วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

มะเร็งวิวัฒน์

ปีที่ 9 ฉบับที่ 1-3
Vol.9 No.1-3

มกราคม-ธันวาคม 2546
January-December 2003

พลอากาศตรี นายแพทย์เอกชัย วิเศษศิริ

Journal of the Society of Radiation Oncology of Thailand

ISSN 0859-2616

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
The Society of Radiation Oncology of Thailand

คณะกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ศ. พ.ญ. พิสมัย	อร่ามศรี	ที่ปรึกษา
ผศ. น.พ. ภิญโญ	กำภู ณ อยุธยา	
ศ. พ.ญ. สายสงวน	อุณหนันท์	
น.พ. สิริศักดิ์	ภูริพัฒน์	
ผศ. พ.ญ. สุรีย์	ฐิตะฐาน	
ศ. น.พ. ไพรัช	เทพมงคล	
ศ. พ.ญ. พวงทอง	ไกรพิบูลย์	
น.พ. พิศิษฐ์	ศิริสุข	
ผศ. พ.ญ. ประภัสสร	รัชตะปิติ	
รศ. น.พ. วิชาญ	หล่อวิทยา	
พล.อ.ต. น.พ.เอกชัย	วิเศษศิริ	นายกสมาคม
น.พ. ยงยุทธ	คงธนารัตน์	อุปนายก
รศ. พ.อ. ประมุข	พรหมรัตนพงศ์	เลขาธิการ
รศ. น.พ. วิชาญ	หล่อวิทยา	กรรมการฝ่ายวิเทศสัมพันธ์
พ.ญ. สมใจ	แดงประเสริฐ	เหรัญญิก
น.พ. อภิชาต	พานิชชีวลักษณ์	กรรมการฝ่ายวิชาการ
พ.ท. น.พ. ชนวัธน์	เทศะวิบุล	ปฏิคม
ศ. พ.ญ. ลักษณา	โพชนุกูล	กรรมการกลาง
ศ. พ.ญ. วิมล	สุขถมยา	กรรมการกลาง
รศ. พ.ญ. สุพัตรา	แสงรุจิ	กรรมการกลาง
พ.ญ. สายพิน	ตั้งครัชต์	กรรมการกลาง
น.พ. ศักดิ์พิศิษฎ์	นวสิริ	กรรมการกลาง
รศ. น.พ. ประเสริฐ	เลิศสงวนสินชัย	กรรมการกลาง
น.อ. น.พ. เกษม	จงศิริวัฒน์	กรรมการกลาง
รศ. พ.ญ. วุฒิสิริ	วีรสาร	กรรมการกลาง
พ.ท. น.พ. ธิติ	สว่างศิลป์	กรรมการกลาง
พ.ญ. ลดาวัลย์	นาควงษ์	กรรมการกลาง
ผศ. น.พ. ชลเกียรติ	ขอประเสริฐ	กรรมการกลาง

ขอมอบ... ของสมาคมฯ
หน่วยรังสีรักษาและเวชศาสตร์นิวเคลียร์

เนื่องมาจากปก

พลอากาศตรี นายแพทย์ เอกชัย วิเศษศิริ

วัน/เดือน/ปีเกิด	2 มีนาคม 2489	
สถานภาพสมรส	คู่	
ภรรยา	นาวาอากาศโทหญิง ทิพาพรรณ วิเศษศิริ	
ธิดา	นางสาว อภิรดี วิเศษศิริ	
บุตร	นาย พัชร วิเศษศิริ	
การศึกษาภายในประเทศ	2505	ร.ร.เซนต์คาเบรียล
	2507	ร.ร.เตรียมอุดมศึกษา
	2512	วิทยาศาสตรบัณฑิต มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
	2514	แพทยศาสตรบัณฑิต มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
	2537	อนุบัติบัตร แพทย์เฉพาะทางรังสีรักษา แพทยสภา
การศึกษาต่างประเทศ	2519-2523	Certificate in Radiation Therapy Rush Presbyterian St. Lukes Medical Center Chicago, Illinois, U.S.A.
	2524-2525	Certificate in Radiation Therapy Memorial Sloan Kettering Cancer Center New York, New York, U.S.A.
การศึกษาในกองทัพอากาศ	2518	ร.ร.นายทหารผู้บังคับฝูง รุ่นที่ 30
	2531	ร.ร.นายทหารบริหารสายแพทย์ชั้นสูง รุ่นที่ 4
	2538	วิทยาลัยการทัพอากาศ สอส. รุ่นที่ 30
ประวัติรับราชการ	2515	เรืออากาศเอก
	2521	นาวาอากาศตรี
	2525	นาวาอากาศโท
	2528	นาวาอากาศเอก
	2533	นาวาอากาศเอก (พิเศษ)
	2545	พลอากาศตรี
	2545	ข้าราชการบำนาญ
ตำแหน่งในอดีต	2528	ผอ.กตน. รพ.จันทรุเบกษา พอ.บนอ.
	2532	ผอ.กองรังสีกรรม รพ.ภูมิพลอดุลยเดช พอ.บนอ.
	2534	ประจำกรมแพทย์ทหารอากาศ กองบัญชาการสนับสนุนทหารอากาศ ช่วยราชการกองรังสีกรรม รพ.ภูมิพลอดุลยเดช พอ.บนอ.
ตำแหน่งในปัจจุบัน	**2543-2546**	**นายกสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย**

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

มะเร็งวิวัฒน์

ปีที่ 9 ฉบับที่ 1-3 มกราคม-ธันวาคม 2546 Vol.9 No.1-3 January-December 2003

สารบัญ

สารสนเทศสำหรับผู้เขียน

เรื่องที่จะตีพิมพ์

1. บทบรรณาธิการ (Editorial) เป็นบทแสดงความเห็นทางวิชาการหรือแนวทางการรักษา ศึกษาค้นคว้าวิจัยทางวิชาการที่ยังใหม่

2. นิพนธ์ต้นฉบับ (Original articles) และรายงานผู้ป่วย (Case report) ซึ่งเป็นผลงานทางการศึกษาหรือวิจัยของผู้เขียนเอง หรือรายงานผู้ป่วยที่น่าสนใจ

3. บทฟื้นฟูวิชาการ (Review articles) เป็นการรวบรวมสรุปหรือวิจารณ์ความก้าวหน้าทางวิชาการในเรื่องใดเรื่องหนึ่ง

4. ปกิณกะ (Miscellary) เป็นบทความทั่วไปเกี่ยวกับการแสดงความคิดเห็น ซักถามปัญหา หรือการรวบรวมบันทึกการอภิปราย บทคัดย่อวารสารที่น่าสนใจ ลักษณะจดหมายถึงบรรณาธิการ (Letter to editor)

เงื่อนไข

1. ต้นฉบับที่ส่งให้พิจารณาจะต้องไม่เคยตีพิมพ์ หรืออยู่ในระหว่างการตีพิมพ์ในวารสารเล่มอื่น

2. บทความและนิพนธ์ต้นฉบับ รวมทั้งการแสดงความคิดเห็นทั้งหมดเป็นผู้เขียนเองทั้งสิ้น

3. คณะบรรณาธิการไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป

การเตรียมต้นฉบับ

1. ต้นฉบับควรพิมพ์หน้าเดียว อาจเป็นภาษาไทยหรืออังกฤษก็ได้ และขอให้ส่งแผ่น Diskette หรือแผ่น CD-R แนบมาด้วย โดยใช้โปรแกรม Microsoft Word ในการพิมพ์ ขนาดตัวหนังสือ 15 พอยต์

2. บทความประเภทนิพนธ์ต้นฉบับและรายงานผู้ป่วย จะต้องมีบทคัดย่อทั้งภาษาไทยและอังกฤษ

3. บทความประเภทนิพนธ์ต้นฉบับและรายงานผู้ป่วย บทฟื้นฟูวิชาการ จะต้องมีเอกสารอ้างอิงสำหรับข้อมูลที่อ้างถึงในบทความนั้น

4. การอ้างอิงเอกสารในบทความ ให้ใช้ระบบตัวเลขยกระดับอยู่เหนือข้อความที่อ้างอิงในเนื้อเรื่อง และเอกสารที่อ้างถึงในบทความนั้น

วารสาร

วารสารภาษาอังกฤษ รายชื่อผู้แต่ง ให้เริ่มจากนามสกุลเต็ม ชื่อย่อ ในกรณีที่มีมากกว่า 6 คน ให้ใช้ชื่อ 3 คนแรก ตามด้วย et al. ซึ่งบทความ ชื่อวารสาร ให้ใช้คำย่อตาม Index Medicus ปี; ปีที่: หน้า

วารสารภาษาไทย รายชื่อผู้แต่ง ให้ใช้ชื่อ นามสกุลเดิม และชื่อวารสารเต็ม

หนังสือ

ชื่อผู้แต่ง ชื่อเรื่อง พิมพ์ครั้งที่ สถานที่พิมพ์ สำนักพิมพ์ ปี หน้า

การอ้างเฉพาะบทใดบทหนึ่งในหนังสือ ให้เริ่มชื่อผู้แต่ง ชื่อเรื่อง In : ชื่อบรรณาธิการ ชื่อหนังสือ สถานที่พิมพ์ สำนักพิมพ์ ปี หน้า

5. ตารางหรือรูปประกอบบทความควรชัดเจนและมีขนาดใหญ่พอสมควร รูปประกอบอาจบันทึกแยกไว้ใน File รูปประกอบ (ในสกุล TIFF/JPEG/EPS/PDF) หรือติดบนกระดาษแยกต่างหาก พร้อมกับคำบรรยายไว้ข้างใต้ ส่วนในเนื้อเรื่องให้เว้นที่ว่างและเขียนแจ้งกำหนดบริเวณที่ควรใส่ตารางหรือรูปที่ต้องการ

บรรณาธิการแถลง

ปกของวารสารมะเร็งวิวัฒน์ฉบับนี้ได้รับเกียรติจาก พลอากาศตรี นายแพทย์เอกชัย วิเศษศิริ นายกสมาคมรังสีรักษาฯ คนปัจจุบัน ซึ่งดำรงตำแหน่งเป็นสมัยที่ 2 แล้ว

บทความในฉบับนี้มีหลากหลาย ทั้งจากต่างประเทศและในประเทศ และได้ลงบทคัดย่อผลงานที่สมาชิกสมาคมได้ไปรายงานที่ประชุม ECCO 12 ที่กรุงโคเปนเฮเกน ประเทศเดนมาร์ก 21-25 กันยายน 2546 มาด้วย เพื่อสมาชิกจะได้ทราบกันถ้วนหน้า และถ้าท่านใดยังมีผลงานไปเสนอในต่างประเทศอีก โปรดส่งบทคัดย่อมาให้ทางคณะบรรณาธิการ จะได้เผยแพร่ต่อไป

ทางคณะบรรณาธิการ ยังใคร่ขอความกรุณาจากสมาชิกส่งบทความเพื่อวารสารจะได้ออกได้อย่างสม่ำเสมอกว่านี้

ขอขอบพระคุณผู้นิพนธ์ต้นฉบับทุกท่าน

บรรณาธิการ

ประวัติหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช

■ พลอากาศตรี นายแพทย์เอกชัย วิเศษศิริ

หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา รพ.ภูมิพลอดุลยเดช ถือกำเนิดขึ้นเมื่อปี พ.ศ. 2506 โดยผู้ก่อตั้งหน่วยคือ พล.อ.ท.ระวิง สมบูรณวณิชย์ ชื่อหน่วยเมื่อแรกตั้งคือ "หน่วยรังสีบำบัด" และมีแพทย์ทางรังสีรักษา 2 ท่าน คือ พล.อ.ท.ระวิง สมบูรณวณิชย์ และ น.อ.ล้วน วะน้ำค้าง โดยในสมัยนั้นเรียกว่า "รัศมีแพทย์" เมื่อแรกตั้ง มีเครื่องฉายรังสี โคบอลต์-60 1 เครื่อง (Picker C-9) โดยเป็นเครื่องมือที่ได้รับความช่วยเหลือแบบให้เปล่าจากประเทศสหรัฐอเมริกา

ต่อมา หน่วยฯ ได้มีการพัฒนาทั้งในเรื่องบุคลากร และเครื่องมืออุปกรณ์เป็นลำดับ โดยในปัจจุบัน หน่วยฯ มีขีดความสามารถในการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งได้ทุกชนิด ให้การรักษาทั้งแบบ External beam และ Brachytherapy สามารถฉายรังสีผู้ป่วยต่อวันได้สูงถึง 100 ราย ปริมาณผู้ป่วยใหม่ต่อปีประมาณ 700 ราย โดยมีระยะเวลารอคิวฉายรังสีไม่เกิน 10 วันทำการ

แม้ว่า รพ.ภูมิพลอดุลยเดช จะเป็นโรงพยาบาลในสังกัดกระทรวงกลาโหม แต่ผู้ป่วยกว่าร้อยละ 70 ของหน่วยฯ เป็นพลเรือน และเนื่องจากเป็นโรงพยาบาลเดียวในเขตกรุงเทพมหานครทางทิศเหนือที่มีความพร้อมทางด้านรังสีรักษา และเป็นโรงพยาบาลที่เข้าร่วมในโครงการประกันสังคมและโครงการหลักประกันสุขภาพถ้วนหน้า หน่วยฯ จึงเป็นศูนย์รับการส่งต่อผู้ป่วยที่มีความจำเป็นต้องรับการรักษาด้วยรังสีรักษาจากโรงพยาบาลโดยรอบ

ปัจจุบัน หน่วยรังสีรักษา รพ.ภูมิพลอดุลยเดช ให้บริการด้วยเครื่องฉายรังสีเร่งอนุภาค, เครื่องฉายรังสีโคบอลต์, เครื่องจำลองการรักษา, เครื่องใส่แร่, เครื่องวางแผนการรักษา 3 มิติ และเครื่องบังคับลำรังสี Micromultileaf

บุคลากรทางการแพทย์ในหน่วยรังสีรักษา กองรังสีกรรม ประกอบด้วย

รังสีรักษาแพทย์	5	คน
นักฟิสิกส์การแพทย์	2	คน
นักรังสีการแพทย์	4	คน
พยาบาลวิชาชีพ	5	คน
ผู้ช่วยพยาบาล	1	คน
เจ้าหน้าที่ทั่วไป	6	คน

กองรังสีกรรม รพ.ภูมิพลอดุลยเดช

ผู้อำนวยการกอง น.อ.หญิง ปิยนาถ กมลโชติ

หน่วยรังสีรักษา กองรังสีกรรม

ที่ปรึกษา	พล.อ.ต. เอกชัย	วิเศษศิริ
หัวหน้าหน่วย	น.อ. เกษม	จงศิริวัฒน์
รังสีรักษาแพทย์	น.ท.หญิง ชฎา	พันธุ์เจริญ
	น.ท. วัชราวุธ	มะลิกุล
	แพทย์หญิง อภิรดี	ศรีสุเทพ
	น.ต.หญิง ศรัญญา	

Linear Accelerators in Radiotherapy: A Brief Introduction to Physical and Technical Design Features.

■ **J. M. Jensen, B. Kimmig**
Dept. of Radiooncology (Dir.: Prof. Dr. B. Kimmig)
University of Kiel Medical School, Kiel, Germany

■ **S. Wanwilairat, V. Lorvidhaya**
Dept. of Therapeutic Radiology and Oncology
(Dir.: Prof. V. Lorvidhaya)
Chiang Mai University Hospital, Chiang Mai, Thailand

ABSTRACT

The most widely used instrument in radiotherapy treatment is the linear accelerator. Since the first introduction into radiotherapy in 1952 a tremendous technical and physical development took place. It started with a stationary röntgen-like megavoltage equipment and is presently a web-like network including a computerized dynamically operating multi-modality linear accelerator. New components, such as asymmetrical jaws, multi-leaf collimator, virtual wedge, double-photon and multi-electron capability, high dose rates, automatic set-up and dynamical beam delivery, etc., improve machine handling and treatment of patients significantly. At present only three vendors offering medical linear accelerators with quite different technical solutions to produce useful electron and photon beams.

KEYWORDS:

radiotherapy, linear accelerator,

INTRODUCTION

Since the early 50th of the last century linear accelerators are in use in radiotherapy for treating cancer patients. The first examples of this type were quite cumbersome in use because of size, limited maneuverability and susceptibility to interference, especially the electronic components as well as vacuum pumps.

In this early times also Co-60-units, betatrons and Van-de-Graaf accelerators were in clinical operation. But technical and physical developments and clinical demands forced the broad introduction of microwave linear accelerators into radiotherapy practice (Tab. 1).

Item	Invention or initiation	Country	First installation
Microwave cavities	1934	U.S.	-
Klystron	1937	U.S.	-
Magnetron	1939	U.K.	-
Microwave linac	1945-47	U.K./U.S.	-
Multi-megawatt klystron	1947-52	U.S.	-
Radiotherapy linacs:			
Stationary X-ray	1948	U.K.	1952
Orientable X-ray	1949	U.K.	1953
Orientable X-ray	1950	U.S.	1955
Stationary electrons	1952	U.S.	1955
360° isocentric X-ray	1958	U.S.	1962
Dual photon energies plus electrons	-	U.K.	1965
Double achr. bent beam, dual X-ray energy plus electrons	-	U.S.	1979
Sputter ion pump (getter p.)	1956	U.S.	-
SW acc. guide	1958	U.S.	-
Double achrom. bend. magn.	1963	U.S.	-
In-line 6 MeV-X-ray	-	U.S.	1977
Multi-leaf-collimator	1975	J/S	1985

Tab. 1 *Brief chronologically technical developments.*

The main components of a medical linear accelerator are: accelerator guide, cathode, modulator, magnetron or klystron, vacuum and cooling system, bending magnet, flattening filter and scattering foils, beam shaping devices, monitor chamber, auxiliary electronic cabinet, power supplies, and beam steering system.

For easier steering, controlling and hand ling of the system "linear accelerator" and for recording and verifying patient treatment data, the whole system is computerized and part of a network containing all relevant radiotherapy subsystems. In total the medical linear accelerator is a highly sophisticated and in general a reliable tool to treat cancer patients in the low, medium and high photon and electron energy mode.

CLINICAL REQUIREMENTS.

The main aim of curative radiotherapy is to devitalize tumor cells without excessive damage of surrounding tissue. Taking into account human anatomy as well as radiobiological insights, these basic goals require specific high precision of linear accelerator performance, ease of precise patient set-up and thorough quality assurance procedures (Tab. 2).

Item	Major criteria
Precise delivered dose throughout target volume	Flatness and stability of field vs. gantry angle and field size Stability of penetrative quality
Precise dimensions of target volume	Spatial precision of machine and beam
Minimal dose to normal tissue	Slope of fall-off of electron depth dose Sharpness of dose profile shoulder Scatter from beam modifiers
Wide variety of radiation modality	Low and high X-ray energies Low and high electron energies Small to large field sizes
Reliability	Minimal unscheduled down time
Moderate time to irradiate	High dose rate
Patient safety	Radiation injury avoidance Mechanical injury avoidance

Tab. 2 *Clinical requirements and medical linear accelerator design features.*

The linear accelerator performance includes precise position, orientation and size of treatment fields, wide variety of radiation modalities, compactness of machine, high dose rate with large fields, dose precision, treatment beam stability, uniform X-ray treatment beams with minimal contamination, uniform electron treatment beams with minimal contamination, energy stability, stable parameters during the initial seconds of treatment, and during rotation of gantry. Beside this clinical requirements special attention should be drawn to internal machine security philosophy, service, maintenance and repairing costs and possibilities.

BRIEF DESCRIPTION OF BASIC COMPONENTS.

A radiotherapy linear accelerator consists of several thousand of single parts and components. But fortunately it is not necessary to understand how each part works in detail in order to have a basic understanding of how an accelerator works. The main components can be combined to 8 groups: accelerator guide including gun, vacuum system and cooling system; RF-system; bending magnet; treatment head with target, scattering foils, monitor chamber, and collimator system; power supplies and auxiliary electronics; patien support assembly; control consoles; control computer (Fig. 1).

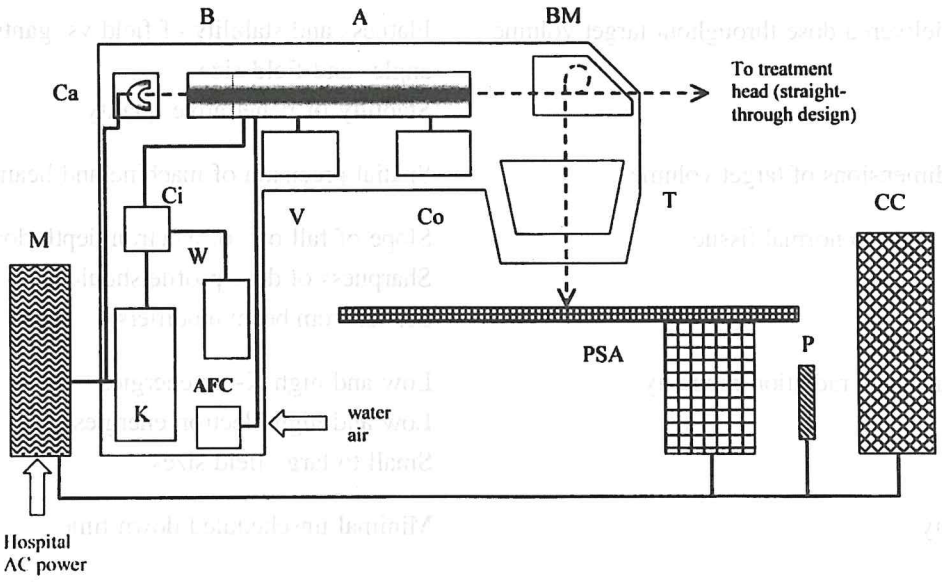


Fig. 1 *Main components of a linear electron accelerator*

M: Modulator; K: Klystron or magnetron; AFC: Automatic frequency control; Ci: Circulator; W: Water load; Ca: Cathode; B: Buncher section of acc. guide; A: Accelerator section of acc. guide; V: Vacuum system; Co: Cooling system; BM: Bending magnet; T: Treatment head; PSA: Patient support assembly (treatment couch); P: Hand pendant; CC: Control console.

The major component of a microwave linear accelerator is the so called waveguide. The waveguide is composed of a number of specially shaped copper microwave resonant cavities, that have been brazed together to form a single structure. The total length will vary from 30 cm to 250 cm, depending on the final electron energy and the type of structure utilized. Two different modes of accelerating the electrons are in use: traveling wave (TW) and standing wave (SW). The microwave for accelerating the electrons along the central axis of the waveguide structure is produced either by a magnetron or a klystron, which needs a separate oscillator. This RF-power sources operate at about 3 GHz, which is equivalent to a wavelength of 10 cm and is called S-band. This value characterizes also the length of the neighbouring cavities of the waveguide. These cavities have to couple and distribute microwave power between adjacent cavities, and provide an E-field with suitable axial distribution for accelerating electrons. Electrons injected along the axis of the structure would be accelerated by the moving E-field pattern. The phase velocity of wave exceeds that of light and is therefore unsuitable for accelerating charged particles. The wave is slowed down by inserting washerlike disks into the waveguide, so that the wave stays in step with the accelerated electrons. The shape of the resonant cavities, the fabrica tion technique, the method of injection of the electrons and the RF-power into the wave guide varies depending on manufacturer, but all structures are of two types: travelling wave or standing wave. Both show some common characteristics: The waveguide has two different regions, the buncher section and the accelerating sections. The continuously injected electrons are preaccelerated (≈18...50 keV) and grouped or bunched in the first section, and are accelerated up to the final energy in the second section. The energy E of the electrons emerging from an accelerator guide is given by the load line equation:

$$E = -A \cdot i + B \cdot (P \cdot L \cdot Z)^{1/2}$$

A, B	constants,
i	beam current,
P	RF power,
L	length of accelerating structure,
Z	impedance of structure.

Because of special internal structure features the Z-values of SW-type accelerators are about twice as high as in TW-structures: 100 ... 120 MΩ/m. In a TW-structure the RF-power is fed into the gun end of the accelerator guide and travels down to the end, where any excess power is dissipated in an absorbing load or recirculated for reuse. The electric field maxima are traveling down the structure, the electrons are riding on the crest of the wave and both are passing the same aperture holes that connect one resonant cavity to the next. This is a design conflict, because electrons and RF need different diameter for optimal transport.

In a SW-type accelerator the internal structure allows the RF to be reflected at both ends. This results in establishing nodal points and electric field maxima. Resonance cavities

containing the nodal points show a net electric field of zero, and do not participate in accelerat ing the electrons. Therefore these cavities can be moved off the centerline and thereby reducing the length of the structure. Off axis cavities and accelerating cavities can be optimized in shape for transport of RF power or accelerating electrons. In total a SW-guide is much more compact, shows a more efficient use of RF power, and in excess a 30 cm SW-guide allows electron energies of 6 MeV.

Both, the RF-power source and the gun or cathode are pulsed by the modulator: high voltage pulses at a rate of a few hundreds pulses per second synchronously power the cathode and the klystron or magnetron. These devices employ a number of RF cavities either in a circle (magnetron) or in a straight line (klystron) to produce pulsed high power RF, 2.5 ... 7.5 MW, which is fed via hollow metallic tube into the accelerator guide. Because this power can't be delivered continuously the RF-devices are pulsed: pulse width ca. 1 ... 5 μs; pulse interval 1 ... 5 ms.

The electron gun can be either a diode or a triode, in which the grid can be used to control the injected electron current, and hence, the dose rate. In commercially available linear accelerators the gun constructions are of different types: simple tungsten spirals, or bariumoxide coated concave surface emission type; directly or indirectly heated. The directly heated tungsten spiral tends to change mechanical form and emission characteristics during life time, which influences treatment beam parameter, such as symmetry or electron energy. As a consequence QA measurements are more time consuming than on machines equipped with other types of cathodes. In commercially available accelerators the gun and also the vacuum pumps are attached permanently to the accelerator guide, or are demountable for easy and cost-saving replacement.

In early linear accelerators the vacuum pumps have been of oil-diffusion type with the disadvantage of restrict rotation capability in clinical routine. Since the early 60th of the last century all linear accelerators are equipped with sputter ion pumps to maintain pressures lower than 10^{-7} hPa to prevent arcing within the RF source and the accelerating guide, and to increase cathode life time.

For a stable output of a linear accelerator in terms of energy, dose rate, symmetry and flatness two additional auxiliary systems are necessary: the automatic frequency control and the cooling system. The resonance frequency of approximately 3 GHz should coincide exactly with the dimensions of the resonant cavities, i.e. the temperature stability along the guide should be better than $\pm$ 0.5°C and the frequency excursions limited to $\pm$ 20 kHz.

To reduce mechanical and temperature stress to all parts of the accelerator it is recommended to keep the internal machine temperature constant, for instance at 40°C for day and night.

To vary the output energy of the electrons various techniques have been developed (Tab. 3). Especially in photon mode a high beam current is important to realize an accept

able clinical dose rate of at least 2 Gy/min, also when wedges are in use (Tab. 4). As a rule of thumb the following formula can be taken to estimate dose rate at isocenter distance for an unflattened field:

	Method	Structure	Advantage	Disadvantage
1.	Vary rf power and/or beam loading	single-section	simple	rapid spectrum deterioration
2.	Detune rf signal and/or accelerator cavity	single-section	simple	unstable and limited range
3.	Combination of two accelerators with phase shifter and attenuator	two-section	energy variable in wide range	complex
4.	Combination of single accelerator with 180^{o} bend magnet	single-section but double-path	high energy gain per given rf power	complex and limited range
5.	Energy switch	single-section	wide energy range without degradation of spectrum	add. component

Tab. 3 *Various techniques for varying the output electron energy.*

X - rays				Electrons			
E [MeV-X]	I_B (av) [μA]	T_F [%]	DR [cGy/min]	E [MeV]	I_B (av) [nA]	F_{Sc} [mil]	DR [cGy/min]
4	200	45	200				
6	100	35	400	6	100	3 Ta	500
10	70	30	500	9	97	8 Pb	500
15	50	25	500	12	67	+	500
18	30	18	500	16	42	7 Al	500
						button	
25	20	10	500	20	30		500

Tab. 4 *Linear accelerator operating parameters.*
E : Energy; I_B (av) : average beam current; T_F : Filter transmission; DR : Dose rate; F_{Sc} : Scatter foil.

$D_x = k \cdot i_{AV} \cdot V^n$ [cGy/min],

valid for 4 MeV-X ... 35 MeV-X : $k = 0.07$; $3 \geq n \geq 2.5$,

i_{AV} : average beam current [μA] ,

V : electron beam energy [MeV] .

The dose rate estimation in electron mode is done by the formula:

$D_e = 1.1 \cdot i_{AV} \cdot 10^7/A$ [cGy/min] ,

i_{AV} : average electron beam current [μA] ,

A : field area [cm^2] .

