



วิธีการแก้ค่าโปรไฟล์หนึ่งมิติของปริมาณรังสีจากภาพพอร์ทัลในพื้นที่ลำรังสีแบบ สมมาตรสำหรับรังสีโฟตอน 6 เมกะโวลต์

นิพนธ์ สายโย¹ แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์² และภััสสุรีย์ ชีพสุนต์^{1*}

1D Beam Profile Correction Method of Portal Image Dosimetry in Symmetric Square Field for 6 MV Photon Beams

Nipon Saiyo¹, Sangutid Thongsawat² and Patsuree Cheebsumon^{1*}

¹ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัดพิษณุโลก 65000

²งานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารามณ์ กรุงเทพมหานคร 10210

¹Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Science, Naresuan University Phitsanulok 65000

²Radiation Oncology Unit, Chulabhorn Hospital Bangkok 10210

* Corresponding author. E-mail address: patsureec@nu.ac.th

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาค่าแก้โปรไฟล์แบบ 1 มิติ ของลำรังสีโฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ของการวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในพื้นที่ฉายแบบสมมาตร ที่มีผลทำให้การตอบสนองของรังสีตามระยะทางจากกึ่งกลางของลำรังสีที่ได้จากการวัดรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มีค่าใกล้เคียงกับปริมาณรังสีจากการคำนวณสำหรับใช้ในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ตามเกณฑ์การยอมรับค่าแกมมาร้อยละ 2 ในระยะ 2 มิลลิเมตร และร้อยละ 3 ในระยะ 3 มิลลิเมตร โดยทำการทดสอบวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในพื้นที่ฉายแบบสมมาตรขนาดตั้งแต่ 5x5 ถึง 25x25 ตารางเซนติเมตร ทั้งในการประยุกต์ใช้โปรไฟล์ที่ทำการแก้ค่าด้วยวิธีแบบ 1 มิติ (Corrected profile) และไม่แก้ค่า (Uncorrected profile) ให้กับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ผลการทดลองพบว่า การแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีแบบหนึ่งมิติ ให้ค่าร้อยละการเพิ่มขึ้นของอัตราการผ่านค่าแกมมาในการวัดปริมาณรังสีของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ตั้งแต่ -0.32 ถึง +95.47 ตามเกณฑ์การยอมรับร้อยละ 2 ในระยะ 2 มิลลิเมตร และตั้งแต่ +0.31 ถึง +46.75 ตามเกณฑ์การยอมรับร้อยละ 3 ในระยะ 3 มิลลิเมตร ตามลำดับ โดยสรุปการประยุกต์ใช้วิธีการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีแบบหนึ่งมิติในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ สามารถช่วยเพิ่มความถูกต้องในการวัดปริมาณรังสีของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ได้

คำสำคัญ: อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ การแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีแบบหนึ่งมิติ ปริมาณรังสีของภาพพอร์ทัล

Abstract

The aim of this study was to determine the one dimensional profile correction values of EPID dosimetry for various symmetric field sizes in 6 MV photon beam when considered to gamma criteria of 2%, 2 mm, and 3%, 3mm respectively. Several symmetry field sizes, range 5x5 to 25x25 cm², were applied to 1D profile correction in EPID and measured, including uncorrected profile data. The results showed that the percent improving after applied profile correction was -0.32 to +95.47 in gamma criteria 2%, 2 mm, and +0.31 to +46.75 in gamma criteria 3%, 3 mm, respectively. In conclusion, EPID portal dose after applied to 1D profile correction would assist to improve the accuracy of portal dosimetry.

Keywords: Electronic portal imaging device, 1D beam profile correction, Portal imagedosimetry

บทนำ

ในปัจจุบันสถาบันด้านรังสีรักษาหลายแห่งมีการนำอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic portal imaging device: EPID) มาใช้เป็นอุปกรณ์วัดรังสีเพื่อวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายผู้ป่วยได้รับ (*In vivo* dosimetry) หรือเพื่อประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (Patient specific quality assurance) เนื่องด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์นั้นติดอยู่กับเครื่องเร่งอนุภาคแบบเส้นตรง (Linear accelerator: LINAC) ทำให้สามารถใช้งานได้สะดวก รวดเร็ว และไม่ต้องเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ประมวลผลใดๆ นอกจากนี้ ภายหลังจากวัดปริมาณรังสีเสร็จสิ้น ยังสามารถวิเคราะห์ข้อมูลด้วยพีดีไอพีอัลกอริทึม (PDIP algorithm) ได้ทันทีโดยอัลกอริทึมนี้จะถูกติดตั้งอยู่ในระบบวางแผนการรักษา (Treatment planning system) ซึ่งจะทำหน้าที่คำนวณปริมาณรังสีให้กับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ และเปรียบเทียบกับภาพพอร์ตัล (Portal image) ระหว่างภาพที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Measured dose image) และภาพพอร์ตัลจากการคำนวณปริมาณรังสี (Predicted dose image) อย่างไรก็ตาม ค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ยังคงไม่ถูกต้องเพียงพอที่จะนำอุปกรณ์ดังกล่าวมาใช้ในทางคลินิก เนื่องจากข้อจำกัดของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์บางประการที่ส่งผลต่อค่าความถูกต้องของปริมาณรังสีที่วัดได้ โดยเฉพาะความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่เกิดจากการตอบสนองต่อรังสีของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่ตำแหน่งนอกจุดกึ่งกลาง (Off-axis distance) ของอุปกรณ์รับภาพ

