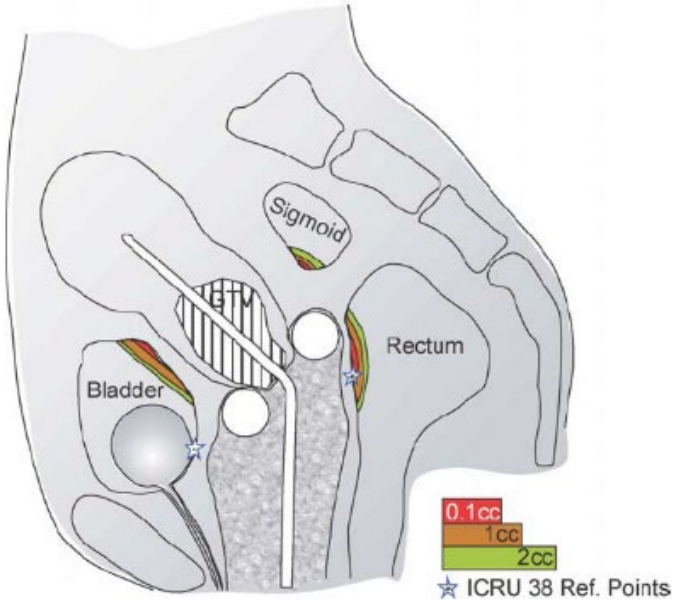
บทที่ 2

ทฤษฎีพื้นฐาน

2.1 รังสีรักษาระยะใกล้สำหรับผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก

รังสีรักษาระยะใกล้ (Brachytherapy) มีบทบาทสำคัญในการรักษาผู้ป่วยที่ได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นมะเร็งปากมดลูกระยะที่ 1 ถึง 4 การรักษาด้วยรังสีระยะใกล้มีวิธีการคือใส่ต้นกำเนิดรังสีผ่านอุปกรณ์สอดใส่เข้าไปในปริมาตรรอยโรค หรือใกล้เคียงปริมาตรรอยโรค [11] สามารถให้ปริมาณรังสีสูงบริเวณรอบต้นกำเนิดรังสี และลดปริมาณรังสีที่อวัยวะปกติข้างเคียงโดยรอบจะได้รับ เช่น กระเพาะปัสสาวะ (Bladder) ไส้ตรง (Rectum) ลำไส้ส่วนซิกมอยด์ (Sigmoid) และ ลำไส้ (bowel) เป็นต้น ในผู้ป่วยมะเร็งที่ไม่สามารถทำการผ่าตัดได้ จะรักษาด้วยรังสีรักษาระยะใกล้ร่วมกับรังสีรักษาจากภายนอก (External Beam Radiotherapy; EBRT) โดยให้ปริมาณรังสีที่ปริมาตร High risk Clinical target volume (HR-CTV) ได้รับ มากกว่าหรือเท่ากับ 85-90 เกรย์ [4]



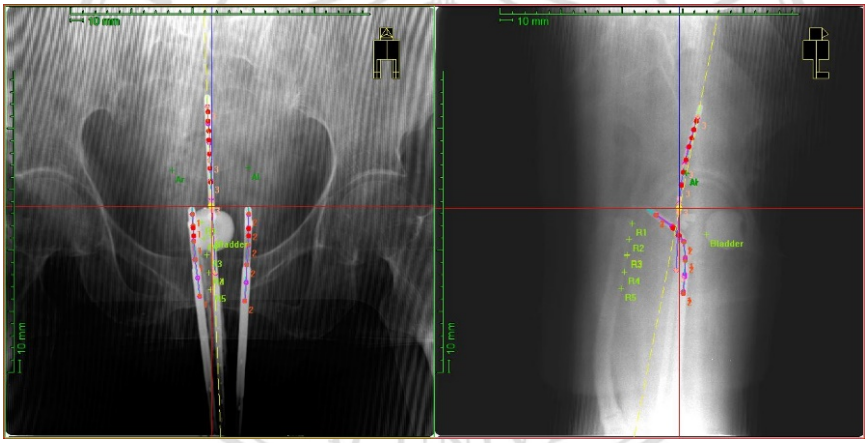
ภาพ 2.1 แสดงกายวิภาคในแนว sagittal บริเวณอุ้งเชิงกรานที่มีการใส่อุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสี[4]

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

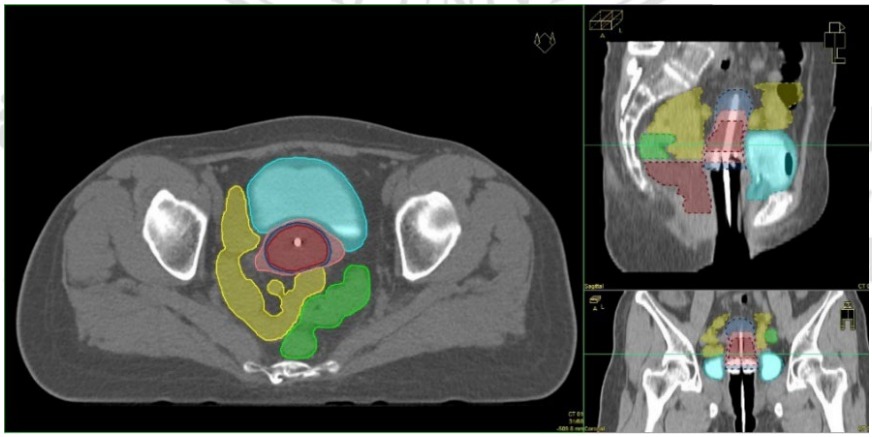
2.2 การถ่ายภาพรังสีสำหรับแผนรังสีรักษาระยะใกล้ในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก

เมื่อรังสีรักษาแพทย์ทำการใส่อุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสี (applicator insertion) เข้าไปในร่างกายผู้ป่วยแล้ว จะนำผู้ป่วยไปถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography; CT) ภาพที่ได้เป็นภาพรังสีตัดขวาง จากรายงานของ International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) 38 [12] พบว่าภาพรังสีตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography; CT) หรือเครื่องเอ็มอาร์ไอ (Magnetic Resonance Imaging; MRI) สามารถบอกตำแหน่งโครงสร้างทางกายวิภาคได้ดีกว่าภาพเอกซเรย์แบบสองมิติ (Orthogonal film) และสามารถหลีกเลี่ยงปัญหาที่เกิดจากการระบุตำแหน่งสารต้นกำเนิดรังสีคลาดเคลื่อนระหว่างภาพถ่ายเอกซเรย์แต่ละภาพที่ใช้ และนอกจากนี้ภาพรังสีตัดขวางยังสามารถแสดงการกระจายปริมาณรังสีที่สัมพันธ์กับปริมาตร HR-CTV และอวัยวะปกติข้างเคียงได้อีกด้วย

(ก)



(ข)

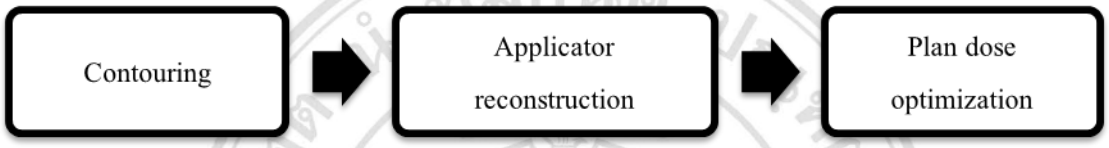


ภาพ 2.2 แสดงภาพถ่ายทางรังสีที่มีการระบุตำแหน่งของปริมาตรเป้าหมายและอวัยวะปกติข้างเคียงของผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ในหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

จาก (ก) ภาพเอกซเรย์สองมิติ และ (ข) ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

2.3 การวางแผนรังสีรักษาระยะใกล้สำหรับมะเร็งปากมดลูก

หลังจากที่ได้ภาพรังสีตัดขวางผู้ป่วยที่มีอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีแล้ว จะนำภาพที่ได้มาทำการการวางแผนรังสีรักษาระยะใกล้โดยมีกระบวนการแสดงดังภาพ 2.3 เริ่มต้นจากการกำหนดตำแหน่งโครงร่างรอยโรคและอวัยวะปกติข้างเคียง (Contouring) โดยรังสีรักษาแพทย์ การสร้างภาพเครื่องมือที่ใช้ในการสอดใส่ต้นกำเนิดรังสี (Applicator reconstruction) และการปรับปริมาณรังสีที่ HR-CTV และอวัยวะปกติข้างเคียงของแผนรังสีรักษาให้เหมาะสม (Plan dose optimization) ตามลำดับ



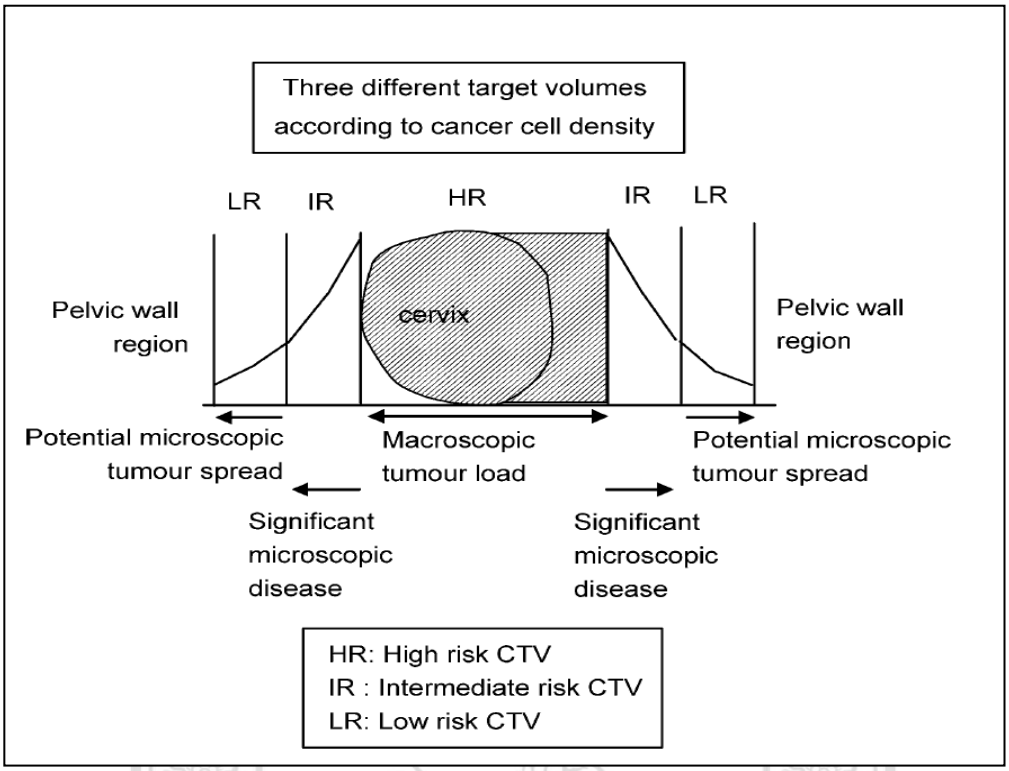
ภาพ 2.3 แสดงกระบวนการวางแผนรังสีรักษาระยะใกล้

