

การเปรียบเทียบเชิงรังสีคณิตของแผนการรักษามะเร็งหลอดอาหารด้วย เทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วยที่ใช้ลำรังสี โฟตอน 6 และ 10 เมกะโวลต์

Dosimetric Comparison of Esophageal Cancer Treatment Planning for VMAT technique Using 6 and 10 MV Photon Beams

นิภา ชุมสุวรรณ*, เกศสุดา จันแก้ว, นัสรียะห์ ยามาดีบุ, ชนาทร แซ่ลิ้ม, อกนิษฐ์ ทองศรีชุม

สาขาวิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ สงขลา 90110

Nipha Chumsuwan*, Gadesuda Jankaew, Nasriyah Yamadibu, Chanatorn Saelim,
Akanit Thongsrichum

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Prince of Songkla University, Songkhla 90110

Received 1 May 2023; Received in revised 16 July 2023; Accepted 24 July 2023

บทคัดย่อ

การฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วย (Volumetric Modulated Arc Therapy; VMAT) เป็นทางเลือกหนึ่งในการรักษาโรคมะเร็งหลอดอาหาร ซึ่งสามารถกำหนดปริมาณรังสีให้เหมาะสมกับรูปร่างของก้อนมะเร็งได้ อย่างไรก็ตามปริมาณรังสีและปริมาตรที่ได้รับรังสีของก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียงขึ้นอยู่กับพลังงานของลำรังสีโฟตอนที่ใช้ งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลทางรังสีคณิตของก้อนมะเร็งหรือขอบเขตที่ใช้ในการรักษา (Planning Target Volume; PTV) และอวัยวะปกติข้างเคียงที่เสี่ยงจะได้รับรังสี (Organs at risk; OAR) จากการใช้รังสีโฟตอนพลังงาน 6 MV และ 10 MV ในผู้ป่วยมะเร็งหลอดอาหาร ที่ฉายรังสีด้วยเทคนิค VMAT โดยทำการเก็บข้อมูลย้อนหลังจากแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT ของผู้ป่วยมะเร็งหลอดอาหารจำนวน 17 ราย ที่ใช้รังสีโฟตอนพลังงาน 6 MV และ 10 MV ทำการเก็บข้อมูลทางรังสีคณิตของ PTV, OAR, Skin dose และ Monitor units (MU) หลังจากนั้นจึงวิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้ Wilcoxon Rank sums test ที่ค่า p -value < 0.05 เพื่อพิจารณาความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลการศึกษาพบว่าค่าเฉลี่ยของข้อมูลทางรังสีคณิตใน PTV, OAR, Skin dose และ MU ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยมีค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างอยู่ระหว่าง 0.02 - 6.41 อย่างไรก็ตามพบว่าแผนการรักษาที่ใช้ 10 MV มีค่า Skin dose และ MU น้อยกว่าแผนการรักษาที่ใช้ 6 MV สรุปว่าปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียงได้รับเมื่อใช้โฟตอน 6 MV และ 10 MV มีค่าใกล้เคียงกัน นอกจากนี้การใช้ 10 MV จะได้ ค่า Skin dose และ MU น้อยลง ดังนั้นในการวางแผนการรักษาโรคมะเร็งหลอดอาหารด้วยเทคนิค VMAT สามารถเลือกใช้รังสีโฟตอน

พลังงาน 10 MV ได้เช่นเดียวกัน

คำสำคัญ: การฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบผู้ป่วย; มะเร็งหลอดอาหาร; พลังงานลำรังสีโฟตอน; การวางแผนการรักษา

Abstract

Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) is one of the most common treatment techniques for esophageal cancer, which can give the radiation dose to conform to the tumor shape. However, the tumor dose and normal tissue dose depend on the photon energy. The purpose of the study is to compare the dosimetric data of PTV and OARs using 6 MV and 10 MV photon beams for VMAT plans for esophagus cancer. A retrospective data from the VMAT treatment plan of 17 esophageal cancer cases was replanned using 6 and 10 MV photon beams. The dosimetric parameter of PTV and OARs, skin dose, and monitor units were collected. The data was analyzed by using Wilcoxon rank sums test. The p -value <0.05 , the difference was considered statistically significant. The result showed that the mean values of dosimetric data in PTV, OAR, Skin dose, and MU parameters were not significantly different. The percentage difference varied between 0.02-6.41. However, skin doses and MUs of 10 MV VMAT plans were less than 6 MV VMAT plans. In conclusion the tumor dose and normal tissue dose between using 6 MV and 10 MV photon beams were not different. Furthermore, skin doses and treatment time of 10 MV VMAT plans were reduced. Finally, the VMAT plan with a 10 MV photon beam can be selected to use for esophagus cancer.

Keywords: Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT); Esophageal cancer; Photon beam energy; Treatment planning

1. บทนำ

โรคมะเร็งหลอดอาหารเป็นหนึ่งในมะเร็งที่พบบ่อยในระบบทางเดินอาหารและเป็น 1 ใน 10 อันดับโรคมะเร็งที่พบบ่อยที่สุดทั้งในประเทศไทยและระดับโลก [1, 2] ซึ่งการรักษาโรคมะเร็งหลอดอาหารนั้นมีหลายวิธี ได้แก่ การผ่าตัด การใช้เคมีบำบัด และการฉายรังสีรักษา รังสีรักษาระยะไกล (External Beam Radiation therapy; EBRT) มีบทบาทสำคัญในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งหลอดอาหารที่ไม่สามารถผ่าตัดได้และอยู่ในระยะ

