



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การหาค่าเอาต์พุตของรังสีโฟตอนโดยการจำลองแบบมอนติคาร์โล

โดย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. นคร ไพศาลกิตติสกุล และคณะ

วันที่ 30 พฤศจิกายน พ.ศ. 2549

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การหาค่าเอาต์พุตของรังสีโฟตอนโดยการจำลองแบบมอนติคาร์โล

คณะผู้วิจัย

1. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. นคร ไพศาลกิตติสกุล คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
2. รองศาสตราจารย์ ศิวลี สุริยาปี คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
3. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ จีรภา ตันนันทน์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี

สนับสนุนโดยสำนักงานการอุดมศึกษาและสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย
(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย สกอ. และ สกว. ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

ABSTRACT

The purpose of this study was to model a 6 and 10 MV photon beam delivered from a Varian Clinac 2100C linear accelerator. The model was obtained using the Monte Carlo EGSnrc code system. Each physical component of the accelerator head was modeled by the EGSnrc/BEAMnrc code according to the manufacturer's specifications. The absorbed dose in water phantom was calculated by the EGSnrc/DOSXYZnrc code using the phase space generated by BEAMnrc as a radiation source. The incident electron beam on x-ray target was assumed to be monoenergetic, monodirectional, and its radial intensity distribution was Gaussian. The free parameters were energy and radial Gaussian width - a full width at half maximum (FWHM). Optimal values of the beam parameters were determined by a comparison of local doses between the measurement and the calculation. The absorbed dose comparison was done on the central axis depth dose and the dose profile curves at depth of 10 and 20 cm of the 20x20 cm² photon field at a source to surface distance of 100 cm. The beam parameters were adjusted systematically so that the chi-square function was minimized. The model was presently confirmed by the investigation of the relative output factors for the field size of 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, and 30x30 cm². The results demonstrated an excellent agreement within the estimated uncertainty of the absolute dosimetry protocols of 1.5%. The model could be used to check with other commissioning data from the measurement.

บทคัดย่อ

จุดประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อจำลองรังสีโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 เมกกะโวลต์ที่ได้จากเครื่องฉายรังสีรุ่น Varian Clinac 2100C แบบจำลองได้จากการจำลองแบบมอนติคาร์โลโดยใช้ระบบของ EGSnrc ส่วนประกอบทางกายภาพภายในเครื่องฉายรังสีถูกจำลองโดย BEAMnrc ปริมาณรังสีสะสมในตัวกลางถูกจำลองโดย DOZXYZnrc ลำรังสีอิเล็กตรอนตกกระทบที่เป้าถูกอนุมานว่ามีพลังงานค่าเดียว วังในทิศทางเดียวและความเข้มตามแนวรัศมีกระจายแบบเกาส์เซียน ตัวแปรอิสระของลำรังสีอิเล็กตรอนในการศึกษานี้คือ พลังงานและความกว้างเกาส์เซียน ซึ่งเป็นขนาดรัศมีของลำอิเล็กตรอนที่มีความเข้มเพียงครึ่งหนึ่งจากแนวกลาง ค่าที่ดีที่สุดของตัวแปรทั้งสองนี้หาได้จากการเปรียบเทียบปริมาณรังสีสะสมในตัวกลางที่ได้จากการคำนวณกับที่ได้จากการวัด ข้อมูลที่ใช้ในการเปรียบเทียบคือ รังสีสะสมแนวกึ่งกลางและรังสีสะสมในแนวขวางที่ความลึก 10 และ 20 ซม ของลำรังสีโฟตอนขนาด 20x20 ซม² ที่ระยะห่าง 100 ซม จากแหล่งกำเนิดรังสี ได้ทำการปรับค่าของตัวแปรอิสระอย่างเป็นระบบ สำหรับค่า Chi-square ที่น้อยที่สุด ได้มีการตรวจสอบยืนยันแบบจำลองที่ได้โดยการจำลองเพื่อหาค่าเอ้าท์พุทสัมพัทธ์ของลำรังสีขนาด 5x5 10x10 15x15 20x20 และ 30x30 ซม² พบว่าผลที่ได้สอดคล้องกับการวัดโดยมีความแตกต่างน้อยกว่า 1.5% ซึ่งเป็นความไม่แน่นอนโดยประมาณในการวิธีการวัดปริมาณรังสีสะสมสมบูรณ์ ดังนั้นแบบจำลองที่ได้สามารถนำไปใช้ตรวจสอบค่าที่เกี่ยวข้องกับปริมาณรังสีสะสมได้ต่อไป

หน้าสรุปโครงการ (Executive Summary)
ทุนพัฒนาศักยภาพในการทำงานวิจัยของอาจารย์รุ่นใหม่

1. ความสำคัญและที่มาของปัญหา

อันตรกิริยาทางฟิสิกส์ระหว่างอนุภาคมูลฐานเช่น โฟตอนและอิเล็กตรอน กับสสาร สามารถจำลองได้ด้วยคอมพิวเตอร์โดยใช้เทคนิคแบบมอนติคาร์โล ซึ่งได้มีการตรวจสอบและเป็นที่ยอมรับในความถูกต้อง การจำลองดังกล่าวสามารถนำมาประยุกต์ใช้กับเครื่องฉายรังสี (โฟตอนและอิเล็กตรอน) ซึ่งใช้ในการรักษาผู้ป่วย เพื่อหาปริมาณรังสีได้ ผลที่ได้จากการจำลองสามารถนำมาใช้ในการวางแผนการรักษา การตรวจสอบโปรแกรมการวางแผนรักษา และสามารถลดการวัดปริมาณรังสีลง ฯลฯ การจำลองด้วยคอมพิวเตอร์จะช่วยลดการใช้เครื่องมือวัดปริมาณรังสี รวมทั้งเครื่องฉายรังสี ทำให้ประหยัดทั้งเวลา ค่าใช้จ่าย และลดการสึกหรอของเครื่องฉายรังสี ตัวอย่างของการประยุกต์ใช้ เช่น การคำนวณหาอัตราส่วนของปริมาณรังสีที่มีขนาดของลำรังสีต่างกัน (Output Factor - ค่าเอาท์พุท) นอกจากนี้ แนวโน้มการวางแผนการรักษาด้วยการจำลองทางคอมพิวเตอร์ประกอบการรักษาผู้ป่วยมีมากขึ้นเรื่อยๆ แต่ในประเทศไทยยังไม่มีมีการทำวิจัยในลักษณะดังกล่าวอยู่เลย จึงสมควรที่จะทำการวิจัยเพื่อเป็นแนวทางเริ่มต้นให้กับนักฟิสิกส์การแพทย์ ทางด้านรังสีรักษาในเมืองไทย

