

บทที่ 4

ผลการวิจัย

ในการวิจัยนี้ศึกษาและดำเนินการติดตั้งเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้ม ตั้งแต่การกำหนดค่าเชิงกายภาพของเครื่องฉายรังสี การวัดข้อมูลลำรังสี การจำลองลำรังสี ทวนสอบการจำลองลำรังสี การส่งข้อมูลผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ ได้ทำการวางแผนรังสีรักษาผู้ป่วยด้วยเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้ม คำนวณปริมาณและการกระจายรังสี ตลอดจนการทวนสอบการคำนวณของเครื่องวางแผนรังสีรักษา ผลการวิจัยจะได้กล่าวถึงดังต่อไปนี้

4.1 ค่ากำหนดเชิงกายภาพของเครื่องฉายรังสีในโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา

ข้อมูลทางกายภาพของเครื่องฉายรังสี (Primus 6MV, Seimens) ที่ป้อนเข้าสู่โปรแกรมวางแผนรังสีรักษา (Pinnacle, Philips) ซึ่งประกอบด้วย ข้อมูลระบบจำกัดลำรังสีของเครื่องฉายรังสี ข้อมูลทั่วไปของเครื่องฉายรังสี ข้อมูลมุมของเตียง มุมของตัวจำกัดลำรังสี และมุมของลำรังสีที่เข้าข้อมูลของระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟ ข้อมูลของตำแหน่งตัวจำกัดลำรังสีระหว่างโปรแกรมวางแผนรังสีรักษากับโปรแกรมบันทึกและทวนสอบข้อมูลฉายรังสี แสดงดังตาราง 4.1, 4.2, 4.3, 4.4 และ 4.5 ตามลำดับ โดยข้อมูลทั้งหมดเป็นข้อมูลทางกายภาพสามารถหาได้โดยตรงจากเครื่องฉายรังสี Primus, Siemens ของหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 2547 ยกเว้นข้อมูลทั่วไปของเครื่องฉายรังสีได้อ้างอิงจาก Das J. และคณะ(1998)

ตาราง 4.1 ข้อมูลระบบจำกัดลำรังสีของเครื่องฉายรังสี Primus, Siemens

ชุดจำกัดลำรังสี	Left/Right Jaws		Top/Bottom jaws	
Can Be Independent?	Yes		Yes	
Minimum Position (cm)	-10		-10	
Maximum Position (cm)	20		20	
Pair Name	Length,Y		Width,X	
Decimal Places	1		1	
ชุดจำกัดลำรังสี	Left Jaws	Right Jaws	Top jaws	Bottom jaws
Default Position	5 cm	5 cm	5 cm	5 cm
Name	Y2	Y1	X2	X1

ตาราง 4.2 ข้อมูลทั่วไปของเครื่องฉายรังสี Primus, Siemens

รายการ	ข้อมูล
Source To Axis Distance (cm)	100
Primary Collimation Angle (radians)	0.245
Source To Flattening Filter Distance (cm)	9.464
Source To Top/Bottom Jaw (cm)	35.9
Source To Left/Right Jaw (cm)	27.1
Source To Block Tray (cm)	56.03
Monitor Unit Decimal Places	0
Maximum MU Setting	999
Maximum MU per Degree	99
When MU exceeded	(1)
(1) Warn and Limit Beam MU To Maximum Setting	
(2) Warn but Allow Beam MU To Exceed Maximum	
Left/Right Jaw Thickness (cm)	6.8
Top/Bottom Jaw Thickness (cm)	7.6

ตาราง 4.3 ข้อมูลมุมของเตียงฉายรังสี มุมของตัวจำกัดลำรังสี และมุมของลำรังสีของเครื่องฉายรังสี Primus, Siemens

รายการ	ข้อมูล
มุมของเตียงฉายรังสี (Couch angle)	
Minimum Angle	234.7
Maximum Angle	125.6
Default Angle	0
Angle Decimal Places	1
Couch angle where foot of table points away from gantry	0
When viewed from above, is positive rotation clockwise?	No
มุมของตัวจำกัดลำรังสี (Collimator angle)	
Minimum angle	265
Maximum angle	184.6
Default angle	0
Angle decimal places	1
Collimator angle when tray opening faces gantry	270
When viewed from above, is positive rotation counterclockwise?	Yes
มุมของแกนลำรังสี (Gantry angle)	
Minimum angle	180
Maximum angle	179.9
Default angle	0
Angle decimal places	1
Angle can be arc?	Yes
Angle rotation direction (CW,CCW,both)	both
Gantry angle when beam direction is straight down toward the floor	0
When facing gantry, is positive rotation counterclockwise?	No

ตาราง 4.4 ข้อมูลระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟของเครื่องฉายรังสี Primus, Siemens

รายการ	ข้อมูล		
Leaf Motion Parallel To Movement Of Left/Right Jaw Or Top/Bottom Jaw?	Top/Bottom jaw		
MLC Replaces Jaw?	Yes		
MLC Thickness (cm)	7.6		
Vendor For MLC Export	Siemens		
Top and Bottom Bank Names	X2 , X1		
For The MLC Position ,The Leaf (Y2) Jaw Is +X Or -X?	-X		
Minimum Opposing Leaf Gap (cm)	0		
Maximum Tip Difference For Adjacent Leaves (cm)	30		
Maximum Tip Difference For All Leaves On a Side (cm)	30		
Allow Opposing Adjacent Leaves to Overlap	No		
Leaf Pair Number ;	1	2-28	29
X Position (cm)	-16.5	(-13)-13	16.5
Width (cm)	6.5	1	6.5
Minimum Tip Position (cm)	-10	-10	-10
Maximum Tip Position (cm)	20	20	20
Minimum Opposing Leaf Gap (cm)	0	0	0

ตาราง 4.5 ข้อมูลตำแหน่งตัวจำกัดลำรังสีระหว่างโปรแกรมวางแผนรังสีรักษากับโปรแกรมบันทึกและทวนสอบข้อมูลฉายรังสี

รายการ	ข้อมูล
Machine X2	X2
Machine X1	X1
Machine Y2	Y2
Machine Y1	Y1
Output Bank	Last
Output Leaf Pair 1	First

4.2 การจำลองลำรังสีและการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา Pinnacle, Philips

4.2.1 ค่าตัวแปรที่กำหนดลักษณะของลำรังสี

ค่าตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับการจำลองลำรังสีโดยใช้การจำลองลำรังสีโฟตอนแบบอัตโนมัติของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาในการปรับ แสดงดังตาราง 4.6

ตาราง 4.6 แสดงค่าตัวแปรของการจำลองลำรังสีที่ได้จากการจำลองลำรังสีแบบอัตโนมัติ

Energy Spectrum	
Energy (Mev)	Relative photon weights
0.10	0.058
0.20	0.102
0.30	0.141
0.40	0.176
0.50	0.206
0.60	0.233
0.80	0.275
1.00	0.304
1.25	0.325
1.50	0.331
2.00	0.314
3.00	0.218
4.00	0.115
5.00	0.041
6.00	0.003
8.00	0.000

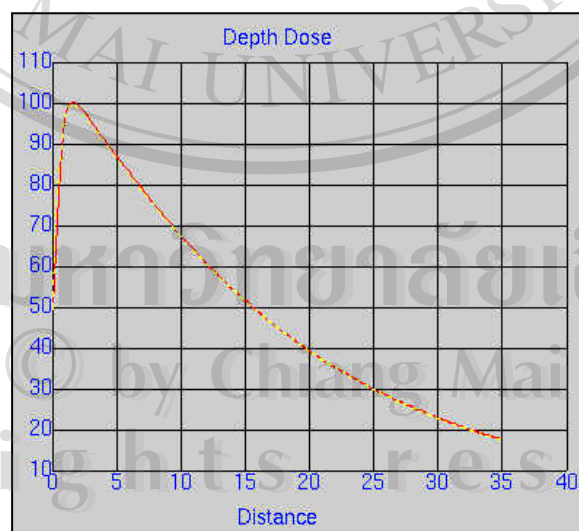
ตาราง 4.6 (ต่อ)

Incident fluence	
Incident fluence increase/cm	0.00794933
Incident fluence cone radius (cm)	9.65454
X (perpendicular to gantry axis) (cm)	0.108379
Y (parallel to gantry axis) (cm)	0.181997
Gaussian height (cm)	0.0703054
Gaussian width (cm)	1.28182
Jaw transmission	0.00808332
Modifiers	
Modifier scatter factor	0.2
Electron contamination	
On/Off	On
Maximum depth (cm)	2.7
Surface dose (dose/fluence)	0.348932
Depth coefficient (1/cm)	4.7813
Off-axis coefficient	0
DF	0.00813121
SF	0.635903
C1 (dose/fluence)	0.00743846
C2 (dose/fluence)	-0.469352
C3 (1/cm)	0.847301
Spectral factor	
Off-axis softening factor	5.73556
Modeling geometry	
Fluence grid resolution	0.40
Phantom size-lateral(cm)	50.00
Phantom size-depth(cm)	50.00

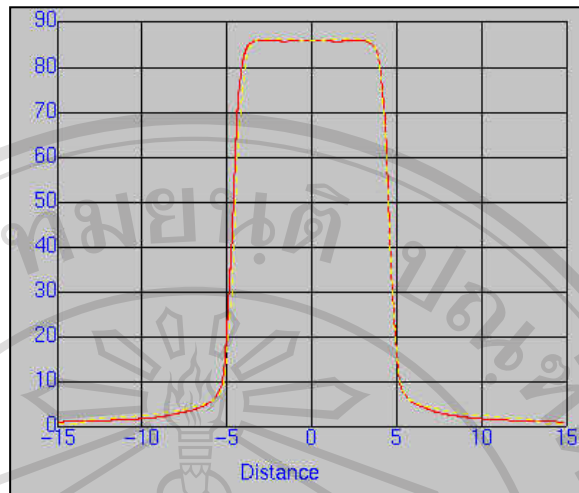
4.2.2 การทดสอบการจำลองลำรังสีของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา

เมื่อเปรียบเทียบผลการจำลองโดยพิจารณาค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของปริมาณรังสีแต่ละจุดบนกราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะลึก (รูป 4.1) และกราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสี (รูป 4.2) ระหว่างผลการคำนวณของโปรแกรมกับข้อมูลจากการวัด พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของกราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะลึก (ตาราง 4.7) ที่ระยะลึกจากผิวถึงระยะลึกปริมาณรังสีสูงสุดอยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.71 ถึง 2.62 เปอร์เซ็นต์ และจากระยะลึกปริมาณรังสีสูงสุดถึงระยะลึก 35 เซนติเมตร อยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.35 ถึง 0.91 เปอร์เซ็นต์ ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของ ปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสี ทั้งแกน X และแกน Y ที่กึ่งกลางของลำรังสีที่มีความลึก 5, 10 และ 20 เซนติเมตร (ตาราง 4.8) ของภายในพื้นที่รังสีอยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.15 ถึง 1.86 เปอร์เซ็นต์ และของนอกพื้นที่รังสีอยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.30 ถึง 3.05 เปอร์เซ็นต์ ขณะที่ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยบริเวณเงามัวของปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีที่แกน X อยู่ในช่วงตั้งแต่ 1.72 ถึง 6.65 เปอร์เซ็นต์ และแกน Y อยู่ในช่วงตั้งแต่ 1.54 ถึง 3.81 เปอร์เซ็นต์

จากการศึกษานี้พบว่าการจำลองลำรังสีแบบอัตโนมัติให้การคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษามีความถูกต้องอยู่ในเกณฑ์กำหนด โดยอาศัยข้อมูลลำรังสีที่วัดและนำเข้าที่มีความถูกต้อง ดังนั้นการจำลองลำรังสีแบบอัตโนมัติจึงเป็นวิธีที่เหมาะสมสามารถนำมาใช้ในการจำลองลำรังสี ซึ่งให้ความรวดเร็วและให้ผลคำนวณปริมาณรังสีมีความถูกต้อง



รูป 4.1 แสดงกราฟปริมาณรังสีสัมพัทธ์ตามระยะลึกของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อแบบน้ำของพื้นที่รังสีขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร (เส้นสีแดงได้จากการวัด เส้นสีเหลืองได้จากการคำนวณของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา)



รูป 4.2 แสดงกราฟปริมาณรังสีสัมผัสตามระยะห่างจากกึ่งกลางของลำรังสีตามแนวแกน X ของพื้นที่รังสีขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5 เซนติเมตร ในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อแบบน้ำ (เส้นสีแดงได้จากการวัด เส้นสีเหลืองได้จากการคำนวณของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา)

ตาราง 4.7 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของกราฟปริมาณรังสีแบบสัมผัสตามระยะลึกระหว่างการคำนวณกับการวัด

ขนาดพื้นที่รังสี (ตาราง เซนติเมตร)	ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย (root mean square error)	
	ระยะลึกจากผิวถึงระยะลึกปริมาณรังสี สูงสุด (Tolerance ³ = 10%)	ระยะลึกปริมาณรังสีสูงสุดถึงระยะลึก 35เซนติเมตร (Tolerance ³ = 2%)
3x3	0.90	0.65
4x4	0.81	0.60
5x5	0.88	0.61
7x7	1.72	0.60
10x10	1.35	0.38
15x15	0.86	0.35
20x20	2.36	0.50
25x25	2.58	0.56
30x30	2.62	0.66
5x20	0.74	0.42
20x5	0.71	0.91

ตาราง 4.8 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีตามแนวแกน X และตามแนวแกน Y ระหว่างการคำนวณเทียบกับการวัด

ขนาดพื้นที่รังสี (ตาราง เซนติเมตร)	ความลึก (เซนติเมตร)	ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย (root mean square error)					
		ในพื้นที่รังสี (Tolerance ³ = 3%)		นอกพื้นที่รังสี (Tolerance ³ = 3%)		บริเวณเงามัว (Tolerance ³ = 10%)	
		X profile	Y profile	X profile	Y profile	X profile	Y profile
3x3	dm	0.50	0.16	0.28	0.28	2.87	1.54
	5	0.65	0.18	0.39	0.39	2.65	2.98
	10	0.61	0.23	0.39	0.48	2.26	2.32
	20	0.50	0.19	0.45	0.58	2.49	2.39
4x4	dm	0.31	0.59	0.30	0.42	2.93	2.28
	5	0.25	0.29	0.36	0.46	2.26	1.79
	10	0.15	0.39	0.44	0.51	2.21	1.72
	20	0.25	0.25	0.48	0.65	2.15	1.74
5x5	dm	0.61	0.73	0.40	0.52	4.09	2.58
	5	0.55	0.59	0.46	0.55	3.57	2.64
	10	0.37	0.47	0.36	0.66	2.79	1.77
	20	0.17	0.25	0.49	0.82	3.10	2.70
7x7	dm	1.01	0.99	0.57	0.67	3.46	1.92
	5	0.87	0.77	0.54	0.72	4.23	2.41
	10	0.56	0.41	0.46	0.85	3.36	2.47
	20	0.21	0.23	0.44	1.14	2.90	2.51
10x10	dm	0.52	0.64	0.82	0.69	5.19	5.19
	5	0.45	0.54	0.79	0.65	3.87	4.72
	10	0.42	0.41	0.57	0.87	4.51	4.11
	20	0.56	0.60	0.33	1.35	4.22	3.45
15x15	dm	0.62	0.65	1.02	0.83	2.78	1.82
	5	0.69	0.61	1.01	0.78	2.13	1.94
	10	0.69	0.67	0.66	1.02	1.86	1.54
	20	0.79	0.77	0.26	1.48	2.00	1.56

ตาราง 4.8 (ต่อ)

ขนาดพื้นที่รังสี (ตาราง เซนติเมตร)	ความลึก (เซนติเมตร)	ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย (root mean square error)					
		ในพื้นที่รังสี		นอกพื้นที่รังสี		บริเวณเงามัว	
		(Tolerance ³ = 3%)		(Tolerance ³ = 3%)		(Tolerance ³ = 10%)	
		X profile	Y profile	X profile	Y profile	X profile	Y profile
20x20	dm	0.77	0.84	1.14	0.70	5.63	1.74
	5	0.84	0.82	1.04	0.76	4.76	1.92
	10	0.84	0.86	0.72	1.16	4.44	1.63
	20	1.04	0.91	0.49	1.86	2.99	1.75
25x25	dm	0.54	0.60	1.36	0.75	4.32	2.23
	5	0.53	0.64	1.18	0.89	3.42	2.36
	10	0.59	0.65	0.79	1.45	2.74	2.34
	20	0.68	0.68	0.83	2.36	2.72	1.94
30x30	dm	0.97	0.75	1.78	0.48	2.97	2.87
	5	0.82	0.64	1.37	0.97	1.79	2.88
	10	0.51	0.46	1.01	1.80	1.72	3.16
	20	0.66	0.54	1.57	3.05	1.42	2.79
20x5	dm	0.64	0.91	1.33	0.68	5.59	2.00
	5	0.67	1.02	1.31	0.59	5.55	2.10
	10	0.90	1.12	1.49	0.76	5.89	2.51
	20	1.66	1.45	1.82	0.96	6.65	2.30
5x20	dm	1.05	1.03	0.56	0.42	3.04	2.09
	5	0.94	1.09	0.65	0.45	3.02	2.04
	10	1.11	1.29	0.72	0.62	2.53	2.45
	20	1.59	1.86	0.95	0.79	1.74	3.81