ลุกลาม โดยการฉายรังสีพลังงานสูงไปยังก้อนมะเร็ง เพื่อทำลายหรือยับยั้งการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็งโดยตรง โดยให้อวัยวะข้างเคียงได้รับรังสีปริมาณน้อยที่สุด

การฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบผู้ป่วย (Volumetric Modulated Arc Therapy; VMAT) เป็นการฉายรังสีแบบปรับเปลี่ยนความเข้มในแต่ละพื้นที่ของก้อนที่ต้องการฉายให้แตกต่างกัน และให้รังสีต่อเนื่องขณะที่หัวเครื่องฉายรังสีหมุนรอบตัวผู้ป่วย ซึ่งเทคนิคนี้สามารถกำหนดปริมาณรังสีให้เหมาะสมกับรูปร่างของ

ก่อนมะเร็ง โดยการควบคุมความเร็วของการหมุนหัวเครื่อง ควบคุมการเคลื่อนที่ของวัสดุกำบังรังสีรูปซี่ ทำให้สามารถลดเวลาในการฉายรังสีให้สั้นลงได้ ในขณะที่ยังคงมีความสามารถในการปรับลำรังสีให้เหมือนกับก้อนเนื้ออก และช่วยลดผลข้างเคียงที่เกิดจากการที่อวัยวะข้างเคียงได้รับรังสีลงได้ [3-6]

ในการวางแผนการรักษาจะต้องมีการใช้ปริมาณรังสีที่เหมาะสม มีการประเมินปริมาณรังสีที่อวัยวะข้างเคียงรอบๆ ก้อนมะเร็งอาจจะได้รับ เพื่อให้ปริมาณรังสีนั้นครอบคลุมก้อนมะเร็งอย่างเพียงพอ โดยปริมาณรังสีและปริมาตรที่ได้รับรังสีของก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียงรวมทั้งเวลาในการฉายรังสีอาจจะแตกต่างกันขึ้นอยู่กับลำรังสีโฟตอนในแต่ละระดับพลังงานที่ใช้ ซึ่งศูนย์รังสีรักษาส่วนใหญ่นิยมใช้เทคนิค VMAT ที่ลำรังสีโฟตอน 6 MV แต่ได้มีการเริ่มมีการศึกษาและนำลำรังสีโฟตอนที่ระดับพลังงาน 10 MV มาใช้เพิ่มมากขึ้นสำหรับการรักษาก้อนมะเร็งที่อยู่ลึก เช่น มะเร็งปากมดลูกและมะเร็งต่อมลูกหมาก [7-11] งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบผลทางรังสีคณิตของ PTV และ OAR จากการใช้รังสีพลังงานโฟตอน 6 และ 10 MV ในผู้ป่วยมะเร็งหลอดอาหาร ที่ฉายรังสีด้วยเทคนิค VMAT เพื่อนำไปเป็นแนวทางในการเลือกระดับพลังงานของรังสีที่ใช้ในการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งหลอดอาหารต่อไป

2. วิธีการศึกษา

โครงการนี้เป็นการศึกษาวิจัยแบบย้อนหลัง โดยได้ผ่านการพิจารณาและรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ หมายเลขโครงการ REC.65-514-7-2 เมื่อวันที่ 24 มกราคม พ.ศ. 2566

2.1 การคัดเลือกผู้ป่วย

ประชากรศึกษา (Study population) : ผู้ป่วยมะเร็งหลอดอาหารที่ได้รับการฉายรังสี ตั้งแต่วันที่ 1 มกราคม พ.ศ. 2563 ถึงวันที่ 31 ธันวาคม พ.ศ. 2564 โดยมีเกณฑ์ในการคัดเลือก คือ เป็นผู้ป่วยที่ฉายรังสีด้วยเครื่องฉายรังสี Clinac iX (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA) หรือ TrueBeam STx system (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA) (ดังแสดงใน Figure 1) โดยใช้เทคนิคการฉายรังสี VMAT สำหรับเกณฑ์ในการคัดออก คือ ผู้ป่วยที่ฉายรังสีด้วยเทคนิค 2D, 3DCRT, IMRT หรือฉายรังสีที่เครื่องฉายรังสีอื่นๆ หรือผู้ป่วยที่ฉายรังสีมะเร็งหลอดอาหารร่วมกับการฉายรังสีบริเวณอื่น เนื่องจากอาจมีผลต่อการเข้าของทิศทางลำรังสีและปริมาณรังสีที่ได้รับ

ขนาดตัวอย่าง: ใช้สูตรการประมาณค่าเฉลี่ย (ทราบประชากร) โดยในการคำนวณจะใช้ค่าความคลาดเคลื่อนที่อ้างอิงจากการทบทวนวรรณกรรม [8] สูตรในการคำนวณแสดงดังสมการที่ 1

$$n = \frac{(NZ^2 \sigma^2)}{(N-1) e^2 + Z\sigma^2} \quad (1)$$

โดย $N = 88$ (จำนวนผู้ป่วยมะเร็งหลอดอาหารที่เข้ารับการรักษาด้วยการฉายรังสี ปี 2563 - 2564)

$Z =$ ที่ระดับความเชื่อมั่น 95%

$\sigma = 0.183$ (ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)

$d = 0.092$ (ความคลาดเคลื่อน)

จากสมการจะคำนวณขนาดตัวอย่างได้เท่ากับ 14 ราย ซึ่งคำนวณรวม error อีก 10% จะได้เป็นกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 17 ราย