2.3.1 การกำหนดตำแหน่งปริมาตรเป้าหมายและอวัยวะปกติข้างเคียง

การกำหนดตำแหน่งปริมาตรเป้าหมายและอวัยวะปกติข้างเคียงในแผนรังสีรักษาระยะใกล้นั้นจะกำหนดโดยรังสีรักษาแพทย์ตามแนวปฏิบัติของ GYN GEC-ESTRO [2] โดยสามารถแบ่งชนิดของรอยโรคตามความเสี่ยงของการกลับมาเป็นใหม่ (Risk for recurrence) ดังนี้

1) High Risk Clinical Target Volume (HR-CTV) คือ บริเวณที่มีความเสี่ยงของการกลับมาเป็นใหม่สูง เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีรอยโรคที่เหลืออยู่ ณ เวลาที่ทำการรักษาด้วยรังสี โดยในการรักษาต้องการให้ปริมาณรังสีที่บริเวณนี้สูงที่สุดเท่าที่สามารถทำได้ เพื่อที่จะทำลายรอยโรคที่เหลืออยู่ให้หมดไป
2) Intermediate risk Clinical Target Volume (IR-CTV) คือ บริเวณที่มีความเสี่ยงของการกลับมาเป็นใหม่สัมพันธ์กับการลุกลามของรอยโรค ณ เวลาที่ทำการวินิจฉัย โดยปริมาณรังสีที่ให้จะต้องเหมาะสมกับมะเร็งปากมดลูก ซึ่งสัมพันธ์กับปริมาณรังสีอย่างน้อย 60 เกรย์
3) Low risk Clinical Target Volume (LR-CTV) คือ บริเวณถูกรักษาแล้วด้วยการผ่าตัดหรือรังสีรักษาจากภายนอก

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved



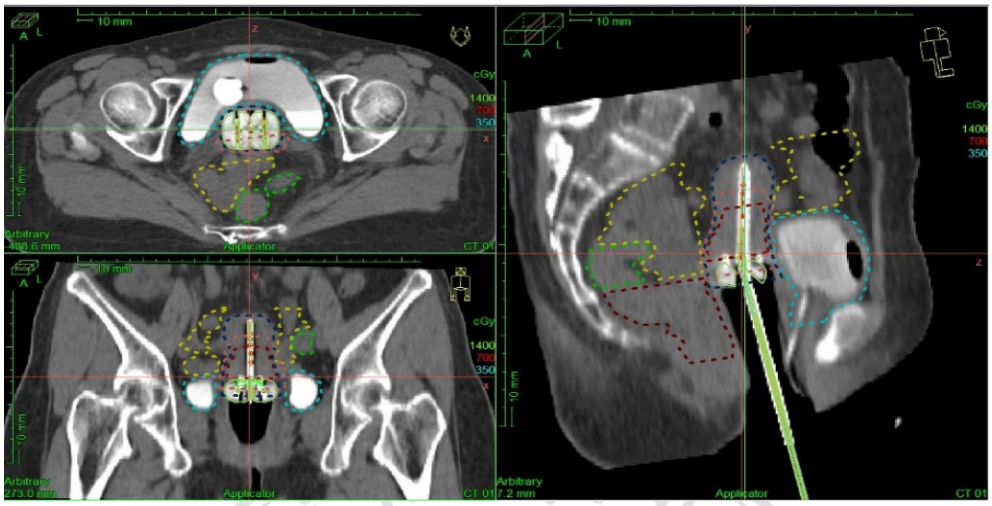
ภาพ 2.4 แสดงการแบ่งขอบเขตบริเวณก้อนมะเร็งตามความเสี่ยงของการกลับมาเป็นใหม่

สำหรับการกำหนดอวัยวะปกติข้างเคียงนั้น รังสีรักษาแพทย์จะเป็นผู้กำหนดอวัยวะปกติข้างเคียงที่อยู่บริเวณโดยรอบ HR-CTV เช่น กระเพาะปัสสาวะ ไส้ตรง ลำไส้ส่วนซิกมอยด์ และลำไส้ เป็นต้น

2.3.2 การสร้างภาพเครื่องมือที่ใช้ในการสอดใส่ต้นกำเนิดรังสี

การสร้างภาพเครื่องมือที่ใช้ในการสอดใส่ต้นกำเนิดรังสีเป็นการสร้างภาพเพื่อให้โปรแกรมวางแผนทราบถึงตำแหน่งที่ต้นกำเนิดรังสีจะเคลื่อนผ่าน โดยอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีที่ผู้วางแผนสร้างขึ้นจะต้องสัมพันธ์กับตำแหน่งของอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีที่อยู่บนภาพรังสีตัดขวาง แสดงดังภาพ 2.5

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved



ภาพ 2.5 แสดงภาพรังสีตัดขวางที่มีการสร้างภาพอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสี

2.3.3 การปรับปริมาณรังสีที่ HR-CTV และอวัยวะปกติข้างเคียงให้เหมาะสม

การคำนวณปริมาณรังสีโดยรอบต้นกำเนิดในแผนรังสีรักษาระยะใกล้แบบ 2 มิติ จะคำนวณจากความแรงของต้นกำเนิดรังสีที่ไปยังจุดที่สนใจให้ได้รับปริมาณรังสี จากรายงาน Task group No.43 ของ The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) [13] ได้เสนอสมการที่ใช้ในการคำนวณอัตราให้ปริมาณรังสี D (r, θ) ที่จุด P พิกัด (r, θ) ในน้ำ ดังสมการ (2.1)

$$D(r,\theta) = S_k \Lambda \frac{G_x(r,\theta)}{G_x(r_0,\theta_0)} F(r,\theta) g_x(r) \qquad (2.1)$$

