

ปริมาณรังสีจากการใส่แร่อัตรารังสีสูงด้วยเครื่อง รอลสตรอน-20 บี ในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกของ โรงพยาบาลศรีนครินทร์

ประวดี ผดุงเจริญ*

ศรีชัย กรุสนธิ*

ทวีศักดิ์ เรียมศิริ*

วิจิตร เกิดผล*

ศรีอุบล ประทุมชาติ*

จารุวรรณ ไชยคณาพิทักษ์**

* ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

** ภาควิชาชีวสถิติ คณะสาธารณสุขศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

Radiation doses in the treatment of cervix carcinoma patients by high dose rate afterloading brachytherapy machine (RALSTRON-20 B) in Srinagarind Hospital

Prawat Padoongcharoen, M.Sc.*, Srichai Krusun, M.D.*,

Tweesak Reamsiri, M.Sc.*, Wichit Kirdpol, Ph.D.*,

Sriubon Pracoombchit, B.Sc. (Nursing)*, Jaruwan Choekanapitak, M.Sc.**

* Department of Radiology, Faculty of Medicine, Khon Kaen University

** Department of Biostatistics, Faculty of Public Health, Khon Kaen University

High dose rate intracavitary brachytherapy machine (RALSTRON-20 B) provides us a high efficient method of treatment as well as high safety in radiation protection for staff. It is now worldwide used in many hospitals. Srinagarind Hospital is one of those which uses this kind of machine. Because of its high dose rate, if the treatment times and source positions were small magnitude error, it could lead to tremendous false given doses. Following this problem, patient may receive Suboptimal doses, that leads to failure of treatment, or over doses that leads to serious complications. To get good performance and high accuracy of treatment, this machine has to be tested regularly before used in patients. Perspex pelvic phantom had been used together with the Farmer Dosimeter which had been calibrated from the Secondary Standard Dosimetry Laboratory (SSDL). The phantom and the Farmer Dosimeter

were set in the same way as in the treatment of patients. Thirty values of the doses at the reference point A were measured in phantom for a certain period of time and then compared to the dose at the same point by DOSEPAC-100 program. Moreover, 30 values of bladder and rectal doses were also measured in the patients during treatment by DPD-5 semiconductor detectors. The doses from the measurement and the doses from computation were then compared.

From the comparison values of both methods, it was finally found that they were not more than 3% different (the differences not more than 5% can be generally accepted) by paired t-test data analysis. So far, RALSTRON-20 B and DOSEPAC-100 can be used credibly with high accuracy.

บทคัดย่อ

การใส่แร่เพื่อรักษาผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก ในปัจจุบันนิยมใช้เครื่องให้อัตรารังสีสูง ระบบควบคุมระยะไกลมากกว่าแบบที่ให้อัตรารังสีต่ำ ซึ่งใช้มือในการสอดใส่แท่งแร่เข้าไปในตัวผู้ป่วยด้วยเหตุผลที่สำคัญ 2 ประการ คือ ใช้เวลาในการรักษาสั้นกว่าทำให้สามารถรักษาผู้ป่วยได้เป็นจำนวนมากกว่า และยังให้ความปลอดภัยต่อเจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงานมากกว่า แต่ปัญหาที่สำคัญของเครื่องมือชนิดนี้ก็คือ จะต้องมีความแม่นยำและเที่ยงตรงสูง เพราะถ้าเครื่องมือทำงานผิดพลาดเพียงเล็กน้อยก็จะทำให้ปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิง (จุดเอ) ซึ่งเป็นจุดที่ใช้กำหนดปริมาณรังสีที่ให้แกผู้ป่วยผิดพลาดเป็นอันมาก ซึ่งอาจจะทำให้การรักษาล้มเหลวจากปริมาณรังสีน้อยกว่าที่ต้องการ หรืออาจเกิดผลแทรกซ้อนรุนแรงจากการที่ผู้ป่วยได้รับรังสีปริมาณมากเกินไป

โรงพยาบาลศรินกรินทร์ได้นำเครื่อง ราลสตรอน-20 บี ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ให้อัตรารังสีสูงระบบควบคุมระยะไกล พร้อมด้วยโปรแกรมโดสแพค-100 สำหรับคำนวณเวลา

ที่ใช้ในการใส่แร่ และปริมาณรังสีที่จุดต่างๆ ภายในบริเวณที่ใกล้เคียงกับปากมดลูก เช่น กระเพาะปัสสาวะ และลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย ตั้งแต่ปี พ.ศ.2529 เพื่อให้การรักษาผู้ป่วยเป็นไปอย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพจึงได้สร้างหุ่นจำลองสำหรับวัดปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิง เปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการคำนวณ โดยใช้โปรแกรมโดสแพค-100 นอกจากนี้ยังทำการวัดปริมาณรังสีที่บริเวณกระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลายของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก ที่รักษาโดยเครื่องราลสตรอน-20 บี ด้วยการใช้หัววัดรังสีชนิดสารกึ่งตัวนำที่มีขนาดเล็กใส่เข้าไปในตัวผู้ป่วย

