

นิพนธ์ต้นฉบับ

การเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่างพื้นที่เปิดและพื้นที่มีอุปกรณ์กำบังรังสี สำหรับอิเล็กตรอนพลังงาน 9, 12 และ 15 เอ็มอีวี

ศุมาลัย วัจวรรณรัตน์*, ระพีพรรณ อำพันขาว*, นิสา ชวพันธ์**

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ : สำหรับการฉายรังสีด้วยอิเล็กตรอน จำเป็นต้องใช้โคนเป็นตัวจำกัดขอบเขตของพื้นที่รังสี แม้ว่าโคนที่ใช้จะมีหลายขนาดแต่ก็ยังไม่พอดีกับขนาดของรอยโรค จึงต้องมีการกำบังอวัยวะปกติด้วยวัตถุกำบังรังสีเพื่อให้อวัยวะปกติข้างเคียงดังกล่าวได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด จึงทำการศึกษาเพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีอิเล็กตรอนของ Opened fields และ Shielded fields

วิธีการศึกษา : ได้ทำการศึกษาวัดปริมาณรังสีในแผ่นทอมชนิด Polystyrene ด้วยหัววัดรังสีชนิด parallel plate โดยใช้โคนขนาด 10x10, 14x14 และ 10x18 ตรซม. ของรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 9, 12 และ 15 MeV. ในการทดลองขั้นตอนแรกได้ทำการหาตำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุดและความหนาของตะกั่วอัลลอย (Cerrobend) ที่เหมาะสม ที่ใช้เป็นวัตถุกำบังรังสีของอิเล็กตรอนแต่ละพลังงานด้วยโคนขนาด 10x10 ตรซม. ผลการทดสอบพบว่าตำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุดคือ ที่ระยะลึกจากผิวแผ่นทอม 15, 20 และ 23 มม. และความหนาของตะกั่วอัลลอยที่เหมาะสมที่ใช้เป็นวัตถุกำบังรังสีได้แก่ 4.5, 6 และ 7.5 มม. ของรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 9, 12 และ 15 MeV ตามลำดับแล้วจึงทำการวัดปริมาณรังสีของ Opened fields และ Shielded fields ของรังสีอิเล็กตรอน ดังกล่าวที่ตำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุด กำบังรังสีด้วยตะกั่วอัลลอยตามความหนาที่เหมาะสมของแต่ละพลังงาน

ผลการศึกษา : ผลการทดลองพบว่าปริมาณรังสีของ Opened fields และ Shielded fields ต่างกันไม่เกินร้อยละ 2 แต่ถ้ามีการกำบังด้านใดด้านหนึ่งของพื้นที่รังสีจนเหลือขนาด 2 ซม. ปริมาณรังสีของอิเล็กตรอนทุกพลังงานที่แต่ละขนาดของโคนดังกล่าวจะลดลงประมาณร้อยละ 83 ของปริมาณรังสีของ Opened fields

สรุป : ถ้ามีการใช้วัตถุกำบังรังสีอิเล็กตรอนจนเหลือพื้นที่ฉายรังสีขนาดเล็ก ควรมีการวัดปริมาณรังสีของ Shielded fields วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่ 2546; 36: 37-44.

คำรหัส: Parallel plate, Cerrobend, Opened fields, Shield fields

* ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

** หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Abstract: The Comparison of the Outputs between the Opened Fields and the Shielded Fields of the Electron Energies 9, 12 and 15 MeV

Sumalai Vangvannarath,* Rapeepun Umpunkaw,* Nisa Chawapun**

Objective : For high energy electron beam in radiotherapy, cones are usually used for defining treatment field sizes. Although these cones have many sizes, they are still not fit to the lesions. Therefore, shieldings are necessary to protect the surrounding normal tissue in order to minimize the radiation doses. From this view point, the studying of shielding effect on the output of opened fields should be preformed.

Materials and Methods : In this study, the experiment was set up to measure the output of polystyrene phantom by using a parallel plate ionization chamber to compare between the opened fields and the shielded fields of cones 10x10, 14x14 and 10x18 cm² for the electron energy 9, 12 and 15 MeV, respectively. The depth of maximum dose and the appropriate thickness of lead alloy (cerrobend) for each electron energy from cone 10x10 cm² were determined. The depths of maximum dose of 15, 20 and 23 mm and the thickness of 4.5, 6 and 7.5 mm of cerrobend were subsequently used to measure the output for electron energy 9,12 and 15 MeV, respectively.

