นิพนธ์ต้นฉบับ

# การวัดปริมาณรังสีในการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยเครื่องเซลแลคตรอน

จงจินต์ ภัทรมนตรี*
ศิวลี สุรียาปี*

**Pataramontree J, Suriyapee S. Dose measurement of carcinoma of cervix treated with Selectron. Chula Med J 1988 Apr; 32(4): 349-356**

*Since May 1985, a Selectron low dose-rate, six channel machine with 40 mCi source has been used at Chulalongkorn Hospital, Bangkok. For a period of 1 year, 115 patients having carcinoma of the cervix have been treated in two sessions with the Selectron after their external irradiation. The standard Selectron applicators are loaded to reproduce the Manchester Radium Dosage System. The position of applicators in 115 cases were studied from radiographs. Then the wax phantom was designed according to mean value of patients'data and was used to measure the dose-rate at various reference points defined by ICRU no. 38. The TLD-100 in the form of solid ribbons were used as dosimeters.*

*The mean dose-rate at point A obtained from Cs-pellets is 196.05 cGy/hr. It varies 1-2 % according to the size and the distance of ovoid seperation.*

*The mean dose-rate at point B is about 34 % of dose-rate at point A or 69 cGy/hr.*

*The maximum dose-rate at rectum (2.7 cm. below tandem) is about 65 % of the point A dose-rate or 128 cGy/hr.*

*The maximum dose-rate at bladder (2.7 cm. above tandem) is about 78 % of the point A dose-rate or 153 cGy/hr.*

*The TDF value at point A for the total dose of 7500 cGy, calculated at the condition of 20 % dose reduction for the change of RBE due to the higher dose-rate of Caesium with 2 weeks rest period, is calculated according to Ellis' Formular. The therapeutic ratio is also calculated from the time - dose - fractionation factors.*

Reprint requests: Pataramontree J, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10500, Thailand.
Received for publication. January 13, 1988.

* ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

หน่วยรังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ได้เริ่มใช้เครื่อง Selectron รักษาผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกตั้งแต่เดือนพฤษภาคม 2528 เครื่องมือชนิดนี้เป็น remote controlled afterloading system ใช้แร่ซีเซียม-137 ความแรงรังสี 40 mCi/pellet รักษาผู้ป่วยร่วมกับการฉายรังสีโคบอลต์ ในเวลาหนึ่งปี มีผู้ป่วยมาทำการรักษาจำนวน 115 ราย ได้สังเกตพบว่า การวางตัวของ applicator ในตัวผู้ป่วยแตกต่างกันไปตาม anatomy ของผู้ป่วย

จึงใคร่ศึกษาค่าอัตรารังสีที่จุดเอ (A dose-rate) ด้วยการใช้ Thermoluminescent dosemeter เป็นตัววัด เพื่อดูว่าค่าอัตรารังสีแปรเปลี่ยนอย่างไรบ้างในผู้ป่วยแต่ละราย? ค่าอัตรารังสีที่ได้จากการคำนวนแบบสามมิติจากฟิล์มเอกซเรย์ตรงกับค่าที่วัดได้หรือไม่? อัตรารังสีที่ Rectum และ Bladder มีค่าเท่าไร?

ในการศึกษาครั้งนี้ได้สำรวจทะเบียนประวัติการใส่แร่และภาพเอกซเรย์ของผู้ป่วยในขณะใส่ applicator จำนวน 115 ราย เพื่อสำรวจดูการวางตัวของ uterine tandem และ vaginal ovoids (ซึ่งใส่แร่ซีเซียมตามระบบการใส่แร่เรเดี้ยมของแมนเชสเตอร์เป็นมาตรฐาน) และสร้างหุ่นจำลองขี้ผึ้งขึ้นใส่ applicator ทั้งชุด ให้มีสภาพการวางตัวเช่นเดียวกับในตัวผู้ป่วย วัดอัตรารังสีที่จุด เอ, จุด บี, ที่ Rectum และ Bladder ตามลำดับ เพื่อเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการคำนวณ

นอกจากนี้ยังได้ทำการคำนวณหาค่า time correction factor เพื่อใช้กับขนาดของ vaginal ovoid ต่าง ๆ และคำนวณค่า Time-dose-fractionation (TDF); Therapeutic ratio ของ treatment schedule แบบต่าง ๆ ด้วย

