



## การวัดเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสมจากการใช้รังสีรักษาด้วยเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น (ลิเนค) ในห้องปฏิบัติการ

### Comparison of Backscattered Radiation from Different Dental Alloys Using Radiation Doses from Linear Accelerator (LINAC), *in-vitro*

ธัญสินี คุณานินันท์<sup>1\*</sup> ประเวศ เสรีเชษฐพงษ์<sup>2</sup> Sunantha Srisubat-Ploysongsang<sup>3</sup> และ สรณีย์ เสริมฐักดิ์<sup>4</sup>

Thansinee Kunapinun<sup>1\*</sup> Pravej Serichetaphongse<sup>2</sup> Sunantha Srisubat-Ploysongsang<sup>3</sup> and Soranee Sethpakdee<sup>4</sup>

<sup>1</sup>ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ ประเทศไทย

<sup>2</sup>หน่วยบูรณะช่องปากและใบหน้า โรงพยาบาลคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ ประเทศไทย

<sup>3</sup>ผู้เชี่ยวชาญด้านรังสีรักษา แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ กรุงเทพฯ ประเทศไทย

<sup>4</sup>กองทันตกรรม โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า กรุงเทพฯ ประเทศไทย

<sup>1</sup>Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

<sup>2</sup>Head of Maxillofacial Prosthodontic Department, Dental Hospital, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

<sup>3</sup>Radiation Therapy (Cancer Radiation), Horizon Regional Cancer Center, Bumrungrad Hospital, Bangkok, Thailand

<sup>4</sup>Dental division, Phramongkutklao Hospital, Bangkok, Thailand

\*Corresponding author, E-mail: thansinee\_mint@hotmail.com

#### บทคัดย่อ

การฉายรังสีรักษาบริเวณช่องปากและใบหน้าในผู้ป่วยที่มีวัสดุทางทันตกรรมที่เป็นโลหะผสมจะทำให้เกิดการสะท้อนกลับของรังสี ส่งผลให้เนื้อเยื่อในช่องปากหรือกระดูกที่ติดกับวัสดุเหล่านี้ได้รับปริมาณรังสี ก่อให้เกิดผลข้างเคียงตามมาคือภาวะเยื่อช่องปากอักเสบและเพิ่มโอกาสการเกิดกระดูกตาย งานวิจัยนี้จึงทำเพื่อศึกษาและสำรวจปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม 4 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก ซึ่งฉายด้วยรังสีที่มีขนาดและชนิดเดียวกับรังสีที่ใช้รักษามะเร็งศีรษะและลำคอ โดยนำชิ้นงานขนาด 8x13x1 มม.<sup>3</sup> จำนวน 5 ชิ้นต่อกลุ่ม แต่ละชิ้นถูกวางใต้แผ่นวัดรังสี ไอเอสแอลและฉายด้วยเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น(ลิเนค)ที่ปล่อยรังสีโฟตอนขนาด 200 cGy และให้พลังงานรังสี 6 MV วัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ระยะประชิดผิวชิ้นงาน(0 มม.)จากแผ่นวัดรังสี ไอเอสแอล และทำการคำนวณเปรียบเทียบร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสมทั้ง 4 ชนิดโดยใช้การเปรียบเทียบทางสถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว ที่มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และใช้ Post Hoc Test คือ Bonferroni ผลการศึกษาพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของ



ปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มโลหะผสมทอง และแพลลาเดียมอัลลอย เทียบกับไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก อย่างไรก็ตาม ปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกนั้นไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ข้อเสนอจากงานวิจัยนี้พบว่าโลหะผสมทองมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นมากที่สุด รองลงมาคือ แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับน้อยที่สุด

**คำสำคัญ:** รังสีกระเจิงกลับ วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม เครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น(ลิเนค)

## Abstract

Radiotherapy in head and neck cancer patients who have dental alloy restorations in oral cavity could lead to oral mucositis or bone necrosis due to backscattered dose enhancement from those materials. The purpose of this study was to compare backscattered dose measurement from four dental alloys (gold alloy type IV, palladium alloy, titanium alloy (milling), and titanium alloy (laser sintering)). Five specimens of each dental alloys in dimension of  $8 \times 13 \times 1 \text{ mm}^3$ , each of which was closely contacted with Optically Stimulated Luminescence or OSL above, were irradiated by linear accelerator (LINAC) with a single exposure of 200 cGy (antero-posterior beam) and 6 MV of photon energy. Backscattered dose measurement at 0 mm distance from each specimen was made by using OSL and then compared for the percentage of dose enhancement among four dental alloys by using one-way ANOVA and Bonferroni test with  $P < 0.05$ . The result showed that there was a statistically significant difference of backscattered dose and percentage dose enhancement between gold alloy and palladium alloy to both titanium alloy (milling) and titanium alloy (laser sintering). However, there was no statistically significant difference of backscattered dose and percentage dose enhancement between titanium alloy (milling) and titanium alloy (laser sintering). It could be concluded that gold alloy showed the highest backscattered dose followed by palladium alloy, titanium alloy (milling), and titanium alloy (laser sintering), respectively.