เมื่อ r คือ ระยะจากจุด origin ถึงจุดที่สนใจ

θ คือ มุมระหว่างแนวรัศมีเวกเตอร์ r กับแนว long axis ของ source

S_k คือ air kerma strength หรือความแรงของต้นกำเนิดรังสี (หน่วย U, $cGyh^{-1}m^2$)

Λ คือ ค่าคงที่ของอัตราให้ปริมาณรังสีในน้ำของไอโซโทปต้นกำเนิดรังสี

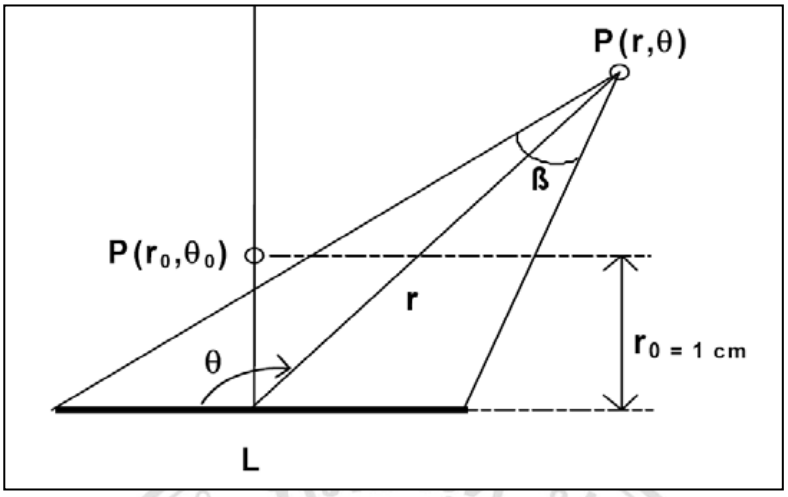
$G_x(r, \theta)$ คือ Geometry function ที่ตำแหน่งใดๆ

$G_x(r_0, \theta_0)$ คือ Geometry function ที่ตำแหน่ง r_0, θ_0

$g_x(r)$ คือ radial dose function

$F(r, \theta)$ คือ anisotropy function

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved



ภาพ 2.6 แสดงตำแหน่งต่างๆ รอบต้นกำเนิดรังสีที่ยาว L

สำหรับรูปแบบการคำนวณอัตราให้ปริมาณรังสีนี้ เมื่อใช้ในต้นกำเนิดรังสีชนิด High dose rate (HDR) ที่มีการเคลื่อนที่ของต้นกำเนิดรังสีผ่านแต่ละตำแหน่งอย่างต่อเนื่อง การคำนวณอัตราให้ปริมาณรังสีจากต้นกำเนิดรังสีชนิด HDR ที่ไปยังจุด P จะเป็นการคำนวณจากผลรวมอัตราปริมาณรังสีที่กระจายจากต้นกำเนิดรังสีแต่ละตำแหน่ง เรียกการคำนวณรูปแบบนี้ว่า Virtual dose rate [5]โดยสามารถคำนวณได้จากสมการ (2.2)

$$V_p = \sum_{i=1}^{n} w_i S_k C\,(r,\theta)\ [cGy/s] \qquad (2.2)$$

เมื่อ V_p คือ Virtual dose rateที่จุด P

n คือ จำนวน dwell position

w_i คือ ค่า dwell weight ที่ตำแหน่ง i

C (r, θ) คือ เทอมของ ค่าคงที่ แสดงดังสมการที่ (2.3)

$$C(r,\theta) = \Lambda \frac{G_x(r,\theta)}{G_x(r_0,\theta_0)} F(r,\theta) g_x(r) \qquad (2.3)$$

ปริมาณรังสีจาก dwell position ทุกตำแหน่งที่จุด P ช่วงเวลาที่ทำการรักษา T วินาที สามารถคำนวณผลรวมได้จากสมการ (2.4)

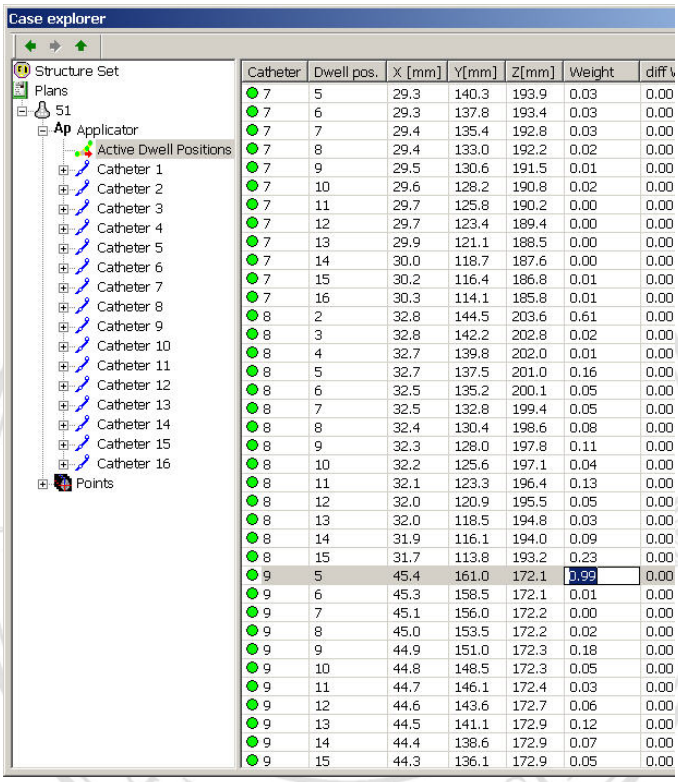
$$D_p = V_p T\ [cGy] \qquad (2.4)$$

การวางแผนรังสีรักษาระยะใกล้ในปัจจุบันนี้มีวิธีที่จะปรับการกระจายและปริมาณรังสีโดยกำหนด dwell position และ dwell weight อยู่ 2 วิธี คือ