## ข้อมูลและวิธีการ

**ก. การเก็บข้อมูล** ได้ศึกษาทะเบียนประวัติการใส่แร่และภาพเอกซเรย์ของผู้ป่วยทั้งด้านตรงและด้านข้าง เพื่อสำรวจการวางตัวของ uterine tandem และ vaginal ovoids ของผู้ป่วยทั้ง 115 ราย เพื่อนำข้อมูลมาใช้ในการสร้าง wax phantom แทนตัวผู้ป่วยต่อไป ดังแสดงในตารางที่ 1

**Table 1** Types of vaginal ovoids and uterine tandems.

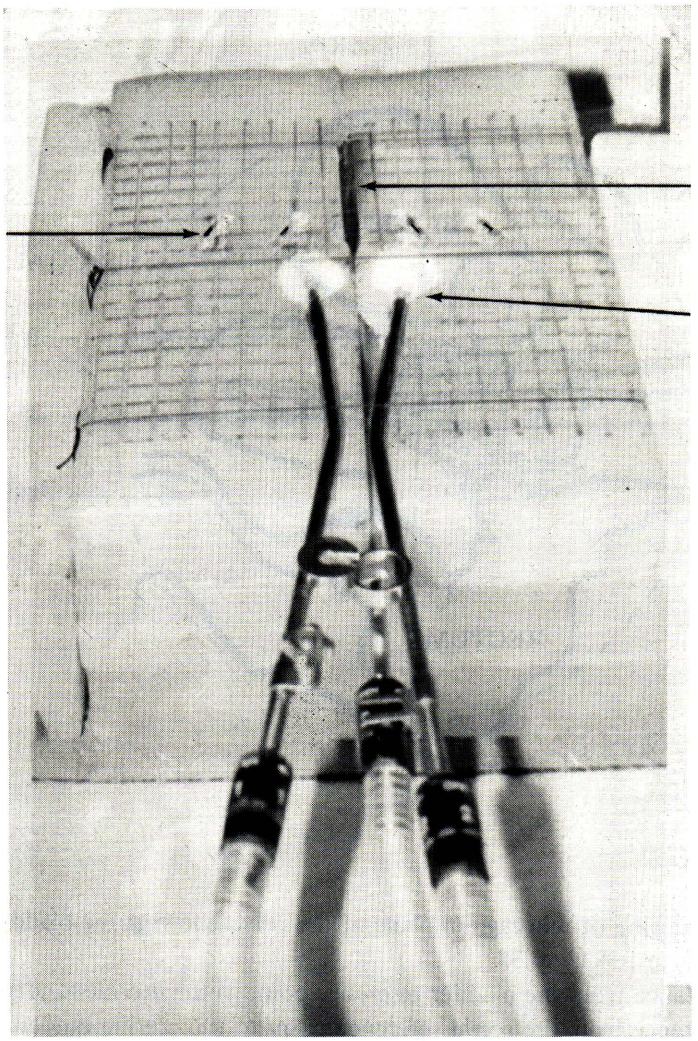
| Types | Ovoid seperations ( cm ) | no. of patients ( % ) |
|---|---|---|
| small ovoids | mean 3.0 ± 0.51 (min 2.3 ; max 3.7) | 51 |
| medium ovoids | mean 3.6 ± 0.46 (min 3.0 ; max 4.2) | 32 |
| Uterine tandem | ( 6 cm. length) | 65 |
| Uterine tandem | ( 5 cm. length) | 17 |

**ข. วิธีการสร้าง wax phantom** นำขี้ผึ้งผสมพาราฟินที่มีความหนาแน่น 1 กรัม : ซ.ม.$^3$ มาหล่อเป็นแท่งขนาด 10 × 30 × 5 ซ.ม. จำนวน 4 แท่ง แล้วเซาะขี้ผึ้งแต่ละแท่งให้เป็นร่องซึ่งมีขนาดและความลึกพอดีที่จะประกบเข้ากับ uterine tube และ vaginal ovoids ดังรูปที่ 1 applicator ชุดนี้จะวางตัวเช่นเดียวกับสภาพการวางตัวในผู้ป่วย