It is obvious, that the beam current has to be increased by 10^3 when switching from electron to photon mode. Only a narrow electron energy spectra guarantees a sufficient transmission rate through the bending system.

All techniques to vary electron energies show advantages, but also serious disadvantages, especially the degradation of output electron spectrum when switching to the low photon beam mode. The reason is the design of the buncher section optimized for only one specific electron energy (Fig. 2; Fig. 3) and the physics of producing bremsstrahlung:

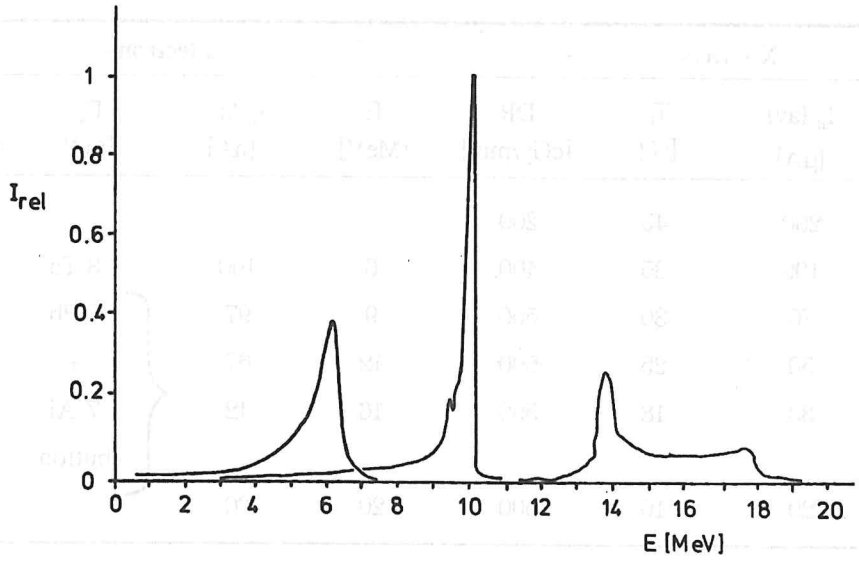


Fig. 2 Deterioration of energy spectrum by beam loading and/or power variation. Beam loading: (left) heavy; (centre) optimal; (right) light.

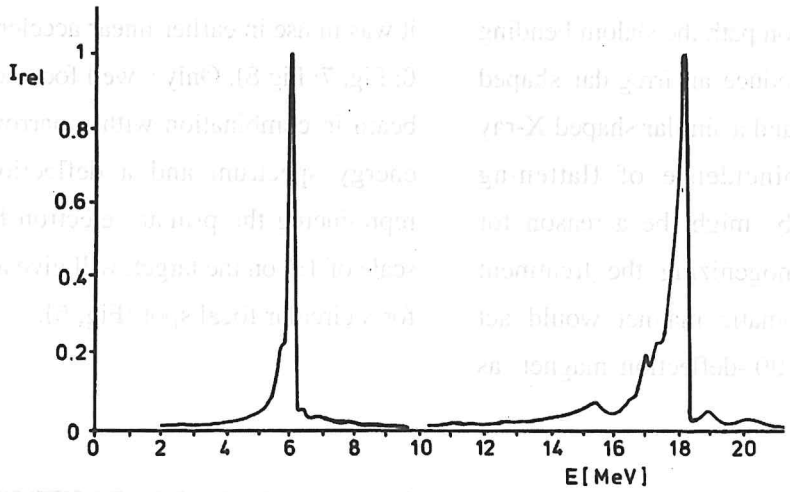


Fig. 3 *Energy spectra of electron beam in microwave switched 6 and 18 MeV-X-ray modes.*

$$I \sim C \cdot E^{2.7},$$

I relative intensity,

C constant,

E energy of electrons.

In electron mode this degradation of spectrum is no problem, because of the low beam current: mechanical slits within the bending system are normally set for a transmission of ±3% of the mean electron energy, and the metal used is tungsten with a melting point of about 3410°C. Additionally the slits as well as the target for X-ray production are part of the cooling system.

As all dual photon energy accelerators are optimized to deliver a high energy photon beam (10 ... 18 MeV-X), the main problem is the handling of the high beam current for the low energy photon beam (4 ... 6 MeV-X). The solution (5) in Tab. 3 ("energy switch") utilizes an air-pressure driven mechanical post to change coupling between adjacent accelerator cavities. The electric field in the buncher section is not affected and hence the narrow electron energy spectrum is capable for low and high energy X-ray beams, as well as a high dose rate for both energies.

For bending of the electron beam two different types of magnets are in use in commercially available linear accelerators: 270°-deflection magnet and slalom magnet. Both systems are achromatic. This means, that regardless of their energy over a certain range the distribution and orientation of rays in the electron beam bundle is the same after the bend as before. In combination with a not well designed focussing of the electron beam

along the acceleration path the slalom bending system tends to produce an irregular shaped focal spot (Fig. 4) and a similar shaped X-ray lobe. The non-coincidence of flattening filter and x-ray lobe might be a reason for difficulties in homogenizing the treatment field. A non-achromatic magnet would act like a prism, or a 90°-deflection magnet, as it was in use in earlier linear accelerators (Fig. 6; Fig. 7; Fig 8). Only a well focussed electron beam in combination with a narrow electron energy spectrum and a deflection magnet reproducing the primary electron beam on a scale of 1:1 on the target, will give a guarantee for a circular focal spot (Fig. 5).

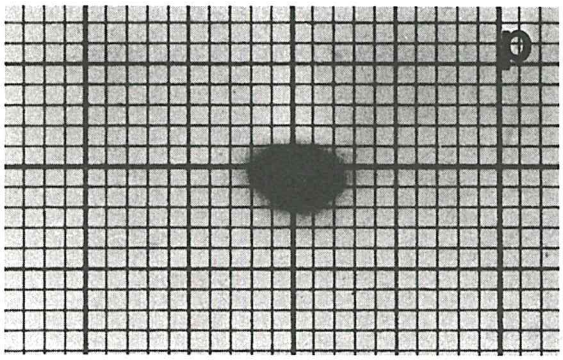


Fig. 4 *Focal spot : irregular shape.*

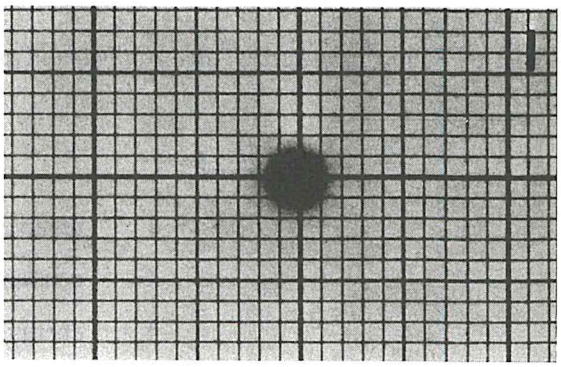


Fig. 5 *Focal spot : circular shape.*

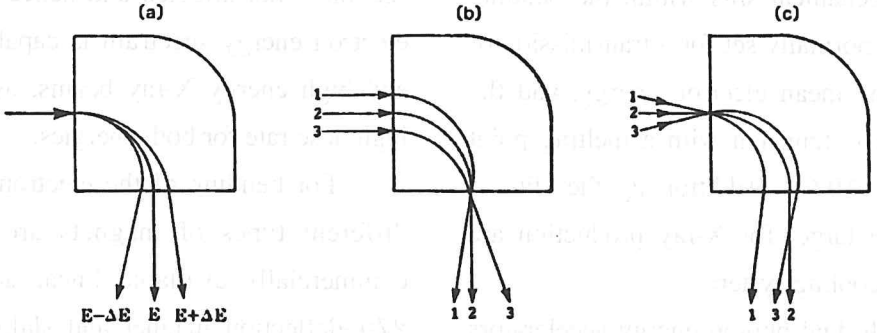


Fig. 6 *90° -bending magnet system.*

a. Energy spread; b. Radial displacement; c. Radial divergence.

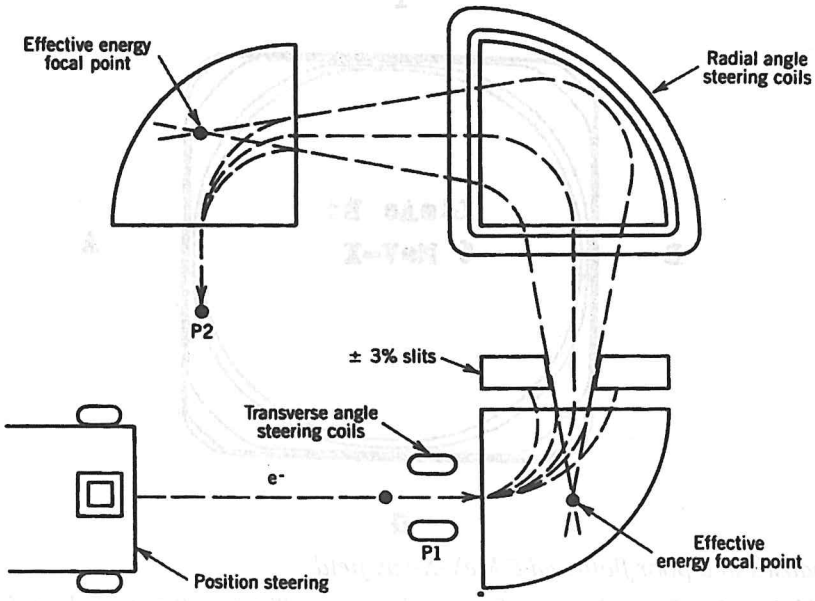


Fig. 7 *270° -bending magnet system.*

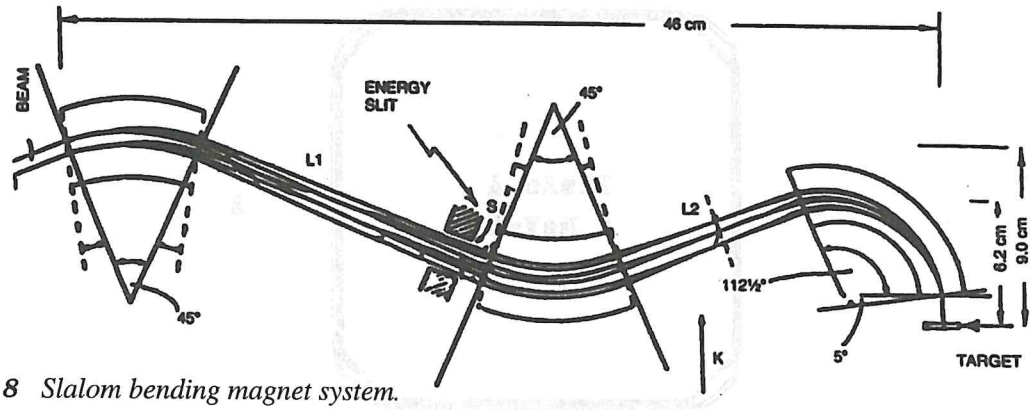


Fig. 8 *Slalom bending magnet system.*

When X-rays are produced in the target, they emerge in a forward directed lobe whose intensity distribution must be flattened for clinical use by a circularly symmetrical-shaped metal absorber, called flattening filter. Height and diameter of such a filter depend on material, beam energy and field area to be flattened. The absorbance varies from about 4 to 10 for X-ray energies of 6 to 18 MeV. About 80 % of the maximum field dimensions along the major axis and about 60 % along the diagonals have to be flattened and should fulfill the symmetry requirements stated in national and international recommendations. A closer look at maximum field size isodoses reveals large differences in flattening capabilities of different vendors of medical linear accelerators (Fig. 9; Fig. 10).

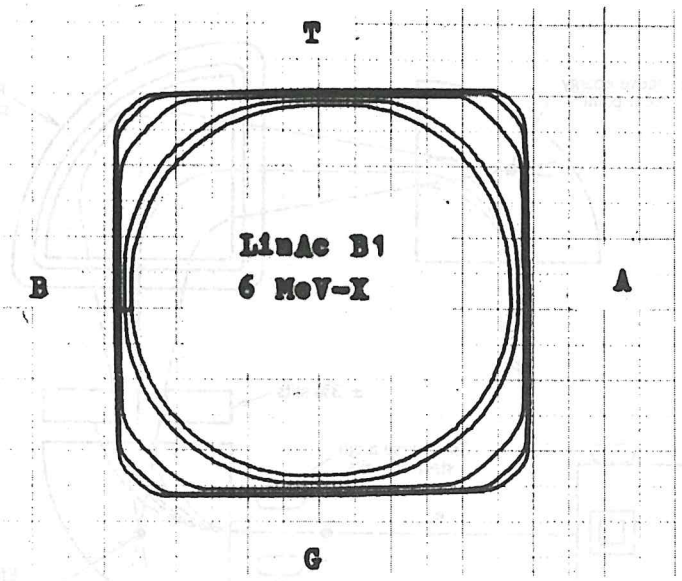


Fig. 9 *Isodoses in a poor flattened 6 MeV-X-ray field.*
Field size: 40 x 40 cm^2; Diameter of projected primary collimator: 49.5 cm; Isodoses: 90%; 80%; 50%; 20%; 10%; A, B, G, T: left-, right-, gun- and target direction.

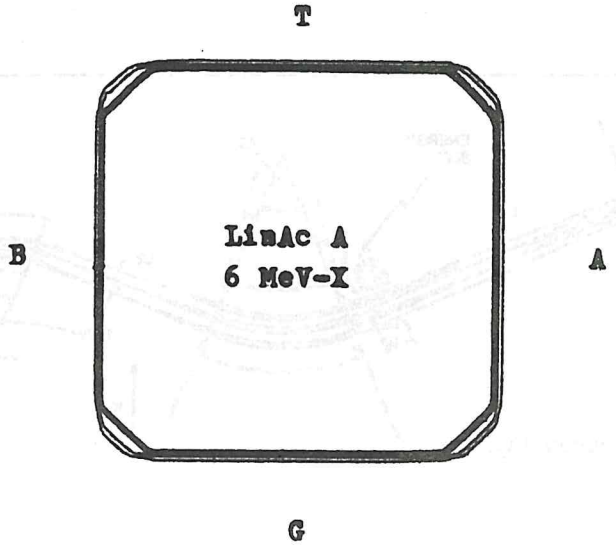


Fig. 10 *Isodoses in a well flattened 6 MeV-X-ray field*
Explanation: see Fig. 9

Electrons used directly for treatment are scattered by thin metallic foils and finally limited in spread by special applicators defining the clinical field size.

For field defining in photon mode the linear accelerator has two sets of independently adjustable jaws, that allow rectangular, square and asymmetrical field sizes with different overtravel across centerline for the X- and Y-collimator. This collimator should typically absorb more than 99.5% of the radiation to protect the patient from unwanted irradiation outside of the target volume.

To create an individually shaped treatment field linear accelerators are equipped with a multi-leaf collimator (MLC) consisting of 80 individually movable jaws with a projected width at isocenter of 1.0 cm. Special MLCs are available for small field treatments.

Three vendors offering three types of MLCs: replacement of the upper (1) or the lower jaws (2) or as an add-on-system (3). The practical use of MLCs and the introduction into daily routine is still under development: static use to replace blocks and apply sub-fields in IMRT-techniques; dynamical use in conformal treatment and dynamic IMRT.

One of the most important components of the system "linear accelerator" from the patient's security point of view is the monitor chamber as part of the beam steering system. There are three different types of beam steering and control philosophies implemented in commercially available medical linear accelerators: (1) stable subsystems; selected steps of beam energy and doserate; feed back control. (2) feed back control depending on computer based look-up tables. (3) well aligned equipment; oversized parameter (beam current; RF-power; energy spread; etc.); minimum feed-back control, because of low sensitivity for deviations in parameter set (Fig. 12). All three solutions have one component in common: the dose monitor chamber for measuring dose, dose rate, symmetry, flatness and in some cases the constancy of energy. For this purpose the flat ionization chamber is segmented to deliver individual signals for a number of treatment beam and field parameters. At least two independent means of terminating the radiation are provided, because the primary system could fail: This is called "dual dosimetry". When monitor chambers show an appropriate additional segmentation, the capability of detecting beam misalignment and energy variation is given (Fig. 11).

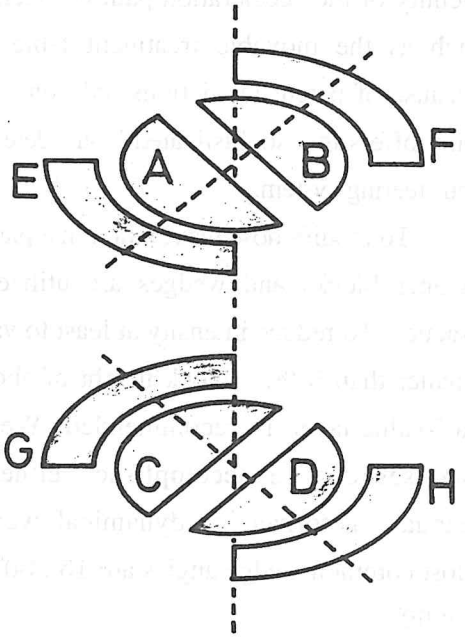


Fig. 11 Monitor chamber segmentation to detect shift-, angle- and energy error in photon lobe or scattered electron beam.

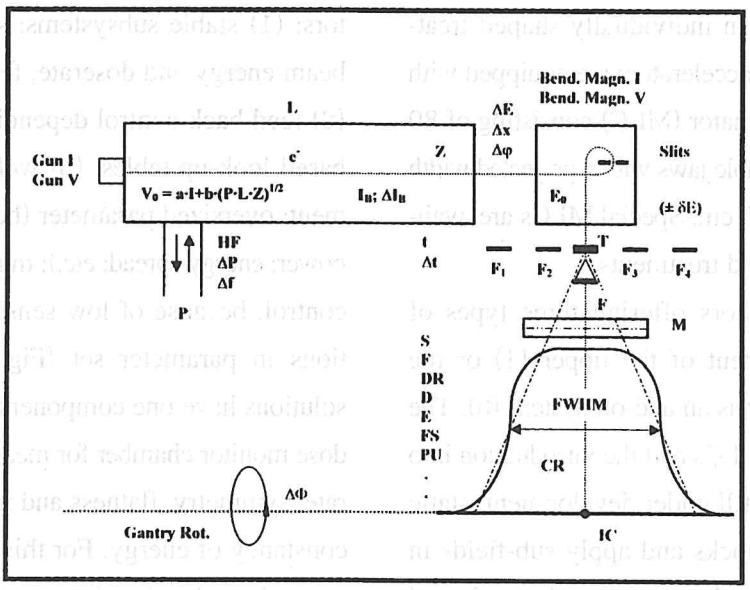


Fig. 12 *Basic acceleration parameter and treatment beam data.*
The abbreviations and explanations are self-explanatory.

Some dosimetry systems contain circuitries that feed back signals to steering coils to dynamically repositioning of the virgin electron beam to apply uniform treatment fields to the patient. For this purpose the system should be capable to detect selectively the three main errors of the primary electron beam hitting the target for X-ray production: (1) shift error; (2) angle error; (3) energy error. An optimal aligned electron beam results in a flat and symmetrical treatment field profile. The angle error influences the dose profile comparable to a wedge, the shift error causes a step in transversal distribution, additionally the whole profile is moved aside. Pairs of segments at the edges of the field and in the center are necessary for the selective identification of beam misalignments along the transversal and radial axis. Different combinations of center and peripheral segments are in some cases in addition used for energy control. To minimize field distortions such feed back systems are mandatory, also to compensate for the influence of ferromagnetic material in the vicinity of the acceleration path of electrons, such as the movable treatment table. But because of patent restrictions only one company offers this sophisticated beam detection and steering system.

To modify dose distribution in a planned manner blocks and wedges are utilized in practice. To reduce intensity at least to values smaller than 5 %, a block height of about 5 half-value-layer is recommended. Wedged isodoses can be accomplished either by manual, motorized or dynamical wedges. Most common wedge angles are 15°, 30°, 45° and 60°.

For convenience of the patient the treatment table (or patient support assembly PSA) should be capable of some minimum basic movements, to avoid restrictions in beam directions with regard to the patient: up and down (ca. 50 ... 170 cm above floor); right and left (± 25 cm); in and out (± 75 cm); rotation (± 90°); isocenter overtravel (>110 cm). Movable or C-shaped bars in the region of the isocenter guarantee an open dorsal view and an undisturbed treatment field, when table top is made of carbon fiber. Various accessories are available for all types of PSA for fixation of the patient.

To run such a high sophisticated complex unit, four minimum basic requirements are necessary: (1) stable and continuous public power supply; (2) air-conditioning to remove heat from treatment room; (3) cooling water system to stabilize internal temperature; (4) highly skilled and trained staff (physicists; technologists; dosimetrists; radiotherapists).

FUTURE DEVELOPMENTS AND TRENDS.

As mentioned above the medical linear accelerator is part of a complex radiotherapy network existing of a large number of components: (1) linear accelerator including accessories; (2) water phantom; (3) dosimetry system; (4) treatment planning system; (5) simulator; (6) computer tomopraph; (7) magnetic resonance tomograph; (8) virtual simulation unit; (9) auxiliary equipment for patient fixation; (10) hospital network; (11) hospital administration and billing department; (12) radiotherapy network.

The basic ideas of the linear accelerator have been developed some decades ago, but the computerization of some parts of the system "linear accelerator" has been added in last decade of the last century, because it made sense to have first a stable running and well designed linear accelerator and only just then add computer-steering and controlling. Some vendors had the idea to realize it the other way round. As a result only three companies survived in this special market.

Recent developments focus on automation and computer-controlling of beam delivery and dose application. In the same time the diagnostic possibilities to detect and to contour the tumour by visualization tools, such as CT, MRI, nuclear medicine, virtual simulation, reconstruction and contrast enhancement tools for CT, and ultra sound, grow tremendously. But nevertheless it is one of the biggest challenges for the future, to increase the biological and medical knowledge and information about tumour and healthy tissue for an adequate therapy for curing cancer patients. Individual information as well as topographical data of tumour, healthy tissue and organs at risk have to be investigated for the individual cancer patient. Otherwise 3-D calculation, biological dose planning and application of dose, high conformal irradiation techniques and intensity modulated radiotherapy have to be introduced and applied quite carefully in daily routine, because misapplication, over- or underdosage

with fatal consequences for the patient might be the result, since some basic biological related data are not known well in the moment. This was stated centuries ago by the French philosopher Voltaire defining his point of view about medical doctors: *A physician is a person, who pours drugs, of which he knows little, into a body, of which he knows less!*

LITERATURE

E. Dally: Information on Radiation Therapy: Comparison of Mevatron KD and Clinac 1800. Target-Siemens No. 4, 10/1985

E. Ginzton, C. S. Nunan: History of microwave electron linear accelerators for radiotherapy. Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys. 11, 205-216 (1985)

D. Goer: Medical linear accelerators. In: Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, J. G. Webster (Ed.), Vol. 3, 1772-1800 (1988)

D. Greene: Linear accelerators for Radiation Therapy. Medical Physics Handbook 17, Bristol 1986

HEW Publication (FDA) 76-8027: The Use of Electron Linear Accelerators in Medical Radiation Therapy: Physical Characteristics. San Diego, CA, USA 1980

J. M. Jensen: Anforderungen an Transmissions-Ionisationskammern in medizinischen Linearbeschleunigern. Medizintechnik 113, 171-79 (1993)

C. J. Karzmark: Advances in linear accelerator design for radiotherapy. Med. Phys. 11, 105-128 (1984)

C. J. Karzmark, R. J. Morton: A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy. Medical Physics Publ. Corp. Madison, WI, 1989

C. J. Karzmark, C. S. Nunan, E. Tanabe: Medical Electron Accelerators. New York 1993

C. J. Karzmark, N. C. Pering: Electron linear accelerators for radiation therapy: History principles and contemporarly developments. Phys. Med. Biol. 18, 321-54 (1973)

C. S. Nunan: Design and performance criteria for medical electron accelerators. Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. 10/11, 881-87 (1985)

C. Nunan: Criteria for optimal design of modern multi-mode medical linear accelerators. Proc. 12th Varian Users Meeting, Pebble Beach, Ca., 1988

J. A. Purdy, D. A. Goer: Dual energy X-ray beam accelerators in radiation therapy: An overview. Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. B10, 1090-95 (1985)

E. Tanabe, R. W. Hamm: Compact multi-energy electron linear accelerators. Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. B10/11, 871-76 (1985)

การวัดปริมาณรังสีดูดกลืนที่ต่อมธัยรอยด์ โดยใช้ ทีแอลดี
Measurement of absorbed dose to the thyroid by using TLD

■ จินตนา เหล่าไพบูลย์, เรวัฒน์ เหล่าไพบูลย์
ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์
มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี

■ พงศธร ศุภอรรถกร พบ., ศิริวัฒน์ นนทะชาติ, ธีระเดช สมเมือง, ผกาทิพย์ ทองพันธ์
กลุ่มงานรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา
ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี

ABSTRACT

This research uses a thermoluminescent dosimeter (TLD ; LiF) to measure the dosage of gamma radiation at the thyroid of patients who had cancer in the head and neck area. The prescribed treatment plan was gamma radiation from Co-60 source : 50 Gy in five weeks. (10 Gy/week). The sample used in this research was 18 cancer patients. The thyroid was in the direct beam for treatments to the head and neck and received a large portion of the dosage. The cases studied in this research showed that the thyroid received 43 $\pm$ 10 Gy. The lower limit (33 Gy) was greater than the ICRP standard value. This indicated that the current dose was too high. This research may be useful to doctors for future treatments.