4.2.3 การคำนวณ Output factor ของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา

จากการวิจัยนี้ปริมาณรังสีต่อหนึ่ง monitor unit ที่ได้จากการวัดของพื้นที่รังสีขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร ในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อแบบน้ำที่ระยะ 100 เซนติเมตร (SAD) ความลึก 10 เซนติเมตร เครื่องฉายรังสีเอกซ์พลังงาน 6 ล้านโวลต์ พบว่ามีค่าเท่ากับ 0.764 cGy/MU และเมื่อคำนวณ Phantom Scatter Factor และ Collimator Scatter Factor โดยใช้โปรแกรมวางแผนรังสี

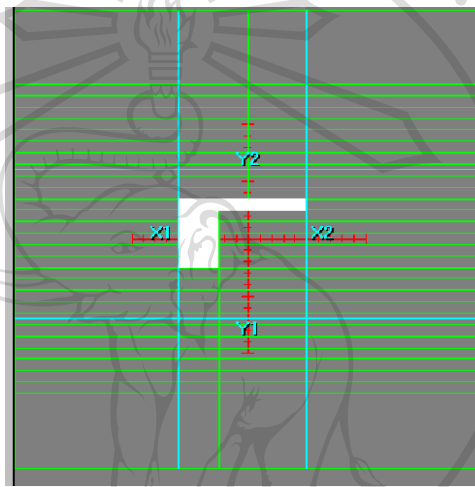
รักษา Pinnacle จากปริมาณรังสีต่อหนึ่ง monitor unit และ output factor รวมที่ได้จากการวัด ได้ผลการคำนวณดังตาราง 4.9

ตาราง 4.9 แสดงผลการคำนวณ Phantom Scatter Factor และ Collimator Scatter Factor โดยใช้โปรแกรมวางแผนรังสีรักษา Pinnacle

ขนาดพื้นที่รังสี (ตารางเซนติเมตร)	Total Output Factor (OF)	Phantom Scatter Factor (OF_p)	Collimator Scatter Factor (OF_c)
1x1	0.567	0.488	1.162
2x2	0.760	0.798	0.953
3x3	0.828	0.855	0.968
4x4	0.862	0.883	0.976
5x5	0.889	0.907	0.980
6x6	0.917	0.928	0.988
7x7	0.941	0.948	0.993
8x8	0.963	0.967	0.996
9x9	0.983	0.985	0.998
10x10	1.000	1.000	1.000
11x11	1.015	1.014	1.001
12x12	1.030	1.029	1.001
13x13	1.043	1.040	1.003
14x14	1.054	1.050	1.004
15x15	1.065	1.061	1.003
20x20	1.107	1.101	1.005
25x25	1.135	1.125	1.009
30x30	1.155	1.143	1.010
35x35	1.169	1.155	1.012
40x40	1.177	1.162	1.013

4.3 การส่งผ่านข้อมูลลายรังสี

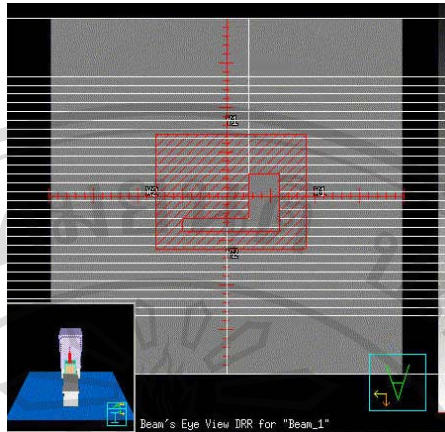
จากการทวนสอบความถูกต้องของระบบการส่งผ่านข้อมูลลายรังสีพบว่าเมื่อใช้ลักษณะพื้นที่รังสีเป็นรูปตัว L ตำแหน่งของตัวกำกับรังสีทั้งแกน X และแกน Y ของโปรแกรมบันทึกและทวนสอบข้อมูลลายรังสี (รูป 4.3) และของเครื่องฉายรังสี (รูป 4.4) ตรงกับโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา (รูป 4.5) และขณะฉายรังสีแปรความเข้มตำแหน่งของตัวกำกับรังสีตรงกับโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา



รูป 4.3 ตำแหน่งของโปรแกรมบันทึกและทวนสอบข้อมูลลายรังสีเมื่อพื้นที่รังสีรูปตัว L ถูกส่งผ่านมาจากโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา



รูป 4.4 พื้นที่รังสีรูปตัว L ที่ได้จากเครื่องฉายรังสีซึ่งถูกส่งผ่านมาจากโปรแกรมบันทึกและทวนสอบข้อมูลลายรังสี



รูป 4.5 ตำแหน่งของตัวกำกับรังสีของพื้นที่รังสีรูปตัว L ในการวางแผนรังสีรักษาที่ใช้ส่งผ่านไปยังโปรแกรมบันทึกและทวนสอบข้อมูลฉายรังสี

4.4 การทวนสอบการคำนวณ Monitor Unit ของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา

ผลการทวนสอบการคำนวณ monitor unit ของการฉายรังสีสามมิติด้วยการวัดปริมาณรังสีแบบจุด โดยวางแผนรังสีรักษาบนภาพซีทีของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ Easy cube พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนของการคำนวณ Monitor Unit มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.91 ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.79 ดังแสดงในตาราง 4.10 และ 4.11

ตาราง 4.10 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนของการคำนวณ Monitor Unit พื้นที่รังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัส จากการวัดปริมาณรังสีเทียบกับปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ

ขนาดพื้นที่รังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัส (ตารางเซนติเมตร)	ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของการคำนวณ	
	ที่ความลึก 5 เซนติเมตร	ที่ความลึก 10 เซนติเมตร
2x2	-0.22	0.65
3x3	1.13	1.50
4x4	0.80	0.98
5x5	0.26	0.74
6x6	0.15	0.47
8x8	-0.23	0.34
10x10	-0.10	0.29
12x12	-0.25	0.37
15x15	0.08	0.66

ตาราง 4.11 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนของการคำนวณ Monitor Unit พื้นที่รังสีไม่ปกติจากการวัดปริมาณรังสีเทียบกับปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ

ตำแหน่งของจุดหมุน ในพื้นที่รังสี	ลำดับพื้นที่รังสีไม่ปกติ	ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของการคำนวณ	
		ที่ความลึก 5 เซนติเมตร	ที่ความลึก 10 เซนติเมตร
ที่กึ่งกลางของพื้นที่ รังสี	1	1.00	1.30
	2	0.86	1.12
	3	0.51	0.26
ที่ระยะห่างจาก กึ่งกลางของพื้นที่รังสี	4	2.26	1.51
	5	1.97	1.56
	6	2.03	1.49
	7	2.84	2.40
	8	1.11	0.97

4.5 เทคนิคการวางแผนรังสีรักษาแบบ inverse planning

4.5.1 ตัวแปรควบคุมแผนรังสีรักษาแบบ inverse planning

4.5.1.1 การกำหนด *objective* และ *constraint* เป็นการกำหนดเป้าหมายของการรักษา ซึ่ง *objective* คือ เป้าหมายที่กำหนดไว้เพื่อให้โปรแกรมพยายามหาแผนการรักษาที่เหมาะสม (optimiz plan) ใน ขณะที่ *constraint* เป็นการกำหนดเพื่อบอกโปรแกรมเกี่ยวกับเป้าหมายที่พึงพอใจ ซึ่งขั้นตอนวิธีของการ optimization จะพยายามหาคำตอบที่เป็นไปตาม *constraint* เป็นอันดับแรก จากนั้นจึงจะพยายามหาคำตอบที่เป็นไปตาม *objective* การกำหนด *objective* และ *constraint* เริ่มต้นจากการเลือกก่อนเป้าหมายหรือปริมาตรที่สนใจ แล้วกำหนดรูปแบบของ *objective* และ/หรือ *constraint* (ตาราง 4.12) และป้อนค่าปริมาณรังสีที่ต้องการตามรูปแบบของ *objective* หรือ *constraint* ที่กำหนด จากนั้นกำหนดค่าของการถ่วงน้ำหนักแบบสัมพัทธ์ให้กับ *objective* เพื่อให้โปรแกรมรู้ว่า *objective* อันไหนที่สำคัญ และจะต้องให้ได้ตาม *objective* ไหนมากกว่ากัน ซึ่งค่าที่สูง *objective* นั้น ก็ยังสำคัญ

ตาราง 4.12 แสดงรูปแบบของ objective และ constraint ที่มีอยู่ในโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา

รูปแบบ	การกำหนดเป้าหมาย	ใช้ในการกำหนด Objective หรือ constraint
<i>Min Dose</i>	เป็นการกำหนดปริมาณรังสีต่ำสุดของปริมาณที่สนใจได้รับ	constraint และ objective
<i>Max Dose</i>	เป็นการกำหนดปริมาณรังสีสูงสุดของปริมาณที่สนใจได้รับ	constraint และ objective
<i>Uniform Dose</i>	เป็นการกำหนดช่วงของปริมาณรังสีที่ปริมาณที่สนใจได้รับ	objective
<i>Uniformity Dose</i>	เป็นการกำหนดการกลมกลืนของปริมาณรังสีที่ปริมาณที่สนใจได้รับ	constraint
<i>Min DVH</i>	เป็นการกำหนดปริมาณรังสีน้อยที่สุดที่ปริมาณส่วนหนึ่งของปริมาณที่สนใจได้รับ	constraint และ objective
<i>Max DVH</i>	เป็นการกำหนดปริมาณรังสีมากที่สุดที่ปริมาณส่วนหนึ่งของปริมาณที่สนใจได้รับ	constraint และ objective

4.5.1.2 *optimization* คือการคำนวณแบบวนซ้ำเพื่อหาค่าตัวแปรที่เหมาะสมในการฉายรังสีเพื่อให้ได้ผลตามเป้าหมายของการวางแผน โดยโปรแกรมจะพยายามทำตามแต่ละ objective และไม่ละเมิด constraint ที่กำหนดไว้ การทำ optimization นั้นจะหาคำตอบที่เหมาะสมได้ภายในการวนซ้ำ 25 – 40 รอบ ซึ่งในขณะที่ โปรแกรมทำ optimization โปรแกรมจะแสดง opening density matrix ของลำรังสี ค่า objective values และ composite objective รวมทั้งแสดงผล optimization ด้วยกราฟระหว่างจำนวนที่วนซ้ำ (แกน x) กับค่า composite objective function (แกน y)

opening density matrix (ODM) คือความเข้มสัมพัทธ์ของลำรังสีที่ถูกแปรความเข้มในระนาบที่ตั้งฉากกับทิศทางของลำรังสีโดยสัมพันธ์กับความเข้มรังสีที่เปิด (รูป 4.6) ถ้าทุกๆ ส่วนของ ODM มีค่าเท่ากันแสดงว่าตลอดทั้งลำรังสีไม่ถูกแปรความเข้ม



รูป 4.6 แสดง opening density matrix (ODM)

objective value คือค่าความสัมพันธ์โดยตรงกับความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่คำนวณได้กับปริมาณรังสีที่กำหนดตาม objective ของแต่ละปริมาณที่สนใจ และแปรผันกับการถ่วงน้ำหนัก ซึ่งถ้า objective value มีค่าน้อยแสดงว่าปริมาณที่สนใจได้รับปริมาณรังสีใกล้เคียงกับ objective และถ้า objective value เป็นศูนย์แสดงว่าปริมาณที่สนใจได้รับปริมาณรังสีตาม objective ที่กำหนด ในขณะที่ค่า composite objective เป็นผลรวมของ objective value ของแต่ละปริมาณที่สนใจทั้งหมด

ODM ของแต่ละลำรังสีในแผนการรักษาที่ได้จาก optimization จะถูกนำมาใช้ในการสร้างชุดข้อมูลของตำแหน่งมัลติลีเพื่อให้ได้พื้นที่รังสีย่อยสำหรับการฉายรังสี จากนั้นโปรแกรมจะสร้าง ODM ใหม่ที่ได้จากพื้นที่รังสีย่อยโดยมีการแก้ไขผลที่เกิดขึ้นเนื่องจาก head scatter และ leaf transmission ซึ่งจะอยู่ใน physical limitation ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์

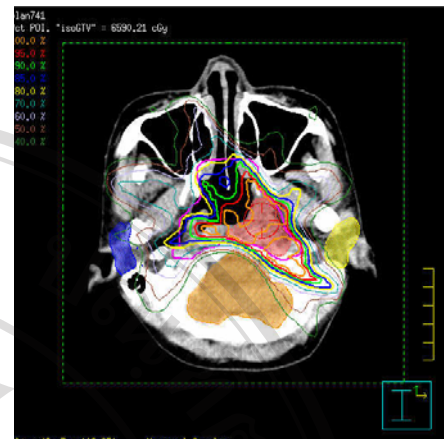
4.5.1.3 การสร้างชุดข้อมูลของตำแหน่งมัลติลีฟจากแต่ละ ODM สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคของบริษัท Seimens ใช้ขั้นตอนวิธี IMFAST ซึ่งขั้นตอนวิธีนี้ต้องกำหนดระดับ fluence (discrete fluence level) ที่ต้องการ ได้จากพื้นที่รังสีย่อยที่สร้างขึ้น ขนาดของพื้นที่รังสีย่อยน้อยที่สุด และจำนวนของ Monitor Unit น้อยที่สุดที่ใช้ในการฉายในแต่ละพื้นที่รังสีย่อย

4.5.2 อิทธิพลของจำนวนทิศทางของลำรังสีที่มีต่อการกระจายปริมาณรังสี

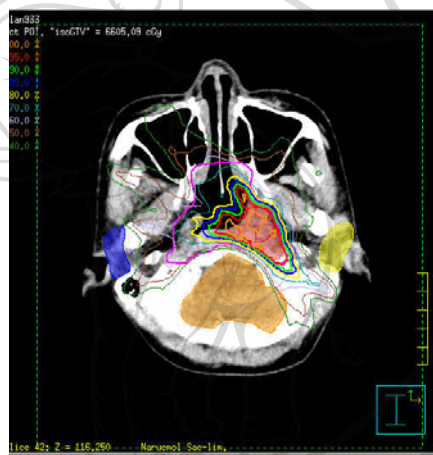
จากผลการศึกษาจำนวนทิศทางของลำรังสีที่ใช้ในการวางแผนรังสีรักษาจำนวน 3 ถึง 9 ทิศทาง พบว่าจากแผนการรักษาที่ได้จากกระบวนการ optimization เมื่อใช้จำนวนทิศทางของลำรังสีมากขึ้น การกลมกลืนของปริมาณรังสีจะมากขึ้น หรือ การกระจายปริมาณรังสีที่รังสีแพทย์กำหนดมีรูปร่างใกล้เคียงกับก้อนเป้าหมายมากขึ้น ดังรูป 4.7



(ก)



(ข)



(ค)

รูป 4.7 แสดงการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการวางแผนรังสีรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแปรความโดยใช้ลำรังสีจำนวน 5 ทิศทาง (ก), 7 ทิศทาง (ข) และ 9 ทิศทาง (ค)

4.5.3 อิทธิพลของการกำหนดจำนวน Monitor Unit น้อยที่สุด

จากผลการศึกษาจำนวนของ Monitor Unit ในช่วง 1 ถึง 10 Monitor Unit พบว่า โดยส่วนใหญ่แล้วจำนวนพื้นที่รังสีย่อยจะลดลงเล็กน้อยตามจำนวนของ Monitor Unit ที่เพิ่มขึ้น ให้กับอัลกอริทึม IMFAST ในขั้นตอนสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัลติลีฟคอลลิมเตอรืจาก ODM ของแต่ละลำรังสีที่ได้จากการ optimization ในขณะที่จำนวนของ Monitor Unit ไม่มีผลอย่างมีนัยสำคัญต่อการได้รับปริมาณรังสีต่ำกว่า ($GTV_{95\%}$) และสูงกว่า ($GTV_{105\%}$) ที่รังสีแพทย์กำหนดของก้อนมะเร็งปฐมภูมิ การกลมกลืนของปริมาณรังสี (D_{95-5}) ปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญได้รับ เมื่อมีการกำหนดระดับ fluence ต่ำ (ตาราง 4.13) แต่จะมีผลเพิ่มขึ้นเมื่อมีการกำหนดระดับ fluence สูงขึ้น (ตาราง 4.14 และรูป 4.8)