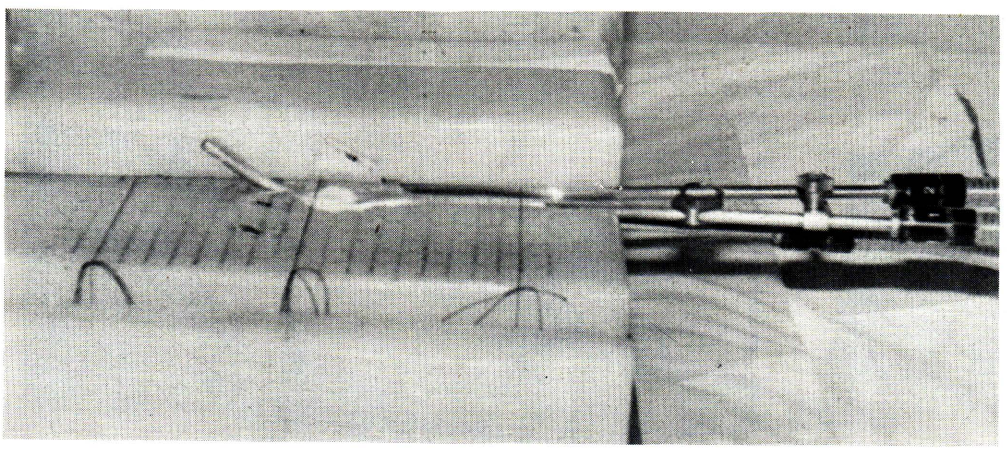
ส่วน Thermoluminescent dosemeter เป็น TLD-100 ชิ้นเล็ก ๆ ขนาด 3 × 3 × 1 ม.ม. ที่มีความไวต่อรังสี (sensitivity) ใกล้เคียงกัน จำนวน 3 ชิ้น ใส่ไว้ในหลอดพลาสติกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 ม.ม. ยาว 1 ซ.ม. วางไว้ที่ตำแหน่งซึ่งต้องการวัดอัตรารังสี คือ จุด เอ. ซึ่งอยู่ในบริเวณ parametrium จุด บี. ซึ่งอยู่ในบริเวณของ pelvic node[1]Rectum และ Bladder ซึ่งกำหนดไว้โดย International commission on radiation unit and measurements[2] ดังรูปที่ 2

อนึ่งในการสร้าง phantom แทนตัวผู้ป่วย ได้เสริมจำนวนแท่งขี้ผึ้งเพิ่มขึ้น เพื่อให้ได้ ขนาด 30 × 30 × 30 ซ.ม. เป็นอย่างน้อย เพื่อให้รังสีเกิดการสะท้อนไปมาอย่างเต็มที่เช่นเดียวกับการสะท้อนในตัวผู้ป่วย ยังผลให้วัดค่าอัตรารังสีได้ถูกต้อง ดังรูปที่ 1 C.

**ค. วิธีการจัด source train ใน applicator** ได้จัดวาง Caesium pellet ซึ่งมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 2.5 ม.ม. ใน uterine tandem ยาว 6 ซ.ม. ที่ตำแหน่ง 1, 3, 5, 9, 13, 17, 21 ใน vaginal ovoids ทั้งสอง ที่ตำแหน่ง 3, 4, 5, 6 ตาม standard loading ส่วนตำแหน่งอื่นนอกจากนี้เป็นตำแหน่งของ stainless pellets ที่ไม่มีรังสี ดังรูปที่ 3




a.



b

**Figure 1** The four - piece wax phantom contains both uterine tandem and vaginal ovoids. The position of thermoluminescent dosimeters are shown.

