

บทความทั่วไป

รังสีโปรตอนคืออะไร ? What is Proton Beam ?

สุมาลัย วัจวรรณรัตน์*

เมื่อวันที่ 22 มิถุนายน 2543 หนังสือพิมพ์ เดลินิวส์ลงข่าวเกี่ยวกับ “หมอรังสีด้านซื้อเครื่องโปรตอนฉายรังสี”¹ ซึ่งโครงการดังกล่าวตั้งงบประมาณไว้หลายพันล้านบาท ทำให้หลายๆ ท่านรวมถึงผู้อยู่ในวิชาชีพที่เกี่ยวข้องตกใจกับจำนวนเงินดังกล่าว เนื่องจากขณะนี้ภาวะเศรษฐกิจของประเทศยังไม่เอื้ออำนวยมากนัก จึงทำให้มีเสียงวิพากษ์วิจารณ์ต่างๆ นานา ผู้เขียนเองรู้สึกกังวลจึงพยายามค้นคว้าหาความรู้ และได้เขียนบทความนี้ เพื่อให้ท่านที่สนใจมีข้อมูลไว้ใช้ศึกษาต่อไป

รังสีบำบัดเป็นวิธีการหนึ่งในหลายๆ วิธี เช่น การผ่าตัด เคมีบำบัด ภูมิคุ้มกันบำบัด สำหรับรักษาเนื้องอก อาจเป็นเนื้องอกธรรมดา (Benign tumor) หรือ มะเร็ง (Malignant tumor) จุดประสงค์หลักของการใช้รังสี คือ ต้องการทำลายเฉพาะเนื้องอกและหลีกเลี่ยงเนื้อเยื่อปกติ เพื่อไม่ให้เกิดอาการแทรกซ้อนต่างๆ ตั้งแต่แรกเริ่มจนถึงปัจจุบัน รังสีบำบัดที่ใช้ส่วนใหญ่เป็นรังสีโฟตอน (Photon) ได้แก่ รังสีเอกซ์และรังสีแกมมา เมื่อฉายรังสีดังกล่าวผ่านร่างกาย ปริมาณรังสีจะลดลงแบบ Exponential ตามความลึก² คือ ทุกๆ ส่วนของร่างกายตามระยะทางที่รังสีผ่านจะได้รับรังสีตลอด ส่วนที่อยู่ตื้นกว่าก่อนเนื้องอกจะได้รับรังสีสูงกว่าและเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกกว่าก็ยังคงได้รับรังสีอยู่นอกจากนี้การเกิด Internal scatter ของรังสีโฟ

ตอนมีค่อนข้างมาก ทำให้เนื้อเยื่อปกติที่อยู่รอบๆ ก่อนมะเร็งได้รับรังสีไปด้วย² ต่อมามีการนำเอารังสีอิเล็กตรอนมาใช้ จาก Depth dose curve จะเห็นว่าตรงบริเวณผิวหรือส่วนที่ตื้นกว่าเนื้องอก คงได้รับปริมาณรังสีสูงแต่ส่วนที่ลึกกว่าได้รับรังสีน้อยมาก อย่างไรก็ตามอาการแทรกซ้อนเนื่องจากการใช้รังสีทั้งสองชนิดยังคงเป็นปัญหาอยู่ นอกจากนี้รังสีดังกล่าวเป็นชนิด Linear Energy Transfer ต่ำ (Low LET) ซึ่งใช้รักษาเนื้องอกที่เป็น Hypoxic cell ไม่ได้ผลดี จึงมีการนำเอารังสีที่มี LET สูง เช่น อนุภาคนิวตรอนมาใช้ แต่เนื่องจากการใช้นิวตรอนยังคงมีปัญหาเกี่ยวกับปริมาณรังสีที่ผิวและวิธีการควบคุมปริมาณรังสีค่อนข้างยุ่งยาก จึงไม่เป็นที่นิยมเท่าที่ควร ต่อมามีการนำเอารังสีโปรตอนมาใช้ ซึ่งจากลักษณะของ BRAGG Peak ใน Depth dose curve (รูปที่ 1) ทำให้มองเห็นแนวทางการรักษา และสามารถแก้ปัญหาอาการแทรกซ้อน อันไม่พึงประสงค์นั้นได้ทำให้ผู้ป่วยมีอัตราการรอดชีวิตสูงขึ้น คุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น รวมถึงไม่ต้องเสี่ยงกับการผ่าตัด จึงเป็นที่มาของความต้องการเครื่องฉายรังสีโปรตอนดังกล่าว