จากงานวิจัยที่ผ่านมาได้มีผู้ทำการศึกษาการตอบสนองต่อรังสีของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่ตำแหน่งนอกจุดกึ่งกลาง (Greer, 2005) พบว่าอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์จะมีการตอบสนองต่อรังสีสูงเมื่อเปรียบเทียบกับ การวัดปริมาณรังสีในน้ำด้วยไอออนไนเซชันแชมเบอร์ (Ionization chamber) ของขั้นตอนการตรวจสอบและนำเข้าข้อมูล (Commissioning process) ดังนั้น บริษัทผู้ผลิตจึงแนะนำให้ทำการสอบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (EPID calibration) ก่อนการใช้งาน เพื่อแก้ค่าปัจจัยต่างๆ ที่ส่งผลต่อความถูกต้องของ

ปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ อย่างไรก็ตาม แม้ว่าจะทำการสอบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์แล้ว แต่ค่าปริมาณรังสีที่วัดได้ยังคงไม่ถูกต้อง เนื่องจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ทำจากอะมอร์ฟัสซิลิคอน (Amorphous silicon: aSi) ที่มีเลขอะตอม ความหนาแน่น และคุณสมบัติของการตอบสนองต่อรังสีแตกต่างจากน้ำที่สมมุติเป็นตัวแทนผู้ป่วย

จากค่าความคลาดเคลื่อนต่างๆ ที่กล่าวไว้ในข้างต้น ทำให้มีการศึกษาวิธีต่างๆ หลายวิธีเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว ในปี ค.ศ. 2009 ได้มีการศึกษาวิธีแก้ค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสี ณ ตำแหน่งกึ่งกลาง พร้อมทั้งหกลบรังสีกระเจิงจากแขนของอุปกรณ์รับภาพด้วยการแก้ค่าโปรไฟล์ด้วยวิธีหนึ่งมิติ ซึ่งเป็นการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีในน้ำให้เป็นโปรไฟล์ของลำรังสีที่ได้จากการวัดด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในพื้นที่ลำรังสีขนาด 40x30 ซม. แล้วนำผลที่ได้ไปทำการหาอัตราส่วนระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพจริงต่อปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากพีดีไอพีอัลกอริทึมแล้วนำค่าแก้ที่ได้ไปประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Bailey, Kumaraswamy, & Podgorsak, 2009)

ในปี ค.ศ. 2013 ได้มีการพัฒนาซอฟต์แวร์ที่เรียกว่าแพ็คเกจพีดีพีซี (PDPC package) ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์ที่ใช้สำหรับแก้ค่าปัจจัยต่างๆ ที่มีผลต่อความถูกต้องของปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพแบบอัตโนมัติที่อาศัยหลักการแก้ค่าสองมิติ (Van Esch, Huyskens, Hirschi, & Baltes, 2013) อีกด้วย นอกจากนี้ในปี ค.ศ. 2015 Hobson และคณะ (Hobson & Davis, 2015) พบว่า การแก้ค่าแบบหนึ่งมิติเป็นวิธีพื้นฐานที่ทำได้ง่ายและให้ผลเช่นเดียวกับการแก้ค่าสองมิติกับซอฟต์แวร์พีดีพีซี

จากการทบทวนวรรณกรรม ทำให้คณะผู้วิจัยสนใจที่จะศึกษาการหาค่าแก้โปรไฟล์ของลำรังสีด้วยวิธีการแก้ค่าแบบหนึ่งมิติของการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตรสำหรับรังสีโฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์เพื่อนำไปใช้ประโยชน์ในการตรวจสอบความถูกต้องของการวัดปริมาณรังสีด้วย



อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในกระบวนการประกันคุณภาพก่อนการรักษา