a. The two - piece wax phantom

b. The three - piece wax phantom

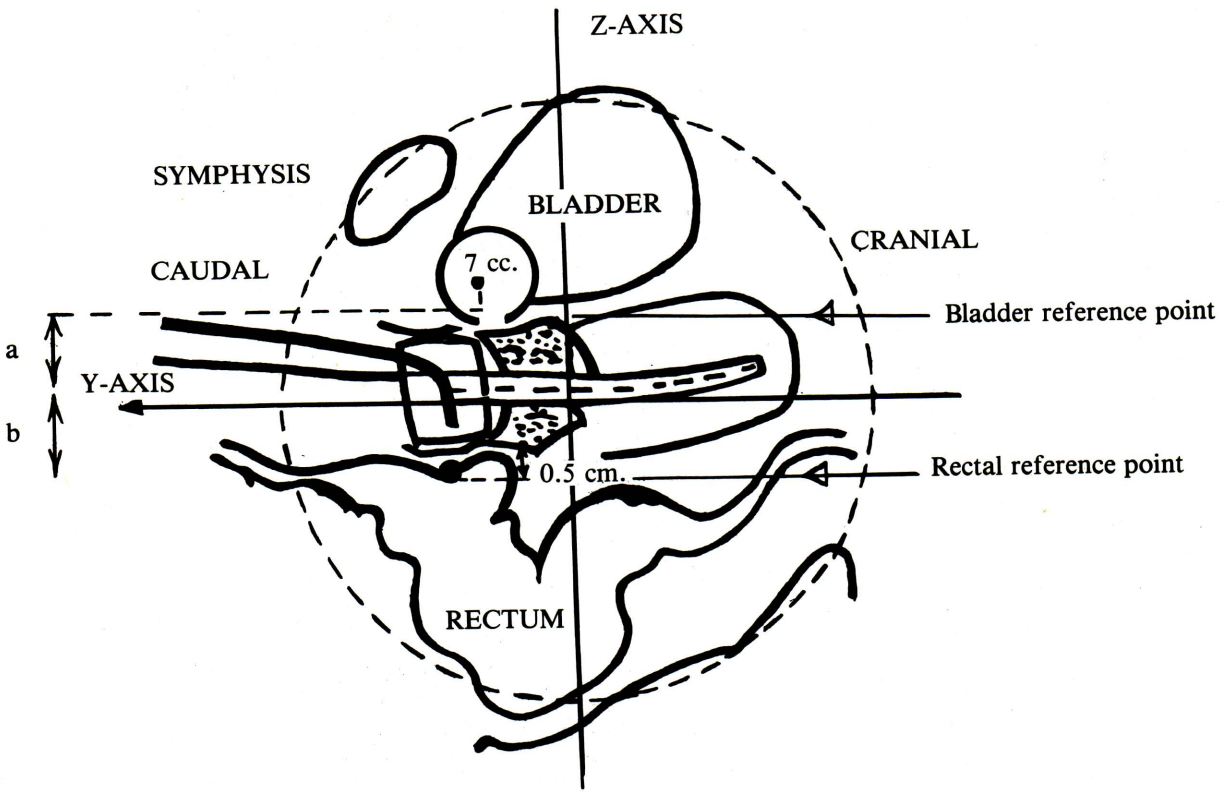



**Figure 2** Diagrammatic drawing of mid-sagittal plane of the pelvis showing the bladder and rectal reference points according to ICRU no 38.
a = the distance from the bladder reference point to the uterine tandem
b = the distance from the rectal reference point to the uterine tandem

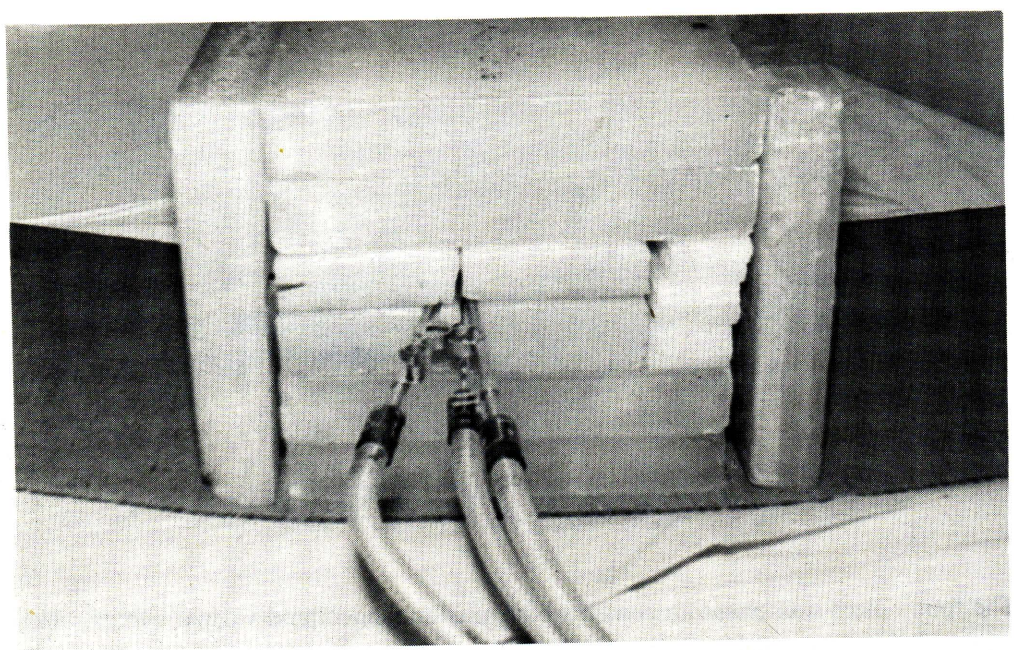


**Figure 1.C** The wax phantom of full radiation scattering is designed to contain Selectron applicators simulating the patient during treatment.