Results : The results showed that the differences of the outputs of the opened fields and the shielded fields were less than 2%. However, when each side of the cone was shielded further to 2 cm of radiation beam, the output of the electron energies for each cone was about 83 percents of the opened fields.

Conclusion : For small shielded field sizes , the outputs of the shielded fields should be performed individually. Bull Chiang Mai Assoc Med Sci 2003; 36: 37-44.

Key words : Parallel plate, Cerrobent, Opened fields, Shield fields

* Department of Radiologic Technology, Faculty of Associated Medical Sciences, Chiang Mai University

** Section of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine

บทนำ

เริ่มมีการนำเอารังสีอิเล็กตรอนมาใช้ในการรักษาโรคผิวหนังราวปี ค.ศ. 1930 ที่ประเทศเยอรมันนี้ ต่อมามีการพัฒนาด้านเทคโนโลยีมากขึ้น จึงได้นำมารักษามะเร็งที่มีรอยโรคอยู่บริเวณตื้นๆ โดยเฉพาะรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 6 - 20 MeV² การนำเอารังสีอิเล็กตรอนพลังงานต่างๆ มาประยุกต์ใช้ในการทางคลินิก จำเป็นต้องศึกษา

คุณสมบัติที่สำคัญคือ depth dose curve ลักษณะของ depth dose curve ดังกล่าวจะเห็นว่าเมื่อพลังงานของอิเล็กตรอนเปลี่ยนไป ส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ผิวเปลี่ยนไปด้วย โดยปริมาณรังสีที่ผิวจะเพิ่มขึ้นตามระดับพลังงานของรังสีอิเล็กตรอนที่เพิ่มขึ้น ทั้งนี้เนื่องจากอิเล็กตรอนทุติยภูมิที่เกิดจากวัตถุที่อยู่ในทางผ่านของรังสีอิเล็กตรอน วัตถุดังกล่าวได้แก่ คอลลิเมเตอร์ โคน วัตถุกำบัง

รังสีและอื่นๆ³ ขณะที่การเกิด build up ของรังสีอิเล็กตรอนต่างจากโฟตอน โดยที่ build up ของรังสีโฟตอนเกิดจากการสะสมของอิเล็กตรอนทุติยภูมิ แต่สำหรับรังสีอิเล็กตรอนเกิดจากขณะที่อิเล็กตรอนผ่านตัวกลางแล้วเกิดการเบี่ยงเบน ทำให้การถ่ายเทพลังงานต่อหน่วยความยาวเพิ่มมากขึ้น เมื่อรังสีอิเล็กตรอนมีพลังงานสูงขึ้น บริเวณ build up จะกว้างขึ้นและปริมาณรังสีสูงสุดจะอยู่ตรงตำแหน่งที่ระยะลึก (D_{max}) จากผิวเพิ่มมากขึ้น⁴ นอกจากนี้คุณสมบัติที่สำคัญอีกประการได้แก่ รังสีอิเล็กตรอนจะให้รังสีสม่ำเสมอบริเวณเป้าหมายของการรักษาและปริมาณรังสีลดลงอย่างรวดเร็วที่ระยะลึกถัดไป ทำให้เนื้อเยื่อปกติที่อยู่ใต้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีต่ำ สำหรับการศึกษาหาปริมาณรังสีตามระดับความลึกในตัวกลางที่เพิ่มขึ้นดังกล่าวสามารถแสดงออกมาในค่าความชันของกราฟที่เรียกว่า dose gradient เมื่อพลังงานของรังสีอิเล็กตรอนมีค่าเพิ่มขึ้น dose gradient จะมีค่าลดลง⁵ ขณะเดียวกันขนาดพื้นที่ฉายรังสียังมีอิทธิพลต่อปริมาณรังสีและลักษณะของ depth dose curve โดยปริมาณรังสีจะเพิ่มขึ้นตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอันเป็นผลเนื่องมาจากรังสีกระเจิงจากคอลลิเมเตอร์และแพนทอม สำหรับอิเล็กตรอนจากคอลลิเมเตอร์นั้นจะถูกจำกัดโดยใช้ขนาดของคอลลิเมเตอร์คงที่และเปลี่ยนขนาดของโคนซึ่งทำให้ปริมาณรังสีเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุด แต่ถ้าเปลี่ยนขนาดคอลลิเมเตอร์ตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีจะทำให้ปริมาณรังสีเปลี่ยนไปอย่างมากโดยเฉพาะรังสีอิเล็กตรอนพลังงานต่ำ⁶ สำหรับในส่วนของรังสีกระเจิงจากแพนทอมนั้น ขนาดพื้นที่ฉายรังสีจะมีผลต่อปริมาณรังสีและ depth dose curve เมื่อระยะระหว่างจุดที่วัดปริมาณรังสีกับขอบของพื้นที่ฉายรังสีมีขนาดสั้นกว่า range ของอิเล็กตรอนทุติยภูมิ