2. วัตถุประสงค์

- เพื่อสร้างแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ของเครื่องฉายรังสีโฟตอน
- เพื่อคำนวณค่าเอาท์พุทของรังสีโฟตอนด้วยการจำลองทางคอมพิวเตอร์
- เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความสอดคล้องระหว่างผลจากการจำลองและจากการวัด

3. ระเบียบวิธีวิจัย

1. รวบรวม ติดตั้ง และทดสอบข้อมูลทางกายภาพของเครื่องฉายรังสี
2. เก็บข้อมูลของปริมาณรังสีในตัวกลางจากลำรังสีโฟตอน
3. จำลองข้อมูลปริมาณรังสีในตัวกลางที่พารามิเตอร์ต่างๆ กัน
4. วิเคราะห์ข้อมูล
5. เขียนรายงานผลการวิจัยและบทความเพื่อการตีพิมพ์

4. แผนการดำเนินงานวิจัย

ระยะเวลาโดยประมาณ	แผนการดำเนินงาน
6 เดือน	- รวบรวม ติดตั้ง และทดสอบข้อมูลทางกายภาพของเครื่องฉายรังสี - เก็บข้อมูลของปริมาณรังสีในตัวกลางจากลำรังสีโฟตอน
6 เดือน	- เก็บข้อมูลของปริมาณรังสีในตัวกลางจากลำรังสีโฟตอน (ต่อ) - จำลองข้อมูลปริมาณรังสีในตัวกลางที่พารามิเตอร์ต่างๆ กัน
6 เดือน	- วิเคราะห์ข้อมูล - เขียนรายงานผลการวิจัยและบทความเพื่อการตีพิมพ์

5. ผลงาน/หัวข้อเรื่องที่คาดว่าจะตีพิมพ์

ปีที่ 1 ผลงานที่คาดว่าจะได้คือ แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ของเครื่องฉายรังสีแบบโฟตอนและฐานข้อมูลปริมาณรังสีในน้ำจากรังสีโฟตอนที่พลังงานและขนาดลำรังสีต่างๆ กัน

ปีที่ 2 ชื่อเรื่องที่คาดว่าจะตีพิมพ์: An Estimation of Photon Beam Output Factors Using Monte Carlo

Simulation

ชื่อวารสารที่คาดว่าจะตีพิมพ์: Medical Physics (Impact Factor: 2.305)

คำชี้แจงเพิ่มเติมในส่วนของรายละเอียดงบประมาณบางรายการ

(ก) วัสดุคอมพิวเตอร์ที่ต้องการใช้ในโครงการวิจัยนี้จะอยู่ในลักษณะของ

- วัสดุที่ใช้ในการจัดเก็บข้อมูลทั้งที่เป็นแบบถาวรและแบบชั่วคราว เช่น ฮาร์ดดิสก์ แผ่นดิสก์ แชนด์ไดรฟ์ ฯลฯ
- วัสดุที่ช่วยในการผลิตเอกสาร เช่น เครื่องพิมพ์ เครื่องสแกนภาพ ฯลฯ

วัสดุเหล่านี้เป็นส่วนประกอบที่สำคัญโดยตรงกับการทำงานวิจัย เนื่องจากการเก็บข้อมูลและการจัดทำเอกสารที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยจะอยู่ในรูปของแฟ้มคอมพิวเตอร์ จำเป็นต้องมีการสำรองข้อมูล และมีการเคลื่อนย้ายข้อมูลในส่วนของการแสดงผล การจัดทำเอกสาร รายงาน บทความวิจัย จะอยู่ในรูปของสิ่งพิมพ์ เพื่อความสะดวกและรวดเร็วของการตรวจแก้และการจัดส่งให้แก่นักวิจัยที่ปรึกษาหรือสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย ถึงแม้สถาบันต้นสังกัดจะมีบริการวัสดุดังกล่าวที่เป็นของส่วนกลาง แต่เนื่องจากอยู่ในบริเวณที่ไม่สะดวกต่อการรับเอกสารทั้งในด้านของเวลาและสถานที่ จึงทำให้เสียเวลา วัสดุช่วยผลิตเอกสารเหล่านี้จึงมีความจำเป็นต่อโครงการวิจัยนี้

(ข) คัดจากการเดินทางไป-กลับจากคณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยไปยังหน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลรามารับดี

(ค) เป็นค่าจ้างสำหรับเจ้าหน้าที่ประจำเครื่องฉายรังสีที่ช่วยให้บริการในการเก็บข้อมูลวิจัยที่โรงพยาบาลรามารับดี

เนื้อหางานวิจัย

เรื่องการหาค่าเอาต์พุตของรังสีโฟตอนโดยการจำลองแบบมอนติคาร์โล

ได้ทำการวัดปริมาณรังสีในน้ำของลำรังสีโฟตอนที่พลังงาน 6 และ 10 MV จากเครื่องฉายรังสีที่ได้กำหนดไว้ในการวิจัย โดยเก็บข้อมูลของปริมาณรังสีในน้ำดังต่อไปนี้ Percent depth dose, Dose profiles ที่ความลึก 10 และ 20 ซม, Relative output factors ที่ความลึก 5 ซม สำหรับโฟตอนที่พลังงาน 6 MV และที่ความลึก 10 ซม สำหรับโฟตอนที่พลังงาน 10 MV โดยได้เก็บข้อมูลสำหรับขนาดลำรังสี 5x5 10x10 15x15 20x20 และ 30x30 ตารางเซนติเมตร ที่ระยะห่าง 100 ซม จากเป้าแหล่งกำเนิดรังสี