**Keywords:** Backscattered radiation, Dental alloys, Linear accelerator (LINAC)

## 1. บทนำ

อุบัติการณ์ของมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอในประเทศไทยจะพบในกลุ่มประชากรอายุ 45-75 ปี ซึ่งมะเร็งศีรษะและลำคอที่พบบ่อยมากที่สุดโดยเฉพาะคือมะเร็งชนิดอะสคาเซลล์ (squamous cell carcinoma) ที่บริเวณเยื่อช่องปาก, หลังโพรงจมูก และกล่องเสียง ตามลำดับ ส่วนในเพศหญิงมักจะพบมะเร็งชนิดนี้ที่บริเวณต่อมไทรอยด์และเยื่อช่องปาก (Tangjaturonrasme, Vatanasapt, & Bychkov, 2018) โดยตำแหน่งที่พบบ่อยของมะเร็งช่องปากนั้น ได้แก่



ลิ้น ฟันช่องปาก และเยื่อกระดูกฟุ้งแก้ม โดยปกติการรักษามะเร็งชนิดสะสมเซลล์จะเป็นการใช้วิธีทางศัลยกรรม ร่วมกับรังสีรักษา ปริมาณรังสีและขอบเขตของการฉายรังสีจะถูกคำนวณโดยนักรังสีวิทยาเพื่อให้ได้ปริมาณรังสีที่มีประสิทธิภาพในการทำลายเซลล์มะเร็งมากที่สุด ซึ่งปริมาณรังสีรักษาที่ใช้สำหรับมะเร็งศีรษะและลำคอจะขึ้นกับชนิดและความรุนแรงของมะเร็ง ระยะการลุกลาม และการแพร่กระจายไปที่ต่อมน้ำเหลือง เพื่อให้รังสีมีประสิทธิภาพในการทำลายเซลล์มะเร็งและเพิ่มอัตราการอยู่รอดของเซลล์ปกติ ทำให้เนื้อเยื่อปกติถูกทำลายน้อยที่สุด จึงมีวิธีการแบ่งฉายรังสีออกเป็นหลายครั้ง (fractionated radiation) โดยปริมาณรังสีที่ใช้กับวิธีนี้ในผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอก็คือ วันละครั้งละ 200 cGy โดยฉายรังสี 5 วันต่อสัปดาห์ รวมระยะเวลาทั้งหมดเป็น 5-7 สัปดาห์ เพื่อให้ได้ปริมาณรังสีทั้งหมดเท่ากับ 5000-7000 cGy (Barrett, Dobbs, Morris, & Roques, 2009; Harrison, Stratemann, & Redding, 2003; Satheesh Kumar, Balan, Sankar, & Bose, 2009; Vissink, Jansma, Spijkervet, Burlage, & Coppes, 2003) อย่างไรก็ตามเมื่อรังสีไปกระทบกับวัตถุโลหะในช่องปากจะทำให้เกิดการกระเจิงของรังสีอยู่ 3 ทิศทางได้แก่ การกระเจิงรังสีด้านหน้า (forward scatter), การกระเจิงรังสีด้านข้าง (side-scatter) และการกระเจิงกลับ (backscatter) ซึ่งรังสีกระเจิงกลับนี้จะเป็รังสีที่มีทิศทางสะท้อนกลับจากต้นกำเนิดรังสีและทำให้ปริมาณรังสีรอบๆเนื้อเยื่อสูงขึ้นอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ (Chin et al, 2009; Farahani, Eichmiller, & McLaughlin, 1990; R. R. Wang, Pillai, & Jones, 1996) พบว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นร้อยละ 10-15 หรือร้อยละ 15-21 จากผิวหนังเทียมโลหะผสมชนิดไทเทเนียมจะเพิ่มโอกาสการเกิดกระดูกตายบริเวณรอบรากเทียมและทำให้รากเทียมเกิดความล้มเหลวได้ (Mian, Van Putten, Kramer, Jacob, & Boyer, 1987; Ozen et al, 2005) โดยปกติแล้วจากการศึกษาพบว่าการเกิดกระดูกตายจะเกิดขึ้นเมื่อกระดูกได้รับปริมาณรังสีที่มากกว่า 6500 cGy ในขากรรไกรล่าง โดยจะเกิดการตายของกระดูกมากถึงร้อยละ 88.1 ในช่วงปีแรกหลังการรักษา (Beumer, Faulkner, Shah, & Moy, 2015; Sathasivam, Davies, & Boyd, 2018) ตำแหน่งในบริเวณช่องปากที่มักจะพบความล้มเหลวของรากเทียมเนื่องจากกระดูกตายได้แก่ บริเวณขากรรไกรล่างด้านหลัง รองลงมาคือบริเวณขากรรไกรล่างด้านหน้า, บริเวณขากรรไกรบนด้านหน้า และบริเวณขากรรไกรบนด้านหลังจะพบกระดูกตายน้อยที่สุด สาเหตุเพราะกระดูกขากรรไกรล่างมีปริมาณกระดูกที่มากกว่า (Beumer et al, 2015; Pappas, 1969; Silverman, 1999) ส่วนตำแหน่งนอกบริเวณช่องปากมักพบความล้มเหลวของรากเทียมที่บริเวณกระดูกกลาเบลล่า (glabella) และบริเวณกระดูก supraorbital ตามมาด้วยกระดูกขมับ (temporal bone) และกระดูกบริเวณฐานจมูก จากงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับอัตราความล้มเหลวของรากเทียมนั้นพบว่า มีอัตราความล้มเหลวของรากเทียมในผู้ป่วยที่ได้รับรังสีรักษามากกว่าผู้ป่วยที่ไม่ได้รับการฉายรังสี โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อเวลาผ่านไปยิ่งนานเท่าใด จะยิ่งพบอัตราความล้มเหลวของรากเทียมมากขึ้นเท่านั้นในผู้ป่วยที่ได้รับรังสีรักษา เพราะปริมาณเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกและปริมาณเซลล์ต้นกำเนิดชนิดมีเซนไคม์จะลดลง (Beumer et al, 2015; Granstrom, 2005) อย่างไรก็ตามมีการศึกษาพบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญของอัตราความล้มเหลวของรากเทียมระหว่างฝังรากเทียมก่อนและหลังในผู้ป่วยได้รับการฉายรังสี โดยคิดเป็นร้อยละ 5.4 และ 3.2 ตามลำดับ (Colella, Cannavale, Pentenero, & Gandolfo, 2007) ดังนั้นกรณีผู้ป่วยที่มีชิ้นงานโลหะบนรากเทียมก็ควรที่จะถอดชิ้นส่วนของรากเทียมที่อยู่เหนือกระดูกออกให้หมดก่อนที่จะรับรังสีรักษาเพื่อป้องกันการเกิดปัญหาดังกล่าว (Granstrom, Tjellstrom, & Albrektsson, 1993) และจากการศึกษาพบว่ารากเทียมที่พื้นผิวเคลือบด้วย



