

การฉายรังสีระหว่างผ่าตัด

ด้วยเครื่อง *INTRABEAM* สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม

พันทิพา อุณหศิริ

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

การฉายรังสีด้วยรังสีเอกซ์พลังงานต่ำร่วมกับการผ่าตัดสำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม เป็นนวัตกรรมทางเลือกสำหรับงานด้านรังสีรักษา โดยสามารถใช้ได้กับทั้งกรณีที่ผู้ป่วยต้องฉายรังสีเต้านมแบบเฉพาะส่วน หรือฉายรังสีเพิ่มเติม (boost) ระหว่างการผ่าตัดมะเร็งเต้านม ข้อดีของการใช้รังสีเอกซ์พลังงานต่ำสำหรับการฉายรังสีร่วมกับการผ่าตัด คือ สามารถให้ปริมาณรังสีครอบคลุมบริเวณฐานของรอยโรค (tumor bed) และสามารถลดระยะเวลาโดยรวมของการฉายรังสีระยะไกลลงได้

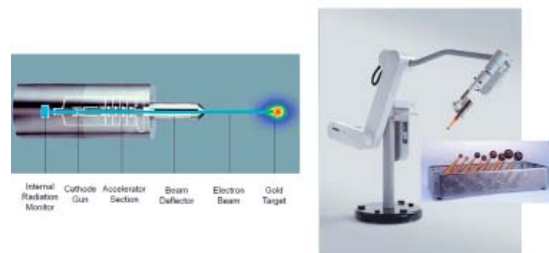
ปัจจุบันได้มีการพัฒนาเครื่องฉายรังสีระหว่างผ่าตัดที่สามารถนำมาใช้ในการฉายรังสีระหว่างผ่าตัดสำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม ที่เรียกว่า INTRABEAM ซึ่งเป็นผลิตภัณฑ์จากประเทศเยอรมัน ประกอบด้วยหลอดเอกซเรย์ผลิตรังสีเอกซ์พลังงาน 50 กิโลโวลต์ มีการกระจายรังสีในลักษณะเป็นทรงกลม เนื่องจากรังสีเอกซ์ที่ออกมามีพลังงานต่ำ ปริมาณรังสีสามารถลดลงในเนื้อเยื่ออย่างรวดเร็ว จึงส่งผลให้เนื้อเยื่อปกติที่อยู่บริเวณข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีที่น้อย ขณะเดียวกันก็สามารถเพิ่มปริมาณรังสีให้กับรอยโรคได้ และไม่จำเป็นต้องออกแบบสร้างเครื่องกำบังหรือผนังห้องโดยเฉพาะ¹

1. ระบบเครื่อง INTRABEAM^{1,2}

ระบบของเครื่อง INTRABEAM สำหรับใช้ในการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งเต้านมระหว่างผ่าตัดประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก คือ หลอดรังสีเอกซ์ หัวต่อรูปทรงกลม (applicator) อุปกรณ์ประกอบสำหรับการประกันคุณภาพ และขาตั้งสำหรับยึดจับหลอดรังสีเอกซ์ โดยจะกล่าวถึงรายละเอียดของแต่ละส่วน ดังนี้

1.1 หลอดรังสีเอกซ์ XRS4

หลอดรังสีเอกซ์ XRS4 ขนาด 7x11x14 ลูกบาศก์เซนติเมตร น้ำหนัก 1.8 กิโลกรัม ประกอบด้วยแหล่งกำเนิดอิเล็กตรอน (electron gun) ทำหน้าที่ในการผลิตอิเล็กตรอนเข้าสู่ส่วนเร่ง (accelerator section) ด้วยความต่างศักย์สูงสุดขนาด 50 กิโลโวลต์ ลำอิเล็กตรอนที่ถูกเร่งจะผ่านเข้าสู่ส่วนของคู่อสนามแม่เหล็ก (beam deflector) เพื่อบังคับให้ลำอิเล็กตรอนวิ่งเป็นเส้นตรงในแนวยาวประมาณ 10 เซนติเมตรก่อนที่จะชนเป้าซึ่งทำจากทองคำติดอยู่ที่บริเวณปลายของหลอดรังสีเอกซ์ ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงลักษณะหลอดรังสีเอกซ์ และขาตั้งจับยึดหลอดรังสีเอกซ์พร้อมทั้งชุดหัวต่อรูปทรงกลม²