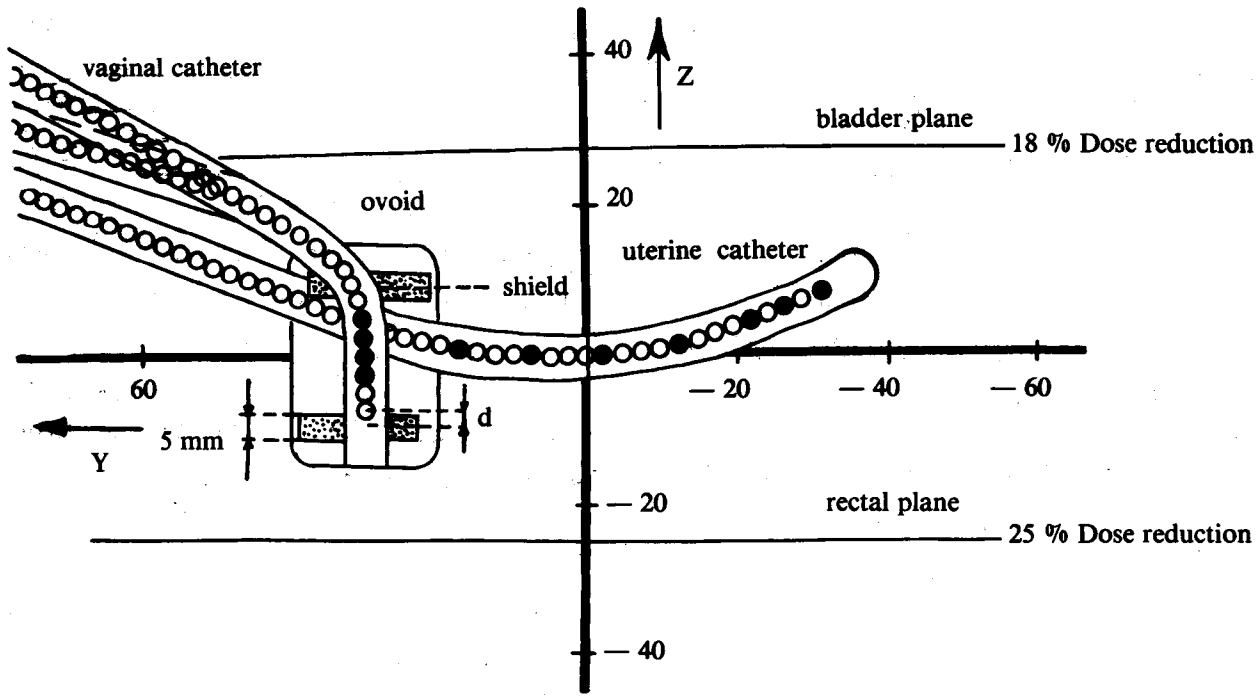



**Figure 3** Localisation of Ceasium pellets in the uterine tandem and shielding ovoid. The result of dose reduction is also shown.

## ผลการวัดและคำนวณอัตรารังสี

### ก. ค่าอัตรารังสีที่จุดต่าง ๆ จากการวัดและการคำนวณ

หลังจากการนำ applicator มาใส่ใน wax phantom และใส่แร่ซีเซียมแล้ว ได้ถ่ายภาพเอกซเรย์ของ phantom นั้นไว้ด้วย พร้อมทั้งนำภาพเอกซเรย์นั้นมาคำนวณอัตรารังสีที่จุด เอ, จุด บี, Rectum, Bladder ณ. ที่จุดเหล่านี้เองได้วางหลอดพลาสติกใส่ TLD ตามแนว contour ของ isodose distribution ทำให้ค่าปริมาณรังสีที่อ่านได้จาก ribbon TLD แต่ละตัวในหลอดเดียวกันไม่แตกต่างกันมาก ทำให้ผลการวัดนั้นเชื่อถือได้

ตารางที่ 2 ได้แสดงผลการคำนวณและการวัดปริมาณรังสีที่จุดต่าง ๆ ได้พบว่า ผลของการวัดและการคำนวณแตกต่างกันอยู่ภายใน range ± 5% ดังนั้นจึงมั่นใจได้ว่าวิธีการคำนวณปริมาณรังสีนั้นถูกต้อง

เมื่อสังเกตดูค่าอัตรารังสีที่มีค่าสูงสุดในการศึกษาครั้งนี้ พบว่าที่ Rectum และ Bladder ได้รับอัตรารังสีสูง