ประวัติความเป็นมา

หลังสงครามโลกครั้งที่ 2 กลุ่มนักวิทยาศาสตร์และนักฟิสิกส์ในโครงการแมนฮัตตัน

* ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

(Manhattan Project) ได้พัฒนาเครื่องเร่งอนุภาคให้มีพลังงานสูงขึ้น เพื่อนำไปใช้ประโยชน์ทางด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์ทั้งการวินิจฉัยและการบำบัด³

ในปี ค.ศ. 1946 Dr. Robert R Wilson นักฟิสิกส์ที่ทำงานเกี่ยวกับการพัฒนาเครื่องเร่งอนุภาค หลังจากศึกษาคุณสมบัติของโปรตอนแล้ว ได้คาดการณ์และรายงานไว้ว่า ลักษณะการกระจายปริมาณรังสีโปรตอนเหมาะสำหรับนำไปใช้

รักษามะเร็ง³ ต่อมาใน ปี ค.ศ. 1954 ที่ห้องปฏิบัติการ Lawrence Berkeley เริ่มมีการติดตั้งเครื่องฉายรังสีโปรตอนเครื่องแรก เพื่อจุดประสงค์ทางคลินิกโดยเฉพาะ แต่ยังไม่ได้ใช้กับผู้ป่วย และในระยะเวลาต่อมา จึงมีการรักษาผู้ป่วยและผลการรักษาค่อนข้างดี จึงเป็นที่นิยมมากขึ้น ดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 สถานที่ติดตั้งเครื่องกำเนิดรังสีโปรตอนชนิดต่างๆ ในที่ใช้รักษาผู้ป่วยของแต่ละประเทศ⁴

สถานที่	ประเทศ	พลังงานสูงสุดที่ใช้ในการรักษา (MeV)	ระยะความลึกในกล้ามเนื้อตาม ICRU (ซม.)	ทิศทางของลำรังสี	ปีที่ติดตั้ง	จำนวนผู้ป่วยเมื่อเดือนกรกฎาคม 1999
Chiba	Japan	70	4.1	Vertical	1979	96
Nice	France*	65	3.6	Horizontal	1989	1,350
Clatter Bridge	UK	62	3.3	Horizontal	1989	817
Villigen	Switzerland	72	4.4	Horizontal	1991	2,753
Vancouver	Canada	72	4.4	Horizontal	1991	47
Louvain - la- Neuve	Belgium	90	6.5	Horizontal	1991	21
Davis CA	USA	60	3.1	Horizontal	1994	214
Berlin	Germany	72	4.4	Horizontal	1998	30
Berkeley CA	USA	340	63.9	Horizontal	1954	30
Uppsala	Sweden	200	26.2	Horizontal	1957	220
Cambridge MA	USA	160	17.9	Horizontal	1961	8,160
Dubna	Russia	200	26.2	Horizontal	1967	125
Moscow	Russia	200	26.2	Horizontal	1969	3,100
St.Petersburg	Russia	1000	328.3	Horizontal	1975	1,029
Tsukuba	Japan	250	38.3	Vertical & Horizontal	1983	606
Loma Linda, CA	USA	250	28.3	Isocentric & Horizontal	1980	4,330
Faure	South Africa	200	26.2	Horizontal	1993	310
Bloomington	USA	200	26.2	Horizontal	1993	9
Orsay	France	200	26.2	Horizontal	1994	1,219
Viligen	Switzerland	230	33.3	Isocentric	1996	20
Kashiwa	Japan	235	34.5	Isocentric & Horizontal	1998	8
Boston MA	USA	235	34.5	Isocentric & Horizontal	2000	*