ได้ทำการติดตั้งและทดสอบการใช้งานโปรแกรมการจำลอง BEAMnrc และ DOSXYZnrc ซึ่งเป็นโปรแกรมหลักสำหรับงานวิจัยนี้ ใช้ข้อมูลทางกายภาพของเครื่องฉายรังสีแบบเดียวกับที่ทำการเก็บข้อมูลจากบริษัท Varian เพื่อทำการจำลองรังสีโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 MV จากนั้นได้ทำการหาค่าพลังงานและการกระจายตัวของลำอิเล็กตรอนที่ตกกระทบบนเป้า ซึ่งค่าทั้งสองนี้ไม่ได้ระบุมาจากบริษัทผู้ผลิต จึงทำการหาโดยการเปรียบเทียบกับผลจากการวัดปริมาณรังสีที่ขนาดลำรังสี 20x20 ตารางเซนติเมตร ได้ทำการวิเคราะห์ผลการจำลองจากรังสีโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 MV จนได้ค่าพลังงานและการกระจายตัวของลำอิเล็กตรอนที่ตกกระทบบนเป้า ที่ให้ผลของปริมาณรังสีใกล้เคียงกับผลการวัดในช่วงที่ยอมรับได้ โดยการคำนวณหาค่า chi square ระหว่างผลการคำนวณกับผลการวัด ที่ให้ค่าน้อยที่สุด ทั้งนี้ได้ทำการเขียนโปรแกรมย่อยสำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลรวมถึงการแสดงผลจากโปรแกรม MATLAB ด้วย รายละเอียดของวิธีการปรับเปลี่ยนค่าพลังงานและการกระจายตัวของลำอิเล็กตรอนที่ตกกระทบบนเป้าทำ ได้กล่าวไว้ในสำเนาบทความที่ส่งไปตีพิมพ์ในวารสาร Medical Physics ในภาคผนวกแล้ว สำหรับลำรังสีโฟตอนที่พลังงาน 6 MV ได้ค่าพลังงานและการกระจายตัวของลำอิเล็กตรอนเป็น 6.2 MeV และ 1.0 mm FWHM ตามลำดับ สำหรับลำรังสีโฟตอนที่พลังงาน 10 MV ได้ค่าพลังงานและการกระจายตัวของลำอิเล็กตรอนเป็น 10.6 MeV และ 1.0 mm FWHM ตามลำดับ

ต่อจากนั้น จึงได้ใช้แบบจำลองนี้เพื่อคำนวณหาปริมาณรังสีในน้ำที่ขนาดลำรังสีโฟตอน 5x5 10x10 15x15 20x20 และ 30x30 ตารางเซนติเมตร นำปริมาณรังสีที่ความลึก 5 ซม และ 10 ซม ในกรณีของรังสีโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 MV ตามลำดับ เพื่อคำนวณหาค่าเอาต์พุตสัมพัทธ์เพื่อเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการวัดจริง ผลที่ได้แสดงในตารางในหน้าถัดไป พบว่าหลังจากนำผลของ Backscattered radiation จาก Collimator jaws ไปยัง Chamber ในการคำนวณหาค่าเอาต์พุตสัมพัทธ์เข้าด้วย จะทำให้ผลที่ได้มีความสอดคล้องกันในช่วง $\pm 1.5\%$ สำหรับทุกๆ ขนาดลำรังสีที่ศึกษาทั้งสองค่าพลังงาน

ตารางที่ 1 ผลการคำนวณค่าเอาร์ทพุทสัมพัทธ์ของรังสีฟotonพลังงาน 6 MV

ขนาดลำรังสี (cm ²)	ผลการวัด	ผลการจำลอง		% ความแตกต่าง	
		ไม่คิดผลของ backscatter	คิดผลของ backscatter	ไม่คิดผลของ backscatter	คิดผลของ backscatter
5x5	0.9233	0.9301	0.9272	0.74	0.42
10x10	1	1	1	0	0
15x15	1.0410	1.0475	1.0511	0.62	0.97
20x20	1.0677	1.0604	1.0678	-0.68	0.01
30x30	1.1040	1.0817	1.0970	-2.03	-0.64

ตารางที่ 2 ผลการคำนวณค่าเอาร์ทพุทสัมพัทธ์ของรังสีฟotonพลังงาน 10 MV

ขนาดลำรังสี (cm ²)	ผลการวัด	ผลการจำลอง		% ความแตกต่าง	
		ไม่คิดผลของ backscatter	คิดผลของ backscatter	ไม่คิดผลของ backscatter	คิดผลของ backscatter
5x5	0.9098	0.9245	0.9216	1.62	1.30
10x10	1	1	1	0	0
15x15	1.0484	1.0430	1.0466	-0.52	-0.17
20x20	1.0783	1.0647	1.0722	-1.26	-0.57
30x30	1.1200	1.1037	1.1193	-1.46	-0.06

สิ่งที่ได้จากโครงการวิจัย

1. ข้อมูลทางกายภาพของเครื่องฉายรังสีรุ่น Varian Clinac 2100C ซึ่งประกอบด้วยรายละเอียดของส่วนประกอบย่อยทั้งหมดภายในเครื่องฉายรังสี
2. ข้อมูลปริมาณรังสีสะสมในตัวอย่างที่เป็นน้ำของรังสีโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 MV จากการวัดประกอบด้วย
 - 2.1 central axis percent depth dose ของลำรังสีขนาด $20 \times 20 \text{ cm}^2$
 - 2.2 dose profiles ของลำรังสีขนาด $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ที่ความลึก 10 และ 20 cm
 - 2.3 ค่าเอาต์พุตสัมพัทธ์ของลำรังสีขนาด 5×5 10×10 15×15 20×20 และ $30 \times 30 \text{ cm}^2$
3. แบบจำลองคอมพิวเตอร์ของรังสีโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 MV จากเครื่องฉายรังสีรุ่น Varian Clinac 2100C
4. ข้อมูลปริมาณรังสีสะสมในตัวอย่างที่เป็นน้ำของรังสีโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 MV จากการคำนวณโดยการจำลองแบบมอนติคาร์โล ประกอบด้วย
 - 2.1 central axis percent depth dose ของลำรังสีขนาด $20 \times 20 \text{ cm}^2$
 - 2.2 dose profiles ของลำรังสีขนาด $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ที่ความลึก 10 และ 20 cm
 - 2.3 ค่าเอาต์พุตสัมพัทธ์ของลำรังสีขนาด 5×5 10×10 15×15 20×20 และ $30 \times 30 \text{ cm}^2$
5. ค่าแก้ของค่าเอาต์พุตสัมพัทธ์อันเป็นผลเนื่องมาจาก backscattered radiation สำหรับรังสีโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 MV ขนาด 5×5 10×10 15×15 20×20 และ $30 \times 30 \text{ cm}^2$
6. โปรแกรมการวิเคราะห์ข้อมูลปริมาณรังสีสะสมจากผลการคำนวณโดยใช้ DOSXYZnrc ในการจำลอง ซึ่งประกอบทั้งโปรแกรมการอ่านปริมาณรังสีสะสม การแสดงผลแบบกราฟ และการคำนวณความแตกต่างเปรียบเทียบกับผลการวัด
7. บทความวิจัยที่ตีพิมพ์ในวารสารวิจัยระดับนานาชาติ

ภาคผนวก

สำเนาบทความวิจัยที่ส่งเพื่อตีพิมพ์ในวารสาร Medical Physics (Impact factor 3.192)

