

การพัฒนาหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ สำหรับการตรวจสอบปริมาณรังสีในงานรังสีรักษา

Development of Cylindrical Head and Neck Phantom Using 3d Printing for Dosimetric Verification in Radiation Therapy

ศรายุทธ ครุโสภา, วท.บ.¹, นันทวัฒน์ อุดี, วศ.ด.^{1,2*}, ศรารัตน์ มหาศรานนท์, วท.ด.³,
จีระภา ตันนานนท์, วท.ม.⁴

Sarayut Kornsopa, B.Sc.¹, Nuntawat Udee, D.Eng.^{1,2*}, Sararat Mahasaranon, Ph.D.³,
Chirapa Tannanonta, M.Sc.⁴

¹สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์ ²ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ ³ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยธนเรศวร
อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000 ประเทศไทย

⁴งานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ วิทยาลัยวิทยาศาสตร์การแพทย์เจ้าฟ้าจุฬารัตน์ ราชวิทยาลัยจุฬารัตน์
เขตหลักสี่ กรุงเทพมหานคร 10210 ประเทศไทย

¹Medical Physics Program, ²Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences,
³Department of Chemistry, Faculty of Science, Naresuan University, Mueang, Phitsanulok 65000, Thailand.

⁴Radiation Oncology Unit, Chulabhorn Hospital, HRH Princess Chulabhorn College of Medical Science,
Chulabhorn Royal Academy, Laksi, Bangkok 10210, Thailand.

*E-mail: nuntawatu@nu.ac.th

Songkla Med J 2017;35(4):351-360

บทคัดย่อ:

วัตถุประสงค์: เพื่อสร้างหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ สำหรับการตรวจสอบปริมาณรังสีในงาน
รังสีรักษา

วัสดุและวิธีการ: สร้างหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ ภายในหุ่นจำลองประกอบด้วยเนื้อเยื่อที่สร้าง
จากน้ำยาพาราอโรรมชาติ ปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน อวัยวะเสี่ยงและผนังหุ่นจำลองขึ้นรูปด้วยพลาสติกชนิด acrylonitrile
butadiene styrene จากเครื่องพิมพ์สามมิติ และกระดูกสร้างจากเรซินผสมแคลเซียมคาร์บอเนต

รับต้นฉบับวันที่ 9 พฤษภาคม 2560 รับลงตีพิมพ์วันที่ 3 พฤศจิกายน 2560

ผลการศึกษา: การประเมินค่า computed tomography number ของหุ่นจำลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาพบว่าเนื้อเยื่อมีค่าอยู่ในช่วง -2 ถึง 56 Hounsfield units (HU) ปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน และอวัยวะเสี่ยงอยู่ในช่วง -282 ถึง -196 HU และกระดูกมีค่าอยู่ในช่วง 731 ถึง 852 HU สำหรับผนังหุ่นจำลองมีค่าอยู่ในช่วง -152 ถึง -89 HU ผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสำหรับเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติ ระหว่างการคำนวณด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาและการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออไนเซชันมีค่าเท่ากับร้อยละ 0.7

สรุป: หุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกสามารถนำไปใช้ในการตรวจสอบการวางแผนการรักษาและการฉายรังสีในเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติได้

คำสำคัญ: การตรวจสอบปริมาณรังสี, เครื่องพิมพ์สามมิติ, หนังสือนายพารา, หุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก

Abstract:

Objective: To construct the cylindrical head and neck phantom using the three-dimensional printer for dosimetric verification in radiation therapy.

Material and Method: The cylindrical head and neck phantom was constructed the using the three-dimensional printer. Inside the model is composed of soft tissue was constructed from para rubber latex, for planning target volume (PTV), organ at risk (OAR) and wall of phantom using acrylonitrile butadiene styrene from a three-dimensional printer, bone was made from resin mixed with calcium carbonate.

Results: The computed tomography (CT) number of head and neck phantom was simulated with a CT simulator show that the soft tissue, PTV and OAR lie between -2 to 56 Hounsfield units (HU), -282 to -196 HU respectively, bone lies between 731 to 852 HU and wall of phantom lie between -152 to -89 HU. The average percent dose difference between calculated dose and measured dose in three-dimensional conformal radiotherapy (3DCRT) was 0.7%.

Conclusion: The cylindrical head and neck phantom can be used to evaluate 3DCRT dose treatment planning and delivery.

Keywords: 3d printer, cylindrical head and neck phantom, dosimetric verification, para rubber

บทนำ

การรักษาผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังด้วยการใช้รังสีพลังงานสูงในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเทคนิคการฉายรังสีที่มีความซับซ้อนยิ่งขึ้นเพื่อให้การรักษามีประสิทธิภาพสูงสุด¹ การคำนวณปริมาณรังสีเพื่อการรักษาผู้ป่วยในปัจจุบันใช้ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (computerized radiation treatment planning system) เพื่อให้การรักษามีความถูกต้องและแม่นยำส่งผลให้ปริมาณเป้าหมายของการวางแผนได้รับปริมาณรังสีสูงสุด ในขณะที่อวัยวะปกติได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด อัลกอริทึมทางคณิตศาสตร์ที่ใช้สำหรับคำนวณปริมาณรังสีและการกระจายของปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีความถูกต้องสูงจึงมีความสำคัญ