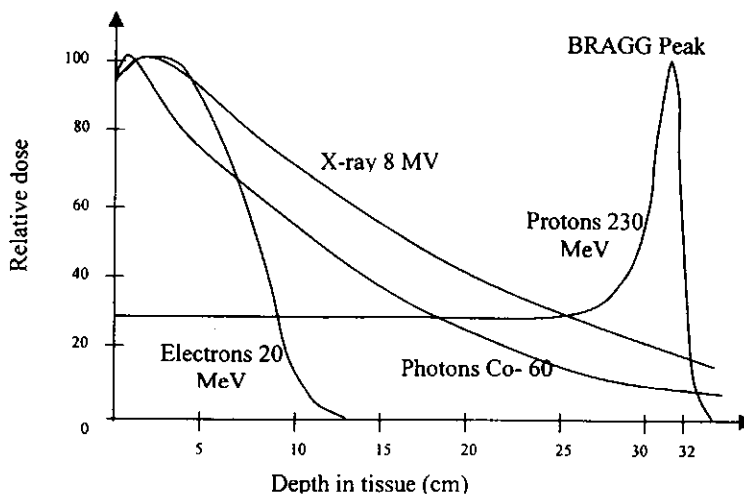
* ยังไม่ได้เปิดดำเนินการ

จากตารางที่ 1 แสดงแหล่งติดตั้งเครื่องกำเนิดรังสีโปรตอน ในแต่ละประเทศ ปีที่ติดตั้งครั้งแรก พลังงานของโปรตอนซึ่งให้ BRAGG Peak ที่ความลึกต่างๆ และจำนวนผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาด้วยเครื่องฉายรังสีดังกล่าว

คุณลักษณะของรังสีโปรตอน

โปรตอนเป็นอนุภาคประจุบวกซึ่งเป็นส่วนประกอบของอะตอมไฮโดรเจน และมีมวลประมาณ 1,836 เท่าของอิเล็กตรอน⁵ เมื่อถูกเร่งให้มีพลังงานสูงขึ้นในเครื่องเร่งอนุภาค พลังงานสูงจะกลายเป็นรังสีที่ทำให้เกิดการแตกตัว (ionizing radiation) ซึ่งสามารถทะลุทะลวงเข้าไปในเนื้อเยื่อหรือตัวกลางอื่นๆ ประจุบวกของโปรตอนจะถูกดูดโดย

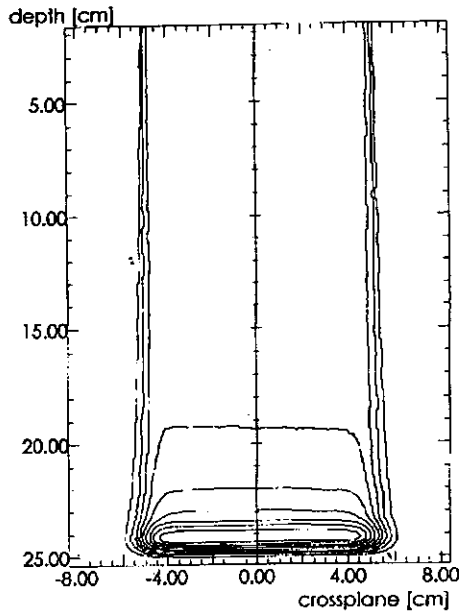
อิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมต่างๆ ในร่างกายแล้วทำให้เกิดภาวะกระตุ้น (Excitation) หรือการแตกตัว (ionization) ขณะเคลื่อนที่ โปรตอนดังกล่าวจะปล่อยพลังงานออกมาตามระยะทางที่ผ่านแรงดึงดูดระหว่างโปรตอนและอิเล็กตรอนจะเกิดขึ้นอย่างรวดเร็ว แต่เนื่องจากโปรตอนดังกล่าวมีพลังงานจลน์มากและวิ่งด้วยความเร็วสูง ขณะที่วิ่งผ่านอะตอม ระยะเวลาที่โปรตอนทำอันตรกิริยากับอิเล็กตรอนในอะตอมสั้นมาก จึงทำให้เกิดการแตกตัวเพียงเบาบาง แต่ก่อนที่จะหยุดเวลาในการทำอันตรกิริยาจะนานขึ้น และเพิ่มการแตกตัวอย่างมากจนถึงจุดที่เรียกว่า BRAGG peak ดังแสดงในรูปที่ 1