ตาราง 4.13 แสดงผลของจำนวน Monitor Unit น้อยที่สุดที่กำหนดในขั้นตอนสร้างชุดข้อมูล ตำแหน่งของมัลติฟโฟลลิเมเตอร์ เมื่อกำหนดให้ระดับ fluence เท่ากับ 5 และขนาดของพื้นที่รังสี ย่อยน้อยที่สุดเท่ากับ 4 ตารางเซนติเมตร (V_x คือเปอร์เซ็นต์ของปริมาตรของอวัยวะสำคัญที่ได้รับ ปริมาณรังสีสูงกว่า X เซนติเกรย์ และแถวแรกคือแผนการรักษาที่ได้จาก optimization)

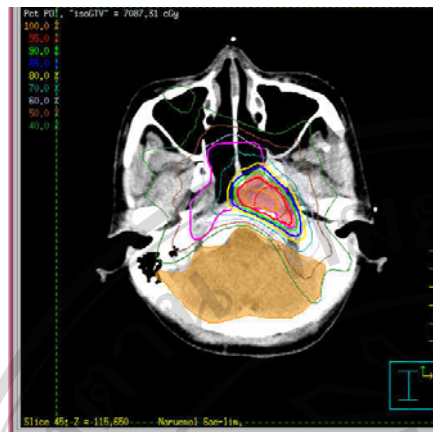
แผนการ รักษา ที่	จำนวน ลำรังสี	จำนวน MU	จำนวน พื้นที่ รังสี ย่อย	D_{95-5}	$GTV_{95\%}$	$GTV_{105\%}$	parotid gland (ขวา) V_{1900}	parotid gland (ซ้าย) V_{1900}	spinal cord V_{800}	brain V_{4000}
1	5			512	3.52	0.38	12.42	23.40	10.78	8.93
	5	1	24	745	6.77	6.05	20.22	35.66	14.65	10.76
	5	5	23	755	6.95	6.33	21.05	35.29	14.85	10.81
	5	7	22	763	6.81	6.79	19.66	35.36	14.74	10.85
	5	10	22	760	7.58	5.57	18.62	35.16	13.95	10.46
2	7			415	0.22	0.00	51.01	40.17	34.35	4.95
	7	1	32	766	3.81	24.52	59.58	39.08	15.78	7.87
	7	5	29	784	3.09	29.90	59.95	39.06	15.84	8.14
	7	7	29	787	3.14	29.73	60.24	39.47	15.91	8.12
	7	10	28	798	2.92	34.06	61.31	39.74	16.03	8.22
3	9			294	0.45	0.00	16.67	23.90	18.17	6.77
	9	1	45	1193	10.07	39.98	37.47	52.72	8.60	7.50
	9	5	41	1171	10.59	36.79	37.11	53.33	8.52	7.59
	9	7	40	1168	10.67	34.86	38.06	53.46	8.29	7.51
	9	10	40	1175	10.49	37.77	41.67	54.52	8.29	7.40
4	5			622	14.97	0.82	8.99	22.22	5.49	8.39
	5	1	24	1912	37.69	11.53	10.25	31.41	3.00	6.86
	5	5	23	1891	39.39	9.13	9.57	31.74	2.86	6.90
	5	7	22	1895	37.78	11.00	9.32	30.11	3.09	6.74
	5	10	21	1883	37.37	11.46	9.21	30.39	2.97	6.79

ตาราง 4.13 (ต่อ)

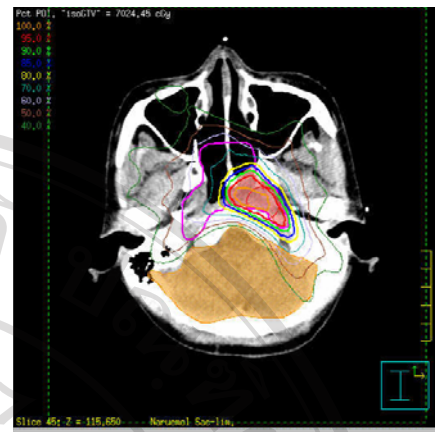
แผนการ รักษา ที่	จำนวน ลำรังสี	จำนวน MU	จำนวน พื้นที่ รังสี ย่อย	D_{95-5}	$GTV_{95\%}$	$GTV_{105\%}$	parotid gland (ขวา) V_{1900}	parotid gland (ซ้าย) V_{1900}	spinal cord V_{800}	brain V_{4000}
5	7			705	7.22	0.48	35.58	25.61	3.26	3.55
	7	1	29	2239	45.38	11.16	44.44	56.75	0.37	2.95
	7	5	23	2199	50.14	9.20	48.06	55.01	0.37	3.00
	7	7	23	2261	50.38	9.36	42.06	53.48	0.40	2.84
	7	10	23	2258	48.64	10.02	45.53	56.74	0.43	2.88
6	9			747	27.27	0.00	4.77	7.99	0.00	6.05
	9	1	38	1681	34.04	2.44	42.46	42.40	0.02	2.32
	9	5	33	1741	37.04	1.52	41.43	40.73	0.00	2.27
	9	7	32	1741	36.00	2.03	40.41	40.10	0.01	2.23
	9	10	32	1730	37.15	1.48	42.08	41.36	0.01	2.11

ตาราง 4.14 แสดงผลของจำนวน Monitor Unit น้อยที่สุดที่กำหนดในขั้นตอนสร้างชุดข้อมูล
ตำแหน่งของมัลติฟโฟลลิเมเตอร์ เมื่อกำหนดให้ระดับ fluence เท่ากับ 15 และขนาดของพื้นที่รังสี
ย่อน้อยที่สุดเท่ากับ 4 ตารางเซนติเมตร

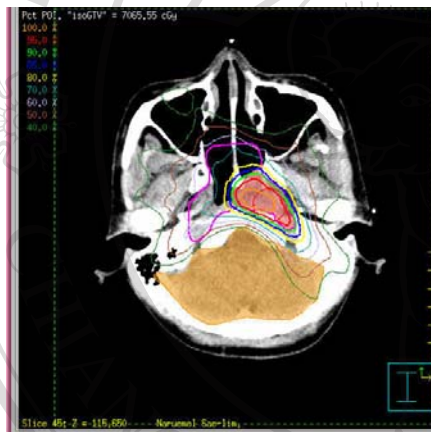
แผนการ รักษา ที่	จำนวน ลำรังสี	จำนวน MU	จำนวน พื้นที่ รังสี ย่อย	D_{95-5}	$GTV_{95\%}$	$GTV_{105\%}$	parotid gland (ขวา) V_{1900}	parotid gland (ซ้าย) V_{1900}	spinal cord V_{800}	brain V_{3800}
1	5			622	14.97	0.82	8.99	22.22	5.49	8.39
	5	1	65	1564	26.01	20.30	9.13	39.42	6.81	5.95
	5	5	54	1577	24.86	21.49	8.85	41.04	6.50	5.73
	5	7	53	1629	26.11	22.73	9.57	39.16	7.32	5.92
	5	10	50	1616	27.63	21.00	7.30	39.66	6.91	5.63
2	7			705	7.22	0.48	35.58	25.61	3.26	3.55
	7	1	86	1839	49.88	6.97	64.89	60.65	1.50	4.57
	7	5	75	1770	45.5	7.57	65.31	58.60	1.74	4.77
	7	7	70	2040	39.36	16.36	69.25	61.57	2.56	4.78
	7	10	57	1798	62.83	2.38	48.87	52.05	0.75	3.99
3	9			747	27.27	0.00	4.77	7.99	0.00	6.05
	9	1	97	2018	24.72	21.38	44.02	44.93	0.14	2.75
	9	5	77	1998	26.4	16.62	47.11	44.05	0.06	2.53
	9	7	75	1999	26.40	16.62	47.11	44.05	0.06	2.53
	9	10	55	2040	23.37	30.59	20.10	40.80	0.09	2.82



(ก)



(ข)



(ค)



(ง)

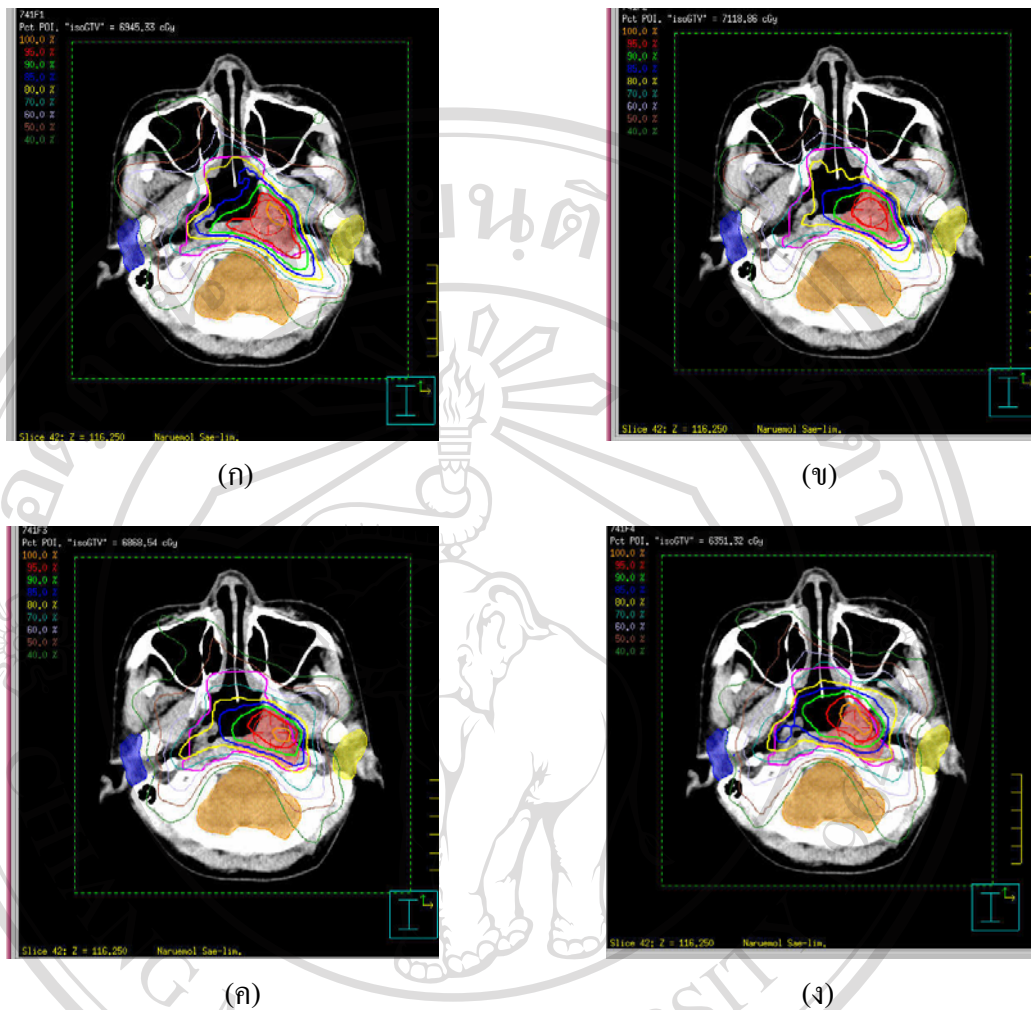
รูป 4.8 แสดงการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการกำหนดจำนวนของ Monitor Unit น้อยที่สุดในขั้นตอนการสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัลติฟอคอลลิเมเตอร์เท่ากับ 1 Monitor Unit (ก) , 5 Monitor Unit (ข), 7 Monitor Unit (ค), 10 Monitor Unit (ง) เมื่อกำหนดให้ระดับ fluence เท่ากับ 15 และขนาดของพื้นที่รังสีอย่างน้อยที่สุดเท่ากับ 4 ตารางเซนติเมตร

4.5.4 อิทธิพลของการกำหนดขนาดพื้นที่รังสีอย่างน้อยที่สุด

จากผลการศึกษาขนาดของพื้นที่รังสีอย่างน้อยที่สุด พบว่าจำนวนพื้นที่รังสีน้อย จะลดลงตามขนาดของพื้นที่รังสีอย่างน้อยที่สุดที่เพิ่มขึ้น และขนาดของพื้นที่รังสีอย่างน้อยที่สุดที่เพิ่มขึ้นมีผลทำให้การกลมกลืนของปริมาณรังสีและการได้รับปริมาณรังสีสูงกว่าที่รังสีแพทย์กำหนด ($GTV_{105\%}$) ลดลง ในขณะที่การได้รับปริมาณรังสีต่ำกว่าที่รังสีแพทย์กำหนด ($GTV_{95\%}$) มีค่าสูงขึ้น (ตาราง 4.15 และ รูป 4.9)

ตาราง 4.15 แสดงผลของขนาดพื้นที่รังสีอย่างน้อยที่สุด ที่กำหนดในขั้นตอนสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ เมื่อกำหนดให้ระดับ fluence เท่ากับ 5 และจำนวน Monitor Unit น้อยที่สุดเท่ากับ 5 Monitor Unit

แผนการ รักษา ที่	จำนวน ลำรังสี	ขนาด พื้นที่ รังสี ย่อย	จำนวน พื้นที่ รังสี ย่อย	D ₉₅₋₅	GTV _{95%}	GTV _{105%}	parotid gland (ขวา) V ₁₉₀₀	parotid gland (ซ้าย) V ₁₉₀₀	spinal cord V ₈₀₀	brain V ₄₀₀₀
1	5			512	3.52	0.38	12.42	23.40	10.78	8.93
	5	1	62	780	7.42	7.27	30.53	37.78	20.47	7.79
	5	4	48	882	7.00	17.65	23.88	46.76	17.05	7.51
	5	9	23	1445	77.81	0.00	17.73	51.84	7.98	5.81
	5	16	17	1398	74.38	0.00	3.69	31.74	8.66	4.32
2	7			415	0.22	0.00	51.01	40.17	34.35	4.95
	7	1	70	630	2.09	12.71	62.91	49.52	22.16	8.34
	7	4	59	919	9.34	19.79	58.82	44.52	16.16	7.01
	7	9	27	1439	30.99	15.31	49.32	42.65	8.16	4.61
	7	16	17	1536	61.40	0.00	44.97	52.02	8.52	2.82
3	9			294	0.45	0.00	16.67	23.90	18.17	6.77
	9	1	96	678	3.99	16.67	37.55	49.38	15.86	7.30
	9	4	77	855	6.21	19.92	39.01	53.75	10.06	6.64
	9	9	48	1583	26.34	21.43	23.81	44.38	2.58	5.29
	9	16	17	1573	94.97	0.00	13.55	36.73	0.49	0.74



รูป 4.9 แสดงการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการกำหนดขนาดพื้นที่รังสีอย่างน้อยที่สุดในขั้นตอนการสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัลติสฟลอคอลลิเมเตอร์เท่ากับ 1 ตารางเซนติเมตร (ก), 4 ตารางเซนติเมตร (ข), 9 ตารางเซนติเมตร (ค), 16 ตารางเซนติเมตร (ง) เมื่อกำหนดให้ระดับ fluence เท่ากับ 5 และจำนวน Monitor Unit น้อยที่สุดเท่ากับ 5 Monitor Unit

4.5.5 อิทธิพลของการกำหนดระดับ fluence ของพื้นที่รังสีย่อย

จากการศึกษาผลของระดับ fluence พบว่าโดยส่วนใหญ่แล้วจำนวนพื้นที่รังสีย่อยเพิ่มขึ้นตามระดับของ fluence ที่กำหนดให้กับโปรแกรม IMFAST ในขั้นตอนการสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัลติสฟลอคอลลิเมเตอร์จาก ODM ของแต่ละลำรังสีที่ได้จากการ optimization ในขณะที่ระดับของ fluence มีผลไม่แน่นอนต่อการได้รับปริมาณรังสีต่ำกว่า ($GTV_{95\%}$) และสูงกว่า ($GTV_{105\%}$) ที่รังสีแพทย์กำหนดของก้อนมะเร็งปฐมภูมิ และการกลมกลืนของปริมาณรังสี (D_{95-5}) รวมถึงปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญได้รับด้วย (ตาราง 4.16 และรูป 4.10)