1) วิธีปรับด้วยมือ (Manual optimization plan)

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

วิธีปรับด้วยมือเป็นวิธีที่ผู้วางแผนกำหนด dwell position และ dwell weight และให้โปรแกรมคำนวณปริมาณรังสีไปยังจุดที่สร้างขึ้นโดยรอบ HR-CTV โดย dwell position จะถูกกำหนดไว้คงที่ และ dwell weight จะเปลี่ยนแปลงเมื่อผู้วางแผนทำการปรับด้วยมือเท่านั้น แสดงดังภาพที่ 2.6 [14]



Catheter	Dwell pos.	X [mm]	Y[mm]	Z[mm]	Weight	diff
7	5	29.3	140.3	193.9	0.03	0.00
7	6	29.3	137.8	193.4	0.03	0.00
7	7	29.4	135.4	192.8	0.03	0.00
7	8	29.4	133.0	192.2	0.02	0.00
7	9	29.5	130.6	191.5	0.01	0.00
7	10	29.6	128.2	190.8	0.02	0.00
7	11	29.7	125.8	190.2	0.00	0.00
7	12	29.7	123.4	189.4	0.00	0.00
7	13	29.9	121.1	188.5	0.00	0.00
7	14	30.0	118.7	187.6	0.00	0.00
7	15	30.2	116.4	186.8	0.01	0.00
7	16	30.3	114.1	185.8	0.01	0.00
8	2	32.8	144.5	203.6	0.61	0.00
8	3	32.8	142.2	202.8	0.02	0.00
8	4	32.7	139.8	202.0	0.01	0.00
8	5	32.7	137.5	201.0	0.16	0.00
8	6	32.5	135.2	200.1	0.05	0.00
8	7	32.5	132.8	199.4	0.05	0.00
8	8	32.4	130.4	198.6	0.08	0.00
8	9	32.3	128.0	197.8	0.11	0.00
8	10	32.2	125.6	197.1	0.04	0.00
8	11	32.1	123.3	196.4	0.13	0.00
8	12	32.0	120.9	195.5	0.05	0.00
8	13	32.0	118.5	194.8	0.03	0.00
8	14	31.9	116.1	194.0	0.09	0.00
8	15	31.7	113.8	193.2	0.23	0.00
9	5	45.4	161.0	172.1	0.99	0.00
9	6	45.3	158.5	172.1	0.01	0.00
9	7	45.1	156.0	172.2	0.00	0.00
9	8	45.0	153.5	172.2	0.02	0.00
9	9	44.9	151.0	172.3	0.18	0.00
9	10	44.8	148.5	172.3	0.05	0.00
9	11	44.7	146.1	172.4	0.03	0.00
9	12	44.6	143.6	172.7	0.06	0.00
9	13	44.5	141.1	172.9	0.12	0.00
9	14	44.4	138.6	172.9	0.07	0.00
9	15	44.3	136.1	172.9	0.05	0.00

ภาพ 2.7 แสดงการปรับค่า dwell weight ที่แต่ละ dwell position

วิธีนี้ผู้วางแผนจะทำการปรับ dwell weight และประเมินแผนรังสีรักษาเพื่อให้การกระจายปริมาณรังสีบริเวณ HR- CTV และอวัยวะปกติข้างเคียงเป็นไปตามที่รังสีรักษาแพทย์ต้องการ

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

2) วิธีพลิกกลับ (Inverse optimization plan)

วิธีพลิกกลับเริ่มจากการกำหนดเป้าหมายที่ต้องการ จากนั้นค้นหาพารามิเตอร์ที่จะทำให้การรักษาบรรลุเป้าหมายนั้น โดยผู้วางแผนจะทำการกำหนดปริมาณรังสีที่บริเวณ HR-CTV ให้อยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ และกำหนดปริมาณรังสีที่สูงสุดที่ไม่เกินขีดจำกัดของอวัยวะปกติข้างเคียง ในปัจจุบันมีอัลกอริทึมสำหรับวางแผนรังสีรักษา 2 อัลกอริทึมด้วยกัน คือ Inverse Planning by Simulated Annealing (IPSA) และ Hybrid Inverse Planning Optimization (HIPO) ซึ่งในงานวิจัยนี้นำ

อัลกอริทึมแบบ IPSA มาทำการศึกษา เนื่องจากเป็นวิธีที่ได้รับความสนใจและมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องตีพิมพ์เป็นจำนวนมาก นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยที่ศึกษาผลทางคลินิกในระยะยาวเกี่ยวกับอัลกอลิทึม IPSA อีกด้วย

การวางแผนรังสีรักษาระยะใกล้ด้วยวิธีพลิกกลับด้วยอัลกอริทึมแบบ IPSA โปรแกรมวางแผนจะทำการคำนวณ dwell position ที่เป็นไปได้ในอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีที่ถูกสร้างขึ้นแล้วบนแผนรังสีรักษา โดยวางสอดคล้องกับกายวิภาคของปริมาตร HR-CTV ที่กำหนดให้ได้รับรังสีตามเป้าหมาย และการกระจายปริมาณรังสีจะถูกปรับจากการคำนวณ dwell weight และ dwell position โดยโปรแกรมวางแผนไปพร้อมกันจนกว่าจะได้ค่าปริมาณรังสีที่ยอมรับได้ ความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีเป้าหมายที่คำนวณไปยังตำแหน่ง i (D_i) ด้วยอัลกอริทึมแบบ IPSA [5] สามารถคำนวณได้ตามสมการ (2.5)