ไฮดรอกซีแอปพาไทต์ถูกแนะนำมาใช้ในผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงเป็นมะเร็งศีรษะและลำคอด้วยเหตุผลที่ว่าพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับน้อยที่สุด (Serichetaphongse, Sitthikhunkitt, & Srisubat-Ploysongsang, 2004; R. Wang, Pillai, & Jones, 1998) นอกจากนี้รังสีรักษายังทำให้เกิดผลข้างเคียงอื่นในช่องปากคือ ภาวะเยื่อช่องปากอักเสบ (บริเวณลิ้นและเยื่อช่องเหงือก) (Silverman, 1999) ซึ่งวิธีป้องกันการเกิดผลข้างเคียงของภาวะเยื่อช่องปากอักเสบจากรังสีกระเจิงนั้นคือ ใช้อุปกรณ์ป้องกันฟัน (dental guard หรือ spacer) เพื่อแยกเนื้อเยื่อในช่องปากที่ปกคุดออกจากวัสดุทางทันตกรรมเหล่านี้ (Reitemeier et al, 2002; Rocha et al, 2017; Tso et al, 2019) สรุปได้ว่าการวางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอที่ต้องได้รับรังสีรักษานั้นมีความสำคัญและจำเป็นอย่างยิ่งเพื่อหลีกเลี่ยงการเกิดปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากการกระเจิงกลับของรังสีจากวัสดุทางทันตกรรมเหล่านี้

วัสดุทางทันตกรรมในช่องปากและรากเทียมทำมาจากโลหะผสมที่แตกต่างกันไปตามวัตถุประสงค์การใช้งานที่แตกต่างกัน ยกตัวอย่างเช่น ครอบฟันโลหะผสมทองหรือแพลลาเดียมอัลลอย, รากเทียมชนิดไทเทเนียมอัลลอย และครอบฟันไทเทเนียมอัลลอยที่ใช้ทั้งในทันตกรรมรากเทียมและทันตกรรมบูรณะในฟันแท้มากขึ้น เนื่องจากไทเทเนียมอัลลอยเป็นวัสดุที่มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีน้ำหนักเบาและราคาถูกเมื่อเทียบกับวัสดุโลหะผสมทองซึ่งจะมีแต่ราคาสูงขึ้นเรื่อยๆ และโดยเฉพาะการขึ้นรูปไทเทเนียมอัลลอยในปัจจุบันนั้นมีการขึ้นรูปผ่านการกลึงและการใช้เลเซอร์เฟาฟนิก ซึ่งวิธีการผลิตแบบหลังจะมีของเสีย (waste product) น้อยกว่า และต้นทุนการผลิตต่ำกว่าการกลึง ทำให้วัสดุไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาฟนิกมีการนำมาใช้กับงานครอบฟันในปัจจุบันมากขึ้น งานวิจัยนี้จึงได้ทำการศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรม 4 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาฟนิก ซึ่งฉายด้วยรังสีที่มีขนาดและชนิดเดียวกับรังสีที่ใช้รักษามะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอในห้องปฏิบัติการ เพื่อประโยชน์ต่อการเลือกใช้วัสดุทางทันตกรรมในช่องปากและรากเทียมอย่างเหมาะสมในคนไข้ที่มีความเสี่ยงที่จะเป็นมะเร็งศีรษะและลำคอและมีโอกาสได้รับรังสีรักษาบริเวณช่องปากและใบหน้า

## 2. วัตถุประสงค์

เพื่อศึกษาและสำรวจปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม 4 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาฟนิก ซึ่งฉายด้วยรังสีที่มีขนาดและชนิดเดียวกับรังสีที่ใช้รักษามะเร็งศีรษะและลำคอ