Modeling 10 MV photon beam from medical linear accelerator using Monte Carlo simulation

Modeling 10 MV photon beam from medical linear accelerator using Monte Carlo simulation

Nakorn Phaisangittisakul^{a)}

5 *Department of Physics, Faculty of Science, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand*

Wanchaloem Sapransi and Chirapha Tannanonta,
Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Bangkok 10400, Thailand

10 Sivalee Suriyapee
Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand

ABSTRACT

The purpose of this study was to build a computer model for a 10 MV photon beam delivered from a Varian Clinac 2100C linear accelerator. The model was obtained using the Monte Carlo EGSnrc code system. Each physical component of the accelerator head was modeled by the EGSnrc/BEAMnrc code according to the manufacturer's specifications. The absorbed dose in water phantom was calculated by the EGSnrc/DOSXYZnrc code using the phase space generated by BEAMnrc as a radiation source. The incident electron beam on x-ray target was assumed to be monoenergetic, monodirectional, and its radial intensity distribution was Gaussian. The free parameters were energy and radial Gaussian width - a full width at half maximum (FWHM). Optimal values of the beam parameters were determined by a comparison of local doses between the measurement and the calculation. The absorbed dose comparison was done on the central axis depth dose and the dose profile curves at depth of 10 and 20 cm of the 20x20 cm² photon field at a source to surface distance of 100 cm. The beam parameters were adjusted systematically so that the chi-square function was minimized. Our optimal parameters of the initial electron beam were 10.6 MeV in energy and 1.0 mm in FWHM. The model was presently confirmed by the investigation of the relative output factors for the field size of 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, and 30x30 cm². The results demonstrated an excellent agreement within the estimated uncertainty of the absolute dosimetry protocols of 1.5%. The model could be used to check with other commissioning data from the measurement.

Key words: electron beam parameters, output factor, linear accelerator, Monte Carlo

INTRODUCTION

The Monte Carlo simulation had been demonstrated to be the accurate method of dose calculation in radiotherapy.¹⁻³ In the simulation, each particle was transported from the entrance of the target through various components of the accelerator head until it was absorbed in or exits the interested region. The method might be time consuming. However, the emergences of powerful computer with substantial increase of processors speed had made the Monte Carlo method become applicable in a routine clinical treatment planning.^{4,5}

The accuracy of dose calculation depended on the characterization of the medical linear accelerator as well as the parameterization of the initial electron beam. Uncertainties involving the above characteristics would result in a systematic error in dose calculation. Typically, the manufacturer provided the details of physical components of the linac but, unfortunately, the beam parameters could not be given accurately due to the unknown on-site adjustment during the machine installation. Thus, the determination of such parameters was the key issue in an implementation of the Monte Carlo treatment planning system.

For photon beam modeling, a few of past studies focused on the issues of parameterization of the initial electron beam.⁶⁻¹⁰ Perhaps, the most important one was by Sheikh-Bagheri and Rogers.⁶ They investigated the effect of mean energy, energy distribution, and intensity distribution of the incident electron beam on the target from three major manufacturers of medical linear accelerators (Varian, Elekta, and Siemens). They concluded that the most important parameters were the mean energy and the radial intensity distribution. These parameters affected either the depth dose curve or the lateral dose profile.

The photon beam models were mainly done for 6 and 18 MV beam, for example, Refs. 6-11. In many radiotherapy centers in the Asian countries, a 10 MV photon beam was used instead of the 18 MV because of smaller patient's dimension. Surprisingly, the modeling of 10 MV photon beam was very limited. W. van der Zee and J. Welleweerd¹² performed the quality check of the generated 10 MV photon beam from Elekta SL15 linac using the manufacturer's parameters. The determination of the beam parameters of 10 MV photon beam was done by H. K. Kim *et al*¹³ using a trial and error process. They both reported the 2% accuracy with the measured data; thus,

exceeded the maximum error in dose calculation to the patient of the absolute dosimetry protocols of 1.5%.¹⁴

The main objective of this study was to model the 10 MV photon beam using the EGSnrc code system. The model was expected to produce the dose distribution similar to that from the linac within an acceptable accuracy of 1.5%. The incident electron beam parameters were determined systematically based on each parameter's sensitivity on the dosimetric data reported by Refs. 6 and 7. The chi-square cost function was used to find the optimal beam energy and its radial intensity distribution. The dosimetric data for the comparison included the central axis depth dose and the lateral dose profiles at 10 and 20 cm depths. All data were collected from a 20x20 cm² photon beam at 100 cm source-to-surface distance. In order to verify the model, the relative output factors of various field sizes were calculated and compared with the measured data.

MATERIALS AND METHODS

A. Monte Carlo calculations

1. Linac head simulation

85 The medical linear accelerator, Clinac 2100C (Varian Oncology Systems, Palo Alto, CA), was used in this study. The machine was located at the Ramathibhodi Hospital, Bangkok, Thailand. The linac head was modeled according to the detailed specifications provided by the manufacturer using the EGSnrc user-code BEAMnrc.¹⁵ For photon beam mode, the structure of the machine's head consisted of x-ray target, primary collimator, flattening filter, monitor chamber, field light mirror, upper (Y) and lower (X) jaws. Each element was precisely represented by the component module (CM) defined in the code. This included the geometries and the physical properties of the individual structures.

95 The unknown parameters in simulation involved incident electron beam on x-ray target. They were mean energy, energy distribution, and intensity distribution. In this work, the pencil electron beam was assumed to be monoenergetic, monodirectional, and circularly parallel with the central axis. The energy distribution was not taken into account since previous studies reported its negligible influence on beam characteristics.^{6,7} In addition, the spatial distribution was assumed to be Gaussian, which was characterized by a full width at half maximum (FWHM) of the beam intensity distribution. Thus, in our study the energy and the FWHM were the parameters of the incident electron beam.

105 The Monte Carlo calculations were done on a 2.4 GHz Intel Pentium 4 processor machine running Redhat[®] Linux 9.0. The cutoff energies for electron and photon, AE/ECUT and AP/PCUT, were chosen as 0.7 and 0.01 MeV, respectively. The selective bremsstrahlung splitting parameters were $N_{min} = 20$, $N_{max} = 200$, and Russian Roulette was switched off. In some cases, the directional bremsstrahlung splitting was used as an alternative for efficient simulation.¹⁶ The photon forcing option was not employed. The range rejection was turned on with $ESAVE_GLOBAL = 2$ MeV. However, to obtain the most accurate bremsstrahlung production in the target, the range rejection was not applied in the target's component module. The definitions and descriptions for the BEAMnrc parameters are omitted here for brevity as they can be found in Ref. 15. The number of incident electrons ranged between 100 and 300

millions. The output phase space that contained all scored particles, was collected
below the lower jaws. The simulation time for each of the beam parameters took
between 45 and 60 hours. The size of phase space file was about 3-7 GB.