ดังนั้นการใช้รังสีอิเล็กตรอนในการรักษารอยโรค ต้องใช้โคนเพื่อกำหนดพื้นที่รังสี แม้ว่าโคนที่ใช้มีหลายขนาด แต่ยังไม่พอดีกับขนาดของรอยโรค จึงจำเป็นต้องใช้โคนที่มีขนาดใหญ่กว่ารอยโรคดังกล่าว และมีการกำบังรังสีเพื่อให้อวัยวะปกติข้างเคียงได้รับรังสีน้อยที่สุด และบริเวณรอยโรคได้รับรังสีมากและสม่ำเสมอ เพื่อผลการรักษาที่ดี วัตถุประสงค์การบังรังสีดังกล่าวมีหลาย ชนิดเช่น ตะกั่ว ทองแดง อลูมิเนียม เป็นต้น และต้องมีความหนาพอที่จะดูดกลืนรังสี อิเล็กตรอนได้มากถึงร้อยละ 95-98⁷ สำหรับโรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่ใช้เซอโรโรเบนด์ (cerrobend) ซึ่งเป็นโลหะอัลลอยของตะกั่วที่มี จุดหลอมเหลวต่ำเหมาะสำหรับการนำมาใช้ทำที่กำบังรังสีเฉพาะผู้ป่วยแต่ละราย การนำวัตถุที่มีเลขอะตอมสูงมาใช้กำบังรังสีอิเล็กตรอนทำให้เกิดอิเล็กตรอนกระเจิง (Scattered electrons)⁸ และรังสีเอกซ์ (Bremsstrahlung x-ray)⁹ ดังนั้นจึงได้ทำการศึกษาเพื่อหาปริมาณรังสีของ opened fields และ shielded fields

อุปกรณ์และวิธีการศึกษา

ขั้นตอนที่ 1 การหาดำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุดของรังสีอิเล็กตรอน 9,12 และ 15 MeV จากเครื่องเร่งอนุภาคพลังงานสูงของบริษัทมิตซูบิชิ รุ่น ML-20 ด้วยโคนสี่เหลี่ยมขนาด 10x10 ตร.ซม. โดยวัดปริมาณรังสีที่ผิวและที่ระดับความลึกต่างๆ ในแพนทอมชนิด polystyrene ใช้เครื่องวัดรังสีชนิด Capintec Digital Exposure Meter รุ่น 192 และหัววัดชนิด Parallel Plate Chamber รุ่น PS-033 thin window มี sensitive volume 0.5 ลบ.ซม. ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของ window 16 มม. นำค่าปริมาณรังสีที่วัดได้ไปพลอตกราฟระหว่างร้อยละของปริมาณรังสีที่ระดับต่างๆ โดยเทียบกับปริมาณ