$$D_i = \sum_i d_{ij} \cdot t_j \qquad (2.5)$$

เมื่อ d_{ij} คือ อัตราปริมาณรังสีที่ตำแหน่ง i dwell position j

t_j คือ dwell time ของ dwell position j

การกำหนดปริมาณรังสี (Dose prescription) จะกำหนดเป็นชุดข้อมูลตัวเลขที่อยู่ในช่วงจำกัดที่แต่ละอวัยวะสามารถยอมรับได้และสัมพันธ์กับเงื่อนไขทางคลินิก (Clinical criteria) โดยค่า D_i จะถูกโปรแกรมวางแผนแปลงเป็นค่า penalty W_i ดังสมการ (2.6)

$$W_i = \begin{cases} m^{min}|D_i - D^{min}| & if\ D_i < D^{min} \\ m^{max}|D_i - D^{max}| & if\ D_i > D^{max} \\ 0 & if\ D^{min} \leq D \leq_i D^{max} \end{cases} \qquad (2.6)$$

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

เมื่อ W_i คือ ค่า penalty ที่ตำแหน่ง i

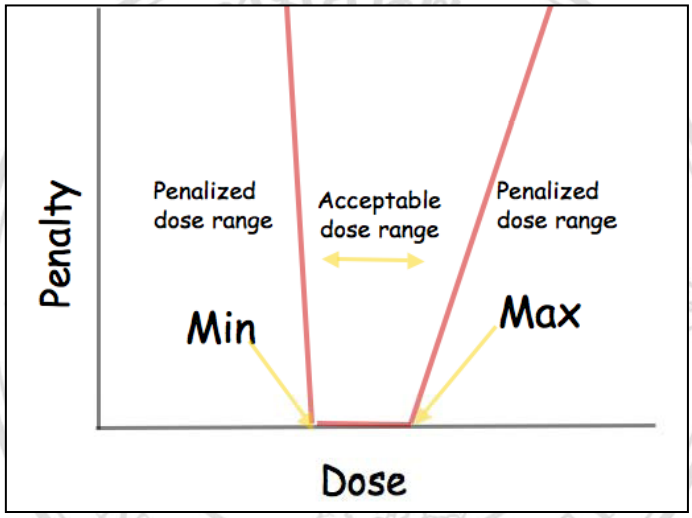
D^{min} คือ ปริมาณรังสีน้อยสุดที่ยอมรับได้

D^{max} คือ ปริมาณรังสีมากสุดที่ยอมรับได้

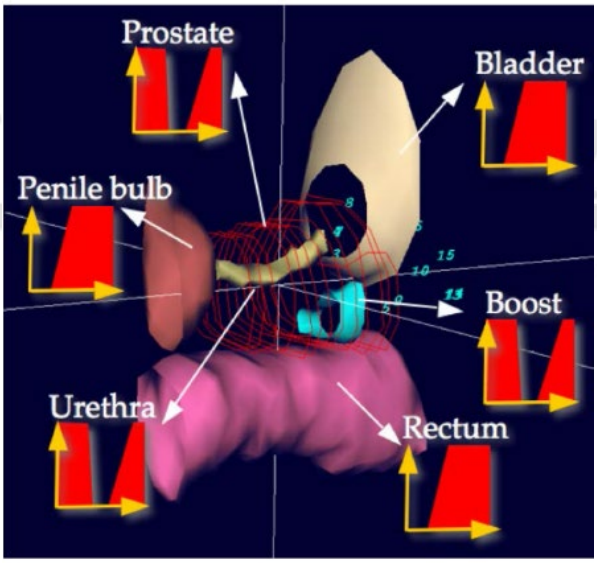
m^{min} คือ ความชันกราฟ หรือ ค่า weight ที่อยู่ในช่วงปริมาณรังสีที่น้อยกว่าปริมาณรังสีที่สนใจ

m^{max} คือ ความชันกราฟ หรือ ค่า weight ที่อยู่ในช่วงปริมาณรังสีที่มากกว่าปริมาณรังสีที่สนใจ

จากสมการ (2.6) หากค่า D^{min} และ D^{max} อยู่ในช่วงปริมาณรังสีที่สามารถยอมรับได้ค่า penalty มีค่าเท่ากับศูนย์ กรณีที่ค่า D^{min} และ D^{max} ไม่อยู่ในช่วงปริมาณรังสีที่สามารถยอมรับได้ จะใช้การปรับ weight ค่า m^{min} และ m^{max} ในสมการ IPSA เพื่อให้ปริมาณรังสีอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้ ตัวอย่างความสัมพันธ์ของค่า penalty และ ปริมาณรังสีแสดงดังภาพ 2.8 และ 2.9



ภาพ 2.8 แสดงความสัมพันธ์ของค่า Penalty และช่วงปริมาณรังสีที่ยอมรับได้ [5]



ภาพ 2.9 แสดงตัวอย่างความสัมพันธ์ของค่า Penalty และช่วงปริมาณรังสีที่ยอมรับได้ และยอมรับไม่ได้ (พื้นที่สีแดง) สำหรับ HR- CTVและอวัยวะปกติข้างเคียง [5]

ตัวอย่างการกำหนดค่าตัวพารามิเตอร์ต่างๆในแผนรังสีรักษาระยะใกล้ด้วยวิธีพลิกกลับด้วยอัลกอริทึมแบบ IPSA แสดงดังภาพ 2.10

ภาพ 2.10 แสดงตัวอย่างการกำหนดค่าพารามิเตอร์สำหรับการวางแผนรังสีรักษาระยะใกล้วิธีพลิกกลับด้วยอัลกอริทึม IPSA