ตาราง 4.16 แสดงผลของระดับ fluence ที่กำหนดในขั้นตอนสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ เมื่อขนาดพื้นที่รังสีย่อย และจำนวน Monitor Unit น้อยที่สุดที่ใช้ในการฉายในแต่ละพื้นที่รังสีย่อยในขั้นตอนการสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์เท่ากับ 4 ตารางเซนติเมตรและ 5 Monitor Unit

แผนการ รักษา ที่	จำนวน ลำรังสี	ระดับ fluence	จำนวน พื้นที่ รังสี ย่อย	D ₉₅₋₅	GTV _{95%}	GTV _{105%}	parotid gland (ขวา) V ₁₉₀₀	parotid gland (ซ้าย) V ₁₉₀₀	spinal cord V ₈₀₀	brain V ₄₀₀₀
1	5			512	3.52	0.38	12.42	23.40	10.78	8.93
	5	5	23	755	6.95	6.33	21.05	35.29	14.85	10.81
	5	7	30	1046	10.76	18.46	26.85	37.96	12.96	6.85
	5	10	48	882	7.00	17.65	23.88	46.76	17.05	7.51
	5	15	70	847	8.74	7.70	27.26	45.00	23.11	6.96
2	5			622	14.97	0.82	8.99	22.22	5.49	8.39
	5	5	23	1891	39.39	9.13	9.57	31.74	2.86	6.90
	5	7	30	1796	40.36	2.74	15.47	33.77	5.23	7.64
	5	10	40	1844	30.84	21.59	9.91	42.17	5.01	4.98
	5	15	54	1577	24.86	21.49	8.85	41.04	6.50	5.73
3	5			504	8.21	0.87	8.54	28.31	3.70	7.09
	5	5	21	1208	63.21	0.16	31.59	49.24	1.99	8.46
	5	7	26	1230	46.02	0.00	24.30	52.75	2.07	9.33
	5	10	40	927	80.61	0.00	33.64	53.14	1.71	7.74
	5	15	66	1112	56.84	0.00	32.09	58.15	2.33	7.66
4	5			542	4.38	0.09	12.45	16.90	1.85	5.99
	5	5	13	1503	3.84	70.30	9.85	25.07	2.70	9.74
	5	7	19	1393	3.84	73.55	11.77	25.82	3.45	10.27
	5	10	22	1485	3.95	74.58	21.71	27.77	4.53	11.32
	5	15	30	1406	2.47	76.56	24.55	28.27	2.99	9.24

ตาราง 4.16 (ต่อ)

แผนการ รักษา ที่	จำนวน ลำรังสี	ระดับ fluence	จำนวน พื้นที่ รังสี ย่อย	D ₉₅₋₅	GTV _{95%}	GTV _{105%}	parotid gland (ขวา) V ₁₉₀₀	parotid gland (ซ้าย) V ₁₉₀₀	spinal cord V ₈₀₀	brain V ₄₀₀₀
5	5			529	1.14	5.65	20.19	12.29	1.83	4.05
	5	5	12	1725	8.54	66.61	32.37	14.93	2.45	6.78
	5	7	15	1747	6.15	75.62	28.83	23.76	2.57	5.82
	5	10	21	1684	4.24	81.05	31.60	29.43	2.49	5.43
	5	15	23	1960	10.05	70.22	30.59	17.48	1.26	7.23
6	7			415	0.22	0.00	51.01	40.17	34.35	4.95
	7	5	29	784	3.09	29.90	59.95	39.06	15.84	8.14
	7	7	42	745	11.16	2.70	56.09	40.82	14.81	6.90
	7	10	59	919	9.34	19.79	58.82	44.52	16.16	7.01
	7	15	77	858	6.93	18.78	61.87	40.76	17.09	5.78
7	7			705	7.22	0.48	35.58	25.61	3.26	3.55
	7	5	23	2199	50.14	9.20	48.06	55.01	0.37	3.00
	7	7	36	2260	29.18	29.58	40.51	66.30	0.54	5.29
	7	10	51	2088	38.9	13.79	69.88	51.60	0.97	4.05
	7	15	75	1770	45.5	7.57	65.31	58.60	1.74	4.77
8	7			484	0.90	3.11	19.96	25.34	4.03	6.94
	7	5	15	2669	12.36	69.16	47.97	56.61	2.50	10.62
	7	7	26	1992	7.22	77.36	53.51	62.35	2.22	9.55
	7	10	24	2383	11.06	70.27	49.32	62.54	2.92	10.96
	7	15	43	2421	9.93	74.26	42.21	48.71	2.96	10.80
9	7			1035	2.14	2.44	17.32	16.48	4.04	8.80
	7	5	18	2182	11.45	60.96	31.46	53.80	4.69	9.50
	7	7	25	2365	9.85	72.13	32.16	44.06	5.58	10.17
	7	10	25	2015	6.55	72.49	26.98	45.12	5.51	10.64
	7	15	37	2170	9.75	70.33	32.39	50.38	4.39	10.86

ตาราง 4.16 (ต่อ)

แผนการ รักษา ที่	จำนวน ลำรังสี	ระดับ fluence	จำนวน พื้นที่ รังสี ย่อย	D ₉₅₋₅	GTV _{95%}	GTV _{105%}	parotid gland (ขวา) V ₁₉₀₀	parotid gland (ซ้าย) V ₁₉₀₀	spinal cord V ₈₀₀	brain V ₄₀₀₀
10	9			294	0.45	0.00	16.67	23.90	18.17	6.77
	9	5	41	1171	10.59	36.79	37.11	53.33	8.52	7.59
	9	7	52	1218	11.98	32.60	32.81	53.32	7.31	6.79
	9	10	77	854	6.21	19.92	39.01	53.75	10.06	6.64
	9	15	100	943	6.61	27.57	39.91	53.30	11.52	6.34
11	9			747	27.27	0.00	4.77	7.99	0.00	6.05
	9	5	33	1741	37.04	1.52	41.43	40.73	0.00	2.27
	9	7	45	1720	33.62	7.15	48.51	48.75	0.26	2.26
	9	10	57	1560	36.39	1.44	50.25	43.33	0.09	2.92
	9	15	77	1998	26.4	16.62	47.11	44.05	0.06	2.53
12	9			502	4.03	0.19	2.54	5.57	0.00	5.67
	9	5	21	2411	23.40	37.14	7.02	13.10	0.00	2.62
	9	7	27	2652	19.64	49.12	7.45	20.99	0.00	3.61
	9	10	32	2561	19.52	47.79	7.82	18.08	0.00	3.53
	9	15	49	2452	15.78	54.81	6.42	14.41	0.00	2.91
13	9			408	0.11	0.51	15.25	13.40	2.12	4.98
	9	5	23	1817	7.06	64.15	24.27	24.47	2.93	6.66
	9	7	31	1768	6.70	66.13	24.22	24.75	2.73	6.86
	9	10	37	1610	6.66	63.75	17.72	30.27	3.24	6.72
	9	15	52	1504	5.86	72.44	23.06	28.53	3.08	7.09



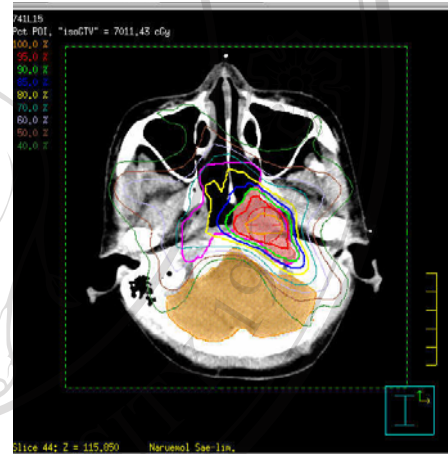
(ก)



(ข)



(ค)



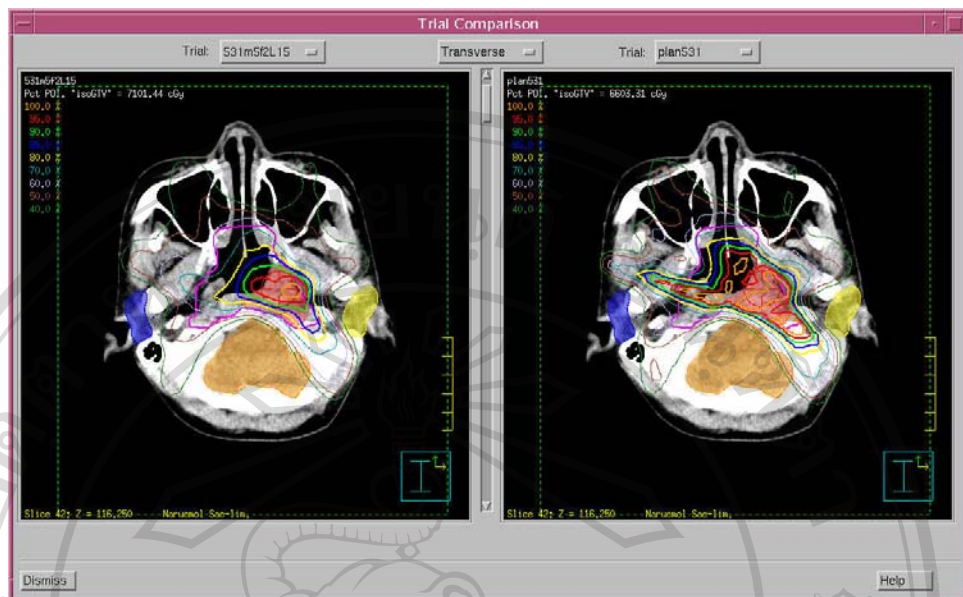
(ง)

รูป 4.10 แสดงการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการกำหนดระดับ fluence ในขั้นตอนการสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัลติลีฟคอลลิมิเตอร์เท่ากับ 5 (ก), 7 (ข), 10 (ค), 15 (ง) เมื่อกำหนดขนาดพื้นที่รังสีอย่างน้อยที่สุดเท่ากับ 4 ตารางเซนติเมตรและจำนวน Monitor Unit น้อยที่สุดเท่ากับ 5 Monitor Unit

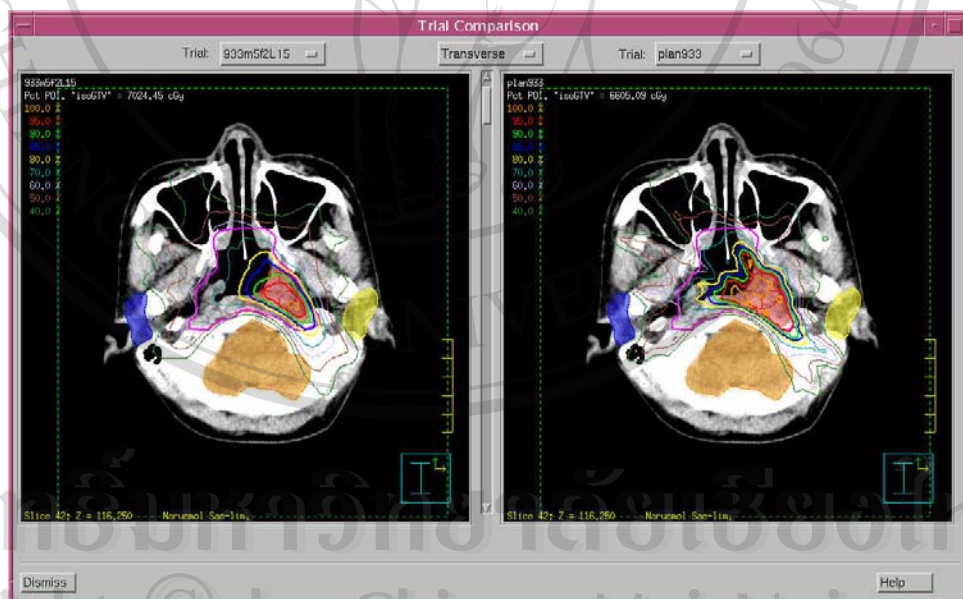
4.5.6 ผลการกระจายปริมาณรังสีของขั้นตอนวางแผน (optimization plan) กับการฉาย

รังสีจริง (convert plan)

จากการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากกระบวนการ optimization กับการกระจายปริมาณรังสีที่ได้หลังจากการสร้างชุด (convert) ข้อมูลตำแหน่งของมัลติลีฟคอลลิมิเตอร์ของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาพบว่าปริมาณรังสีลดลงหลังจากการสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัลติลีฟคอลลิมิเตอร์โดยโปรแกรม IMFAST ดังรูป 4.11



(ก)



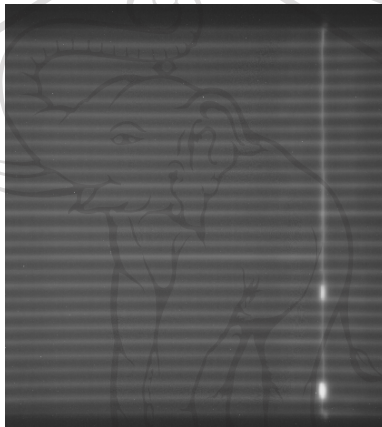
(ข)

รูป 4.11 แสดงการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีในแผนการรักษาที่ได้หลังจากกระบวนการ optimization (ขวา) กับแผนการรักษาที่ได้หลังจากสร้างชุดข้อมูลตำแหน่งของมัดดีลีฟคอลลิมเตอร (ซ้าย) โดยใช้จำนวนลำรังสี 5 ทิศทาง (ก) และ 9 ทิศทาง (ข)

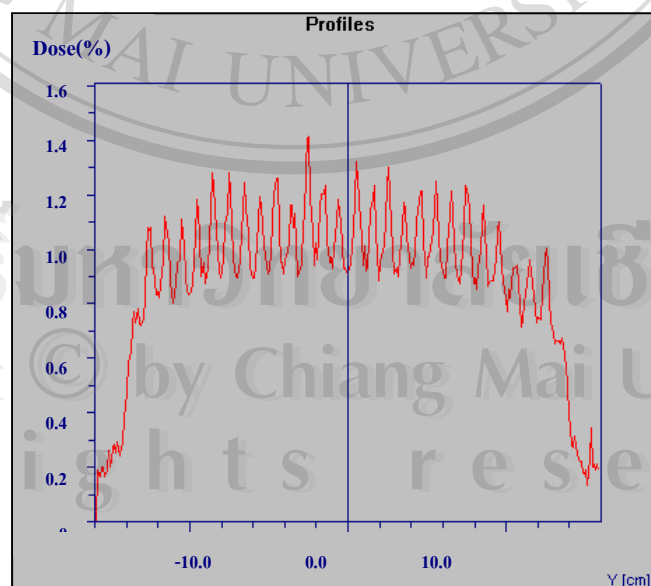
4.6 ลักษณะรังสีชนิดเฉพาะของระบบจำกัดลำรังสีแบบมัลติลีฟ (MLC) ที่มีผลต่อเทคนิคการฉายรังสีแปรความเข้ม

4.6.1 ปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ (intra-leaf transmission) และปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลีฟของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ (inter-leaf transmission)

ผลการวัดปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านแสดงด้วยกราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสี ในแนวตั้งฉากกับทิศทางการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ วัดโดยการสแกนฟิล์มที่วัดปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านลีฟและปริมาณรังสีที่ทะลุรอยต่อระหว่างลีฟ (รูป 4.12) ด้วยเครื่องสแกน Microtek และวิเคราะห์ข้อมูลโดยโปรแกรม Dovision แสดงดังรูป 4.13



รูป 4.12 แสดงฟิล์มที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านลีฟและรอยต่อระหว่างลีฟที่อยู่ติดกัน



รูป 4.13 กราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสี จากฟิล์มที่วัดปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านลีฟและทะลุรอยต่อระหว่างลีฟที่อยู่ติดกันที่ได้จากโปรแกรม Dovision

จากรูป 4.13 แต่ละยอดแหลมของกราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีคือปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟท์ทั้ง 27 คู่ ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟท์ทั้ง 27 คู่ ที่ได้จากโปรแกรม Dovision อยู่ในช่วง 1.13 ± 0.15 เปอร์เซ็นต์ของปริมาณรังสีที่ฉาย การเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟท์ตามแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟท์คอลลิเมเตอร์มีค่าประมาณ 13 เปอร์เซ็นต์ของค่าเฉลี่ย (ตาราง 4.17) ในขณะที่การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟท์ตามแนวนอนกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟท์คอลลิเมเตอร์ มีค่าประมาณ 5 เปอร์เซ็นต์ของค่าเฉลี่ยเท่านั้น (ตาราง 4.18) แต่เมื่อพิจารณาปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟท์บางคู่ เช่น ปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟท์ตัวที่ 12 กับ 13 และตัวที่ 17 กับ 18 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.26 และ 1.39 เปอร์เซ็นต์ของปริมาณรังสีที่ฉาย ตามลำดับ ปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟท์สูงนี้ อาจเกิดขึ้นจากลักษณะทางกายภาพของลิฟท์ตัวที่ 12 และตัวที่ 17 ทางด้าน X2 bank มีการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อยหรือระยะระหว่างลิฟท์มีการเปลี่ยนแปลงจึงทำให้มีปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟท์เพิ่มขึ้น หรืออาจเป็นเพราะความกว้างของลิฟท์มีขนาดน้อยกว่ามาตรฐานที่กำหนดเป็นต้น