เครื่องมือ และวิธีการทดลอง

เครื่องมือ

เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัยประกอบด้วยเครื่องเร่งอนุภาครุ่น ไตรโลจี (Trilogy) ยี่ห้อวาเรียน (Varian) เพื่อฉายรังสีโฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ (Megavoltage: MV) พร้อมกับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์รุ่น อะมอร์ฟัสซิลิคอน 1000 (aSi-1000) ระบบวางแผนการรักษาอีคลิป์ เวอร์ชัน 10.0 (ECLIPS10.0) อัลกอริทึมพีดีไอพีเวอร์ชัน 10.0.28. และโปรแกรมสำหรับสอบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์รุ่นไอพีเอ็มวี (I4MV)

วิธีการทดลอง

1. การสอบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (EPID calibration)

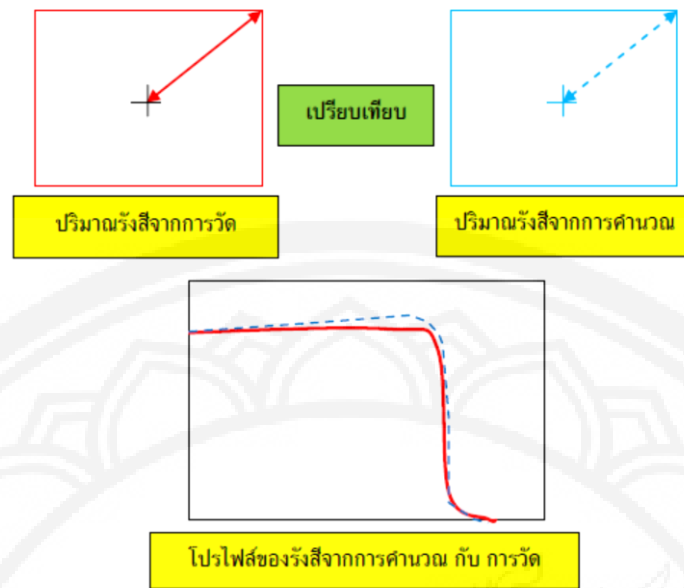
งานวิจัยนี้ได้ทำการสอบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ก่อนการวัดปริมาณรังสีโฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ตามคู่มือการใช้งานของบริษัทผู้ผลิต ซึ่งมีหลักการสอบเทียบสอดคล้องกับงานวิจัยของ Bailey และคณะ (Bailey et al., 2009) โดยแบ่งขั้นตอนออกเป็น 3 ขั้นตอนหลัก ได้แก่ 1) สอบเทียบดาร์คฟิลด์ (Dark field uniformity) เป็นการแก้ค่าสัญญาณรบกวนจากส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์ของอุปกรณ์รับภาพในขณะที่ไม่มีการฉายรังสี 2) การสอบเทียบฟลัดฟิลด์ (Flood field uniformity) เป็นการแก้ค่าความแตกต่างของความไวในการตอบสนองต่อรังสีของพิกเซลในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ โดยขั้นตอนนี้ต้องทำการสอบเทียบตามในแต่ละค่าปริมาณรังสีต่อเวลา (Dose rate) ที่ใช้งานและวัดปริมาณรังสีที่ขนาดพื้นที่ฉายรังสีเท่ากับ 40×30 ตร.ซม. กำหนดค่าระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงอุปกรณ์รับภาพเท่ากับ 100 เซนติเมตรและ 3) การสอบเทียบค่านับวัดปริมาณรังสี (Imaging dose calibration) ประกอบด้วย 2 ขั้นตอนย่อยได้แก่ 3.1)

การปรับค่านับวัดของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Dose normalization) เป็นการปรับค่านับวัดปริมาณรังสีของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในหน่วยแคลลิเบชันยูนิท (Calibration unit: CU) ให้สอดคล้องกับหน่วยที่ใช้ในทางคลินิก ที่เรียกว่ามอนิเตอร์ยูนิท (Monitor unit: MU) โดยต้องทำการสอบเทียบแยกตามค่าปริมาณรังสีต่อเวลาที่ใช้งานของขนาดพื้นที่ฉายเท่ากับ 10×10 ตร.ซม. โดยทั่วไปจะทำการสอบเทียบปริมาณรังสีที่ใช้ในทางคลินิก 100 มอนิเตอร์ยูนิท ให้เป็น 100 แคลลิเบชันยูนิท และ 3.2) การแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสี (Beam profile correction) เพื่อแก้ค่าความคลาดเคลื่อนของความเข้มของรังสีโฟตอนหลังจากผ่าน Flattening filter ณ ตำแหน่งกึ่งกลาง โดยใช้โปรไฟล์ของลำรังสีที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีในน้ำที่ระยะความลึกที่ได้รับปริมาณรังสีสูงสุด (Depth of dose maximum) จากขั้นตอนการตรวจสอบและนำเข้าข้อมูล จากนั้นจึงประยุกต์ใช้ให้กับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