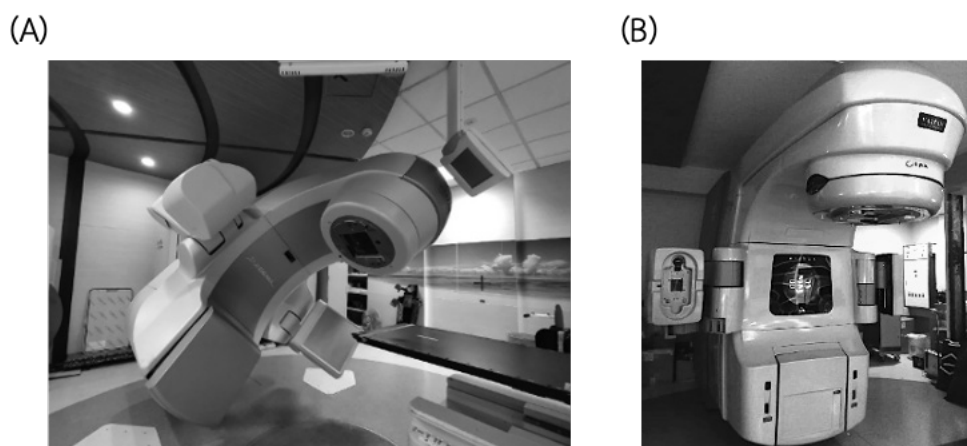


Figure 1 The treatment machines (A) TrueBeam STx system and (B) Clinac iX Linear accelerator (Songklanagarind Hospital).

2.2 การเก็บรวบรวมข้อมูลผู้ป่วย

บันทึกข้อมูลผู้ป่วย ได้แก่ อายุ เพศ และค่าดัชนีมวลกาย โดยเก็บจากระบบสารสนเทศโรงพยาบาล (Hospital Information System) สำหรับข้อมูลทางรังสีคณิตของ PTV หรือ OAR สามารถเก็บได้จากโปรแกรม Eclipse treatment planning system version 16.01.10 (Varian Medical Systems) ได้แก่ ปริมาณรังสีต่ำสุดในปริมาตร (Minimum Dose; Dmin) ปริมาณรังสีสูงสุดในปริมาตร (Maximum Dose; Dmax) ปริมาณรังสีเฉลี่ยในปริมาตร (Mean Dose; Dmean) ปริมาณรังสีที่ครอบคลุม n % ของปริมาตร (Dose; Dn) ปริมาณรังสีเฉลี่ยในปอด (Mean lung dose; MLD) ปริมาตรของอวัยวะที่ได้รับปริมาณรังสี n % (Volume; Vn) ปริมาตรของก้อนมะเร็ง (Tumor Volume) ตำแหน่งของก้อนมะเร็ง (Depth) ดัชนีความเข้ารูป (Conformity index; CI) ดัชนีความสม่ำเสมอ (Homogeneity index; HI) ปริมาณรังสีที่ผิว (Skin dose) ค่า Target coverage (TC) และ Monitor unit; MU

2.3 การวางแผนการรักษา

สร้างแผนการรักษาโดยใช้เทคนิค VMAT ซึ่งผู้ป่วยแต่ละรายจะมีการวางแผนการรักษา ทั้งจากการใช้

ระดับพลังงาน 6 MV และพลังงาน 10 MV ด้วยโปรแกรม Eclipse treatment planning system (ดังแสดงใน Figure 2) โดยใช้เงื่อนไข (Priority/Constraint) ปริมาณรังสี และการ Normalize ที่เท่ากัน ทั้งแผนการรักษาที่ใช้ระดับพลังงาน 6 MV และพลังงาน 10 MV หลังจากนั้นทำการบันทึกค่าต่างๆ ได้แก่ Skin dose จากภาพแผนการรักษา ค่า MU จาก plan parameters ค่า Dmax, Dmean, Dmin ได้จาก dose volume histogram (DVH) และบันทึกค่า Dn และ Vn ซึ่งได้จาก clinical goal summary โดยข้อมูลทางรังสีคณิตที่บันทึกทั้งหมด ได้แก่ ค่า Dmax (cGy) ของ Spinal cord ค่า V5 (%), V10 (%), V20 (%) และ MLD (cGy) ของ Lung ค่า V30 (%), V40 (%) และ Dmean (cGy) ของ Heart และค่า D98 (cGy), D95 (cGy), D50 (cGy), D2 (cGy), V110 (%) และ V95 (%) ของ PTV รวมทั้งคำนวณค่าทางรังสีคณิต TC, CI และ HI ดังนี้

2.3.1 ค่า Target coverage (TC)

Target coverage (TC) เป็นอัตราส่วนปริมาณรังสีต่ำสุดใน target volume ต่อ prescription dose โดยจะต้องครอบคลุม 90% ขึ้นไปสำหรับแผนการรักษาที่ดี [12]

$$\text{Coverage} = \text{Dmin}/\text{PD}$$

(2)

เมื่อ Dmin คือ ปริมาณรังสีต่ำสุดในปริมาตร (Minimum dose)

PD คือ ปริมาณรังสีที่ให้อวัยวะเป้าหมาย (Prescribed dose) [13]

2.3.2 ดัชนีความเข้ารูป (Conformity index; CI)

ค่าดัชนีความเข้ารูป คือ ค่าดัชนีที่บอกความเข้ารูปของปริมาณรังสีที่แพทย์รังสีรักษากำหนดกับเป้าหมาย โดยค่าดัชนีความเข้ารูปที่ดีควรมีค่าเท่ากับ 1 หรือเข้าใกล้ 1 มากที่สุด ค่าดัชนีความเข้ารูปถือเป็นเครื่อง