ตาราง 4.17 แสดงปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟท์ในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟท์คอลลิเมเตอร์

ระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวแนวนอนกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟท์คอลลิเมเตอร์(เซนติเมตร)										
	9	7	5	3	1	-1	-3	-5	-7	-9
ค่าเฉลี่ย(%)	1.08	1.07	1.09	1.12	1.14	1.13	1.15	1.16	1.16	1.15
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.16	0.15	0.15	0.15	0.15	0.14	0.15	0.15	0.14	0.14

ตาราง 4.18 แสดงปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านรอยต่อระหว่างลิฟในแนวนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์

รอยต่อระหว่างลิฟทางด้าน Y2 ของลิฟ									
	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ค่าเฉลี่ย(%)	0.96	0.91	0.91	1.05	1.10	1.16	1.15	1.21	1.18
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.06	0.05	0.07	0.03	0.02	0.03	0.06	0.03	0.05
รอยต่อระหว่างลิฟทางด้าน Y2 ของลิฟ									
	11	12	13	14	15	16	17	18	19
ค่าเฉลี่ย(%)	1.15	1.26	1.16	1.25	1.19	1.20	1.39	1.12	1.23
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.04	0.03	0.06	0.09	0.06	0.05	0.04	0.07	0.05
รอยต่อระหว่างลิฟทางด้าน Y2 ของลิฟ									
	20	21	22	23	24	25	26	27	28
ค่าเฉลี่ย(%)	1.14	1.21	1.25	1.24	1.11	1.09	1.06	1.05	0.65
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.05	0.06	0.03	0.02	0.07	0.02	0.03	0.04	0.03

ปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านลิฟทั้ง 27 คู่ ที่ได้จากโปรแกรม Dovision มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 0.79 ± 0.09 เปอร์เซ็นต์ของปริมาณรังสีที่ฉาย ปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านลิฟตามแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์ที่ตำแหน่งต่างๆในแนวนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์เปลี่ยนแปลงประมาณ 11 เปอร์เซ็นต์ของค่าเฉลี่ย (ตาราง 4.19) และปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านลิฟตามแนวนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์เปลี่ยนแปลงประมาณ 5 เปอร์เซ็นต์ของค่าเฉลี่ย (ตาราง 4.20)

ตาราง 4.19 แสดงปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านลิฟในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัดดีลีฟคอลลิมเตอร์

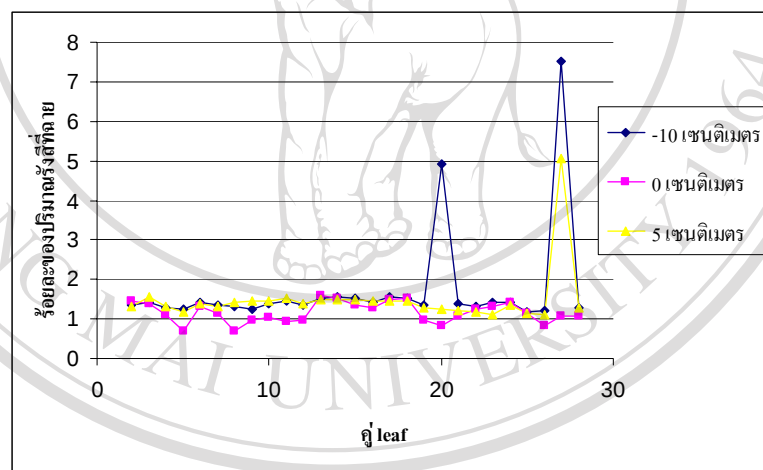
	ระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวแนวนอนกับการเคลื่อนที่ของมัดดีลีฟคอลลิมเตอร์(เซนติเมตร)									
	9	7	5	3	1	-1	-3	-5	-7	-9
ค่าเฉลี่ย(%)	0.74	0.76	0.76	0.77	0.80	0.80	0.81	0.83	0.84	0.83
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.08	0.08	0.08	0.09	0.09	0.09	0.09	0.08	0.09	0.09

ตาราง 4.20 แสดงปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านลิฟที่เปลี่ยนแปลงในแนวนอนกับการเคลื่อนที่ของมัดดีลีฟคอลลิมเตอร์

	ลิฟทางด้าน X2 bank								
	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ค่าเฉลี่ย(%)	0.58	0.66	0.68	0.72	0.78	0.78	0.82	0.83	0.85
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.04	0.06	0.05	0.04	0.03	0.03	0.06	0.04	0.04
	ลิฟทางด้าน X2 bank								
	11	12	13	14	15	16	17	18	19
ค่าเฉลี่ย(%)	0.84	0.83	0.86	0.86	0.83	0.87	0.90	0.85	0.85
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.05	0.04	0.05	0.05	0.05	0.04	0.03	0.05	0.06
	ลิฟทางด้าน X2 bank								
	20	21	22	23	24	25	26	27	28
ค่าเฉลี่ย(%)	0.85	0.84	0.86	0.82	0.81	0.76	0.73	0.72	0.61
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.04	0.04	0.03	0.03	0.04	0.03	0.03	0.02	0.03

4.6.2 ปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านปลายมัดตีสีฟคอลลิเมเตอร์

ปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านปลายลิฟที่ตำแหน่งต่างๆ ได้จากการใช้โปรแกรม Dovision ในการสร้างจากกราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวนานกับทิศทางการเคลื่อนที่ของมัดตีสีฟคอลลิเมเตอร์ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของลิฟแต่ละคู่ แสดงดังรูป 4.14 โดยที่ค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านปลายลิฟที่ตำแหน่งต่างๆ โดยไม่รวมลิฟคู่ที่ 20 และ 27 เท่ากับ 1.3 ± 0.2 เปรอเซ็นต์ของปริมาณรังสีที่ฉาย ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านปลายลิฟตามแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัดตีสีฟคอลลิเมเตอร์ที่ตำแหน่งต่างๆ ในแนวนานกับการเคลื่อนที่ของมัดตีสีฟคอลลิเมเตอร์หรือจากลิฟคู่ที่ 2 ถึง 28 แสดงดังตาราง 4.21 และปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านปลายลิฟของแต่ละคู่เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระยะห่างจากกึ่งกลางรังสี แสดงดังตาราง 4.22 เมื่อพิจารณาคำแหน่งที่ไม่อยู่ในแนวกึ่งกลางลำรังสี ปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านปลายลิฟคู่ที่ 20 และ 27 มีค่าสูง ซึ่งอาจมีสาเหตุเกิดจากการสอบเทียบตำแหน่งของลิฟไม่ถูกต้องที่ระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีออกไป



รูป 4.14 ปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านปลายลิฟ

ตาราง 4.21 แสดงปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านปลายลิฟในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัดตีสีฟคอลลิเมเตอร์

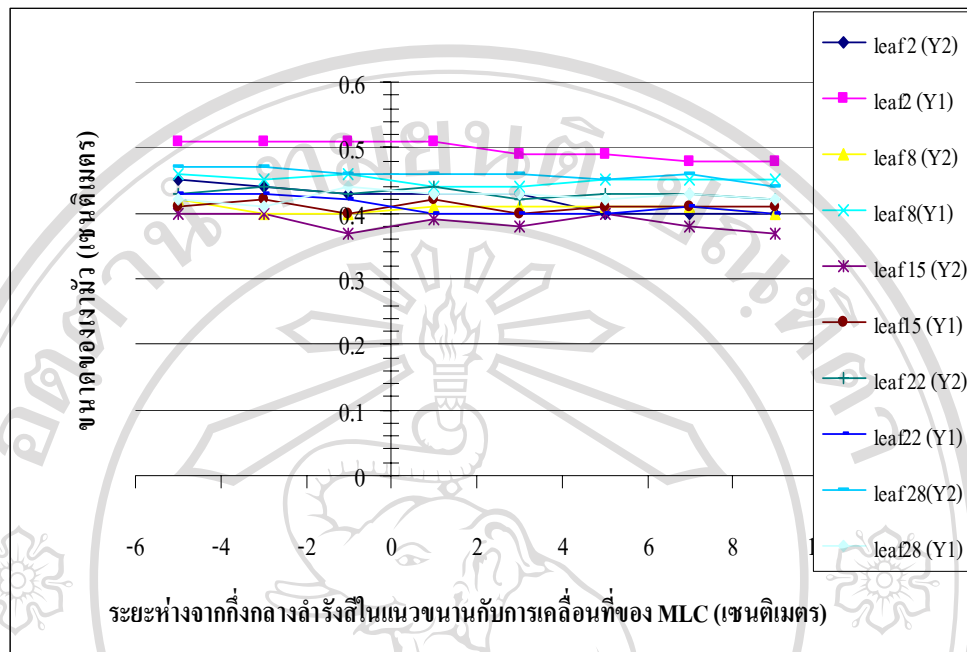
	ระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวแนวนานกับการเคลื่อนที่ ของมัดตีสีฟคอลลิเมเตอร์(เซนติเมตร)		
	-10	0	5
ค่าเฉลี่ย(%)	1.74	1.16	1.49
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน(%)	1.35	0.26	0.73

ตาราง 4.22 แสดงปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านปลายลิฟที่เปลี่ยนแปลงในแนวนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์

ปลายลิฟ									
	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ค่าเฉลี่ย(%)	1.37	1.45	1.24	1.04	1.37	1.27	1.14	1.21	1.29
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.07	0.09	0.11	0.31	0.06	0.11	0.39	0.25	0.24
ปลายลิฟ									
	11	12	13	14	15	16	17	18	19
ค่าเฉลี่ย(%)	1.30	1.24	1.55	1.53	1.46	1.38	1.50	1.50	1.20
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	0.32	0.25	0.06	0.04	0.09	0.08	0.05	0.04	0.19
ปลายลิฟ									
	20	21	22	23	24	25	26	27	28
ค่าเฉลี่ย(%)	2.34	1.22	1.24	1.29	1.40	1.15	1.04	4.55	1.22
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%)	2.24	0.15	0.07	0.16	0.04	0.02	0.20	3.26	0.12

4.6.3 เงา (penumbra) ของพื้นที่รังสีของขอบด้านข้างมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์

ขนาดของเงาของพื้นที่รังสีกว้าง 1 เซนติเมตร ที่เกิดขึ้นเนื่องจากขอบด้านข้างของลิฟตัวที่ 2, 8, 15, 22 และ 28 ทางด้าน Y1 และ Y2 จากการสร้างกราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวตั้งฉากกับทิศทางการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์ที่ได้จากการสแกนฟิล์มที่วัดเงาด้วยโปรแกรม Dovision แสดงดังรูป 4.15 โดยมีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 0.430 ± 0.032 เซนติเมตร หรือประมาณ 43.0 ± 3.2 เปอร์เซ็นต์ของขนาดความกว้างพื้นที่รังสี และขนาดของเงาเปลี่ยนแปลงในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์ที่ตำแหน่งต่างๆในแนวนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์ (ตาราง 4.23) และตามแนวนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์ (ตาราง 4.24) น้อยกว่า 10 เปอร์เซ็นต์และ 5 เปอร์เซ็นต์ของค่าเฉลี่ย ตามลำดับ



รูป 4.15 ขนาดเงามัวของพื้นที่รังสี 1 เซนติเมตร เนื่องจากขอบด้านข้างของลิฟ

ตาราง 4.23 แสดงขนาดเงามัวของพื้นที่รังสีกว้าง 1 เซนติเมตร เนื่องจากขอบด้านข้างของลิฟในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่มัลติฟลิตคอลลิมเตอร์

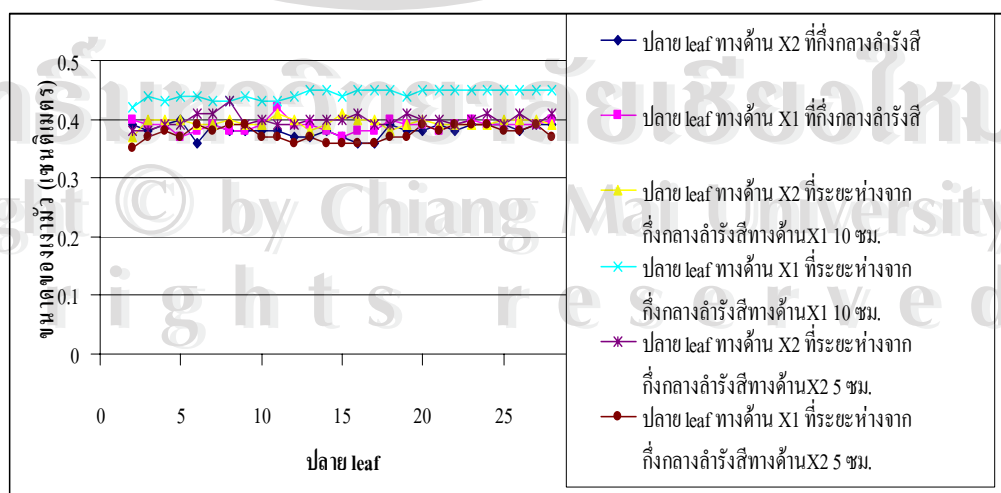
	ระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวแนวนอนกับการเคลื่อนที่ของมัลติฟลิตคอลลิมเตอร์(เซนติเมตร)							
	9	7	5	3	1	-1	-3	-5
ค่าเฉลี่ย (เซนติเมตร)	0.419	0.426	0.426	0.426	0.433	0.432	0.437	0.440
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.031	0.030	0.030	0.032	0.034	0.039	0.034	0.033

ตาราง 4.24 ขนาดเงามัวของพื้นที่รังสีกว้าง 1 เซนติเมตร เนื่องจากขอบด้านข้างของลิฟในแนวขนานกับทิศทางการเคลื่อนที่มัลติลีฟคอลลิเมเตอร์

	ขอบลิฟทางด้าน Y1					ขอบลิฟทางด้าน Y2				
	2	8	15	22	28	2	8	15	22	28
ค่าเฉลี่ย (เซนติเมตร)	0.498	0.450	0.410	0.411	0.425	0.423	0.408	0.386	0.430	0.459
ส่วน เบี่ยงเบน มาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.014	0.008	0.008	0.014	0.009	0.020	0.007	0.013	0.008	0.010

4.6.4 เงามัวของพื้นที่รังสีของปลายมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์

ขนาดเงามัวของพื้นที่รังสีกว้าง 1 เซนติเมตร ที่เกิดขึ้นเนื่องจากปลายของทุกลิฟ ที่ได้จากการสร้างกราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวขนานกับทิศทางการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ ของฟิล์มที่วัดเงามัวด้วยโปรแกรม Dovision (รูป 4.16) มีค่าเฉลี่ย อยู่ในช่วง 0.397 ± 0.024 เซนติเมตร หรือประมาณ 39.7 ± 2.4 เปอร์เซ็นต์ของขนาดความกว้างพื้นที่รังสี โดยมีการเปลี่ยนแปลงในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ที่ตำแหน่งต่างๆในแนวขนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ (ตาราง 4.25) และตามแนวขนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ (ตาราง 4.26 และ 4.27) น้อยกว่า 7 เปอร์เซ็นต์ และ 12 เปอร์เซ็นต์ของค่าเฉลี่ย ตามลำดับ



รูป 4.16 ขนาดของเงามัวของพื้นที่รังสี 1 เซนติเมตร เนื่องจากปลายลิฟ

ตาราง 4.25 ขนาดเงามัวของพื้นที่รังสีกว้าง 1 เซนติเมตร ในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัดดีลีฟ คอลลิเมเตอร์เนื่องจากปลายของลิฟ

	ระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวแนวนอนกับการเคลื่อนที่ ของมัดดีลีฟคอลลิเมเตอร์(เซนติเมตร)		
	-10	0	5
ค่าเฉลี่ย (เซนติเมตร)	0.418	0.385	0.387
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.026	0.011	0.017

ตาราง 4.26 ขนาดเงามัวของพื้นที่รังสีกว้าง 1 เซนติเมตร ในแนวขนานกับการเคลื่อนที่ของมัดดีลีฟ คอลลิเมเตอร์ที่เกิดจากปลายของลิฟทางด้าน X1 bank