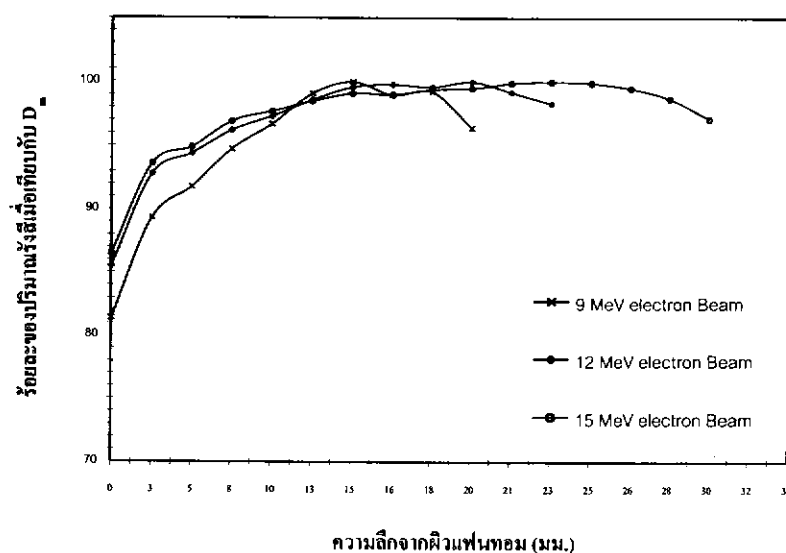
รังสีสูงสุดกับความลึกในแฟนทอมดังกล่าว

ขั้นตอนที่ 2 หาความหนาที่เหมาะสมของเซอร์โรเบนต์ในการกำบังรังสีอิเล็กตรอนของแต่ละพลังงานความหนาของเซอร์โรเบนต์ที่เหมาะสมในการกำบังรังสีอิเล็กตรอน ควรมีความหนาพอที่จะสามารถดูดกลืนปริมาณรังสีได้ร้อยละ 95-98 ทำโดยวางหัววัดรังสีไว้ที่ตำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุดที่วัดได้จากขั้นตอนแรก เริ่มจากไม่ใช้เซอร์โรเบนต์และเพิ่มแผ่นเซอร์โรเบนต์ซึ่งหนาแผ่นละ 1.5 มม. เพิ่มขึ้นทีละแผ่น นำค่าที่ได้ไปพลอตกราฟระหว่างร้อยละของปริมาณรังสีเมื่อเทียบกับปริมาณรังสีจาก opened filed และความหนาของเซอร์โรเบนต์ที่ใช้กำบังรังสีดังกล่าว

ขั้นตอนที่ 3 วัดปริมาณรังสีของ opened fields และ shielded fields ขนาดต่างๆ ในแฟนทอม โดยใช้โคนสี่เหลี่ยมขนาด 10x10, 14x14 และ 10x8 ตร.ซม. ของรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 9, 12 และ 15 Mev จากเครื่องเร่งอนุภาคนิวเคลียสดังกล่าว และนำผลที่ได้ไปพลอตกราฟระหว่างร้อยละของปริมาณรังสีกับพื้นที่ฉายรังสีขนาดต่างๆ

ผลการศึกษา

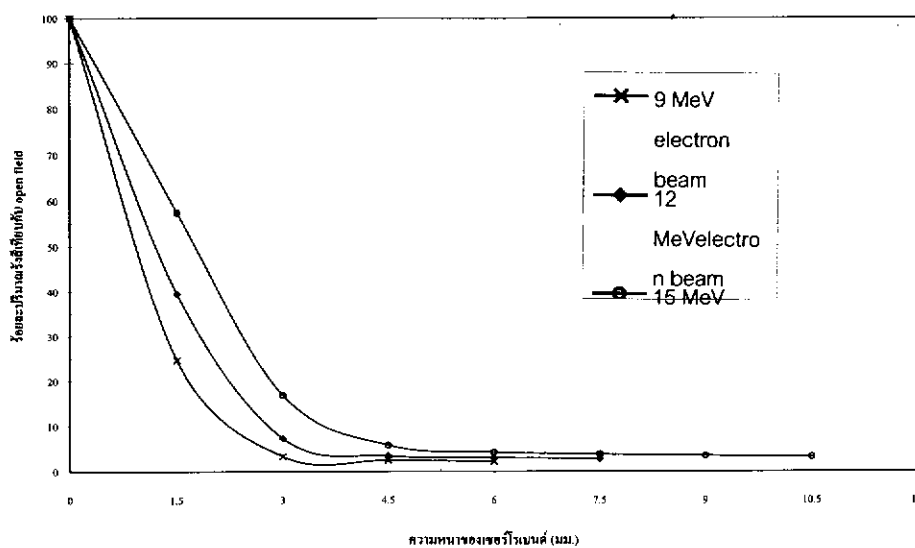
1. ตำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุดสำหรับรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 9, 12 และ 15 MeV คือตำแหน่งที่อยู่ระยะลึกจากผิวแฟนทอม 15, 20 และ 23 มม. ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงค่าตำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุดในแฟนทอม

2. ความหนาของเซอร์โรเบนด์ที่เหมาะสม
ในการกำบังรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 9,12 และ 15

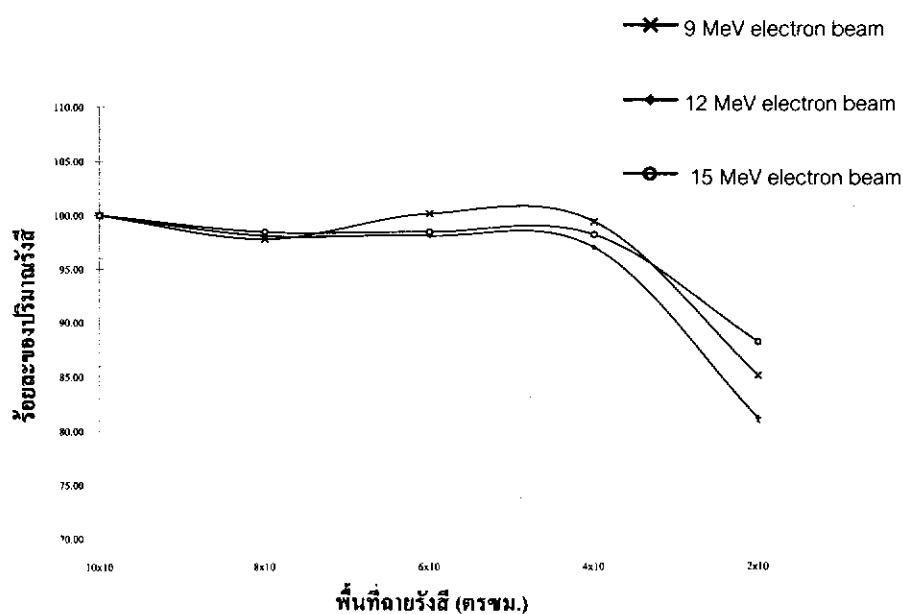
MeV คือ 4.5, 6 และ 7.5 มม. ตามลำดับ
ดังแสดงในรูปที่ 2



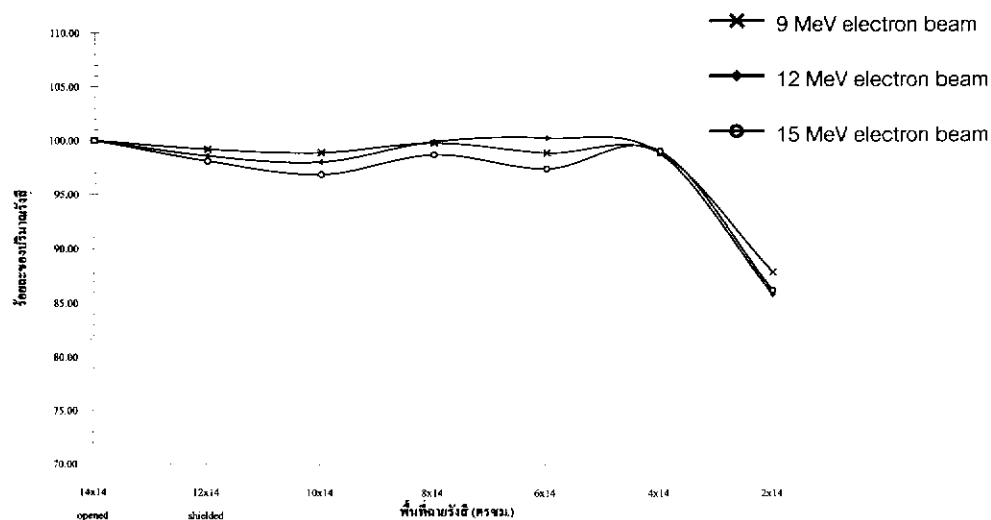
รูปที่ 2 แสดงค่าความหนาของเซอร์โรเบนด์ที่เหมาะสมสำหรับการกำบังรังสีอิเล็กตรอน

3. ร้อยละของปริมาณรังสีจาก shielded
fields เมื่อเทียบกับ opened fields โดยกำบังด้วย