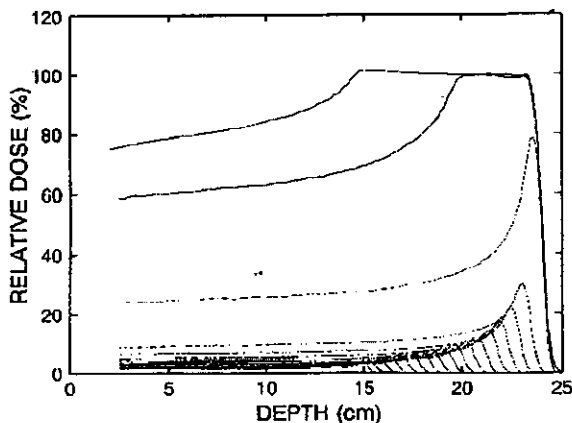
รูปที่ 1 Depth dose curve ของรังสีชนิดต่างๆ⁶

จากรูปที่ 1 จะเห็นว่ารังสีโปรตอนทำอันตรกิริยาน้อยมาก จนกระทั่งใกล้หยุด จะปล่อยพลังงานออกมาอย่างมาก จึงมีการแตกตัวอย่างหนาแน่น จากผลดังกล่าวจะเห็นว่า บริเวณที่อยู่ต้นกว่าก่อนเนื้องอกจะได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่า

แต่ถ้ากำหนดให้พลังงานของโปรตอนดังกล่าว มาหยุดตรงเนื้องอกซึ่งเป็นบริเวณเกิดการแตกตัวสูงสุด ก็จะทำให้ได้รับปริมาณรังสีสูงตามต้องการ และเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกลงไปได้รับรังสีน้อยมาก ดังแสดงในรูปที่ 2 และ 3⁷



รูปที่ 2 เส้น Isodose ที่ 10% - 90% ของรังสีโปรตอนที่ยังไม่ได้ปรับการกระจายของรังสีจากตัว Modulator



รูปที่ 3 Depth dose curve ของรังสีโปรตอนผ่านการปรับการกระจายของรังสีจากตัว Modulator แล้ว

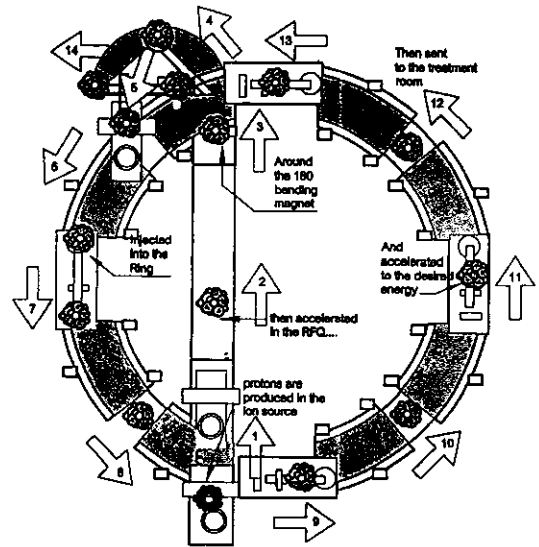
จากรูปที่ 3 จะเห็นว่ารังสีโปรตอนผ่านการปรับ (Modulated) แล้ว ทำให้บริเวณของพีคกว้างขึ้น ขณะเดียวกันบริเวณที่ตื้นก็ได้รับรังสีมากขึ้น แต่ส่วนที่ลึกกว่ายังคงไม่เปลี่ยนแปลง

ผลของรังสีโปรตอนจะทำให้เกิดการ Excitation หรือ Ionization ทำนองเดียวกับรังสีโฟตอน กระบวนการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นต่อไปเรื่อยๆ จน