**Table 2** Dose-rate at various points of interesting. (small ovoid; seperation 3.6 cm.)

| point | measure cGy/hr | calculate cGy/hr | ratio meas/cal |
|---|---|---|---|
| A | 196.95 | 200.94 | 0.98 |
| B | 68.39 | 64.66 | 1.05 |
| Rectum | | | |
| max | 127.89 | 129.04 | 0.99 |
| mean | 84.49 | 80.00 | 1.05 |
| Bladder | | | |
| max | 153.46 | 154.73 | 0.99 |

ถึง 65% และ 78% ของอัตรารังสีที่จุดเอ ซึ่งอาจจะก่อให้เกิด late radiation effect ได้ ซึ่งผลจากการตรวจผู้ป่วยหลังการรักษาในช่วง 2 ปี ต่อมานั้น ได้พบว่ามีผู้ป่วยจำนวน 9 ราย มี mild proctitis ผู้ป่วยจำนวนนี้ใช้ half & small ovoids ทั้งสิ้น ดังนั้นจึงใคร่เสนอให้ใช้ small ovoids ชนิดที่มี stainless steel กำบังรังสี 2 ชิ้น ชิ้นหนึ่งบังรังสีที่บริเวณ trigone ของ Bladder และอีกชิ้นหนึ่งบังรังสี anterior wall ของ Rectum ค่าปริมาณรังสีจะลดลง 18-25 เปอร์เซนต์ ดังรูปที่ 3

## ข. อัตรารังสีที่จุดเอ แปรเปลี่ยนไปตามขนาดและระยะระหว่าง vaginal ovoids ทั้งสอง

เนื่องจากอัตรารังสีที่จุดเอ. ได้มาจาก Caesium pellets ใน uterine tandem และ vaginal ovoids ดังนั้นเมื่อการศึกษาครั้งนี้ได้ใช้ uterine tandem ยาว 6 ซ.ม.เท่านั้น ค่าอัตรารังสีจึงแปรเปลี่ยนไปตามขนาดและระยะระหว่าง vaginal ovoids จึงได้ทำการวัดและคำนวณอัตรารังสีดังแสดงในตารางที่ 3 พบว่าถ้าผู้ป่วยใช้ small ovoid ซึ่งมีระยะห่างกัน 4.2 ซ.ม. ค่าอัตรารังสีที่จุดเอจะคลาดเคลื่อนจาก

**Table 3** Dose-rate variation at point A due to vaginal ovoid seperations.

| Ovoid seperation (CM) | Small ovoid | | Medium ovoid | |
|---|---|---|---|---|
| | cGy/hr | dose ratio | cGy/hr | dose ratio |
| 2.3 | 78.63 | 1.006 | - | - |
| 3.0 | 78.17 | 1.000 | 68.56 | 1.029 |
| 3.6 | 77.40 | 0.984 | 66.60 | 1.000 |
| 4.2 | 73.74 | 0.943 | 64.86 | 0.973 |
| 5.0 | 71.86 | 0.919 | 62.74 | 0.942 |

ค่าเฉลี่ยด้วยเรโช 0.943 หรือ 5.3% ในทำนองเดียวกัน medium ovoid ที่มีระยะห่าง 5.0 ซ.ม. ค่าอัตรารังสีคลาดเคลื่อนจากค่าเฉลี่ย 5.8 % ดังนั้นจึงควรทำการคำนวณอัตรารังสีให้ผู้ป่วยในรายที่ระยะระหว่าง ovoid ห่างกันมากจนความคลาดเคลื่อนเกิน ± 5 % ส่วนในรายปกติอาจใช้ค่าอัตรารังสี 200 cGy/hr (ดูตารางที่ 2) เป็นมาตรฐานได้

อย่างไรก็ตามในจำนวนผู้ป่วย 115 ราย นี้ ค่าอัตรารังสีที่จุดเอ. คงมีความคลาดเคลื่อนไม่เกิน ± 5 % เนื่องจากระยะระหว่าง vaginal ovoids ในตารางที่ 1 ไม่ห่างกันมากจนใช้ค่าอัตรารังสีมาตรฐานคำนวณค่า treatment time ไม่ได้