2. Dose calculations

The phase space obtained from BEAMnrc was used as a radiation source to
calculate the 3D dose distribution in a water phantom using EGSnrc user-code
DOSXYZnrc.¹⁵ The ECUT and PCUT were set to 0.7 and 0.01 MeV, respectively. The
dimension of simulated water phantom was $49.5 \times 49.5 \times 40 \text{ cm}^3$ which was the same to
that of measurement. For the sake of simulation efficiency, the voxel size was varying,
photon splitting was used instead of recycling, and the air between secondary
collimator and phantom was included in the DOSXYZnrc simulation.¹⁷ For the
calculation of the relative output factors, the voxel size was comparable to the effective
volume of the ionization chamber. The number of histories and the photon splitting
number were chosen so that the statistical uncertainty was less than 0.5% in the voxels
of interest. The calculation time was approximately 4-16 hours.

B. Experimental measurements

Our measured data included the central axis depth dose and the lateral dose
profiles at depth of 10 and 20 cm for the field size of $20 \times 20 \text{ cm}^2$ at the source-to-
surface distance (SSD) of 100 cm. The depth dose was measured starting from the
surface to the depth of 25 cm. For the dose profile measurement, the off-axis distance
was ranging from -20 to +20 cm. These measurements were acquired using an RFA-
300 dosimetry system (Scanditronix-Wellhoefer GmbH, Germany). According to the
manufacturer, the position accuracy of the scanning system was $\pm 0.5 \text{ mm}$. The inner
dimensions of the water tank were $49.5 \times 49.5 \times 49.5 \text{ cm}^3$.

In case of the relative output factors, the doses for different field size, i.e., 5×5 ,
 10×10 , 15×15 , 20×20 , and $30 \times 30 \text{ cm}^2$, were measured 10 cm depth, also at 100 SSD
and using a farmer type ionization chamber NE2571 (Nuclear Enterprise limited). Its
active volume was 0.69 cm^3 with a volume's length of 24.1 mm and a wall thickness of
0.36 mm. The statistical uncertainty of the ionization chamber measurement was
estimated to be about 0.5%.

C. Normalization and comparison of data

The optimal parameters for the incident beam were obtained from the matching of calculated and measured data. The set of data recommended by Aljarrah⁸ for the determination of initial beam parameters should consist of the central axis depth dose and lateral dose profiles at various depths. In this study, we used the central axis depth dose of the 20x20 cm² field size and the dose profiles at the depths of 10 and 20 cm.

The depth dose data was normalized to the dose at depth of 10.5 cm. The measured dose at depth beyond 5 cm was fitted to a fourth order polynomial function, which was used to compare with the calculated dose. The depth past 5 cm was chosen because the range of electron contamination in our photon beam was considered to be much smaller. The doses at various depths were compared ranging from 5 to 25 cm. The calculated profiles were folded at the beam axis to become symmetric. The absorbed dose at the beam centre was normalized to unity. The measured lateral dose profiles were, again, fitted to a fourth order polynomial function for the use of comparison. It was performed within the off-axis distance of ± 10 cm at both depths.

In our study we chose the chi-square, χ^2 , function as a cost function for comparing measured and calculated dose distributions, D^M and D^C . It was defined as

$$\chi^2 = \frac{1}{n} \sum_i (D_i^M - D_i^C)^2$$

where the index i represented the voxel's number. The optimal values of the beam parameters were those that minimized the cost function. Previous studies reported that the depth dose curve past the depth of maxima was mostly affected by the initial electron beam energy while the lateral dose profile was sensitive to both the beam energy and the radial distribution.^{6,7} Thus, the initial beam parameters were determined following the three steps. Initially, the beam energy was varied while the FWHM was fixed and the central axis depth doses were inspected. The energy that minimized our cost function was chosen for the next dose calculation where the energy was kept unchanged and the FWHM was varied. In the second step, the dose comparison was done using the dose profiles at two depths. As a result, the optimal FWHM was obtained in this step. Finally, the beam energy was again finely tuned using the cost function of the dose profiles as well as the depth dose.

D. Relative output factors (ROFs)

180 The relative output factors were determined for the field size of 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, and 30x30 cm² at 100 cm SSD for the verification of the incident beam's parameters in our photon beam model. The relative output factor was defined, here, as the dose ratio at 10 cm depth of the interested field size to that of the 10x10 cm². For each field size, the average dose in the volume of 0.6 cm³ on the central beam axis was calculated using the same beam parameters with an appropriate jaw opening.

RESULTS

A. Central axis depth dose curves

The FWHM of the beam radial intensity distribution was preliminary chosen to be 2.0 mm. The energies of the beam were varied from 10.0 to 10.9 MeV, in a step of 0.3 MeV. Figure 1 showed the calculated depth doses of the 10.6 MeV beam with 2.0 mm FWHM in comparison with the measured data. For each of the beam energies, the chi-squares were evaluated within the depth between 5 and 25 cm. Their values were listed in Table 1. Apparently, the smallest value of chi-square was found at the energy of 10.6 MeV. The closet value was at 10.0 MeV. The percentage differences between the measured and calculated depth dose at the center of the voxels were illustrated in Figure 2. Most of the differences were within 1%. The visual inspection of Figure 2 also indicated the better agreement for the beam energy of 10.6 MeV than that of 10.0 MeV. Therefore, using the central axis depth dose data with the preset FWHM, the selected beam energy for the consequent simulation was 10.6 MeV.

B. Lateral dose profiles

Setting the beam energy to be 10.6 MeV the FWHM of the beam was varied to produce the phase space for the 20x20 cm² field size at 100 cm SSD. It was used to calculate the absorbed dose profiles in water at 10 and 20 cm depth. The chi-square of the lateral dose profiles at both depths from the off axis distance between -10 and +10 cm was evaluated. Table 2 illustrated the chi-squares for various FWHMs carried out in this study. It was found that the phase space with 1.0 mm FWHM yielded the minimum chi-square. The calculated lateral dose profiles of the 10.6 MeV and 1.0 mm beam at both depths were shown in Figure 3 together with the measured data. The agreement of the dose profiles between the measurement and calculation was within 1% in the comparison region.