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการนำหัววัดปริมาณรังสีชนิด ทีแอลดี วัดปริมาณรังสีที่ต่อมธัยรอยด์ของผู้ป่วยที่มารับการรักษาโรคมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ โดยฉายรังสีแกมมาจากโคบอลต์-60 ให้กับคนไข้จำนวน 18 ราย ตลอดการวางแผนรักษาทางรังสี เซลล์มะเร็งจะได้รับปริมาณรังสี 50 เกรย์ ใน 5 สัปดาห์ (10 เกรย์ต่อสัปดาห์) เนื่องจากการรักษาโรคมะเร็งดังกล่าวต่อมธัยรอยด์เป็นอวัยวะที่มีโอกาสได้รับรังสีโดยตรง ดังนั้นปริมาณรังสีที่วัดได้จึงมีค่ามาก คือ ได้รับประมาณ 43 $\pm$ 10 เกรย์ (ค่าต่ำสุด 33 เกรย์) ซึ่งเกินกว่าที่คณะกรรมการป้องกันอันตรายจากรังสีระหว่างประเทศกำหนด ผลการทดลองที่ได้จะเป็นข้อมูลพื้นฐานที่มีประโยชน์สำหรับแพทย์เพื่อใช้พิจารณาการวางแผนรักษาทางรังสีต่อไป

คำนำ

เครื่องฉายรังสีแกมมาที่ใช้รักษาโรคมะเร็ง ซึ่งภายในเป็นแหล่งกำเนิดรังสีโคบอลต์–60 จัดว่าเป็นเครื่องมือที่ทำให้ผู้ป่วยได้รังรังสีปริมาณสูง ซึ่งรังสีจะส่งผลให้ผู้ที่ได้รับมีโอกาสเสี่ยงต่อการเกิดอันตรายต่าง ๆ เช่น เสี่ยงต่อการเกิดผลทางพันธุกรรม เสี่ยงต่อการเกิดมะเร็ง เป็นต้น โอกาสเสี่ยงเหล่านี้ขึ้นอยู่กับปริมาณรังสีที่ได้รับ นอกจากนี้อวัยวะแต่ละส่วนของร่างกายมีความไวต่อรังสีแตกต่างกัน เช่น เลนส์ตา ต่อมธัยรอยด์ และอวัยวะสืบพันธุ์ จัดว่าเป็นอวัยวะที่มีความไวต่อรังสีสูง เมื่อได้รับรังสีมากเกินไปอาจทำให้เกิดต้อกระจก มะเร็งที่ต่อมธัยรอยด์ หรือเป็นหมันได้

ในการฉายรังสีเพื่อรักษาผู้ป่วยที่เป็นโรคมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอนั้น ผู้ป่วยจะได้รับรังสีบริเวณอวัยวะอื่นที่มิได้เป็นมะเร็งเป็นบริเวณกว้าง ทั้งนี้เนื่องจากข้อจำกัดในการฉายรังสี ดังนั้นจึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีการวัดปริมาณรังสีบริเวณอวัยวะที่มีความไวต่อการตอบสนองของรังสี เช่น เลนส์ตา ต่อมธัยรอยด์ และอวัยวะสืบพันธุ์ ทั้งนี้เพื่อเฝ้าระวังอันตรายจากรังสีที่อาจไปทำลายเซลล์ และเป็นการตรวจสอบปริมาณรังสีดูดกลืนบริเวณดังกล่าวตลอดช่วงเวลาของการรักษาโรคมะเร็ง

ในโครงการนี้ได้ทำการวัดปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ของผู้ป่วยที่มารับการรักษาโรคมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอด้วยเครื่องฉายรังสีรักษาโรคมะเร็งจากแหล่งกำเนิดรังสีโคบอลต์-60 เพราะว่าในการฉายรังสีบริเวณศีรษะนั้น ต่อมธัยรอยด์มีโอกาสได้รับรังสีมากกว่าเลนส์ตาและอวัยวะสืบพันธุ์ โดยใช้ Thermoluminescence dosimeter (TLD) ชนิด LiF แบบ chip ซึ่งมีลักษณะเป็นเม็ดสี่เหลี่ยม สาเหตุที่เลือก TLD ชนิดนี้มาใช้วัดปริมาณรังสี เนื่องจากเป็นที่ยอมรับว่าเป็นหัววัดที่มีความไวต่อรังสีและมีความแม่นยำสูง [1] มีขนาดเล็ก สะดวกต่อการนำไปใช้งาน

วิธีการทดลอง

1. การเตรียม TLD ก่อนนำไปติดบนตัวผู้ป่วย

1.1 นำ TLD แบบเม็ด ของบริษัท Harshaw ซึ่งเป็น TLD ชนิด Lithium fluoride จำนวน 100 เม็ด ไป anneal แบบต่อเนื่องที่อุณหภูมิ 400 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมงและ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 10 นาที (เทคนิคตามมาตรฐานของบริษัท Harshaw)

1.2 นำ TLD ที่ anneal แล้วทั้ง 100 เม็ดนั้นไปฉายรังสีโดยเครื่องฉายรังสีรักษาโรคมะเร็งด้วยแหล่งกำเนิดรังสีโคบอลต์-60 ด้วยปริมาณรังสี 100 cGy แล้วนำมาอ่านค่าปริมาณแสงด้วยเครื่องอ่าน TLD ของบริษัท Harshaw/Bicron Model 3500

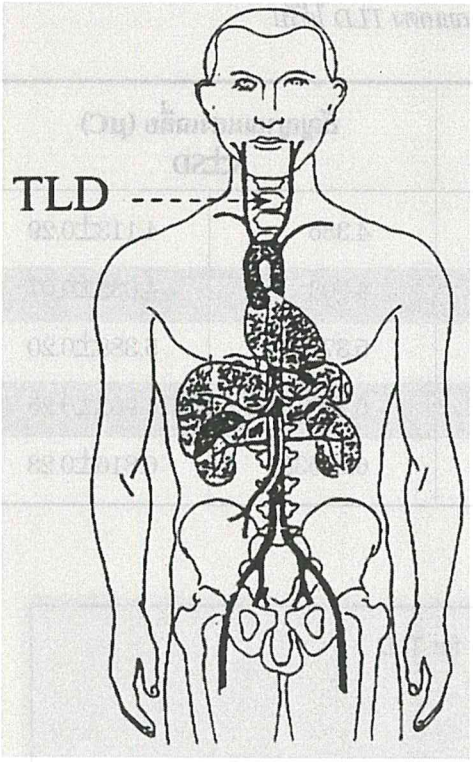
1.3 ทำเช่นเดิมกับข้อ 1.2 จนครบ 3 ครั้ง นำค่าที่ได้มาคำนวณหาค่าเฉลี่ย และคำนวณหาค่าแก้เนื่องจากความไวต่อรังสีของ TLD แต่ละเม็ดที่มีค่าไม่เท่ากันแก้ให้มีความไวต่อรังสีเท่ากัน ซึ่งค่านี้จะเรียกว่าค่า ECF (Element Correction Factor) ของ TLD และหาค่าเปอร์เซ็นต์ความเบี่ยงเบนมาตรฐาน (%SD)

1.4 Anneal TLD ตามข้อ 1.1

1.5 จัดแบ่ง TLD ออกเป็น 3 กลุ่ม โดยกลุ่มที่หนึ่งใช้ทำ TLD มาตรฐาน กลุ่มที่สองใช้เป็นตัวควบคุมสำหรับแก้ค่าแบคกราวด์ (Bkg) ส่วนกลุ่มที่สามเป็น TLD ที่จะนำไปติดที่ต่อมธัยรอยด์ของผู้ป่วย

2. การติด TLD บนตัวผู้ป่วย

โดยติดบริเวณเหนือ sternal notch 1 นิ้ว 1 เม็ด ดังแสดงในรูปที่ 1 แล้วทำการฉายรังสีผู้ป่วยด้วยเครื่องฉายรังสีรักษาโรคมะเร็งจากแหล่งกำเนิดรังสีโคบอลต์-60 ด้วยเทคนิครังสีรักษาโรคที่บริเวณศีรษะและคอ



รูปที่ 1 ภาพแสดงการติด TLD บนตัวผู้ป่วย

3. นำ TLD ที่ได้รับรังสีแต่ละชิ้นไปอ่านค่าปริมาณแสง

การอ่านค่าปริมาณแสงจะใช้เครื่องอ่าน TLD ของบริษัท Harshaw/Bicron Model 3500 แก้ค่า sensitivity ของ TLD แต่ละชิ้นด้วยค่า ECF แล้วนำค่าที่อ่านได้ไปเทียบกับ TLD มาตรฐาน

4. การทำ TLD มาตรฐาน [2]

วัตถุประสงค์ของการทำ standard TLD นี้เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีกับสัญญาณแสง สำหรับใช้ในการคำนวณค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากผู้ป่วยที่มาทำการรักษาด้วยเครื่องฉายรังสีรักษาโรคมะเร็งจากแหล่งกำเนิดรังสีโคบอลต์-60 โดยการนำ TLD ที่เตรียมไว้ ตามข้อ 1 จำนวน 15 เม็ด ไปฉายรังสีแกมมาจากแหล่งกำเนิดรังสีแกมมาโคบอลต์-60 โดยวัดปริมาณรังสีที่ฉายด้วยเครื่องวัดรังสีมาตรฐานทุติยภูมิ IONEX DOSEMASTER 2500 และใช้หัววัดรังสีแบบไอออนไนเซชันซึ่งเป็นเครื่องมือที่ได้รับการสอบเทียบความแม่นยำจากเครื่องวัดรังสีมาตรฐานปฐมภูมิจากต่างประเทศเป็นตัวกำหนดปริมาณรังสีให้แก่ TLD

5. นำ TLD ที่ฉายรังสีมาอ่านด้วยเครื่องอ่าน TLD

TLD มาตรฐานที่เตรียมขึ้นนี้จะทำในช่วงปริมาณรังสีที่สูงเนื่องจากปริมาณรังสีที่แผ่ออกมาจากเครื่องฉายรังสีรักษาโรคมะเร็งจากแหล่งกำเนิดรังสีโคบอลต์-60 มีค่ามากในระดับเซนติเกรย์ (cGy) การทำ TLD มาตรฐาน ในโครงการนี้ได้ทำที่ห้องปฏิบัติการวัดรังสีมาตรฐาน ทุติยภูมิ (Secondary Standard Dosimetry Laboratory : SSDL) ที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ยศเส กรุงเทพมหานคร ซึ่งได้ตั้งมาตั้งแต่ปี พ.ศ. 2517 หน่วยงานนี้มีหน้าที่ปรับเทียบมาตรฐานเครื่องวัดปริมาณรังสีที่ใช้ในทางการแพทย์

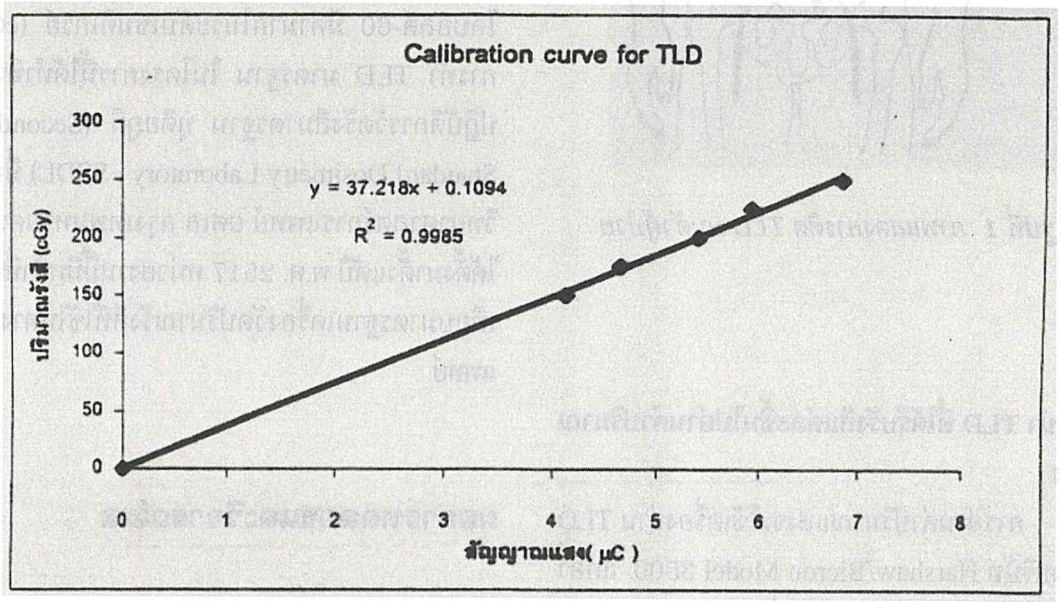
ผลการทดลองและวิจารณ์ผล

1. ผลการทำ TLD มาตรฐาน (Standard TLD)

นำ TLD ไปฉายรังสีจากแหล่งกำเนิดรังสีมาตรฐานที่ปริมาณรังสีต่าง ๆ ดังนี้ 150, 175, 200, 225 และ 250 cGy แล้วนำไปอ่านสัญญาณแสงโดยเครื่องอ่าน TLD ของบริษัท Harshaw/Bicron Model 3500 ผลการทดลองดังแสดงในตารางที่ 1 นำข้อมูลที่ได้ไปเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีกับสัญญาณแสงที่ TLD ได้รับ เพื่อใช้เป็นกราฟมาตรฐาน (Calibration Curve) ในการหาค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ ดังแสดงในรูปที่ 2

ตารางที่ 1 *แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีและสัญญาณแสดง TLD ได้รับ*

ปริมาณรังสี (cGy)	สัญญาณแสง (μC)		สัญญาณแสงเฉลี่ย (μC) $\bar{X}\pm SD$	
150	4.152	3.081	4.386	4.113±0.29
175	4.619	4.568	4.708	4.632±0.07
200	5.58957	5.19757	5.37797	5.388±0.20
25	5.74637	5.77213	6.19048	5.903±0.25
250	7.04214	6.58091	6.82536	6.816±0.23



รูปที่ 2 *กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีกับสัญญาณแสงที่ TLD ได้รับ*

2. ผลการวัดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ

จากการนำ TLD ไปติดที่ต่อมธัยรอยด์ของผู้ป่วยที่มารับการรักษาโรคมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ แล้วนำไปอ่านค่าสัญญาณแสง จากนั้นนำค่าสัญญาณแสงที่ได้ไปคูณด้วยค่า ECF และแก้ค่าเนื่องจาก Bkg (ถ้ามี) จากนั้นนำค่าที่ได้ไปประเมินค่าปริมาณรังสีโดยใช้กราฟมาตรฐาน ได้ผลการทดลองดังแสดงในตารางที่ 2

ตารางที่ 2 แสดงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยแต่ละคนได้รับที่บริเวณต่อมธัยรอยด์

ผู้ป่วยคนที่	สัญญาณแสง (μC)	ปริมาณรังสีที่ต่อมธัยรอยด์ได้รับ (cGy)
1	3.659	136.292
2	4.123	153.563
3	3.912	145.709
4	3.853	143.510
5	4.453	165.850
6	4.123	153.564
7	3.6972	136.773
8	3.670	136.711
9	5.124	190.810
10	3.243	120.818
11	4.049	150.815
12	3.179	118.43
13	3.057	113.869
14	4.099	152.684
15	4.331	161.301
16	4.236	157.765
17	4.033	150.210
18	4.199	156.388

3. วิจารณ์ผลการทดลอง

กลุ่มผู้ป่วยที่ทำการศึกษาในครั้งนี้ เป็นกลุ่มที่แพทย์มีการวางแผนรักษาทางรังสีเป็นแบบ 50 cGy ใน 5 สัปดาห์ ซึ่งจะฉายรังสีให้แก่เซลล์มะเร็งในปริมาณ 2 cGy ต่อวัน ให้สัปดาห์ละ 5 วัน จึงเป็น 10 cGy ต่อสัปดาห์ ดังนั้นผู้ป่วยแต่ละรายต้องทำการฉายรังสีทั้งสิ้น 25 ครั้ง ตลอดการวางแผนการรักษาทางรังสี

ดังนั้นปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ของผู้ป่วยที่ได้รับการวางแผนรักษาทางรังสีสามารถหาได้จากสมการที่ (1) ดังนี้คือ

ปริมาณรังสีทั้งหมดที่ได้รับ (Gy) = ปริมาณรังสีแต่ละครั้งที่ได้รับ (Gy) x จำนวนครั้ง ..... (1)

ตัวอย่างการคำนวณ

ผู้ป่วยคนที่ 1 จะได้รับปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ตอลดการวางแผนรักษาทางรังสีสามารถคำนวณได้ดังนี้

จากสมการที่ (1)

ปริมาณรังสีทั้งหมดที่ได้รับ (Gy) = ปริมาณรังสีแต่ละครั้งที่ได้รับ (Gy) x จำนวนครั้ง

= 1.36 Gy x 25 ครั้ง

= 34 Gy

ดังนั้น ปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ที่ผู้ป่วยคนที่ 1 ได้รับตลอดการวางแผนรักษาทางรังสีเท่ากับ 34 Gy เมื่อนำสมการที่(1) หาค่าปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ที่ผู้ป่วยทั้งหมดได้รับตลอดการวางแผนรักษาทางรังสีจะได้ความสัมพันธ์ดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 *แสดงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยทั้งหมด 18 คนได้รับตลอดการวางแผนการรักษาทางรังสี*

ผู้ป่วยคนที่	ปริมาณรังสีที่ต่อมธัยรอยด์ได้รับในแต่ละครั้ง (Gy)	ปริมาณรังสีทั้งหมดที่ต่อมธัยรอยด์ได้รับ (Gy)
1	1.363	34.075
2	1.536	38.400
3	1.457	36.425
4	1.435	35.875
5	1.658	41.450
6	1.536	38.400
7	1.368	34.200
8	1.367	34.175
9	1.908	47.700
10	1.208	30.200
11	1.508	37.700
12	1.184	44.176
13	1.139	42.501
14	1.527	56.941
15	1.613	60.142
16	1.578	58.839
17	1.502	56.011
18	1.564	58.318

การแปลงค่าปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ที่ผู้ป่วยได้รับตลอดการวางแผนรักษาทางรังสีในหน่วย Gy ให้เป็นหน่วย Sievert (Sv.)

เนื่องจากรังสีแต่ละชนิดมีผลต่อการทำลายเซลล์แตกต่างกัน รังสีที่อนุภาคใหญ่จะสามารถทำลายเซลล์ได้มากกว่ารังสีที่เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เพราะอนุภาคมีค่าสัมประสิทธิ์การถ่ายทอดพลังงานเชิงเส้น (Linear Energy Transfer) สูงกว่า ดังนั้น การกำหนดปริมาณการทำลายเซลล์ไม่สามารถกำหนดในรูปของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน Absorbed Dose ซึ่งมีหน่วยเป็น Gray (Gy) ได้ จึงต้องเปลี่ยนเป็นแสดงในค่า Dose Equivalent (D.E.) มีหน่วยเป็น Severest (Sv) แทน โดยใช้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2)

Dose Equivalent = ปริมาณรังสีในหน่วย (Gy) x Q.F. .....(2)

เมื่อ Q.F. (Quality Factor) คือ ค่าคงที่ของการทำลายเซลล์ของรังสี

Quality Factor ของรังสีแกมมา (Gamma Rays) มีค่าเท่ากับ 1.0

ตัวอย่างการคำนวณ

ผู้ป่วยคนที่ 1 จะได้รับปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ตลอดการวางแผนการรักษาทางรังสี ในหน่วย Sv. สามารถคำนวณได้ดังนี้

จากสมการที่ (2)

Dose Equivalent = ปริมาณรังสีในหน่วย (Gy) x Q.F.

= 34.075 Gy x 1.0

= 34.075 Sv.

∴ ปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ที่ผู้ป่วยคนที่ 1 ได้รับตลอดการวางแผนการรักษาทางรังสีเท่ากับ 34.075 Sv.

เมื่อใช้สมการที่ (2) แปลงค่าปริมาณรังสีในหน่วย Gy จะได้ ปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ที่ผู้ป่วยได้ตลอดการวางแผนรักษาทางรังสีในหน่วย Sv. ดังตารางที่ 4

ตารางที่ 4 แสดงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยทั้ง 18 คน ได้รับตลอดการวางแผนการรักษาทางรังสีในหน่วย Sv.

ผู้ป่วยคนที่	ปริมาณรังสีทั้งหมดที่ต่อมธัยรอยด์ได้รับ (Gy)	ปริมาณรังสีทั้งหมดที่ต่อมธัยรอยด์ได้รับ (Sv.)
1	34.075	34.075
2	38.400	38.400
3	36.425	36.425
4	35.875	35.875
5	41.450	41.450
6	38.400	38.400
7	34.200	34.200
8	34.175	34.175
9	47.700	47.700
10	30.200	30.200
11	37.700	37.700
12	44.176	44.176
13	42.501	42.501
14	56.941	56.941
15	60.142	60.142
16	58.839	58.839
17	56.011	56.011
18	58.318	58.318
ค่าเฉลี่ยปริมาณรังสี ($\bar{X}\pm SD$)	43.640 ± 10.073	43.640 ± 10.073

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

จากการทดลองพบว่าผู้ป่วยทั้ง 18 คน ได้รับรังสีปริมาณสูงมากโดยเฉลี่ย 43 Sv. ซึ่งมีค่าเกินกว่าที่คณะกรรมการป้องกันอันตรายจากรังสีระหว่างประเทศกำหนด[3][4] ปริมาณรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ที่สูงนี้ เนื่องจากข้อจำกัดในเรื่องเทคนิคการรักษา ถึงแม้ว่าปริมาณรังสีดังกล่าวจะไม่ทำให้ผู้ป่วยเกิดผลอย่างเฉียบพลันต่ออวัยวะอื่น ๆ แต่ปริมาณรังสีดังกล่าวมีแนวโน้มที่จะทำให้ผู้ป่วยเกิดผลข้างเคียง เช่น มีอาการเฉื่อยชา เซื่องซึม เป็นต้น

ข้อมูลดังกล่าวข้างต้นเป็นประโยชน์ต่อการวางแผนการรักษาทางรังสีสำหรับแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสีเทคนิคในการหาวิธีการที่จะให้บริเวณต่อมธัยรอยด์ได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุดเท่าที่จะปฏิบัติได้โดยอาจใช้วัสดุกำบังรังสีบริเวณต่อมธัยรอยด์ในคนไข้เฉพาะรายที่สามารถทำได้ หรือใช้เครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (Radiation Treatment Planning System) ในการวางแผนการรักษา เพื่อให้ต่อมธัยรอยด์ได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด

เอกสารอ้างอิง

1. S.W.S. Mckeever, M.Moscovitch and P.D. Townserd. Thermoluminescence Dosimetry Material : Properties and Uses. Nuclear Technology Publishing, England (1995) p.30-35
2. จินตนา เหล่าไพบูลย์ และ เรวัฒน์ เหล่าไพบูลย์. เทคนิคการวัดปริมาณรังสีด้วยเครื่องวัดรังสีเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์. วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ปีที่ 11 ฉบับที่ 3 (2539) หน้า 85-93
3. International Commission on Radiological protection, Recommendations of the International Commission on Radiological protection. ICRP Publication 26. Oxford ; Pergamon Press, 1977
4. International Commission on Radiological protection. Recommendations of the International Commission on Radiological protection. ICRP Publication 9. Oxford ; Pergamon Press, 1977

ผลการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยรังสี ของศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี ปี 2539-2541

■ **น.พ. พงศธร ศุภอรรถกร**
กลุ่มงานรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา
ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี

■ **นางสุกัญญา พานิช**
งานพยาบาลรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา
ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี

■ **นางอัญชลี ศุภอรรถกร**
หน่วย (ทะเบียนมะเร็ง)
ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี

บทคัดย่อ

ได้ทำการศึกษาย้อนหลังผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกที่รับการรักษาด้วย Radical Radiation ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2539-2541 มีผู้ป่วยทั้งหมด 136 ราย เป็นผู้ป่วยระยะที่ I 10.3%, ระยะที่ II 47.8 %, ระยะที่ III 39.7%, ระยะที่ IV (เฉพาะ IVA) 2.2% พบว่ามีอัตราการอยู่รอดที่ 5 ปี (5 year survival) ในผู้ป่วยระยะที่ I,II,III,IV เท่ากับ 83.3%,71.2%,51.6% และ33 % ตามลำดับ ซึ่งเทียบเท่ากับผลการรักษาของสถาบันต่าง ๆ ทั้งในและต่างประเทศ กลุ่ม Squamous cell CA มีอัตราการรอดชีวิตที่ 5 ปีดีกว่ากลุ่ม Adeno CA อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (67.7% และ 33% ตามลำดับ P = 0.0013) พบผู้ป่วยที่เกิดการกำเริบเฉพาะที่ (Locoregional recurrence) และการกระจายของมะเร็งนอกอุ้งเชิงกราน (Distant metastasis) เท่ากับ 8.1%และ14.7% ตามลำดับ อวัยวะที่พบมะเร็งกระจายไปมากที่สุดคือ ต่อมน้ำเหลือง (45%) พบอาการแทรกซ้อนระยะยาวที่สำคัญคือ Radiation proctitiss 47.8%, Radiation cystitis 26.4% ส่วนใหญ่อยู่ใน grade 1 (Kottmeir grade)

บทนำ

มะเร็งปากมดลูกเป็นมะเร็งที่พบบ่อยเป็นอันดับหนึ่งของประเทศไทย คือ พบประมาณ 20.9 คนต่อแสนประชากรเพศหญิงในปี 2535-2537 [1] ส่วนในจังหวัดอุบลราชธานี พบมีอุบัติการณ์ประมาณ 20.7 คนต่อแสนประชากรเพศหญิงในปี พ.ศ. 2544 [2]

สำหรับศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี พบมะเร็งปากมดลูกมาเป็นอันดับ 1 หรือ 2 มาตลอด คือ พบผู้ป่วยใหม่ 165-192 คนต่อปีในปี 2541-2543 [3, 4, 5]

มะเร็งปากมดลูกเป็นมะเร็งที่สามารถตรวจพบได้ง่ายด้วยวิธี Pap smear ซึ่งในระยะก่อนลุกลาม (pre-invasion) สามารถรักษาให้หายได้ ส่วนในระยะ IB-IIA ส่วนใหญ่จะต้องรักษาด้วยรังสีเป็นหลัก (ยกเว้นมะเร็งในระยะ IB ที่มีขนาดเล็กกว่า 4 ซม.) โดยทั่วไปการรักษาประกอบด้วย การฉายรังสีภายนอก (external radiation) และการใส่แร่ (brachytherapy) ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานีได้เปิดบริการรักษามะเร็งด้วยรังสีมาตั้งแต่ปี พ.ศ. 2539 ด้วยการรักษาที่ได้มาตรฐาน

วัตถุประสงค์

การศึกษาครั้งนี้เป็นการศึกษาย้อนหลัง (retrospective study) เพื่อให้ทราบถึงผลการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยรังสี ดังนี้

1. อัตราการรอดชีวิตที่ 5 ปี (5-year survival) ในแต่ละระยะโรค
2. การล้มเหลวของการศึกษาเฉพาะที่ (loco-regional failure)
3. การแพร่กระจายของโรค (distant metastasis)
4. ภาวะแทรกซ้อนจากการรักษา (late radiation complication)

วัสดุและวิธีการ

ได้ทำการศึกษาย้อนหลังผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกที่เข้ารับการรักษาที่ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี ตั้งแต่ พ.ศ. 2539-2541โดยศึกษาเฉพาะผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาด้วยรังสีแบบ Radical radiation ทุกระยะของโรค และรับการรักษาจนครบตามที่แพทย์กำหนด

ผู้ป่วยทั้งหมดจะได้รับการซักประวัติและตรวจร่างกาย รวมทั้งส่งตรวจทางห้องปฏิบัติการต่อไปนี้ [6]

การตรวจพิเศษเพื่อช่วยในระยะการแบ่งระยะของโรค

1. **Routine lab**
   CBC, BUN/Cr, Liver function test (LFT)
2. **การตรวจทางรังสี**
   Intravenous pyclogram (IVP) Chest X-ray
3. **การตรวจส่องกล้อง**
   Cystoscopy, Proctoscope
4. **การตรวจอื่น ๆ**
   เช่น Bone Scan, CT-Scan หรือ Ultrasound พิจารณาเป็นราย ๆ

ผู้ป่วยทุกรายจะได้รับการประเมินระยะโรคตามระบบ International Federation of Gynecology and Obstetries (FIGO)

STAGE	DESCRIPTION
O	Carcinoma in situ
I	Cervical carcinoma confined to uterus (disregard extension to corpus)
IA	Invasive carcinoma diagnosed by microscopy only
IA1	Minimal microscopic stromal invasion
IA2	Invasive component <5-mm depth from base of epithelium and ≤7-mm horizontal spread
IB	Larger then IA2
II	Invasion beyond uterus but not to pelvic wall or lower third of vagina
IIA	No parametrial invasion
IIB	Parametrial invasion
III	Extension to pelvic wall and/or involvement of lower third of vagina or hydronephrosis or nonfunctioning kidney
IIIA	Lower third of vagina only
IIIB	Pelvic wall involvement, hydronephrosis, or nonfunctioning kidney
IVA	Involvement of mucosa of bladder or rectum
IVB	Extension beyond true pelvis

ตารางที่ 1 *แสดงการแบ่งระยะของโรคมะเร็งปากมดลูกตามระบบ FIGO*

แบบแผนการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยรังสีของศูนย์มะเร็ง อุบลราชธานี [6]

โดยทั่วไปจะแบ่งการรักษาด้วยรังสีเป็น 2 ระยะ คือ

1. การรักษาด้วยรังสีภายนอก (external radiation, หรือ XRT)

โดยใช้เครื่องฉายรังสีโคบอลต์ Co-60 หรือเครื่องเร่งอนุภาค Linac บริเวณฉายรังสีเบื้องต้นจะคลุมอวัยวะในอุ้งเชิงกรานทั้งหมด (whole pelvis) ประมาณ 3,000-5,000 cGy แล้วฉาย parametrium ต่อขึ้นอยู่กับผู้ป่วยแต่ละราย ดังรายละเอียดที่จะกล่าวต่อไป

2. การใส่แร่ (intracavitary brachytherapy)

โดยใช้เครื่อง Selectron ใช้แร่ Cs-137 เป็นแหล่งกำเนิดพลังงาน

จุดมุ่งหมายของการรักษาด้วยรังสีภายนอกเพื่อให้รังสีครอบคลุมตัวมะเร็งปฐมภูมิ (ที่ปากมดลูก) และต่อมน้ำเหลืองในอุ้งเชิงกราน ส่วนการใส่แร่เป็นการเพิ่มปริมาณรังสี (boost) ที่บริเวณตัวมะเร็งปฐมภูมิและช่องคลอดส่วนบน โดยที่อวัยวะปกติข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีน้อย (ยกเว้นผู้ป่วยระยะ IA1 ที่ให้การรักษาโดยการใส่แร่เท่านั้น)

การให้รังสีรักษาแบ่งตามระยะของโรค

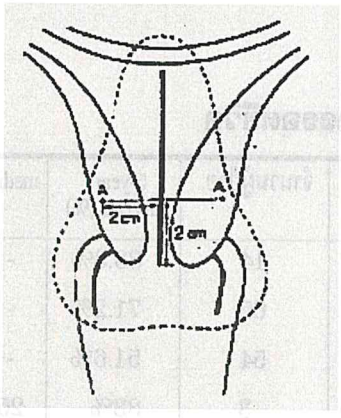
ระยะโรค (FIGO)	การรักษา
CIS	ใส่แร่ 2 ครั้ง โดยคิด dose รวมเท่ากับ 4,500 cGy ที่ point A
IA1	ใส่แร่ 2 ครั้ง โดยคิด dose รวมเท่ากับ 6,000 cGy ที่ point A
IA2 ,IB – IVA	ฉายรังสีภายนอก whole pelvis 3,000 – 5,000 cGy และฉาย parametrium 1,000 – 3,000 cGy และใส่แร่ 2 ครั้ง โดยคิด dose รวม ที่ point A 7,500 cGy
IVB	ให้รังสีรักษาตามความเหมาะสมของผู้ป่วยแต่ละราย (palliation)