ต่อการรักษาค่อนข้างมาก² โดยเฉพาะการฉายรังสีในบริเวณที่มีความหนาแน่นของเนื้อเยื่อแตกต่างกันมาก เช่น บริเวณศีรษะและลำคอ และทรวงอก เป็นต้น³ การคำนวณปริมาณรังสีในอวัยวะดังกล่าวมีความซับซ้อนเนื่องจากการเกิดอันตรกิริยาทางรังสีที่แตกต่างกันในเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน ส่งผลให้เกิดการดูดกลืนปริมาณรังสีในเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน ผลดังกล่าวอาจทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนของการคำนวณปริมาณรังสีและส่งผลให้มีโอกาสการเกิดภาวะแทรกซ้อนขึ้นกับผู้ป่วยได้⁴ ดังนั้นเพื่อให้มั่นใจได้ว่าอัลกอริทึมที่นำมาใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีมีความถูกต้องจึงต้องทำการตรวจสอบด้วยวิธีการวัดปริมาณรังสีตามแผนการรักษาในหุ่นจำลองเปรียบเทียบกับ

การคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา⁵ แต่เนื่องจากหุ่นจำลองสำหรับใช้ในการวัดปริมาณรังสีที่มีขายในท้องตลาดในปัจจุบันมีราคาแพงและมีข้อจำกัดที่เกิดจากรูปแบบหุ่นจำลองที่สร้างขึ้นตามการใช้งานแต่ละประเภท ซึ่งอาจไม่สอดคล้องกับการวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดรังสีชนิดต่างๆ ส่งผลให้ไม่สามารถวัดและประเมินค่าปริมาณรังสีได้ครบถ้วนเพียงพอ โดยเฉพาะการรักษาผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอที่มีลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ที่ซับซ้อน ดังนั้นการพัฒนาหุ่นจำลองที่มีคุณสมบัติคล้ายคลึงมนุษย์เพื่อให้สามารถใช้ในการตรวจสอบปริมาณรังสีในเทคนิคการรักษาขั้นสูงและสามารถกำหนดรูปร่างของหุ่นจำลองตามที่ต้องการได้ ทำให้สามารถทำการตรวจสอบค่าปริมาณรังสีจากแผนการรักษาก่อนการรักษาจริงได้

ปัจจุบันเทคโนโลยีการขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติได้นำมาใช้ในทางการแพทย์มากขึ้น⁶ โดยสามารถสร้างเป็นหุ่นจำลองทางการแพทย์ให้มีขนาดรูปร่างตามที่ต้องการ ตลอดจนสามารถเลือกชนิดวัสดุในการขึ้นรูป เพื่อให้มีความคล้ายคลึงกับผู้ป่วยมากขึ้น ในปี พ.ศ. 2557 Eric และคณะ⁷ ได้ศึกษาความเป็นไปได้ในการนำหุ่นจำลองที่สร้างจากเครื่องพิมพ์สามมิติมาใช้ในการตรวจสอบปริมาณรังสีเฉพาะบุคคล โดยการสร้างหุ่นจำลองศีรษะและลำคอจากข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลองแรนโด ซึ่งออกแบบให้มีลักษณะเป็นแผ่นเรียงซ้อนกันเป็นชั้นและมีช่องสำหรับใส่อุปกรณ์วัดรังสีเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์ และระหว่างแผ่นหุ่นจำลองสามารถใส่อุปกรณ์วัดรังสีภาพโครมิกสำหรับประเมินปริมาณรังสีได้ นอกจากนี้ในปี พ.ศ. 2558 Kairn และคณะ⁸ ได้ศึกษาการใช้เครื่องพิมพ์สามมิติในการสร้างหุ่นจำลองที่มีคุณสมบัติเทียบเคียงกับเนื้อปอดของมนุษย์ ด้วยเส้นพลาสติกชนิด Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) โดยการปรับค่าความหนาแน่นในการพิมพ์ที่แตกต่างกัน

วัตถุประสงค์ของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้เป็นการสร้างหุ่นจำลองศีรษะและลำคอด้วยการขึ้นรูปโครงสร้างภายนอกหุ่นจำลองจากเครื่องพิมพ์สามมิติ ภายในประกอบด้วยวัสดุที่ใช้แทนอวัยวะสำคัญที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงเนื้อเยื่อมนุษย์เพื่อนำไปใช้ในการตรวจสอบปริมาณรังสีในเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติ three-dimensional conformal radiation therapy (3DCRT) จากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาได้

วัสดุและวิธีการ

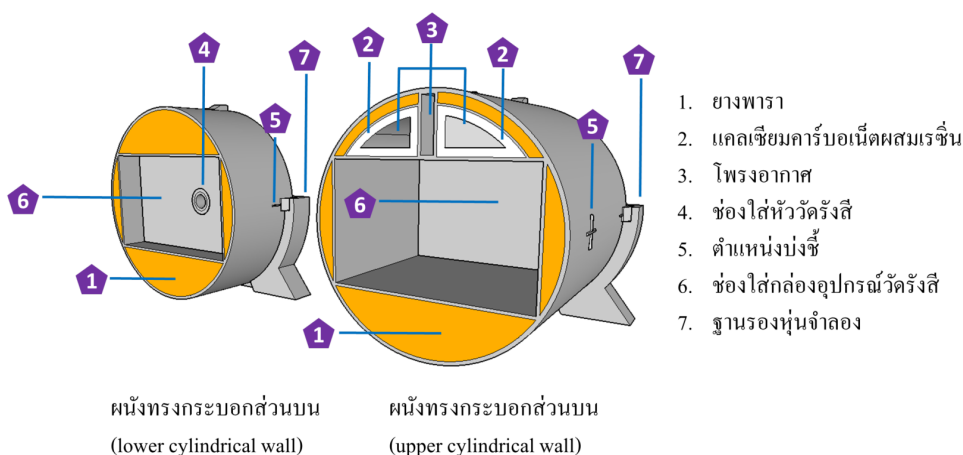
1. การออกแบบและสร้างหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก

1.1 ออกแบบหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกด้วยโปรแกรม SketchUp Make รุ่น 16.1.1449 64-bit โดยออกแบบหุ่นจำลองในลักษณะสามมิติ ไฟล์ข้อมูลภาพที่ได้นามสกุล .stl ซึ่งสามารถกำหนดพารามิเตอร์การขึ้นรูปและรูปแบบการพิมพ์สำหรับเครื่องพิมพ์สามมิติได้ การออกแบบหุ่นจำลองอาศัยการเทียบเคียงลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์บริเวณศีรษะและลำคอของมนุษย์ซึ่งบริเวณดังกล่าวประกอบด้วยเนื้อเยื่อผิวหนัง กระดูก โพรงอากาศ ที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน โดยออกแบบหุ่นจำลองให้มีรูปทรงเรขาคณิตอย่างง่าย แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

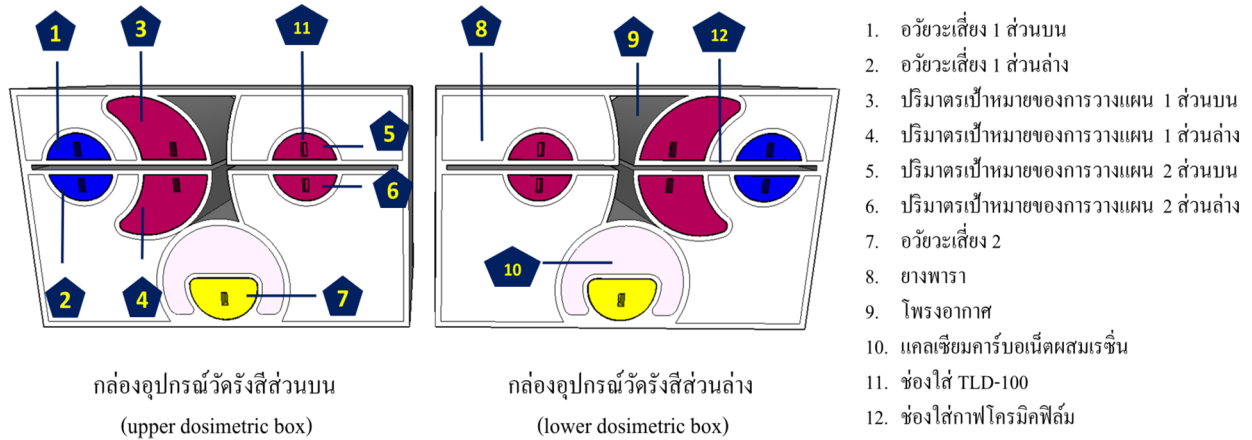
1.1.1 ผนังทรงกระบอก (cylindrical wall) แบ่งออกเป็น 2 ชั้น ประกอบด้วย ผนังทรงกระบอกส่วนบน (upper cylindrical wall) และผนังทรงกระบอกส่วนล่าง (lower cylindrical wall) โดยทั้ง 2 ชั้น มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตร และความยาว 15.5 และ 6.5 เซนติเมตร ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 1 ภายในผนังทรงกระบอกส่วนบนมีช่องสำหรับใส่เนื้อเยื่อที่ทำจากยางพารา (para rubber) และกระดูก (bone) ที่ทำจากเรซินผสมแคลเซียมคาร์บอเนต ออกแบบให้มีโพรงอากาศอยู่ภายในกระดูกคล้ายคลึงกับลักษณะของไซนัสโหนกแก้ม (Maxillary sinus) สำหรับผนังทรงกระบอกส่วนล่างออกแบบสำหรับใส่เนื้อเยื่อจากยางพาราและมีช่องสำหรับสอดใส่อุปกรณ์วัดรังสีชนิด ionization chamber ขนาด 0.125 ลูกบาศก์เซนติเมตร ในกล่องอุปกรณ์วัดรังสีส่วนล่าง (lower dosimetric box) เพื่อวัดค่าปริมาณรังสีจากแผนการรักษา โดยด้านหน้าของผนังทรงกระบอกทั้ง 2 ชั้น ออกแบบให้มีช่องสำหรับใส่กล่องอุปกรณ์วัดรังสี (dosimetric box) ดังรูปที่ 1 สำหรับผนังทรงกระบอกทั้ง 2 ชั้น ขึ้นรูปจากพลาสติกชนิด ABS ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ และออกแบบให้มีเส้นทึบขึ้นจากผนังสำหรับใช้เป็นตำแหน่งบ่งชี้ (landmark) ในการจัดตำแหน่งหุ่นจำลองด้วยเลเซอร์ทั้งในห้องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาและห้องฉายรังสีได้ สำหรับฐานรองหุ่นจำลอง (support) มีจำนวน 2 ชั้น โดยออกแบบให้มีร่องสำหรับวางหุ่นจำลองได้พอดีเพื่อให้สามารถจัดอุปกรณ์ให้อยู่ในตำแหน่งเดิมได้