จากการทดลองเมื่อนำข้อมูลมาวิเคราะห์ในทางสถิติโดยใช้การทดสอบแบบคู่ ปรากฏผลว่าปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอ, ที่กระเพาะปัสสาวะ และที่ลำไส้ใหญ่ส่วนปลายของผู้ป่วยที่ได้จากการวัดกับปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมโดสแพค-100 แตกต่างกันไม่เกิน $\pm 3\%$ จึงสรุปได้ว่าเครื่องราลสตรอน-20 บี และโปรแกรมโดสแพค-100 จะสามารถนำมาใช้รักษาผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิ-

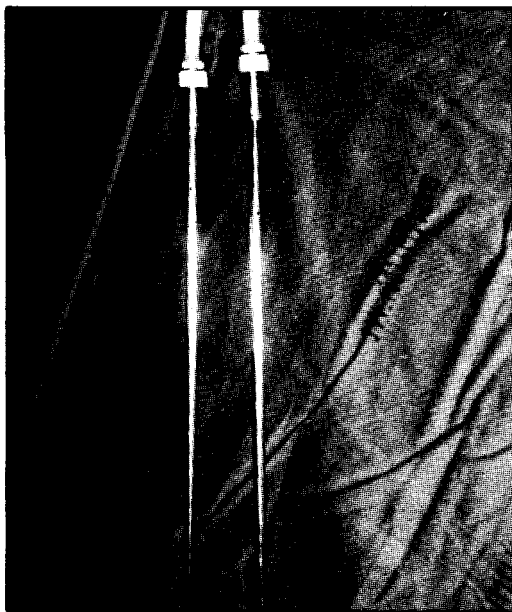
ภาพ นอกจากนี้ปริมาณรังสีที่บริเวณกระเพาะปัสสาวะของผู้ป่วยที่ได้จากการคำนวณก็สามารถใช้เป็นเครื่องบ่งชี้ถึงโอกาสที่จะเกิดภาวะแทรกซ้อนในผู้ป่วยได้อย่างน่าเชื่อถือ

บทนำ

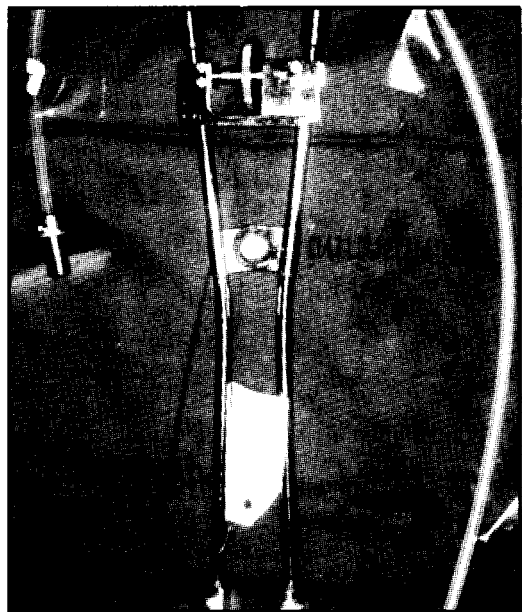
วิธีการใช้รังสีรักษาผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกที่สำคัญมี 2 วิธีคือ การฉายรังสีจากภายนอกผ่านผิวหนังและเนื้อเยื่อต่างๆ จนถึงปากมดลูก อีกวิธีหนึ่งก็คือการใส่สารกัมมันตภาพรังสี หรือเรียกอีกอย่างว่าการใส่แร่ผ่านช่องคลอดไปถึงปากมดลูกและโพรงมดลูก วิธีนี้จะสามารถลดอาการแทรก

ซ้อนหรือผลข้างเคียงที่จะมีต่อผิวหนังและเนื้อเยื่อปกติตลอดทางที่รังสีผ่านไปจนถึงบริเวณมะเร็งปากมดลูก ทำให้ผลการรักษาดีกว่าการฉายรังสีจากภายนอกเพียงอย่างเดียว^(1,2)

ในยุคต้น ๆ ของรังสีรักษาการใส่แร่ผู้ป่วยจะใช้มือและคีมคีบแร่ชนิดอัตรารังสีต่ำ เช่น เรเดียม-226, ซีเซียม-137 โดยจะใช้มือและคีมคีบแท่งแร่ใส่ลงไปในเรื่องมือที่ได้ใส่ไว้ในมดลูกและช่องคลอดก่อนแล้ว เครื่องมือที่ใช้ใส่เข้าไปในมดลูกจะเรียกว่า แทนเดม และเรียกเครื่องมือที่ใส่ไว้ในช่องคลอดตรงบริเวณฟอร์นิคส์ว่า โอวอยด์ (รูปที่ 1)