เมื่อกระแสไฟฟ้าถูกป้อนให้กับแหล่งกำเนิดอิเล็กตรอน หรือที่เรียกว่า ขั้วแคโทด ซึ่งทำจากแบเรียมออกไซด์ ก็จะเกิดเป็นความร้อนจนทำให้มีอิเล็กตรอนหลุดออกมาที่ผิวของโลหะ ซึ่งภายในจะมีโลหะตาข่าย เรียกว่า กริด (Grid) ต่ออยู่กับขั้วของแคโทด คอยเป็นตัวควบคุมปริมาณกระแสที่ไหลผ่านขั้วแคโทดเพื่อควบคุมปริมาณอิเล็กตรอนที่ผลิตออกมา ส่วนขั้วแอโนดจะถูกแยกออกมาอยู่ภายในส่วนเร่ง เพื่อโฟกัสและเร่งลำอิเล็กตรอนจนมีพลังงานสุดท้ายเท่ากับ 50 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ จากนั้นคู่ของขดลวดสนามแม่เหล็กที่อยู่ติดกับส่วนเร่งจะบังคับให้ลำอิเล็กตรอนวิ่งเป็นเส้นตรง พร้อมทั้งเบี่ยงเบนให้ชนเป้าหมายที่ติดอยู่บริเวณด้านปลายสุดของหลอดรังสีเอกซ์ในลักษณะวิ่งเป็นวงกลม จึงทำให้การกระจายลำรังสีออกมาเป็นทรงกลม ความหนาของแผ่นทองคำที่ใช้ทำเป็นเป้าจะต้องมีความหนาที่พอเหมาะกับความถี่ของลำอิเล็กตรอน โดยพลังงานอิเล็กตรอนทั้งหมดจะต้องถูกถ่ายเทให้กับแผ่นทองคำนี้ และเปลี่ยนเป็นรังสีเอกซ์

1.2 หัวต่อรูปทรงกลม

หัวต่อรูปทรงกลมมีหลายขนาดตั้งแต่ 1.5 ถึง 5 เซนติเมตร หัวต่อทำจากพลาสติก Polyetherimide (PEI) มีความหนาแน่นอยู่ระหว่าง 1.27-1.51 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร จุดหลอมเหลวอยู่ที่ 350 องศาเซลเซียส สามารถนำไปผ่านกระบวนการทำให้ปลอดเชื้อได้ง่ายด้วยกระบวนการนี้ โดยคงอายุการใช้งานของหัวต่อรูปทรงกลมแต่ละขนาด อยู่ที่ 100 ครั้ง ลักษณะหัวต่อรูปทรงกลมขนาดต่างๆ แสดงดังรูปที่ 1

1.3 อุปกรณ์ประกอบสำหรับการประกันคุณภาพ

อุปกรณ์ ประกอบสำหรับการประกันคุณภาพ ประกอบด้วย

- Probe Adjuster/Ionization Chamber Holder (PAICH)
- Photo Diode Array (PDA)
- หัววัดรังสีชนิดไอออนเซชัน
- เครื่องวัดรังสี (Electrometer)

โดยรายละเอียดในการใช้งานของอุปกรณ์แต่ละส่วนจะอธิบายในหัวข้อการประกันคุณภาพถัดไป นอกจากนี้ อุปกรณ์ประกอบอื่นๆ ได้แก่ แก้วตั้งสำหรับยึดจับหลอดรังสีเอกซ์เป็นลักษณะแขนกล สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ 6 ทิศทาง พร้อมระบบเบรกแบบ magnetic จึงสามารถวางตำแหน่งของ

applicator ให้อยู่ในตำแหน่งของรอยโรคได้อย่างแม่นยำ ฐานของขาตั้งประกอบด้วยล้อที่สามารถเคลื่อนย้ายได้อย่างสะดวก พร้อมปุ่มล๊อคเพื่อให้ขาตั้งหยุดอยู่กับที่ ลักษณะของขาตั้งแสดงดังรูปที่ 1

2. การประกันคุณภาพ INTRABEAM

การประกันคุณภาพจะต้องทำก่อนการใช้งานกับผู้ป่วยทุกครั้ง ซึ่งประกอบด้วย 4 ขั้นตอน ตามลำดับ ดังนี้