2. การหาค่าอัตราส่วนระหว่างโปรไฟล์ของลำรังสีที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ และโปรไฟล์ของลำรังสีที่ได้จากการคำนวณ มีขั้นตอนดังนี้

1) สร้างแผนการรักษาสำหรับการใช้การวัดรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ และคำนวณปริมาณรังสีในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์สำหรับวางแผนการรักษา (Computerized treatment planning) โดยกำหนดพื้นที่ฉายรังสีขนาด 40×30 ตร.ซม. และใช้ค่าปริมาณรังสี 100 มอนิเตอร์ยูนิท

2) วัดรังสีโดยใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ตามแผนการรักษาที่สร้างไว้ จากนั้นวิเคราะห์ผลด้วยโปรแกรมพีดีไอพีในระบบวางแผนการรักษา โดยทำการลากโปรไฟล์ในแนวทแยงทำมุม 45 องศาจากจุดกึ่งกลางบนภาพของปริมาณรังสีที่วัดได้จากการคำนวณ และจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ แสดงดังรูปที่ 1 จากนั้นจะได้โปรไฟล์ของภาพปริมาณรังสีดังกล่าวในตำแหน่งที่สัมพันธ์กัน



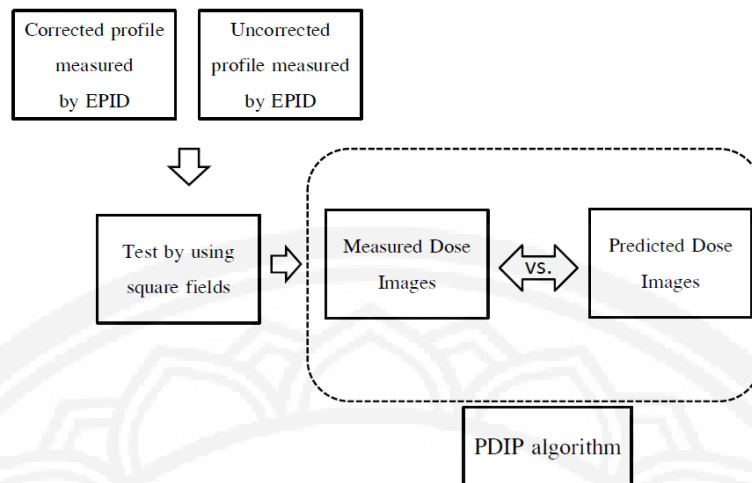
รูปที่ 1 กระบวนการเปรียบเทียบโปรไฟล์ในแนวทแยงมุมของปริมาณที่วัดได้จากการคำนวณ และวัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

3) หาค่าอัตราส่วนระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ต่อปริมาณรังสีจากการคำนวณในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ด้วยระบบวางแผนการรักษา โดยอัตราส่วนดังกล่าวต้องสัมพันธ์กับตำแหน่งโปรไฟล์ลำรังสีที่ได้จากน้ำ

4) แก่ค่าโปรไฟล์ลำรังสีที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีในน้ำโดยใช้วิธีแก้ค่าแบบหนึ่งมิติ ก่อนนำไปประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ซึ่งทำได้โดยนำค่าอัตราส่วนระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ และปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (ขั้นตอนที่ 3) ไปทำการแก้ค่าปริมาณรังสีของโปรไฟล์ที่ได้จากน้ำในแต่ละตำแหน่งที่สัมพันธ์กัน จากนั้นจะได้โปรไฟล์ใหม่ที่ทำ การแก้ค่าแล้วจึงนำไปประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ต่อไป

3. การทดสอบการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

ทดสอบการวัดปริมาณรังสีของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในพื้นที่ฉายรังสีแบบสมมาตรสี่เหลี่ยมจัตุรัส ขนาดตั้งแต่ 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 และ 25x25 ตร.ซม. ตามลำดับ โดยทำการวางแผนการรักษาด้วยระบบวางแผนการรักษาสำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ จากนั้น จึงทำการฉายรังสีด้วยการประยุกต์ใช้โปรไฟล์ของลำรังสีต่อไปนี้ได้แก่ 3.1) การประยุกต์ใช้โปรไฟล์ของลำรังสีที่ได้จากน้ำโดยไม่แก้ค่า (Uncorrected Profile) และ 3.2) การประยุกต์ใช้โปรไฟล์ที่แก้ค่าให้กับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ด้วยวิธี 1D (Corrected Profile) ทำการวัดปริมาณรังสีตามแผนการประกันคุณภาพที่วางแผนไว้และเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่ได้กับค่าที่ได้จากการคำนวณด้วยพีดีไอพีอัลกอริทึม แสดงดังรูปที่ 3