A



B

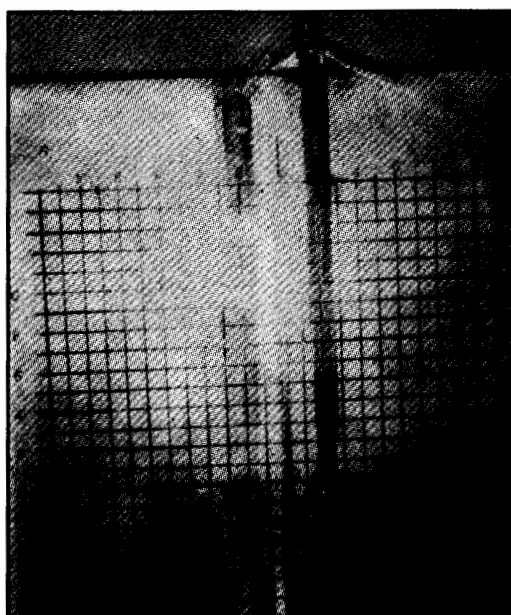
รูปที่ 1 แสดงเครื่องมือใส่แร่ ลักษณะเป็นแท่งยาวเรียกว่าแทนเดม (tandem) รูป 1 A ลักษณะเป็นกระเปาะกลมเรียกว่าโอวอยด์ (ovoid) รูป 1 B

จุดอ้างอิงเอคือจุดที่ใช้กำหนดปริมาณรังสีในการรักษาโรคมะเร็งปากมดลูก ตำแหน่งของจุดอ้างอิงเอ คือ จุดที่อยู่ห่างจากจุดกึ่งกลางของแท่งแท่นเดิมไปทางด้านข้าง 2 เซนติเมตร และอยู่เหนือปากมดลูกขึ้นไปในระนาบเดียวกัน⁽¹⁾ ปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอสำหรับการใส่แร่ชนิดอัตรารังสีต่ำเพื่อรักษาโรคมะเร็งปากมดลูกในแต่ละครั้งประมาณ 3,000-4,000 เซนติเกรย์ ซึ่งจะต้องใช้เวลาในการใส่แร่แต่ละครั้งนานถึง 2-3 วัน และผู้ป่วยจำเป็นต้องนอนรักษาตัวอยู่ในโรงพยาบาลโดยใช้เตียงที่มีอุปกรณ์ในการป้องกันอันตรายจากรังสีตลอดเวลาทำให้โรงพยาบาลศรินครินทร์สามารถรักษาผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกได้เพียงสัปดาห์ละ 4 คนเท่านั้น ซึ่งไม่พอเพียงกับจำนวนผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกซึ่งมีจำนวนมาก และเพิ่มขึ้นทุกปี ดังนั้นภาควิชารังสีวิทยาจึงได้นำเครื่องรลสตรอน-20 บี มาใช้ซึ่งเป็นเครื่องใส่แร่โคบอลต์-60 ซึ่งมีอัตรารังสีสูงระบบควบคุมระยะไกลรวมทั้งโปรแกรมโดสแพค-100 สำหรับคำนวณปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับจากการใส่แร่จากการที่ให้อัตรารังสีสูงดังนั้นจะใช้เวลาในการใส่แร่ผู้ป่วยแต่ละรายประมาณ 5-15 นาที และผู้ป่วยไม่จำเป็นต้องนอนพักรักษาตัวอยู่ในโรงพยาบาลทำให้สามารถรักษาผู้ป่วยได้เป็นจำนวนมาก แต่ข้อเสียที่สำคัญของเครื่องรลสตรอน-20 บี ก็คือ ถ้าการทำงานของเครื่องรลสตรอน-20 บี และโปรแกรมโดสแพค-100 ผิดพลาดไปเพียงเล็กน้อยจะทำให้ปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอผิดพลาดไปเป็นจำนวนมาก ดังนั้นการนำเครื่องรลสตรอน-20 บี และโปรแกรมโดสแพค-100 มาใช้รักษาผู้ป่วยนั้นจำเป็นต้องอย่างยิ่งจะต้องตรวจสอบความถูกต้องก่อนการใช้งาน และยังต้องตรวจสอบเป็นระยะๆ หลังจากเริ่มใช้งาน ทั้งนี้ก็เพื่อจะทำให้การรักษาผู้ป่วยเป็นไปอย่างถูกต้อง