Since the beam energy also affected the dose profile, the energy was varied once more around the value obtained using the depth dose comparison. The phase spaces were generated with 1.0 mm FWHM and energy ranging from 10.4 to 10.8 MeV in a step of 0.1 MeV. The chi-squares of the dose profiles were calculated and listed in Table 3. Evidently, the chi-squares obtained at the energy of 10.5 and 10.6 MeV were comparably small value. It was not obvious which one was better due to the statistical

uncertainty of the simulation. Thus, they were checked further using the chi-square of the depth dose. Such results were shown in Table 4. Obviously, the depth dose chi-square for the 10.6 MeV was approximately 10 times smaller than that of the 10.5 MeV. As a result, better agreement was achieved at the beam energy of 10.6 MeV.

220

C. Relative output factors (ROFs)

In addition to the 20x20 cm² field size, the optimal parameters of the incident beam were used to acquire the phase spaces for the field size of 5x5, 10x10, 15x15, and 30x30 cm² at 100 cm SSD. Consequently, the ROFs were calculated from the results of running DOSXYZnrc. They were tabulated in Table 5 together with the measured values. Additionally, the corrected ROF's were calculated by the modification of the calculated values with the inclusion of the monitor chamber backscatter effect. We applied the correction factors as proposed by Liu *et al*¹⁸ assuming these factors, which were derived for the 6 MV photon beam, were the same to that of 10 MV. The results showed good agreement with the measured values of better than 1%, except in the case of 5x5 cm² where the difference was 1.3%.

225

230

DISCUSSION AND CONCLUSIONS

The incident beam parameters were the important information for the Monte Carlo treatment planning. The values obtained from the manufacturer's manual might not be reliable because of the on-site tuning during the machine installation. The inaccuracy of the parameters would result in a systematic error in dose calculation. Many past studies had extensively investigated the method of determining the beam parameters, especially, for 6 and 18 MV photon beam. The same approach could be used for the 10 MV photon beam in which there was a small number of publications.

In the current study, the beam parameters were the energy and the radial intensity distribution, i.e., the FWHM. They were searched systematically by comparing the calculated dose with the measured dose in water phantom. Firstly, the beam energy was estimated using the depth dose data while the FWHM of the beam was unchanged. Secondly, the FWHM was obtained by matching the dose profile curves at the depths of 10 and 20 cm. Lastly, the energy was readjusted for better agreement on both the dose profile curves and the depth dose. Here, the chi-square function was used in the comparison. The parameters that gave the smallest value of chi-square were chosen. If the smallest chi-square values were not significantly different from other, then the visual inspection of the dose differences was needed. The best match between the calculated and the measured data was found for the phase space with the beam parameters of 10.6 MeV and 1.0 mm FWHM. All calculated dose differed from the measured dose less than 1%.

The optimal parameters were verified with the calculation of the relative output factors. The calculated values were adjusted by including the backscatter into the monitor chamber. As a result, the absolute differences were less than 1% for the field sizes larger than $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Although the corrected ROF of the $5 \times 5 \text{ cm}^2$ field size differed from the measured value less than 1.5%, such disagreement was tolerable in the absolute dosimetry protocols.

We planned to use the Monte Carlo model of our 10 MV photon beam to verify other dosimetry data done by a local medical physicist. Generally, since the model was sensitive to a small change in the details of the accelerator model, the inconsistency might be originated from the alteration of the component inside the machine head. On the other hand, it might indicate the requirement of careful measurement procedure or

special attention on the measuring devices. The additional benchmark helped assuring
265 desirable treatment plan. Finally, the work pursued in this study was supposed to be an
initial preparation for an update to the Monte Carlo treatment planning system.

270 **ACKNOWLEDGEMENTS**

This work was supported in part by the Thailand Research Fund grant
MRG4880173 and Chulalongkorn University's Research Grant for Development of
New Faculty Staff. The authors thanked the staffs at the Division of Radiation
Oncology, Ramathibodi Hospital for their contribution to the measured data. The
275 authors also wished to thank the anonymous referees for their constructive comments
during the peer-review process. One of the authors, Nakorn Phaisangittisakul, would
like to acknowledge the Thailand Toray Science Foundation for the 2006 Science and
Technology Research Grant. Finally, the authors were grateful to Varian Medical
Systems for providing us with the detailed machine specifications.

280 **Table 1** The chi-squares of the central axis depth dose from 5 to 25 cm in depth for
various simulated initial electron beam energies. The FWHM of the beam intensity
distribution is 2.0 mm.

Beam energy (MeV)	Chi-square (A.U.)
10.0	3.6×10^{-5}
10.3	4.4×10^{-5}
10.6	2.5×10^{-5}
10.9	5.9×10^{-5}

285

Table 2 The chi-squares of the lateral dose profiles at various FWHMs of the 10.6
MeV beam energy.

FWHM (mm)	Chi-square (AU)
2.0	4.6×10^{-4}
1.5	1.8×10^{-4}
1.0	4.6×10^{-5}
0.5	2.4×10^{-4}
0.3	1.6×10^{-4}
0.1	1.9×10^{-4}

290 **Table 3** The chi-squares of the lateral dose profiles for various beam energies with the FWHM of 1.0 mm.

Energy of the initial electron beam (MeV)	Chi-square (AU)
10.4	2.8×10^{-4}
10.5	4.2×10^{-5}
10.6	4.6×10^{-5}
10.7	1.2×10^{-4}
10.8	2.9×10^{-4}

295 **Table 4** The chi-squares of the central axis depth dose for the incident beam with 1.0 mm FWHM.

Energy of the initial electron beam (MeV)	Chi-square (AU)
10.5	6.0×10^{-5}
10.6	5.7×10^{-6}

Table 5 The relative output factors evaluated at 10 cm depth for various square field sizes from the calculation and measurement. The corrected ROF's included the backscatter effect suggested by Liu *et al*¹⁸. The percentage difference was determined between the corrected and the measured ROFs.

Field size (cm ²)	Calculated ROF	Corrected ROF	Measured ROF	Difference (%)
5x5	0.9245	0.9216	0.9098	1.30
10x10	1.0000	1.0000	1.0000	0.00
15x15	1.0430	1.0466	1.0484	-0.17
20x20	1.0647	1.0722	1.0783	-0.57
30x30	1.1037	1.1193	1.1200	-0.06

Figure 1 The central axis percent depth dose obtained from the measurement and the calculation. The beam parameters for the phase space were 10.6 MeV and 2.0 mm FWHM.