2.1 การปรับแต่งหลอดรังสีเอกซ์ให้ตรง (Probe Adjustment) เป็นการปรับตำแหน่งของแท่งหลอดรังสีเอกซ์ให้เป็นแท่งตรง โดยใช้อุปกรณ์ประกันคุณภาพเรียกว่า Probe Adjuster/Ionization Chamber Holder (PAICH) ซึ่งสามารถต่อเข้ากับแท่งหลอดรังสีเอกซ์โดยตรง เมื่อหมุน PAICH รอบแท่งหลอดรังสีเอกซ์ความเข้มแสงจากหลอด LED ที่อยู่ภายในจะถูกวัดด้วยหัววัดที่วางอยู่ตรงกันข้าม ความแตกต่างของความเข้มแสงจะแปลงเป็นความเบี่ยงเบนของแท่งหลอดรังสีเอกซ์ ถ้าความเบี่ยงเบนของระยะทางมากเกินไป 100 ไมโครเมตร การทดสอบที่ติดอยู่กับ PAICH ด้วยแรงเพียงเล็กน้อย สามารถปรับให้แท่งหลอดรังสีเอกซ์ กลับมาอยู่ในแนวตรงได้ แผนผังแสดงลักษณะภายในของ PAICH แสดงได้ดังรูปที่ 2

2.2 การปรับการเบี่ยงเบนของลำอิเล็กตรอน (Beam Deflection) เป็นการปรับลำอิเล็กตรอนให้วิ่งเป็นเส้นตรง โดยใช้ชุดอุปกรณ์ที่เรียกว่า Photo Diode Array (PDA) โดยภายใน PDA จะประกอบด้วยหลอดโฟโตไดโอดทั้งหมด 5 ตัว โดยโฟโตไดโอด จำนวน 4 ตัว จัดเรียงตัวในลักษณะ 90 องศา กับแท่งหลอดรังสีเอกซ์ และอีก 1 ตัววางอยู่ด้านปลายของแท่ง



รูปที่ 2 แสดงการต่อ PAICH เข้ากับหลอดรังสีเอกซ์ (ซ้ายมือ) และลักษณะภายในของ PAICH ในแนวตัดขวาง (ขวามือ) เพื่อใช้ในการปรับแท่งหลอดรังสีเอกซ์ให้ตรง

- | | |
|-----------------------|---------------------------------------|
| 1. แสงไฟ | 4. สปริงเพื่อกดปรับแท่งหลอดรังสีเอกซ์ |
| 2. หลอดไฟ LED | 5. ตัววัดความเข้มแสง |
| 3. แท่งหลอดรังสีเอกซ์ | |

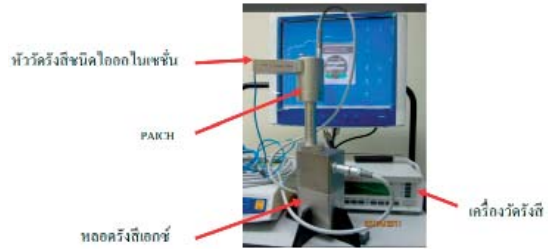
หลอดรังสีเอกซ์ หลอดโฟโตไดโอดทั้งหมดอยู่ห่างจากแท่งหลอดรังสีเอกซ์เป็นระยะทางเท่าๆกัน การปรับลำอิเล็กตรอนนี้จะใช้การเปรียบเทียบค่าอ่านที่ได้จากโฟโตไดโอดแต่ละตัวกับโฟโตไดโอดตัวที่วางอยู่ด้านปลายของหลอดรังสีเอกซ์ เพื่อเบี่ยงเบนลำอิเล็กตรอนให้ชนบริเวณกลางเป้าทองคำที่ติดอยู่บริเวณด้านปลายสุดของหลอดรังสีเอกซ์ เพื่อให้ได้อัตราปริมาณรังสีออกมาสูงสุด

2.3 การตรวจสอบความสม่ำเสมอของการกระจายลำรังสี (Isotropy) กระบวนการนี้ยังคงใช้ชุดอุปกรณ์ PDA เพื่อประกันคุณภาพ ซอฟต์แวร์จะทำการเปรียบเทียบค่าความต่างศักย์จากโฟโตไดโอดแต่ละตัว ทั้ง 4 ทิศ เทียบกับโฟโตไดโอดตัวที่อยู่ด้านปลายของหลอดรังสีเอกซ์โดยอัตโนมัติ เพื่อลดความเบี่ยงเบนของแต่ละไดโอด ไม่ให้เกินร้อยละ 5 เพื่อให้ปริมาณรังสีที่ออกมามีความสม่ำเสมอ การต่ออุปกรณ์ PDA เข้ากับหลอดรังสีเอกซ์ แสดงดังรูปที่ 3