เกิดอนุมูลอิสระ (Free radicals) ในที่สุดก็เข้าสู่กระบวนการทำลายเซลล์

เครื่องกำเนิดรังสีโปรตอน

เครื่องกำเนิดรังสีโปรตอนชนิด Synchrotron Accelerator ดังแสดงในรูปที่ 4⁸



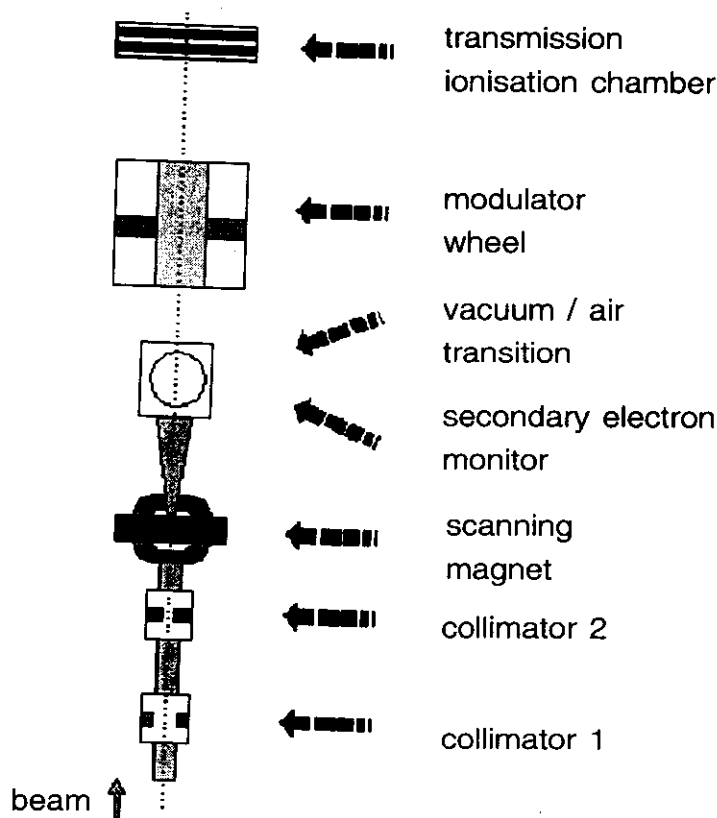
รูปที่ 4 เครื่องกำเนิดรังสีโปรตอนชนิด Synchrotron accelerator

อนุภาคโปรตอนเกิดจากก๊าซไฮโดรเจนในแหล่งกำเนิดไอออน (Ion source) เกิดการแตกตัวให้ไฮโดรเจนไอออนและอนุภาคประจุบวกของโปรตอน อนุภาคโปรตอนถูกบังคับให้เข้าไปในเครื่องเร่งอนุภาคพลังงานสูง (Linear accelerator) โดยมี Radio Frequency Quadrupole (RFQ) เป็นตัวเร่งให้มีพลังงานมากขึ้น แต่ยังคงเป็นโปรตอนพลังงานต่ำมีค่าประมาณ 2 MeV หลังจากผ่านกระบวนการ RFQ แล้วโปรตอนพลังงานต่ำนี้จะถูกยิงเข้าไปใน Synchrotron ซึ่งเป็นเครื่องเร่งอนุภาคแบบวงแหวนโดยมีสนามแม่เหล็กเป็นตัวบังคับ ณ จุดนี้โปรตอนจะถูกเร่งให้มีพลังงานเพิ่มขึ้นอย่างมาก จนกระทั่งประจุดังกล่าวหมุนด้วยความเร็วใกล้เคียงกับความเร็วแสงและมีพลังงานตามที่ต้องการ