มีประสิทธิภาพเป็นที่เชื่อถือได้มากที่สุด

วิธีการ

วัดปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอในหุ่นจำลอง เนื่องจากไม่สามารถใส่หัววัดรังสีเข้าไปในตัวผู้ป่วยได้จริงๆ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องสร้างหุ่นจำลองที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อของมนุษย์ ได้แก่ แผ่นพลาสติก (perspex) ที่นำมาเชื่อมต่อกันด้วยกาอะคริลิก^(3,4) ภายในหุ่นจำลองจะประกอบด้วยแท่นเดิม และโอวอยด์ในลักษณะเดียวกับที่อยู่ในตัวผู้ป่วย นอกจากแท่นเดิมและโอวอยด์แล้วยังจะมีหัววัดรังสีอยู่ตรงตำแหน่งเดียวกับจุดอ้างอิงเออีกด้วย



รูปที่ 2 แสดงหุ่นจำลองที่ใช้วัดปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอ

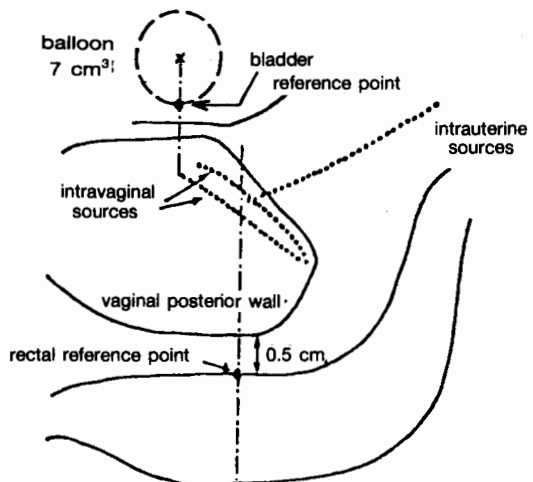
นำหุ่นจำลองมาต่อเข้ากับสายนำแร่จากถังเก็บแร่ของเครื่องรอสตรอน-20 บี ซึ่งมีด้วยกัน 6 สาย เป็นสายนำแร่โคบอลต์-60 สำหรับแทนเตมและโอวอยด์ 3 สายและเป็นสายนำแร่เทียม ซึ่งทำด้วยเหล็กไร้สนิมมีรูปร่างเหมือนกับแร่โคบอลต์ทุกประการ ซึ่งใช้สำหรับถ่ายภาพเอกซเรย์ทั้งทำด้านตรงและทำด้านข้าง แล้วนำฟิล์มเอกซเรย์ที่ได้ไปตรวจสอบตำแหน่งหยุดของแร่ภายในโอวอยด์และแทนเตม เพื่อนำไปคำนวณเวลาที่แร่จะหยุดอยู่ที่ตำแหน่งต่างๆ ภายในโอวอยด์และแทนเตมเพื่อให้ได้ปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอ เท่ากับ 600 เซนติเกรย์ นอกจากนี้ใช้คำนวณเวลาที่แร่หยุดอยู่ภายในโอวอยด์และแทนเตมแล้ว โปรแกรมโดสแพค-100 ยังสามารถใช้คำนวณปริมาณรังสีที่จุดสนใจต่างๆ เช่น กระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลายได้ด้วย

หลังจากถ่ายภาพเอกซเรย์แล้วจึงทำการเปลี่ยนสายนำแร่เทียมเป็นสายนำแร่โคบอลต์-60 พร้อมทั้งใส่หัววัดรังสีชนิดอออนแซมเบอร์ ใส่เข้าไปในหุ่นจำลองตรงตำแหน่งของจุดอ้างอิงเอ ตั้งเวลาหยุดในแต่ละตำแหน่งหยุดให้ตรงกับที่คำนวณได้จากโปรแกรมโดสแพค-100 แล้วจึงทำการวัดปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอ บันทึกค่าที่ได้ โดยจะทำซ้ำกัน 30 ครั้ง

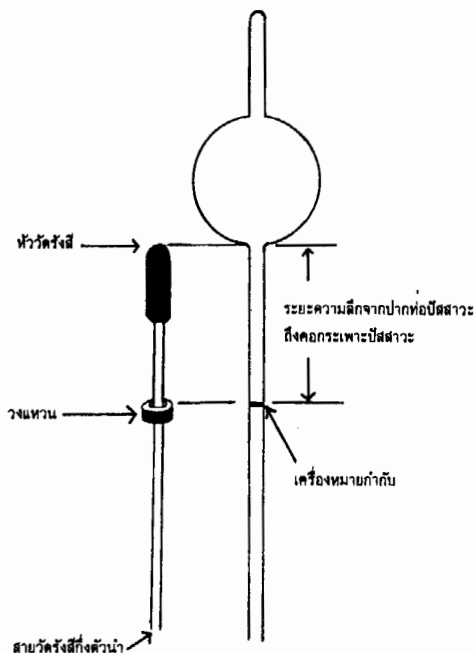
การวัดปริมาณรังสีบริเวณกระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลายของผู้ป่วย

ปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลายของผู้ป่วยจะสามารถใช้เป็นดัชนีแสดงโอกาสที่จะเกิดอาการแทรกซ้อนหรือผลข้างเคียงที่สำคัญในผู้ป่วย ปัญหาที่สำคัญในเรื่องนี้ก็คือจะเลือกใช้จุดใดภายในกระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลายเป็นตัวกำหนดปริมาณ

รังสี แต่ในการทดลองครั้งนี้มีวัตถุประสงค์ในการเปรียบเทียบปริมาณรังสีภายในกระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลายที่ได้จากการวัดและการคำนวณ เพื่อที่จะเป็นการยืนยันว่าปริมาณรังสีที่บริเวณดังกล่าวของผู้ป่วยที่ได้จากการคำนวณเป็นค่าที่ถูกต้อง โดยจะเลือกจุดที่อยู่ตรงบริเวณคอของกระเพาะปัสสาวะที่อยู่ชิดกับฐานของกระเพาะปัสสาวะ ซึ่งจุดนี้จะเป็นจุดอ้างอิงสำหรับใช้กำหนดปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะที่ใช้กันเป็นมาตรฐาน^(1,5) สำหรับปริมาณรังสีที่ลำไส้ใหญ่ส่วนปลายจะเลือกจุดที่หัววัดรังสี วัดปริมาณรังสีได้สูงสุด ซึ่งจะใกล้เคียงกับจุดอ้างอิงสำหรับใช้กำหนดปริมาณรังสีของลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย ซึ่งอยู่บนเส้นที่ลากผ่านปลายล่างสุด และห่างจากผนังทางด้านหลังของช่องคลอด 5 มิลลิเมตร โดยจะดูได้จากฟิล์มเอกซเรย์ในท่าที่ถ่ายด้านข้าง (รูปที่ 3 และรูปที่ 4) และเนื่องจากผู้ป่วยทั้ง 30 คน ที่เลือกมาเป็นตัวอย่างในการวัดรังสีจะมีปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอแตกต่างกัน ทำให้ปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลายแตกต่างกันมาก



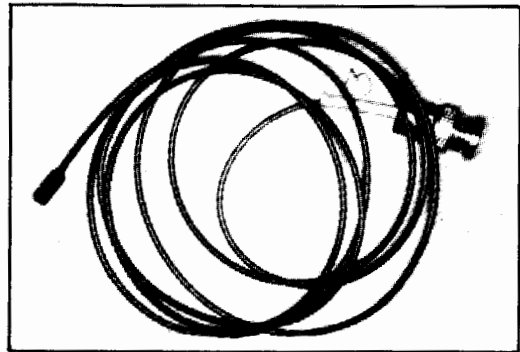
รูปที่ 3 แสดงตำแหน่งอ้างอิงของกระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย (ดัดแปลงจาก ICRU No. 38, 1985)



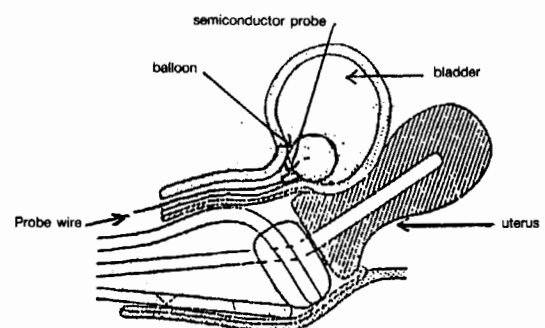
รูปที่ 4 แสดงระยะความลึกจากวงแหวนที่คล้องสายวัดรังสีตรงปากท่อปัสสาวะถึงคอกระเพาะปัสสาวะ

วิธีการวัดปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะของผู้ป่วย จะใช้สายไฟลีย์สอดเข้าไปในกระเพาะปัสสาวะผ่านทางท่อปัสสาวะของผู้ป่วยหลังจากที่ใส่เครื่องมือสำหรับจะใส่แร่ไว้เรียบร้อยแล้ว ฉีดน้ำกลั่นเข้าไปภายในบอลลูนของสายไฟลีย์ประมาณ 5 มิลลิเมตร แล้วดึงสายไฟลีย์ลงมาให้ชิดติดกับคอของกระเพาะปัสสาวะ ทำเครื่องหมายไว้บนสายไฟลีย์ที่อยู่ตรงระดับปากท่อปัสสาวะ (urethral orifice) ฉีดน้ำกลั่นออกจากบอลลูนแล้วจึงดึงสายไฟลีย์ออกจากท่อปัสสาวะ หลังจากนั้นฉีดน้ำกลั่นปริมาณเท่าเดิมเข้าไปในบอลลูนของสายไฟลีย์อีกครั้ง นำสายวัดรังสีชนิดสารกึ่งตัวนำ (Probe wire) (รูปที่ 5) มาวัดความยาวตั้งแต่ตำแหน่งที่ทำเครื่องหมายบนสายไฟลีย์ไปจนถึงบอลลูนทำเครื่องหมายบนสายวัดให้ตรงกับสายไฟลีย์ แล้วนำวงแหวนทำด้วยเหล็กไร้สนิมมารัดสายวัดรังสีให้อยู่ตรงระดับที่ทำเครื่องหมายไว้