มือที่ใช้ประเมินคุณภาพของแผนรังสีรักษาอย่างหนึ่งที่สามารถบอกระดับของแต่รังสีรักษาว่ามีประสิทธิภาพเพียงใด หรือใช้เปรียบเทียบแผนรังสีรักษากับเทคนิคอื่นที่แตกต่างกัน ค่าดัชนีความเข้ารูป ประเมินคุณภาพของแผนการรังสีรักษา จะหาได้จากสมการ

$$\text{CI} = \text{TVRI} / \text{TV}$$

(3)

เมื่อ TVRI คือ ปริมาตรของอวัยวะที่ครอบคลุมด้วยเส้นปริมาณรังสีที่กำหนด

TV คือ ปริมาตรทั้งหมดของอวัยวะเป้าหมายที่สนใจ

2.3.3 ดัชนีความสม่ำเสมอ (Homogeneity index; HI)

ค่าดัชนีแสดงลักษณะการกระจายปริมาณรังสีในปริมาตรเป้าหมาย (Target volume) ซึ่งควรมีการกระจาย

จ่ายปริมาณรังสีที่สม่ำเสมอ โดยพิจารณาจากปริมาณรังสีที่ 5 % ของปริมาตรเป้าหมายได้รับกับค่าปริมาณรังสีที่ 95 % ของปริมาตรเป้าหมายได้รับ โดยค่าดัชนีความสม่ำเสมอมีค่าน้อยแสดงการกระจายรังสีสม่ำเสมอที่ดี

$$\text{HI} = \text{D5} / \text{D95}$$

(4)

เมื่อ D5 คือ ปริมาณรังสีที่ 5 % ของปริมาตรเป้าหมายได้รับ

D95 คือ ปริมาณรังสีที่ 95 % ของปริมาตรเป้าหมายได้รับ

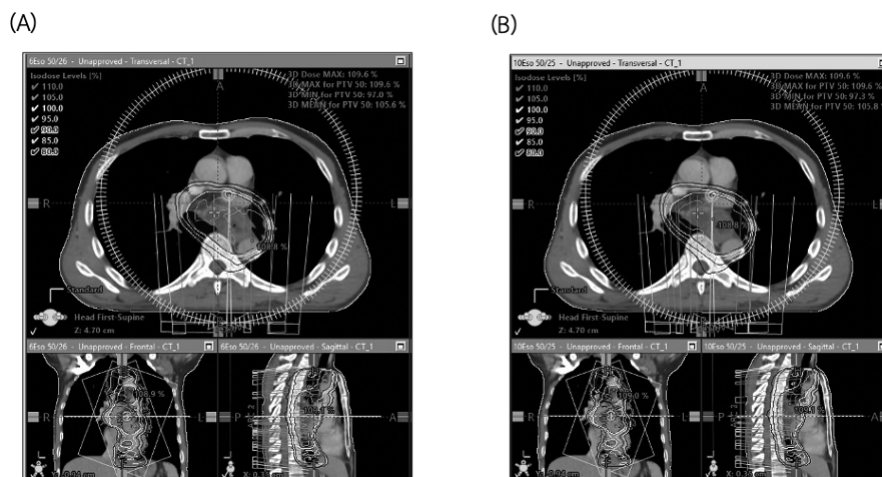


Figure 2 The VMAT treatment plan of esophageal cancer cases using (A) 6 MV photon beam and (B) 10 MV photon beam.

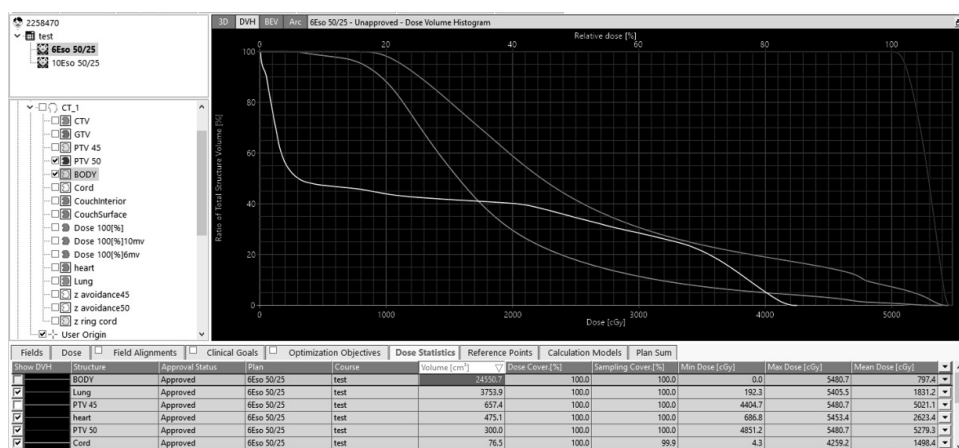


Figure 3 The example of dosimetric parameters from 6 MV plans including Dmax, Dmean and Dmin from Dose volume histogram (DVH).

Clinical Goals		
Plan		
Total Dose		
Clinical Goal Summary		
PTV 50	P1	D 98.0 % ≥ 5040 cGy
	P1	D 95.0 % ≥ 5040 cGy
	P1	D 50.0 % ≥ 5040 cGy
	P1	D 2.0 % ≥ 5040 cGy
	P1	V 110.0 % ≥ 100.0 %
	P1	V 95.0 % ≥ 100.0 %
	P1	Dmin ≤ 5040 cGy
	P1	D 5.0 % ≥ 5040 cGy
Cord	P1	Dmax ≤ 4500 cGy
	P1	V 30.0 % ≥ 100.0 %
heart	P1	V 40.0 % ≥ 100.0 %
	P1	Dmean ≤ 2600 cGy
Lung	P1	V 5.0 % ≥ 100.0 %
	P1	V 10.0 % ≥ 100.0 %
	P1	V 20.0 % ≥ 100.0 %
	P1	Dmean ≤ 2700 cGy

Figure 4 The dosimetric parameters including Dn and Vn from clinical goal summary using in 6 and 10 MV plans.