1.1.2 กล่องอุปกรณ์วัดรังสี (dosimetric box) แบ่งออกเป็น 2 ชั้น ประกอบด้วยกล่องอุปกรณ์วัดรังสีส่วนบน (upper dosimetric box) และกล่องอุปกรณ์วัดรังสีส่วนล่าง (lower dosimetric box) ดังแสดงในรูปที่ 2 แต่ละกล่องมีขนาดกว้าง 8 เซนติเมตร ยาว 13 เซนติเมตร และสูง 6.5 เซนติเมตร ภายในกล่องอุปกรณ์วัดรังสีประกอบด้วยช่องสำหรับวางปริมาณเป้าหมายของการวางแผน (planning target volume; PTV) 2 รูปแบบ ประกอบด้วย ปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน 1 (PTV1) และปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน 2 (PTV2) ซึ่งใช้แทนปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน หลังโพรงจมูก สำหรับอวัยวะเสี่ยง (organ at risk; OAR) แบ่งออกเป็น 2 ชนิด ประกอบด้วย อวัยวะเสี่ยง 1 (OAR1) ใช้แทนต่อมน้ำลาย และอวัยวะเสี่ยง 2 (OAR2) ใช้แทนไซลันหลัง โดยปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน และอวัยวะเสี่ยงทั้งหมดสร้างจากเส้นพลาสติกชนิด ABS สำหรับรูปร่างของปริมาณเป้าหมายของการวางแผน 1 ออกแบบให้มีลักษณะโอบล้อมอวัยวะเสี่ยง 1 เพื่อเลียนแบบต่อมน้ำลายที่มักถูกกลืนจากต่อมน้ำเหลืองหรือจากก้อนมะเร็งเอง¹⁰ เนื่องจากต่อมน้ำลายเป็นอวัยวะที่เสี่ยงต่อการเกิดภาวะแทรกซ้อนจากการได้รับปริมาณรังสีสูง ส่งผลให้เกิดภาวะน้ำลายแห้งซึ่งกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วย สำหรับกระดูกที่สร้างจากเรซินผสมแคลเซียมคาร์บอเนตใช้แทนกระดูกสันหลังส่วนคอโดยมีเนื้อเยื่ออย่างพาราอ้อมรอบ

นอกจากนี้ยังได้ออกแบบให้มีโพรงอากาศอยู่ติดกับปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน 1 เพื่อให้มีลักษณะคล้ายคลึงกับมะเร็งหลังโพรงจมูกในผู้ป่วย ภายในกล่องอุปกรณ์วัดรังสีออกแบบให้สามารถใส่อุปกรณ์วัดรังสีได้ 3 ชนิด ประกอบด้วย อุปกรณ์วัดรังสีฟิล์มภาพโครมิกสำหรับใช้วัดค่าปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ ในแนว coronal ดังรูปที่ 2 ซึ่งตัดผ่านกึ่งกลางปริมาณเป้าหมายของการวางแผน 1 ปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน 2 และอวัยวะเสี่ยง 1 ซึ่งแบ่งออกเป็นส่วนบน (superior) และส่วนล่าง (inferior) อีกทั้งสามารถนำอุปกรณ์วัดรังสีภาพโครมิกฟิล์มมาวางไว้ระหว่างกล่องอุปกรณ์วัดรังสีทั้งสองกล่อง ให้สามารถประเมินการกระจายของปริมาณรังสีแบบ 2 มิติในแนวตัดขวาง (transverse) ออกแบบให้กล่องอุปกรณ์วัดรังสีมีช่องใส่อุปกรณ์วัดรังสี thermoluminescence dosimeter (TLD)-100 ชนิด chip โดยสามารถวางในปริมาณเป้าหมายของการวางแผน และอวัยวะเสี่ยงในแนวลึกดังรูปที่ 2 และอุปกรณ์วัดรังสีชนิด ionization chamber ขนาด 0.125 ลูกบาศก์เซนติเมตร สามารถวัดปริมาณรังสีในปริมาณเป้าหมายของการวางแผน 1 ส่วนล่าง (PTV1-inferior) ของกล่องอุปกรณ์วัดรังสีล่าง สำหรับใช้ปริมาณรังสีใน 1 มิติ (point dose) โดยปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน และอวัยวะเสี่ยงสามารถถอดออกจากกล่องอุปกรณ์วัดรังสีได้ ทำให้สามารถปรับเปลี่ยนความหนาแน่นของก้อนได้ตามความต้องการ ดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 1 ส่วนประกอบของผนังทรงกระบอก (cylindrical wall) ประกอบด้วยผนังทรงกระบอกส่วนบนและผนังทรงกระบอกส่วนล่าง ภายในมีช่องสำหรับใส่ยางพาราแทนเนื้อเยื่อ เรซินผสมแคลเซียมคาร์บอเนตแทนกระดูกและกล่องอุปกรณ์วัดรังสี



รูปที่ 2 ส่วนประกอบของกล่องอุปกรณ์วัดรังสี (dosimetric box)

1.2 การขึ้นรูปหุ่นจำลองศีรษะและลำคอด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ ไฟล์ชิ้นงานสามมิตินามสกุล .stl จะถูกนำเข้าสู่โปรแกรม Creatware รุ่น 6.4.3 ซึ่งทำหน้าที่แปลงไฟล์ชิ้นงานสามมิติให้สามารถพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ โดยไฟล์ที่ได้มีนามสกุล .gcode พารามิเตอร์สำคัญที่มีผลต่อความหนาแน่นของชิ้นงานประกอบด้วย ความหนาแน่นเนื้อพลาสติก (fill density) อัตราการไหลพลาสติก (flow%) และความเร็วการพิมพ์ (print speed) เครื่องพิมพ์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นเครื่องพิมพ์ชนิดฉีดเส้นพลาสติก fused deposition modeling (FDM) ยี่ห้อ FULLScale รุ่น Max450 สำหรับชิ้นงานที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติประกอบด้วยผนังทรงกระบอก กล่องอุปกรณ์วัดรังสี ปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน อวัยวะปกติ ฐานรองหุ่นจำลอง สำหรับกระดูกและเนื้อเยื่อยางพาราใช้วิธีการสร้างแม่พิมพ์พลาสติกชนิด ABS เพื่อแทนกระดูกและเนื้อเยื่อสำหรับปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน อวัยวะเสียงและผนังหุ่นจำลองกำหนดค่าความหนาแน่นเนื้อพลาสติก (fill density) เท่ากับร้อยละ 92.0, 90.0 และ 100.0 ตามลำดับ