หลังจากนั้นนำสายวัดรังสีที่ปราศจากเชื้อสอดเข้าไปในกระเพาะปัสสาวะให้วงแหวนอยู่ตรงระดับปากท่อปัสสาวะพอดี (รูปที่ 6) ใช้เทปกาวยึดสายวัดรังสีให้ติดอยู่กับผิวหนังของผู้ป่วย จะทำให้หัววัดรังสีชนิดกึ่งตัวนำ (Semiconductor probe) อยู่ ณ ตำแหน่งที่ต้องการวัดปริมาณรังสี



รูปที่ 5 แสดงหัววัดรังสีชนิดสารกึ่งตัวนำพร้อมสายของเครื่อง DPD-5



รูปที่ 6 แสดงตำแหน่งหัววัดรังสีชนิดสารกึ่งตัวนำ ณ ตำแหน่งอ้างอิงของกระเพาะปัสสาวะ

วิธีการวัดปริมาณรังสีที่ลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย นำหัววัดรังสีชนิดเดียวกับที่ใช้วัดในกระเพาะปัสสาวะจำนวน 3 หัวมามัดติดกันทั้ง 3 สาย จัดให้ระยะห่างระหว่างหัววัดรังสีให้เท่ากับ 1 เซนติเมตร สวมทับด้วยถุงยางอนามัยแล้วจึงนำกลุ่มของหัววัดทั้ง 3 ใส่เข้าไปในลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย พร้อมกับใช้เทปกาวยึดสายวัดรังสีให้ติดอยู่กับผิวหนังของผู้ป่วย เมื่อใส่หัววัดรังสี

ที่กระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลายผู้ป่วยเสร็จแล้ว นำผู้ป่วยไปต่อสายนำแร่เทียมและต่อสายวัดรังสีเข้ากับเครื่องวัดรังสีก่อนเพื่อถ่ายภาพเอกซเรย์ (รูปที่ 7) หลังจากคำนวณเวลาที่ใช้ในการใส่แร่และปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลายตรงจุดของ Semiconductor probe ที่อยู่ใกล้โอดอยด์มากที่สุดแล้วจึง

เปลี่ยนสายนำแร่เทียมเป็นสายนำแร่โคบอลต์-60 แล้วเปิดเครื่องวัดรังสีพร้อมกับเริ่มใส่แร่เพื่อทำการรักษาบันทึกผลที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะและลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย จากสาย Semiconductor probe ที่อยู่ใกล้โอดอยด์มากที่สุด และทำเช่นนี้จนครบจำนวนผู้ป่วย 30 ราย



A : รูปด้านตรง



B : รูปด้านข้าง

รูปที่ 7 ภาพเอกซเรย์แสดงหัววัดรังสีภายในกระเพาะปัสสาวะ และลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย

ผลการทดลอง

ตารางที่ 1 ปริมาณรังสีวัดที่จุดอ้างอิงเอ 30 ครั้ง

ตารางที่ 2 ปริมาณรังสีวัดที่กระเพาะปัสสาวะของผู้ป่วย 30 ครั้ง

ตารางที่ 3 ปริมาณรังสีวัดที่ลำไส้ใหญ่ส่วนปลายของผู้ป่วย 30 ครั้ง

เมื่อนำข้อมูลที่ได้จากการทดลองมาทดสอบสมมติฐาน โดยใช้การทดสอบแบบคู่ (paired t-test) จะได้ผลว่าปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอ, ที่กระเพาะปัสสาวะ และที่ลำไส้ใหญ่ส่วนปลายที่ได้จากการวัดจะแตกต่างจากการคำนวณโดยใช้โปรแกรมโดสแพค-100 มีค่าไม่เกิน $\pm 3\%$ ด้วยค่า t-value เท่ากับ -4.87 , -0.99 และ -1.39 ตามลำดับ ดังนั้นจึงยอมรับสมมติฐานที่ว่าผลการวัดปริมาณรังสีจะแตกต่างจากการคำนวณปริมาณรังสีไม่เกิน $\pm 3\%$ ด้วยค่า p-value > 0.05