ตารางที่ 2 *การให้รังสีรักษาแบ่งตามระยะของโรค*

แบบคำจำกัดความของ point A

คือ จุดสมมติที่ใช้อ้างถึงปริมาณรังสีที่ให้แก่ผู้ป่วย เป็นจุดที่แทนตำแหน่งของท่อไต (Ureter) พาดผ่าน การให้รังสีที่บริเวณเชิงกราน (Pelvis) ท่อไตถือเป็นอวัยวะที่เป็นตัวจำกัดปริมาณของรังสีที่จะให้แก่ผู้ป่วยได้

ตำแหน่งของ point A คือ 2 ซม. จาก mid-line ที่สูงจาก External cervical os 2 ซม. ดังรูป



ภาพที่ 1 *แสดงตำแหน่งของ point A*

ผู้ป่วยทุกรายได้รับการติดตามผลการรักษาหลังจากการรักษาจนครบเป็นเวลาอย่างน้อย 5 ปี หรือจนกระทั่งขาดการรักษาหรือเสียชีวิต

คำจำกัดความ

- Locoregional recurrence คือ การมีมะเร็งเกิดใหม่ที่บริเวณปากมดลูก หรือช่องคลอด หรืออุ้งเชิงกราน(Pelvic cavity)

- Distant metastasis คือ การมีมะเร็งเกิดใหม่นอกอุ้งเชิงกราน

การประเมินภาวะแทรกซ้อนจากการรักษา

(Late radiation effect) ใช้ตาม Kottmeier grade [7] คือ

Grade 1 mild symptoms, no specific treatment needed

Grade 2 repeated bleeding per rectum or hematuria need blood transfusion or medication

Grade 3 fistula, surgical treatment for complication

การวิเคราะห์ข้อมูล

อัตราการรอดชีวิตที่ 5 ปี (5-year survival rate) และ median survival โดยใช้วิธี Kaplan Meier Method

ผลการศึกษา

มีผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาและมีข้อมูลการรักษาครบตั้งแต่ปี พ.ศ. 2539-2541 รวมทั้งหมด 136 ราย มีรายละเอียด ดังนี้

1. อายุ

อายุเฉลี่ยของผู้ป่วย เท่ากับ 51 ปี ช่วงอายุที่มีผู้ป่วยมากที่สุด คือ 40-49 ปี รองลงมาคือ 50-59 ปี (42 และ 31% ตามลำดับ) ผู้ป่วยที่อายุต่ำสุดเท่ากับ 33 ปี ผู้ป่วยที่อายุสูงสุดเท่ากับ 87 ปี

2. อาการที่มาพบแพทย์

พบว่าอาการที่พบบ่อยที่สุดคือ เลือดออกผิดปกติจากช่องคลอดซึ่งมากถึง 113 ราย (83%) รองลงมาคือ มีอาการตกขาวผิดปกติ (abnormal vaginal discharge) 10 ราย (7.4%) อาการอื่น ๆ ที่ไม่ชัดเจนและไม่มีอาการเลย 13 ราย (9.6 %)

3. ระยะโรคตามระบบ FIGO ดังนี้

Stage	จำนวนผู้ป่วย		เปอร์เซ็นต์ (%)	
IB	14		10.3	
IIA	15	65	11.0	47.8
IIB	50		36.8	
IIIA	2	54	1.5	39.7
IIIB	52		38.2	
IVA	3		2.2	
รวม	**136**		**100**	

ตารางที่ 3 *การกระจายของระยะโรคตามระบบ FIGO*

ผลพยาธิวิทยา ดังนี้

Patno	จำนวน	เปอร์เซ็นต์ %
Squamous cell carcinoma	97	71.3
Adeno carcinoma	20	14.7
อื่นๆ และไม่ทราบผลพยาธิวิทยา	19	14.0

ตารางที่ 4 *การกระจายผลพยาธิวิทยา*

ผลการรักษา

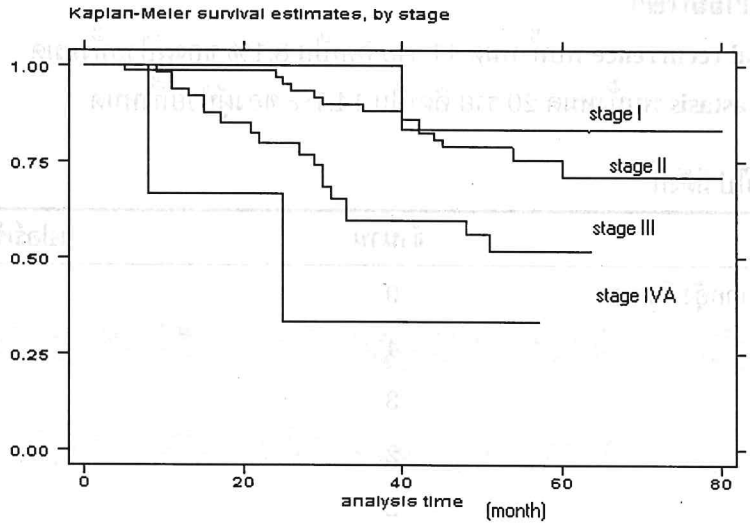
ผู้ป่วยทั้งหมด 136 ราย ได้รับการรักษาด้วย radical radiation จนครบตามแผน มีผู้ป่วยที่ได้รับเคมีบำบัดร่วมกับ radiation 14 ราย(10.3%) เป็นneoadjuvant chemotherapy 7 ราย และ concurrent chemotherapy 7 ราย

ระยะเวลาที่ผู้ป่วยได้รับการติดตามเฉลี่ยเท่ากับ 41 เดือน

อัตราการรอดชีวิต

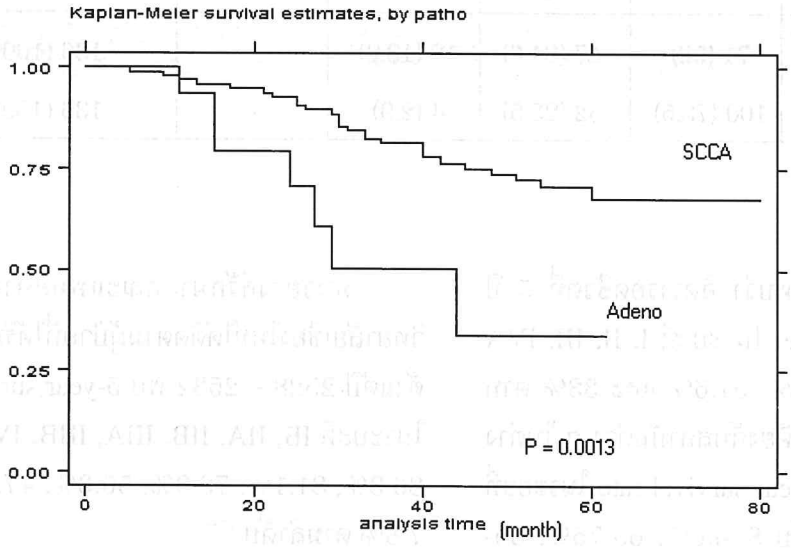
ระยะ	จำนวนผู้ป่วย	5-year survival (%)	median survival (เดือน)	
I	14	83.3%	-	ยังไม่ถึง
II	65	71.2%	-	
III	54	51.6%	-	
IV (IVA)	3	33%	25	

ตารางที่ 5 *แสดง Overall survival และ Median survival*



ภาพที่ 2 *แสดง Overall Survival curve (136 cases)*

อัตราการรอดชีวิตที่ 5 ปี เมื่อเปรียบเทียบระหว่าง Squamous cell CA และ Adeno CA เท่ากับ 67.7 % และ 33 % ตามลำดับ มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P = 0.0013) โดย Log-rank test



ภาพที่ 3 *แสดง Survival curve (Squamous cell CA vs Adeno CA)*

การล้มเหลวของการรักษา

1. **Locoregional recurrence** พบทั้งหมด 11 ราย คิดเป็น 8.1% ของผู้ป่วยทั้งหมด
2. **Distant metastasis** พบทั้งหมด 20 ราย คิดเป็น 14.7% ของผู้ป่วยทั้งหมด

อวัยวะที่มะเร็งกระจายไป มีดังนี้

อวัยวะ	จำนวน	เปอร์เซ็นต์ (%)
ต่อมน้ำเหลืองนอกอุ้งเชิงกราน	9	45
ปอด	4	20
กระดูก	3	15
ตับ	2	10
เยื่อหุ้มปอด	2	10
ทั้งหมด	**20**	**100**

ตารางที่ 6 *แสดงอวัยวะที่มะเร็งกระจายไป (Distant metastasis)*

ภาวะแทรกซ้อนของการรักษา (Late complication) ดังนี้

Complication	Grade (%)				รวม
	0	1	2	3	
Radiation proctitis	71 (52)	47 (34.6)	18 (13.2)	-	136 (100%)
Radiation cystitis	100 (73.5)	32 (23.5)	4 (2.9)	-	136 (100%)

วิจารณ์

จากการศึกษานี้พบว่า อัตรารอดชีวิตที่ 5 ปี (5-year survival rate) ในระยะที่ I, II, III, IVA เท่ากับ 83.3%, 71.2%, 51.6% และ 33% ตามลำดับ ซึ่งได้ผลดีใกล้เคียงกับสถาบันต่าง ๆ ในต่างประเทศ ซึ่งพบว่า 5-year survival rate ในระยะที่ IB, II, III, IV เท่ากับ 80-90%, 65-75%, 35-50% และ 15-20% ตามลำดับ [8 - 16]

สำหรับผลการรักษาของสถาบันในประเทศ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ พบ 5-year survival rate ในระยะที่ I, II, III, IVA เท่ากับ 85.4%, 71.4%, 41.3% และ 0 ตามลำดับ [17]

หน่วยรังสีรักษา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ได้ติดตามผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาตั้งแต่ปี 2528 – 2532 พบ 5-year survival rate ในระยะที่ IB, IIA, IIB, IIIA, IIIB, IVA เท่ากับ 86.3%, 81.1%, 73.0%, 50.3%, 47.8 % และ 7.8% ตามลำดับ [18]

ผลแทรกซ้อนระยะยาวจากการรักษาพบส่วนใหญ่อยู่ใน grade 1 ทั้งproctitis และ cystitis ซึ่งคนไข้ส่วนใหญ่ได้รับการรักษาแค่ประคับประคองโดยไม่มีผลต่อชีวิตประจำวันมากนัก มีคนไข้จำนวนไม่มากนักที่ต้องได้รับการรักษาโดยให้เลือด

สรุป

ผลการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยรังสีตั้งแต่ปี พ.ศ. 2539-2541 ของศูนย์มะเร็ง อุบลราชธานี ได้ผลไม่แตกต่างจากสถาบันอื่นนัก แต่ผลการรักษาในระยะที่ III และ IVA ยังไม่เป็นที่น่าพอใจ ในระยะหลังได้มีการนำเคมีบำบัดมาใช้มากขึ้น เมื่อเทียบกับช่วงระยะปี พ.ศ. 2539-2541 ซึ่งมีการใช้เคมีบำบัดร่วมกับรังสีรักษาแค่ประมาณ 10% เท่านั้น ในอนาคตจะมีการประเมินผลการรักษาและผลแทรกซ้อนในการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยรังสีในช่วงระยะเวลาตั้งแต่ปี พ.ศ. 2542 เป็นต้นไป

เอกสารอ้างอิง

1. Internation Agency for research on cancer, world health Organization. cancer in Thailand Vol II, 1992 - 1994
2. หน่วยทะเบียนมะเร็ง ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี. สถิติมะเร็งประชากรของจังหวัดอุบลราชธานี พ.ศ. 2544
3. หน่วยทะเบียนมะเร็ง ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี. สถิติโรคมะเร็ง (Hospital base cancer registry) ของศูนย์ป้องกันและควบคุมโรคมะเร็ง จังหวัดอุบลราชธานี ปี 2541
4. หน่วยทะเบียนมะเร็ง ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี. สถิติโรคมะเร็ง (Hospital base cancer registry) ของศูนย์ป้องกันและควบคุมโรคมะเร็งจังหวัดอุบลราชธานี ปี 2542
5. หน่วยทะเบียนมะเร็ง ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี. สถิติโรคมะเร็ง (Hospital base cancer registry) ของศูนย์ป้องกันและควบคุมโรคมะเร็งจังหวัดอุบลราชธานี ปี 2543
6. พงศธร ศุภอรรถกร, สุกัญญา พานิช, คู่มือแนวทางการรักษาพยาบาลผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกด้วยรังสี ศูนย์ป้องกันและควบคุมโรคมะเร็งจังหวัดอุบลราชธานี. 2542
7. Ottmeier HL, Gray MJ. Rectal and Bladder injuries in relation to radiation dosage in carcinoma of cervix,a five follow up. Am J Obstet Gynecol 1961; 82: 74-82
8. Grigsby PW, Perez CA. Radiotherapy alone for medically inoperable carcinoma of the cervix: stage IA and carcinoma in situ. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991;21:375
9. Lowrey GC, Mendenhall WM, Million RR. Stage IB or IIA-B carcinoma of the intact uterine cervix treated with irradiation: a multivariate analysis. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1992;24:205.
10. Montana GS, Fowler WC, Varia MA, et al. Analysis of results of radiation therapy for stage IB carcinoma of the cervix. Cancer 1987;60:2195.
11. Benedet J, Odicino F, Maisonneuve P, et al. Carcinoma of the cervix uteri. J Epidemiol Biostat 1998;3:5.
12. Perez CA, Grigsby PW, Nene SM, et al. Effect of tumor size on the prognosis of carcinoma of the uterine cervix treated with irradiation alone. Cancer 1992;69:2796.
13. Barillot I, Horiot JC, Pigneux J, et al. Carcinoma of the intact uterine cervix treated with radiotherapy alone: a French cooperative study: update and multivariate analysis of prognostics factors. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1997;38:969.
14. Logsdon MD, Eifel PJ. FIGO stage IIIB squamous cell carcinoma of the uterine cervix: an analysis of prognostic factors emphasizing the balance between external-beam and intracavitary radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1999;43:763
15. Lanciano RM, Won M, Coia L, et al.

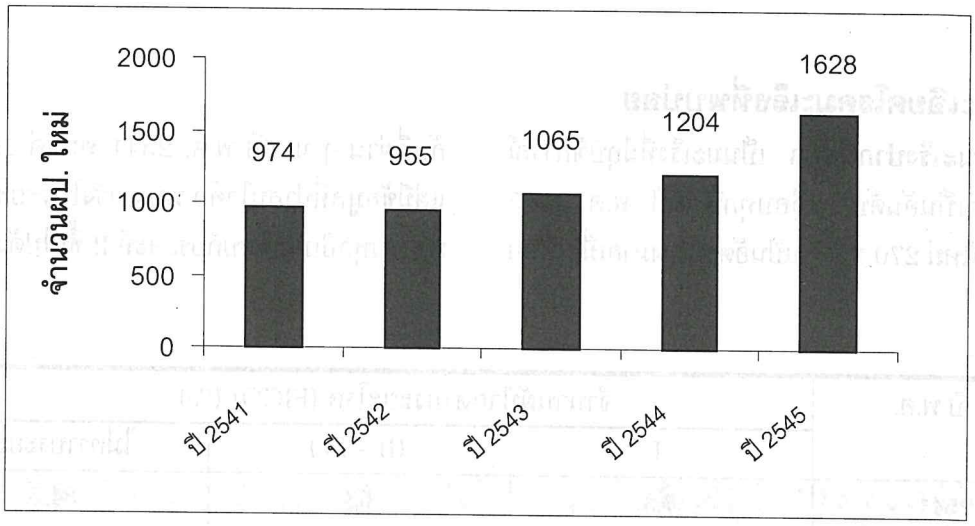
Pretreatment and treatment factors associated with improved outcome in squamous cell carcinoma of the uterine cervix: a final report of the 1973 and 1978 Patterns of Care Studies. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991;20:667.

16. Lowrey GC, Mendenhall WM, Million RR. Stage IB or IIA-B carcinoma of the intact uterine cervix treated with irradiation: a multivariate analysis. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1992;24:205.
17. ประเสริฐ เลิศสงวนสินชัยและคณะ. ผลการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยรังสี ของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์. จุฬาลงกรณ์เวชสาร 2533 มกราคม 34 (1) : 31 – 40
18. วิชาญ หล่อวิทยาและคณะ. Manual of Radiation Oncology : สมาคมรังสีรักษาแห่งประเทศไทย, 2544 : 327-362

แนวโน้มผู้ป่วยมะเร็งในรอบ 5 ปี ของศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี

■ **น.พ. พงศธร ศุภอรรถกร พบ. ว.ว. (รังสีรักษา)**
ที่ปรึกษาหน่วยทะเบียนมะเร็ง
ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี

จากการวิเคราะห์ข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งรายใหม่ของศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2541-2545 (ปี พ.ศ. 2541 เป็นปีแรกที่มีการวิเคราะห์สถิติโรคมะเร็ง) พบว่าผู้ป่วยเพิ่มขึ้นทุกปี ดังนี้ 974, 955, 1,065, 1,204 และ 1,628 ราย ตามลำดับ ดังแผนภาพ



แผนภาพที่ 1 *แสดงจำนวนผู้ป่วยมะเร็งรายใหม่ ในรอบ 5 ปี*

จึงเท่ากับว่าปี พ.ศ. 2545 มีผู้ป่วยมะเร็งรายใหม่มากกว่าปี พ.ศ. 2541 ประมาณ 1.7 เท่า และปี พ.ศ. 2546 มีแนวโน้มว่าจะเพิ่มขึ้นอีกมาก ซึ่งแสดงถึงปริมาณงานที่ศูนย์มะเร็ง อุบลราชธานี ต้องรับภาระทั้งผู้ป่วยรายใหม่และรายเก่าเป็นจำนวนมาก

ภูมิลำเนาของผู้ป่วย ส่วนใหญ่มาจากจังหวัดอุบลราชธานีเองและจังหวัดศรีสะเกษ ผู้ป่วยจากทั้ง 2 จังหวัดนี้รวมกันเท่ากับ 57% ของผู้ป่วยทั้งหมด เนื่องจากเป็นจังหวัดใหญ่ที่มีประชากรเกิน 1 ล้านคน

ในส่วนวิธีการวินิจฉัยโรคมะเร็ง พบว่ามีผลพยาธิวิทยายืนยันถึง 80% ซึ่งพบว่าสูงขึ้น เมื่อเทียบกับปี พ.ศ. 2541 ซึ่งมีผลพยาธิวิทยาเพียง 70%

ในส่วนมะเร็งที่พบบ่อย 5 อันดับแรก พบว่าตั้งแต่ปี พ.ศ. 2541 ถึง พ.ศ. 2545 มีอยู่ 4 โรค ที่ติดอันดับมาตลอดทุกปี คือ **มะเร็งปากมดลูก, มะเร็งเต้านม, มะเร็งปอดและมะเร็งช่องปาก** ส่วนโรคอื่น ๆ แทรกเข้ามาในแต่ละปีคือ มะเร็งตับ, มะเร็งหลังโพรงจมูก, มะเร็งต่อมน้ำเหลือง ดังตาราง

ปี พ.ศ.	อันดับโรค				
	1	2	3	4	5
2541	ปากมดลูก (17%)	ช่องปาก (12%)	ตับ (11%)	เต้านม (11%)	ปอด (8%)
2542	ปากมดลูก (23%)	เต้านม (11%)	ช่องปาก (10%)	ปอด (7.6%)	หลังโพรงจมูก (5%)
2543	ปากมดลูก (18%)	เต้านม (13%)	ช่องปาก (8%)	ปอด (7.8%)	ต่อมน้ำเหลือง (5.6%)
2544	เต้านม (15%)	ปากมดลูก (14.7%)	ปอด (9.5%)	ช่องปาก (8.6%)	ต่อมน้ำเหลือง (6.5%)
2545	ปากมดลูก (16%)	เต้านม (12%)	ปอด (9.5%)	ช่องปาก (8.5%)	ตับ (5.5%)

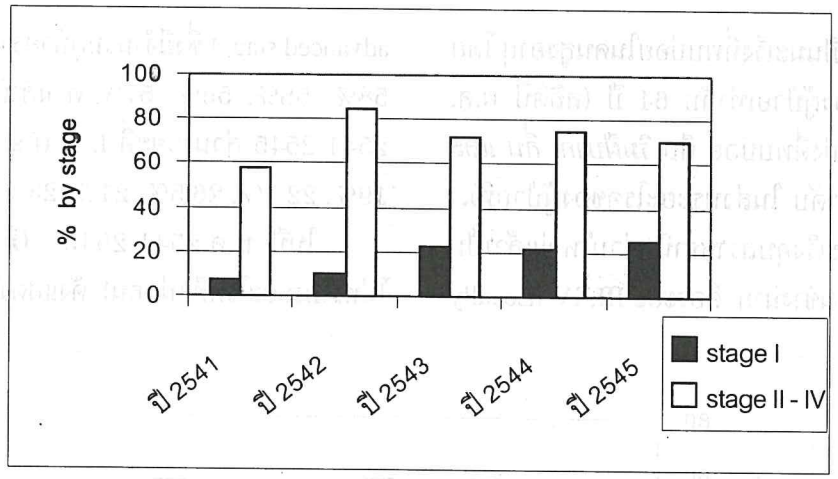
ตารางที่ 1 *แสดงอันดับโรคมะเร็งที่พบบ่อย 5 อันดับแรก*

รายละเอียดโรคมะเร็งที่พบบ่อย

มะเร็งปากมดลูก เป็นมะเร็งที่มีอุบัติการณ์พบมากเป็นอันดับ 1 เกือบทุกปี ในปี พ.ศ. 2545 พบรายใหม่ 270 ราย ซึ่งเป็นอัตราที่สูงมากเมื่อเทียบกับที่ผ่าน ๆ มา (ปี พ.ศ. 2541 พบแค่ 165 ราย) แต่มีข้อมูลที่น่าสนใจคือ พบมะเร็งในระยะที่ I เพิ่มมากขึ้นทุกปีเมื่อเทียบกับระยะที่ II ขึ้นไปดังนี้

ปี พ.ศ.	จำนวนผู้ป่วยตามระยะโรค (FIGO) (%)		
	I	(II - IV)	ไม่ทราบระยะ
2541	7.3	58	34.5
2542	10.2	85	5.9
2543	22.4	72	5.2
2544	21.5	74.5	3.4
2545	25.6	70	3.7

ตารางที่ 2 *แสดงจำนวนผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกรายใหม่ ตามระยะโรค*



แผนภาพที่ 2 *แสดงจำนวนผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกรายใหม่ ตามระยะโรค*

ข้อมูลจากตารางและแผนภาพข้างต้น แสดงให้เห็นว่าผลการรักษาน่าจะดียิ่งขึ้น เนื่องจากผู้ป่วยมาพบแพทย์เร็วขึ้น ซึ่งส่วนหนึ่งต้องยกผลประโยชน์ให้โครงการค้นหามะเร็งปากมดลูกของจังหวัดอุบลราชธานี ทำให้ค้นพบผู้ป่วยในระยะต้นมากขึ้น อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าผู้ป่วยจะมาในระยะ I มากขึ้นก็ตาม แต่ก็ยังพบผู้ป่วยในระยะที่ II-IV อยู่ค่อนข้างสูง ระยะดังกล่าวเป็นระยะที่ต้องรักษาด้วยรังสีรักษาร่วมกับเคมีบำบัดเป็นส่วนใหญ่ จึงต้องเตรียมการในส่วนบุคลากรและเครื่องมือทางรังสีรักษา เพื่อรองรับงานที่เพิ่มขึ้นในอนาคต

มะเร็งเต้านม เป็นมะเร็งที่พบมากเป็นอันดับต้น ๆ ทุกปี ดังนี้ คือเป็นอันดับที่ 4, 2, 2, 1, 2 ในปี พ.ศ. 2541-2545 ตามลำดับ นอกจากนี้แล้ว ยังมีจำนวนผู้ป่วยใหม่ที่พบมากขึ้นทุกปี จากสถิติพบว่ามีผู้ป่วยชาย ตั้งแต่ 0.5-1.9% ในระยะเวลา 5 ปีที่ผ่านมา

ระยะของโรค ที่พบมากที่สุดคือระยะที่ II คือ พบถึง 18%, 30.8%, 46%, 30%, 38% ตามลำดับตั้งแต่ปี พ.ศ. 2541-2545 ส่วนในระยะที่ I พบว่าไม่แตกต่างกันมากในระยะ 5 ปีที่ผ่านมา คือ 3.8%, 5%, 3%, 5%, 3.6% ตามลำดับตั้งแต่ปี พ.ศ. 2541-2545 ซึ่งต่างกับมะเร็งปากมดลูกที่มีแนวโน้มจะหาคนไข้ในระยะที่ I มากขึ้น ถึงแม้ว่าข้อมูลชุดนี้จะเป็น Hospital base แต่ก็พอจะอนุมานได้ว่า การค้นพบผู้ป่วยมะเร็งเต้านมในระยะต้น (Screening program) ยังไม่ได้ผลมากนัก

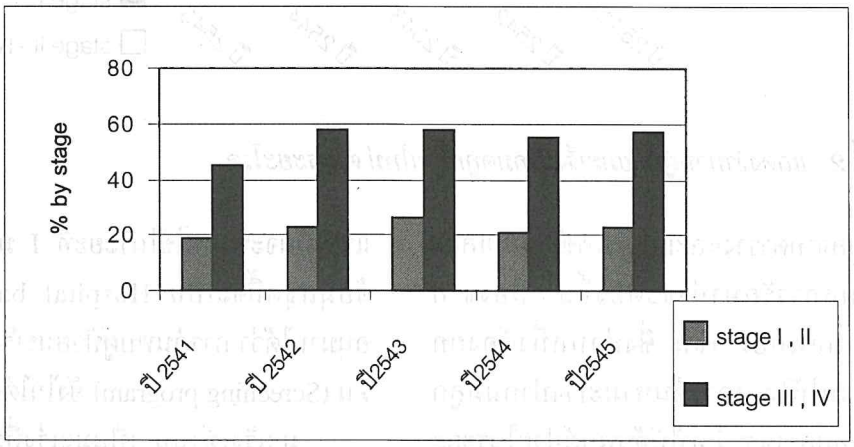
มะเร็งเต้านม เป็นมะเร็งที่มักจะต้องได้รับ **การรักษาหลาย ๆ วิธีรวมกัน** ทั้งการผ่าตัด, ฉายรังสี, เคมีบำบัด, ฮอร์โมนบำบัด, จึงเป็นโรคมะเร็งที่ต้องใช้ค่าใช้จ่ายในการรักษาและจำนวนบุคลากรที่ต้องดูแลผู้ป่วยเป็นจำนวนมาก

มะเร็งปอด เป็นมะเร็งที่พบมากเป็นอันดับต้น ๆ ทุกปี ผู้ป่วยมักมาพบแพทย์ในระยะที่เป็นมากแล้ว จากสถิติตั้งแต่ปี พ.ศ. 2541-2545 พบผู้ป่วยระยะที่ III, IV ถึง 52%, 76%, 66%, 76%, 67% ตามลำดับ (ในปี พ.ศ. 2541 มีผู้ป่วยที่ไม่ทราบระยะโรคถึง 48%) ผู้ป่วยในระยะดังกล่าวเป็นระยะที่รักษาไม่หายขาดเป็นส่วนใหญ่ โดยทั่วไปต้องรักษาด้วยเคมีบำบัด, รังสีรักษา รวมทั้งต้องอาศัยการรักษาด้วยการประคับประคองเป็นอย่างมาก แต่ผลการรักษายังไม่ดีเลย

มะเร็งช่องปาก เป็นมะเร็งที่พบบ่อยเป็นอันดับที่ 2, 3, 3, 4, 3 ในปี พ.ศ. 2541-2545 ตามลำดับ เป็นมะเร็งที่พบในเพศหญิงมากกว่าเพศชาย โดยมีสัดส่วนระหว่างหญิงต่อชายเท่ากับ 1.3 - 2.6

นอกจากนี้ยังเป็นมะเร็งที่พบบ่อยในคนสูงอายุ โดยมีอายุเฉลี่ยของผู้ป่วยเท่ากับ 64 ปี (สถิติปี พ.ศ. 2545) ตำแหน่งที่พบบ่อย คือ *ริมฝีปาก, ลิ้น และเหงือก* ตามลำดับ ในส่วนระยะโรคของผู้ป่วยที่มารักษาที่ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี ส่วนใหญ่แล้วเป็นระยะที่เป็นค่อนข้างมาก คือระยะ III, IV (Locally advanced stage) ซึ่งมีจำนวนผู้ป่วยรวมกันถึง 45%, 58%, 58%, 55%, 57% ตามลำดับ ในปี พ.ศ. 2541-2545 ส่วนระยะที่ I, II (Early stage) พบ 19%, 22.7%, 26.5%, 21%, 23% ตามลำดับ

ในปี พ.ศ.2541-2545 (มีผู้ป่วยบางรายไม่ทราบระยะโรคที่แน่นอน) ดังแสดงในแผนภาพ



แผนภาพที่ 3 *แสดงจำนวนผู้ป่วยมะเร็งช่องปากรายใหม่ ตามระยะโรค*

ผู้ป่วยในระยะ III, IV เป็นผู้ป่วยที่ต้องรักษาด้วย**การผสมผสานหลายวิธี** คือ การผ่าตัด และฉายรังสี ส่วนในผู้ป่วยที่ผ่าตัดไม่ได้ ก็มักจะได้รับการรักษาด้วยการฉายรังสี ± เคมีบำบัด อย่างไรก็ตาม โอกาสหายขาดยังน้อยเมื่อเทียบกับระยะที่ I, II

สรุป

แนวโน้มของจำนวนผู้ป่วยจะสูงมากขึ้นทุกปี อันเนื่องมาจากการเข้าถึงบริการของผู้ป่วยจากโครงการประกันสุขภาพถ้วนหน้าของรัฐบาลและจากการที่ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานีมีศักยภาพในการรักษาเพิ่มขึ้น อีกทั้งผู้ป่วยส่วนใหญ่ต้องรักษาด้วยการผสมผสานหลายวิธี จึงมีความจำเป็นต้องจัดสรรทรัพยากรให้เพียงพอเพื่อให้การรักษาผู้ป่วยได้ทันท่วงที **โดยที่ไม่มีผลต่อระยะของโรคที่อาจสูงขึ้นจากการรอคิวการรักษา**

เอกสารอ้างอิง

1. หน่วยทะเบียนมะเร็ง ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี. สถิติโรคมะเร็ง (Hospital based cancer registry) ของศูนย์ป้องกันและควบคุมโรคมะเร็ง จังหวัดอุบลราชธานี พ.ศ. 2541.
2. หน่วยทะเบียนมะเร็ง ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี. สถิติโรคมะเร็ง (Hospital based cancer registry) ของศูนย์ป้องกันและควบคุมโรคมะเร็ง จังหวัดอุบลราชธานี พ.ศ. 2542.
3. หน่วยทะเบียนมะเร็ง ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี. สถิติโรคมะเร็ง (Hospital based cancer registry) ของศูนย์ป้องกันและควบคุมโรคมะเร็ง จังหวัดอุบลราชธานี พ.ศ. 2543.
4. หน่วยทะเบียนมะเร็ง ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี. สถิติโรคมะเร็ง (Hospital based cancer registry) ของศูนย์ป้องกันและควบคุมโรคมะเร็ง จังหวัดอุบลราชธานี พ.ศ. 2544.
5. หน่วยทะเบียนมะเร็ง ศูนย์มะเร็งอุบลราชธานี. สถิติโรคมะเร็ง (Hospital based cancer registry) ของศูนย์ป้องกันและควบคุมโรคมะเร็ง จังหวัดอุบลราชธานี พ.ศ. 2545.