และค่อยๆ เบนออกไปจากวงแหวนแม่เหล็ก เข้าสู่ระบบการขนส่งลำรังสี (Beam transport system) ระบบดังกล่าวประกอบด้วยท่อแกนแม่เหล็ก ทำหน้าที่บังคับให้โปรตอนคงมีพลังงานเท่าเดิมและมีความเข้มมากพอที่จะส่งไปตามห้องฉายรังสี จำนวนห้องฉายขึ้นอยู่กับความต้องการใช้งานและงบประมาณ ดังนั้นเครื่องกำเนิดรังสีโปรตอนเพียงเครื่องเดียว สามารถออกแบบให้เลือกใช้ได้หลายๆ

ช่วงพลังงานที่ต้องการใช้งาน เพื่อให้เกิด BRAGG Peak ตามความลึกของรอยโรค ขณะเดียวกันจะมีตัว Modulator เป็นตัวกระจายฟิเค ทำให้ได้รับปริมาณสูงตามพื้นที่ที่กว้างขึ้นดังแสดงในรูปที่ 3

เมื่อลำรังสี (Beam line) จากเครื่องกำเนิดรังสีโปรตอนแยกเข้าตามห้องฉายรังสีจะมีอุปกรณ์ต่างๆ เพื่อช่วยให้ขนาดของรังสีไปยังผู้ป่วยได้ตามที่ต้องการ ดังแสดงในรูปที่ 5⁹



รูปที่ 5 อุปกรณ์ต่างๆ ที่ช่วยปรับลำรังสีในห้องฉายเพื่อให้ได้ลักษณะตามต้องการ

การประยุกต์ใช้ในทางรังสีบำบัด

จุดประสงค์ของรังสีรักษาเพื่อให้ทำลายเซลล์เนื้องอก ดังนั้นปริมาณรังสีที่ให้อาจสูงถึงขนาดทำลายเซลล์มะเร็งได้ (Cancerocidal dose) ขณะเดียวกัน เนื้อเยื่อปกติต้องได้รับความปลอดภัยด้วย

สำหรับรังสีโปรตอนโดยเฉพาะโปรตอนพลังงานเดียว จะมี BRAGG Peak ในบริเวณแคบๆ ซึ่งไม่ครอบคลุมขนาดก้อนเนื้องอก จึงจำเป็นต้องมีตัว Modulator สำหรับปรับกระจายตำแหน่ง BRAGG Peak ทั้งในด้านลึกและกว้าง ขณะเดียวกันโปรตอน

ที่ใช้อาจต้องใช้หลายช่วงพลังงาน พลังงานของโปรตอนที่เหมาะสมสำหรับการรักษาโรคมะเร็งในช่วง 50–200 MeV³

รังสีโปรตอนเหมาะสำหรับก้อนเนื้องอกที่อยู่เฉพาะที่และรุกรานขอบเขตแน่ชัด ดังนั้นในการฉายรังสีโปรตอน ต้องคำนึงว่า

- รังสีที่ใช้ต้องกระจายสม่ำเสมอทุกส่วนของก้อนเนื้องอก
- การเลือกช่วงพลังงานของโปรตอนต้องให้เหมาะสมกับความลึกของเนื้องอก
- ต้องเพิ่มพลังงานของโปรตอนเพื่อให้รังสีกระจายสม่ำเสมอในก้อนเนื้องอกที่มีขนาดใหญ่
- ต้องสามารถกำหนดขอบเขตรอยโรคและเนื้อเยื่อปกติได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ

จากคุณสมบัติของโปรตอน จะเห็นว่ารังสีดังกล่าวเหมาะสำหรับรักษาพวกเนื้องอกชนิดไม่ร้ายแรง มากกว่าพวกมะเร็ง เนื่องจากพวกหลังมักมีการกระจายของโรคค่อนข้างสูง ต้องการการรักษาพร้อมกับวิธีอื่นจึงจะได้ผลดี ในการให้ปริมาณรังสีส่วนใหญ่จะเป็นการให้แบบ Fractionation ในระยะแรกการให้ปริมาณรังสีแต่ละครั้งประมาณ 4–5 Gy พบว่า ผู้ป่วยมีอาการแทรกซ้อนค่อนข้างมาก จึงลดปริมาณรังสีลงเป็น 2.5 Gy^{5, 10}