อนึ่งค่าอัตรารังสีที่แปรเปลี่ยนไปตามขนาดของ vaginal ovoids เช่นนี้ทำให้ต้องหาค่าแฟคเตอร์มาคูณ treatment time ใน channel ของ small และ large ovoids เมื่อใช้ medium ovoids เป็นมาตรฐาน คือ 0.86 และ 1.19 ตามลำดับ ซึ่งปรากฏว่า ค่าที่ได้นี้ตรงกับ Manchester adjusted time factor อันใช้ขจัดปัญหาในการใส่ Caesium แทน Radium จำนวน 17.5 : 20 : 22.5 มิลลิกรัม ใน small : medium : large ovoid ตามลำดับ จึงมั่นใจได้ว่าวิธีการใส่ Caesium ที่ตำแหน่งดังกล่าว และการใช้แฟคเตอร์คูณค่า treatment time เช่นนี้ถูกต้องตาม Manchester system ทุกประการ ดังแสดงไว้ในตารางที่ 4

## ค. การกำหนดค่าปริมาณรังสีที่จุดเอ. (A-dose)

ในการใช้ Caesium แทน Radium นั้น อัตรารังสีที่จุดเอ. เพิ่มจาก 50 cGy/hr[3] เป็น 200 cGy/hr. Kirk (1977) จึงแนะนำให้ใช้ Cumulative radiation effects (CRE) คำนวณหาค่า treatment time[4] จากสูตรต่อไปนี้ คือ

$$T_2 = T_1 ( r_1 / r_2)^{1.408}$$

เมื่อ r คือ อัตรารังสีมีหน่วยเป็น cGy/hr ของรังสีประเภทที่ 1 หรือ 2

T คือ จำนวนชั่วโมงที่ใช้รังสีประเภทนั้น ๆ รักษาผู้ป่วย

ดังนั้น ค่า treatment time จึงลดลงจาก 96 ชั่วโมง (เมื่อใส่

**Table 4** Treatment time correction factor for various types of vaginal ovoids.

| type | dose-rate cGy/hr | treatment time correct factor | Manchester adjusted time factor |
|---|---|---|---|
| small | 77.40 | 0.860 | 0.875 |
| medium | 66.60 | 1.000 | 1.000 |
| large | 58.46 | 1.139 | 1.125 |

Radium) มาเป็น 14 ชั่วโมง ได้ค่าปริมาณรังสี 2800 cGy

โดยมาตรฐานของการรักษาโรคมะเร็งปากมดลูก ใช้ปริมาณรังสีโคบอลต์ 4000 cGy ร่วมกับปริมาณรังสีจากการใส่แร่ในโพรงมดลูกอีก 3500 cGy แต่เมื่อคำนึงถึง CRE แล้วได้ใช้ปริมาณรังสีเพียง 2800 cGy จึงกล่าวได้ว่าได้ลดปริมาณรังสีที่จุดเอ. ลงไป 20 %

### ง. ค่า TDF และ Therapeutic ratio

ในปี 1974 Orton ได้แนะนำให้คำนวณค่า Time-dose-fractionation (TDF)[4] และค่า Dose fractionation (DF) ซึ่งแสดง tumor effect เพื่อใช้คำนวณหาค่า Therapeutic ratio ด้วยวิธีของ Ellis ต่อไป[5] ซึ่งค่า Therapeutic ratio นี้จะชี้บอกถึงผลดีของการรักษาด้วย treatment schedule แบบต่าง ๆ ได้

ตารางที่ 5 ได้แสดงถึงค่า TDF ที่จุดเอ. และค่า Therapeutic ratio ของ treatment schedule ที่ใช้ปริมาณรังสีจากโคบอลต์ (XRT) ร่วมกับ Caesium ด้วยสัดส่วนที่ต่าง ๆ กัน ซึ่งอาจกล่าวได้ว่า การให้ XRT 4000 cGy ตามด้วยการใส่ Caesium 2 ครั้ง มีระยะพักแต่ละช่วง 2 อาทิตย์ ได้ค่า Proportional tolerance (PT) ของ tumor แตกต่างจาก normal tissue มากที่สุดซึ่งทำให้ได้ค่า Therapeutic ratio สูงถึง 0.64 ส่วนตารางที่ 6 ได้แสดงถึงค่า Therapeutic ratio ซึ่งสูงขึ้นเมื่ออัตรารังสีที่จุดเอ. ลดลง ดังนั้น ถ้าใช้ Caesium ขนาด 20 mCi/pellet แทน 40 mCi/pellet ก็จะให้อัตรารังสีที่จุดเอ. 100cGy/hr ทำให้ได้ค่า Therapeutic ratio สูงขึ้นเป็น 0.68 ซึ่งอายุของการใช้งานของ Caesium pellet ไม่ขึ้นกับความแรงของรังสี (activity) จึงควรจะเลือกใช้ Caesium ที่มี activity/pellet ต่ำที่สุด