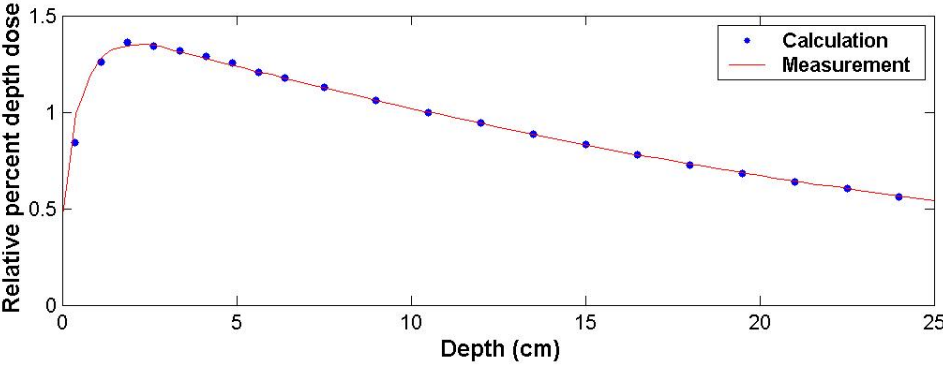


Figure 2 The percentage differences of the depth doses for various beam energies from 10.0 to 10.9 MeV. All phase space files were obtained with the 2.0 mm FWHM. The dashed lines showed the 1% deviation from the measured value.

310

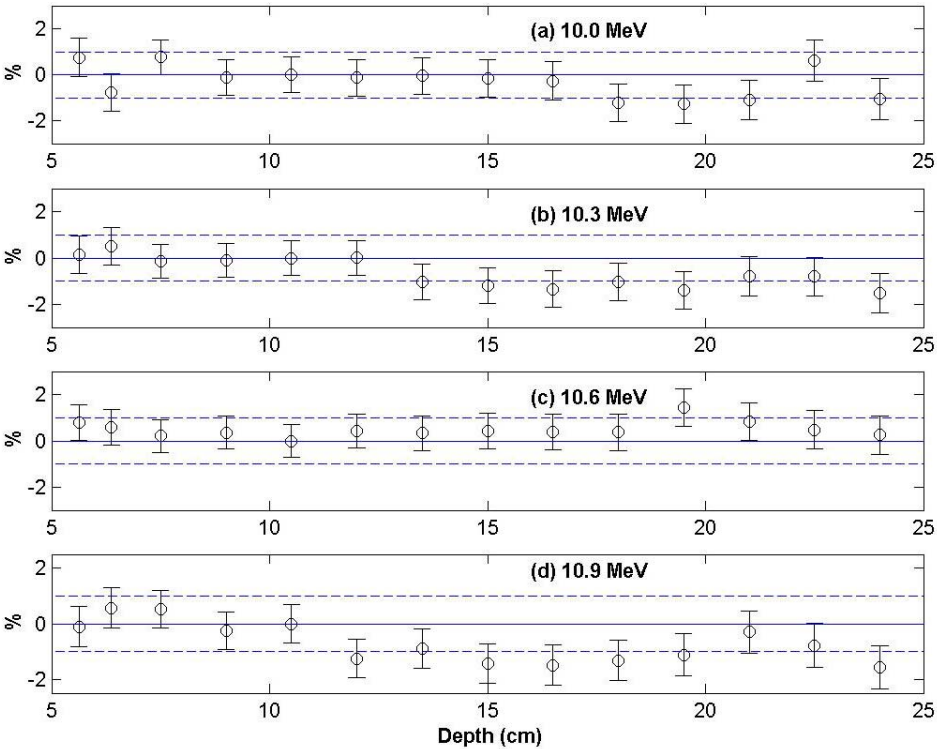


Figure 3 Comparison of the measured and calculated dose profiles at 10 and 20 cm depth, (a) and (b), respectively. The calculated doses were obtained for the 10.6 MeV beam energy and 0.5 mm FWHM. Shown in the solid dots were the calculated doses and the line represented the measured dose profiles.

315

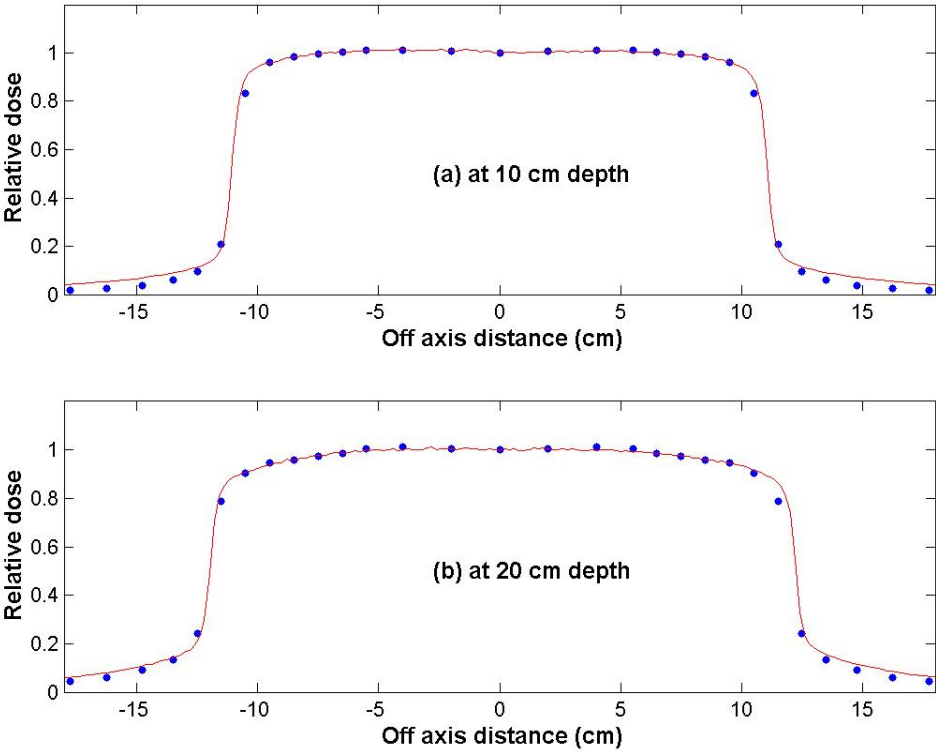
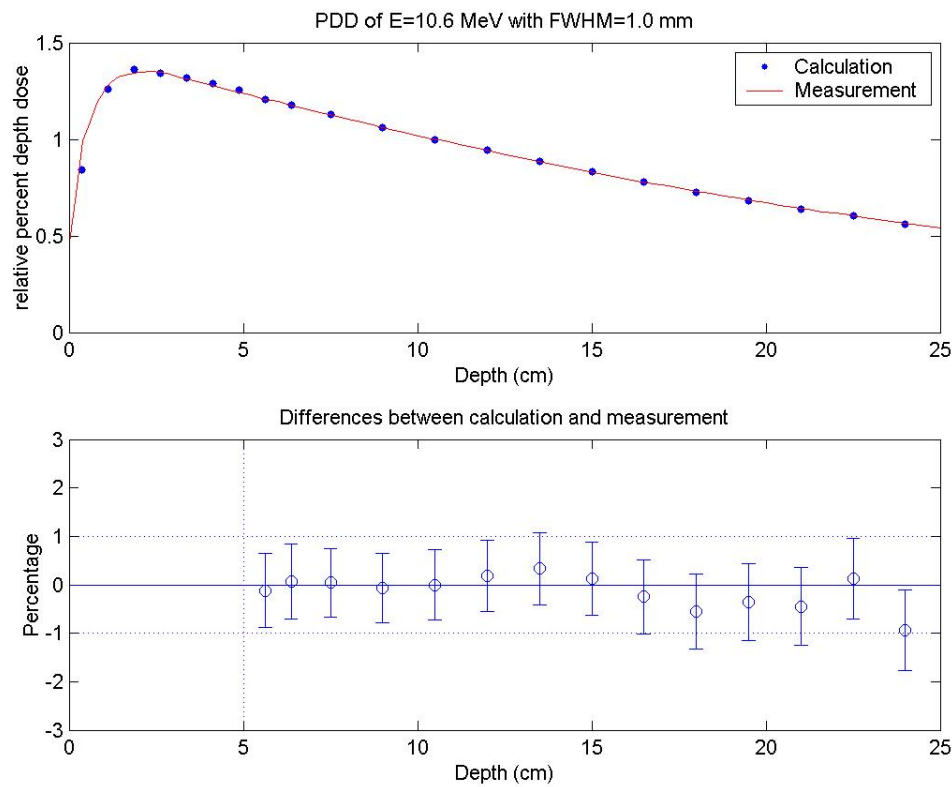