2.3.4 ปริมาณรังสีที่ผิว (Skin dose)

ปริมาณรังสีที่ผิว หรือ Skin dose ที่ได้รับการฉายรังสีนั้นถือว่ามีความสำคัญเนื่องจากมีความเกี่ยวข้องกับการประเมินผลทางคลินิกและการเกิดผลข้างเคียงจากการฉายรังสีได้ ซึ่งการวัด Skin dose ที่ผู้ป่วยจริงในทางคลินิกมีความซับซ้อนและมีอยู่หลายวิธีขึ้นกับหลายปัจจัย อย่างไรก็ตามหน่วยงาน The International Commission on Radiological Protection (ICRP) ได้แนะนำการวัด Skin dose จะวัดที่ระดับความลึก 0.07

มิลลิเมตรจากผิวซึ่งแสดงถึงระดับชั้น basal layer และที่ระดับความลึก 1.0 มิลลิเมตรซึ่งแสดงถึงระดับ dermal layer ในการศึกษาครั้งนี้จึงเลือกทำการหาค่า Skin dose จากระดับปริมาณรังสีที่ระดับความลึก 1.0 มิลลิเมตรจากผิว ณ จุดศูนย์กลางของการฉายรังสี จากภาพการกระจายปริมาณรังสีของแผนการรักษาในเครื่องวางแผนการรักษา Eclipse treatment planning system

2.4 การวิเคราะห์ผลทางสถิติ

แสดงค่าของข้อมูลค่าเชิงรังสีคณิตได้จากแผนการรักษาโดยใช้เทคนิค VMAT ที่ระดับพลังงาน 6 MV และ 10 MV ด้วยค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่า % ความแตกต่างระหว่างการใช้ระดับพลังงาน 6 MV และ 10 MV ทำการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วย Shapiro-Wilk normality test จากนั้นทำการวิเคราะห์ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติด้วยโปรแกรม R ที่ระดับ p -value < 0.05 ด้วยวิธี Wilcoxon Rank sums test [14]

3. ผลการศึกษา

จากการศึกษาข้อมูลของผู้ป่วยจำนวน 17 คน จากทั้งหมด 34 แผนการรักษา ซึ่งเป็นแผนการรักษาของการใช้ระดับพลังงาน 6 MV จำนวน 17 แผนการรักษา และพลังงาน 10 MV จำนวน 17 แผนการรักษา พบว่าอายุของผู้ป่วยอยู่ระหว่าง 50-59 ปี จำนวน 41 % เป็นเพศชาย 94 % ค่าดัชนีมวลกายอยู่ระหว่าง 13.11 - 21.26 kg/m² ส่วนใหญ่ใช้ปริมาณรังสี 5040 cGy จำนวน 53 % ปริมาตรของก้อนมีค่าตั้งแต่ไม่น้อยกว่า 200 cc ไปจนถึง 800 cc ข้อมูลทั้งหมดของผู้ป่วย (Table 1)

Table 1 Patient demographics.

จำนวนกลุ่มตัวอย่าง (N=17)		
อายุ; ปี, n (%)	< 50	2 (12)
	50-59	7 (41)
	60-69	5 (29)
	> 70	3 (18)
เพศ, n (%)	ชาย	16 (94)
	หญิง	1 (6)
BMI; kg/m ² , mean (range)		17.44 (13.11-21.26)
	<18.5, n (%)	11 (65)
	18.5-22.90, n (%)	6 (35)
ปริมาณรังสี; cGy, n (%)		
	4500	1 (6)
	5000	6 (35)
	5040	9 (53)
	7000	1 (6)
Tumor volume; cm ³ , mean (range)		516.03 (145.27-888.42)
Depth; cm, mean (range)		
	AP	8.07 (5.10-11.10)
	LAT	15.23 (12.70-19.90)

ผลเชิงรังสีคณิตของแผนการรักษามะเร็งหลอดอาหารด้วยเทคนิค VMAT ที่ใช้ลำรังสีโฟตอน 6 MV และ 10 MV เมื่อพิจารณาจากค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และ % ความแตกต่างระหว่างการใช้รังสีโฟตอน 6 MV และ 10 MV ในแต่ละพารามิเตอร์ของ PTV ดังแสดงในตารางที่ 2 พบว่า % ความแตกต่างของ D98,

D95, D50, D2, V110, V95, Tumor coverage (TC) และค่า CI เท่ากับ 0.30 (0.02-0.84) %, 0.23 (0-0.67) %, 0.22 (0.01-1.15) %, 0.14 (0.02-1.32) %, 6.41 (0-100) %, 0.02 (0-0.09) %, 1.27 (0.03-5.44) % และ 1.01 (0.04-4.02) % ตามลำดับ แต่สำหรับค่าเฉลี่ยของ HI มีค่าเท่ากันทั้งสองแผนการรักษา คือ 1.05 ± 0.02

Table 2 The dosimetric data of tumor (PTV) between using 6 MV and 10 MV photon beams for VMAT plans for esophagus cancer. Significant relative difference tested at p -value < 0.05.