ตารางที่ 1 ปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงจากการวัด (โดยกำหนดระยะเวลา
การใส่แร่ให้ได้ปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงจากการคำนวณ
เป็น 600 cGy)

ครั้งที่	ปริมาณรังสีที่วัดได้ตรงจุดอ้างอิงเอ (cGy)
1	622
2	621
3	614
4	620
5	614
6	620
7	620
8	618
9	615
10	616
11	618
12	614
13	614
14	613
15	611
16	611
17	615
18	612
19	614
20	614
21	616
22	616
23	615
24	611
25	613
26	617
27	616
28	612
29	612
30	614
ค่าเฉลี่ย	615.27

ตารางที่ 2 ปริมาณรังสีบริเวณกระเพาะปัสสาวะที่ได้จากการวัดและจากการคำนวณของผู้ป่วย 30 ราย

ลำดับ ผู้ป่วย	ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัด (cGy)	ปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ (cGy)	ความผิดพลาด* (%)
1	273	264	3.3
2	419	423	1.0
3	766	786	2.6
4	337	324	3.8
5	428	429	0.2
6	545	552	1.2
7	474	493	4.0
8	254	247	2.8
9	419	425	1.4
10	318	329	3.4
11	614	646	5.2
12	492	496	0.8
13	244	250	2.5
14	463	485	4.7
15	302	299	1.0
16	992	944	4.8
17	363	382	5.0
18	1,304	1,305	3.5
19	256	252	1.6
20	247	255	3.2
21	428	412	3.7
22	236	246	4.2
23	320	330	3.1
24	904	891	1.4
25	599	599	0
26	707	700	1.0
27	317	318	0.3
28	681	698	2.5
29	413	417	1.0
30	317	312	1.6

* ในการเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการวัดและจากการคำนวณ จะยึดค่าที่ได้จากการวัดเป็นหลัก

ตารางที่ 8 ปริมาณรังสีบริเวณลำไส้ใหญ่ส่วนปลายที่ได้จากการวัด และจากการคำนวณของผู้ป่วย

ลำดับ ผู้ป่วย	ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัด (cGy)	ปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ (cGy)	ความผิดพลาด* (%)
1	224	212	5.3
2	455	466	2.4
3	577	561	2.8
4	401	402	0.02
5	359	345	3.9
6	988	1,005	1.7
7	406	422	3.9
8	154	159	3.2
9	459	451	1.7
10	324	328	1.3
11	717	749	4.5
12	816	831	1.8
13	158	165	4.4
14	539	562	4.2
15	358	365	2.0
16	649	633	2.5
17	762	784	2.9
18	800	827	3.4
19	100	101	1.0
20	327	339	3.7
21	558	547	2.0
22	414	426	2.9
23	838	827	0.1
24	986	1,025	4.0
25	589	583	1.0
26	881	911	3.4
27	469	490	4.5
28	718	737	2.6
29	352	353	0.3
30	496	498	0.4

* ในการเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการวัดและจากการคำนวณ จะใช้ค่าที่ได้จากการวัดเป็นหลัก

สรุปและวิจารณ์

ปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอ, ที่กระเพาะปัสสาวะและที่ลำไส้ใหญ่ส่วนปลายที่ถูกต้องและเชื่อถือได้จะต้องได้มาจากวิธีการวัดโดยใช้เครื่องมือวัดรังสีที่ได้รับการสอบเทียบมาตรฐาน ความถูกต้องจากห้องปฏิบัติการมาตรฐานของประเทศแล้วเช่นเดียวกับเครื่องมือที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้ และความผิดพลาดของปริมาณรังสีที่ยอมรับกันทั่วไปจะต้องผิดพลาดไม่เกิน $\pm 5\%$ ⁽⁶⁾ ซึ่งจากผลการทดลองครั้งนี้ก็ยืนยันได้ว่าความผิดพลาดของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับจากการรักษาโดยเครื่องรอลสตรีทอน-20 ปี และโปรแกรมโดสแพค-100 มีค่าเพียง 3% จึงสามารถสรุปได้ว่าเครื่องรอลสตรีทอน-20 ปี และโปรแกรมโดสแพค-100 สามารถนำไปใช้รักษาผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ยังสามารถทราบปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงของกระเพาะปัสสาวะล่วงหน้าก่อนการรักษาจะเริ่มต้นว่าจะเกินค่าสูงสุดที่กระเพาะปัสสาวะทนทานได้หรือไม่^(7,8) โดยถ้าปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะเกินค่าสูงสุดที่กระเพาะปัสสาวะทนทานได้ แพทย์ก็จะลดปริมาณรังสีที่จุดอ้างอิงเอ หรือจะทำการใส่เครื่องมือใหม่ เพื่อให้ปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะลดลง สำหรับปริมาณรังสีที่ลำไส้ใหญ่ส่วนปลายจุดที่ทำการวัดอาจไม่ใช่จุดที่สามารถใช้อ้างอิงสำหรับปริมาณรังสีที่ลำไส้ใหญ่ส่วนปลายที่จริงได้ ดังนั้นจึงเป็นเพียงการประมาณผลที่จะเกิดขึ้นมากกว่า ทั้งนี้เพราะจุดที่ใช้อ้างอิงจะเป็นจุดที่อยู่พื้นของลำไส้ใหญ่ส่วนปลายซึ่งอยู่ชิดกับแ่งแรมมากกว่าทำให้มีปริมาณรังสีสูงกว่าจุดที่ทำการวัด