	ปลายลิฟ									
	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
ค่าเฉลี่ย(เซนติเมตร)	0.390	0.400	0.400	0.393	0.403	0.400	0.400	0.403	0.397	
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.036	0.036	0.026	0.040	0.032	0.026	0.026	0.032	0.031	
	ปลายลิฟ									
	11	12	13	14	15	16	17	18	19	
ค่าเฉลี่ย(เซนติเมตร)	0.407	0.397	0.403	0.397	0.390	0.397	0.397	0.407	0.400	
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.032	0.040	0.042	0.047	0.044	0.047	0.047	0.040	0.036	
	ปลายลิฟ									
	20	21	22	23	24	25	26	27	28	
ค่าเฉลี่ย(เซนติเมตร)	0.410	0.403	0.410	0.413	0.410	0.407	0.407	0.410	0.407	
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.035	0.040	0.035	0.032	0.035	0.038	0.038	0.035	0.040	

ตาราง 4.27 ขนาดของเงามัวของพื้นที่รังสี 1 เซนติเมตร ในแนวนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ที่เกิดจากปลายของลิฟทางด้าน X2 bank

ปลายลิฟ									
	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ค่าเฉลี่ย(เซนติเมตร)	0.380	0.387	0.393	0.397	0.387	0.397	0.403	0.387	0.390
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.010	0.012	0.006	0.006	0.025	0.012	0.025	0.006	0.010
ปลายลิฟ									
	11	12	13	14	15	16	17	18	19
ค่าเฉลี่ย(เซนติเมตร)	0.393	0.387	0.383	0.390	0.393	0.390	0.383	0.387	0.393
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.015	0.015	0.015	0.010	0.021	0.026	0.021	0.006	0.015
ปลายลิฟ									
	20	21	22	23	24	25	26	27	28
ค่าเฉลี่ย(เซนติเมตร)	0.393	0.393	0.387	0.393	0.397	0.393	0.397	0.393	0.397
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.012	0.006	0.006	0.006	0.012	0.006	0.015	0.006	0.012

4.6.5 ความถูกต้องของตำแหน่งมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์

ความถูกต้องของตำแหน่งมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ที่ได้จากการสร้างกราฟปริมาณรังสีแบบสัมพัทธ์ตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวนานกับทิศทางการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์จากฟิล์มโดยใช้โปรแกรม Dovision ค่าเฉลี่ยจากลิฟทั้ง 27 คู่ อยู่ในช่วง 0.080 ± 0.084 เซนติเมตร โดยค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งลิฟทางด้าน X1 bank และ ทางด้าน X2 bank ตามแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ที่ตำแหน่งต่างๆในแนวนานกับการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์แสดงดังตาราง 4.28 และ 4.29 ในขณะที่ค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งลิฟทางด้าน X1 bank และ ทางด้าน X2 bank ของแต่ละลิฟเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระยะห่างจากกึ่งกลางรังสีแสดงในตาราง 4.30 และ 4.31 โดยค่าความถูกต้องของตำแหน่งมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ขึ้นกับการสอบเทียบตำแหน่งลิฟตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีออกไป และความถูกต้องของโปรแกรมที่ใช้ในการอ่าน

ตาราง 4.28 ความถูกต้องของตำแหน่งมัลติลีฟคอลลิมเตอร์ทางด้าน X1 bank ในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิมเตอร์

	ระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวแนวนานกับการเคลื่อนที่ ของมัลติลีฟคอลลิมเตอร์(เซนติเมตร)				
	-9.50	-4.50	0.50	5.50	10.50
ค่าเฉลี่ย (เซนติเมตร)	0.238	0.178	0.101	0.085	0.121
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.056	0.056	0.045	0.037	0.035

ตาราง 4.29 ความถูกต้องของตำแหน่งมัลติลีฟคอลลิมเตอร์ทางด้าน X2 bank ในแนวตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของมัลติลีฟคอลลิมเตอร์

	ระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีในแนวแนวนานกับการเคลื่อนที่ ของมัลติลีฟคอลลิมเตอร์(เซนติเมตร)				
	-10	-5	0	5	10
ค่าเฉลี่ย (เซนติเมตร)	0.029	0.033	0.005	-0.002	0.015
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.027	0.023	0.022	0.009	0.018

ตาราง 4.30 ความถูกต้องของตำแหน่งลิฟทางด้าน X1 bank ในแนวนอนกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์

ลิฟทางด้าน X1 bank									
	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ค่าเฉลี่ย(เซนติเมตร)	0.076	0.088	0.120	0.094	0.072	0.122	0.122	0.112	0.158
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.036	0.030	0.021	0.050	0.039	0.060	0.067	0.054	0.083
ลิฟทางด้าน X1 bank									
	11	12	13	14	15	16	17	18	19
ค่าเฉลี่ย(เซนติเมตร)	0.158	0.106	0.094	0.170	0.150	0.178	0.164	0.170	0.150
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.072	0.078	0.063	0.076	0.089	0.090	0.084	0.089	0.062
ลิฟทางด้าน X1 bank									
	20	21	22	23	24	25	26	27	28
ค่าเฉลี่ย(เซนติเมตร)	0.178	0.170	0.160	0.146	0.190	0.214	0.170	0.164	0.210
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.099	0.085	0.088	0.077	0.062	0.062	0.054	0.058	0.054

ตาราง 4.31 ความถูกต้องของตำแหน่งลิฟทางด้าน X1 bank ในแนวนอนกับการเคลื่อนที่ของมัลติลิฟคอลลิเมเตอร์

ลิฟทางด้าน X2 bank									
	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ค่าเฉลี่ย (เซนติเมตร)	0.046	0.040	0.006	0.016	0.048	0.024	0.034	0.028	0.006
ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.019	0.029	0.019	0.017	0.035	0.011	0.023	0.027	0.011

ตาราง 4.31 (ต่อ)

ลิฟทางด้าน X2 bank									
	11	12	13	14	15	16	17	18	19
ค่าเฉลี่ย (เซนติเมตร)	0.006	0.020	0.032	-0.008	0.004	-0.006	0.022	0.012	0.002
ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.011	0.021	0.025	0.016	0.011	0.009	0.031	0.016	0.013
ลิฟทางด้าน X2 bank									
	20	21	22	23	24	25	26	27	28
ค่าเฉลี่ย (เซนติเมตร)	0.020	0.006	0.012	0.020	0.014	0.000	0.006	0.014	0.010
ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน (เซนติเมตร)	0.028	0.034	0.027	0.037	0.023	0.007	0.009	0.021	0.022

4.7 ขนาดของหัววัดรังสีที่มีผลต่อการทวนสอบปริมาณรังสีในเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้ม

เมื่อเปรียบเทียบขนาดของหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน โดยการวัดปริมาณรังสีในพื้นที่รังสีที่มีขนาดใหญ่ (10x10 ตารางเซนติเมตร) ด้วยหัววัดรังสีที่มีปริมาตรในการเก็บประจุเท่ากับ 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร (FC 65 P) และ 0.01 ลูกบาศก์เซนติเมตร (CC01) ปริมาณรังสีที่วัดได้ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่การวัดปริมาณรังสีในพื้นที่รังสีที่มีขนาดเล็ก (2x2 ตารางเซนติเมตร) ปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีที่มีปริมาตรเก็บประจุเท่ากับ 0.01 ลูกบาศก์เซนติเมตร มีค่าสูงกว่า โดยมีค่าปริมาณรังสีที่ต่างกันโดยเฉลี่ยถึง 18.607% (ตาราง 4.32)

การที่หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันปริมาตรเก็บประจุ 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งนิยมใช้วัดรังสีกัมมันตภาพรังสีแบบดั้งเดิม วัดปริมาณรังสีได้ต่ำกว่าหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันปริมาตรเก็บประจุ 0.01 ลูกบาศก์เซนติเมตร เนื่องจากการที่มีขนาดยาวกว่าจึงทำให้ electron fluence ในปริมาตรเก็บประจุของหัววัดรังสีไม่สม่ำเสมอ ดังนั้นความไวในการวัดรังสีหรือปริมาณรังสีที่วัดได้จึงลดลง

เมื่อพิจารณาการฉายรังสีแปรความเข้มซึ่งประกอบด้วยหลายพื้นที่รังสีย่อยที่มีขนาดเล็ก พบว่าเมื่อเลือกตำแหน่งที่วางหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันที่มี fluence สม่ำเสมอจากการฉายรังสี

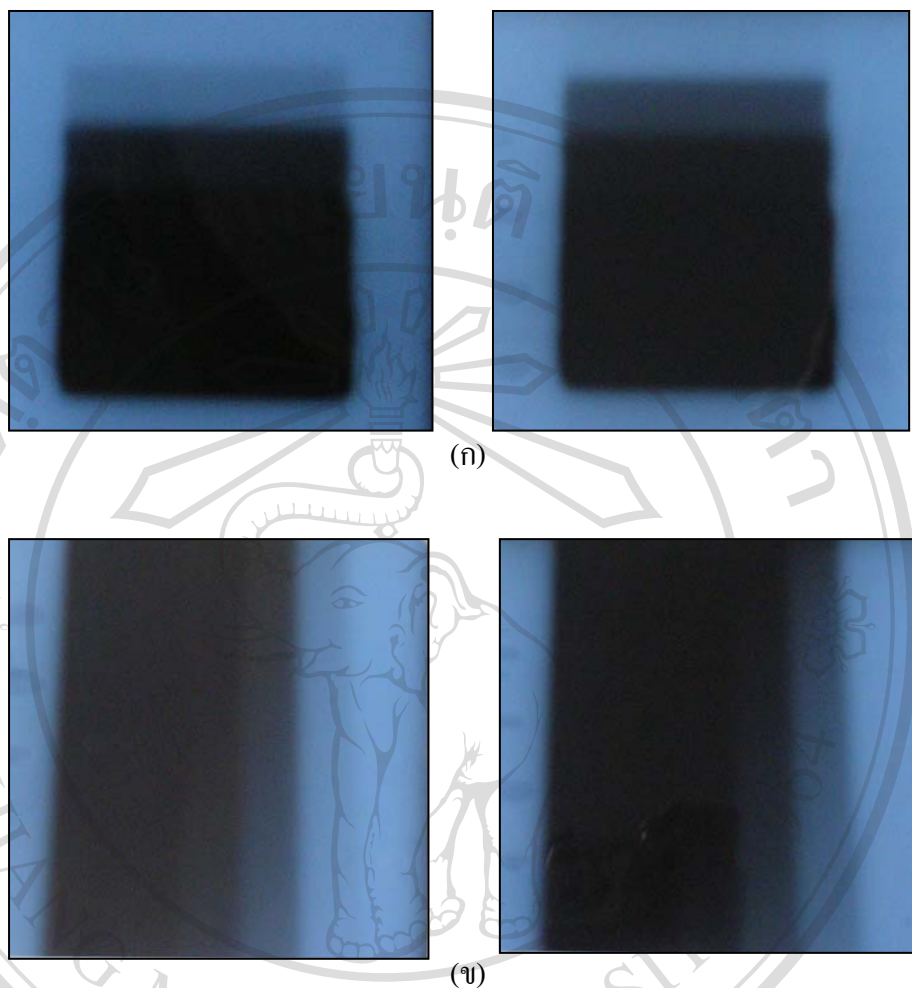
แปรความเข้มด้วยพื้นที่รังสีย่อยทั้งหมด แต่ในขณะที่ฉายรังสีปริมาณที่เก็บประจุของหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันที่มีขนาดใหญ่อาจจะอยู่ในพื้นที่รังสีย่อยเพียงบางส่วน หรือถ้าอยู่ในพื้นที่รังสีย่อยทั้งปริมาตร การกระจายของ fluence ตามปริมาตรที่เก็บประจุก็อาจจะไม่สม่ำเสมอเพราะปริมาณรังสีแบบสัมผัสตามระยะห่างจากกึ่งกลางลำรังสีของลำรังสีที่ฉายไม่สม่ำเสมอ

ตาราง 4.32 แสดงการเปรียบเทียบขนาดของหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันที่มีผลต่อปริมาณรังสีในพื้นที่รังสีที่มีขนาดต่างกัน

ขนาดพื้นที่รังสี (ตารางเซนติเมตร)	จำนวน MU ที่ฉายรังสี	อัตราส่วนระหว่าง ปริมาณรังสีของหัววัดรังสี CC01 ต่อหัววัดรังสี FC 65 P	เปอร์เซ็นต์ความ แตกต่าง
10x10	100	1.01	0.75
	20	1.01	0.90
2x2	20	1.19	16.23
	75	1.28	21.66
	100	1.20	16.75
	134	1.26	20.44
	192	1.23	18.72
	251	1.26	20.34
	309	1.25	19.67
	368	1.24	19.43
	426	1.19	16.26
	484	1.20	16.57

4.8 วิธีการวัดที่มีผลต่อฟิล์มในการทวนสอบการกระจายรังสีในเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้ม

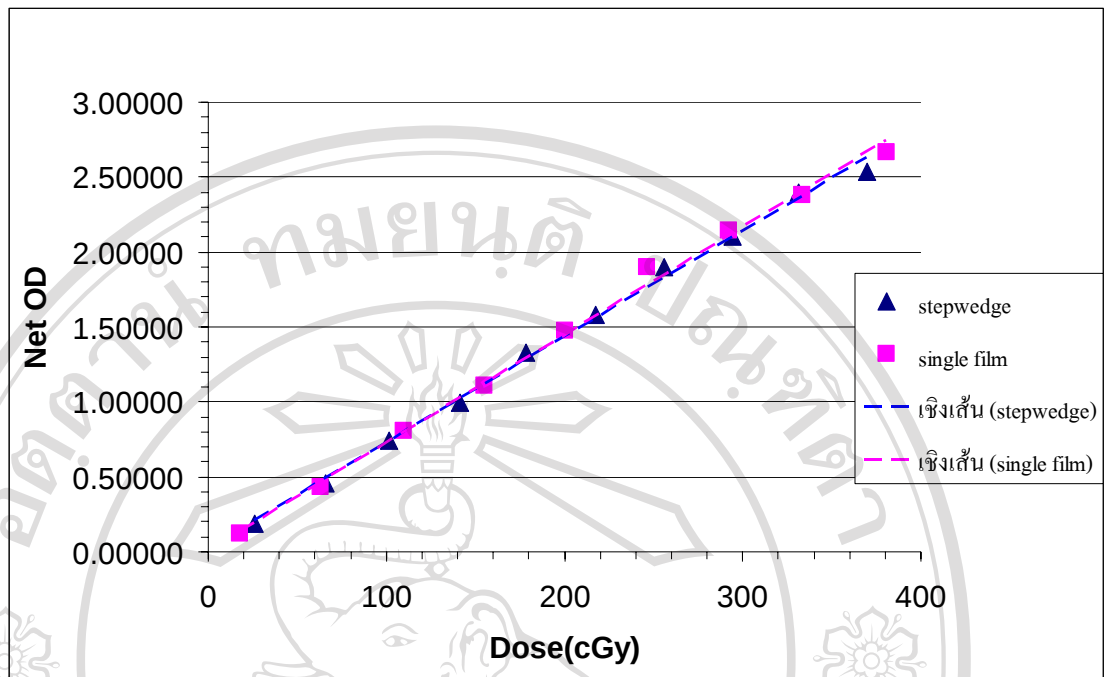
จากการศึกษาวิธีการวัดรังสีที่อาจจะมีผลต่อฟิล์มวัดรังสีชนิดอีอาร์2 พบว่ากราฟความสัมพันธ์ระหว่างความดำของฟิล์มอีอาร์2 และปริมาณรังสีที่วัดด้วยเทคนิค step wedge (รูป 4.17) และเทคนิค single film (รูป 4.18) ไม่มีความแตกต่างกันดังรูป 4.19 และระนาบของฟิล์มอีอาร์2 ในขณะที่ฉายรังสีไม่มีผลต่อความสัมพันธ์ระหว่างความดำกับปริมาณรังสี (รูป 4.20) และจากการศึกษาระยะเวลาระหว่างการฉายรังสีฟิล์มต่อความดำของฟิล์มพบว่าความดำของฟิล์มไม่ขึ้นกับระยะเวลาระหว่างการฉายรังสีฟิล์ม