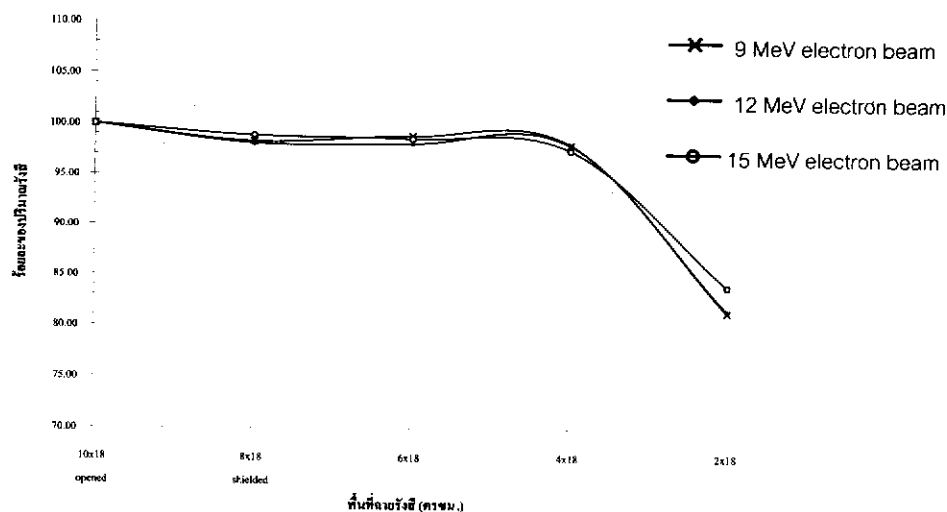
เซอร์โรเบนด์ให้เหลือพื้นที่ฉายรังสีขนาดต่าง ๆ
ดังแสดงในรูปที่ 3, 4 และ 5



รูปที่ 3 แสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่าง opened fields กับ shield fields เมื่อใช้โคนขนาด 10x10 ตร.ซม.



รูปที่ 4 แสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่าง opened fields กับ shield fields เมื่อใช้โคนขนาด 14x14 ตร.ซม.



รูปที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่าง opened fields กับ shield fields เมื่อใช้โคนขนาด 10x18 ตร.ซม.

วิจารณ์ผลการศึกษา

1. การที่ตำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุดอยู่ระยะลึกที่ได้ผิวเป็นคุณสมบัติของอิเล็กตรอน ซึ่งจะอยู่ในระดับความลึกต่างๆ กันโดยขึ้นกับพลังงานของรังสีอิเล็กตรอนดังกล่าวคือ อิเล็กตรอนที่มีพลังงานสูงกว่าตำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุดจะอยู่ที่ระยะลึกกว่า และปริมาณรังสีที่ผิวมีค่ามากขึ้นตามระดับพลังงานของรังสีอิเล็กตรอนเช่นกัน ซึ่งเป็นไปตามทฤษฎี

2. ความหนาของเซอร์โรเบนด์ที่เหมาะสมในการกำบังรังสีคือ ต้องมีความหนาที่สามารถดูดกลืนรังสีอิเล็กตรอนร้อยละ 95-98 ซึ่งความหนาของโลหะอัลลอยที่ได้จากการทดลองมีค่า 4.5, 6 และ 7.5 มม. สำหรับรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 9, 12 และ 15 MeV. ตามลำดับ ค่าความหนาที่ได้ดังกล่าวเป็นไปตามสูตรการคำนวณหาความหนาของตะกั่วที่ใช้เป็นวัตถุกำบังรังสี คือ

$$t_{\text{lead}} = C.E$$

$$t_{\text{lead}} = \text{ความหนาของตะกั่ว}$$

$$C = 0.5 \text{ มม./MeV}$$

$$E = \text{พลังงานของรังสีอิเล็กตรอน}$$

3. ปริมาณรังสีที่วัดได้จาก opened fields และ shielded fields มีความแตกต่างกันน้อยกว่าร้อยละ 2 แต่เมื่อกำบังขนาดของพื้นที่รังสีด้านใดด้านหนึ่งเท่ากับ 2 ซม. ปริมาณรังสีจะลดลงจากปริมาณรังสีของ opened fields อย่างชัดเจน ทั้งนี้เนื่องจากพื้นที่รังสีมีขนาดเล็กจนไม่เพียงพอในการเกิด maximum lateral dose build up ซึ่งการทดลองนี้ได้ผลคล้อยจองกับผลการทดลองของ Khan FM และคณะ¹⁰ ซึ่งทดลองโดยใช้โคนวงกลม ผลการทดลองพบว่าโคนเส้นผ่าศูนย์กลาง 10 ซม. วัดปริมาณรังสีด้วย Farmer Chamber มี sensitive volume 0.6 ลบ.ซม. จะสามารถกำบัง