จากภาพ 2.10 การกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ใช้ในการวางแผนรังสีรักษาด้วยวิธีพลิกกลับเพื่อให้ได้ปริมาณรังสีตามที่ต้องการ สำหรับบริเวณรอยโรคจะมีการกำหนดปริมาณรังสี 2 ชนิด คือ

- การกำหนดปริมาณรังสีบริเวณผิว (Surface dose objective) โดยโปรแกรมจะสร้างจุดบริเวณผิวรอบ HR-CTV เพื่อใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี และทำให้การกระจายปริมาณรังสีมีความเข้ารูป
- การกำหนดปริมาณรังสีในปริมาตร (Volume dose objective) โปรแกรมจะสร้างจุดภายในบริเวณ HR-CTV เพื่อใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี และเพื่อควบคุมความสม่ำเสมอ (Homogeneity) ของปริมาณรังสี

การกำหนดค่าพารามิเตอร์ทั้ง 2 ค่า เพื่อเพิ่มความหลากหลายในการกำหนดปริมาณรังสีไปยังอวัยวะที่สนใจโดยสามารถกำหนดค่าที่แตกต่างกันได้โดยไม่ส่งผลต่อกันและกัน

การกำหนดค่า Dwell Time Deviation Constraint (DTDC) ในแผนรังสีรักษาวิธีพลิกกลับมีค่าระหว่าง 0 ถึง 1 โดยหากกำหนดค่าเท่ากับ 0 แผนรังสีรักษาจะสามารถคำนวณแต่ละ dwell time ให้แตกต่างกันแบบไม่มีข้อจำกัด และหากกำหนดค่าเท่ากับ 1 เป็นการจำกัดให้แผนรังสีรักษาคำนวณ dwell time ให้มีค่าใกล้เคียงกันมากที่สุด เพื่อให้ได้การกระจายปริมาณรังสีที่สม่ำเสมอ โดยใน

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

งานวิจัยนี้กำหนดค่า DTDC = 1 ในทุกแผนรังสีรักษาวิธีพลิกกลับ เนื่องจากต้องการการกระจายปริมาณรังสีที่สม่ำเสมอ และยังสามารถลดปริมาณรังสีเกิน (hot spot) ที่บริเวณรอยโรคได้อีกด้วย

2.4 เครื่องมือประเมินคุณภาพแผนรังสีรักษาระยะใกล้สำหรับมะเร็งปากมดลูก

แผนรังสีรักษาระยะใกล้ทุกแผนต้องได้รับการประเมินว่ามีการกระจายปริมาณรังสีที่เหมาะสมโดยจะต้องครอบคลุมปริมาตร HR- CTV ในขณะเดียวกันจะต้องสามารถลดปริมาณรังสีที่อวัยวะปกติข้างเคียง เครื่องมือที่ใช้ในการประเมินแผนรังสีรักษาควรเป็นเครื่องมือที่สามารถแสดงถึงคุณภาพของแผนรังสีรักษา มีส่วนช่วยต่อการตัดสินใจของผู้วางแผนและรังสีรักษาแพทย์ และสามารถนำมาเปรียบเทียบแผนรังสีรักษาที่มีวิธีการวางแผนแตกต่างกันได้ โดยเครื่องมือที่ใช้ในการประเมินแผนรังสีรักษาสำหรับรังสีรักษาระยะใกล้ที่มีการสร้างภาพด้วยเทคนิค 3 มิติ คือ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีและปริมาตรที่ได้รับรังสี หรือ Dose-volume Histograms (DVH) โดย DVH ที่ดีในอุดมคตินั้น ปริมาตร HR- CTV 100 เปอร์เซ็นต์ได้รับปริมาณรังสีตามที่ต้องการ และอวัยวะปกติข้างเคียงได้รับรังสีน้อยที่สุด หากแบ่งเครื่องมือการประเมินแผนรังสีรักษาตามชนิดของอวัยวะที่สนใจสามารถแบ่งได้ 2 ประเภท คือ เครื่องมือประเมินคุณภาพแผนรังสีรักษาสำหรับ HR- CTV และเครื่องมือประเมินคุณภาพสำหรับอวัยวะปกติข้างเคียง [4]

2.4.1 เครื่องมือประเมินคุณภาพแผนรังสีรักษาสำหรับ HR- CTV

1) D_{90} คือ ปริมาณรังสีน้อยที่สุดที่ร้อยละ 90 ของปริมาตร HR- CTV ได้รับ โดยการวางแผนรังสีรักษา ในงานวิจัยนี้กำหนดให้ค่า D_{90} ได้รับปริมาณรังสีตามที่รังสีรักษาแพทย์ต้องการมีค่าเท่ากับ 7 เกรย์ต่อการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้แต่ละครั้ง เนื่องจากเป็นปริมาตรเป้าหมายที่สนใจมากที่สุด
2) D_{100} คือ ปริมาณรังสีน้อยที่สุดที่ร้อยละ 100 ของปริมาตร HR- CTV ได้รับ
3) V_{100} คือ ปริมาตร HR- CTV ที่ได้รับรังสีร้อยละ 100 ของปริมาณรังสีที่กำหนด ใช้ในการบอกความครอบคลุม HR- CTV
4) V_{200} คือ ปริมาตร HR- CTV ที่ได้รับรังสีร้อยละ 200 ของปริมาณรังสีที่กำหนด เป็นค่าที่แสดงถึงปริมาณรังสีที่มากเกินไปที่ปริมาตรเป้าหมายได้รับ