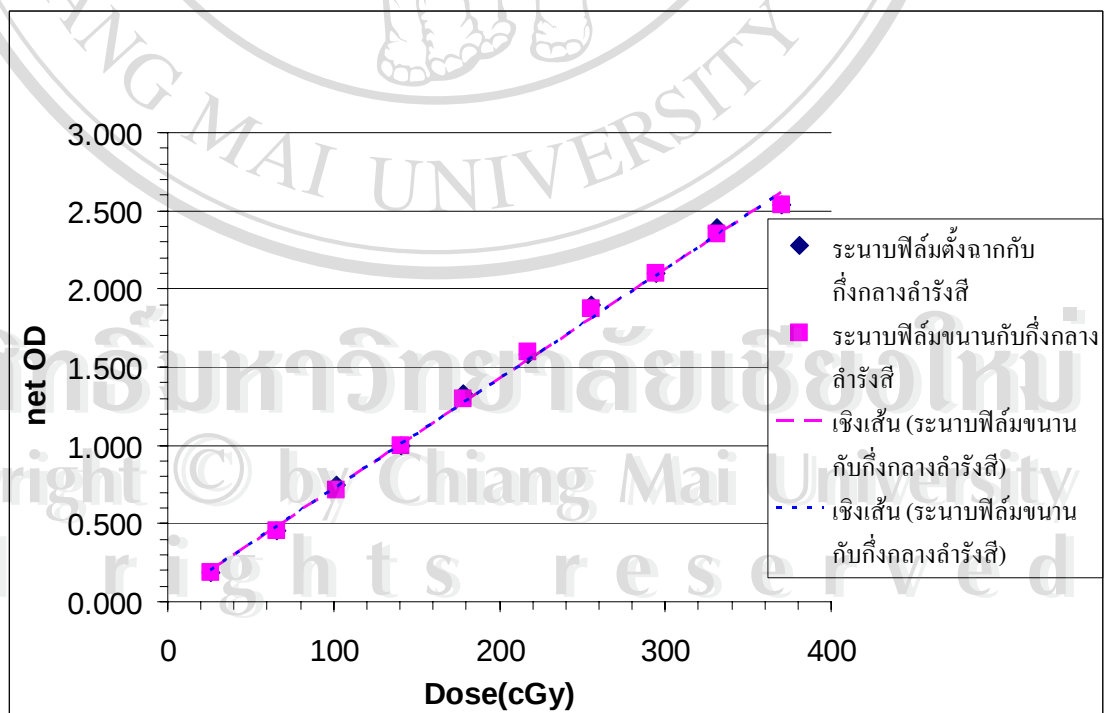
รูป 4.17 फिल्मที่ได้จากการฉายรังสีด้วยวิธี step wedge (ก) ระยะเวลาของฟิล์มตั้งฉากกับลำรังสีที่มีความ
ลึก 5 เซนติเมตร (ข) ระยะเวลาของฟิล์มขนานกับลำรังสีที่กึ่งกลางของลำรังสี



รูป 4.18 फिल्मที่ได้จากการฉายรังสีด้วยวิธี single film



รูป 4.19 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความดำและปริมาณรังสีของวิธี step wedge และ วิธี single film

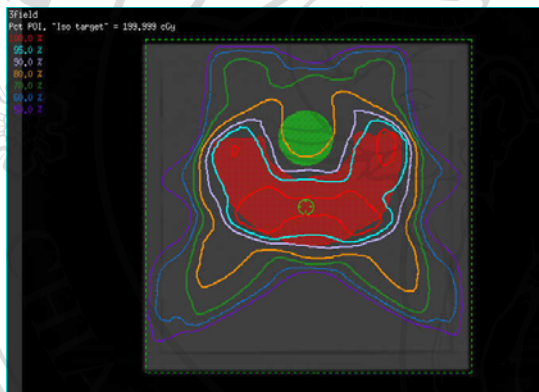


รูป 4.20 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความดำและปริมาณรังสีเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระนาบของฟิล์มกับแนวกึ่งกลางลำรังสี

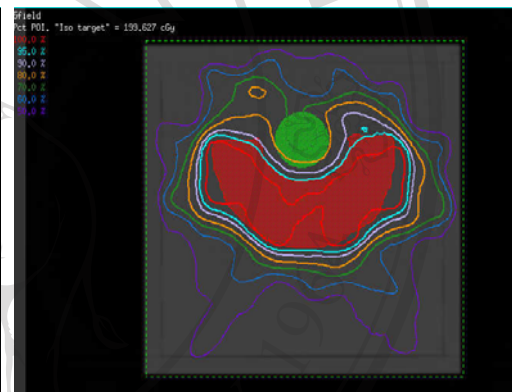
4.9 การทวนสอบปริมาณและการกระจายรังสีสำหรับเทคนิคการฉายรังสีแปรความเข้ม

4.9.1 ทวนสอบปริมาณรังสีโดยการวัด

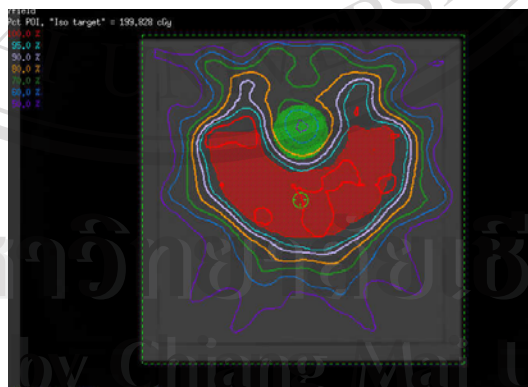
จากการกำหนดรูปร่างของก้อนเป้าหมายบนภาพซีทีวัดคุณสมบัติเนื้อเยื่อ Easy cube เป็นรูปอย่างง่าย เช่น เป็นรูปตัว C และใช้เทคนิคฉายรังสีแปรความเข้มแบบ step and shoot ในการวางแผนรังสีรักษา (รูป 4.21) พบว่าค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อนในการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากคอมพิวเตอร์วางแผนรังสีรักษา เทียบกับการวัดปริมาณรังสีในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนในเซชันจำนวน 10 แผนการรักษา (ตาราง 4.33) มีค่าเท่ากับ 1.77% และ 1.49% ตามลำดับ



(ก)



(ข)



(ค)

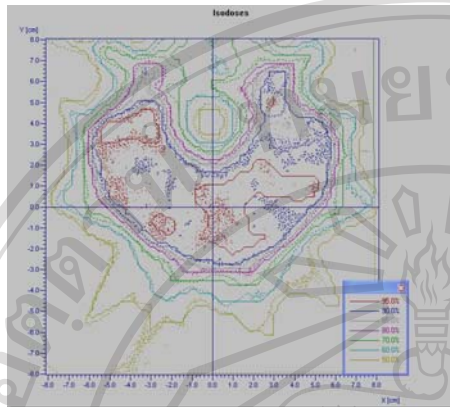
รูป 4.21 แสดงแผนการรักษาที่ได้จากการกำหนดก้อนเป้าหมายที่มีพื้นที่หน้าตัดเป็นรูปตัว C (สีแดง) บนภาพซีทีของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อและสมมุติให้ทรงกระบอกที่มีพื้นที่หน้าตัดวงกลม (สีเขียว) เป็นอวัยวะสำคัญโดยใช้ลำรังสีจำนวน 3 ทิศทาง (ก) 5 ทิศทาง (ข) และ 7 ทิศทาง (ค)

ตาราง 4.33 แสดงค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่องวางแผนรังสีรักษาเปรียบเทียบกับการวัด

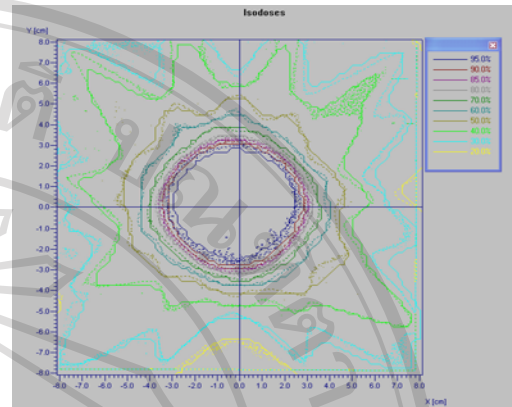
แผนการรักษา ที่	จำนวน ทิศทางลำรังสี	ปริมาตร เป้าหมาย ที่กำหนด (ลูกบาศก์ ซม.)	จำนวน พื้นที่รังสีย่อย	จำนวน Monitor Unit	ค่าเปอร์เซ็นต์ ความ คลาดเคลื่อน
1	3	62.6	14	302	0.26
2	4	62.6	22	481	2.75
3	5	62.6	35	342	1.41
4	7	62.6	32	301	-0.24
5	9	62.6	42	304	0.58
6	3	299.9	42	409	2.96
7	5	299.9	47	437	2.45
8	7	299.9	91	624	4.76
9	5	263.2	51	398	1.41
10	7	263.2	39	395	1.40

4.9.2 การทวนสอบการกระจายปริมาณรังสีโดยฟิล์ม

จากการเปรียบเทียบการกระจายรังสีที่ได้จากการวัดด้วยฟิล์มอีดีอาร์ 2 ในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่ใช้ในการวางแผน กับการกระจายรังสีที่คำนวณได้จากโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา (รูป 4.22) จำนวน 10 แผนการรักษา และคำนวณค่าดัชนีแกมมาโดยใช้โปรแกรม Dovision (รูป 4.23) พบว่าค่าดัชนีแกมมา ($\Delta d_M = 3$ มิลลิเมตร, $\Delta D_M = 3$ เปอร์เซ็นต์) ที่ตำแหน่งต่างๆในบริเวณที่มีการกระจายปริมาณรังสีมากกว่า 85 เปอร์เซ็นต์และต่ำกว่า 85 เปอร์เซ็นต์ จากจำนวนจุดที่สุ่ม 25 จุดในแต่ละแผนการรักษาแสดงดังรูป 4.24 และ 4.25 ตามลำดับ ค่าดัชนีแกมมาไม่เกิน 1 แสดงว่าการคำนวณผ่านเกณฑ์การยอมรับสำหรับระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัดเท่ากับ 3 มิลลิเมตร และค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันกับการวัดเท่ากับ 3 เปอร์เซ็นต์

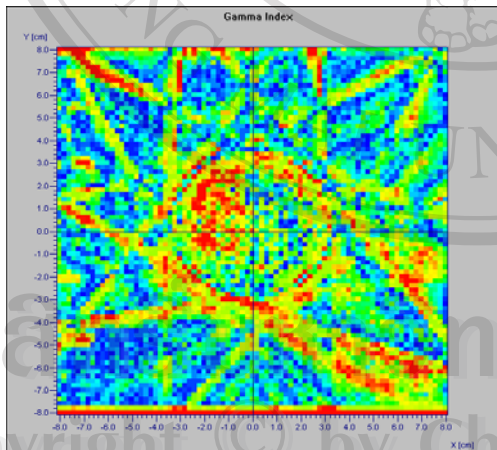


(ก)

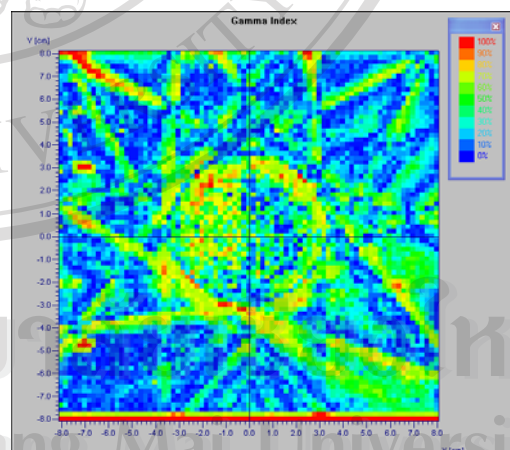


(ข)

รูป 4.22 แสดงการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดด้วยฟิล์มอีดีอาร์ 2 (เส้นประ) กับการกระจายปริมาณรังสีที่ได้การวางแผนรังสีรักษา (เส้นทึบ) โดยใช้โปรแกรม Dovision เมื่อกำหนดก่อนเป้าหมายเป็นรูปตัวซี (ก) และทรงกลม (ข)

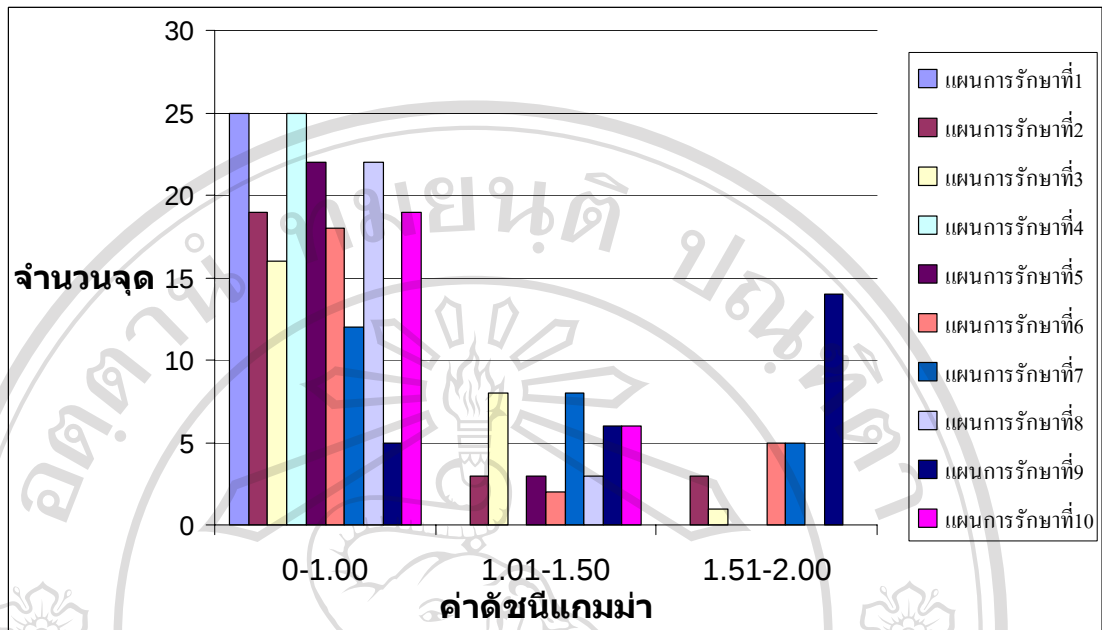


(ก)

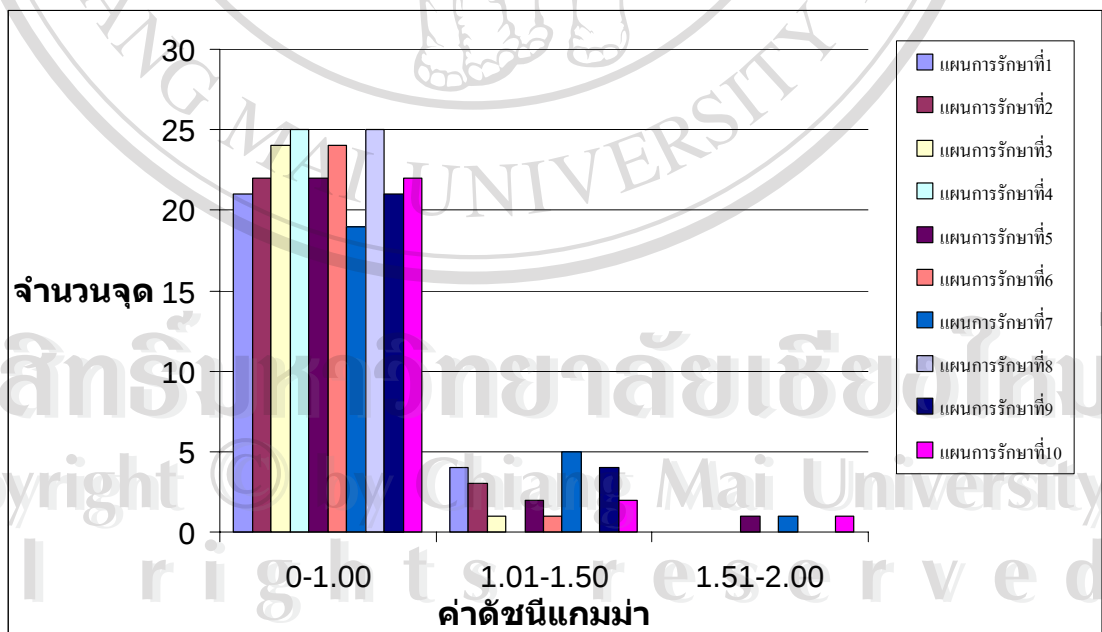


(ข)

รูป 4.23 แสดงผลการคำนวณค่าดัชนีแกมมาของโปรแกรม Dovision ของก้อนเป้าหมายที่กำหนดเป็นรูปทรงกลม เมื่อกำหนดให้ Δd_M เท่ากับ 3 มิลลิเมตร, ΔD_M เท่ากับ 3 เปอร์เซ็นต์ (ก) และ Δd_M เท่ากับ 5 มิลลิเมตร, ΔD_M เท่ากับ 5 เปอร์เซ็นต์ (ข) (พื้นที่สีแดงแสดงถึงค่าดัชนีแกมมาที่มากกว่า 1.0)