รังสีโปรตอนเพิ่งนำมาใช้รักษาผู้ป่วยอย่างจริงจังในช่วงประมาณ 10 ปี นี้เท่านั้น โรคที่นิยมใช้ได้แก่

- เนื้องอกธรรมดาขนาดเล็ก (Small benign lesion)
- เนื้องอกของตา (Choroid melanoma)
- Arteriovenous malformation
- มะเร็งต่อมลูกหมากระยะแรก (Prostate cancer in early stage)
- มะเร็งที่อยู่ในตำแหน่งลึกๆ เช่น ศีรษะและคอ ปอด ตับและหลอดเลือดอาหาร

สรุป

รังสีโปรตอนเหมาะสำหรับใช้รักษาผู้ป่วย โดยเฉพาะพวก Solid tumor สามารถให้ปริมาณรังสีสูงตรงบริเวณรอยโรค และหลีกเลี่ยงอันตรายอันจะเกิดกับเนื้อเยื่อปกติ จึงได้ผลค่อนข้างดีกับเนื้องอกธรรมดา ส่วนพวกมะเร็ง ควรใช้ร่วมกับการรักษาด้วยวิธีอื่น หรือใช้เป็น Booster dose แต่เนื่องจากเครื่องกำเนิดรังสีโปรตอนเป็นอุปกรณ์ที่ต้องใช้เทคโนโลยีขั้นสูง ราคาค่อนข้างแพง ต้องใช้บุคลากรที่มีความรู้ ความสามารถ ดังนั้น ในการนำรังสีโปรตอน เพื่อมาใช้รักษาผู้ป่วย จำเป็นต้องเตรียมความพร้อมทุกๆ ด้าน รวมถึงงบประมาณสำหรับการดูแลรักษาเครื่องมือดังกล่าว

วิจารณ์และเสนอแนะ

ลักษณะ BRAGG Peak ใน Depth dose curve ของรังสีโปรตอน เหมาะสำหรับการรักษาโรคที่อยู่เฉพาะพวกเนื้องอกธรรมดา มากกว่าพวกมะเร็ง ดังนั้นควรมีการสำรวจจำนวนผู้ป่วยและความคุ้มค่าของการใช้งบประมาณ

เครื่องกำเนิดรังสีโปรตอนส่วนใหญ่มีกำเนิดจากศูนย์วิจัยนิวเคลียร์ฟิสิกส์รังสี มีจำนวนน้อยที่ติดตั้งในโรงพยาบาล ในปี ค.ศ. 1980 ที่ Loma Linda University Medical Center ใน Southern California ได้มีการติดตั้งเครื่องฉายรังสีโปรตอนเป็นเครื่องแรก หลังติดตั้งเสร็จยังไม่ได้รักษาผู้ป่วย คงอยู่ในระหว่างการศึกษาค้นคว้าวิจัยจนกระทั่งปลายปี ค.ศ. 1990 จึงเริ่มรักษาผู้ป่วย³ ผลการรักษายังคงอยู่ในระหว่างการติดตาม

งบประมาณที่ใช้ในโครงการสำหรับติดตั้งเครื่องกำเนิดรังสีโปรตอน ต้องคำนึงถึงด้านต่างๆ เช่น ความพร้อมของบุคลากร พื้นที่ และการออกแบบโครงสร้าง เป็นต้น ที่ Texas National Research Laboratory Commission for Construction of the

Regional Medical Technology Center (RMTC) ได้รับทุนสำหรับโครงการดังกล่าวประมาณ 65 ล้านดอลลาร์สหรัฐ¹¹ สำหรับ University of Florida College of Medicine ได้รับเงินอุดหนุนโครงการเป็นเงิน 80 ล้านดอลลาร์สหรัฐ โดยเริ่มติดตั้งในเดือนมกราคม ปี ค.ศ. 2000 คาดว่าอีกประมาณ 3-4 ปี คงใช้งานได้ ในการเริ่มต้นโครงการ ได้ตั้งงบประมาณไว้ 5 ล้านดอลลาร์สหรัฐและระยะต่อมามีอีก 6 ล้านดอลลาร์สหรัฐ สำหรับการศึกษาความคุ้มค่าทางเศรษฐกิจ การออกแบบโครงสร้าง และการส่งบุคลากรประมาณ 50 คน ไปฝึกอบรมที่ Loma Linda เพื่อให้มีความรู้ความสามารถกลับมารองรับโครงการดังกล่าว¹²