2.4 การตรวจสอบอัตราปริมาณรังสี (Dose Output) กระบวนการนี้จะกลับมาใช้ PAICH อีกครั้ง โดยที่ PAICH จะมีช่องสำหรับเสียบหัววัดรังสีชนิดไอออนในเซชัน แสดงดังรูปที่ 4 ซึ่งสามารถต่อเข้ากับเครื่องวัดรังสี (electrometer) เพื่ออ่านค่ากระแสที่ได้จากหลอดรังสีเอกซ์ขณะให้รังสีออกมา (beam on) ค่ากระแสที่อ่านได้จะถูกคำนวณกลับเป็นอัตราปริมาณรังสีต่อหน่วยเวลา ได้ดังสมการ



รูปที่ 3 แสดงอุปกรณ์ PDA ต่อกับหลอดรังสีเอกซ์ เพื่อปรับการเบี่ยงเบนของลำอิเล็กตรอนและตรวจสอบความสม่ำเสมอของการกระจายลำรังสี



รูปที่ 4 แสดงการต่ออุปกรณ์เพื่อตรวจสอบปริมาณรังสี

$$\text{Dose output (Gy/min)} = I(A) * N_k(\text{Gy/C}) * k_o * (60\text{s/min})$$

เมื่อ $I(A)$ คือค่ากระแสที่วัดได้โดยได้ทำการแก้ค่าอุณหภูมิและความดันภายในเครื่องวัดรังสีเรียบร้อยแล้ว

N_k คือค่า dose calibration factor ของหัววัดรังสี

k_o คือค่าแก้พลังงาน (energy correction factor)

ค่าที่ได้จากหัววัดรังสีชนิดไอออนในเซชันของการทำการประกันคุณภาพแต่ละครั้งจะถูกเปรียบเทียบกับค่าบรรทัดฐาน (baseline) ซึ่งได้มาจากกระบวนการตรวจสอบคุณภาพจากโรงงาน โดยระบบจะเตือนถ้าหากค่าที่วัดได้เกิน 5% และถ้าหากเกิน 10% ผู้ใช้งานควรแจ้งช่างผู้ให้บริการทันที แต่อย่างไรก็ตามหากกระบวนการวัดรังสีให้ค่าเกินเกณฑ์ยอมรับ ควรทำซ้ำอีกครั้งก่อนที่จะดำเนินการใช้เครื่องต่อไป อัตราปริมาณรังสีต่อหน่วยเวลาจะถูกนำไปใช้คำนวณหาเวลาในการฉายรังสีแต่ละครั้งต่อไป

นอกจากนี้หลอดรังสีเอกซ์ XRS4 ยังประกอบด้วยหัววัดรังสีติดอยู่ภายใน เรียกว่า Internal Radiation Monitor (IRM) ซึ่งจะทำการนับวัด backscattered photons ในระหว่างที่มีรังสีออกมา อัตราค่านับวัดปริมาณรังสีนี้จะใช้เพื่อทำการแก้ค่าระยะเวลาก่อนและระหว่างของการฉายรังสีโดยอัตโนมัติ^{4,5} ซึ่งระบบจะหยุดทำงานทันทีเมื่อเวลาของการฉายรังสีนานเกิน 110% ของค่าเวลาที่คำนวณได้⁶

กระบวนการประกันคุณภาพทั้ง 4 ขั้นตอน จำเป็นที่จะต้องทำทุกครั้งก่อนที่จะมีการนำมาใช้งานกับผู้ป่วยทุกคน โดยหลังจากที่ทำการประกันคุณภาพครบทั้งหมดแล้ว ระบบของเครื่อง INTRABEAM จะเริ่มนับเวลาลอยหลัง 36 ชั่วโมง นั่นหมายความว่าถ้ายังไม่มีการใช้งานในระหว่าง 36 ชั่วโมง ก็ไม่จำเป็นที่จะต้องทำการประกันคุณภาพอีก นอกจากนี้ หลอดรังสีเอกซ์เมื่อใช้งานครบ 1 ปี แล้วจะถูกส่งกลับโรงงานเพื่อทำการสอบเทียบค่าพารามิเตอร์ต่างๆให้ได้มาตรฐานอยู่เสมอ ซึ่งระหว่างที่หลอดรังสีเอกซ์ถูกส่งไปตรวจสอบ ทางบริษัทจะทำการจัดส่งหลอดรังสีเอกซ์อีกชุดหนึ่งจากโรงงานมาทดแทน