ความแม่นยำของปริมาณรังสีในการรักษาโรคมะเร็ง
Accuracy of radiation dose for cancer treatment

■ อัมพร ฝันเซียน
หน่วยรังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา
คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ABSTRACT

Objective:

The accuracy of radiation dose will reduce the risk of radiation complication to the patients. The accuracy of radiation dose at Songklanagarind hospital was audited by the postal TLD intercomparision which is the IAEA standard method.

Materials and method:

The radiation output of Cobalt-60 machine measured and calculated the irradiation time for 200 cGy in water to TLD by the IAEA setup conditions. Expose 200 cGy to each TLDs by the calculated irradiation time. These exposed TLDs were proceed at the SSDL of Medical Science Department and reported to the hospital. Evaluation data were collected from 1984-2002.

Discussion of results:

The radiation dose of exposed TLDs will be interpreted by Medical Science Department using IAEA standard scoring. The percentage difference from the quoted radiation of more than 5% would be requested more data, repeat the measurement or need to visit the site by the expert physicists.

Conclusion:

The TLD evaluation were 11 satisfied, 2 were acceptable and 2 were request more data. The maximum degree of different was (-5.45%) and minimum was (-0.05%). The treatment time calculation software was developed to reduce the degree of calculation error. Result of TLD evaluation was used to check the dose accuracy agreement of the ionization chamber measurement and treatment planning system calculation. The results could support the physicist accurately control the radiation dose in patient treatment and the understanding of radiation dosage. The site could know self accuracy and have a qualified reference of radiation dose. The radiation risk reduction for patient treatment is extremely required for the evaluation purpose.

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์:

การตรวจสอบความแม่นยำของปริมาณรังสีเพื่อลดความเสี่ยงในการให้ปริมาณรังสีรักษาผู้ป่วยมะเร็ง ที่โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ กระทำโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ โดยใช้วิธี Postal TLD intercomparision ตามวิธีมาตรฐานของ IAEA และมีการเปรียบเทียบระหว่างสถาบัน

วิธีดำเนินการ:

วัดค่าอัตรารังสีเครื่องโคบอลต์-60 และคำนวณเวลาฉายรังสี ขนาด 200 cGy ที่ตำแหน่งของ TLD ในน้ำ ตามเงื่อนไข IAEA ฉายรังสีแก่ TLD 200 cGy ที่ละหลอดตามเวลาที่คำนวณได้ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์อ่านค่าปริมาณรังสีและรายงานผลส่ง รพ.สงขลานครินทร์ รวบรวมข้อมูล พ.ศ. 2527-2545

การวิเคราะห์ผลการวัดรังสี:

ใช้เกณฑ์มาตรฐานกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ คือ อยู่ในเกณฑ์พอใจหากความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 3.5% อยู่ในเกณฑ์ยอมรับได้หากคลาดเคลื่อนระหว่าง (3.5–5)% ต้องตรวจสอบเพิ่มเติมหากคลาดเคลื่อนเกิน 5 %

ผลสรุป:

ผลการตรวจสอบปริมาณรังสีตามเกณฑ์กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ เป็นที่พอใจ 11 ครั้ง อยู่ในเกณฑ์ยอมรับได้ 2 ครั้ง ต้องตรวจสอบเพิ่ม 2 ครั้ง โดยมีความคลาดเคลื่อนมากที่สุด (-5.45%) และต่ำสุด (-0.05%) ได้ลดความคลาดเคลื่อนโดยพัฒนาโปรแกรมคำนวณเวลาฉายรังสีให้ปรับข้อมูลเครื่องโคบอลต์-60 ที่ใช้คำนวณโดยอัตโนมัติ ได้ตรวจสอบค่าปริมาณรังสีด้วย ionization dosimeter และพิสูจน์ผลคำนวณซ้ำด้วยโปรแกรมวางแผนการรักษาซึ่งให้ผลการคำนวณตรงกัน ผลการตรวจวัด TLD ทำให้นักฟิสิกส์สามารถควบคุมปริมาณรังสีได้อย่างแม่นยำ และมีความเข้าใจเรื่องปริมาณรังสีถูกต้อง หน่วยงานได้ทราบระดับความถูกต้องของปริมาณรังสีตามมาตรฐาน มีหลักฐานอ้างอิงเรื่องปริมาณรังสีที่ชัดเจน และลดความเสี่ยงในการรักษาผู้ป่วยมะเร็ง

หลักการและเหตุผล

การฉายรังสีเพื่อรักษาผู้ป่วยมะเร็ง ใช้ปริมาณรังสีเป็นปัจจัยสำคัญที่สุดในการควบคุมบำบัดโรค จำเพาะบริเวณรอยโรค อีกทั้งมีช่วงปริมาณรังสีใน therapeutic windows ประมาณ 200 cGy หรือ 3.5% ของ prescribed dose [1] ความถูกต้องแม่นยำของปริมาณรังสีจึงต้องมีการควบคุม มีการตรวจสอบปริมาณรังสีประจำวัน, ประจำสัปดาห์, ประจำเดือน, ประจำปี การตรวจสอบความถูกต้องโดยองค์กรภายนอก หรือการตรวจสอบระหว่างสถาบันถือเป็นการตรวจสอบคุณภาพระดับสูง[2] รายงานนี้นำเสนอการตรวจสอบความถูกต้องปริมาณรังสีระหว่างโรงพยาบาลสงขลานครินทร์และกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ โดยใช้ผลึกวัดรังสีแบบ TLD (Thermo-luminescent Dosemeter) ทางไปรษณีย์ เริ่มตั้งแต่ปี พ.ศ. 2527 ถึงปัจจุบัน การใช้ TLD เป็นวิธีที่นิยมใช้ในการตรวจวัด prescribed dose ที่แต่ละสถาบันให้แก่ผู้ป่วยแต่ละคนที่ target volume ถ้าหากได้ผลการตรวจสอบถูกต้องแสดงว่าการควบคุมการใช้รังสีในกิจการแพทย์มีประสิทธิภาพตามหลักนโยบายของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA: International Atomic Energy Agency)[3,4]

วัตถุประสงค์

ตรวจสอบความถูกต้องแม่นยำของปริมาณรังสีจากระบบการฉายรังสีแกมมาจากเครื่องโคบอลต์ โดยใช้ TLD ตามวิธีวัดรังสีของ IAEA

วิธีการ

1. ใช้ TLD เป็นอุปกรณ์วัดรังสี ซึ่งจัดเตรียมโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ และจัดส่งมาให้ทางไปรษณีย์ ปีละ 1 ครั้ง

2. คำนวณเวลาฉายรังสีขนาด 200 cGy ให้แก่ TLD ในน้ำโดยใช้ข้อมูลฟิสิกส์ที่หน่วยงานใช้อยู่ และแสดงวิธีการคำนวณอย่างละเอียด

3. อาบรังสี TLD ครั้งละ 1 แคปซูล จำนวน 3 แคปซูล

4. ส่ง TLD ทั้งหมดพร้อมข้อมูลการอาบรังสีคืนห้องปฏิบัติการรังสี กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

5. รับรายงานผลการวัดรังสี

วัสดุอุปกรณ์ (materials)

ก. *อุปกรณ์มาตรฐาน* ประกอบด้วย

1. TLD capsule จำนวน 4 แคปซูล (ใช้อาบรังสีด้วยเงื่อนไขเดียวกัน 3 ครั้ง ครั้งละ 1 แคปซูล ใช้เป็นตัวควบคุม 1 แคปซูล)

2. ขาตั้ง TLD capsule สำหรับวางใน water phantom ซึ่งบรรจุน้ำเต็ม โดยให้ TLD capsule อยู่ใต้ผิวน้ำเป็นระยะ 5 ซม. (ระดับผิวน้ำเสมอปลายขาตั้ง TLD capsule พอดี) ดังรูปที่ 1

3. แบบฟอร์มแสดงการคำนวณและการอาบรังสี TLD 1 ชุด

ข. *อุปกรณ์ประจำหน่วยงาน*

1. เครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60

2. water phantom มีขนาดใหญ่พอให้เกิด full scattering (ใช้ขนาด 40x40x40 ซม^3)

3. โปรแกรมคำนวณปริมาณรังสีประจำเครื่องโคบอลต์-60

4. โปรแกรมวางแผนรังสีรักษา (Radio-therapy Treatment Planning Software)

5. เครื่องคิดเลขที่มีฟังชั่น e^x

6. Thermometer

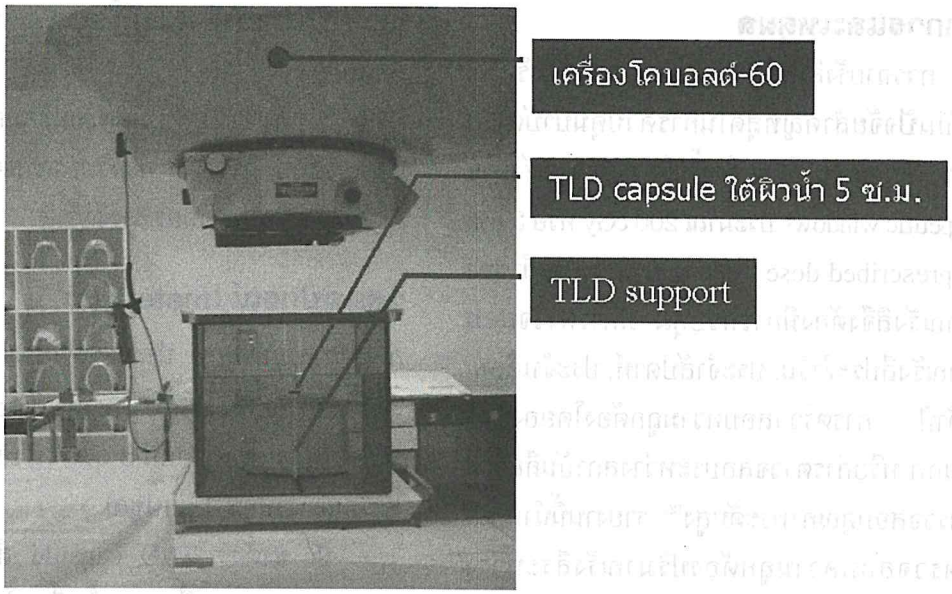
7. Barometer

8. Hygrometer

9. เครื่องวัดรังสีชนิด ionization chamber ชนิด Baldwin Farmer Type 2571 พร้อม electrometer model NE 2570/1B

10. ระดับน้ำ

11. ไม้บรรทัดสเกล เซนติเมตร



รูปที่ 1 แสดงการจัดตำแหน่งการวัดปริมาณรังสีบนเครื่องโคบอลต์-60 ด้วย TLD ใน water phantom

การดำเนินการ

1. วัดและคำนวณค่าอัตรารังสีเครื่องโคบอลต์-60 โดยใช้ ionization chamber วัดปริมาณ, จดค่า bias-voltage ของ electrometer, อุณหภูมิและความดันอากาศ, ความชื้นสัมพัทธ์ เพื่อแก้ผลการวัดรังสี คำนวณแฟกเตอร์ที่เกี่ยวข้อง เช่น recombination effect, beam quality, stopping power ratio ของน้ำต่ออากาศ, perturbation factor ตามแบบคำนวณ Absorbed dose ของน้ำใน IAEA technical reports series No.277

2. คำนวณเวลาฉายรังสี ขนาด 200 cGy ที่ตำแหน่งของ TLD ในน้ำ ตามเงื่อนไข IAEA ในแบบฟอร์มของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ด้วยเครื่องคิดเลข และแก้ค่า time-lag ของเครื่องโคบอลต์ (ใช้ลำรังสีขนาด 10x10 ซม.^{2} ที่ผิว water phantom ระยะจากผิวน้ำถึง source (SSD) 80 ซม. ตำแหน่ง TLD ลึกใต้ผิวน้ำ 5 ซม)

3. นำ water phantom ที่มีขาตั้ง TLD capsule วางบนเตียงผู้ป่วย ให้ขาตั้งอยู่กึ่งกลางลำรังสี จัด gantry 0 องศา collimator 0 องศา ตั้งระยะ source to water surface 80 ซม. เปิดลำรังสีขนาด 10x10 ซม. ตรวจสอบระนาบของ water phantom, gantry และ collimator ด้วยระดับน้ำ

4. สอด TLD capsule ในขาตั้ง ให้ TLD อยู่ใต้น้ำระยะ 5 ซม. และให้ศูนย์กลาง TLD อยู่กึ่งกลางลำรังสี

5. ฉายรังสีแก่ TLD 200 cGy ด้วยเวลาที่คำนวณได้

6. เปลี่ยนแคปซูล โดยให้ตำแหน่ง TLD คงที่ ฉายรังสี 200 cGy จนครบ 3 แคปซูล

7. เก็บ TLD capsule ที่ 4 ไว้ในที่ปลอดรังสี

8. ส่ง TLD capsule ทั้ง 4 อัน คืนกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

9. รับรายงานผลจากกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

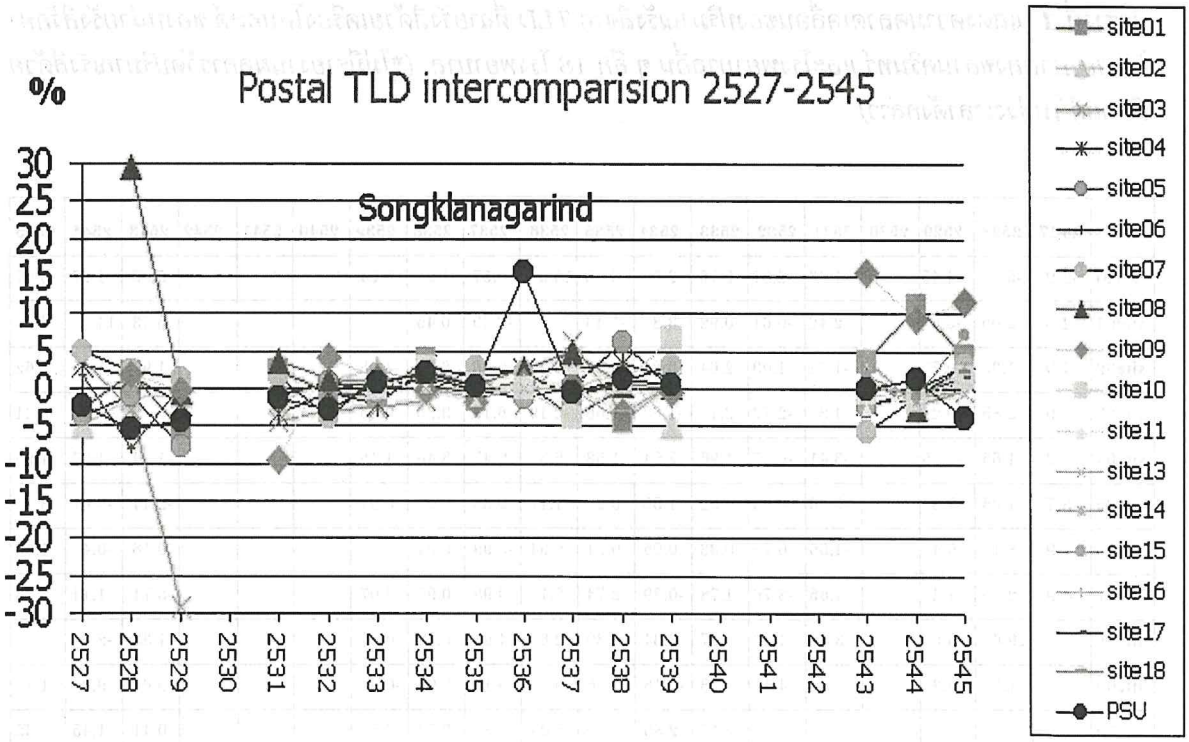
10. รวบรวมผลการวัดรังสีจาก TLD ตั้งแต่ พ.ศ. 2527–2545 และวิเคราะห์ผล

ตารางที่ 1 *แสดงความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีจาก TLD ที่ฉายรังสีด้วยเครื่องโคบอลต์ ของหน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ และโรงพยาบาลอื่น ๆ อีก 18 โรงพยาบาล (*ไม่มีรายงานผลการวัดปริมาณรังสีด้วยทีแอลดี ในช่วงเวลาดังกล่าว)*

พ.ศ.	2527	2528	2529	2530	2531	2532	2533	2534	2535	2536	2537	2538	2539	2540	2541	2542	2543	2544	2545
สงขลา	-2.2	-5.45	-4.45	*	-1.26	-2.87	0.76	2.08	0.38	15.5	-0.57	1.2	0.54	*	*	*	-0.05	1.27	-3.97
site01	-2.8	2.05	-5.6		2.42	-0.61	-0.92	3.8	-1.43		-0.69	0.45					3.53	11	4.51
site02	-4.9	-1.35	-0.75		-1.72	1.09	2.64	0.24	-0.21	-0.02	0.06	2.24	-4.88				1.9	-1.47	2.62
site03	3.9	-2.85	-29.2		-4.3	-2.72	-2.7	-1.63	1.68	-2.19	6.13	-3.25	0.66				3.88	-1.96	-0.21
site04	3.2	1.65	-2.05		-3.41	-0.57	-1.96	2.94	1.53	2.3	2.47	3.48	1.46				-1.84	-1.37	1.25
site05	-3.7	-1.05	-7.8		-0.66	0.65	-0.52	1.55	-0.2	-1.17	0.33	6.09	0.04				-2.44	-0.01	3.1
site06	1.9	-8.1	0.4		-1.06	0.79	0.33	0.05	-0.21	0.94	-3.99	0.04					0.18	-0.4	1.66
site07	4.9	2.45	1.2		1.65	-3.76	1.78	-0.39	2.74	2.1	-0.98	0.99	3.07				-5.71	-1.14	3.23
site08		29.6	-0.5		3.61	1.22	0.87	2.34	0.39	2.69	4.93	0.52	0.31				1.33	-2.59	
site09		1.7	-0.3		-9.62	4.11	1.28	-0.18	-1.86	0.75	0.16	-3.01	-0.54				15.6	9.37	11.7
site10							-0.11	2.85	0.39	0.04	-3.8	0.79	6.6				-0.41	-1.45	1.65
site11								0.37	-1.46	0.93	2.88	0.36	0.58				-2.58	-0.84	-0.29
site13								-0.05	-1.37	0.08	0.03	-4.29	0.75				0.68	-0.71	-0.47
site14																	0.86	-1.67	3.15
site15																	1.8	-0.93	7.35
site16																		1.76	
site17																			1.6
site18																			2.2

ผลการวัดปริมาณรังสี

การวิเคราะห์ความคลาดเคลื่อนตามเกณฑ์ของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์นั้น ถือความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีน้อยกว่า ± 3.5% อยู่ในเกณฑ์พอใจ ระหว่าง ± (3.5–5)% อยู่ในเกณฑ์ยอมรับได้ และเกิน ± 5% อยู่ในเกณฑ์ไม่ยอมรับ ให้วัดรังสีซ้ำ หรือส่งผู้เชี่ยวชาญจากกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ มาตรวจสอบผลการอ่านค่าปริมาณรังสีจาก TLD ที่ฉายรังสีด้วยเครื่องโคบอลต์ ของหน่วยรังสีรักษา และโรงพยาบาลอื่น ๆ รายงานโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ตั้งแต่ พ.ศ. 2527 –2545 แสดงไว้ในตารางที่ 1 ผลการวัดรังสีรักษาของหน่วยรังสีรักษา มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อยู่ในเกณฑ์ยอมรับได้ โดยมีความคลาดเคลื่อนจากมาตรฐานมากที่สุด -5.45% และต่ำสุด -0.05% ตามรูปที่ 2 เว้นแต่ปี พ.ศ. 2536 เกิดความผิดพลาดสูงถึง 15.45% อันมีสาเหตุจากการคำนวณแฟกเตอร์แก้ค่าการสลายตัวผิดพลาด



รูปที่ 2 *แสดงค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนจากปริมาณรังสีจากการตรวจสอบปริมาณรังสีจากเครื่องโคบอลต์-60 ด้วย TLD เปรียบเทียบระหว่างโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ (กราฟเส้นจุดกลมดำ) กับโรงพยาบาลอื่น ๆ ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2527–2545 (ช่วงว่างเป็นช่วงที่ไม่มีรายงานข้อมูลปริมาณรังสี)*

วิเคราะห์และสรุปผล

1. จากการตรวจวัดพบว่าบางครั้งปริมาณรังสีผิดพลาดสูง จึงได้พัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์คำนวณปริมาณรังสีร่วมกับกรมวิทยาศาตร์การแพทย์ขึ้น เพื่อลดความผิดพลาดในการคำนวณเวลาฉายรังสี ในช่วงปี พ.ศ. 2538 โปรแกรมคำนวณเวลาฉายรังสีจะปรับข้อมูลที่ใช้คำนวณเป็นรายวันตามระบบนาฬิกาของเครื่องคอมพิวเตอร์ นอกจากนี้ยังได้ตรวจสอบค่าปริมาณรังสีด้วย ionization chamber และพิสูจน์ผลคำนวณซ้ำอีกครั้งด้วยโปรแกรมวางแผนการรักษาซึ่งให้ผลการคำนวณตรงกันเป็น triple check

2. เมื่อเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีจากสถาบันอื่น พบว่า หน่วยรังสีรักษาควบคุมปริมาณรังสีได้อย่างถูกต้องแม่นยำได้ในเกณฑ์ดี เนื่องจากนักฟิสิกส์มีความเข้าใจการคำนวณรังสี และมีความชำนาญในการวัดรังสี

3. ระบบรังสีที่ใช้รักษาผู้ป่วยถูกต้อง หน่วยงานได้รับทราบระดับความถูกต้องของปริมาณรังสีตามมาตรฐานการวัดรังสีแบบ IAEA หน่วยงานมีหลักฐานอ้างอิงเรื่องปริมาณรังสีที่ชัดเจน

4. ลดความเสี่ยงในการรักษาผู้ป่วยมะเร็ง (patient risk management)

5. เพิ่มความไว้วางใจแก่ผู้มารับบริการและเพิ่มคุณค่าแก่หน่วยงาน

กิตติกรรมประกาศ

ผู้เขียนใคร่ขอขอบคุณ รศ.จงจินต์ ภัทรมนตรี ซึ่งให้คำแนะนำปรึกษาการเขียนรายงานนี้ ด้วยความช่วยเหลืออย่างยิ่งของคุณโสภณ กนกจิราพร นักฟิสิกส์รังสี กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ที่ได้เขียนชุดคำสั่งโปรแกรมคอมพิวเตอร์ตาม flow-chart ให้ใช้งานได้ตามภารกิจของหน่วย และขอขอบคุณกองรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ที่ได้ให้ส่ง TLD capsules และให้คำเสนอแนะของความคลาดเคลื่อนของการวัดปริมาณรังสีตามโครงการนี้ โครงการนี้เป็นประโยชน์อย่างยิ่งที่หัวหน้าหน่วยรังสีรักษา และหัวหน้าภาควิชารังสีวิทยาได้ให้น้ำหนักความสำคัญของเรื่องนี้ไว้ใน patient risk management ซึ่งเป็น Key Performance Indicators ของคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

เอกสารอ้างอิง

1. วิชาญ หล่อวิทยา, Principles of Radiation Oncology, In: วิชาญ หล่อวิทยา, ไพรัช เทพมงคล, ประมุข พรหมรัตนพงศ์, ชนะวัธน์ เทศะวิบุล, Manual of Radiation Oncology. โรงพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2544, 12.
2. McKinzie A, Level of detail required in physics quality system, In: Mayles R, Physics of Quality Control in Radiotherapy, The Institute of Physics and Engineering in Medicine, England, 1999, 28.
3. Izewska J, Andreo P, The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy Hospital, Radiother Oncol, 2000; 54: 65-72.
4. Izewska J, Svensson H, Ibbott G, Worldwide QA networks for radiotrherapy dosimetry. IAEA-CN-96-76.