สำหรับประเทศไทย เนื่องจากยังอยู่ในภาวะวิกฤตทางเศรษฐกิจ ขณะเดียวกันผลการรักษาผู้ป่วยยังอยู่ในขั้นตอนการศึกษาวิจัย จึงน่าจะชะลอโครงการไว้ก่อน ขณะเดียวกันน่าจะมีการศึกษาหาข้อมูล และส่งเสริมพัฒนาบุคลากร ให้มีความรู้ความสามารถทันต่อเทคโนโลยีขั้นสูง เพื่อรองรับโครงการในอนาคตเมื่อประเทศพ้นภาวะวิกฤตแล้ว

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณท่านที่ได้ช่วยเหลือด้านต่างๆ จนกระทั่งการเขียนบทความนี้สำเร็จเรียบร้อย ได้แก่ อาจารย์พิรุณ ไชยเชียงพิณ รองคณบดีฯ ที่ได้แนะนำการใช้คอมพิวเตอร์ การจัดแต่งรูปภาพต่างๆ คุณนรินทร์ จันทวงศ์ วิศวกรประจำคณะฯ ที่ได้ช่วยแต่งภาพ Synchrotron accelerator คุณสร้อยเพชร จรัสศรี ธุรการภาควิชาฯ ที่ได้ช่วยพิมพ์และแนะนำการจัดเรียงจนสำเร็จเรียบร้อย

เอกสารอ้างอิง

1. “หมอรังสีด้านซื้อเครื่องโปรตอนฉายรังสี”. 2543. เดลินิวส์. 22 มิถุนายน: 18.
2. Indiana University (Midwest Proton Radiation Institute). 2000. “Proton Therapy.” (online). 3 January. Available <http://www.iucf.indiana.edu/MPRI/about.htm> (10 October 2000).
3. The National Association for Proton Therapy (NAPT). 2000. “Background of Proton Therapy.” (online). 22 March. Available <http://www.proton-therapy.org/> (7 November 2000).
4. The National Accelerator Center (NAC) Medical Radiation Group in Africa. 2000. “Proton Therapy Beam Characteristics.” (online). 7 February. Available <http://www.medrad.nac.ac.za/beam.htm> (10 September 2000).
5. University of Tsukuba-Proton Medical Research Center (PMRC). 2000. “What is proton beam?” (online). 22 July. Available http://www-medical.kek.jp/what_is_Proton_E.html (1 October 2000).
6. IBA. “Proton Therapy.” (online). Available <http://www.iba.be/product/proton.htm> (9 October 2000).
7. The National Accelerator Center (NAC) Medical Radiation Group in Africa. 2000. “Proton Therapy Beam Characteristics.” (online). 7 February. Available <http://www.medard.nac.ac.za/beam.htm> (10 September 2000).

8. Optivus Technology, Inc. 2000. "The Synchrotron Accelerator." (online). Available <http://www.optivus.com/technology/accelerator.html> (6 October 2000).
9. Kernfysisch Versneller Institut. 2000. "Description beamline." (online). Available [http://www.kvi.nl/disk\\$1/protonlib/www/homepage.html](http://www.kvi.nl/disk$1/protonlib/www/homepage.html) (15 October 2000).
10. Tsujii H, Tsuji H, Inada T, *et al.* Clinical results of fractionated proton therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992; 25: 49-60.
11. Texas Regional Medical Technology Center (RMTC). 1995. "Cancer therapy with a proton beam" (online). July. Available <http://www.hep.net/ssc/new/rmtc/> (1 November 2000).
12. Miller C. SunONE (The New York Times Company.) 1999. "Targeting cancer." (online). 6 September. Available <http://www.sunone.com/news/articles/09-06-99a.shtml> (4 November 2000).