ก่อน เพื่อให้การรักษาผู้ป่วยสามารถทำได้อย่างต่อเนื่อง สำหรับชุดหัวรังสีชนิดไอออนเซชันและเครื่องวัดรังสีจะต้องส่งกลับโรงงานเช่นเดียวกันในทุกๆ 2 ปี

3. ขั้นตอนการทำงานสำหรับการฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมในระหว่างผ่าตัด

หลังจากที่ศัลยแพทย์ได้ทำการผ่าตัดเอาชิ้นเนื้อออกจากเต้านมผู้ป่วยเรียบร้อยแล้ว ก็จะทำการวัดขนาดของ Tumor bed เพื่อทำการเลือกขนาดของหัวต่อรูปทรงกลมให้เหมาะสม โดยหัวต่อรูปทรงกลมที่ผ่านกระบวนการฆ่าเชื้อเรียบร้อยแล้ว ตามขนาดที่วัดได้จะถูกหุ้มกับพลาสติกคลุมเครื่องที่ผ่านกระบวนการทำให้ปลอดเชื้อด้วยเช่นเดียวกัน เพื่อนำมาสวมเข้ากับหลอดรังสีเอกซ์ที่ผ่านการประกันคุณภาพและวางอยู่บนขาตั้งให้พร้อมใช้งาน หลังจากต่อหัวต่อรูปทรงกลมเข้ากับหลอดรังสีเอกซ์แล้วจะทำให้ปลายหลอดรังสีเอกซ์อยู่กึ่งกลางหัวต่อรูปทรงกลมพอดี

เนื่องจากแขนของขาตั้งสามารถเคลื่อนได้อย่างอิสระทั้ง 6 แนวแกน จึงทำให้แพทย์สามารถจัดวางตำแหน่งของหลอดรังสีเอกซ์และหัวต่อรูปทรงกลมในบริเวณฐานรอยโรคได้ง่าย จากนั้นจึงทำการเย็บดึงเนื้อเยื่อโดยรอบให้เข้ามาสัมผัสและโอบอยู่กับผิวของหัวต่อรูปทรงกลม ก่อนที่จะเริ่มฉายรังสีจะต้องทำการคลุมบริเวณรอยแผลด้วยแผ่นตะกั่วบางเพื่อกันรังสีกระเจิง นักฟิสิกส์การแพทย์จะเป็นผู้วางแผนการรักษาและคำนวณระยะเวลาในการฉายรังสี โดยจะกำหนดให้ปริมาณรังสี 20 เกรย์ที่ผิวของหัวต่อรูปทรงกลม ซึ่งเวลาในการฉายรังสีจะแตกต่างกันตามขนาดของหัวต่อรูปทรงกลม ซึ่งคำนวณได้จาก การวัด output ที่ได้จากกระบวนการทำประกันคุณภาพ ระยะเวลาในการฉายรังสีโดยประมาณ สำหรับหัวต่อรูปทรงกลม



รูปที่ 5 แสดงกระบวนการฉายรังสีด้วย INTRABEAM

ตารางที่ 1 แสดงระยะเวลาในการฉายรังสีระหว่างผ่าตัดด้วยเครื่อง INTRABEAM ตามขนาดหัวต่อรูปทรงกลม เมื่อกำหนดปริมาณรังสี 20 เกรย์ ที่ผิวหัวต่อรูปทรงกลม¹

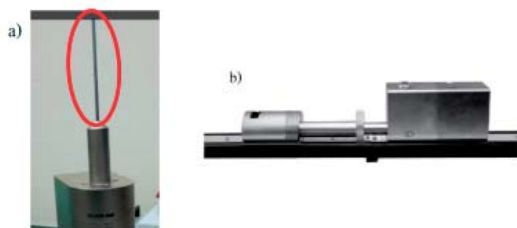
ขนาดหัวต่อรูปทรงกลม (เซนติเมตร)	ระยะเวลาฉายรังสี (นาที)
1.5	7.07
2.0	11.53
2.5	17.43
3.0	24.98
3.5	18.57
4.0	26.80
4.5	36.58
5.0	48.82