ภาวะแทรกซ้อนจากการรักษามะเร็งปากมดลูก ด้วยการใช้รังสีอย่างเดียว ที่ศูนย์มะเร็งจังหวัดลำปาง

■ **สุรทัศน์ พงษ์นิกร**
ผู้อำนวยการศูนย์มะเร็งจังหวัดลำปาง

■ **วัลลภ พรเรืองวงศ์, ศิริรัตน์ เชื้อสำราญ ยุพา วงษ์มูล, กาญจนา ดาวประเสริฐ พิเชษฐ์ อุเบอร์, นิภาภรณ์ วงศ์คำ โสภา หอมแก่นจันทร์, จงดี สุขถมยา**
กลุ่มงานรังสีรักษา ศูนย์มะเร็งจังหวัดลำปาง

บทนำ

รังสีรักษา ได้ถูกนำมาใช้รักษามะเร็งปากมดลูกและได้ผลดีตั้งแต่ปี ค.ศ.1920 [1] สำหรับประเทศไทย เริ่มรักษามะเร็งปากมดลูกเป็นครั้งแรกที่คณะแพทยศาสตร์ศิริราช ในเดือนมิถุนายน พ.ศ. 2481 (ค.ศ. 1938 หรือเมื่อ 65 ปีที่ผ่านมา) โดย ศาสตราจารย์ นายแพทย์ หลวงพิณพากย์พิทยาเภท* เป็นผู้ใส่แร่เรเดียม[2] และเดือนธันวาคม พ.ศ. 2481 ศาสตราจารย์ นายแพทย์โรจน์ สุวรรณสุทธิ[3] รวบรวมรายงานผลการรักษามะเร็งปากมดลูกผู้ป่วยจำนวน 24 ราย หลังการรักษามะเร็งปากมดลูก 2-3 เดือน ติดตามผู้ป่วยได้ 12 ราย ได้ผลดังนี้

เนื้องอกหายไปหมด	6 ราย
ยังมีแผลเหลืออยู่	4 ราย
เป็นยูรีเมีย	2 ราย

หกสิบห้าปีหลังการใส่แร่ครั้งแรก มะเร็งปากมดลูกยังคงอยู่อันดับที่ 1 จากมะเร็งทั้งหมดที่พบในสตรีไทย จังหวัดที่พบ Incidence สูงที่สุดในประเทศไทยคือ เชียงใหม่และลำปาง[4] ขณะที่ประเทศอังกฤษพบอยู่ในอันดับที่ 10[5]

ศูนย์มะเร็งลำปางเปิดให้การบริการเมื่อวันที่ 7 เดือนมีนาคม พ.ศ. 2537 สามารถให้บริการรักษามะเร็งปากมดลูก โดยมีครุภัณฑ์และอุปกรณ์การแพทย์ที่ทันสมัย นับเป็นสถาบันที่ 2 ในภาคเหนือ โดยมีคณะแพทยศาสตร์เชียงใหม่เป็นแห่งแรก ในระยะ 5 ปีแรกก็ยังคงขาดแคลนบุคลากรโดยต้องใช้แพทย์ทางรังสีรักษามาปฏิบัติงานเฉพาะวันอังคาร วันพฤหัสบดี และวันศุกร์ เมื่อเวลาผ่านไปมีความเสื่อมเกิดขึ้นกับเครื่องเร่งอนุภาค (Linear accelerator) และเครื่องใส่แร่ ทำให้มีช่วงเวลาหยุดการรักษาทางรังสีเกิดขึ้นบ่อย เนื่องจากขาดเครื่องทดแทน เป็นที่ประจักษ์ชัดเจนว่า ความต้องการบุคลากรทางรังสีรักษาและความต้องการครุภัณฑ์ทางการแพทย์ เดินตามหลังความต้องการของผู้ป่วยที่ต้องการรักษาซึ่งเพิ่มมากขึ้นในแต่ละปี

รายงานนี้เป็นรายงานเบื้องต้นของการรักษามะเร็งปากมดลูกโดยใช้รังสีอย่างเดียวและในระยะแรกจะรายงานเฉพาะภาวะแทรกซ้อนที่เกิดขึ้นจากการรักษาในสภาวะเริ่มต้นของศูนย์มะเร็งลำปาง

** ศาสตราจารย์ นายแพทย์ หลวงพิณพากย์พิทยาเภท เป็นรังสีแพทย์คนแรกของไทย และเป็นผู้ก่อตั้งภาควิชารังสีวิทยา โรงพยาบาลศิริราช เป็นอดีตคณบดีคณะแพทยศาสตร์ศิริราช.*

วัตถุประสงค์

1. ต้องการทราบภาวะแทรกซ้อน (Complications)

2. เปรียบเทียบผลกับสถาบันอื่น

3. นำผลการศึกษามาปรับปรุงให้การรักษามีผลดีมากขึ้น

ผู้ป่วยและวิธีการ

1. ผู้ป่วย

ระหว่างเดือนมกราคม พ.ศ. 2539 ถึงเดือนธันวาคม พ.ศ.2543 รวมเวลา 5 ปี มีผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกถูกส่งมาขอรับการรักษาด้วยรังสีจำนวน 828 ราย ในจำนวนนี้มีผู้ป่วยจำนวน 113 ราย (ร้อยละ 13) ถูกตัดออกจากการศึกษา เนื่องจากเป็นผู้ป่วยหลังการผ่าตัด TAH+BSO และผู้ป่วยที่ฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา

รายงานนี้เป็นการศึกษาย้อนหลังในผู้ป่วย 715 ราย ซึ่งถูกส่งมาจากจังหวัดลำปาง, แพร่, อุตรดิตถ์, เชียงราย, น่าน ตามลำดับจากมากไปหาน้อย โรงพยาบาลที่ส่งผู้ป่วยมาเพื่อขอรับการรักษาจะเป็นผู้ซักประวัติ, ตรวจร่างกาย, ตรวจภายในเพื่อบอกระยะของโรค พร้อมทั้งทำการตรวจพิเศษอื่น ๆ มาด้วย ซึ่งประกอบด้วย ตรวจเลือดทั่วไป (routine blood count), ตรวจปัสสาวะ, chemistry profile, ฟิล์มปอด, I.V.P., cystoscope, sigmoidoscope, ทุกรายมีผลตรวจชิ้นเนื้อก่อนให้การรักษา จากนั้นรังสีแพทย์ (Radiation Oncologist) จะตรวจร่างกาย, Pelvic examination พร้อมทั้งดูผล investigation ทั้งหมดอีกครั้ง โดยการทำ clinical staging ใช้ FIGO (revised 1994)

2.การรักษาด้วยรังสี ประกอบด้วย

2.1 External Beam Radiotherapy (EBRT) ใช้เครื่องเร่งอนุภาคขนาด 6 เมกกะโวลต์ (Linear accelerator 6 MV) หรือเครื่องโคบอลท์-60 ขนาด 200 RMM (Co-60 200 RMM) โดยที่ผู้ป่วยทุกรายเริ่มด้วย EBRT whole pelvis ให้ปริมาณรังสีระหว่าง 4,400 - 6,000 cGy, วันละ 200 cGy, ปริมาณรังสีของ EBRT ที่กล่าวข้างต้นขึ้นกับระยะของโรค, ขนาดของก้อน และ Tumor response เริ่ม Midline Block ที่ 4,400 cGy ด้วยแท่งตะกั่ว กว้าง 4.0 ซ.ม. หนา 6.0 ซ.ม. ผู้ป่วยบางรายจะได้ Parametrial boost ประมาณ 600 - 1,000 cGy ด้วย ระหว่างการรักษาเมื่อผู้ป่วยได้ EBRT 3,600 - 4,400 cGy แพทย์จะทำตรวจภายในอีกครั้งเพื่อวางแผนการรักษาต่อ

2.2 Intracavitary Radiotherapy (ICRT) ใส่ครั้งเดียว โดยให้ปริมาณรังสีที่ตำแหน่ง A (dose at point A) = 2,500 - 3,000 cGy ตามขนาดของก้อนที่เหลืออยู่หลังจากการฉายแสง (residual tumor) ระยะเวลาที่ให้ ICRT เริ่มภายใน 7-10 วันหลังจาก EBRT ครบและพยายามไม่ให้เกิน 14 วัน ICRT ใช้ Remote control after loading Cs-137 unit, 6 channal

การติดตามผลการรักษา

ปีที่ 1	นัดตรวจ 1 เดือนหลังใส่แร่ หลังจากนั้นนัดทุก 2 –3 เดือน
ปีที่ 2	นัดตรวจทุก 3 – 4 เดือน
ปีที่ 3-4	นัดตรวจทุก 4 – 6 เดือน
ปีที่ 5	นัดตรวจทุก 6 – 8 เดือน

การทำ Pap Smear หรือ Investigation อื่น ๆ ทำตามข้อชี้บ่งทางคลินิก

ผลของการศึกษา

1. ข้อมูลเกี่ยวกับผู้ป่วย (ตารางที่ 1 และ รูปที่ 1) จำนวนผู้ป่วย แยกตามช่วงอายุที่พบคือ ช่วงอายุ 35-39 ปี พบร้อยละ 70 และช่วงอายุ 30-64 ปี พบร้อยละ 83.9

อายุของผู้ป่วยน้อยที่สุดที่พบคือ 18 ปี และอายุของผู้ป่วยมากที่สุดที่พบคือ 85 ปี

ระยะของโรค (stage) ที่พบมากที่สุดคือ ระยะที่ 2 และระยะที่ 3 รวมกัน พบร้อยละ 73

ผลการตรวจทางพยาธิวิทยา

1. Squamous cell carcinoma 80.4 %
2. Adenocarcinoma 15.1 %
3. Adenosquamous 1.4 %
4. อื่นๆ 3.1 %

รายละเอียดอื่น ๆ ตามตารางที่ 1

ตารางที่ 1 *Age Distributions, Stages and Pathologic Types*

	Number of patients	Percent
Age groups Distribution		
15-19	2	0.3
20-24	2	0.3
25-29	7	1.0
30-34	32	4.5
35-39	59	8.3
40-44	127	17.8
45-49	116	16.2
50-54	102	14.3
55-59	96	13.4
60-64	65	9.1
65-69	57	8.0
70-74	35	4.9
75+	15	2.1
Stages		
1a	1	0.1
1b	92	12.9
2a	78	10.9
2b	279	39.0
3a	9	1.3
3b	234	32.7
4a	17	2.4
4b	5	0.7
Pathologic types		
Squamous cell carcinoma	575	80.4
Adenocarcinoma	108	15.1
Unknown Adenosquamous	13	1.8
carcinoma	10	1.4
Small cell carcinoma	5	0.7
Other	4	0.6
Total	715	100.0

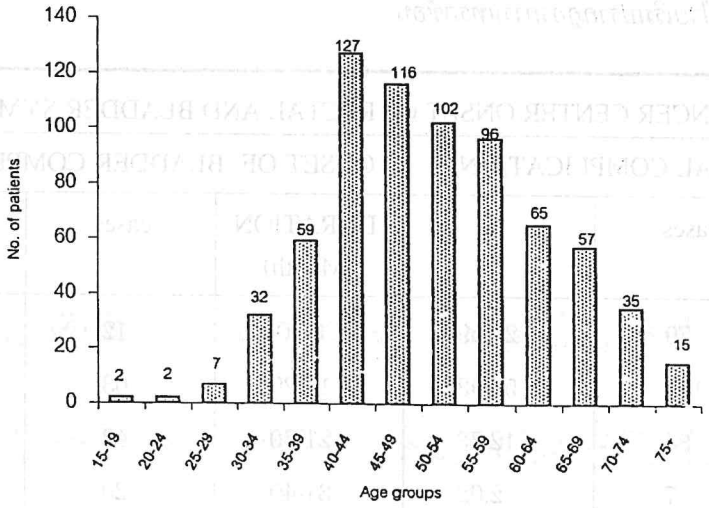


Figure 1 *Age Distribution in cervical carcinoma, Lampang Cancer Center, 1996-2000*

2. ภาวะแทรกซ้อนของการรักษา (Complications)

ภาวะแทรกซ้อนและผลข้างเคียงจากรังสีของรายงานนี้แบ่งระยะความรุนแรงตาม RTOG (Radiation therapy oncology group) พร้อมทั้งได้เปรียบเทียบกับรายงานอื่นทั้งในและต่างประเทศในตารางที่ 2 และการแสดงระยะเวลาที่ผู้ป่วยเริ่มปรากฏอาการแทรกซ้อนในตารางที่ 3

ตารางที่ 2 *ผลแทรกซ้อนทางรังสีเปรียบเทียบกับสถาบันต่างๆ*

Institutes	PROCTITIS				CYSTITIS				REFERENCE
	GRADE (%)				GRADE (%)				
	1	2	3	4	1	2	3	4	
Lampang Cancer Center	66.4	27.6	4.1	1.5	59	23	2.7	0.7	RTOG
Kraiphibul P. [13] Ramathibodi	MILD (%) 80		SEVERE (%) 2.6		MILD (%) 58		SEVERE (%) 2.6		RTOG
Tantiphumiamorn [17]	MILD (%)	MOD (%)	SEVERE (%)		MILD (%)	MOD (%)	SEVERE (%)		KOTTMIER
Siriraj	13.69	33.17	6.04		20.35	19.48	0.74		
Washington,USA	GRADE 2 complication (moderate) = 15% GRADE 3 complication (Severe) - For stage I = 4% - For stage IIA and beyond = 8%								PEREZ CA [18]

ตารางที่ 3 ระยะเวลาที่ผู้ป่วยเริ่มปรากฏอาการแทรกซ้อน

LAMPANG CANCER CENTER ONSET OF RECTAL AND BLADDER SYMTOMS					
ONSET OF RECTAL COMPLICATION			ONSET OF BLADDER COMPLICATION		
DURATION (Month)	cases	%	DURATION (Month)	cases	%
6-10	79	29.59	6-10	12	8.22
11-20	144	53.93	11-20	63	43.15
21-30	34	12.73	21-30	42	28.77
31-40	7	2.62	31-40	20	13.70
41-50	3	1.12	41-50	9	6.16
TOTAL	267	100.00	TOTAL	146	100.00

วิจารณ์

จากตารางที่ 1 ร้อยละ 70 มีช่วงอายุระหว่าง 35-50 ปี, และร้อยละ 83.9 มีช่วงอายุระหว่าง 30-64 ปี อายุต่ำที่สุดคือ 18 ปี และอายุสูงที่สุดคือ 85 ปี

ผลการตรวจชิ้นเนื้อทางพยาธิวิทยาพบ squamous cell carcinoma ร้อยละ 80.4 adenocarcinoma ร้อยละ 15.1 รายงานอื่นในประเทศไทย [6,7] พบ adenocarcinoma ร้อยละ 8.7-11.75 การพบ adenocarcinoma สูงในรายงานนี้ จะให้ความสำคัญไว้ด้วย เนื่องจาก Smith HO [8] ทำการศึกษาเปรียบเทียบอุบัติการของ adenocarcinoma กับ squamous cell carcinoma โดยใช้เวลาถึง 24 ปี พบว่าอุบัติการของ adenocarcinoma สูงขึ้นถึง 2 เท่า

แม้จะทราบกันดีว่า HPV type 16, 18 เป็นสาเหตุประการหนึ่งที่ทำให้เกิดมะเร็งปากมดลูก สาเหตุก็ยังเกิดจาก Multifactorial มีการศึกษาที่น่าสนใจของ Levi F [9] พบว่าผู้หญิง ทางยุโรปตะวันออก โดยเฉพาะประเทศโรมาเนีย เป็นมะเร็งปากมดลูกมากกว่าหญิงในประเทศฟินแลนด์และประเทศสวีเดน ถึง 10 เท่า (ช่วงอายุ 20-44 ปี ในประเทศโรมาเนีย =10.6/100,000; ฟินแลนด์ = 0.5/100,000; Sweden =0.9/100,000) ในประเทศสหรัฐอเมริกา Seeff LC และคณะ[10] พบว่า สาเหตุการตายของมะเร็งปากมดลูก ในชาวต่างชาติที่เกิดในประเทศสหรัฐอเมริกาเองลดลงร้อยละ 17 (3.50 -2.99 ต่อประชากรหญิง 100,000 ในช่วงปี ค.ศ. 1985-1987 และ 1994-1996) ในขณะที่หญิงต่างชาติที่เกิดนอกประเทศสหรัฐอเมริกามีอัตราสูงขึ้นร้อยละ 22 (3.26-3.99 ต่อ 100,000) สิ่งเหล่านี้เปิดให้มีการวิจัยเรื่องมะเร็งปากมดลูกต่อไปอีก

ภาวะแทรกซ้อน (Complications)

การรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยรังสีเพื่อหวังผลหายขาด จะต้องมีอาการแทรกซ้อนและผลข้างเคียงจากรังสี (radiation complications) ตามมา มีรายงานทั้งในและต่างประเทศเป็นจำนวนมาก แต่

เป็นการยากที่จะเปรียบเทียบ เพราะใช้ criteria และ grading ต่างกัน

ไพรัชและคณะ[12] พบอาการแทรกซ้อนและผลข้างเคียงจากรังสีร้อยละ 26 (209 รายจากผู้ป่วยทั้งหมด 803 ราย) โดยสรุป late radiation complication น่าจะแบ่งเป็น mild (RTOG grade 1,2) และ severe (RTOG grade 3,4)

รายงานนี้ให้ความสนใจอาการแทรกซ้อนและผลข้างเคียงจากรังสี (radiation complications) ทั้งหมดมาตั้งแต่เริ่มให้การรักษาผู้ป่วย ผลการศึกษาปรากฏในตาราง 3 grade 1 proctitis and cystitis พบร้อยละ 66.4 และร้อยละ 59 ตามลำดับ ซึ่งใกล้เคียงกับที่พวงทองและคณะได้ศึกษาไว้ [13] Levenback C และคณะ [14] พบ grade 1 proctitis ร้อยละ 59 ; Eifel PJ และคณะ[15] พบ grade 1 cystitis ร้อยละ 59 (อาการที่พบคือ a single brief episode of mild hematuria or sterile dysuria) ได้ 2 ใน 3 ของผู้ป่วยที่รายงาน (ประมาณร้อยละ 66, จำนวนผู้ป่วยที่รายงาน 1,784 ราย) รายงานต่างๆให้ความสำคัญของ mild complication น้อย เพราะหายได้เองหรือหายได้ด้วยการรักษาตามอาการ

รายงานส่วนมากจะให้ความสำคัญกับ severe late complication ของ Proctitis และ Cystitis คือ ร้อยละ 3-5 สำหรับ Stage 1-2A; และร้อยละ 10-15 สำหรับ Stage 2B-3, Denton A.S. และคณะ [16] รายงาน crude rate severe complication ร้อยละ 6.1 ที่ 5 ปี (ผู้ป่วยทั้งหมด 1,558 ราย)

สำหรับรายงานนี้พบ grade 3,4 complication ของ Rectum ร้อยละ 5.6 และ Bladder ร้อยละ 3.4 ตามลำดับ ซึ่งยอมรับได้เมื่อเทียบกับรายงานอื่นๆข้างต้น เพราะผู้ป่วยเป็นโรคระยะที่ II และ III ถึงร้อยละ 73 รายละเอียดตามตารางที่ 3

ระยะเวลาในการเกิดภาวะแทรกซ้อน (complications)

รายงานนี้บันทึกระยะเวลาการเกิด complications เป็นเดือน (ตารางที่ 3) โดยนับจากวันที่การรักษาด้วยรังสีเสร็จสิ้น ทั้ง Proctitis และ Cystitis พบได้ 6 เดือนหลังรักษา ช่วงเวลา 6-10 เดือน โดยได้พบ Proctitis มากกว่า Cystitis ถึง 3 เท่า (ร้อยละ 29.59/ร้อยละ 8.22) ระยะที่พบอาการสูงสุดของ Proctitis และ Cystitis อยู่ระหว่าง 11-20 เดือน (ประมาณ 1-2 ปี) ระหว่าง 21-30 เดือน Proctitis ลดลงประมาณ 4 เท่า (จากร้อยละ 53.93 เหลือร้อยละ12.73) ในขณะที่ยังพบ Cystitis ได้ถึงร้อยละ 28.77 ระหว่าง 41-50 เดือน พบ Proctitis เพียงร้อยละ 1.12 แต่ยังพบ Cystitis ได้ถึงร้อยละ 6.16

ผลของรายงานนี้ใกล้เคียงกับรายงานของ Eifel PJ.และคณะ [15] ซึ่งรายงาน late complication ของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกระยะที่ 1B จำนวน 1,784 ราย เป็นเวลา 29 ปี (1960-1989) พบ rectal complication ร้อยละ 1 ต่อปีใน 2 ปีแรก และลดลงเหลือร้อยละ 0.06 ระหว่างปีที่ 2-25 ปี ขณะที่พบ severe urinary tract complication ร้อยละ 0.7 ต่อปีใน 3 ปีแรก และลดลงเหลือร้อยละ 0.25 ต่อปี จนถึง 25 ปี

โดยภาพรวม Eifel PJ.และคณะ พบ major complication ได้ร้อยละ 7.7 และร้อยละ 9.3 ที่ 3 และ 5 ปีตามลำดับ ที่ 20 ปีมีโอกาสพบ major complication ได้ถึงร้อยละ 14.4 รายงานของ Eifel PJ. และคณะ ศึกษาเฉพาะผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกระยะที่ 1B ผู้ป่วยของศูนย์มะเร็ง ลำปาง เป็นระยะที่ 2 และ 3 ถึงร้อยละ 73 (ระยะที่ 1B พบเพียงร้อยละ 12.9) ดังนั้นเราอาจพบ complication ในอนาคตได้สูงถึงร้อยละ 15 ตามที่ปรากฏในรายงานการวิจัยอื่น ซึ่งคณะผู้รายงานจะติดตามผู้ป่วยเหล่านี้ต่อไปอีก

สรุป

ได้รายงานผลการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยการใช้รังสีอย่างเดียวที่ศูนย์มะเร็งจังหวัดลำปาง โดยทำการศึกษาย้อนหลังพร้อมติดตามผลการรักษาในผู้ป่วยจำนวน 715 ราย ระหว่างเดือนมกราคม พ.ศ. 2539 ถึงเดือน ธันวาคม พ.ศ. 2543

พบ severe complication ต่อ rectum and bladder ร้อยละ 5.6 และ 3.4 ตามลำดับ ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้คือระหว่างร้อยละ 5-15

ศูนย์มะเร็งจังหวัดลำปางยังต้องให้การรักษา invasive cervical carcinoma สูงถึงร้อยละ 73 ขณะที่ระยะ IB พบเพียงร้อยละ 12.9 เห็นสมควรให้เพิ่มประสิทธิภาพในการทำ cancer screening และอาจต้องทำเป็นนโยบายระดับประเทศ

คำขอบคุณ

คณะผู้รายงานขอขอบคุณ ศ. พ.ญ.วิมล สุขถมยา, รศ.น.พ.วิชาญ หล่อวิทยา ที่ช่วยแก้ไขรายงานนี้ให้ถูกต้องมากขึ้น ผศ.นพ.อนันต์ โทนุสิน ที่อนุญาตให้รายงานผู้ป่วยจำนวนหนึ่งของท่าน คุณนันทกา ภู่กัณหพันธ์ ที่ช่วยทำ survival curve ให้ และเจ้าหน้าที่ศูนย์มะเร็งจังหวัดลำปางทุกท่านที่เกี่ยวข้อง

References

1. Greven KM, Lanciano R. Management of cervical by R.T. Cancer and Precancer of the cervix Edited by D.M. Luesle. R. Barrasso chapman and Hall. 1998: 345-359
2. ทองพูน วัฒนวิทย์. การรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยรังสี. สารศิริราช. 1967; no.7: 365-387
3. โรจน์ สุวรรณสุทธิ.จดหมายเหตุทางการแพทย์. 2482 (ค.ศ.1939): 22
4. Derasame S, Martin N, Sontipong S. et al. Cancer in Thailand Vol. II. กรุงเทพมหานคร: 1999; 24-56.
5. Rowlands PK. And Barroslopes A. Invasive carcinoma of the cervix. Current Obstets and Gynecol. 2001; 11: 172-177
6. Pengsa P, Pesi M, Udomthavammk B,. et al. Surv and Lysis. I need assoc. Thai. 1989; 72 no.6: 346-350
7. Lorvidhaya V, Tonusin A, Changwiwit W, et al. High Dose Rate Afterloading Brachytherapy in Carcinoma of The Cervix : An Experience of 1992 Patients. Int. J. Rad oncol.phys. 2000; 46 no.5: 1185-1191.
8. Smith H. et al. The Rising Incidence of adenocarcinoma. Gynecol oncol. 2000; 78: 97-105
9. Levi F. et al. Cervical cancer mortality.Suropean J. of cancer. 2000; 36: 2266-2271
10. Seeff LC, Mckenna MT. Cervical cancer mortality among foreign-born women living in the United States, 1985 to 1996. Cancer Detection and Prevention 2003; 27: 203-208.
11. Chao Clifford K.S., Peraz C.A. and Brachy. Radiation Oncology, Management Decision.2nd edition Lippincott Williams and Wilkins. 2002: 489-509
12. Pairat T. et al. Complications after radiation therapy for carcinoma of cervix uterine. J. Med. Th. 1980; 63 no.5: 238-243
13. พวงทอง ไกลพิบูลย์. และ มัณฑนา ธนะชัย. รังสีรักษา

ในมะเร็งนารีเวช. ตำรามะเร็งนารีเวชวิทยา. เรียบเรียงใหม่ ครั้งที่ 2. วสันต์ ลีนสมิตร. และ สมเกียรติ ศรีสุพรรณดิฐ. ส.ค. 2542: 280-311

14. Lavenback C. and Eifel PJ. et al. Hemorrhagic cystitis following radiation therapy for stage 1B cancer of cervix. Gynecol Oncol. 1994; 55: 206-210
15. Eifel PJ. Complication rate for patients treated with radiation therapy for FIGO state 3B carcinoma of the uterine cervix completed treatment with curative intent. Int. J. Radiat Oncol Biol Phys. 1996; 36: 271
16. Denton A.S., Bond S.J., Bentzen S.M., and Maher J. UK Link-Qynecology-Oncology Groups.Clinical Oncol. 2000; 12: 347-353
17. ลลิดา ตันติภูมิอมร, สุนีย์ ธรรมสิทธิกลม, วิสุทธิ์ วุฒิพฤกษ์. Bladder and Rectal Complication from Radiation Treatment of Cervical Carcinoma รังสีวิทยาสาร, 1991, 28(2): 53-59.
18. Perez CA, Camerl HM, Kuske RR, et al. Radiation therapy alone in the treatment of carcinoma of the uterine cervix : A 20-year experience. Gyne Oncol : 1986: 23: 127-140.

Output Factor Considerations Of 12 and 16 Mev Electron Beams At Non - Standard Extended Target To Surface Distance in Blocked Beam Technique

■ **Supoj Ua-apisitwong,** M.Sc. (Medical Physics)
Supranee Supanunt, M.Sc. (Medical Physics)
Thana Jampanil, B.Sc. (Physics)
Radiotherapy and Nuclear Medicine Unit,
Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital,

■ **Wararat Prommoon,** B.Sc.(Radiological Technology)
Radiotherapy, Radiology, Rajavithi Hospital.

Objective:

The electron output determination of non-standard technique, especially for extended target to surface distance (TSD) in blocked beam technique is a complicated procedure. This study was performed to prove whether the effective $TSD_{eff,standard\ cone}$ of standard cone can be properly used in an inverse square law formula in TSD effective method for its cutout output factor determination.

Materials and methods:

The relative output factors (ROFs) of electron output measurements at depth of maximum of 12 and 16 MeV from a Varian Clinac 2100C linear accelerator with standard 10 x 10 cm^2 cone and its 21 cutouts were measured by a cylindrical ionization chamber farmer type 0.6 cc and PTW electrometer in solid water phantom at four source to target distances of 100, 105, 110 and 115 cm. The output factors measured at each cutout and TSD were then compared to the output factor values that were calculated by effective TSD method of the same cutout with effective $TSD_{eff,\ cutout}$ of its own cutout and effective $TSD_{eff,\ standard\ cone}$ of standard cone.

Results:

For output factor consideration, it was found that the magnitude of difference by using $TSD_{eff,cutout}$ of its cutout varied within $\pm 1\%$ for all extended distances and cutouts in both energies. Using $TSD_{eff,standard\ cone}$ of standard cone to calculate the ROF, the magnitude of difference of the two energies increased as the small cutouts and longer TSDs were introduced. The error was up to 7.23% and 8.33% for circular cutout 3 cm in diameter at TSD 115 cm of 12 MeV and 16 MeV, respectively.

Conclusion:

The effective $TSD_{eff,standard\ cone}$ of standard cone can be used to determine the relative output factor in effective TSD method. It shows a very good agreement for all cutouts if a side of cutout shields is larger than electron practical range / 2 and extended TSD is shorter than 110 cm.

INTRODUCTION

Electron beams of energy range 4-22 MeV have been used to treat superficial or boost tumors since 1947. Compared to megavoltage photon beams, the penetration of electron beams is shallower and the surface dose is higher. In tissue, electron depth dose curves or isodose charts show a homogeneity region of relative treatment range dose at 80–90 percent and rapid dose fall off beyond the dose of maximum. The size of the homogeneity region and the rapidity of dose fall off are energy and linear accelerator unit dependent. Normally, an electron treatment field is collimated by standard applicator and incorporated with an insertion or cutout for an irregularly – shaped tumor.

The output of electron beam is dependent on the beam energy, the collimator system designed, any field shaping shields and strongly on size and shape of the treatment field. The measurement of outputs for different beam sizes is an important component of electron beam dosimetry in clinical practice. One of the most popular method for output calibration as absorbed dose at the effective point of measurement with the ionization chamber in water phantom, $D_W(P_{eff})$ is recommended by IAEA Technical Reports Series No. 277[1] and it can be determined by using equation 1.

$$D_W(P_{eff}) = M_u \times N_{D,W} \times S_{w,air} \times P_u \quad .....1$$

Where M_u is the average ion reading corrected for temperature and pressure, polarity effect and recombination effect, $N_{D,W}$ is the calibration factor, $S_{w,air}$ is the stopping-power ratio water to air at the user beam quality at the point of interest and P_u is the perturbation correction factor.