พื้นที่ให้ลดลงได้จนเหลือขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2 ซม. โดยที่ปริมาณรังสีไม่แตกต่างจากปริมาณรังสีของ opened fields แต่เมื่อกำบังต่อไปจนพื้นที่รังสีเหลือขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1 ซม. ปริมาณรังสีจะลดลงเหลือร้อยละ 85 ของปริมาณรังสีจาก Opened fields

นอกจากนี้แล้ว การทดลองในขั้นตอนแรกได้ทำการหาตำแหน่งปริมาณรังสีสูงสุดในโพลิสไตรีนแฟนทอม (Polystyrene Phantom) เพื่อเป็นตำแหน่งที่วัดเปรียบเทียบปริมาณรังสีของ opened fields และ shielded fields โดยใช้เฉพาะโคนขนาด 10x10 ตร.ซม. เท่านั้น แต่ในการศึกษาครั้งนี้ ได้ใช้โคนขนาด 14x14 และ 10x18 ตร.ซม. ด้วย และพบว่าเมื่อเปลี่ยนขนาดของโคน ค่า D_{max} จะเปลี่ยนไปด้วย ทั้งนี้เนื่องจากลักษณะของ depth dose curve จะเปลี่ยนแปลงไปตามขนาดของโคนถึงแม้อิเล็กตรอนจะมีพลังงานเท่ากัน

สรุป

ปริมาณรังสีที่วัดได้จาก opened fields และ shielded fields แตกต่างกันประมาณร้อยละ 2 แต่เมื่อมีการกำบังจนด้านใดด้านหนึ่งของพื้นที่ฉายรังสีเหลือ 2 ซม. ค่าที่วัดได้มีความแตกต่างกันอย่างมาก ดังนั้นในทางปฏิบัติสามารถใช้ค่า correction factor สำหรับพื้นที่ของ shielded fields เท่ากับ opened fields แต่ถ้ามีการกำบังจนเหลือพื้นที่ฉายรังสีมีขนาดเล็กมาก ควรมีการวัดปริมาณรังสีของ opened fields เปรียบเทียบกับ shielded fields.

References

1. Orton CG, Bagne F. "Practical Aspects of Electron Beam Treatment Planning". Symposium in Cincinnati, Ohio, Sponsored by the AAPM; 1977.
2. Levitt SH, Khan FM, Potish RA. Levitt and Tapley's Technological Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Application 2nd Edition. Philadelphia, LEA & FEBIGER, 1992 .
3. Pennington EC, Shirish K, Jani SK, Wen BC. Leakage radiation from electron applications on medical accelerator. Med Phys 1988; 15(5): 763 – 765.
4. Brahme A, Svensson H. Specification of electron beam quality from the central axis depth absorbed dose distribution. Med Phys 1976; 3: 95–102.
5. Levitt SH, Khan FM, Potish RA, Perez CA. in Levitt and Tapley's (Eds.) Technological basis of Radiation Therapy: Clinical Application 3rd Edition. Philadelphia,

- Lippincott Williams & Wilkins, 1999.
6. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. Baltimore, Williams & Wilkins, 1984
7. Prasad GS, Parthasaradhi K, Arbetters S, Lee Y, Garces R. Lead shielding thickness for dose reduction of 6 MeV electron for different square fields. Med Phys 1988;15(2): 263 – 66.
8. Saunder JE, Peters VG. Back scattering from metals in superficial therapy with high energy electrons. Br J Radiol 1974; 39: 205 – 210.
9. Parthasaradhi K, Guru S, Rao BM, Lee Y, Ruparel R, Garces R. Investigation on the reduction of electron contamination with a 6 Mev X-ray beam. Med Phys 1989; 16(1): 123-25.
10. Khan FM, Moore VC, Levitt SH. Field shaping in electron beam therapy. Br J Radiol 1976; 49:883.