Parameters	6 MV VMAT (mean $\pm$ SD)	10 MV VMAT (mean $\pm$ SD)	% difference (mean $\pm$ SD)	p -value
D ₉₈ (cGy)	5111.00 $\pm$ 1422.56	5103.72 $\pm$ 1426.08	0.30 $\pm$ 0.28	0.74
D ₉₅ (cGy)	5195.46 $\pm$ 1399.66	5187.76 $\pm$ 1398.63	0.23 $\pm$ 0.20	0.71
D ₅₀ (cGy)	5348.24 $\pm$ 1405.15	5352.73 $\pm$ 1398.59	0.22 $\pm$ 0.26	0.84
D ₂ (cGy)	5478.17 $\pm$ 1404.51	5483.48 $\pm$ 1402.97	0.14 $\pm$ 0.31	0.74
V ₁₁₀ (%)	4.24 $\pm$ 0.01	4.33 $\pm$ 0.00	6.41 $\pm$ 24.16	0.97
V ₉₅ (%)	99.73 $\pm$ 0.28	99.71 $\pm$ 0.27	0.02 $\pm$ 0.03	0.77
TC	0.91 $\pm$ 0.07	0.90 $\pm$ 0.06	1.27 $\pm$ 1.40	0.83
HI	1.05 $\pm$ 0.02	1.05 $\pm$ 0.02	0.00	0.84
CI	0.95 $\pm$ 0.16	0.96 $\pm$ 0.17	1.01 $\pm$ 0.95	0.77

เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และ % ความแตกต่างระหว่างการใช้รังสีโฟตอน 6 MV และ 10 MV ในแต่ละพารามิเตอร์ของ OAR ได้แก่ ไขสันหลัง ปอด และหัวใจ พบว่ามีค่า % ความแตกต่างของ Dmax ในไขสันหลังเท่ากับ 1.52 (0-6.84) % ค่า % ความแตกต่างของ V5, V10, V20 และ MLD ในปอดเท่ากับ 0.23 (0.00-0.93) %, 0.44 (0.00-1.97) %, 1.37 (0.06-7.91) % และ 0.69 (0.05-2.28) % ตามลำดับ และค่า % ความแตกต่างของ V30, V40 และ Dmean ในหัวใจ มีค่าเท่ากับ 0.59 (0.07-2.67) %, 2.58 (0.39-14.37) % และ 0.92 (0.00-3.59) % ตามลำดับ ดังแสดงในตารางที่ 3 สำหรับค่า Skin dose และ MU พบว่ามี % ความแตกต่าง เท่ากับ 8.51 (0.21-28.77) % และ 6.44 (2.08-16.23) % ตามลำดับ (Table 4)

Table 3 The dosimetric data of normal tissue (OAR) between using 6 MV and 10 MV photon beams for VMAT plans for esophagus cancer. Significant relative difference tested at p -value < 0.05.

Parameters	6 MV VMAT (mean $\pm$ SD)	10 MV VMAT (mean $\pm$ SD)	% difference (mean $\pm$ SD)	p -value
Spinal cord				
D _{max} (cGy)	4162.78 $\pm$ 40.68	4131.46 $\pm$ 45.24	1.52 $\pm$ 1.99	0.82
Lung				
V ₅ (%)	89.21 $\pm$ 30.09	89.12 $\pm$ 30.17	0.29 $\pm$ 0.29	0.97
V ₁₀ (%)	82.99 $\pm$ 28.54	83.30 $\pm$ 28.69	0.44 $\pm$ 0.48	0.73
V ₂₀ (%)	69.28 $\pm$ 27.72	69.29 $\pm$ 27.80	0.06 $\pm$ 1.92	0.98
MLD (cGy)	1587.26 $\pm$ 378.48	1595.81 $\pm$ 382.57	0.69 $\pm$ 0.77	0.76
Heart				
V ₃₀ (%)	67.57 $\pm$ 36.07	67.33 $\pm$ 36.39	0.59 $\pm$ 0.63	0.79
V ₄₀ (%)	50.99 $\pm$ 30.70	51.87 $\pm$ 30.91	2.58 $\pm$ 3.26	0.74
Dmean (cGy)	2308.24 $\pm$ 992.46	2320.72 $\pm$ 1011.23	0.92 $\pm$ 1.18	0.82

Table 4 The skin dose (cGy) and MU between using 6 MV and 10 MV photon beams for VMAT plans for esophagus cancer. Significant relative difference tested at p -value < 0.05.

Parameters	6 MV VMAT (mean $\pm$ SD)	10 MV VMAT (mean $\pm$ SD)	% difference (mean $\pm$ SD)	p -value
Skin dose (cGy)	1287.57 $\pm$ 1372.85	1220.74 $\pm$ 1415.27	8.51 $\pm$ 6.96	0.72
Monitor units	581.12 $\pm$ 3.54	549.18 $\pm$ 19.80	6.44 $\pm$ 3.23	0.56

4. การอภิปรายผล

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเพื่อหาแนวทางในการเลือกพลังงานของรังสีที่ใช้ในการรักษามะเร็งหลอดอาหารด้วยเทคนิค VMAT ทั้งในด้านปริมาณรังสีและปริมาตรที่ได้รับรังสีของก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียง โดยมีการเก็บข้อมูลแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งหลอดอาหาร จำนวน 17 ราย ซึ่งเปรียบเทียบผลทางรังสีคณิต PTV และ OAR จากการใช้รังสีพลังงานโฟตอน 6 และ 10 MV ผลการศึกษาพบว่า ข้อมูลทางรังสีคณิตของ PTV จากแผนการรักษาที่ใช้ 6 MV และ 10 MV มีความแตกต่างอยู่ในช่วง 0.02-6.41 % ซึ่งเมื่อนำมาวิเคราะห์ทางสถิติ พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ p -value < 0.05 และมีความสอดคล้องกับงานวิจัยของ Guo และคณะ [14] ที่เปรียบเทียบ 6 MV และ 10 MV ในแผนการรักษามะเร็งต่อมลูกหมากที่ใช้เทคนิค VMAT