แต่ละขนาด แสดงดังตารางที่ 1 เมื่อฉายรังสีเสร็จเรียบร้อยแล้ว แพทย์จะเอาหัวต่อรูปทรงกลมออกและทำการเย็บปิดแผลตามปกติ เป็นอันเสร็จสิ้นกระบวนการฉายรังสีระหว่างผ่าตัดด้วยเครื่อง INTRABEAM ลักษณะการวางหัวต่อรูปทรงกลมบริเวณฐานรอยโรคเพื่อฉายรังสีระหว่างผ่าตัดด้วยเครื่อง INTRABEAM แสดงดังรูปที่ 5

4. ประสิทธิภาพการใช้งานเครื่อง INTRABEAM

โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ได้ติดตั้งเครื่อง INTRABEAM เพื่อใช้ในการฉายรังสีระหว่างผ่าตัดสำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านมตั้งแต่เดือน ธันวาคม พ.ศ. 2552 จากประสบการณ์ในการใช้เครื่อง INTRABEAM ของผู้เชี่ยวชาญพบว่าข้อดีคือ ไม่ต้องเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากห้องผ่าตัดไปยังห้องฉายรังสีเหมือนการฉายรังสีระหว่างผ่าตัดแบบเดิม เนื่องจากตัวเครื่องสามารถเคลื่อนที่ได้สะดวก สามารถเข้าไปใช้งานภายในห้องผ่าตัดได้เลย อีกทั้งไม่จำเป็นต้องสร้างห้องผ่าตัดเฉพาะให้มีเครื่องกำเนิดรังสีเพิ่มขึ้น เนื่องจากพลังงานรังสีเอกซ์ที่ใช้ในการรักษาผู้ป่วยต่ำเพียง 50 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ เพียงใช้ฉากตะกั่วกันเพื่อกำบังลำรังสีก็เพียงพอ ส่วนข้อเสียคือ บุคลากรผู้ปฏิบัติงานในกระบวนการต่ออุปกรณ์ประกันคุณภาพทั้ง PAICH และ PDA เข้ากับหลอดรังสีเอกซ์ และการต่อหลอดรังสีเอกซ์เข้ากับขาตั้งจะต้องได้รับการฝึกฝนมาอย่างดีเนื่องจากออกแบบหลอดรังสีเอกซ์ให้มีปลายแหลมยาวประมาณ 10 เซนติเมตร ทำให้มีโอกาสที่แทงหลอดรังสีเอกซ์อาจจะไปกระทบกับขอบส่วนต่ออื่นๆ ซึ่งมีผลต่อทิศทางเคลื่อนที่ของลำอิเล็กตรอน และปริมาณรังสีที่ออกมา ดังนั้นการต่ออุปกรณ์ประกันคุณภาพจึงต้องทำบนราง V-block guide แสดงดังรูปที่ 6 และการต่อ

หลอดรังสีเอกซ์เข้ากับขาตั้งต้องทำด้วยความระมัดระวัง แสดงดังรูปที่ 7 นั้นหมายความว่า ถ้าหากกระบวนการประกนคุณภาพดังที่กล่าวมาข้างต้น 4 กระบวนการทำเสร็จเรียบร้อยแล้ว และในกระบวนการต่อหลอดรังสีเอกซ์เข้ากับขาตั้งมีความผิดพลาดเกิดขึ้น ก็จะต้องนำหลอดรังสีเอกซ์ไปเริ่มทำการประกนคุณภาพใหม่ตั้งแต่ต้น ซึ่งระยะเวลาโดยรวมของการทำประกนคุณภาพจะใช้เวลาประมาณ 30 นาที นอกจากนี้ ในกระบวนการต่อหัวต่อรูปทรงกลมเข้ากับหลอดรังสีเอกซ์ซึ่งต่อเข้ากับขาตั้งโดยศัลยแพทย์นั้น ระบบของเครื่องไม่สามารถตรวจสอบขนาดของหัวต่อรูปทรงกลมที่ได้ต่อไว้ได้ แต่ตรวจสอบได้เพียงว่าได้มีการต่อหัวต่อรูปทรงกลมเรียบร้อยแล้วเท่านั้น ดังนั้นก่อนจะเริ่มฉายรังสีให้กับผู้ป่วย จะต้องรอศัลยแพทย์และพยาบาลผู้ร่วมการผ่าตัดในครั้งนั้นๆ มายืนยันขนาดหัวต่อรูปทรงกลมที่ได้ใส่ในผู้ป่วยให้ตรงตามที่ได้วางแผนการรักษาเอาไว้ก่อนที่จะเริ่มฉายรังสีแก่ผู้ป่วย เพื่อป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นจากขนาดหัวต่อรูปทรงกลมที่ใช้กับผู้ป่วยไม่ตรงกับขนาดของหัวต่อรูปทรงกลมที่ใช้คำนวณเวลาในการรักษาผู้ป่วย