For some treatments, if the patient's surface in the area to be treated is not flat and do not permit an electron applicator to be set at the standard treatment distance, such as head and neck lesion that in shoulder region, non standard extended target to surface distances are required. Even though the electron beam is considered well understood, AAPM Task Group No.25 dose not recommend the simple extrapolation of data at standard target to surface distance to be used for extended TSD electron treatments. In these cases, the incident dose for a giving machine setting is reduced on the inverse square law factor by the increased distance. In generally, direct measurement of output factor for every irregularly shaped field cutout is suggested but it is not practical in a busy radiation therapy department. The inverse square law factor for correction the change in doses was used with effective TSD method introduced by Khan et al[2]. In this method, doses are measured at the d_{max} in a phantom as a function of gap, distance between the cone end and phantom surface that extended from nominal TSD_{100}. If the inverse square law is assumed :

$$(Q_0/Q_g) = [(TSD_{eff}+d_{max}+g) / (TSD_{eff}+d_{max})]^2 \quad ....2$$

$$(Q_0/Q_g)^{1/2} = [g / (TSD_{eff} + d_{max})] + 1 \quad ..... 3$$

Where Q_0 and Q_g are the collected ionization with no gap and with gap respectively and TSD_{eff} is the effective target to surface distance. By plotting $(Q_0/Q_g)^{1/2}$ on the y-axis as function of air gap on the x-axis , a straight line is obtained as shown in figure 1:

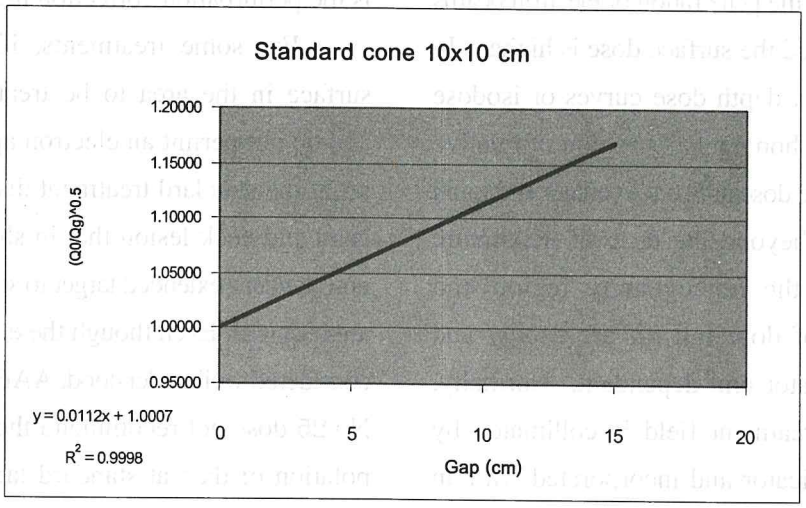


Figure 1. *Determination of effective TSD of standard cone10 x10 cm of electron beam energy 12 MeV, by plotting* $(Q_0/Q_g)^{1/2}$ *on the y-axis as function of air gap on the x-axis.*

From equation 3, the slope of resulting line is $1/(TSD_{eff} + d_{max})$, thus we can find the TSD_{eff} of each cone as equation 4

$$TSD_{eff} = (1/slope) - d_{max} \quad .....4$$

The effective TSD for each cutout; $TSD_{eff,cutout}$ should be measured and used in an inverse square law formula for calculating the extended dose of its cutout. The dose of each cutout at an extended TSD_{ext} , $D(E,C_{cutout},TSD_{ext})$, is related to the dose at nominal 100 cm TSD_{100} by the following inverse square law relationship :

$$D(E,C_{cutout},TSD_{ext}) = D(E,C_{cutout},TSD_{100}) [(TSD_{eff,cutout} + d_{max} + g) / (TSD_{eff,cutout} + d_{max})]^2 \quad .....5$$

In generally, the effective TSD was measured only for every standard cone; $TSD_{eff,standard\ cone}$ and used in inverse square law formula for calculating the extended dose of every cutout. The dose of each cutout at an extended TSD_{ext} , $D(E,C_{cutout},TSD_{ext})$, is related to the dose at nominal 100 cm TSD_{100} by the following inverse square law relationship :

$$D(E,C_{cutout},TSD_{ext}) = D(E,C_{cutout},TSD_{100}) [(TSD_{eff,standard\ cone} + d_{max} + g) / (TSD_{eff,standard\ cone} + d_{max})]^2 \quad ..... 6$$

In order to prove whether the $TSD_{eff,standard\ cone}$ of standard cone can be used instead the $TSD_{eff,\ cutout}$ in clinical treatments, the comparison of the output factor values that were calculated by the effective TSD method of each cutout with its $TSD_{eff,\ cutout}$ as equation 5 and $TSD_{eff,\ standard\ cone}$ of standard cone as equation 6 with directly measured values were performed. If percent of difference between calculated and measured values as equation 7 are within $\pm$ 2%, the calculated output at TSD effective method with $TSD_{eff,standard}$ can be used in routine work to avoid time consuming in direct output measurement procedure.

$$\% \text{ Difference} = (ROF_{calculated} - ROF_{measured}) \times 100 / ROF_{measured} \quad \ldots\ldots 7$$

MATERIALS AND METHODS

Electron beams of 12 and 16 MeV from a Varian Clinac 2100C linear accelerator with the standard 10x10 cm^2 cone and its 21 cutouts that divided by shaped in three groups as 1) three rectangular shaped with short/long side ratio equals to 1:2 , 1:3 and 1:4, 2) eight circular shaped with 3 to 10 cm in diameter and 3) ten irregular shaped were used in this study. The linac secondary collimators provide a fixed jaw 14x14 cm^2 opening that are automatically adjusted for this standard electron cone and energy range. The electron cutouts were simply done by using a low melting point alloy, a 13 mm thick of Lipowitz's metal, attached to the end of the applicator. This is adequate for blocking electron beams up to 20 MeV. The normal radiation geometry is at a target to surface distance of 100 cm with the end of the cone 5 cm away from the surface.

The central axis depth dose curves of standard cone 10 x 10 cm^2 and its all cutouts were made by RFA-300 of Scanditronix with semiconductor detector in water phantom at four source to target distances of 100, 105, 110 and 115 cm in both energies were searched and recorded.

Five readings of each energy, TSD and cutout were measured and normalized at the depth of the maximum dose in solid water phantom with a cylindrical ionization chamber farmer type 0.6 cc and PTW electrometer. The average reading of each giving cutout converted to doses in grays at depth of maximum by using equation 1 in IAEA Protocol from Technical Reports Series No. 277 and finally determined in the term of relative output factor; ROF that defined as the ratio of dose at d_{max} for the cutout field to the dose at d_{max} for the 10x10 cm^2 standard cone.

To determine the effective TSD, the ratio of $(Q_0/Q_g)^{1/2}$ for standard and extended TSD that corrected for polarity effect were plotted as a function of gap of each energy, cone cutout and extended TSD, as shown in figure 1. Then the effective TSD were calculated by equation 4.

The calculated outputs of each cone cutout at extended TSD were divided into two groups. The first group was calculated by using $TSD_{eff,cutout}$ of its cone cutout and the other

was calculated by using $TSD_{eff,standard\ cone}$ of standard cone for all extensive distances as shown in equation 5 and 6, respectively. The percentage of difference in ROF for each pairs of calculated and measured values were calculated by using equation 7.

RESULTS

The effective TSDs of various electron treatment fields were measured and calculated for a number of cutout shields used in the clinic. Table 1 shows the smaller of treatment field, the shorter of effective TSD. This is due to the increased-scatter components from the cutout shield effect on the output.

Table 1 *The effective TSD of electron beam energy 12 and 16 MeV of all cones and cutouts.*

	Energy (MeV)	
Cutout #	12	16
10.0 X 10.0	86.29	86.29
7.5 X 10.0	88.74	87.09
5.0 X 10.0	83.96	84.72
2.5 X 10.0	74.52	75.74
Circular 10	83.96	85.50
Circular 9	83.21	84.72
Circular 8	81.75	84.72
Circular 7	83.96	82.47
Circular 6	80.33	81.03
Circular 5	78.30	77.65
Circular 4	73.92	72.19
Circular 3	68.43	66.44
Irregular 9 x 9	86.29	87.09
8.3 x 8.3	85.50	87.91
7.4 x 7.0	84.72	85.50
5.3 x 9.7	83.96	84.72
5.0 x 7.0	81.75	83.21
4.5 x 7.0	81.03	82.47
4.2 x 9.4	79.64	81.03
4.2 x 7.4	78.30	79.64
4.0 x 6.0	77.65	80.33
4.7 x 4.6	77.00	77.65

The relative output factors of measured and calculated values for a number of cutout cone are showed in Table 2 and 3 of electron beam energy 12 MeV and 13 MeV, respectively.

Table 2.1 *The output factor of 12 MeV of rectangular cutout normalized by standard cone 10x10 cm²*

Cutout	TSD (cm)											
	100			105			110			115		
	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}
10.0x10.0	1.00000	1.00000	1.00000	0.89525	0.89675	0.89675	0.80578	0.80871	0.80871	0.73374	0.73302	0.73302
7.5x10.0	1.00533	1.00533	1.00533	0.90254	0.90410	0.90154	0.81327	0.81742	0.81302	0.74448	0.74264	0.73693
5.0x10.0	0.99060	0.99060	0.99060	0.88880	0.88580	0.88833	0.79765	0.79680	0.80111	0.72175	0.72056	0.72614
2.5x10.0	0.80073	0.80073	0.80073	0.70466	0.70663	0.71806	0.63155	0.62820	0.64756	0.56130	0.56214	0.58696

Table 2.2 *The output factor of 12 MeV of circular cutout normalized by standard cone 10x10 cm²*

Cutout	TSD (cm)											
	100			105			110			115		
	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}
Circular 10	1.01422	1.01422	1.01422	0.91130	0.90693	0.90951	0.81947	0.81580	0.82021	0.73800	0.73775	0.74345
Circular 9	1.02369	1.02369	1.02369	0.91898	0.91453	0.91800	0.82405	0.82194	0.82787	0.74327	0.74273	0.75039
Circular 8	1.01925	1.01925	1.01925	0.91283	0.90884	0.91402	0.81900	0.81545	0.82428	0.73487	0.73575	0.74714
Circular 7	1.00320	1.00320	1.00320	0.90342	0.89707	0.89963	0.81002	0.80693	0.81130	0.73018	0.72973	0.73303
Circular 6	0.99068	0.99068	0.99068	0.88475	0.88170	0.88840	0.79141	0.78976	0.80118	0.71081	0.71149	0.72620
Circular 5	0.97214	0.97214	0.97214	0.86404	0.86276	0.87177	0.77462	0.77085	0.78618	0.69131	0.69288	0.71261
Circular 4	0.91448	0.91448	0.91448	0.81313	0.80626	0.82007	0.72270	0.71617	0.73955	0.63860	0.64038	0.67034
Circular 3	0.85170	0.85170	0.85170	0.75139	0.74391	0.76377	0.65969	0.65536	0.68878	0.58223	0.58172	0.62432

Table 2.3 *The output factor of 12 MeV of irregular shaped cutout normalized by standard cone 10x10 cm²*

Cutout	TSD (cm)											
	100			105			110			115		
	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}
Irregular 9x9	1.00077	1.00770	1.00770	0.90062	0.89744	0.89744	0.81207	0.80933	0.80933	0.73420	0.73358	0.73358
8.3 x 8.3	1.00560	1.00560	1.00560	0.90498	0.90092	0.90178	0.81449	0.81177	0.81324	0.73588	0.73523	0.73713
7.4 x 7.0	0.99952	0.99952	0.99952	0.89721	0.89463	0.89633	0.80981	0.80542	0.80833	0.72894	0.72892	0.73268
5.3 x 9.7	0.99677	0.99677	0.99677	0.89359	0.89132	0.89386	0.80342	0.80176	0.80610	0.72457	0.72505	0.73066
5.0 x 7.0	0.99024	0.99024	0.99024	0.88486	0.88298	0.88800	0.79448	0.79224	0.80082	0.71443	0.71480	0.72587
4.5 x 7.0	0.97685	0.97685	0.97685	0.87053	0.87021	0.87600	0.78276	0.78013	0.78999	0.70277	0.70335	0.71606
4.2 x 9.4	0.98453	0.98453	0.98453	0.87316	0.87540	0.88288	0.78406	0.78346	0.79620	0.70362	0.70528	0.72169
4.2 x 7.4	0.98244	0.98244	0.98244	0.87377	0.87190	0.88101	0.78071	0.77902	0.79451	0.70079	0.70022	0.72016
4.0 x 6.0	0.96086	0.96086	0.96086	0.85728	0.85194	0.86166	0.76420	0.76055	0.77706	0.68252	0.68311	0.70434
4.7 x 4.6	0.96505	0.96505	0.96505	0.85903	0.85485	0.86541	0.76496	0.76251	0.78045	0.68466	0.68436	0.70741

Table 3.1 *The output factor of 16 MeV of rectangular cutout normalized by standard cone 10x10 cm^2*

Cutout	TSD (cm)											
	100			105			110			115		
	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}
10.0x10.0	1.00000	1.00000	1.00000	0.89087	0.89675	0.89675	0.80809	0.80871	0.80871	0.73203	0.73302	0.73302
7.5x10.0	1.00431	1.00431	1.00431	0.90394	0.90147	0.90062	0.81540	0.81365	0.81220	0.73854	0.73807	0.73619
5.0x10.0	0.99497	0.99497	0.99497	0.89209	0.89055	0.89225	0.80197	0.80175	0.80465	0.72512	0.72560	0.72934
2.5x10.0	0.86087	0.86087	0.86087	0.76442	0.76114	0.77199	0.68197	0.67778	0.69620	0.60740	0.60741	0.63104

Table 3.2 *The output factor of 16 MeV of circular cutout normalized by standard cone 10x10 cm^2*

Cutout	TSD (cm)											
	100			105			110			115		
	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}
Circular 10	1.01358	1.01358	1.01358	0.91296	0.90807	0.90893	0.82457	0.81822	0.81970	0.74072	0.74107	0.74298
Circular 9	1.02119	1.02119	1.02119	0.91971	0.91402	0.91576	0.82920	0.82288	0.82585	0.74382	0.74472	0.74856
Circular 8	1.01657	1.01657	1.01657	0.91349	0.90989	0.91162	0.82449	0.81916	0.82211	0.74004	0.74135	0.74517
Circular 7	1.01253	1.01253	1.01253	0.90544	0.90370	0.90799	0.81611	0.81152	0.81885	0.73110	0.73276	0.73303
Circular 6	1.00166	1.00166	1.00166	0.89257	0.89232	0.89824	0.80340	0.79995	0.81006	0.71997	0.72121	0.73424
Circular 5	0.99728	0.99728	0.99728	0.88454	0.88424	0.89432	0.78987	0.78938	0.80651	0.70935	0.70900	0.73103
Circular 4	0.97890	0.97890	0.97890	0.86425	0.86063	0.87783	0.75938	0.76257	0.79165	0.68150	0.68036	0.71756
Circular 3	0.94045	0.94045	0.94045	0.82216	0.81836	0.84335	0.71868	0.71859	0.76055	0.63639	0.63602	0.68938

Table 3.3 *The output factor of 16 MeV of irregular shaped cutout normalized by standard cone 10x10 cm^2*

Cutout	TSD (cm)											
	100			105			110			115		
	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}	Measure	TSD_{cutout}	TSD_{stand}
Irregular 9x9	1.00107	1.00107	1.00107	0.89951	0.89856	0.89772	0.81207	0.81103	0.80958	0.73565	0.73569	0.73381
8.3 x 8.3	1.00340	1.00340	1.00340	0.90356	0.90151	0.89981	0.81595	0.81438	0.81146	0.73882	0.73930	0.73552
7.4 x 7.0	1.00272	1.00272	1.00272	0.90035	0.89834	0.89920	0.81187	0.80945	0.81091	0.73396	0.73313	0.73502
5.3 x 9.7	0.99975	0.99975	0.99975	0.89529	0.89483	0.89653	0.80494	0.80560	0.80851	0.72864	0.72908	0.73284
5.0 x 7.0	0.99481	0.99481	0.99481	0.89303	0.88873	0.89210	0.80203	0.79875	0.80452	0.72214	0.72178	0.72922
4.5 x 7.0	0.98838	0.98838	0.98838	0.88107	0.88215	0.88634	0.79059	0.79217	0.79932	0.71472	0.71528	0.72451
4.2 x 9.4	0.99712	0.99712	0.99712	0.88915	0.88827	0.89417	0.79730	0.79632	0.80638	0.71780	0.71794	0.73092
4.2 x 7.4	1.00121	1.00121	1.00121	0.89129	0.89023	0.89784	0.79688	0.79674	0.80969	0.71658	0.71723	0.73391
4.0 x 6.0	0.98551	0.98551	0.98551	0.87907	0.87674	0.88340	0.78698	0.78532	0.79667	0.70745	0.70749	0.72211
4.7 x 4.6	0.99026	0.99026	0.99026	0.88000	0.87801	0.88802	0.78395	0.78382	0.80084	0.70456	0.70401	0.72589

Table 4 shows the percentage of difference between the calculated and measured values of all cutouts for electron beam energy 12 MeV. By using $TSD_{eff, cutout}$ of its cutout in an inverse square law formula for ROF calculation, it was found that the percentage of difference was independent on shape and size of cutouts and TSD. The magnitude of difference varied within ± 1% in the range of +0.51% to -0.90%, for all cutouts. Nearly all the cutouts (126/132) showed the percent of discrepancy less than ± 0.5%. When $TSD_{eff,standard\ cone}$ of standard cone was used to calculate the ROF. The magnitude of deviation rose up to 4.57% in rectangular cutout 2.5x10 cm at TSD 115 cm, 4.41% in circular cutout diameter 3 cm at TSD 110 cm, 3.08%, 4.97% and 7.23% in circular cutouts diameter 5, 4 and 3 cm at TSD 115 cm and 2.57%, 2.76%, 3.20% and 3.32% in irregular cutouts 4.2x9.4, 4.2x7.4, 4.0x6.0 and 4.7x4.6 cm at TSD 115 cm, respectively.

Table 4.1 *The percentage of different between the calculated and measured values of 12 MeV of rectangular cutout.*

rectangular cutout	TSD = 105		TSD = 110		TSD = 115	
Cutout	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$
10.0X10.0	0.17	0.17	0.36	0.36	-0.10	-0.10
7.5X10.0	0.17	-0.11	0.51	-0.03	-0.25	-1.01
5.0X10.0	-0.34	-0.05	-0.11	0.43	-0.16	0.61
2.5X10.0	0.28	1.90	-0.53	2.54	0.15	4.57

Table 4.2 *The percentage of different between the calculated and measured values of 12 MeV of circular cutout.*

circular cutout	TSD = 105		TSD = 110		TSD = 115	
Cutout	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$
Circular10	-0.48	-0.20	-0.45	0.09	-0.03	0.74
Circular9	-0.48	-0.11	-0.26	0.46	-0.07	0.96
Circular8	-0.44	0.13	-0.43	0.64	0.12	1.67
Circular7	-0.70	-0.42	-0.38	0.16	-0.06	0.39
Circular6	-0.34	0.41	-0.21	1.23	0.10	2.16
Circular5	-0.15	0.89	-0.49	1.49	0.23	3.08
Circular4	-0.84	0.85	-0.90	2.33	0.28	4.97
Circular3	-1.00	1.65	-0.66	4.41	-0.09	7.23

Table 4.3 *The percentage of different between the calculated and measured values of 12 MeV of irregular shaped.*

irregular shaped	TSD = 105		TSD = 110		TSD = 115	
Cutout	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$
Irregular9x9	-0.35	-0.35	-0.34	-0.34	-0.08	-0.08
8.3x8.3	-0.45	-0.35	-0.33	-0.15	-0.09	0.17
7.4x7.0	-0.29	-0.10	-0.54	-0.18	0.00	0.51
5.3x9.7	-0.25	0.03	-0.21	0.33	0.07	0.84
5.0x7.0	-0.21	0.36	-0.28	0.80	0.05	1.60
4.5x7.0	-0.04	0.63	-0.34	0.92	0.08	1.89
4.2x9.4	0.26	1.11	-0.08	1.55	0.24	2.57
4.2x7.4	-0.21	0.83	-0.22	1.77	-0.08	2.76
4.0x6.0	-0.62	0.51	-0.48	1.68	0.09	3.20
4.7x4.6	-0.49	0.74	-0.32	2.02	-0.04	3.32

Table 5 shows the percentage of difference between the calculated and measured values of all cutouts for electron energy 16 MeV. Again in electron energy 16 MeV, the results were similar to that of 12 MeV. By using $TSD_{eff,cutout}$, The magnitude of difference varied within $\pm$ 1% , range of +0.66% to −0.77% for all cutouts. Almost all the cutouts (125/132) showed the percent of discrepancy less than $\pm$ 0.5%.

Table 5.1 *The percentage of different between the calculated and measured values of 16 MeV of rectangular cutout.*

rectangular cutout	TSD = 105		TSD = 110		TSD = 115	
Cutout #	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$
10.0X10.0	0.66	0.66	0.08	0.08	0.13	0.13
7.5X10.0	-0.27	-0.37	-0.21	0.39	-0.06	-0.32
5.0X10.0	-0.17	0.02	-0.03	0.33	0.07	0.58
2.5X10.0	-0.43	0.99	-0.61	2.09	0.00	3.89

Table 5.2 *The percentage of different between the calculated and measured values of 16 MeV of circular cutout.*

circular cutout	TSD = 105		TSD = 110		TSD = 115	
Cutout	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$
Circular10	-0.54	-0.44	-0.77	-0.59	0.05	0.31
Circular9	-0.62	-0.43	-0.76	-0.40	0.12	0.64
Circular8	-0.39	-0.21	-0.65	-0.29	0.18	0.69
Circular7	-0.19	0.28	-0.56	0.34	0.23	0.26
Circular6	-0.03	0.64	-0.43	0.83	0.17	1.98
Circular5	-0.03	1.11	-0.06	2.11	-0.05	3.06
Circular4	-0.42	1.57	0.42	4.25	-0.17	5.29
Circular3	-0.47	2.57	-0.01	5.83	-0.06	8.33

Table 5.3 *The percentage of different between the calculated and measured values of 16 MeV of irregular shaped.*

irregular shaped	TSD = 105		TSD = 110		TSD = 115	
Cutout	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$	$TSD_{eff, block}$	$TSD_{eff, open}$
Irregular9x9	-0.11	-0.20	-0.13	-0.31	0.01	-0.25
8.3x8.3	-0.23	-0.42	-0.19	-0.55	0.07	-0.45
7.4x7.0	-0.22	-0.13	-0.30	-0.12	-0.11	0.14
5.3x9.7	-0.05	0.14	0.08	0.44	0.06	0.58
5.0x7.0	-0.48	-0.10	-0.41	0.31	-0.05	0.98
4.5x7.0	0.12	0.60	0.20	1.10	0.08	1.37
4.2x9.4	-0.10	0.56	-0.12	1.14	0.02	1.83
4.2x7.4	-0.12	0.74	-0.02	1.61	0.09	2.42
4.0x6.0	-0.26	0.49	-0.21	1.23	0.01	2.07
4.7x4.6	-0.23	0.91	-0.02	2.15	-0.08	3.03

When $TSD_{eff,standard\ cone}$ was used to calculate the ROF, the magnitude of deviation rose up to 3.89% in rectangular cutout 2.5x10 cm at TSD 115 cm, 4.25 and 5.83% in circular cutouts diameter 4 and 3 cm at TSD 110 cm, 3.06%, 5.29% and 8.33% in circular cutouts diameter 5, 4 and 3 cm at TSD 115 cm, and 2.42% and 3.03% in irregular cutouts 4.2x7.4 and 4.7x4.6 cm at TSD 115 cm, respectively.

DISCUSSION

Even though the effective TSD method was widely used in electron dose calculation for extended target to surface distance. The effects of extended TSD on electron output was studied by several investigators [4,7,12,15,16] and showed to be more significantly in higher electron beam energy with small cone cutout. Though the relative output factor calculation

for all cutouts by using its $TSD_{eff,cutout}$ showed very good agreement but it is not a practical work for the cancer treatment center in routine work. The $TSD_{eff, standard\ cone}$ of standard cone can be used to calculate the relative output factor calculation in effective TSD method for all cutouts if a side of cutout shield is not smaller than electron practical range / 2 and extended TSD is not longer than 110 cm. However, isodose chart distribution and central axis depth dose curve construction for each cutout should be performed to ensure the coverage and homo geneous distribution in whole volume of the tumor.

REFERENCES

1. International Atomic Energy Agency : Absorbed dose determination in photon and electron beam. IAEA Report Number 277. 2nd edi. (International Atomic Energy Agency, Vienna) 1997 : 19-26.
2. Khan FM. Radiation protection. In : The physics of radiation therapy. 2nd edi. Baltimore : Willium & Wilkins, 1994 : 474-542.
3. Khan FM. Electron beam therapy. In : The physics of radiation therapy. 2nd edi. Baltimore : Willium & Wilkins, 1994 : 346-418.
4. Khan FM, Sewchand W, Levitt SH. Effect of air space on depth dose in electron beam therapy. Radiology 1978 ; 126 : 249-52.
5. Bigg PJ, Boyer AL, Doppke KP. Electron Dosimetry of irregular fields on the CLINAC 18. Int J Radia Onc Biol Phys 1979 ; 5(3) : 433-40.
6. Choi MC., et al. Variation in output factor caused by secondary blocking for 7-16 MeV electron beam. Radiology 1972 ; 103 : 183-6.
7. Das IJ, McGee KP, Cheng CW. Electron beam characteristics at extended treatment distances. Med Phys 1995 ; 22 : 1667-74.
8. International Commission on Radiation Unit and measurement. Radiation dosimetry : Electron beam with energies between 1 and 50 MeV. ICRU Report number 35 (Washington DC, USA) 1984.
9. Mauceri T, Biggs PJ, Beatty J., et al. A method for predicting the variation of the Depth of maximum dose in shaped electron fields. Med Phys 1996 ; 23(5) : 670-7.
10. Mills ND, Hoqstrom KR, Fields RS. Determination of electron beam output factor. Med Phys 1982 ; 9(1) : 60-8.
11. Mills ND, Hoqstrom KR, Almond PR. Prediction of electron beam output factor for a 20 MeV linear accelerator. Med Phys 1985 ; 12(4) : 473-6.
12. Okumura Y. Correction of dose distribution for air space in the high-energy electron beam therapy. Radiology 1972 ; 103 : 183-6.
13. Saw CB, Ayyangar KM, Pawlicki T, et al. Dose distribution of medium energy electron beam at extended source to surface distance. Int J Radia Onc Biol Phys 1995 ; 32(1) : 159-64.
14. Williams JA, Agarwal SK. Energy-dependent polarity corrections factors for four commercial ionization chambers used in electron dosimetry. Med Phys 1985 ; 24(5) : 785-90.
15. Williams JR, Thwaites DL. Non-standard treatments. In : Radiotherapy physics in practice, Oxford University Press Inc., New York 1993 : 173-83.
16. Ua-apisitwong S, Sahachjesdakul P, Prommoon W, Kittipayak S, Siengyen T. Validity of effective target to skin distance method in 8 MeV electron blocked beam. The Thai Journal of Radiological Technology 2002 ; 27(1-3) : 17-24.