ค่า CI เฉลี่ยของแผนการรักษาระดับพลังงาน 10 MV มีค่าสูงกว่าของแผนการรักษาที่ระดับพลังงาน 6 MV เท่ากับ 0.01 ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Yadav และคณะ [7] ที่ได้ศึกษาเปรียบเทียบผลของพลังงานที่ค่าต่าง ๆ ในการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยเทคนิค VMAT ที่ระดับพลังงาน 6, 10 และ 15 MV ซึ่งพบว่าค่า CI ของระดับพลังงาน 6 MV แตกต่างจาก 10 MV เท่ากับ 0.008 อย่างไรก็ตามผลที่ได้มีความแตกต่างกันกับงานวิจัยของ Onal และคณะ [15] ที่เปรียบเทียบการฉายรังสีรักษามะเร็งต่อมลูกหมากด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ที่ระดับพลังงาน 6, 10 และ 15 MV ซึ่งพบว่าค่า CI เฉลี่ยของเทคนิค VMAT ที่ระดับพลังงาน 6 และ 10 MV มีค่าเท่ากัน จะเห็นได้ว่าระดับพลังงานที่แตกต่างกันอาจให้ค่า CI ที่เท่ากัน หรือแตกต่างกันน้อย (น้อยกว่า 0.01)

ค่า HI เฉลี่ยจากการใช้รังสีพลังงานโฟตอน 6 และ 10 MV มีค่าเท่ากันทั้งสองพลังงาน คือ 1.05 ± 0.01 ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Onal และคณะ [15] ที่เปรียบเทียบการฉายรังสีรักษามะเร็งต่อมลูกหมากด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ที่ระดับพลังงาน 6, 10 และ 15 MV ซึ่งได้ค่า HI เฉลี่ยของเทคนิค VMAT ที่ระดับพลังงาน 6 และ 10 MV มีค่าเท่ากัน ซึ่งผลแตกต่างกันกับงานวิจัยของ Yadav และคณะ [7] ที่ได้ศึกษาเปรียบเทียบผลของพลังงานค่าต่าง ๆ ในการรักษามะเร็งปากมดลูกด้วยเทคนิค VMAT ที่ระดับพลังงาน 6, 10 และ 15 MV ซึ่งพบว่าค่า HI ของระดับพลังงาน 6 MV แตกต่างกับ 10 MV เท่ากับ 0.006 อย่างไรก็ตามจะเห็นได้ว่าระดับพลังงานที่แตกต่างกันอาจให้ค่า HI ที่เท่ากัน หรือแตกต่างกันน้อย (น้อยกว่า 0.01)

ข้อมูลทางรังสีคณิตของ PTV จากแผนการรักษาที่ใช้ 6 MV และ 10 MV มีความแตกต่างอยู่ในช่วง 0.02-6.41 % ซึ่งเมื่อนำมาวิเคราะห์ทางสถิติ พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ p -value < 0.05 ข้อมูลทางรังสีคณิตของ OAR ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญที่ p -value < 0.05 โดยความแตกต่างอยู่ในช่วง 0.23-2.58 % ซึ่งทุกพารามิเตอร์ของ OAR มีค่าเฉลี่ยอยู่ใน Constraint ตาม Global Quality Assurance of Radiation Therapy (RTQA) Clinical Trials Harmonization Group (GHG) contouring guidelines [16] ในขณะที่ค่าเฉลี่ยของ Skin dose จากแผนการรักษาที่ใช้ 10 MV มีค่าลดลง 8.51 ± 6.96 % ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Kry และคณะ [17] ที่ได้ศึกษาปริมาณรังสีที่ผิวหนังในการฉายรังสี ซึ่งสรุปได้ว่ากรณีใช้ระดับพลังงานในการฉายรังสีเพิ่มขึ้น ทำให้ปริมาณรังสีที่ผิวหนังลดน้อยลง

นอกจากนี้ค่าเฉลี่ย MU ที่ระดับพลังงาน 10 MV ลดลง 6.44 ± 3.23 % ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Guo และคณะ [14] และงานวิจัยของ Yadav และคณะ [7] จะเห็นได้แม้จะใช้พลังงานที่แตกต่างกัน แต่ปริมาณรังสีและปริมาตรที่ได้รับรังสีมีค่าใกล้เคียงกัน อย่างไรก็ตามแผนการรักษาที่ใช้ 10 MV จะได้ปริมาณรังสีที่ผิวหนังลดลงและ MU มีค่าลดลง ซึ่ง MU ที่ลดลงจะทำให้ระยะเวลาในการฉายรังสีสั้นลงด้วย

5. สรุปผลการศึกษา

การฉายรังสีด้วยเทคนิค VMAT ถูกพัฒนามาใช้ในการฉายรังสีในปัจจุบัน โดยระยะแรกมีการใช้ลำรังสีโฟตอนระดับพลังงาน 6 MV ต่อมาได้มีการศึกษาและนำรังสีโฟตอนที่ระดับพลังงาน 10 MV มาใช้เพิ่มมากขึ้น ซึ่งจากการศึกษานี้พบว่าค่าเฉลี่ยของข้อมูลทางรังสีคณิตจากแผนการรักษามะเร็งหลอดอาหารด้วยเทคนิค VMAT ที่ใช้ลำรังสีโฟตอน 6 MV และ 10 MV ให้ผลลัพธ์ที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ รวมทั้งแผนการรักษาที่ใช้ 10 MV มีค่า Skin dose และ MU น้อยกว่าแผนการรักษาที่ใช้ 6 MV ดังนั้นในการวางแผนการรักษามะเร็งหลอดอาหารด้วยเทคนิค VMAT สามารถเลือกใช้ลำรังสีโฟตอน 10 MV ได้เช่นกันเพราะให้ปริมาณรังสีที่ PTV และ OAR ไม่แตกต่างกัน 6 MV และยังให้ค่า Skin dose ที่ลดลง ระยะเวลาฉายรังสีน้อยลง อย่างไรก็ตามในการศึกษาวิจัยครั้งนี้เป็นการศึกษาวิจัยแบบย้อนหลัง โดยการอ้างอิงข้อมูลแผนการรักษาที่มีอยู่เดิมเป็นหลัก การวางแผนการรักษาด้วยระดับพลังงาน 10 MV ที่นำมาเปรียบเทียบจึงต้องยึดเงื่อนไข (Priority/Constraint) และการ Normalize ที่เท่ากัน ซึ่งถ้ามีการเปลี่ยนแปลงเงื่อนไข Priority/Constraint ในแผนการรักษาระดับพลังงาน 10 MV อาจได้แผนการรักษาที่มีข้อมูลทางรังสีคณิตมากยิ่งขึ้น

6. กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณสาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา สาขาวิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ที่ได้เอื้อเฟื้อสถานที่และอุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษาวิจัย รวมถึงเจ้าหน้าที่ทุกท่านที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ และคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่ได้อนุมัติให้ทำงานวิจัยตามเอกสารรับรองเลขที่ REC.65-514-7-2

7. References

- [1] National Cancer Institute, Cancer Registry 2021, Available Source: https://www.nci.go.th/e_book/hosbased_2564/index.html, November 8, 2022. (in Thai)
- [2] World Cancer Research Fund, Worldwide cancer data, Available Source: <https://www.wcrf.org/cancer-trends/worldwide-cancer-data/>, November 8, 2022.
- [3] National Cancer Institute, Esophageal cancer, Available Source: <https://www.nci.go.th/th/Knowledge/downloads/0020.pdf?fbclid=Iw%20AR2xq35mdHbkAeMtU8SXFMbHv3pXo-Q18Ys-T0hL-HO50syvALDXbPqsKGgg>, November 8, 2022. (in Thai)
- [4] Chulacancer, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Volumetric Modulated Arc Therapy, Available Source: <https://www.chulacancer.net/services-list-page.php?id=441>, November 8, 2022. (in Thai)
- [5] Radiosurgery center, Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital, What is Radiotherapy, Available Source: https://www.ramamahidol.ac.th/radiosurgery_center/th/km/15sep2021-1059, September 23, 2022. (in Thai)
- [6] Bumrungrad Hospital, Volumetric Modulated Arc Therapy, Available Source:

- <https://www.bumrungrad.com/th/treatments/vmat-radiotherapy>, November 8, 2022. (in Thai)
- [7] Yadav G., Bhushan M., Dewan A., Saxena U., Kumar L., Chauhan D., 2017, Dosimetric influence of photon beam energy and number of arcs on volumetric modulated arc therapy in carcinoma cervix: A planning study. *Rep. Pract. Oncol. Radiother.* 22: 1-9.
- [8] Pasler M., Georg D., Wirtz H., Lutterbach J., 2011, Effect of photon-beam energy on VMAT and IMRT treatment plan quality and dosimetric accuracy for advanced prostate cancer. *Strahlenther. Onkol. Organ Dtsch Rontgengesellschaft Al.* 187: 792-798.
- [9] Kleiner H., Podgorsak M.B., 2016, The dosimetric significance of using 10 MV photons for volumetric modulated arc therapy for post-prostatectomy irradiation of the prostate bed. *Radiol. Oncol.* 50:232-237.
- [10] Stanley D.N., Popp T., Ha C.S., Swanson G.P., Eng T.Y., Papanikolaou N., 2015, Dosimetric effect of photon beam energy on volumetric modulated arc therapy treatment plan quality due to body habitus in advanced prostate cancer. *Pract. Radiat. Oncol.* 5: 625-633.
- [11] Mattes M.D., Tai C., Lee A., Ashamalla H., Ikoro N.C., 2014, The dosimetric effects of photon energy on the quality of prostate volumetric modulated arc therapy. *Pract. Radiat. Oncol.* 4: 39-44.
- [12] Worrapipat S., Damrongkijudom N., Tangboonduangjit P., Sanghangthum T., 2016, Comparative Dosimetric Analysis of Lung Cancer Treatment Planning for 3D-CRT Using 6 and 10 MV Photon Beams. *Ramathibodi Med. J.* 39: 100-109.
- [13] Atiq M., Atiq A., Iqbal K., Shamsi Q., Andleeb F., Buzdar S.A., 2017, Evaluation of dose conformity and coverage of target volume for intensity-modulated radiotherapy of pelvic cancer treatment. *Indian J. Cancer.* 54: 379-384.
- [14] Guo X.Q., Mao R.H., Liu B., Ge H., 2023, Study on esophageal cancer radiotherapy dosimetry and position verification for volumetric modulated arc therapy. *Asian J. Surg.* 46: 120-125.
- [15] Onal C., Arslan G., Parlak C., Sonmez S., 2014, Comparison of IMRT and VMAT plans with different energy levels using Monte-Carlo algorithm for prostate cancer. *Jpn. J. Radiol.* 32: 224-232.
- [16] Bisello S., Cilla S., Benini A., Cardano R., Nguyen N.P., Deodato F., 2022, Dose-Volume Constraints for oRganS At risk In Radiotherapy (CORSAIR): An "All-in-One" Multicenter-Multidisciplinary Practical Summary. *Curr. Oncol.* 29: 7021-7050.
- [17] Kry S.F., Smith S.A., Weathers R., Stovall M., 2012, Skin dose during radiotherapy: a summary and general estimation technique. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 13: 20-34.