รูปที่ 6 แสดงส่วนปลายของหลอดรังสีเอกซ์ที่ต้องระวังในการใช้งาน (a) และการต่อการต่ออุปกรณ์ประกนคุณภาพจึงต้องทำบนราง V-block guide² (b)

เนื่องจากเครื่อง INTRABEAM ที่ใช้ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ นี้เป็นเครื่องรุ่นแรกๆ ซึ่งทางบริษัทยังไม่มีชุดอุปกรณ์การวัดรังสีในเนื้อเยื่อ (phantom) มากับเครื่องเช่นเดียวกับเครื่องรุ่นใหม่ ดังนั้น ข้อมูลการวัดปริมาณรังสีที่ได้จากหัววัดรังสีชนิดไอออนในเซชัน รวมถึงข้อมูลอื่นๆ ของหลอดรังสีเอกซ์ที่ใส่เข้าไปในคอมพิวเตอร์ เพื่อคำนวณเวลาในการฉายรังสีไม่สามารถวัดหรือตรวจสอบได้เองภายในหน่วยงาน ต้องเชื่อถือข้อมูลจากโรงงานทั้งหมด แต่อย่างไรก็ตามทางบริษัทก็ได้สร้างความเชื่อมั่นให้กับผู้ใช้งานว่าเครื่อง INTRABEAM นี้ให้ปริมาณรังสีออกมาอย่างถูกต้อง โดยกำหนดให้หน่วยงานต้องส่งหลอดรังสีเอกซ์ และอุปกรณ์ประกอบสำหรับการประกนคุณภาพไปสอบเทียบและตรวจสอบคุณภาพ ณ โรงงานผู้ผลิตทุกปี โดยระหว่างการส่งอุปกรณ์ทั้งหมดไปตรวจสอบ ทางบริษัทได้จัดส่งชุดอุปกรณ์อีกชุดจากโรงงานผู้ผลิตมาให้ใช้งานทดแทน เพื่อไม่ให้งานภายในหน่วยงานเกิดการติดขัดในกรณีที่มีผู้ป่วยระหว่างนั้น



รูปที่ 7 แสดงการต่อหลอดรังสีเอกซ์เข้ากับขาตั้งต้องทำด้วยความระมัดระวังไม่ให้ปลายหลอดรังสีเอกซ์ กระแทกกับส่วนฐานข้อต่อบริเวณขาตั้ง (ลูกศร)

เอกสารอ้างอิง

1. Schneider F, Sutterlin M, Kraus-Tiefenbacher U, et al. IORT with 50 kV X-ray. In: Wenz Frederix, Kraus-Tiefenbacher U, editors. Intraoperative radiotherapy for breast cancer 1st ed. Boston: Uni-Med Science; 2011. P. 42-50.
2. Pillai S and Zhang J. Physics and dosimetry of INTRABEAM system: an Intraoperative brachytherapy platform [on line][cited 2015 November 23], Available from: <https://www.medicaldosimetry.org/pub/39812e78-2354-d714-51e4-108a1ce0ac4b>
3. Pillai S and Zhang J. Clinical aspect and radiobiology of the INTRABEAM system [on line][cited 2015 November 25], Available from: <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/99-30936-359478-112627-1880593530.pdf>
4. Kraus-Tiefenbacher U1, Steil V, Bauer L, Melchert F, Wenz F. A novel mobile device for intraoperative radiotherapy (IORT). Onkologie 2003; 26: 596-598.
5. Schneider F1, Fuchs H, Lorenz F, Steil V, Ziglio F, Kraus-Tiefenbacher U, et al. A novel device for intravaginal electronic brachytherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2009; 74: 1298-1305.