รูปที่ 2 กระบวนการทดสอบการวัดปริมาณรังสีของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในพื้นที่ฉายรังสีแบบสมมาตร โดยการแก้ค่า และไม่แก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสี

4. วิธีวิเคราะห์ข้อมูล

เปรียบเทียบค่าร้อยละการเพิ่มขึ้นของอัตราการผ่านค่าแกมมา (Percent gamma pass rate improving) ที่ได้จากการวิเคราะห์ผลของพีดีไอพีอัลกอริทึม โดยใช้ค่าการยอมรับของค่าการดัชนีแกมมาเท่ากับ ร้อยละ 2 ในระยะ 2 มิลลิเมตร และร้อยละ 3 ในระยะ 3 มิลลิเมตร

ตามลำดับ รวมทั้งค่าเฉลี่ย และค่าความแปรปรวนของค่าร้อยละการผ่านแกมมาของการประยุกต์ใช้โปรไฟล์ที่มีการแก้ค่าด้วยวิธี 1D และไม่มีการแก้ค่าให้กับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ โดยค่าร้อยละการเพิ่มขึ้นของอัตราการผ่านค่าแกมมาหาได้จากสมการที่ (1)

$$\%Improving = \frac{(\%Y_{Corrected} - \%Y_{Uncorrected})}{\%Y_{Uncorrected}} \times 100 \tag{1}$$

โดยที่ $\%Y_{correct}$ คือ ค่าร้อยละการผ่านของค่าแกมมาในกรณีที่ประยุกต์ใช้โปรไฟล์ที่มีการแก้ค่าให้กับอุปกรณ์รับภาพ และ $\%Y_{uncorrect}$ คือ ค่าร้อยละการผ่านของค่าแกมมาในกรณีที่ประยุกต์ใช้โปรไฟล์ที่ไม่มีการแก้ค่าให้กับอุปกรณ์รับภาพ

กึ่งกลางที่ระยะประมาณ 17 เซนติเมตร ของพื้นที่ฉายรังสีขนาด 40x30 ตร.ซม. รูปที่ 4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณรังสีในหน่วยแคลลิเบชันยูนิต และระยะทางนอกจุดกึ่งกลางของโปรไฟล์ลำรังสีที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีในน้ำโดยไม่มีการแก้ค่า (Uncorrected profile) และมีการแก้ค่า (Corrected profile) สำหรับการประยุกต์ใช้ในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

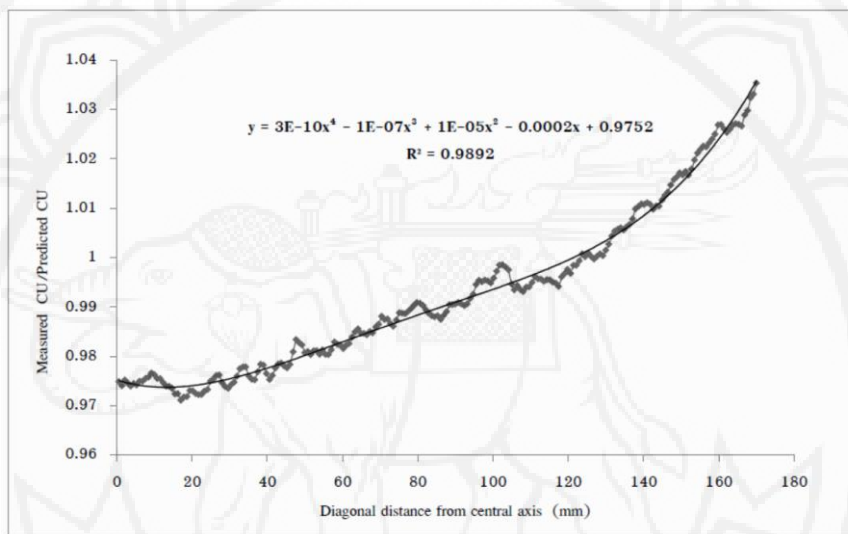
ผลการศึกษา

รูปที่ 3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วนของปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ต่อปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณในหน่วยแคลลิเบชันยูนิต (Calibration unit: CU) และระยะทางนอกจุดกึ่งกลาง (Off-axis distance) โดยการสร้างกราฟโพลิเนียร์ที่เริ่มจากจุดกึ่งกลางอุปกรณ์รับภาพไปจนถึงระยะนอกจุด