รูป 4.24 แผนภูมิแสดงจำนวนจุดที่มีค่าดัชนีแกมมา ($\Delta d_M = 3$ มิลลิเมตร, $\Delta D_M = 3$ เปอร์เซ็นต์) ในช่วงต่างๆ ในบริเวณที่มีการกระจายปริมาณรังสีมากกว่า 85 เปอร์เซ็นต์ ของการทวนสอบการกระจายปริมาณรังสีด้วยฟิล์ม



รูป 4.25 แผนภูมิแสดงจำนวนจุดที่มีค่าดัชนีแกมมา ($\Delta d_M = 3$ มิลลิเมตร, $\Delta D_M = 3$ เปอร์เซ็นต์) ในช่วงต่างๆ ในบริเวณที่มีการกระจายปริมาณรังสีน้อยกว่า 85 เปอร์เซ็นต์ ของการทวนสอบการกระจายปริมาณรังสีด้วยฟิล์ม

4.9.3 ทวนสอบปริมาณรังสีของแผนรังสีรักษาผู้ป่วยโดยการวัด

จากการวางแผนรังสีรักษาบนภาพซีทีสแกนผู้ป่วยด้วยเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้มแบบ step and shoot คัดลอกการวางแผนรังสีรักษาผู้ป่วยลงบนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ Easy cube และวัดปริมาณรังสีในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่ใช้ในการวางแผนด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันพบว่า ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อนในการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากคอมพิวเตอร์วางแผนรังสีรักษาจำนวน 10 แผนการรักษา (ตาราง 4.34) มีค่าเท่ากับ 9.33% และ 5.06% ตามลำดับ

ตาราง 4.34 แสดงค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนในการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาด้วยการวัดปริมาณรังสีแบบจุด โดยคัดลอกแผนการรักษาจากภาพซีทีสแกนของผู้ป่วยลงบนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ

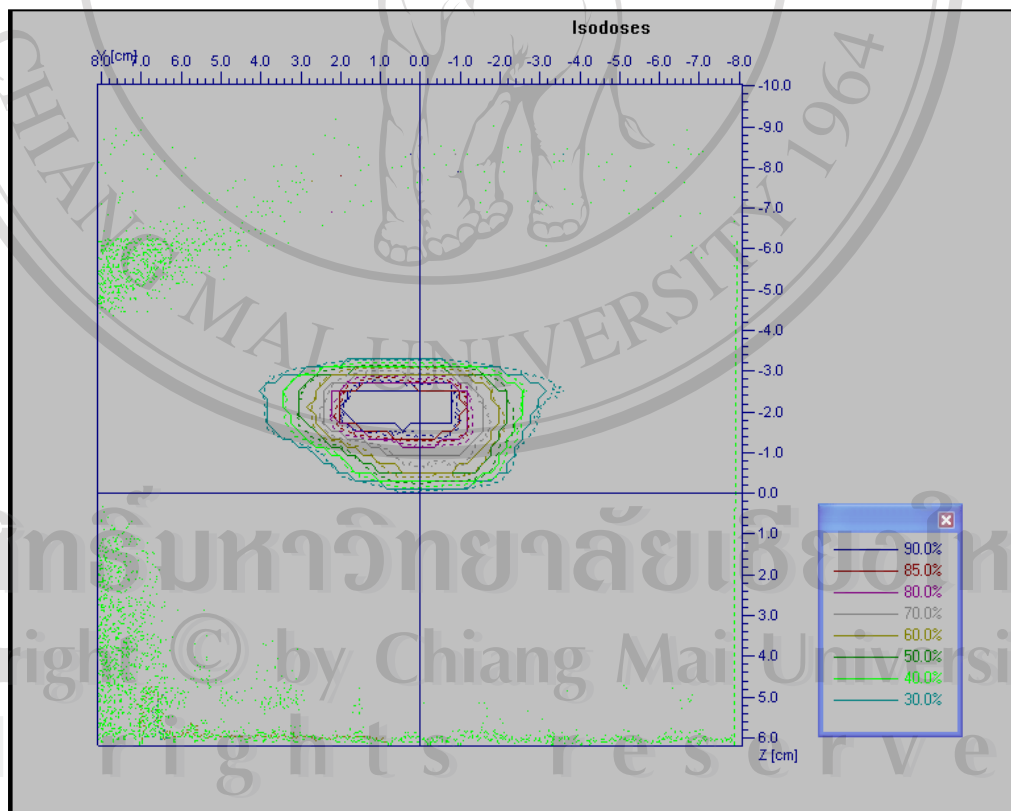
แผนการรักษาที่	จำนวน ทิศทางลำ รังสี	เป้าหมาย ที่กำหนด	ระดับ fluence	จำนวน พื้นที่รังสี ย่อย	จำนวน Monitor Unit	ค่า เปอร์เซ็นต์ ความ คลาดเคลื่อน
1	5	GTV, CTV	5	23	568	6.83
2	5	GTV, CTV	15	70	732	11.34
3	5	GTV	7	19	476	8.68
4	5	GTV, CTV	15	54	669	6.79
5	5	GTV	5	12	489	21.63
6	7	GTV	7	26	539	8.72
7	7	GTV, CTV	10	51	778	12.82
8	7	GTV, CTV	5	29	651	7.46
9	9	GTV	15	52	736	4.40
10	9	GTV, CTV	15	77	480	4.66

หมายเหตุ ปริมาตรของ GTV เท่ากับ 7.1 ลูกบาศก์เซนติเมตร ปริมาณรังสีที่กำหนดเท่ากับ 6600 เซนติเกรย์

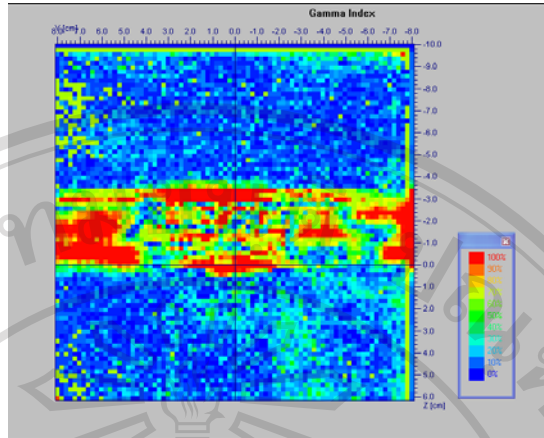
ปริมาตรของ CTV เท่ากับ 64.3 ลูกบาศก์เซนติเมตร ปริมาณรังสีที่กำหนดเท่ากับ 4000 เซนติเกรย์

4.9.4 การทวนสอบการกระจายปริมาณรังสีของแผนรังสีรักษาผู้ป่วยโดยฟิล์ม

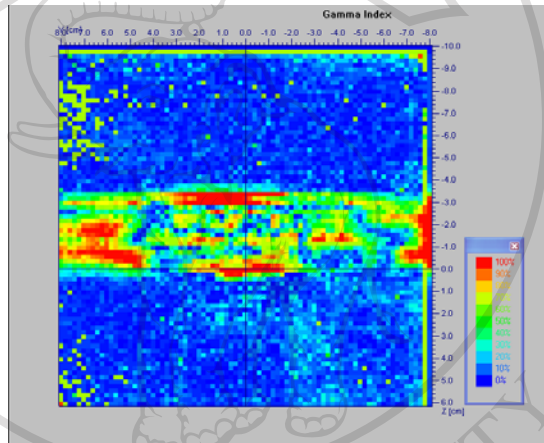
จากการวางแผนรังสีรักษาบนภาพซีทีสแกนผู้ป่วยด้วยเทคนิคฉายรังสีแปรความเข้มแบบ step and shoot คัดลอกการวางแผนรังสีรักษาผู้ป่วยลงบนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ Easy cube และวัดด้วยฟิล์มอิตีอาร์ 2 ในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ แล้วเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดกับการกระจายปริมาณรังสีที่คำนวณจากโปรแกรมวางแผนรังสีรักษา (รูป 4.26) จำนวน 10 แผนการรักษา และคำนวณค่าดัชนีแกมมาโดยใช้โปรแกรม Dovision (รูป 4.27) พบว่าค่าดัชนีแกมมา ($\Delta d_M = 3$ มิลลิเมตร, $\Delta D_M = 3$ เปอร์เซ็นต์) ที่ตำแหน่งต่างๆในบริเวณที่มีการกระจายปริมาณรังสีมากกว่า 85 เปอร์เซ็นต์และต่ำกว่า 85 เปอร์เซ็นต์ จากจำนวนจุดที่สุ่ม 25 จุดในแต่ละแผนการรักษาแสดงดังรูป 4.28 และ 4.29 ตามลำดับ ค่าดัชนีแกมมาไม่เกิน 1 แสดงว่าการคำนวณผ่านเกณฑ์การยอมรับ สำหรับระยะห่างระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากันที่ได้จากการวัดเท่ากับ 3 มิลลิเมตร และค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณเทียบกับปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันกับการวัดเท่ากับ 3 เปอร์เซ็นต์



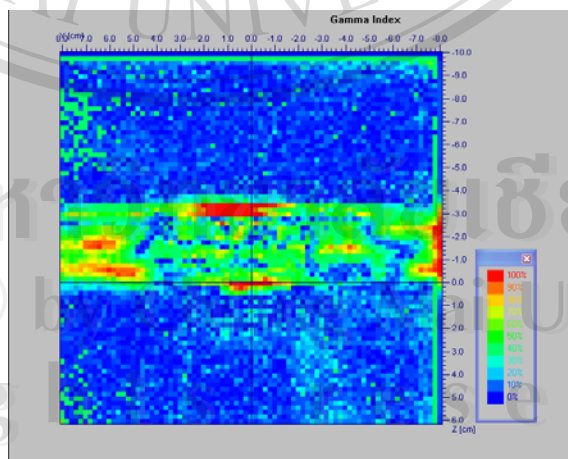
รูป 4.26 แสดงการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดด้วยฟิล์มอิตีอาร์ 2 (เส้นประ) กับการกระจายปริมาณรังสีที่ได้การวางแผนรังสีรักษาผู้ป่วย (เส้นทึบ) โดยใช้โปรแกรม Dovision



(ก) เมื่อกำหนดให้ Δd_M เท่ากับ 3 มิลลิเมตร, ΔD_M เท่ากับ 3 เปอร์เซ็นต์

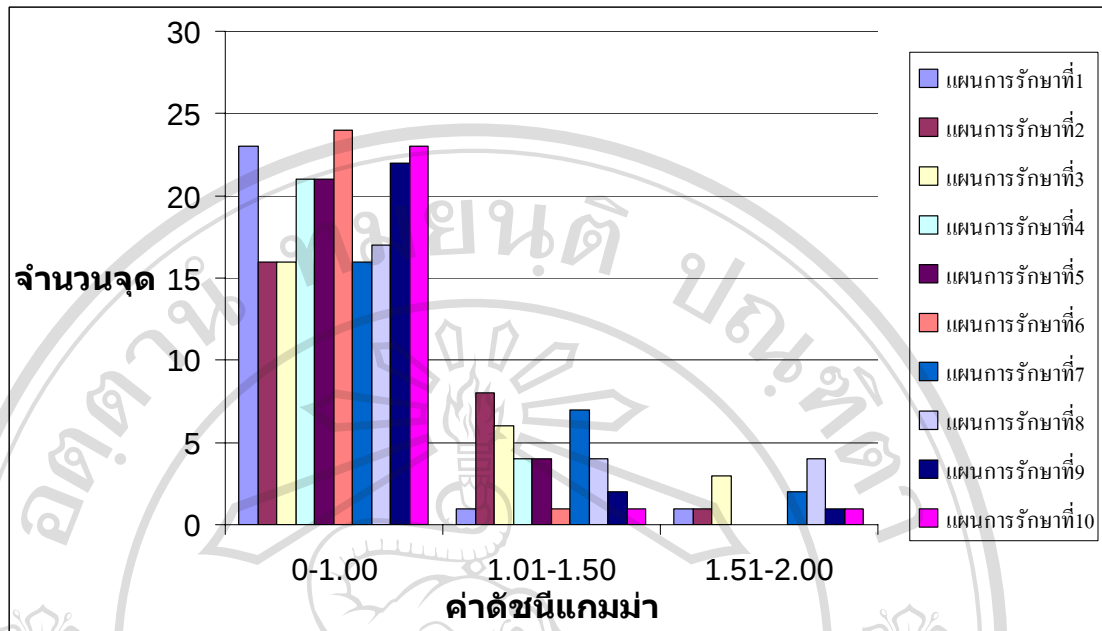


(ข) เมื่อกำหนดให้ Δd_M เท่ากับ 3 มิลลิเมตร, ΔD_M เท่ากับ 5 เปอร์เซ็นต์

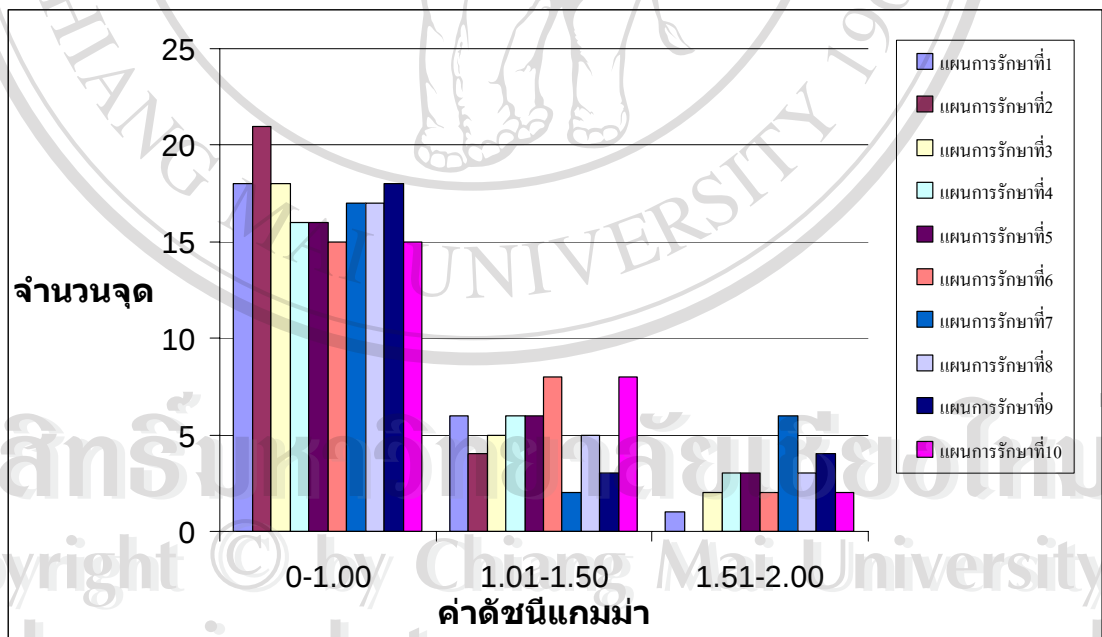


(ค) เมื่อกำหนดให้ Δd_M เท่ากับ 5 มิลลิเมตร, ΔD_M เท่ากับ 5 เปอร์เซ็นต์

รูป 4.27 แสดงผลการคำนวณค่าดัชนีเกมมาของโปรแกรม Dovision จากการวัดการกระจาย ปริมาณรังสีด้วยฟิล์มในแผนรังสีรักษาผู้ป่วย (พื้นที่สีแดงแสดงถึงค่าดัชนีเกมมาที่มากกว่า 1.0)



รูป 4.28 แผนภูมิแสดงจำนวนจุดที่มีค่าดัชนีแกมมา ($\Delta d_M = 3$ มิลลิเมตร, $\Delta D_M = 3$ เปอร์เซ็นต์) ในช่วงต่างๆในบริเวณที่มีการกระจายปริมาณรังสีมากกว่า 85 เปอร์เซ็นต์ ในการทดสอบการกระจายปริมาณรังสีด้วยฟิล์มในแผนรังสีรักษาผู้ป่วย



รูป 4.29 แผนภูมิแสดงจำนวนจุดที่มีค่าดัชนีแกมมา ($\Delta d_M = 3$ มิลลิเมตร, $\Delta D_M = 3$ เปอร์เซ็นต์) ในช่วงต่างๆในบริเวณที่มีการกระจายปริมาณรังสีน้อยกว่า 85 เปอร์เซ็นต์ ในการทดสอบการกระจายปริมาณรังสีด้วยฟิล์มในแผนรังสีรักษาผู้ป่วย