## 3. วิธีดำเนินการวิจัย

### 3.1 การเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง:

วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม 4 ชนิด (โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาฟนิก) ขนาด 8x13x1 มม.<sup>3</sup> ถูกผลิตมาจากวิธีทางห้องปฏิบัติการที่แตกต่างกัน (รูปที่ 1) โดยโลหะผสมทองชนิดที่ 4 (Gold alloy type IV-Maxigold<sup>®</sup>) และแพลลาเดียมอัล



ลอย (Palladium alloy-Elektra<sup>®</sup>) ถูกขึ้นรูปโดยกรรมวิธีทดแทนขี้ผึ้ง (lost wax technique) จากบริษัท Ivoclar Vivadent ส่วนไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง (Titanium alloy (milling) (Trumpf)) จะถูกตัดชิ้นงานออกมาด้วย low speed cutting diamond disc และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก (Titanium alloy (laser sintering)) ถูกผลิตด้วยเครื่อง laser sintering machine (TruPrint<sup>®</sup> 5000, Trumpf) ส่วนประกอบของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสมทั้ง 4 ชนิดจะแสดงอยู่ในตารางที่ 1 ตามที่บริษัทผู้ผลิตได้อ้างอิงไว้ (Ivoclar Vivadent; Ivoclar Vivadent; Trumpf) โดยแต่ละกลุ่มของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสมจะประกอบด้วยชิ้นงานจำนวน 5 ชิ้น ซึ่งชิ้นงานทุกชิ้นจะถูกนำไปขัดผิวให้เรียบด้วยเครื่องขัดผิว (Minitech 233 (Presi, France)) จนชิ้นงานมีพื้นผิวที่เรียบแบบไม่มีแสงส่องผ่านได้



รูปที่ 1 วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม 4 ชนิด ขนาด 8x13x1 มม.<sup>3</sup>

ตารางที่ 1 ส่วนประกอบของวัสดุทางทันตกรรม (Ivoclar Vivadent; Ivoclar Vivadent; Trumpf)

วัสดุทางทันตกรรม	ส่วนประกอบ	ความหนาแน่น (g/cm <sup>3</sup> )	ค่าเลขอะตอม (Z <sub>eff</sub> )*	ความหนาแน่นอิเล็กตรอน (10 <sup>23</sup> electron per gram)**
Gold alloy type IV (Maxigold <sup>®</sup> , Ivoclar Vivadent)	59.5% Au, 26.3% Ag, 8.5% Cu, 2.7% Pd, 2.7% Zn, <1% In and <1% Ir	13.90	68.77	2.65
Palladium alloy (Elektra <sup>®</sup> , Ivoclar Vivadent)	58.3% Ag, 25% Pd, 14.7% Cu, 2% In, <1% Ru, <1% Re and <1% Li	10.40	44.92	2.67
Titanium alloy (milling) (Trumpf <sup>®</sup> )	88-91% Ti, 5.5–6.5% Al, 3.5–4.5% V, <0.25% Fe, <0.13% O, <0.08% C, <0.05% N, <0.012% H	4.51	21.67	2.79
Titanium alloy (laser sintering) (Trumpf <sup>®</sup> )	88-91% Ti, 5.5–6.5% Al, 3.5–4.5% V, <0.25% Fe, <0.13% O, <0.08% C, <0.05% N, <0.012% H	4.30	21.67	2.79

\*ค่าเลขอะตอมของสารประกอบ (Z<sub>eff</sub>) (Murty, 1965; Spiers, 1946):  $Z_{eff} = \sqrt[2.94]{\alpha_1 Z_1^{2.94} + \alpha_2 Z_2^{2.94} + \dots + \alpha_n Z_n^{2.94}}$  (Z<sub>eff</sub> คือค่าเลขอะตอมของสารประกอบ,  $\alpha_n$  คือสัดส่วนของปริมาณอิเล็กตรอนของแต่ละธาตุ (Z<sub>n</sub>), Z<sub>n</sub> ค่าเลขอะตอมของแต่ละธาตุ)

\*\*ความหนาแน่นอิเล็กตรอน (Murty, 1965; Spiers, 1946):  $N_e = N_A Z_{eff} / A_{eff}$

(N<sub>e</sub> คือความหนาแน่นอิเล็กตรอนของสารประกอบ, N<sub>A</sub> คือ Avogadro's number (6.022x10<sup>23</sup> mol<sup>-1</sup>), Z<sub>eff</sub> คือค่าเลขอะตอมของสารประกอบ, A<sub>eff</sub> คือน้ำหนักอะตอมของสารประกอบ (สัดส่วนของน้ำหนักโมเลกุลหารด้วยจำนวนอะตอมในสารประกอบ))