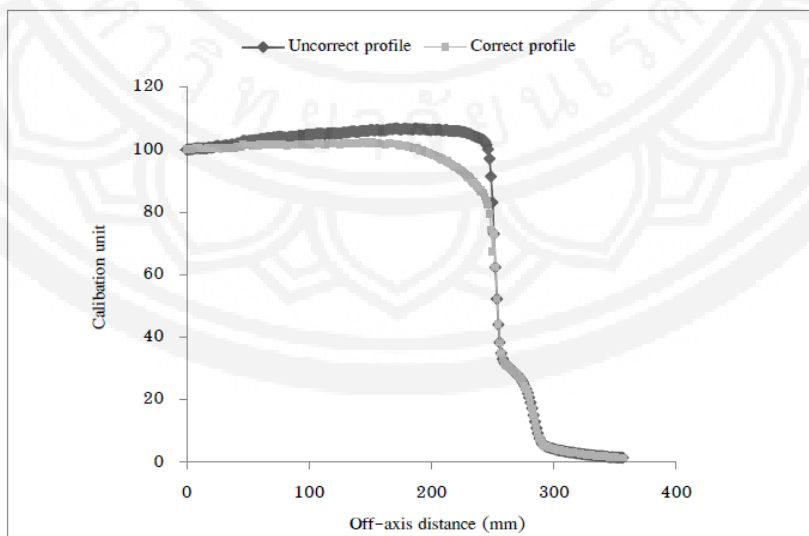
ตารางที่ 1 แสดงผลการทดสอบการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่มีการประยุกต์ใช้โปรไฟล์ของลำรังสีที่ได้จากการการวัดปริมาณรังสีในน้ำเปรียบเทียบกับโปรไฟล์ที่แก้ค่า ที่ระดับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ในพื้นที่ฉายรังสีสมมาตรขนาดต่างๆ จากผลการทดลองพบว่า เมื่อพิจารณาค่าร้อยละการผ่านค่าแกมมาที่เกณฑ์การยอมรับร้อยละ 2 ในระยะ 2 มิลลิเมตร ค่าร้อยละ

ละการเพิ่มขึ้นของอัตราการผ่านค่าแกมมาของการประยุกต์ใช้โปรไฟล์ทั้งสอง ที่พื้นที่ฉายรังสีสมมาตรขนาด 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 และ 25x25 ตร.ซม. มีค่าเท่ากับ ร้อยละ 0.32, 6.67, 44.51, 73.98 และ 95.47 ตามลำดับ และเมื่อพิจารณาค่าร้อยละการผ่านค่าแกมมาที่เกณฑ์การยอมรับร้อยละ 3 ในระยะ 3 มิลลิเมตร ค่าร้อยละการเพิ่มขึ้นของอัตราการผ่านค่าแกมมาของการประยุกต์ใช้โปรไฟล์ทั้งสองมีค่าเท่ากับ ร้อยละ 0.31, 0.10, 14.30, 24.42 และ 46.75

ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า การแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีจะสามารถเพิ่มค่าร้อยละการผ่านค่าแกมมาได้มากยิ่งขึ้นอย่างเห็นได้ชัด โดยเฉพาะในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 15x15, 20x20, และ 25x25 ตร.ซม. อย่างไรก็ตาม จะสังเกตเห็นว่าที่พื้นที่ฉายขนาดเล็กจะมีค่าร้อยละการผ่านค่าแกมมาเพิ่มขึ้นเพียงเล็กน้อย คือ ในพื้นที่ฉายขนาด 5x5 ตร.ซม. พบค่าร้อยละการผ่านค่าแกมมา เท่ากับ -0.32% และ +0.31% สำหรับเกณฑ์การยอมรับ 2%, 2 mm และ 3%, 3 mm ตามลำดับ



รูปที่ 3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าอัตราส่วนของปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ต่อปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณในหน่วยแคลลิเบชันยูนิต (Calibration unit: CU) และระยะทางนอกจุดกึ่งกลาง (Off-axis distance) โดยการสร้างกราฟโพลีเนี่ยล



รูปที่ 4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณรังสีในหน่วยแคลลิเบชันยูนิต (Calibration unit: CU) และระยะทางนอกจุดกึ่งกลาง (Off-axis distance) ของโปรไฟล์ลำรังสีที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีในน้ำโดยไม่มีการแก้ค่า (Uncorrected profile) และที่มีแก้ค่า (Corrected profile) สำหรับการประยุกต์ใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์



ตารางที่ 1 การทดสอบการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ทั้งกรณีที่มีการประยุกต์ใช้โปรไฟล์ของลำรังสีที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีในน้ำ และโปรไฟล์ที่แก้ค่าที่ระดับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ในพื้นที่ฉายรังสีสมมาตรขนาดต่าง ๆ

Field size (cm ²)	Uncorrected profile		Corrected profile		% Improving	
	% Gamma pass rate value		% Gamma pass rate value		2%,2 mm	3%,3 mm
	2%,2 mm	3%,3 mm	2%,2 mm	3%,3 mm		
5x5	92.4	95.7	92.1	96.0	-0.32	0.31
10x10	85.5	97.1	91.2	97.0	6.67	-0.10
15x15	63.8	83.9	92.2	95.9	44.51	14.30
20x20	53.8	77.8	93.6	96.8	73.98	24.42
25x25	46.4	66.1	90.7	97.0	95.47	46.75