Figure 4 The calculated depth dose curve for the 10.6 MeV beam with FWHM 1.0 mm compared to the measurement. The local percentage differences including their statistical uncertainties were plotted below.

320



^{a)}Electronic mail: pnakorn@gmail.com

- ¹ T. R. Mackie, *Application of the Monte Carlo method in radiotherapy dosimetry of ionizing radiation*, edited by K. Kase, B. Bjarnsgard, and F. H. Attix (Academic, San Diego, CA, 1990), **3**, pp. 541-620.
- ² C. L. Hartmann Siantar, R. S. Walling, T. P. Daly, B. Faddegon, N. Albright, P. Bergstrom, A. F. Bielajew, C. Chuang, D. Garrett, R. K. House, D. Knapp, D. J. Wieczorek, and L. J. Verhey, "Description and dosimetric verification of the PEREGRINE Monte Carlo dose calculation system for photon beams incident on a water phantom," *Med. Phys.* **28**(7), 1322-1327 (2001).
- ³ D. W. Rogers and A. F. Bielajew, "Monte Carlo techniques of electron and photon transport for radiation dosimetry," *Dosimetry of Ionization Rad.* **3**, 427-539 (1990).
- ⁴ H. Neuenschwander, T. R. Mackie, and P. J. Reckwerdt, "MMC-a high-performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning," *Phys. Med. Biol.* **40**(4), 543-574 (1995).
- ⁵ C. M. Ma, E. Mok, A. Kapur, T. Pawlicki, D. Findley, S. Brain, K. Korster, and A. L. Boyer, "Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system," *Med. Phys.* **26**(10), 2133-2143 (1999).
- ⁶ D. Sheikh-Bagheri and D. W. O. Rogers, "Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters," *Med. Phys.* **29**(3), 379-390 (2002).
- ⁷ A. Tzedakis, J. E. Damilakis, M. Mazonakis, J. Stratakis, H. Varveris, and N. Gourtsoyiannis, "Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams," *Med. Phys.* **31**(4), 907-913 (2004).
- ⁸ K. Aljarrah, G. C. Sharp, T. Neicu, and S. B. Jiang, "Determination of the initial beam parameters in Monte Carlo linac simulation," *Med. Phys.* **33**(4), 850-858 (2006).
- ⁹ P. J. Keall, J. V. Siebers, B. Libby, and R. Mohan, "Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using standard measured data set," *Med. Phys.* **30**(4), 574-582 (2003).
- ¹⁰ S. H. Cho, O.N. Vassiliev, S. Lee, H. H. Liu, G. S. Ibbott, and R. Mohan, "Reference photon dosimetry data and reference phase space data for the 6 MV photon beam

from a Varian Clinac 2100 series linear accelerators,” Med. Phys. **32**(1), 137-148
(2005).

¹¹ G. X. Ding, “Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions
of 6 and 18 MV photon beams: results of Monte Carlo simulations for a Varian
2100EX accelerator,” Phys. Med. Biol. **47**(7), 1025-1046 (2002).

¹² W. van der Zee and J. Welleweerd, “Calculating photon beam characteristics with
Monte Carlo techniques,” Med. Phys. **26**(9), 1883-1892 (1999).

¹³ H. K. Kim, S. J. Han, J. L. Kim, B. H. Kim, S. Y. Chang and J. K. Lee, “Monte Carlo
simulation of the photon beam characteristics from medical linear accelerators,”
Radiat Prot Dosimetry **119**(1-4), 510-513 (2006).

¹⁴ M. Saiful Huq and P. Andreo, “Reference dosimetry in clinical high-energy photon
beams: comparison of the AAPM TG-51 and AAPM TG-21 dosimetry protocols,”
Med. Phys. **28**(1), 46-54 (2001).

¹⁵ D. W. O. Rogers, B.A. Faddegon, G.X. Ding, C.M. Ma, J. We, and T.R. Mackie,
“BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units,” Med. Phys.
22(5), 503-524 (1995).

¹⁶ I. Kawrakow, D. W. O. Rogers, and B. R. B. Walters, “Large efficiency
improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting,” Med. Phys.
31(10), 2883-2894 (2004).

¹⁷ I. Kawrakow, and B. R. B. Walters, “Efficient photon beam dose calculations using
DOSXYZnrc with BEAMnrc,” Med. Phys. **33**(8), 3046-3056 (2006).

¹⁸ H. H. Liu, T. R. Mackie, and E. C. McCullough, “Modeling photon outputs caused
by backscattered radiation into the monitor chamber from collimator jaws using a
Monte Carlo technique,” Med. Phys. **27**(4), 737-744 (2000).