



บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและเสนอแนะ

โปรแกรมสำเร็จรูปนี้ใช้เพื่อที่ความจำทั้งหมดประมาณ 56 กิโลไบต์ (ภาคผนวก จ.) ประกอบด้วยโปรแกรมย่อยต่าง ๆ ดังแสดงไว้ในภาคผนวก จ. การประมวลผลจะเป็นแบบ batch ระยะเวลาของการประมวลผลห่างกันตามความถี่และปริมาณงานของผู้ใช้ โดยประมวลผลเพื่อเตรียมผลลัพธ์การวางแผนไว้ล่วงหน้าก่อนที่ผู้ป่วยจะเข้ารับการรักษาระยะเวลาหนึ่ง

ผลการทดสอบโปรแกรมสำเร็จรูป

การทดสอบโปรแกรมสำเร็จรูปแบ่งออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ ๆ ตามลักษณะการออกแบบโปรแกรม คือ

1. ขั้นตอนที่ 1 ภาคการคำนวณเพื่อวางแผนการรักษา และสร้างแฟ้มข้อมูลรายการเปลี่ยนแปลงของแฟ้มข้อมูลหลัก

2. ขั้นตอนที่ 2 ภาคการคัดการแฟ้มข้อมูลระเบียบผู้ป่วย

ขั้นตอนที่ 1 พิจารณาการกระจายของปริมาณรังสีจากการคำนวณเปรียบเทียบกับข้อมูลจากเอกซเรย์อ้างอิงหมายเลข 2, 11 และ 12 ได้ดังนี้

จากผลการคำนวณการกระจายของรังสีดังแสดงในรูปที่ 5.1 เมื่อเปรียบเทียบโดยพลอตกราฟตามแกนกลางและภาคตัดด้านข้างที่ความลึกใด ๆ จะเห็นว่า การกระจายของปริมาณรังสีมีค่าใกล้เคียงกันโดยจะเท่ากันที่ความลึกที่ระยะ SAD ส่วนการกระจายที่บริเวณใกล้ ๆ ย่านทิมมบรา (ขอบฟิลต์) จะแตกต่างกันบ้างอันเนื่องมาจาก การออกแบบระบบคอลลิเมเตอร์ และสภาพแวดล้อมของแต่ละเครื่อง ซึ่งมีผลต่อลักษณะการกระจายบริเวณขอบฟิลต์ ที่ความลึกอื่น ๆ จะมีค่าแตกต่างกันบ้างอันเนื่องมาจากการกระจายบริเวณใกล้ ๆ ขอบฟิลต์ ซึ่งจะมีผลต่อการสังเกตเตอร์ของรังสีด้วย

พิจารณาการกระจายของปริมาณรังสีที่ระยะห่างจากแกนกลาง ที่ความลึกต่าง ๆ กัน ดังกราฟแสดงดังรูปที่ 5.2. จะเห็นว่าที่ความลึกมากขึ้นค่าของปริมาณรังสีที่บริเวณใกล้ ๆ ขอบฟิล์มจะใกล้เคียงมากกว่าที่ความลึกน้อย ๆ ใกล้เคียง

แต่อย่างไรก็ดี การพิจารณาการกระจายของปริมาณรังสีโดยใช้รังสี Co-60 นี้ ส่วนมากจะเป็นการรักษามะเร็งที่อยู่ค่อนข้างลึกใต้ผิว บริเวณที่ต้องการให้มีปริมาณรังสีสูงก็คือ บริเวณก้อนมะเร็งซึ่งอยู่ที่ความลึกประมาณจุดศูนย์กลางการหมุนนั่นเอง

ส่วนลักษณะการกระจายของปริมาณรังสีเมื่อมีเวดจ์ฟิลเตอร์ขวางกัน จะแสดงเปรียบเทียบ กับฟิล์มชนิดเดียวกัน ดังรูปที่ 5.4

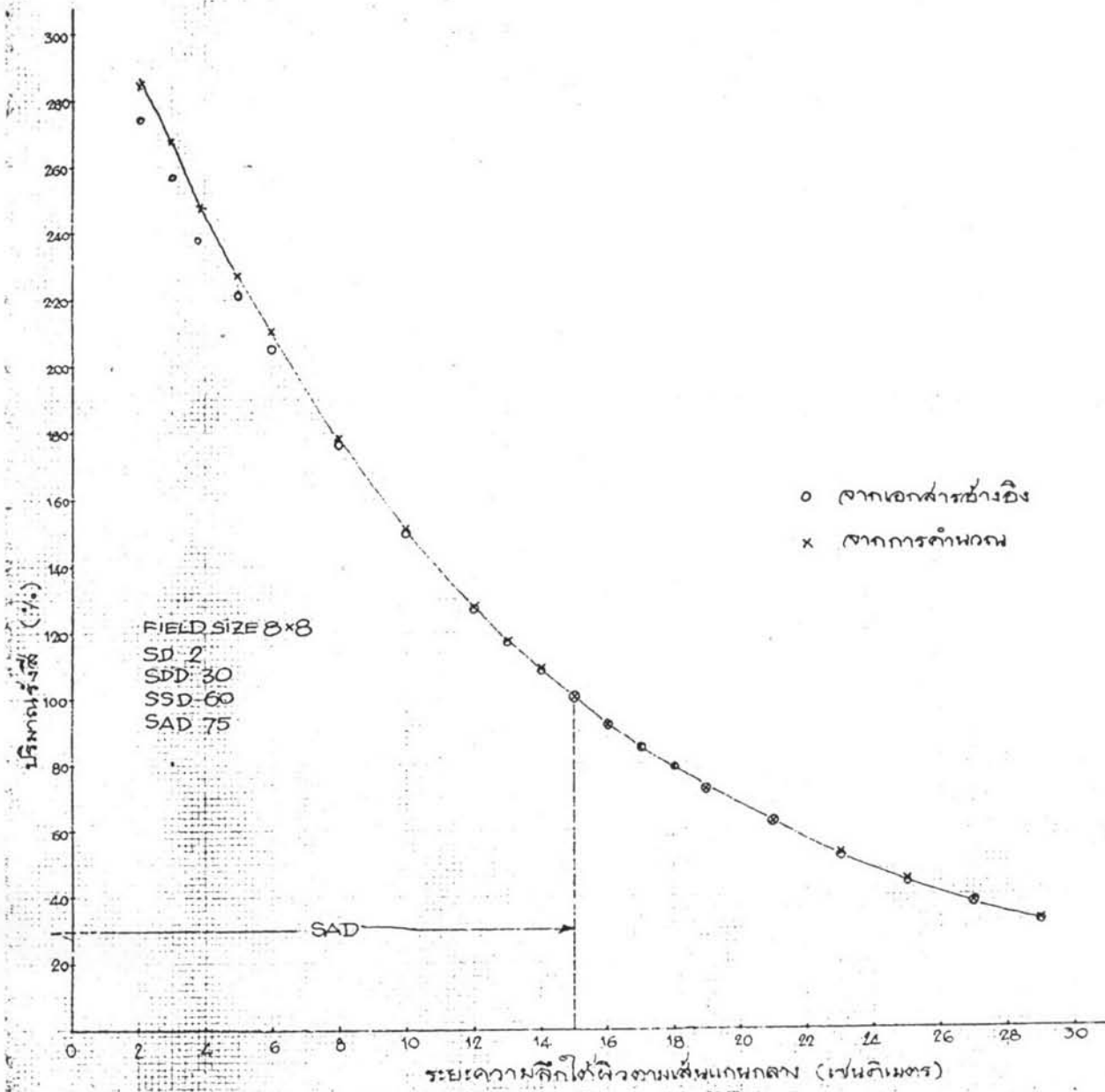
การฉายรังสีไปยังผิวเพียงจะมีการแก้ค่าตามลักษณะการเวียงของผิว ดังแสดงในรูป 5.5

การแก้ค่าเมื่อ SSD ของฟิล์มที่ใช้ (จากการคำนวณ) ไม่เท่ากับระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวผู้ป่วยจริง ๆ แสดงในรูปที่ 5.6 จะเห็นว่ามีความใกล้เคียงกัน วิธีนี้ใช้กับเทคนิคการหมุนต้นกำเนิดรังสีรอบผู้ป่วยเนื่องจากที่แต่ละตำแหน่งระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวจะไม่เท่ากัน

ลักษณะการกระจายของรังสีภายในผู้ป่วยสำหรับวิธีการหมุนต้นกำเนิดรังสีรอบผู้ป่วยแสดงเปรียบเทียบดังรูปที่ 5.7, 5.9 , 5.11 และพิจารณาการพลอตกราฟของการกระจายตามแกนต่าง ๆ ได้ดังรูปที่ 5.8 , 5.10 จะเห็นว่ามีความใกล้เคียงกันมาก ไม่ถึง 2 % ในบริเวณปริมาณรังสีสูงและไม่ถึง 8 % บริเวณปริมาณรังสีต่ำ