อภิปรายผลการศึกษา

จากผลการทดลองข้างต้น พบว่า การแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีก่อนนำไปประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ จะสามารถช่วยเพิ่มค่าร้อยละการผ่านค่าแกมมาได้อย่างเห็นได้ชัดในทั้งสองเกณฑ์การยอมรับการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีจะช่วยเพิ่มความถูกต้องของการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มากยิ่งขึ้น โดยจากการทดลองในพื้นที่ฉายรังสีสมมาตรขนาด 20x20 และ 25x25 ตร.ซม. พบว่า ค่าร้อยละการเพิ่มขึ้นของการผ่านของค่าแกมมาในวิธีที่ประยุกต์ใช้โปรไฟล์ของลำรังสีที่มีการแก้ค่าให้กับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์จะเพิ่มขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับค่าร้อยละการเพิ่มขึ้นของการผ่านของค่าแกมมาในวิธีที่ประยุกต์ใช้โปรไฟล์ที่ไม่ได้แก้ค่าถึงร้อยละ 73.98 และ 95.47 พิจารณาที่เกณฑ์การยอมรับร้อยละ 2 ในระยะ 2 มิลลิเมตร และมีค่าร้อยละ 24.42 และ 46.75 พิจารณาที่เกณฑ์การยอมรับร้อยละ 3 ในระยะ 3 มิลลิเมตร (ตารางที่ 1) สำหรับพื้นที่ฉายรังสีขนาด 20x20 และ 25x25 ตร.ซม. ตามลำดับ

การแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีนั้น นอกจากวิธีการแก้ค่าแบบหนึ่งมิติแล้ว ยังมีวิธีการแก้ค่าอื่น ๆ อีกหลายวิธีที่สามารถนำมาใช้ได้ เช่น งานวิจัยของ Bailey และคณะ (Bailey et al., 2013) ได้ศึกษาวิธีการแก้ค่าแบบสองมิติที่พัฒนาต่อเนื่องมาจากวิธีการแบบหนึ่งมิติของพวกเขา โดยวิธีการแก้ค่าแบบสองมิตินี้จะใช้หลักการเหมือนการแก้ค่าแบบหนึ่งมิติ แต่จะทำการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีในทุก ๆ ทิศทางของอุปกรณ์รับภาพ ซึ่งในวิธีการแก้ค่าหนึ่งมิติจะทำการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีในแนวเฉียง

เพียงทิศทางเดียว โดยให้ถือว่าทิศทางตรงข้ามมีความสมมาตรกัน ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบค่าร้อยละการผ่านค่าแกมมาแบบหนึ่งมิติและสองมิติ พบว่า มีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ทำให้การใช้วิธีการแก้ค่าแบบหนึ่งมิติ อาจทำได้สะดวกกว่าในแง่ของการแก้ปัญหาความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีนอกจุดกึ่งกลาง ต่อมาได้มีการพัฒนาวิธีการแก้ค่าปัจจัยที่มีผลต่อโปรไฟล์ของลำรังสี โดยพัฒนาขึ้นเป็นแพ็คเกจพีดีพีซี (Portal dose pre-configuration: PDPC) ที่สามารถแก้ค่าปัจจัยที่มีผลต่อความถูกต้องของปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ โดยอาศัยหลักการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีแบบสองมิติ และสามารถแก้ค่าความแตกต่างของความไวในการตอบสนองต่อรังสีได้อัตโนมัติ โดยเฉพาะรังสีกระเจิงที่มาจากแขนของอุปกรณ์รับภาพได้ อย่างไรก็ตามที่ได้หลังจากการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีด้วยวิธีนี้ จะให้ค่าร้อยละการผ่านค่าแกมมาที่ใกล้เคียงกับวิธีการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีแบบสองมิติ

ในปี ค.ศ. 2015 Hobson และคณะ (Hobson & Davis, 2015) ได้ทำการศึกษาการวัดปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีแบบสมมาตร พื้นที่ฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (IMRT field) และพื้นที่ฉายรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร (VMAT field) โดยที่มีการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีแบบหนึ่งมิติตามหลักการของ Bailey และคณะ (Bailey et al., 2009) และสองมิติโดยใช้แพ็คเกจพีดีพีซี (Van Esch et al., 2013) สำหรับการแก้ค่าโปรไฟล์แบบหนึ่งมิตินั้นจะทำการเก็บข้อมูลทั้งพื้นที่ฉายรังสีขนาด 40x30 ตร.ซม. และ 20x20 ตร.ซม. เพื่อแก้ค่าความไม่ถูกต้องในกรณีที่ต้องการฉายรังสีในพื้นที่ขนาดเล็ก จากการทดลองพบว่าค่าร้อยละการผ่านของค่าแกมมาของ