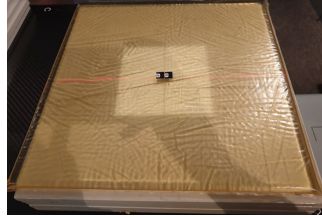


### 3.2 การตั้งค่าเครื่องฉายรังสีและ โมเดลการทดลอง:

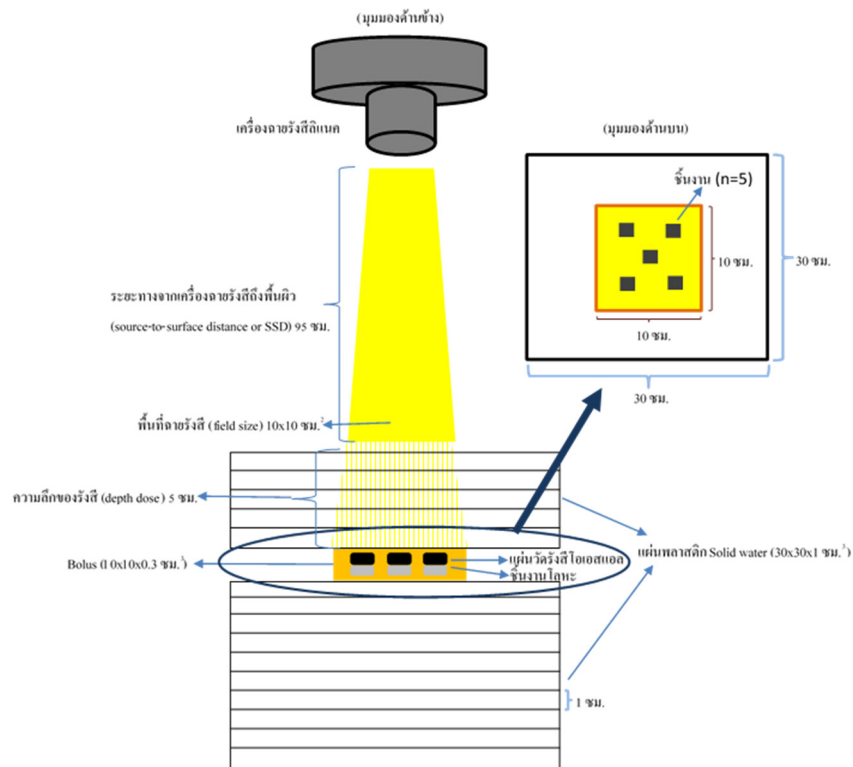
วัตถุประสงค์การทดลองชนิดโลหะผสม 4 ชนิดถูกนำไปฉายรังสีด้วยเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น (ลิแนค) (Elekta Synergy<sup>®</sup>) ณ ศูนย์ Horizon center แผนกรังสีวิทยา โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ โดยเครื่องจะปล่อยรังสีโฟตอนครั้งละขนาด 200 cGy ในแนวลำรังสีทิศทางหน้าและหลังที่ตั้งฉากกับชิ้นงานและแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล และเครื่องฉายรังสีลิแนคนี้จะให้พลังงานรังสีที่ 6 MV, พื้นที่ฉายรังสี (field size) 10x10 ซม.<sup>2</sup>, ความลึกของรังสี (depth dose) 5 ซม. และระยะทางจากเครื่องฉายรังสีถึงพื้นผิว (source-to-surface distance or SSD) 95 ซม. ก่อนทำการทดลองได้ทำการสอบเทียบเครื่องฉายรังสีลิแนค 2 วิธีได้แก่ การประเมินปริมาณรังสีที่ระยะความลึก (depth dose) จากผิวด้านนอกของโมเดลพลาสติกกลีกลงเข้ามาสู่ด้านในเป็นระยะทางทุก 1 ซม. โดยใช้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลเป็นตัววัดปริมาณรังสีในแต่ละระยะความลึก ซึ่งได้ทำการทดสอบและได้ปริมาณรังสี 200 cGy เท่ากับปริมาณรังสีที่เครื่องที่ฉายรังสีปล่อยออกมา ณ ตำแหน่งความลึกของรังสี (depth dose) 5 ซม. อย่างถูกต้อง (รูปที่2) และอีกวิธีคือการสอบเทียบปริมาณรังสีที่แท้จริงที่ออกมาจากเครื่องฉายรังสีลิแนค ณ ตำแหน่งเดิม โดยใช้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลวัดปริมาณรังสีที่แท้จริงที่เครื่องปล่อยออกมา (รูปที่3) การทดลองในงานวิจัยนี้จะใช้ปริมาณรังสีขนาด 200 cGy เป็นปริมาณรังสีพื้นฐานในการเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด โดยชิ้นงานทั้ง 5 ชิ้นของแต่ละกลุ่มชนิดโลหะจะถูกนำไปวางอยู่ตรงกลางของพื้นที่ฉายรังสี ซึ่งชิ้นงานแต่ละชิ้นจะถูกวางใต้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอล และนำไปวางอยู่ในตำแหน่งเดียวกันที่ถูกกำหนดไว้แล้ว 5 ตำแหน่งภายในแผ่น bolus ที่มีความหนาแน่นเทียบเท่ากับน้ำในเนื้อเยื่อ (Bolx I Gel Bolus (Aquaplast/Q-Fix Systems<sup>®</sup>)) ชิ้นงานทุกชิ้นที่ฉายรังสีไปนั้นจะถูกวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับด้วยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลที่ไม่ซ้ำกัน จากนั้นนำแผ่นพลาสติก solid water (RW3 slab phantom (PTW<sup>®</sup> the dosimetry company)) ที่มีความหนาแน่นเท่ากับน้ำเช่นกัน โดยมีความหนาของแผ่นพลาสติก 1 ซม. จำนวน 5 แผ่นซึ่งเทียบเท่ากับความลึกของปริมาณรังสี (depth dose) 5 ซม. มาวางทับอยู่เหนือแผ่น bolus และชิ้นงานที่มีแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลประกบด้านบนอยู่ ส่วนทางด้านใต้ของแผ่น bolus นั้นก็นำแผ่นพลาสติก solid water มาวางซ้อนกันอีก 10 แผ่น เพื่อให้เกิดการวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับได้อย่างเต็มที่ที่สุด โดยไม่มีอากาศแทรกเข้ามารบกวน (รูปที่4)



รูปที่ 2 การประเมินปริมาณรังสีที่ระยะความลึก (depth dose)



รูปที่ 3 การสอบเทียบปริมาณรังสีจากเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น (ลิเนค)



รูปที่ 4 ภาพแสดงโมเดลการทดลอง โดยมีชิ้นงานที่ถูกประกบด้วยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลวางอยู่ในช่อง 5 ตำแหน่งในแผ่น bolus

### 3.3 การเก็บข้อมูลและการแปลผล:

ทำการวัดปริมาณรังสีด้วยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล (Optically Stimulated Luminescence or OSL (nanoDot, Landauer®)) ขนาด 10x10x2 มม.<sup>3</sup> ที่ระยะประชิดผิวชิ้นงาน(0 มม.)จากแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล โดยใช้ทั้งหมด 20 แผ่น จากนั้นนำแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลไปอ่านค่าปริมาณรังสีที่ได้ด้วยเครื่อง OSL reader (MicroStar, Landauer®) ซึ่งจะได้ค่าปริมาณรังสีที่กระเจิงกลับมาในหน่วย cGy จากนั้นนำไปคำนวณเพื่อหาร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากสูตรคำนวณด้านล่างนี้

$$\text{ร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น} = [ (\text{ปริมาณรังสีกระเจิงกลับ (cGy)} - 200 \text{ cGy}) / 200 \text{ cGy} ] * 100$$



### 3.4 การคำนวณทางสถิติ

จากการทดสอบข้อมูลปริมาณรังสีกระจกกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสมทั้ง 4 ชนิดพบว่าเป็นการกระจายแบบปกติ (normal distribution) จึงใช้การเปรียบเทียบทางสถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) ที่มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และใช้ Post Hoc Test คือ Bonferroni โดยคำนวณทางสถิติด้วยโปรแกรม SPSS version 22.0, SPSS Inc., USA

## 4. ผลการวิจัย

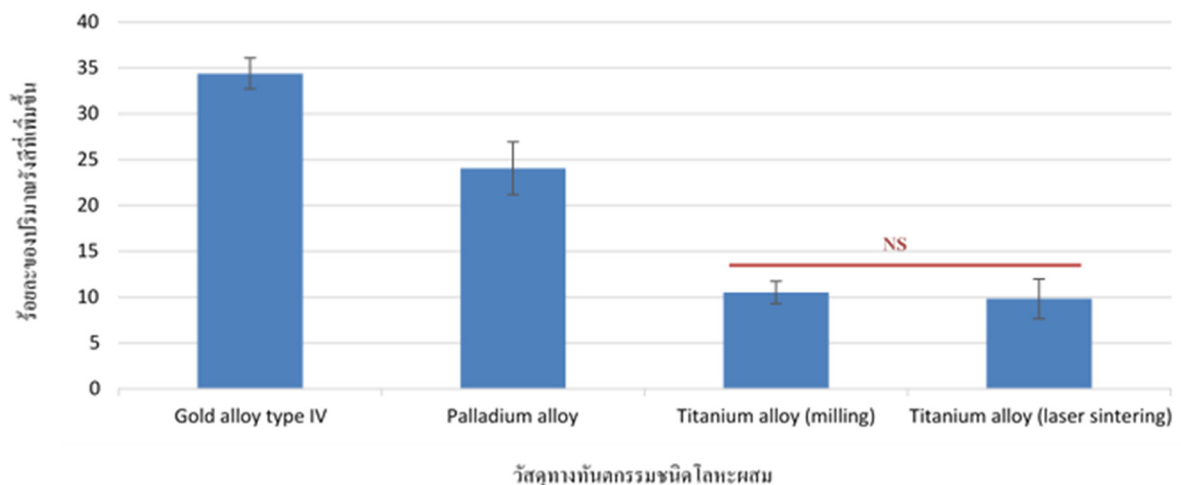
จากการทดลองวิจัยพบว่าปริมาณรังสีกระจกกลับที่วัดได้จากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม 4 ชนิดคือ 268.77±3.34 cGy (โลหะผสมทอง), 248.13±5.76 cGy (แพลลาเดียมอัลลอย), 221.03±2.47 cGy (ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง) และ 219.63±4.32 cGy (ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนิค) ซึ่งปริมาณรังสีกระจกกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม 4 ชนิดนี้จะถูกคำนวณเทียบปริมาณรังสีกระจกกลับที่เพิ่มขึ้นจาก 200 cGy ซึ่งคือปริมาณรังสีตั้งต้นที่ปล่อยออกมาจากเครื่องฉายรังสีลิเนค และนำมาแสดงค่าสัดส่วนที่เพิ่มขึ้นให้อยู่ในรูปแบบของร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น เพื่อที่จะสามารถเปรียบเทียบข้อมูลได้ง่ายและชัดเจน โดยร้อยละของปริมาณรังสีกระจกกลับที่เพิ่มขึ้นจากโลหะผสมทองนั้นมีร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นมากที่สุดคือ ร้อยละ 34.39±1.68 ส่วนโลหะผสมที่พบร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นน้อยที่สุดคือ ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนิค (ร้อยละ 9.82±2.16) ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของทั้งปริมาณรังสีกระจกกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นถูกแสดงอยู่ในตารางที่ 2 ซึ่งจากการทดลองของงานวิจัยนี้พบว่าวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสมที่แตกต่างกันจะแสดงผลของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นแตกต่างกันด้วยดังแสดงอยู่ในรูปที่ 5 ในรูปแบบของกราฟแท่ง เมื่อทำการเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระจกกลับและร้อยละของปริมาณรังสีกระจกกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสมทั้ง 4 ชนิดโดยใช้การเปรียบเทียบทางสถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) ที่มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณรังสีกระจกกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มโลหะผสมทอง และแพลลาเดียมอัลลอย เทียบกับไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนิค อย่างไรก็ตามปริมาณรังสีกระจกกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนิค นั้นไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ





ตารางที่ 2 แสดงค่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม 4 ชนิด โดยแสดงเป็นค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ตัวอักษรยกกำลังที่แตกต่างกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P < 0.05$ ))

ชนิดของวัสดุทางทันตกรรม	จำนวนชิ้นงาน	ปริมาณรังสีกระเจิงกลับ (cGy)	ร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น
Gold alloy type IV	5	268.77 ± 3.34 <sup>A</sup>	34.39 ± 1.68 <sup>a</sup>
Palladium alloy	5	248.13 ± 5.76 <sup>B</sup>	24.07 ± 2.88 <sup>b</sup>
Titanium alloy (milling)	5	221.03 ± 2.47 <sup>C</sup>	10.52 ± 1.23 <sup>c</sup>
Titanium alloy (laser sintering)	5	219.63 ± 4.32 <sup>C</sup>	9.82 ± 2.16 <sup>c</sup>



รูปที่ 5 ร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม 4 ชนิด (NS: no significant difference คือไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ)

## 5. การอภิปรายผล

จากผลการวิจัยพบว่า โลหะผสมทองมีร้อยละปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นมากที่สุด (ร้อยละ 34.39±1.68) รองลงมาคือ แพลลาเดียมอัลลอย (ร้อยละ 24.07±2.88), ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง (ร้อยละ 10.52±1.23) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพ่นก็มีร้อยละปริมาณรังสีกระเจิงกลับน้อยที่สุด (ร้อยละ 9.82±2.16) ซึ่งผลการวิจัยนี้จะสอดคล้องกับการศึกษามาก่อนหน้านี้คือ โลหะผสมทองจะมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุอื่นๆที่ใช้ในการทดลองเช่น ไทเทเนียมบริสุทธิ์, ไทเทเนียมอัลลอย, อะมัลกัม, นิกเกิลโครเมียม, เซอร์โคเนีย และลิเทียมไดซัลไฟด์ เป็นต้น (Farahani et al, 1990; Reitemeier et al, 2002; Tso et al, 2019; R. R. Wang et al, 1996) โดยพบว่าแนวโน้มร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นของโลหะผสมทองและไทเทเนียมอัลลอยที่ได้จากงานวิจัยนี้จะคล้ายกับในงานวิจัยของ Wang และคณะในปี ค.ศ. 1996 ที่พบว่าโลหะผสมทอง (Au ร้อยละ 78, Cu ร้อยละ 10, Ag ร้อยละ 8, Zn ร้อยละ 4) มีร้อยละปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 35 ส่วนไทเทเนียมอัลลอย (Ti ร้อยละ 90, Al ร้อยละ 6 และ V ร้อยละ 4) มีร้อยละปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นเป็น