การฉายรังสีแบบหลายฟิล์มจากรูปที่ 5.13 พลอตกราฟแกน  $0^\circ$  และ  $20^\circ$  ได้ดังรูป จะเห็นว่าที่ระดับปริมาณรังสีสูง ๆ จะมีความใกล้เคียงกัน ส่วนที่ระดับรังสีต่ำจะแตกต่างกันบ้าง ทั้งนี้เนื่องมาจากการนำเอาผลการคำนวณจากฟิล์มเดี่ยวแต่ละฟิล์มซึ่งมีความแตกต่างกันบริเวณความลึกน้อย ๆ และบริเวณใกล้ขอบฟิล์มดังกล่าวมาแล้วมารวมกัน แต่อย่างไรก็ดีปริมาณที่เราสนใจมากก็คือบริเวณระดับรังสีสูง และบริเวณหลักเลียงเท่านั้น

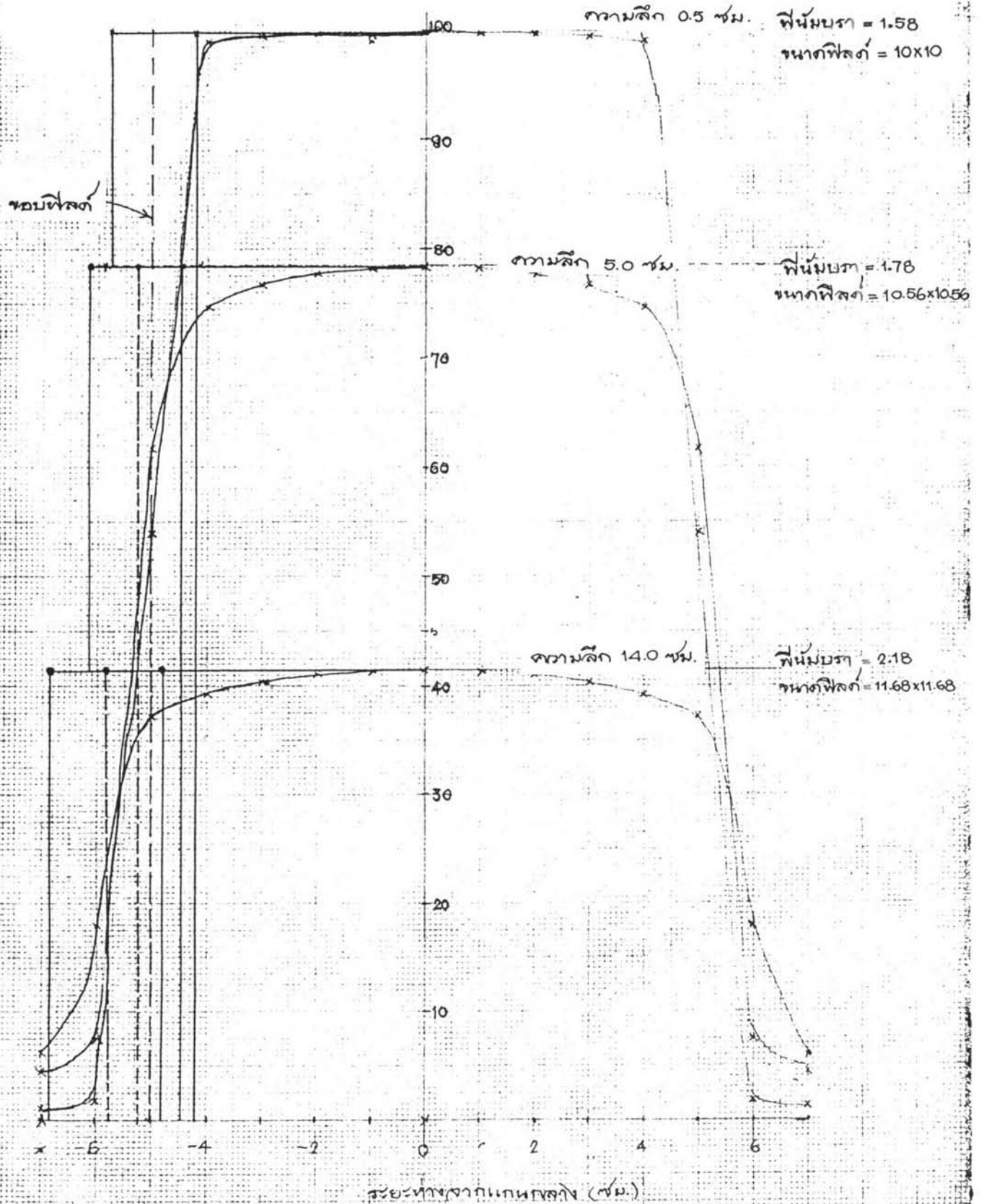
ผลลัพธ์การออกแบบความหนาของเวดจ์ฟิลเตอร์ดังแสดงในรูปที่ 5.14 จะได้ลักษณะของเวดจ์ฟิลเตอร์ดังรูปที่ 5.15 ซึ่งมีความใกล้เคียงกับความหนาของเวดจ์ฟิลเตอร์ที่วัดได้จริง ๆ



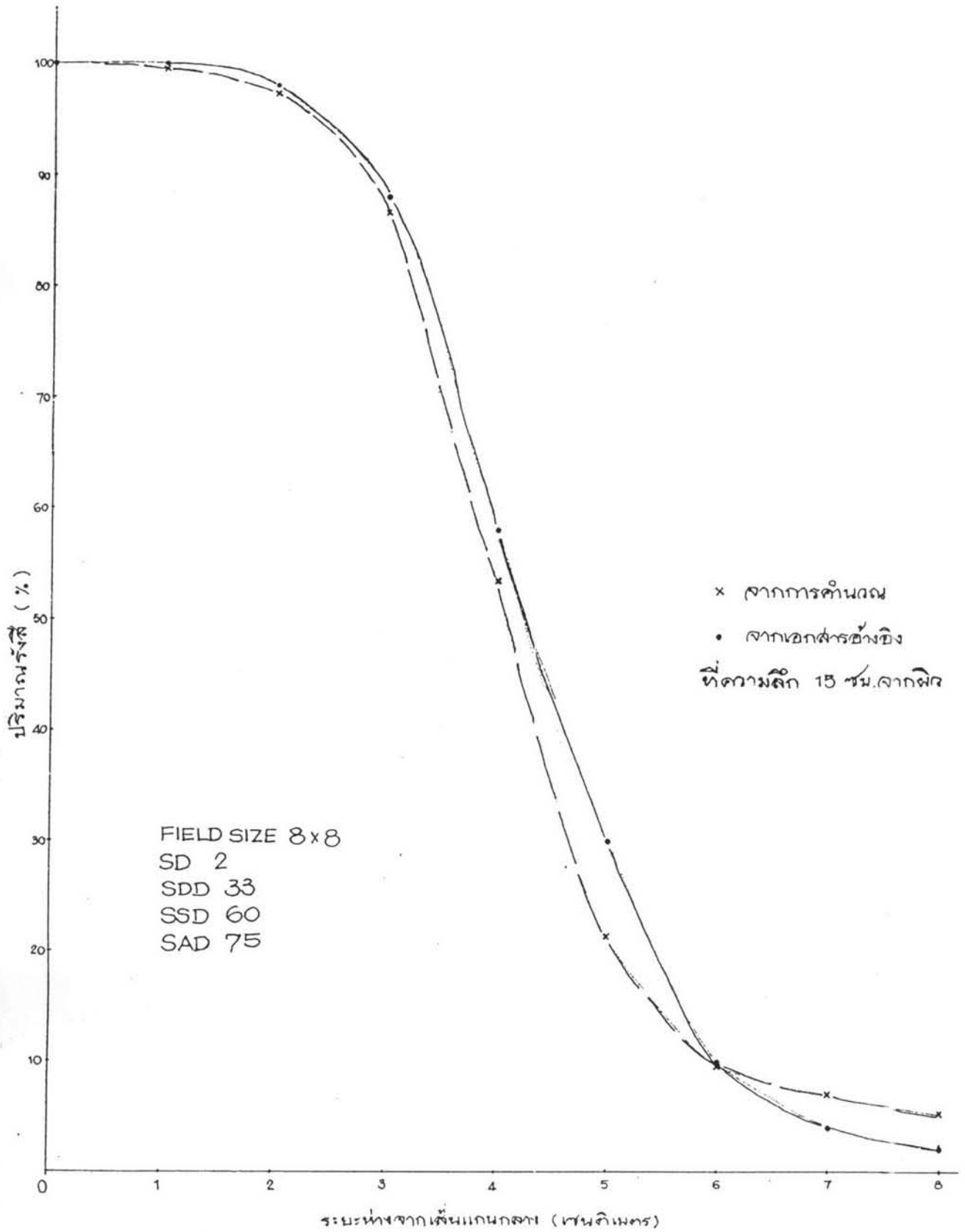
รูปที่ 5.1 กราฟลักษณะการกระจายของรังสีที่จุดความลึกต่าง ๆ บนแกนกลาง

ปริมาณรังสี (%)

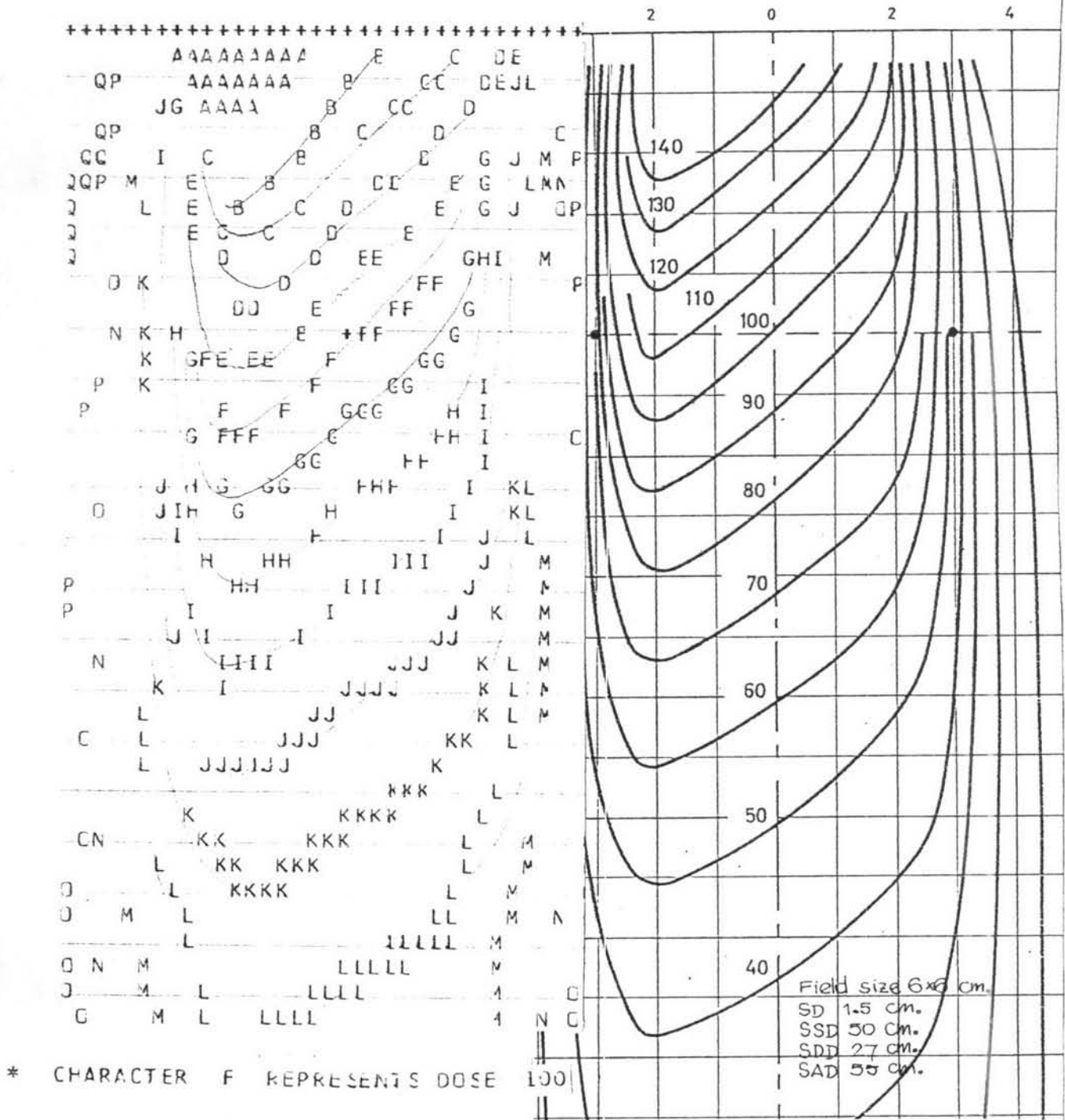
SD = 2.0 SDD = 33 SSD = 80 CM.  
Field Size 10x10 cm



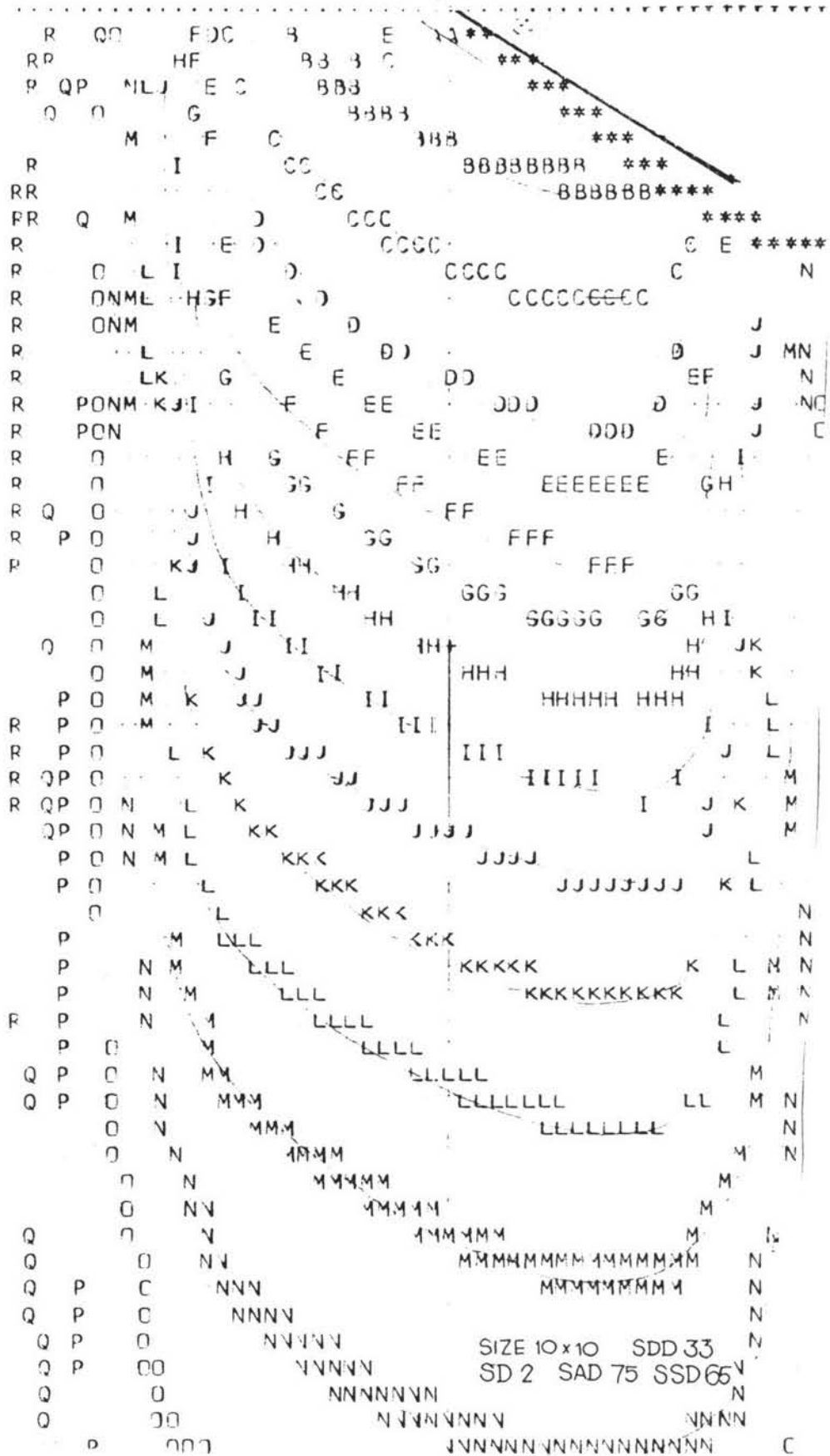
รูปที่ 5.2 กราฟลักษณะการกระจายของรังสีที่จุดต่าง ๆ ห่างจากแกนกลาง



รูปที่ 5.3 กราฟระหว่างปริมาณรังสีที่ระยะห่างจากเส้นแกนกลาง

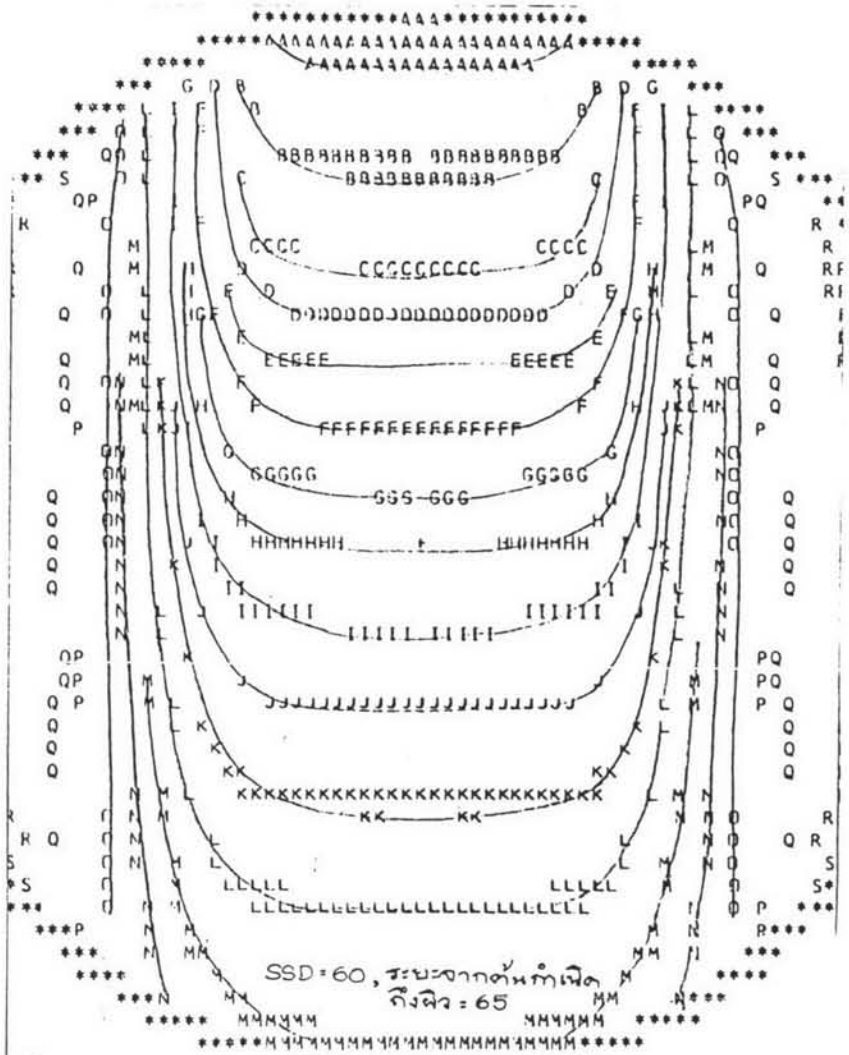
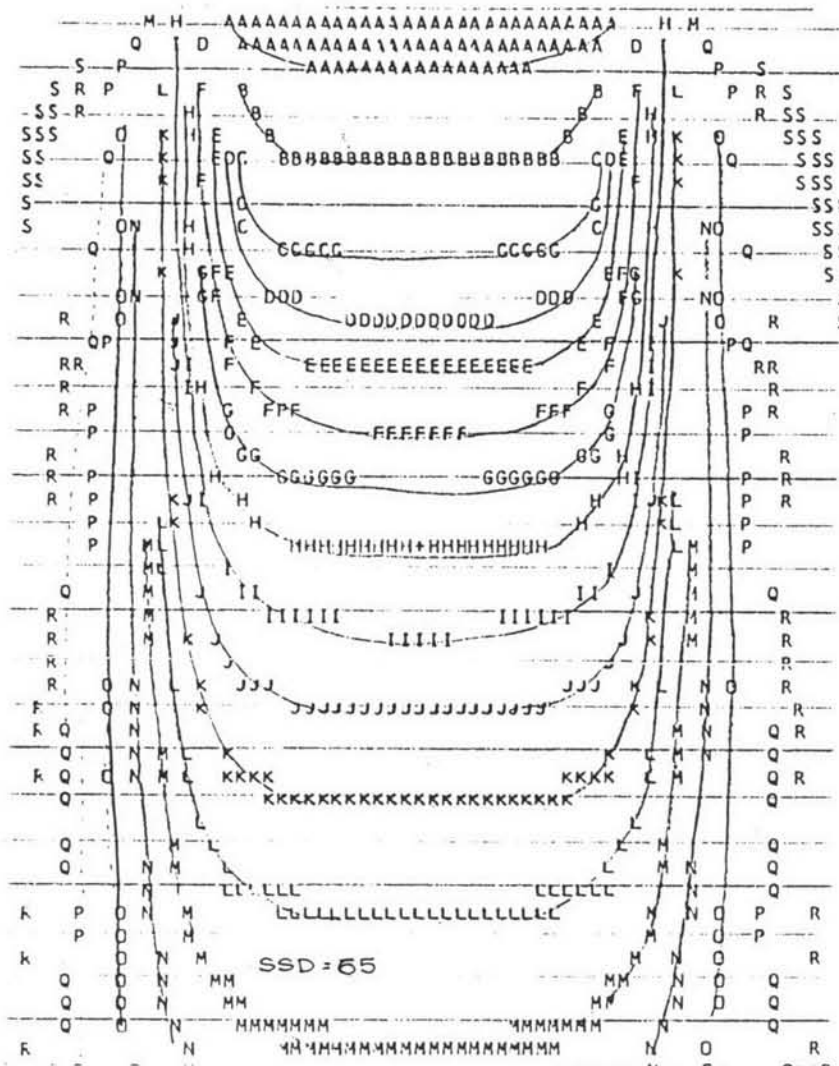


รูปที่ 5.4 แสดงการกระจายของปริมาณรังสีเมื่อมีเวดจ์ฟิลเตอร์



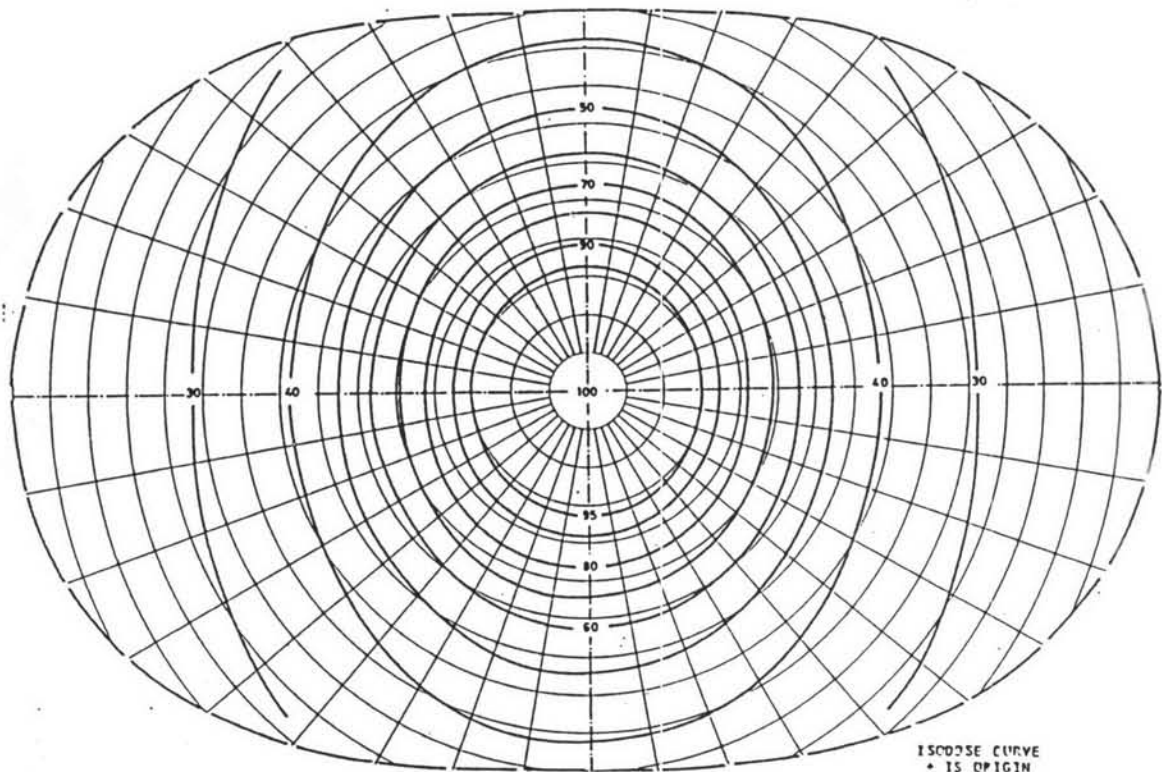
SIZE 10x10 SDD 33  
SD 2 SAD 75 SSD 66

รูปที่ 5.5 แสดงการกระจายของปริมาณรังสีเมื่อผิวเอียงทำมุมกับเส้นแกนกลาง

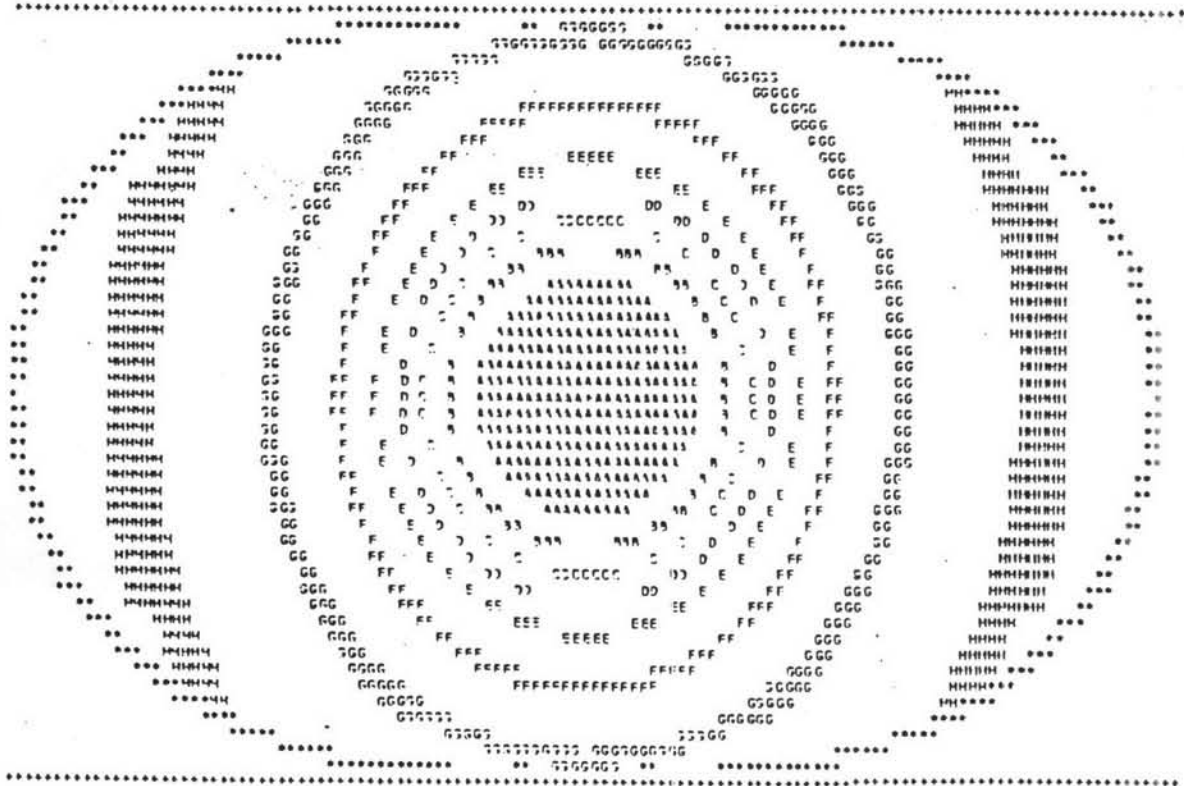


รูปที่ 5.6 แสดงการไหลค่าแก่ SSD ไม่เท่ากับระยะจากต้นกำเนิดถึงผิวจริง

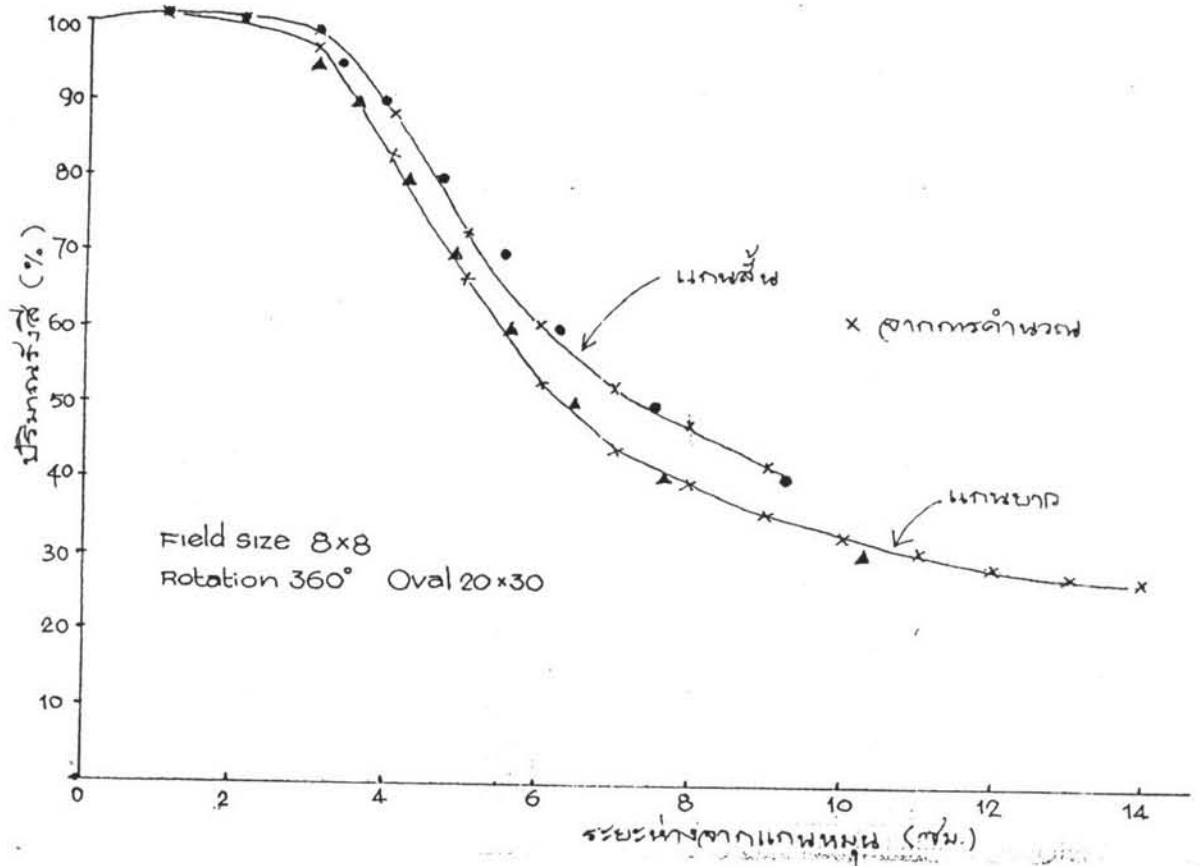




ISODOSE CURVE  
 \* IS OPIGIN  
 \* IS CONTCUP



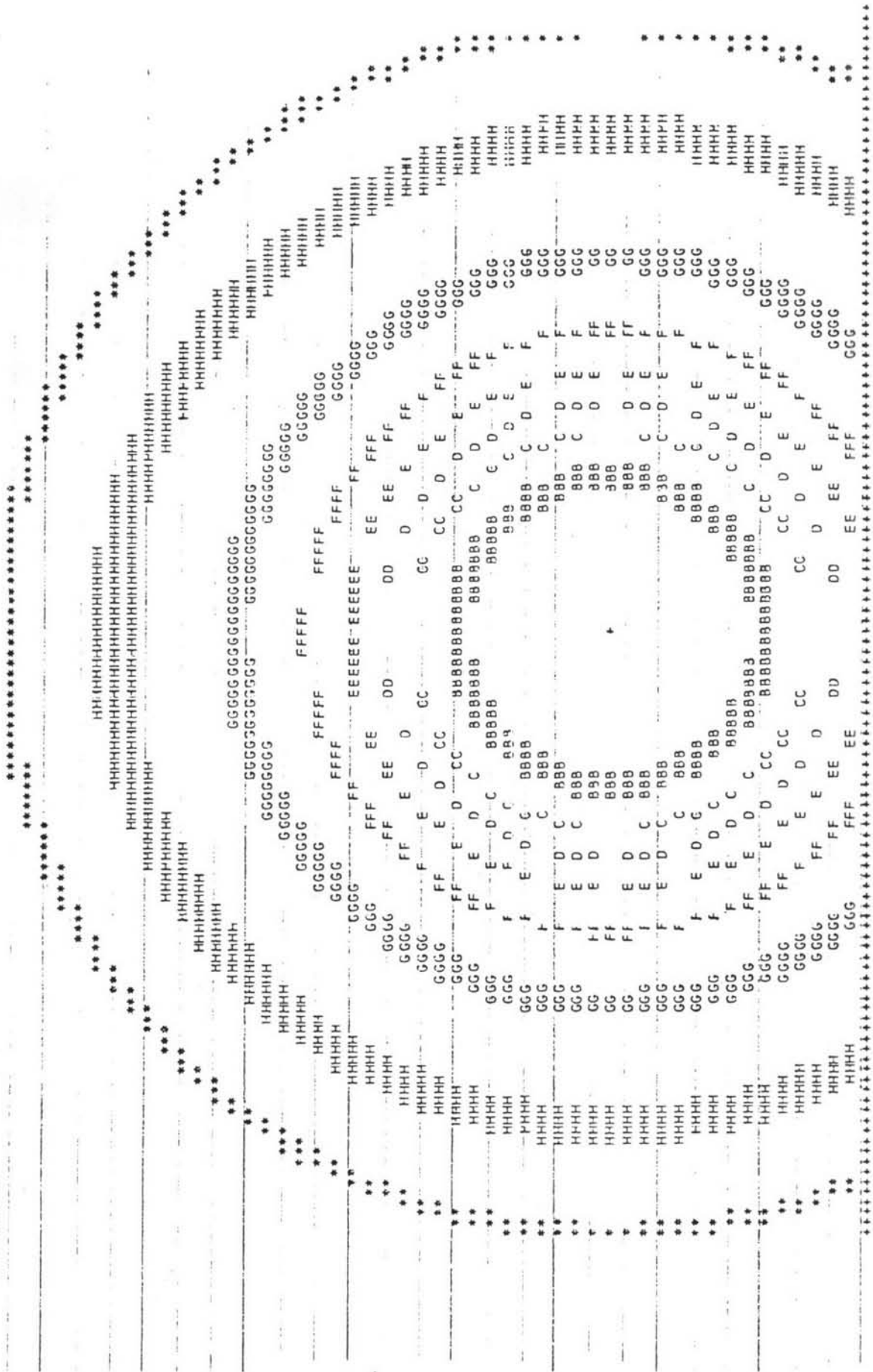
รูปที่ 5.7 ไอโซโดสการหมุน 360° รอบผู้ป่วยร่างกายรูปไข่ 20 x 30 เซนติเมตร