2.4.2 เครื่องมือประเมินคุณภาพแผนรังสีรักษาสำหรับอวัยวะปกติข้างเคียง

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved

อวัยวะปกติข้างเคียงที่นำมาพิจารณาในงานวิจัยนี้เป็นอวัยวะที่อยู่โดยรอบรอยโรค ได้แก่ กระเพาะปัสสาวะ ไส้ตรง ลำไส้ส่วนซิกมอยด์ และ ลำไส้ โดยเครื่องประเมินแผนรังสีรักษาคือ $D_{2\,cc}$ เป็นปริมาณรังสีสูงสุดที่ปริมาตร 2 ซีซี. ของอวัยวะนั้นได้รับ

การประเมินผลปริมาณรังสีทั้ง HR- CTV และอวัยวะปกติข้างเคียง จะต้องใช้ค่าปริมาณรังสีเชิงชีววิทยา หรือ Bio-Equivalent Dose (BED) มาพิจารณาร่วมด้วย [4] เพื่อหาปริมาณรังสีสะสมที่อวัยวะนั้นๆได้รับจากการฉายรังสี (external radiotherapy) ก่อนที่จะมาทำการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ โดยค่า EQD ที่ได้จากการให้ปริมาณรังสี 2 เกรย์ ต่อครั้ง (Equivalent Dose of 2 Gy; EQD_2) คำนวณได้จากสมการ (2.7)

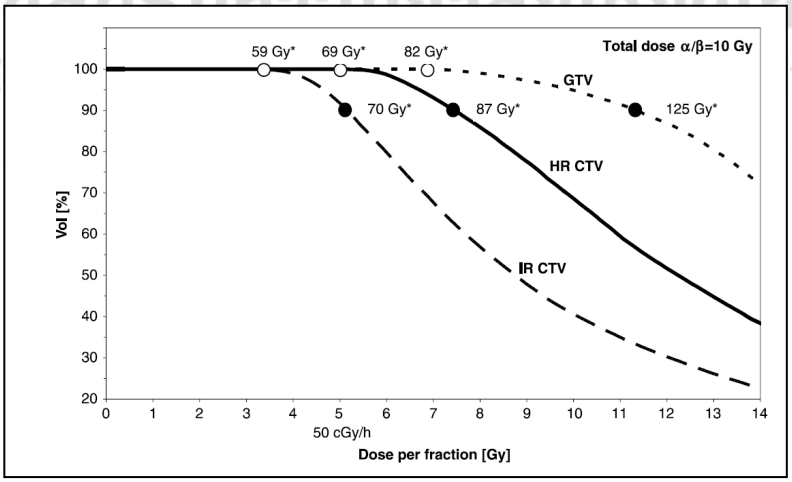
$$EQD_2 = \frac{BED}{1 + 2/(\alpha/\beta)} \tag{2.7}$$

เมื่อ EQD_2 คือ Equivalent dose in 2 Gy fraction

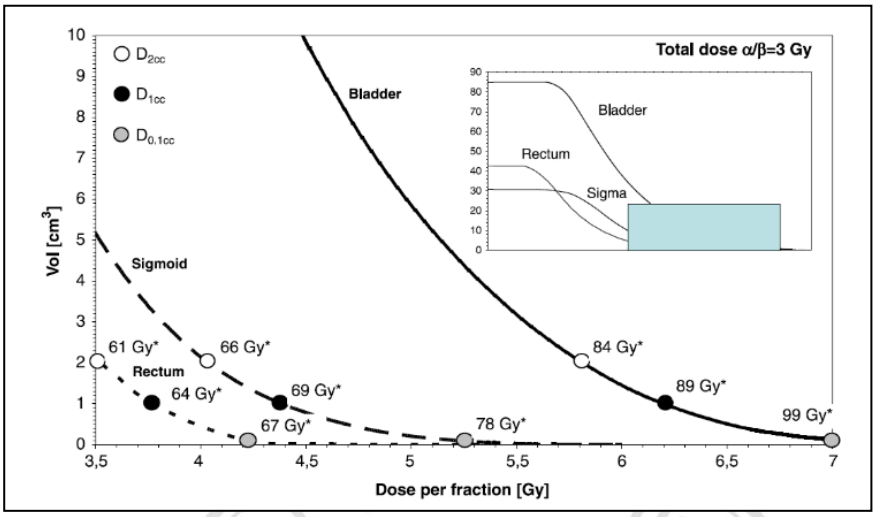
BED คือ Biological effective dose

α/β คือ อัตราส่วนความชันกราฟการอยู่รอดของเซลล์ที่ได้รับรังสีมีค่าเท่ากับ 10 สำหรับรอยโรค และ 3 สำหรับอวัยวะปกติข้างเคียง

จากแนวปฏิบัติของ GEC-ESTRO เมื่อคำนวณปริมาณรังสีเชิงชีววิทยาจากการรักษาด้วยรังสีจากภายนอกร่วมกับการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ปริมาตร HR-CTV จะต้องได้รับปริมาณรังสี มากกว่าหรือเท่ากับ 85-90 เกรย์ และอวัยวะปกติข้างเคียงสำหรับกระเพาะปัสสาวะจะต้องได้รับปริมาณรังสีไม่เกิน 90 - 95 เกรย์ สำหรับไส้ตรง ลำไส้ส่วนซิกมอยด์ และลำไส้ จะต้องได้รับปริมาณรังสีไม่เกิน 70 - 75 เกรย์ โดย DVH ของปริมาตรรอยโรคและอวัยวะปกติข้างเคียงแสดงดังภาพ 2.11 และ 2.12 ตามลำดับ



ภาพ 2.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีและปริมาตรเป้าหมายที่ได้รับรังสี [4]



ภาพ 2.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีและปริมาตรอวัยวะปกติข้างเคียงที่ได้รับรังสี [4]

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved