



รูปที่ 2.17 การฉายรังสี 3 ฟิลด์



รูปที่ 2.18 การฉายรังสี 6 ฟิลด์ตรงข้ามกันเป็นคู่ ๆ (opposing pair)