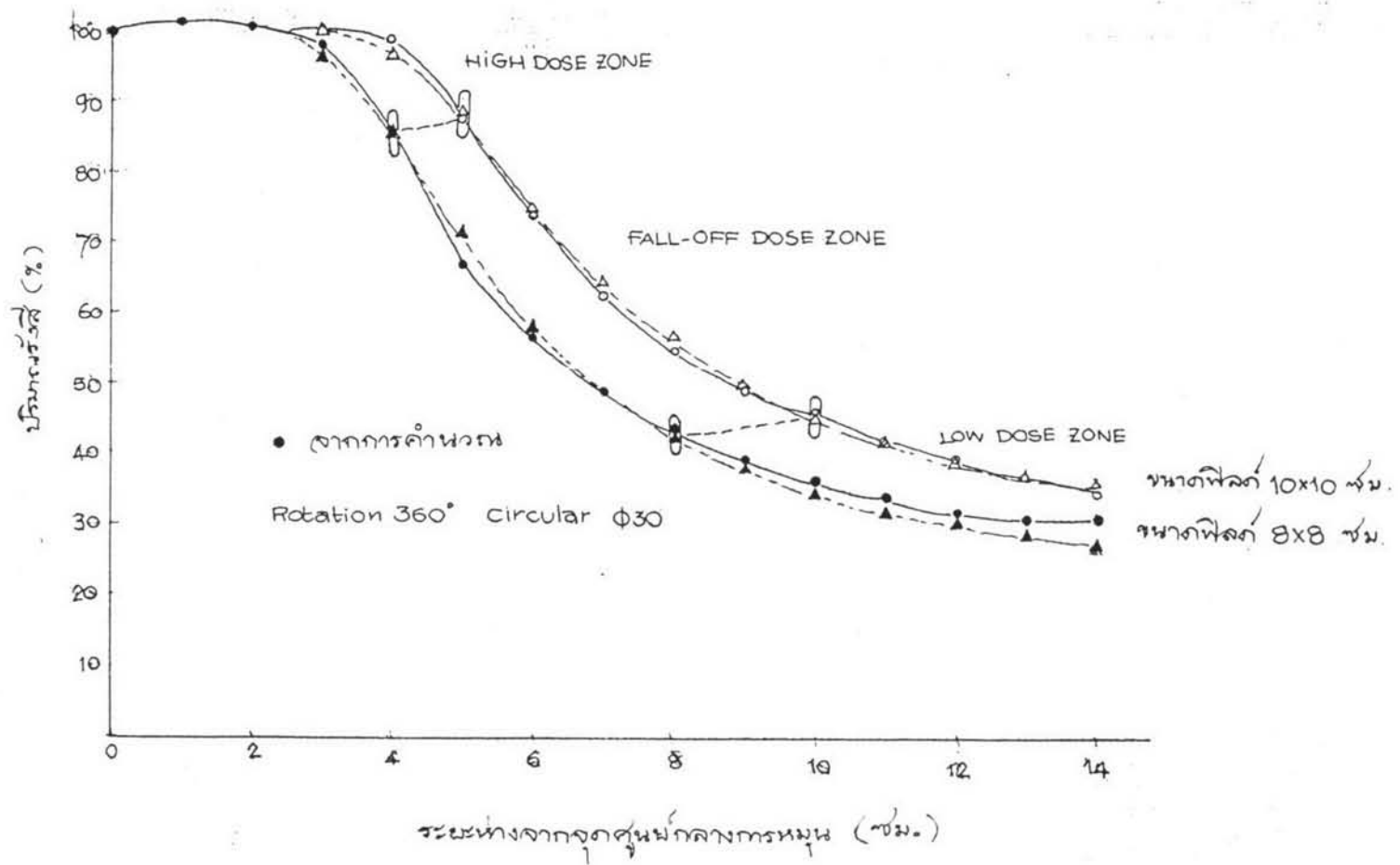
รูปที่ 5.8 กราฟแสดงการกระจายของรังสีตามแกนต่าง ๆ

ISDUSE CURVE  
 † IS ORIG I:  
 \* IS CONT 3JR

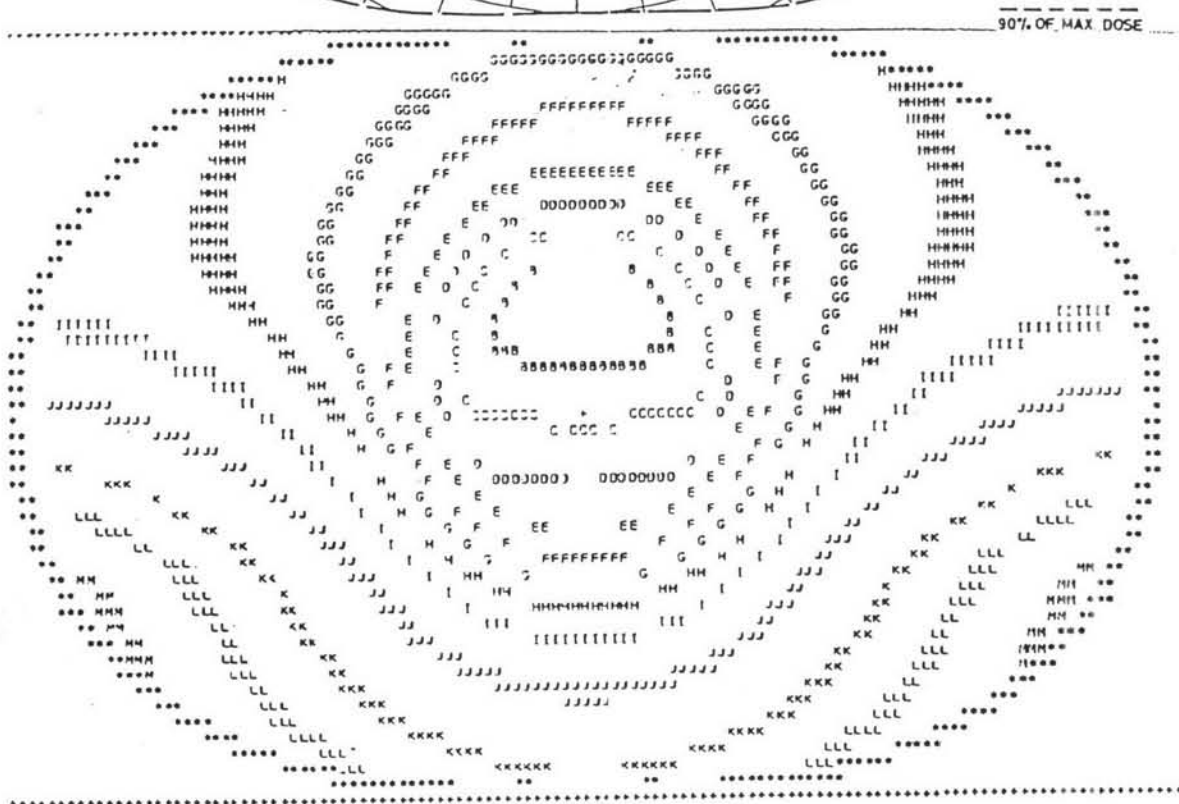
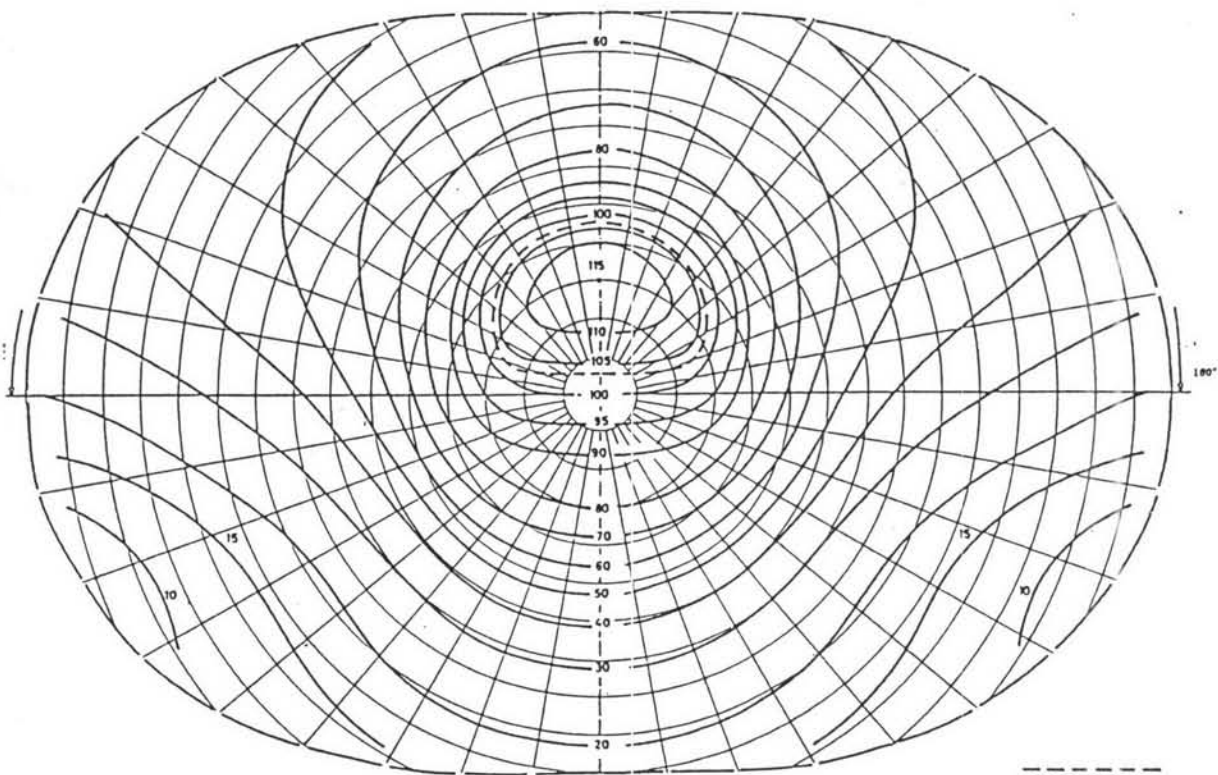
\*\*PLOTTER\*\*