1.3 การสร้างชิ้นส่วนเนื้อเยื่อจำลอง ทำการสร้างผนังหุ่นจำลองด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติเพื่อใช้สำหรับใส่หน้ายางพารา โดยนำยางพาราถูกนำไปอบด้วยความร้อนเพื่อทำให้แข็งตัวแล้วจึงนำชิ้นงานดังกล่าวบรรจุเข้าในช่องภายในหุ่นจำลองศีรษะและลำคอสำหรับส่วนเนื้อเยื่อจำลองที่กำหนดไว้

1.4 การสร้างชิ้นส่วนกระดูกจำลอง ทำการพิมพ์ผนังหุ่นจำลองด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติสำหรับใส่เรซินผสมด้วยแคลเซียมคาร์บอเนตในอัตราส่วนปริมาตร 1 ต่อ 1 จากนั้นนำไปใส่ในหุ่นจำลองศีรษะและลำคอสำหรับส่วนของกระดูกจำลองที่กำหนดไว้

2. การจำลองการรักษาหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

การจำลองการรักษาหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ Phillips รุ่น Brilliance Big Bore งานรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนครสวรรค์ โดยนำหุ่นจำลองวางบนเตียงและจัดให้ตำแหน่งบ่งชี้บนผิวของหุ่นจำลองตรงกับลำแสงเลเซอร์สำหรับจัดตำแหน่งทั้งสามแนว นำอุปกรณ์วัดรังสีชนิด ionization chamber ขนาด 0.125 ลูกบาศก์เซนติเมตร ใส่ลงในช่อง PTV1-inferior กำหนดค่าความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์เท่ากับ 120 กิโลโวลต์ ค่ากระแสหลอด 350 มิลลิแอมแปร์ ความหนาของภาพ 2 มิลลิเมตร

3. การประเมินค่า computed tomography (CT) number ในหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก

การประเมินค่า CT number ที่ได้จากข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก โดยกำหนดพื้นที่การวัดค่า region of interest (ROI) ขนาด 20

ตารางมิลลิเมตร เพื่อหาค่าเฉลี่ย CT number และทำการเปรียบเทียบกับค่า CT number ของเนื้อเยื่อมนุษย์¹¹ โดยวัดค่าในบริเวณเนื้อเยื่อและกระดูกจำลอง ปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน และอวัยวะเสี่ยงในตำแหน่งต่างๆ เพื่อวัดค่า CT number และกำหนดพื้นที่การวัดค่าขนาด 2.2 ถึง 3.6 ตารางมิลลิเมตร สำหรับผนังหุ่นจำลอง

4. การวางแผนการรักษาในหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกด้วยเทคนิคการฉายรังสี 3 มิติ

การวางแผนการรักษาหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ยี่ห้อ Pinnacle รุ่น 9.8 โดยใช้อัลกอริทึม collapsed cone convolution superposition สำหรับคำนวณปริมาณรังสีในเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติ (3D conformal radiation therapy) จากเครื่องเร่งอนุภาค Varian 2100 CD โฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ กำหนดค่าปริมาณรังสี 400 cGy ที่ตำแหน่ง isocenter อัตราปริมาณรังสี 400 monitor unit (MU)/minute ฉายด้วยเทคนิค iso-centric technique กำหนดให้จุดหมุนอยู่ในตำแหน่งกึ่งกลาง sensitive volume ของหัววัดรังสี ionization chamber เปิดลำรังสีจำนวน

3 ทิศทาง โดยกำหนดทิศทางการเข้าของลำรังสีเท่ากับมุม 0, 90 และ 270 องศา ตามลำดับ พื้นที่ลำรังสี 10x10 ตารางเซนติเมตร

5. การวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก

นำหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกพร้อมกับใส่อุปกรณ์วัดรังสีชนิด ionization chamber ขนาด 0.125 ลูกบาศก์เซนติเมตร ลงในช่อง PTV1-inferior ภายในกล่องอุปกรณ์วัดรังสีส่วนล่าง (lower dosimetric box) ดังรูปที่ 3 (a), (b) หลังจากนั้นจึงทำการฉายรังสีตามแผนการรักษาที่ได้จากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา นับวัดค่าปริมาณรังสีในแต่ละมุม ดังรูปที่ 3 (c)

6. การวิเคราะห์ข้อมูลปริมาณรังสีดูดกลืน (absorbed dose) ในหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก

การประเมินค่าปริมาณรังสีในหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก ใช้วิธีการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีดูดกลืนที่ได้จากการคำนวณด้วยระบบวางแผนการรักษา (calculated dose) กับค่าปริมาณรังสีดูดกลืนที่ได้จากการวัด (measured dose) ด้วยหัววัดรังสีชนิด ionization chamber ขนาด 0.125 ลูกบาศก์เซนติเมตร ที่ตำแหน่งจุดหมุน (isocenter)