**Table 5** TDF* and Therapeutic ratio at point A for combined XRT&Cs.

| XRT (cGy) | TDF | Cs/sett (cGy) | Cs-TDF per sett | tot.TDF | tot.DF | PT tumor | PT nor tiss | Ther. ratio |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 2,000 | 33 | 2,200 | 67 | 160 | 166 | 0.60 | 1.10 | 0.54 |
| 3,000 | 49 | 1,800 | 55 | 155 | 174 | 0.62 | 1.07 | 0.57 |
| 4,000 | 66 | 1,400 | 43 | 144 | 184 | 0.64 | 0.99 | 0.64 |

N.B. :- $PT_{tumor}$ = Proportional tolerance of tumor

$PT_{nor\ tiss}$ = Proportional tolerance of normal tissue

Ther. ratio = Proportional tolerance of tumor / Proportional tolerance of normal tissue.

* The TDF factor is calculated for two-week rest period after external radiation exposure and each Caesium setting.

**Table 6** Tumor effect (DF) and Therapeutic ratio

| XRT (cGy) + Cs ( cGy/hr) | Tot, TDF | $PT_{nt}$ | DF XRT + Cs + Cs | $PT_{tum}$ | Th.R. |
|---|---|---|---|---|---|
| 4,000 + 50 | 148 | 1.02 | 114 + 50 + 50 | 0.74 | 0.73 |
| 4,000 + 100 | 145 | 1,00 | 114 + 41 + 41 | 0.68 | 0.68 |
| 4,000 + 200 | 144 | 0,99 | 114 + 35 + 35 | 0.64 | 0.64 |

N.B. :- $PT_{nt}$ = Proportional tolerance of normal tissue

$PT_{tum}$ = Proportional tolerance of tumor

Th.R. = Proportional tolerance of tumor / Proportional tolerance of normal tissue

## วิจารณ์และสรุป

1. ค่าอัตรารังสีจากการใส่ Caesium ที่ได้จากการวัด ไม่แตกต่างจากค่าที่ได้จากการคำนวณ เนื่องจากมีความคลาดเคลื่อนอยู่ภายใน ± 5 %

2. ค่าอัตรารังสีที่จุดเอ. ในผู้ป่วยซึ่งใช้ small vaginal ovoids, medium vaginal ovoids ที่มีระยะระหว่าง ovoids ไม่เกิน 4.0 ซ.ม. และ 4.5 ซ.ม. ตามลำดับ ยังคงใช้ค่าอัตรารังสีมาตรฐาน 200 cGy/hr คำนวณหาค่า treatment time ได้ แต่ถ้าระยะระหว่าง ovoids เกินกว่าที่กำหนดจะต้องคำนวณหาค่าอัตรารังสีที่จุดเอ. เฉพาะรายไป

นอกจากนี้ยังต้องใช้ค่า treatment time correction factor ให้ถูกต้องตามขนาดของ ovoid ด้วย

3. ในกรณีที่ใช้ half หรือ small ovoids รักษาผู้ป่วย ควรใช้ Fletcher-Suit-Delclos applicator ซึ่งมีแผ่น stainless steel กำบังรังสีให้กับ Rectum และ Bladder เพื่อลด complication

4. การวัดอัตรารังสีที่จุดต่าง ๆ ทำให้สามารถคำนวณหาค่า TDF และ Therapeutic ratio ของ treatment schedule แบบต่าง ๆ ได้ อาจนำผลของการรักษาเหล่านั้นมาเปรียบเทียบกันได้ในอนาคต

## อ้างอิง


1. Atthakorn P, Unhanand S, Vootiprux V. Rectal dose measurements in radium and caesium insertion of carcinoma of the cervix at Siriraj Hospital. Thai J Radiol 1984 Oct; 21(2): 158-163
2. ICRU Report 38. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. 1 March, 1985.11
3. Suriyapee S, Kambhu P, Rojpornpradit P. Studying the dose distribution of afterloading radium applicator. Thai J Radiol 1983 Oct; 20(2): 75-80
4. Orton CG. Time-dose factors (TDFs) in brachytherapy. Br J Radiol 1974 Sep; 47 (561): 603-607
5. Ellis F. Low to high-dose rate by the TDF system high doserate afterloading in the treatment of cancer of the uterus. Br.J Radiol. Special Report No. 17.