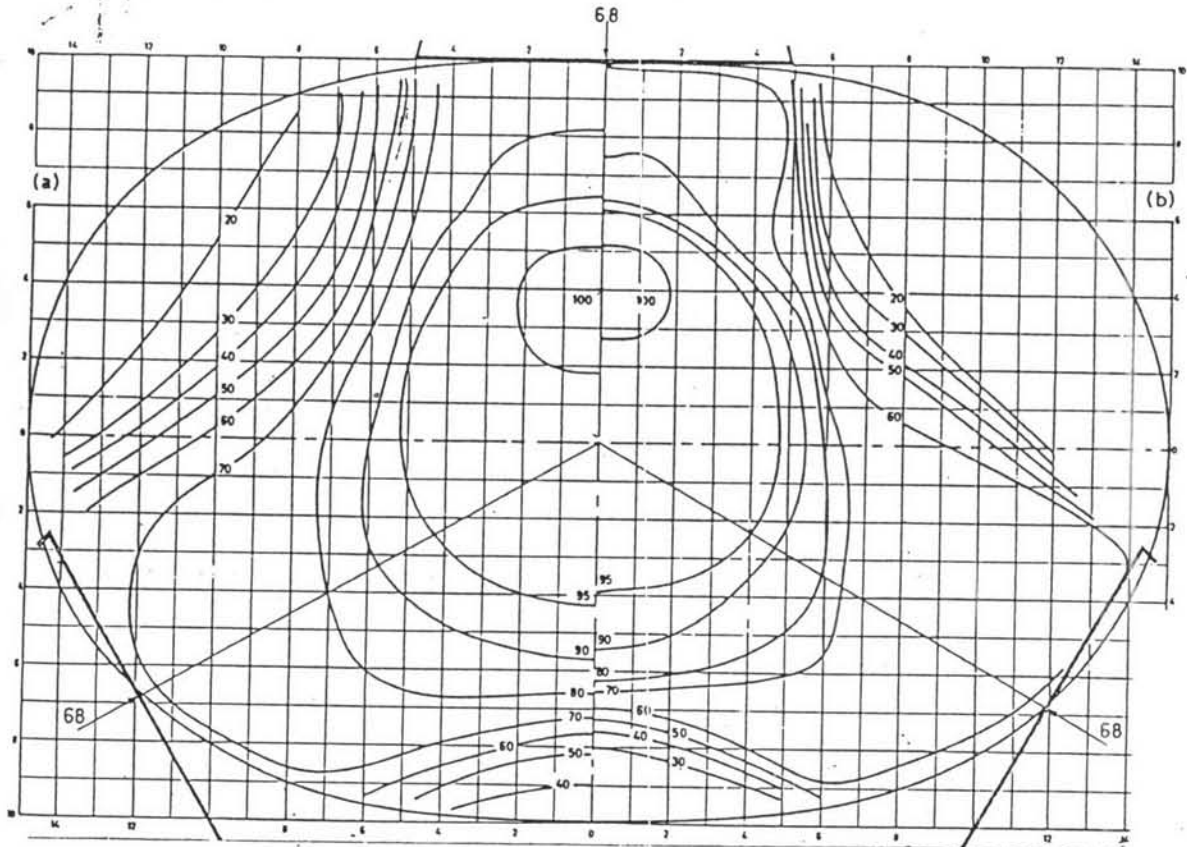
รูปที่ 5.9 ไอโซโพลส์การหมุน 360° รอบผู้ปวยร่างกายรูปร่างกลมรัศมี 15 เซนติเมตร