รูปที่ 3 หุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก (a) การบรรจุกล่องอุปกรณ์วัดรังสีลงในลำตัวทรงกระบอก (b) การใส่อุปกรณ์วัดรังสีชนิด ionization chamber ขนาด 0.125 ลูกบาศก์เซนติเมตร และ (c) การจัดตำแหน่งของหุ่นจำลองสำหรับการฉายรังสี

คำนวณค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีดูดกลืน (%dose difference) ดังสมการที่ 1

$$\%Dose\ Difference = \left(\frac{D_{calculated} - D_{measured}}{D_{measured}} \right) \times 100$$

เมื่อ $D_{calculated}$ คือ ปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

$D_{measured}$ คือ ปริมาณรังสีที่ได้จากการอุปกรณ์วัดรังสีชนิด ionization chamber

ผลการศึกษา

1. ผลการประเมินค่า CT number สำหรับวัสดุที่ใช้ทดแทนเนื้อเยื่อและกระดูก

ค่า CT number ที่ได้จากน้ำยางพารามีค่าอยู่ในช่วงของน้ำและเนื้อเยื่อปกติของมนุษย์และใกล้เคียงกับหุ่นจำลองมาตรฐานชนิด solid water phantom สำหรับปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน และอวัยวะเสี่ยงที่สร้างจากเส้นพลาสติกชนิด ABS มีค่า CT number น้อยกว่าเนื้อเยื่อปกติ และกระดูกที่สร้างจากเรซินผสมแคลเซียมคาร์บอเนตมีค่าอยู่ในช่วงของกระดูกมนุษย์ สำหรับผนังของหุ่นจำลองที่สร้างจากพลาสติกชนิด ABS มีค่า CT number อยู่ในช่วงเนื้อเยื่อไขมัน ดังแสดงในตารางที่ 1 สำหรับค่า CT number ที่ได้จากหุ่นจำลองน้ำ

(water phantom) และ solid water phantom มีค่าอยู่ระหว่าง -5.0 ถึง -3.3 HU และ เท่ากับ 18.7 ถึง 23.4 HU ตามลำดับ

2. ผลการวิเคราะห์ข้อมูลปริมาณรังสีในหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก

ค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีจากการฉายรังสีรวมทั้ง 3 ทิศทาง มีค่าร้อยละ 0.7 เมื่อพิจารณาค่าร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีแต่ละมุม พบว่าลำรังสีมุม 90 องศา ซึ่งเป็นมุมที่ลำรังสีผ่านเนื้อเยื่อจำลองที่มีค่า CT number ต่ำกว่าน้ำและผ่านส่วนโพรงอากาศ มีค่าเท่ากับร้อยละ -1.77 เมื่อพิจารณาในมุม 0 องศา ซึ่งเป็นมุมที่ลำรังสีผ่านเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นสูงกว่าน้ำและผ่านโพรงอากาศ มีค่าเท่ากับร้อยละ -0.31 และเมื่อพิจารณาในมุม 270 องศา ซึ่งเป็นมุมที่ลำรังสีผ่านเนื้อเยื่อที่มีค่า CT number ใกล้เคียงและต่ำกว่าน้ำเท่านั้น โดยไม่ผ่านกระดูกจำลองและโพรงอากาศ พบว่ามีค่าเท่ากับร้อยละ 0.12 ดังแสดงในตารางที่ 2

หุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกที่สร้างขึ้นประกอบด้วยเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันทำให้เกิดอันตรกิริยาระหว่างลำรังสีและเนื้อเยื่อแต่ละชนิดมีความแตกต่างกัน การกระจายปริมาณรังสีในดักกลางจึงมีความแตกต่างกันอย่างชัดเจนดังแสดงในรูปที่ 4 (a-c) เมื่อพิจารณาปริมาณรังสีในระนาบต่างๆ พบว่ามี การกระจายปริมาณรังสีในหุ่นจำลองที่แตกต่างกันในแต่ละระนาบทั้งแนว transverse, coronal และ sagittal views ดังแสดงในรูปที่ 4 (d)

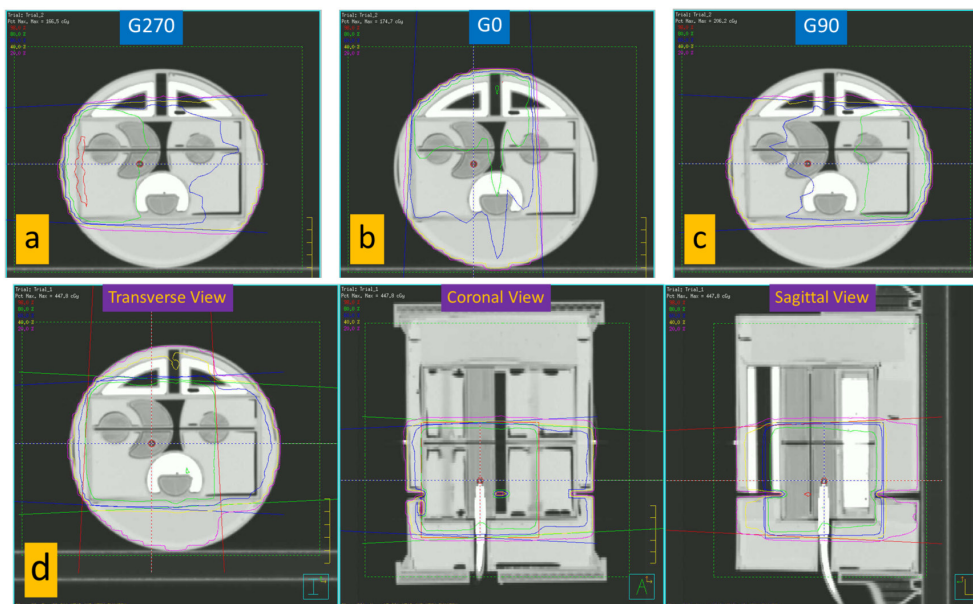
ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ย CT number ที่ได้จากวัสดุที่ใช้ทดแทนเนื้อเยื่อและกระดูกในหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ Phillips รุ่น Brilliance Big Bore ณ โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนครสวรรค์ และค่า CT number ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์