วิธีการแก้ค่าแบบหนึ่งมิติที่เก็บข้อมูลในพื้นที่ฉายขนาด 40x30 ตร.ซม. กับแพ็คเกจพีดีพีซีนั้นให้ค่าที่ใกล้เคียงกัน ซึ่งสอดคล้องกับผลงานวิจัยที่นำเสนอในบทความนี้ สำหรับวิธีการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีทั้งสองวิธีดังกล่าว นั้นสามารถช่วยเพิ่มค่าร้อยละการผ่านค่าแกมมาอย่างชัดเจนเมื่อเทียบกับวิธีที่ไม่มีการแก้ค่า (ตารางที่ 1) นอกจากนี้ในทางกลับกัน การแก้ค่าแบบหนึ่งมิติที่เก็บข้อมูลพื้นที่ฉายรังสีขนาด 20x20 ตร.ซม. กลับให้ค่าที่แตกต่างจากวิธีแพ็คเกจพีดีพีซี อย่างไรก็ตามจากผลการทดลองในงานวิจัยนี้ได้แสดงให้เห็นว่าการที่ใช้วิธีการแก้ค่าแบบหนึ่งมิติที่เก็บข้อมูลในพื้นที่ฉายขนาด 40x30 ตร.ซม.เพียงพอที่จะแก้ปัญหาความไม่ถูกต้องในกรณีที่ต้องการฉายรังสีในพื้นที่ขนาดเล็กได้เช่นกัน

สรุปผลการศึกษา

วิธีการแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีแบบหนึ่งมิติตามหลักการของ Bailey (Bailey et al., 2009)สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการตรวจสอบปริมาณรังสีของแผนการรักษาแบบสมมาตรเพื่อเพิ่มความถูกต้องของการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ได้ การแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสีแบบหนึ่งมิติสามารถเพิ่มความถูกต้องในการวัดปริมาณรังสีของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ที่ขนาดพื้นที่ 5x5 ตร.ซม.ถึง 25x25 ตร.ซม.ได้ในช่วงร้อยละ -0.32 ถึง +95.47 ที่เกณฑ์การยอมรับเท่ากับร้อยละ 2 ในระยะ 2 มิลลิเมตร และร้อยละ +46.75 ถึง +0.31 ที่เกณฑ์การยอมรับร้อยละ 3 ในระยะ 3 มิลลิเมตรซึ่งผลการวิจัยดังกล่าวสอดคล้องกับงานวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบการวัดปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีแบบสมมาตรเพียงอย่างเดียว หากต้องการนำอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ไปใช้ในการวัดปริมาณรังสีในทางคลินิกจะต้องมีการเพิ่มการทดสอบด้วยการวัดปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีในเทคนิคการฉายรังสีต่างๆ เพิ่มเติมด้วย เช่น พื้นที่ฉายรังสีปรับความเข้ม หรือ พื้นที่ฉายรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร เป็นต้น เพื่อตรวจสอบว่าวิธีการแก้ค่าดังกล่าวจะสามารถเพิ่มความถูกต้องของการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ได้จริงและนำไปประยุกต์ใช้ได้ทางคลินิก

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ต้องขอขอบพระคุณคณาจารย์ และบุคลากรแผนกรังสีรักษาโรงพยาบาลจุฬารัตน์ กรุงเทพมหานคร ที่ให้ความอนุเคราะห์คำปรึกษาต่างๆ และขอขอบพระคุณโรงพยาบาลที่จุฬารัตน์ที่เอื้อเฟื้อสถานที่ในการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์ผลการวิจัยในครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

Bailey, D. W., Kumaraswamy, L., Bakhtiari, M., & Podgorsak, M. B. (2013). A two-dimensional matrix correction for off-axis portal dose prediction errors. *Medical physics*, 40(5), 051704.

Bailey, D. W., Kumaraswamy, L., & Podgorsak, M. B. (2009). An effective correction algorithm for off-axis portal dosimetry errors. *Medical physics*, 36(9), 4089-4094.

Greer, P. B. (2005). Correction of pixel sensitivity variation and off-axis response for amorphous silicon EPID dosimetry. *Medical physics*, 32(12), 3558-3568.

Hobson, M. A., & Davis, S. D. (2015). Comparison between an in-house 1D profile correction method and a 2D correction provided in Varian's PDPC Package for improving the accuracy of portal dosimetry images. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16(2).

Van Esch, A., Huyskens, D. P., Hirschi, L., & Baltes, C. (2013). Optimized Varian aSi portal dosimetry: development of datasets for collective use. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14(6).