รูปที่ 5.10 กราฟแสดงการกระจายตามแกนด้วยขนาดฟิล์มต่าง ๆ

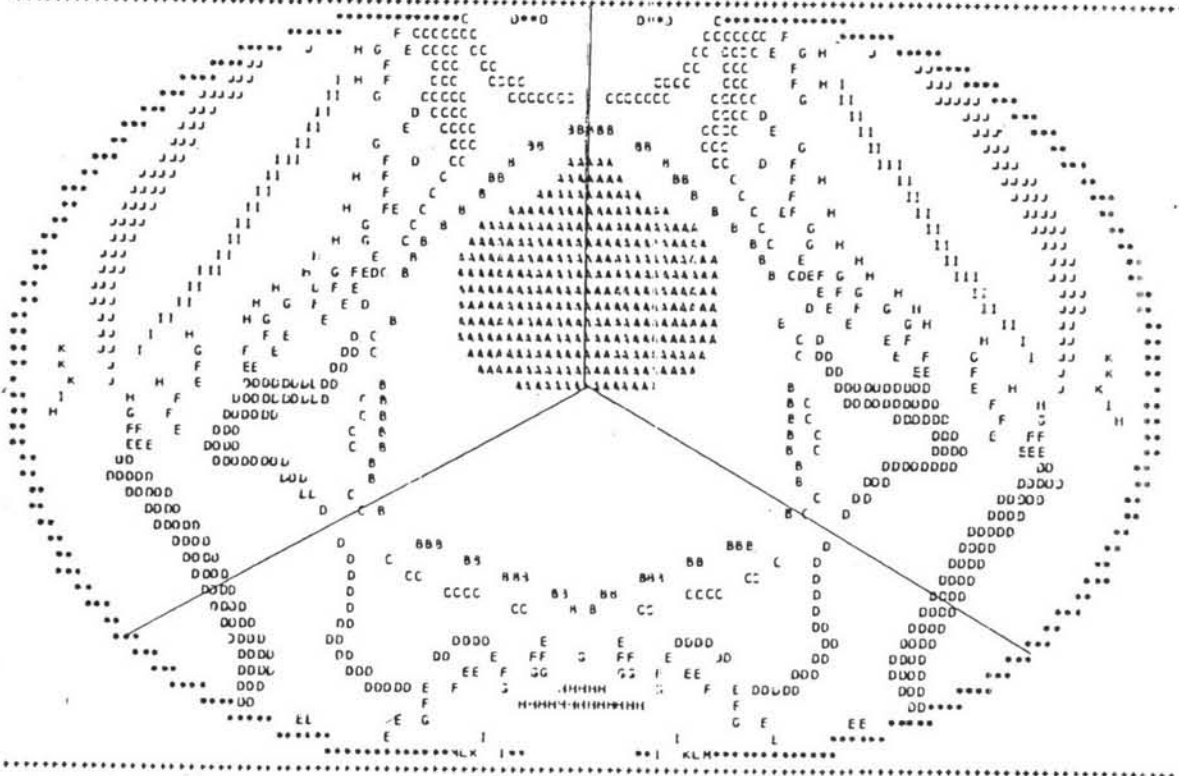


รูปที่ 5.11 ไอโซโดสการหมุน 180° รอบผู้ป่วย

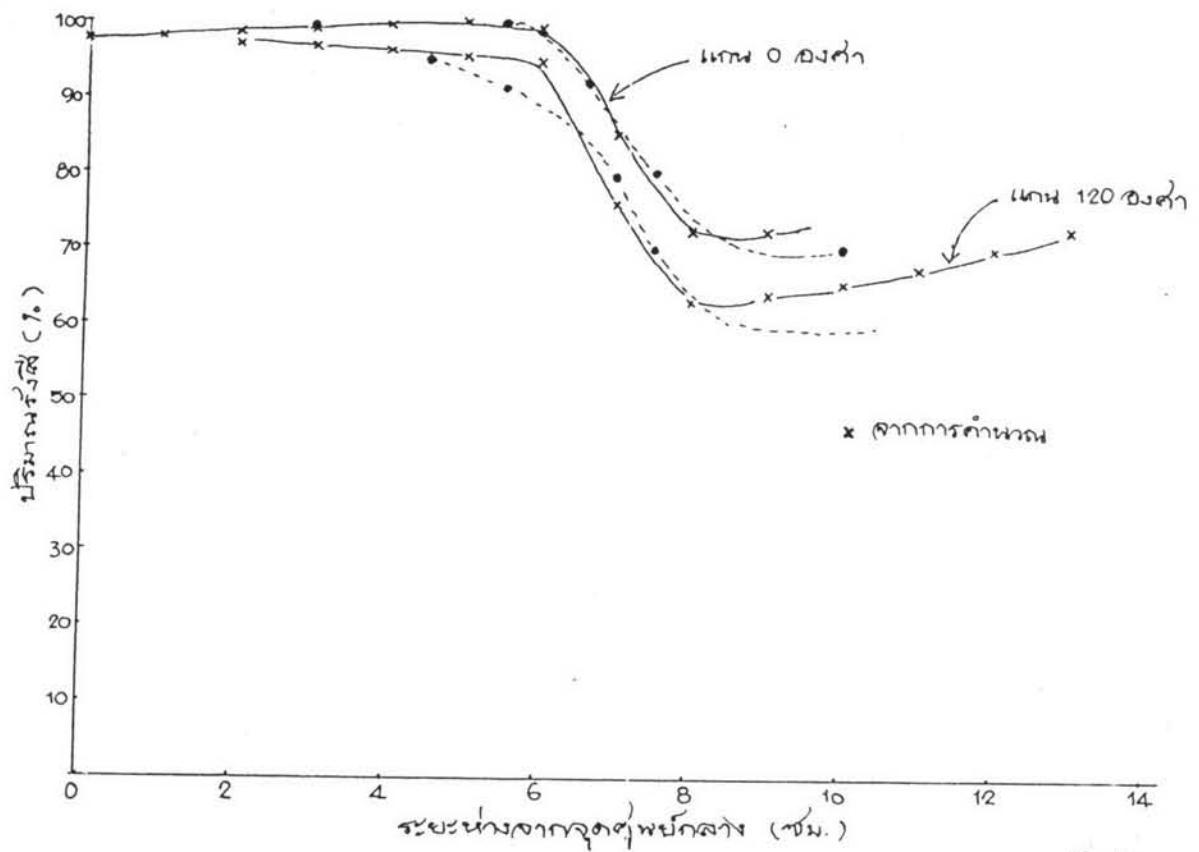


••••• PLOTTER •••••

ISOGSE CURVE  
+ IS ORIGIN  
\* IS CENTER



รูปที่ 5.12 ไอโซโตลจากกราฟกระจายรังสี 3 พล็อต



5.13 กราฟแสดงการกระจายของปริมาณรังสีตามแกนของการฉาย 3 ฟิล์ม

DESIGN-OF-WEDGE-FILTER C 45

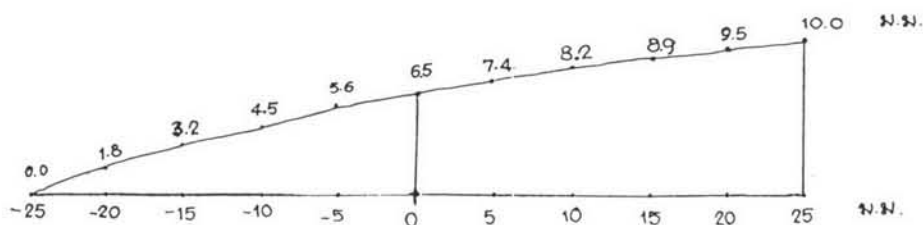
POS 1 SOUR 1 SSD 80 SDD 45 SAD 80.5 SJ 2 SIZE 10 15

COEFF-OF-ATTENUATION 0.627

END

X	0.0		0.8		1.5		2.3		3.0		3.8	
Y	6.7		5.9		5.1		4.4		3.6		2.9	
THICK	6.5		7.4		8.2		8.9		9.5		10.0	
X	0.0		-0.8		-1.6		-2.4		-3.3		-4.1	
Y	6.7		7.5		8.3		9.1		9.9		10.8	
THICK	6.5		5.6		4.5		3.2		1.8		0.0	

รูปที่ 5.14 แสดงผลลัพธ์ของการออกแบบความหนาเวดจ์ฟิลเตอร์



รูปที่ 5.15 ลักษณะของเวดจ์ฟิลเตอร์ที่คำนวณได้







ผลลัพธ์จากโปรแกรมสำเร็จรูปเป็นไปตามจุดประสงค์ของการวิจัย ทั้งนี้ข้อผิดพลาดในการคำนวณและเปรียบเทียบผล พอสรุปได้ดังนี้

1. การกระจายบริเวณใกล้ ๆ ขอบฟิล์ม จะให้ผลแตกต่างไปบ้างดังที่ได้กล่าวมาแล้ว
2. การเปรียบเทียบผลการคำนวณกับเอกสารหมายเลข 2, 11, 12 เป็นไปโดยใช้ค่าโดยประมาณ เนื่องจากเป็นค่าที่อ่านจากเส้นไอโซโดสโดยตรงไม่สามารถที่จะทราบค่าโดยละเอียดทุกจุดได้
3. การใช้จุดอ้างอิงที่ต่างกัน เป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เปรียบเทียบกันได้ลำบาก และมีความผิดพลาดเกิดขึ้น เนื่องจากจะต้องพยายามปรับค่าพารามิเตอร์ให้ใกล้เคียงกันมากที่สุด
4. ลักษณะการพิมพ์ผลลัพธ์เป็นไอโซโดสด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ จะมีค่าไม่ละเอียด เนื่องจากตัวอักษรที่พิมพ์จะอยู่ห่างกัน ทำให้การพิมพ์ไอโซโดสขนาดฟิล์มเล็ก ๆ หรือปริมาณรังสีที่มีช่วงห่างกันจะแยกอักษรได้ลำบาก
5. เนื่องจากโปรแกรมสำเร็จรูปนี้ไม่รวมถึงการแก้ค่าการดูดกลืนรังสีที่ไม่เท่ากันของอวัยวะภายในร่างกาย เช่น กระดูก เนื้อเยื่อ โพรงอากาศ เป็นต้น ทำให้มีค่าผิดพลาดจากค่าแก้เหล่านี้อยู่บ้างเมื่อเทียบกับการกระจายของรังสีจริง ๆ ภายในผู้ป่วย

แต่อย่างไรก็ดี ผลลัพธ์ที่ได้ถึงแม้จะมีค่าปริมาณรังสีที่จุดต่าง ๆ ต่างจากไอโซโดสที่นำมาเปรียบเทียบอยู่บ้างแต่บริเวณที่สำคัญ คือ บริเวณปริมาณรังสีสูงนี้จะมีค่าแตกต่างกันไม่ถึง 10 % ซึ่งเป็นที่ยอมรับในการใช้งาน และการคำนวณแบบหมุนรอบผู้ป่วยและหลาย ๆ ฟิล์ม ยังให้ค่าที่ใกล้เคียงและรวดเร็วกว่าการใช้มือคำนวณมาก

### ข้อเสนอแนะ

เนื่องจากการวิจัยทางด้านรังสีรักษากับวิธีการคำนวณทางคอมพิวเตอร์ยังไม่ก้าวหน้ามาก ในประเทศเรายังมีปัญหาความยุ่งยากหลายประการ รวมทั้งทางทฤษฎีวิชาการและการทดลอง ข้อควรปรับปรุงและข้อเสนอแนะสำหรับการวิจัยนี้มีดังนี้

1. ความยุ่งยากในการทดสอบผลการคำนวณจะลดลงได้ ถ้ามีการวัดการกระจายของรังสีด้วยเครื่องมือวัดโดยตรง เช่น ไซโอไอออไนเซชันแชมเบอร์ (ionization chamber) วัดปริมาณรังสีที่ฉายไปยังน้ำ ซึ่งใช้แทนเนื้อเยื่ออ่อน ๆ (Soft tissue) ได้ เพื่อเปรียบเทียบกับการคำนวณ
2. หน่วยความจำทั้งหมดที่ใช้นี้จะสามารถลดลงได้ เมื่อตัดโปรแกรมที่ไม่จำเป็นต่อการคำนวณออก เช่น โปรแกรมการอ่านคำสั่งและพารามิเตอร์ด้วยรูปแบบอิสระ โดยการใช้การอ่านคำสั่งต่าง ๆ ในรูปแบบที่แน่นอน (fixed format) แต่ความสะดวกในการใช้จะลดลง สำหรับโปรแกรมการจัดการกับแฟ้มข้อมูลในขั้นตอนที่ 2 นั้นสามารถประมวลผลแยกจากการคำนวณในขั้นตอนที่ 1 ได้
3. ขั้นตอนและวิธีการคำนวณในโปรแกรม (algorithm) บางส่วนสามารถเปลี่ยนแปลงได้ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับจุดประสงค์ในการลดเวลาหรือหน่วยความจำกล่าวคือ ถ้าต้องการลดหน่วยความจำก็จะทำให้ใช้เวลาในการคำนวณมากขึ้น และในทางกลับกันถ้าต้องการใช้เวลาน้อยลงก็จำเป็นจะต้องใช้เนื้อที่ความจำมากขึ้น
4. สามารถลดเวลาและหน่วยความจำลงได้บ้าง โดยการ optimize โปรแกรม
5. ถ้าต้องการเปลี่ยนแปลงโปรแกรมนี้อีกเพื่อใช้กับระบบเครื่องคอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก ซึ่งมีหน่วยความจำจำกัด นอกจากเปลี่ยนแปลงตามข้อ 3, 4 และ 5 แล้วยังสามารถใช้ความสามารถของแต่ละเครื่องในการจัดลำดับการทำงาน และการใช้เนื้อที่ร่วมกันของแต่ละโปรแกรม ซึ่งเทคนิคเช่นนี้จะแตกต่างกันไปสำหรับแต่ละระบบของเครื่อง