เนื้อเยื่อมนุษย์		หุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอก	
รายการ	CT number (HU)	รายการ	CT number (HU)
เนื้อเยื่อปอด	-850 ถึง -200	ABS - ปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน และอวัยวะเสี่ยง	-282.1 ถึง -196.2
เนื้อเยื่อไขมัน	-250 ถึง -30	ABS - ผนังหุ่นจำลอง	-152.4 ถึง -89.1
เนื้อเยื่อปกติ	10 ถึง 80	น้ำยางพารา-เนื้อเยื่อปกติ	-2.1 ถึง 56.2
กระดูก	มากกว่า +150	เรซินผสมแคลเซียมคาร์บอเนต-กระดูก	731 ถึง 852

CT=computed tomography, HU=Hounsfield units, ABS=Acrylonitrile Butadiene Styrene

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสี (% dose difference) ระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณและการวัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีชนิด ionization chamber ขนาด 0.125 ลูกบาศก์เซนติเมตร ของโพตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ พื้นที่ลำรังสี 10x10 ตารางเซนติเมตร

มุมการฉายรังสี	ปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ (Calculated dose) (cGy)	ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัด (Measured dose) (cGy)	ค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่าง ของปริมาณรังสี (% dose difference)
มุม 0 องศา (G0)	133.0	133.4	-0.31
มุม 90 องศา (G90)	133.0	135.4	-1.77
มุม 270 องศา (G270)	133.4	133.2	0.12
รวม	399.4	402.0	0.7



รูปที่ 4 การกระจายปริมาณรังสีที่เกิดจากการที่รังสีผ่านตัวกลางที่ต่างชนิดกัน (a), (b) และ (c) จากการฉายรังสีในมุม 270, 0 และ 90 ตามลำดับ (d) การกระจายปริมาณรังสีในแนว transverse, coronal และ sagittal views

วิจารณ์

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการสร้างหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติเพื่อใช้ในการตรวจสอบปริมาณรังสีในเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติ โดยวัสดุที่สร้างขึ้นเลียนแบบอวัยวะมนุษย์ ประกอบด้วยเนื้อเยื่อสร้างจากน้ำยางพารา ปริมาตรเป้าหมายของการ

วางแผนและอวัยวะเสี่ยงสร้างจากพลาสติกชนิด ABS สำหรับกระดูกสร้างจากเรซินผสมแคลเซียมคาร์บอเนต

จากการประเมินพบว่าเนื้อเยื่อที่สร้างจากน้ำยางพารามีค่า CT number อยู่ระหว่าง -2.1 ถึง 56.2 HU ซึ่งอยู่ในช่วงเดียวกับค่า CT number ของน้ำ เนื้อเยื่อมนุษย์ และหุ่นจำลอง solid water phantom สำหรับเนื้อเยื่อที่สร้างจากพลาสติกชนิด ABS

มีค่า CT number อยู่ระหว่าง -282.1 ถึง -196.2 HU ซึ่งมีค่าต่ำกว่าเนื้อเยื่อปกติซึ่งทำให้สามารถกำหนดขอบเขตบริเวณดังกล่าวได้ง่าย สำหรับกระดูกที่สร้างจากจากเรซินผสมแคลเซียมคาร์บอเนตมีค่า CT number อยู่ในช่วงระหว่าง 731 ถึง 852 HU ซึ่งอยู่ในช่วงกระดูกมนุษย์ และเมื่อนำหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกไปใช้ในการวัดปริมาณรังสีเปรียบเทียบกับปริมาณด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติ พบว่าค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีระหว่างการคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาและการวัดด้วยหัววัดรังสีในหุ่นจำลองมีค่าเท่ากับร้อยละ 0.7 โดยมีค่าน้อยกว่าร้อยละ 3 ซึ่งเป็นเกณฑ์มาตรฐานในการเปรียบเทียบเพื่อประเมินค่าความคลาดเคลื่อนปริมาณรังสี¹² เมื่อพิจารณาความแตกต่างของปริมาณรังสีในแต่ละทิศทางที่ฉายรังสี ค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีในทิศทางลำรังสีในมุม 90 องศา มีค่าเท่ากับร้อยละ -1.77 ซึ่งสูงกว่าในมุม 270 และ 0 องศา ซึ่งมีค่าเท่ากับร้อยละ -0.31 และ 0.12 ตามลำดับ ผลความแตกต่างของปริมาณรังสีในมุม 90 องศา มากกว่าทิศทางอื่นเนื่องจากลำรังสีผ่านโพรงอากาศและเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นต่ำ ทำให้ความถูกต้องของปริมาณรังสีที่คำนวณจากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษามีค่าต่ำกว่าการวัดสอดคล้องกับการศึกษาของ Oyewale¹³ ซึ่งทำการศึกษาค่าความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม collapsed cone convolution superposition ในหุ่นจำลองชนิด multi-layer inhomogeneous โดยพบว่าปริมาณรังสีที่ผ่านหน้าที่อยู่ได้ช่องอากาศส่งผลให้ปริมาณรังสีที่คำนวณได้ต่ำกว่าที่วัดได้จริง

สำหรับปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน และอวัยวะเสี่ยงที่ขึ้นรูปด้วยพลาสติกชนิด ABS ที่มีค่า CT number ต่ำกว่าเนื้อเยื่อปกติ (soft tissue) สามารถขึ้นรูปให้มีค่า CT number ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อได้ หากปรับค่าพารามิเตอร์ในส่วนของความหนาแน่นในการพิมพ์ให้มีค่าร้อยละ 100.0 และเพิ่มอัตราการป้อนเส้นพลาสติก (flow%) ให้มีค่ามากกว่าร้อยละ 90.0 จนถึงร้อยละ 102.0 ซึ่งทำให้ค่า CT number อยู่ระหว่าง +20 ถึง +134 HU ได้ นอกจากนี้ยังสามารถกำหนดค่าพารามิเตอร์อื่นๆ เช่น ความหนาแน่นในการพิมพ์ (fill density) ความเร็วในการพิมพ์ (printing speed) ให้เพิ่มขึ้นหรือลดลงได้ รวมถึงการเลือกพลาสติกชนิดอื่นที่นำมาใช้ในการพิมพ์ เช่น Polylactic

acid (PLA), Polyethylene Terephthalate Glycol-modified (PETG) และ Carbon Fiber PLA เป็นต้น อย่างไรก็ตาม การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ออกแบบให้ปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ทำให้สามารถนำไปใช้ในการวางแผนการฉายรังสีด้วยเทคนิค simultaneously integrated boost (SIB) ในเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (volumetric modulated radiation therapy) ได้

สรุป

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้สร้างหุ่นจำลองศีรษะและลำคอทรงกระบอกที่สร้างจากเครื่องพิมพ์สามมิติภายในประกอบด้วยวัสดุแทนเนื้อเยื่อสร้างจากน้ำยาพารา ปริมาตรเป้าหมายของการวางแผน และอวัยวะเสี่ยงสร้างจากพลาสติกชนิด ABS และกระดูกสร้างจากเรซินผสมด้วยแคลเซียมคาร์บอเนต การประเมินค่า CT number ในหุ่นจำลองมีใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อและกระดูกมนุษย์ หุ่นจำลองศีรษะและลำคอที่สร้างขึ้นสามารถนำมาใช้ในการวัดค่าปริมาณรังสีเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษาเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติในการประกันคุณภาพก่อนการรักษาจริงได้

เอกสารอ้างอิง

1. Stieler F, Wolff D, Lohr F, Steil V, Abo-Madyan Y, Lorenz F, et al. A fast radiotherapy paradigm for anal cancer with volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Radiat Oncol* 2009; 4: 48.
2. Rana S, Pokharel S. Verification of dose calculation algorithms in a multi-layer heterogeneous phantom using films. *Gulf J Oncolog* 2013; 1: 63 – 9.
3. Jaffray DA, Lindsay PE, Brock KK, Deasy JO, Tome WA. Accurate accumulation of dose for improved understanding of radiation effects in normal tissue. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 76: S135 – 9.
4. Hedin E, Bäck A. Influence of different dose calculation algorithms on the estimate of NTCP for lung complications. *J Appl Clin Med Phys* 2013; 14: 127 – 39.
5. Lu L, Yembi-Goma G, Wang J, Gupta NZ, Huang Z, Lo SS, et al. A practical method to evaluate and verify dose calculation algorithms in the treatment planning system of

- radiation therapy. *Int J Med Phys Clin Eng Radiat Oncol* 2013; 2: 76.
6. Salmi M. Possibilities of preoperative medical models made by 3D Printing or Additive Manufacturing. *J Med Eng* 2016; 2016: 6.
7. Eric DE, Brett M B, Patrick DH, Kathryn ED. Patient specific 3D printed phantom for IMRT quality assurance. *Phys Med Biol* 2014; 59: 5763.
8. Kairn T, Crowe SB, Markwell T. Use of 3D printed materials as tissue-equivalent phantoms. In: Jaffray AD, editor. *World congress on medical physics and biomedical engineering*; June 7-12, 2015; Toronto, Canada. Cham: Springer; 2015; 728 - 31.
9. Timothy JA, Zoran R. Squamous cell carcinoma of the head and neck: volume perfusion CT [homepage on the Internet]. Erlangen: Siemens Healthcare GmbH; 2013 [cited 2016 Apr 17]. Available from: https://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/squamous-cell-carcinoma-of-the-head-and-neck-volume-perfusion-ct/
10. Chong VFH, Fan YF. Parotid gland involvement in nasopharyngeal Carcinoma. *J Comput Assist Tomogr* 1999; 23: 524 - 8.
11. Waterstram-Rich KM, Gilmore D. Nuclear medicine and PET/CT: technology and techniques. *Imaging technologies*. 8th ed. St. Louis: Elsevier; 2016; p.314.
12. Ferreira IH, Dutreix A, Bridier A, Chavaudra J, Svensson H. The ESTRO-QUALity assurance network (EQUAL). *Radiother Oncol* 2000; 55: 273 - 84.
13. Oyewale S. Dose prediction accuracy of collapsed cone convolution superposition algorithm in a multi-layer inhomogenous phantom. *Int J Cancer Ther Oncol* 2013. Doi: <http://dx.doi.org/10.14319/ijcto.0101.6>