แต่เพื่อให้การรักษาเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพสมควรจะต้องมีการตรวจสอบปริมาณ

รังสีที่จุดอ้างอิงเอในหุ่นจำลองเป็นระยะ ๆ เช่นเดียวกับการทดลองครั้งนี้อย่างน้อยสัปดาห์ละ 1 ครั้ง⁽⁶⁾ ทั้งนี้เพราะว่ารอลสตรีทอน-20 ปี เป็นเครื่องมือให้อัตรารังสีสูง ดังนั้นถ้ามีส่วนประกอบส่วนใดส่วนหนึ่งทำงานผิดพลาดไปเพียงเล็กน้อยก็จะมีผลทำให้ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจะผิดพลาดไปเป็นจำนวนมาก

เอกสารอ้างอิง

1. International Commission on Radiological Units and Measurements. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. ICRU Report 38. Bethesda, Maryland, 1985 : 1-23.
2. McAtosh TF. Physics in Medicine & Biology encyclopedia. Oxford, Great Britain : Pergamon Press, 1986 : 109-112, 706-709.
3. Bradshaw AL, Twiss CDH, Williams PC. Phantom Materials for Photons and Electrons. The Hospital Physicists' Association. Scientific Report Series 20. Reedprint Ltd., Windsor, Berks, 1977 : 3.
4. White DR. Tissue substitutes in experimental radiation physics. Med Phys 1978 ; 5,6 : 467-479.
5. Kuipers TJ, Visser AG. Technical aspects of bladder dosimetry in intracavitary irradiation of cervix carcinoma. Radiotherapy and Oncology 1986;7 : 7-12.
6. World Health Organization. Quality Assurance in Radiotherapy. Geneva, 1988 : 22-24.
7. Krishnan L, Cytacki EP, Wolf CD et al. Dosimetric Analysis in Brachytherapy of Carcinoma of The Cervix. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys 1990; 18 : 965-970.
8. Dalrymple GV, Gaulden ME, Kollmorgen GM. Concepts of Clinical Radiation Pathology. Medical Radiation Biology. W.B. Saunders company. Philadelphia, London, Toronto 1973; 184-189.
9. Walter J, Miller H, Bomford CK. A Short textbook of Radio-therapy. Fourth edition. Churchill Livingstone, Edinburgh London and New York, 1979 : 83-91, 228-233.

10. Operation Manual for Remote Control After-loading Radiotherapy Unit Ralstron-20 B (MTSW-20 B). Shimadzu Corporation. Kyoto, Japan.
11. Operation Manual for Shimadzu Vaginal Therapeutic Dose Distribution Computing System DOSEPAC 100 (ATP-100). Shimadzu Corporation. Kyoto, Japan.
12. Taina E. High versus low dose-rate intracavitary radiotherapy in the treatment of carcinoma of the uterus. *Acta Obstet Gynecol Scand* (suppl. 103) 1981 : 9-10.
13. Johns HE, Cunningham JR. Measurement of Radiation Dosimetry, *The Physics of Radiology*. Fourth edition. Springfield, Illinois : Charles C Thomas, 1983 : 254.
14. Knoll GF. Semiconductor Diode Detectors. *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley & Sons, New York, 1979 : 359-399.
15. Hendee WR. Measurement of Absorbed Dose with and Ionization Chamber. In : *Radiation Therapy Physics*. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago. London, 1984 : 25-36.
16. Inoue T, Hori S, Miyato Y. High versus low dose rate intracavitary irradiation of carcinoma of the uterine. *Acta Radiol* 1987; 17 : 277-282.
17. Bates TD, Berry RJ. High Dose-Rate Afterloading in The Treatment of Cancer of the Uterus. *British Journal of Radiology Special Report* No. 17, 1980 : 58.
18. Godden TJ. Calibration and Clinical Dosimetry in Brachytherapy. *The British Journal of Radiology* 1989; 62 : 76-77.