ผลงานของสมาชิก สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย นำเสนอในการประชุมนานาชาติ

สืบเนื่องจากคณะกรรมการสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย ได้มีความเห็นว่า สมาชิกสมาคมฯ มีผลงานไปร่วมเสนอในที่ประชุมต่างประเทศ แต่ไม่ได้นำมาเผยแพร่ให้ชาวสมาคมฯ ได้ทราบโดยทั่วถึง จึงได้รวบรวมการประชุมที่ใหม่สุด คือ ECCO 12 ที่โคเปนเฮเกน ประเทศเดนมาร์ก โดยมีผลงานในรูปของโปสเตอร์ 3 เรื่อง ดังที่จะเสนอต่อไปนี้

A Phase II Study Of Capecitabine (Xeloda®) In Patients Who Have Failed First-line Treatment For Locally Advanced And/Or Metastatic Cervical Cancer

■ **Lorvidhaya V, Chitapanarux I, Kamnerdsupaphon P**
Department of Radiology, Chiang Mai University, Chiang Mai

■ **Phromratanapongse P**
Division of Radiation Oncology, Phramongkutklao Hospital, Bangkok

■ **Lertsanguansinchai P**
Department of Radiology, Chulalongkorn University, Bangkok

■ **Hsieh C-Y**
Department of Obstetrics and Gynecology, National Taiwan University Hospital, Taipei, Taiwan

■ **Kongthanarat Y**
Division of Radiotherapy, Rajavithi Hospital, Bangkok

■ **Visetsiri E**
Division of Radiation Oncology, Bhumibol Adulyadej Hospital, Bangkok

CAPECITABINE IN ADVANCED CERVICAL CANCER: A CLEAR RATIONALE

- Agents commonly used for advanced cervical cancer include cisplatin, 5-FU, methotrexate, doxorubicin, mitomycin-C and mitolactol.[1-3]
- 5-FU has been studied extensively in recurrent/metastatic cervical cancer, demonstrating an overall objective response rate of approximately 20%.[4]
- Capecitabine (Xeloda®) is an oral fluoropyrimidine carbamate that generates 5-FU preferentially in tumour tissue through exploitation of the increased expression of thymidine phosphorylase in tumours compared with healthy tissue (Figure 1).[5]
- Capecitabine is more potent and has a wider spectrum of antitumour activity than other fluoropyrimidines administered at their maximum tolerated dose (MTD) in xenograft models of human breast, colon, gastric, cervical, bladder, ovarian and prostate cancer.[6]
- The oral administration of capecitabine enables chronic dosing schedules that mimic continuous infusions of 5-FU, theoretically leading to reduced systemic exposure to 5-FU and hence improved tolerability.

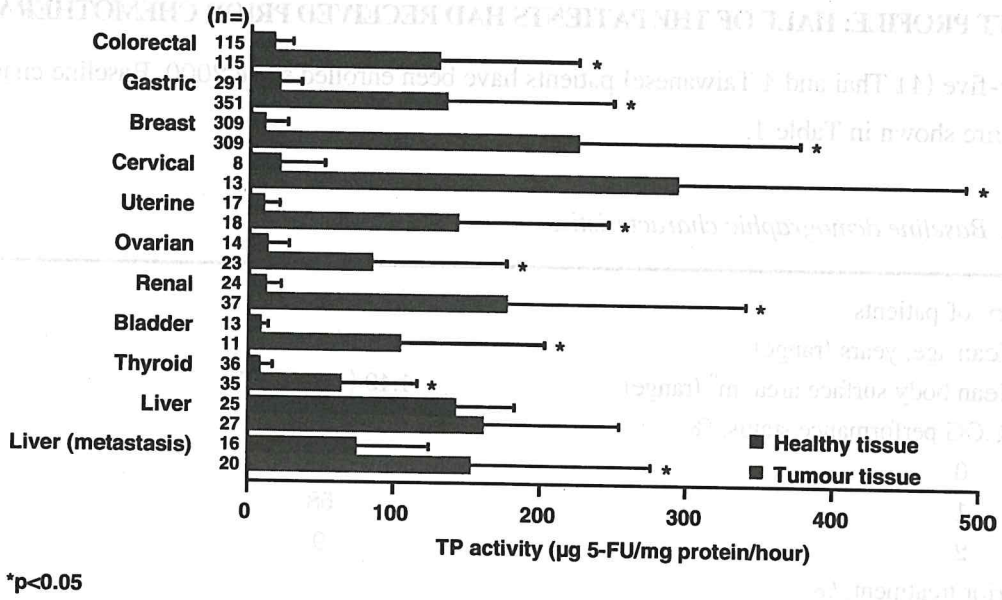


Figure 1. Enhanced activity of thymidine phosphorylase in cancer

MULTICENTRE TRIAL EVALUATING CAPECITABINE (N=45)

- Open-label, multicentre, non-comparative phase II study evaluating the efficacy and safety of intermittent oral capecitabine as second-line therapy in patients with advanced/ metastatic cervical cancer.
- Patient population:
  - age 18–65 years, histologically confirmed squamous cell carcinoma or adenocarcinoma of the uterine cervix with measurable metastatic disease according to WHO criteria, ECOG performance status ≤ 2, life expectancy ≥ 12 weeks
  - previously treated with first-line therapy for metastatic disease.
- Type and duration of treatment:
  - oral capecitabine 1,250 mg/m^2 twice daily on days 1–14 of a 3-week cycle
  - at least 6 weeks (2 courses of capecitabine) depending on patient's response
  - patients with tumour response/stable disease could continue treatment up to 18 weeks.
- Primary objective: overall response rate.
- Secondary objectives: safety and tolerability, time to progression and overall survival.
- Tumour response evaluated every 6 weeks.
- Safety evaluated in all patients receiving at least one dose of capecitabine:
  - adverse events graded according to National Cancer Institute Common Toxicity Criteria (NCI-CTC) version 2.0.

PATIENT PROFILE: HALF OF THE PATIENTS HAD RECEIVED PRIOR CHEMOTHERAPY

- Forty-five (41 Thai and 4 Taiwanese) patients have been enrolled since 2000. Baseline characteristics are shown in Table 1.

Table 1. *Baseline demographic characteristics*

No. of patients	45
Mean age, years (range)	47.6 (30–61)*
Mean body surface area, m^2 (range)	1.49 (1.14–1.97)
ECOG performance status, %	
0	33
1	58
2	9
Prior treatment, %	
Radiotherapy alone	40
Surgery and radiotherapy	11
Radiotherapy and chemotherapy	47
Chemotherapy alone	2

* = Data from 42 patients

CAPECITABINE PROVIDES EFFECTIVE DISEASE CONTROL

Table 2. *Response rates with capecitabine (n=45)*

	% of patients	95% CI
Overall response rate	13	5–27
CR	2	
PR	11	
Stable disease	53	38–68
Progressive disease	20	10–35
Disease control rate (CR+PR+SD)	67	51-80

- The median duration of treatment was 4 cycles (range 1–6). Twenty-nine of the 45 (64%) patients received more than 50% of the planned total capecitabine dose.
- Median time to progression and overall survival were 4.1 months (Figure 1) and 9.3 months (Figure 2), respectively.

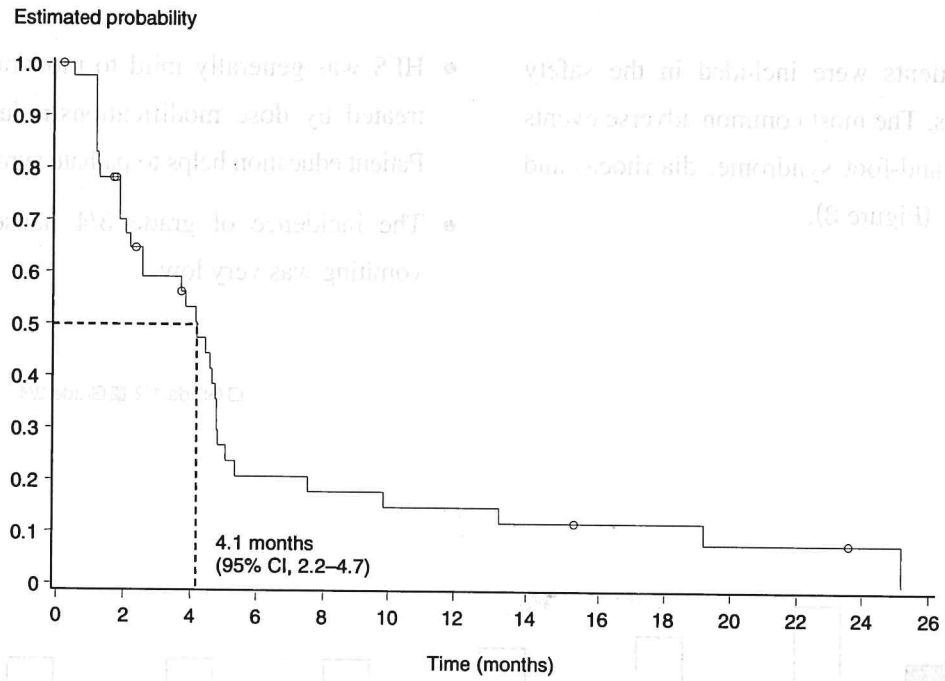


Figure 1. *Median time to progression = 4.1 months*

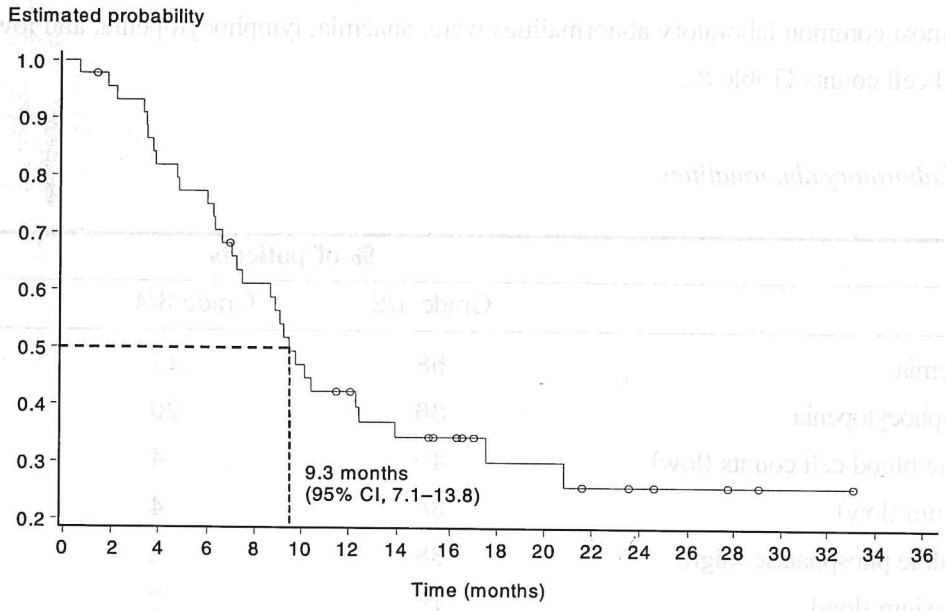


Figure 2. *Median overall survival = 9.3 months*

CAPECITABINE DEMONSTRATED A GOOD SAFETY PROFILE

- All patients were included in the safety analysis. The most common adverse events were hand-foot syndrome, diarrhoea, and nausea (Figure 3).
- HFS was generally mild to moderate and treated by dose modifications/reductions. Patient education helps to palliate symptoms.
- The incidence of grade 3/4 nausea and vomiting was very low.

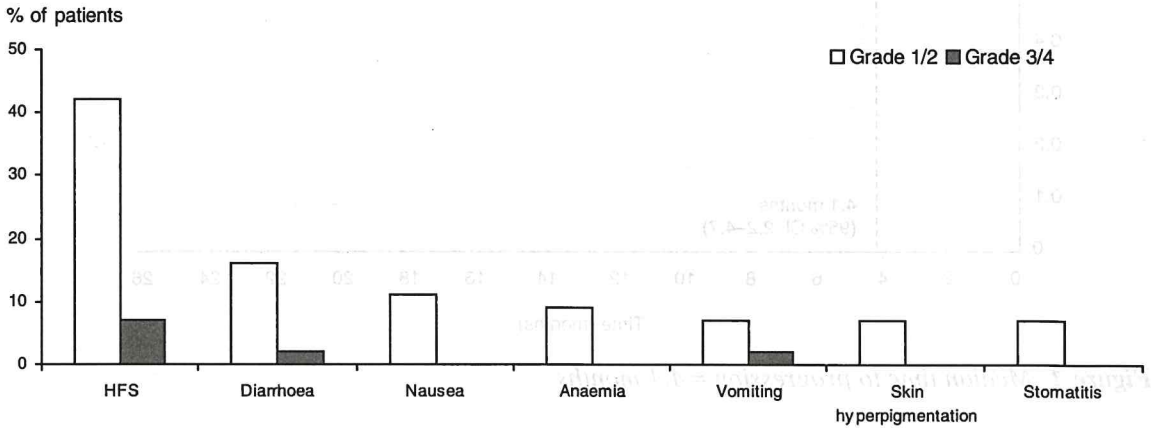


Figure 3. *Most common (>7% of patients) treatment-related adverse events*

- The most common laboratory abnormalities were: anaemia, lymphocytopenia, and low white blood cell counts (Table 3).

Table 3. *Laboratory abnormalities*

	% of patients	
	Grade 1/2	Grade 3/4
Anaemia	58	11
Lymphocytopenia	36	20
White blood cell counts (low)	40	4
Sodium (low)	38	4
Alkaline phosphatase (high)	38	2
Potassium (low)	16	7
Albuminaemia	18	0
Neutropenia	11	6

CONCLUSIONS: CAPECITABINE IS EFFECTIVE AND WELL TOLERATED IN A DIFFICULT-TO-TREAT POPULATION

- Capecitabine is active as second-line treatment for locally advanced or metastatic cervical cancer:
  - objective response rate 13%, stable disease rate of 53%
  - median time to progression 4.1 months, overall survival 9.3 months
  - good adverse event profile.
- These findings are impressive in this difficult-to-treat population who have limited further treatment options.
- Further study of capecitabine as first-line therapy alone, in combination with other agents and as part of chemoradiation is warranted.

References

1. Alberts DS, et al. Semin Oncol 1991; 18:11–24.
2. Alberts DS, & Masson-Liddil N. Semin Oncol 1989;16:66–78.
3. Thigpen JT. In: Surwitt EA, Alberts DS (eds): Cervix Cancer, pp 119–136.
4. Wasserman TH, & Carter SK. Cancer Treat Rev 1977;4:25–46.
5. Miwa M, et al. Eur J Cancer 1998;34: 1274–81.
6. Ishikawa T, et al. Cancer Res 1998: 58: 685–90.

This paper was accepted as poster presentation number "174" at the European Cancer Conference (ECCO 12), held in Copenhagen , Denmark (21- 25 Sep 2003)

Preliminary Results of a Prospective Randomized Study of Chemoradiation comparing Cisplatin vs Carboplatin in Locally Advanced Nasopharyngeal Cancer

■ **Imjai Chitapanarux, M.D.,**
Vicharn Lorvidhaya, M.D.,
Pimkhuan Kamnerdsupaphon, M.D.,
Yupa Sumitsawan, M.D.,
Kanyarat Katanyoo,M.D.,
Ekkasit Tharavichitkul,M.D.,
Nantaka Pukanhapan,R.N.

Division of Therapeutic Radiotherapy and Oncology, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand.

ABSTRACT

Background:

The results of a randomized North American Intergroup trial demonstrated a superior outcome with chemoradiation therapy (CRT) with concurrent 100 mg/m^2 of cisplatin during radiation therapy (RT) and three additional cycles of cisplatin 80 mg/m^2 and 5-FU 1000 mg/m^2 x 4 days. Carboplatin is a derivative of cisplatin and easy to use as out patient with less renal toxicity but more hematotoxicity. To establish the value of carboplatin, we compare the forementioned regimen with concurrent carboplatin 100 mg/m^2, weekly during RT and 3 additional cycles of carboplatin AUC 6 and 5-FU 1000 mg/m^2/day x 4 days after RT in patients with locoregionally advanced nasopharyngeal cancer (NPC). The endpoints included disease free survival (DFS), overall survival (OS), toxicities and compliance rates.

Methods:

From August 1999 to June 2002, 114 patients with locally advanced NPC (T2b or more, and/or lymph node size > 3 cm, and/or N2 or more; AJCC Staging 1997) and negative metastases work up, have been randomized, 57 to cisplatin arm and 57 to carboplatin arm. Planned RT was 2 Gy/F to 70 Gy to the primary tumor, with 50 to 70 Gy to the node negative and to node positive, respectively in both groups. All patients characteristics were well balanced in both arms. All the eligible patients were evaluated for toxicity, DFS, and OS according to the intention-to-treat principle.

Results:

With a median follow up of 12.6 months (range, 2 to 36.4 months). The compliance rates were 96 % VS 91 % for concurrent cisplatin arm and concurrent carboplatin respectively. The compliance rates were 70 % VS 65 % for adjuvant cisplatin and adjuvant carboplatin respectively. No treatment related death occurred. There were significantly more renal toxicity in cisplatin group, and significantly more thrombocytopenia in carboplatin arm. Mucositis and weight loss were comparable in both arms. The 2-year DFS, and OS for the cisplatin group and the carboplatin group were 84 % VS 73 % (p = 0.29), and 95% VS 91% (p = 0.32), respectively.

Conclusion:

Our experience indicates that both regimens are well tolerated in advanced NPC patients. Although OS and DFS were not significantly different between cisplatin arm and carboplatin arm, but DFS tends to be superior in the cisplatin group.

Objective:

- To evaluate the disease-free survival (DFS) and overall survival (OS).
- To assess the toxicity and compliance rate of the two chemotherapy regimen in locally advanced nasopharyngeal cancer patients.

Methods:

Eligibility criteria

- Age 16-65 years
- Biopsy proven nasopharyngeal carcinoma : WHO type II or type III
- Locally (stage T2a or more) and/or regionally advanced (multiple lymphadenopathies or single lymphadenopathy size > 3 cm)
- No evidence of systemic metastasis
- ECOG performance status 0 – 2
- Adequate bone marrow, renal and liver function
- Able to follow-up

Exclusion criteria

- prior treatment with chemotherapy and/or radiotherapy

Treatment

- Patients were randomized to

Arm I Cisplatin 100 mg/m^2 at day 1, 22, 43 concurrent with radiotherapy then adjuvant cisplatin 80 mg/m^2 on day 71, 99, 127 plus 5-FU infusion 1000 mg/m^2 on day 71-74, 99-102, 127-130

Arm II Carboplatin 100 mg/m^2 at day 1, 8,15,22,29,36 concurrent with radiotherapy then adjuvant carboplatin at AUC5 on day 71, 99, 127 plus 5-FU infusion 1000 mg/m^2 on day 71-74, 99-102, 127-130

All patients received radiotherapy by Cobalt 60 or 6MV photon

- with a dose 70 Gy to primary tumor
- with a dose 50 Gy for No disease
- with a dose 66 Gy for node $\leq$ 2 cm
- with a dose 70 Gy fo node > 2 cm

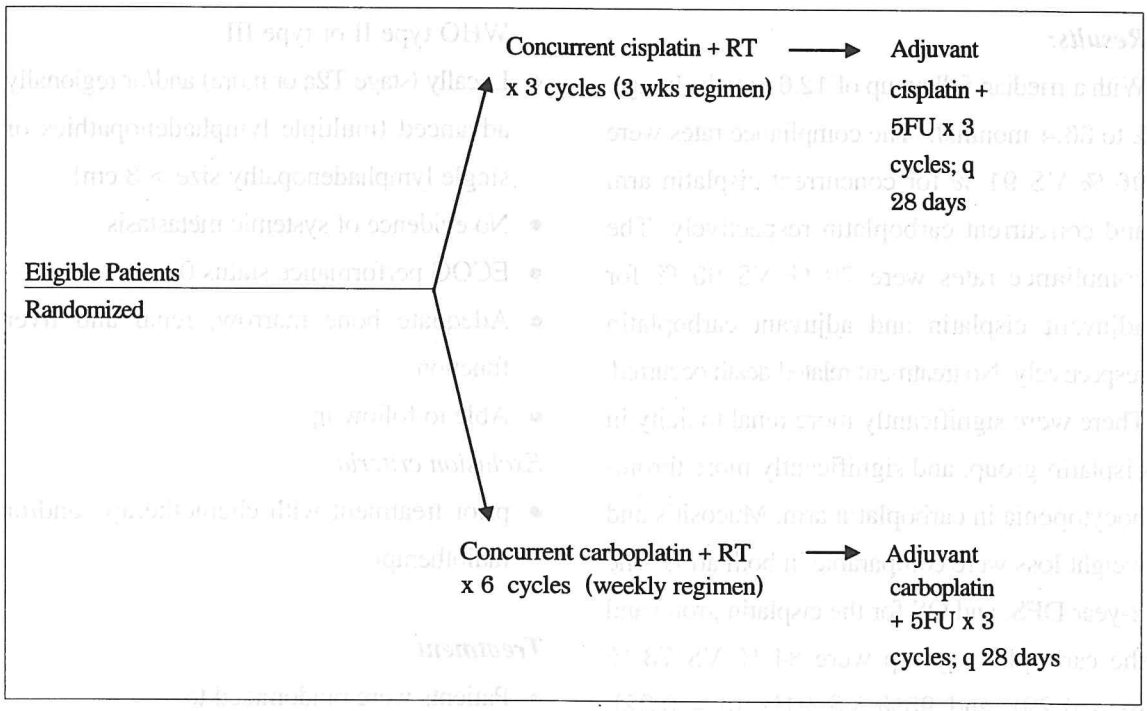


Figure 1 *Treatment Scheme*

- The median follow up time = 12.6 months (2-36.4)
- Baseline patient characteristics are comparable in both arms.

Results:

Table 1 *Patient Characteristics (n = 114)*

Characteristics		Cisplatin Arm	Carboplatin Arm
Total patients		57	57
Median age (year)		46	50
T stage	T1	3	14
	T2	22	17
	T3	11	6
	T4	21	20
N stage	N0	9	10
	N1	22	17
	N2	14	16
	N3	12	14

- The compliance rate are also comparable for concurrent and adjuvant in both arms.

Table 2 *Compliance Rate of the two chemotherapy regimens*

Treatment	Cisplatin Arm	Carboplatin Arm
Concurrent	55/57 (96.5%)	52/57 (91.2%)
Adjuvant	40/57 (70.2%)	37/57 (64.9%)

- More grade 3/4 neutropenia in cisplatin groups
- More grade 3/4 thrombocytopenia and anemia in carboplatin groups
- More grade 3/4 renal toxicity in cisplatin arm

Table 3 *Hemato-toxicity*

Hemato-toxicity		Cisplatin Arm	Carboplatin Arm
Neutropenia	grade 3/4	8.8%	5.3%
Anemia	grade 3/4	21%	3.5%
Thrombocytopenia	grade 3/4	1.7%	5.2%

Table 4 *Non-hematotoxicity*

Non-hematotoxicity		Cisplatin Arm	Carboplatin Arm
Renal toxicity			
BUN	grade 3/4	3.5%	0%
Creatinine	grade 3/4	7.0%	0%

- 2 Year DFS are 84% vs 73% for cisplatin and carboplatin group
- 2 Year OS are 95% vs 91% for cisplatin and carboplatin group

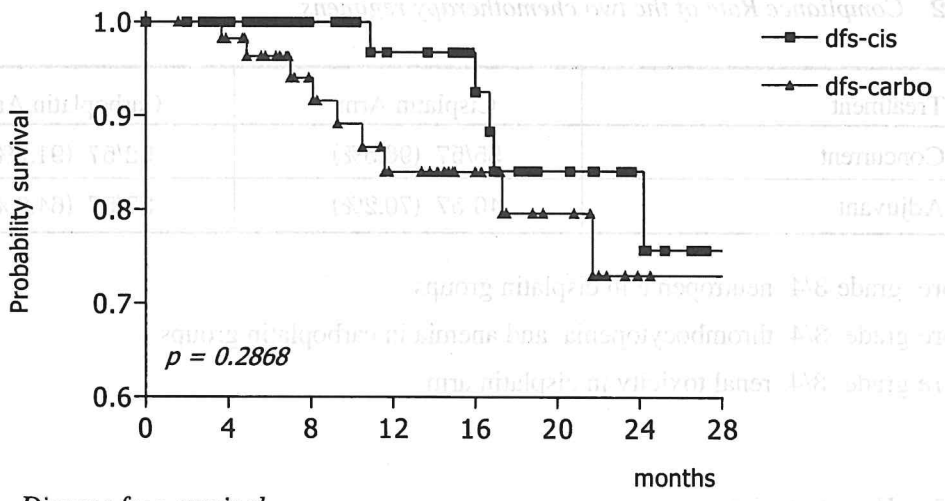


Figure 2 *Disease free survival*

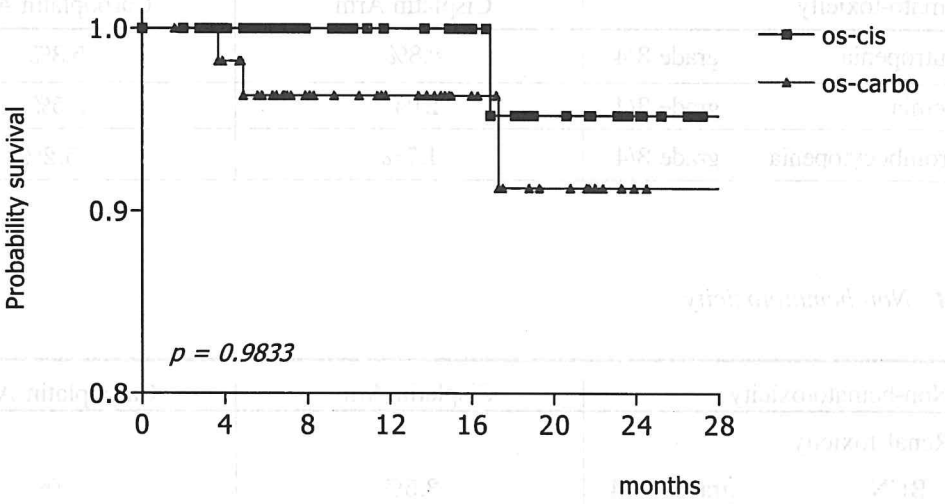


Figure 3 *Overall survival*

Conclusion :

Both regimens are well-tolerated, effective treatment in locally advanced nasopharyngeal cancer patients. The compliance rates are comparable for concurrent and adjuvant setting in both regimens. Although overall survival and disease free survival rate were not significantly different in both groups, but they tend to be superior in the cisplatin arm.

Effect of amifostine to prevent radiotherapy-induced acute and late toxicity in head and neck cancer patients who had normal or mild impaired salivary gland function

■ **V. Veerasarn, N. Suntornpong**
Siriraj Hospital, Radiation Oncology, Bangkok

■ **P. Phromratanapongse, C. Tesavibul**
Pramongkutklao Hospital, Radiation Oncology, Bangkok

■ **V. Lorvidhaya, I. Chitapanarux**
Mharaj Nakorn Chiang Mai Hospital, Radiation Oncology, Chiang Mai

■ **Y. Kongthanarat**
Rajavithi Hospital, Radiation Oncology, Bangkok

■ **K. Shotelersuk**
Chulalongkorn Hospital, Radiation Oncology, Bangkok

■ **S. Chiewvit, P. Pusuwan**
Siriraj Hospital, Nuclear Medicine, Bangkok

Background:

Amifostine as the radioprotective agent, did not show the benefit in reducing the xerostomia in every head & neck cancer patients, but depending on the total radiation dose and the volume of the salivary gland in the treated area.

In this multi-centers, randomized study, we decided to show that Amifostine has reduced the acute radiation toxicities in the patients who had normal or mild impaired salivary gland function and returned the normal salivary gland function in the long-term follow-up. In addition we tried to know how often and severity that the nausea and vomiting had occurred without the prophylaxis anti-emetic.

Materials & Methods:

There were sixty-seven head & neck cancer patients, were randomized to have radiotherapy (control group, n=35) or radiotherapy plus Amifostine (study group, n=32). All patients received the standard conventional radiotherapy. For the study group, the patients received Amifostine 200 mg/m^2, intravenous infusion 30 minutes before radiation. No prophylaxis anti-emetic in the patients who had no experience of nausea and vomiting. The efficacy of the treatment were evaluated by the visual analog scales to a questionnaire which concern dryness of mouth and the oral comfort, the RTOG/EORTC acute/late radiation morbidity scoring criteria, the collection of the whole saliva and the 99mTc-pertecnetate scintigraphy of the salivary glands.

Results:

We excluded 5 cases in control group who did not do the baseline salivary gland function or had severe salivary gland impairment. Amifostine reduced the severity and delay the time to have grade $\geq$ 2 toxicities. At the end of the treatment, the subjective evaluation showed that Amifostine reduced the visual analog score from 6.49 to 3.73 ($P < 0.001$) and reduced grade $\geq$ 2 mucositis from 75% to 24% (P= 0.002) and acute xerostomia from 82% to 39% (P =.001). In both arms the mucositis recovered within 3 months. After one year follow up, the chronic xerostomia was still present 30% in control group, but only 5% in study group (P=.047). The 99mTc-pertecnetate scintigraphy demonstrated that the salivary gland function returned to normal 36.3% in study group versus 9.1% in control group (P=.034). The nausea and vomiting occurred 64.5% in study group, but only 25.8% need 5HT3 antagonist therapy. There was only one patient who experience one episode of grade 2 hypotension. The median follow up time for control and study group were 20.8 and 25.3 months, respectively. There was no statistical difference in 2-year disease free survival.

Conclusion:

Amifostine is effective to reduce the acute mucositis, acute and late xerostomia in head and neck cancer patients who had baseline normal salivary gland function with acceptable side effects and without anti-tumor effect. We suggest using the 99mTc-pertecnetate scintigraphy of the salivary glands to select the patients who will get the real benefit from the Amifostine.