ร้อยละ 14 (R. R. Wang et al, 1996) อภิปรายได้ว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะขึ้นอยู่กับค่าเลขอะตอมของวัสดุทางทันตกรรม( $Z_{eff}$ ) หรือค่าเลขอะตอมของธาตุ( $Z$ ) โดยค่าเลขอะตอมยิ่งมากเท่าไร ปริมาณรังสีกระเจิงกลับก็มากขึ้นเท่านั้น (Azizi, Mowlavi, Ghorbani, & Davenport, 2017) จากงานวิจัยนี้พบว่าโลหะผสมทองนั้นมีค่าเลขอะตอม 68.77 ซึ่งสูงกว่าแพลลาเดียมอัลลอยที่มีค่าเลขอะตอม 44.92 และไทเทเนียมอัลลอยที่มีค่าเลขอะตอม 21.67 ทำให้โลหะผสมทองมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นมากที่สุด นอกจากนี้ภายในโลหะผสมชนิดเดียวกันแต่มีวิธีการผลิตชิ้นงานออกมาที่แตกต่างกัน ได้แก่ ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนิค จะสังเกตได้ว่าวัสดุทั้งสองนี้มีค่าเลขอะตอมที่เท่ากัน แต่มีความหนาแน่นของวัสดุไม่เท่ากัน กล่าวคือความหนาแน่นของไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึงจะมีค่ามากกว่าไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนิค ผู้วิจัยเชื่อว่าความหนาแน่นที่ไม่เท่ากันของวัสดุทั้งสองนี้เกิดจากโครงสร้างภายในของวัสดุที่แตกต่างกัน ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนิคจะถูกผลิตด้วยวิธี selective laser sintering ซึ่งเป็นเทคนิคแบบ additive technique จะทำให้เกิดรูพรุนภายในโครงสร้างชิ้นงานได้มากกว่าไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง ซึ่งเป็นเทคนิคแบบ subtractive technique ส่งผลให้ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึงนั้นมีค่าความหนาแน่นของวัสดุที่มากกว่า จากผลการวิจัยพบว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นของไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึงจะมีค่ามากกว่าไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนิคเล็กน้อย อย่างไรก็ตามมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อาจสรุปได้ว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นนั้นจะแปรผันตามความหนาแน่นของวัสดุ ซึ่งมีความสอดคล้องกันกับผลงานวิจัยที่มีการศึกษามาก่อนหน้านี้เช่น ในงานวิจัยที่ศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากรากเทียมไทเทเนียมที่ขึ้นรูปในลักษณะแบบ sheet และ mesh จะพบว่ารากเทียมทั้ง 2 ลักษณะมีความหนาแน่นต่างกันทำให้ปริมาณรังสีกระเจิงกลับนั้นแตกต่างกันด้วย (Azizi et al, 2017; Sakamoto et al, 2017) ดังนั้นความแตกต่างกันของค่าเลขอะตอม ส่วนประกอบ และความหนาแน่นของวัสดุทางทันตกรรม มีผลต่อปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่แตกต่างกัน (Azizi et al, 2017; Shimamoto et al, 2015) โดยปกติแล้วเมื่อรังสีไปกระทบกับวัตถุโลหะ จะมีการกระเจิงของรังสีในทิศทางสะท้อนกลับจากต้นกำเนิดของรังสีเรียกว่ารังสีกระเจิงกลับ ซึ่งปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะเพิ่มขึ้น ณ ตำแหน่งที่เนื้อเยื่อประชิดกับผิวโลหะที่มีค่าเลขอะตอมสูงๆ (Chin et al, 2009; Farahani et al, 1990; R. R. Wang et al, 1996) การทำปฏิกิริยาของรังสีนี้เกิดจากปรากฏการณ์สำคัญต่างๆ ได้แก่ ปรากฏการณ์ Compton effect ที่จะขึ้นกับความหนาแน่นของอิเล็กตรอนในวัสดุ แต่ไม่ขึ้นกับค่าเลขอะตอม ( $Z$ ) โดยปรากฏการณ์ Compton effect จะมีผลที่โดดเด่นในช่วงรังสีพลังงาน ~20 KeV ถึง 20 MeV อีกทั้งยังเกิดจากปรากฏการณ์ pair production และปรากฏการณ์ photoelectric effect ที่จะขึ้นกับค่าเลขอะตอม( $Z$ ) ทำให้เกิดการสะท้อนของรังสี (Beyzadeoglu, Ozyigit, & Ebruli, 2010; Podgorsak, 2010; Sprawls, 1995) การเพิ่มขึ้นของปริมาณรังสีที่เกิดจากการกระเจิงกลับของรังสีรักษาบริเวณมะเร็งศีรษะและลำคออาจทำให้เกิดผลข้างเคียงที่ไม่ต้องการ ในช่องปาก ได้แก่ ภาวะเยื่อช่องปากอักเสบจากการมีวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะในช่องปาก และการเพิ่มโอกาสการเกิดกระดูกตายรอบรากเทียมที่อยู่ในกระดูก (Silverman, 1999) โดยเฉพาะอย่างยิ่งปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นร้อยละ 10-15 หรือร้อยละ 15-21 จะมีโอกาสทำให้เซลล์กระดูกที่อยู่ติดกับรากเทียมตายได้ (Mian et al, 1987; Ozen et al, 2005) จากงานวิจัยชิ้นนี้พบว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัล



ลรอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาผนึก คือร้อยละ 10.52 และร้อยละ 9.82 ตามลำดับ จะมีโอกาสทำให้เกิดกระดูกตายได้บ้าง เช่นเดียวกับการศึกษาที่ได้กล่าวไปก่อนหน้านี้ มีงานวิจัยมากมายที่ได้แนะนำวิธีการจัดการกับผู้ป่วยที่มีรากเทียมและต้องได้รับรังสีรักษาคือ ให้ถอดชิ้นส่วนของรากเทียมที่อยู่เหนือกระดูกออกทั้งหมดก่อนนำผู้ป่วยไปฉายรังสีเช่น ครอบฟันบนรากเทียม, โครงโลหะ และ หลักยึดบนรากเทียม (abutments) ส่วนรากเทียมที่อยู่ในกระดูกนั้นให้ปล่อยไว้เช่นเดิมในกระดูกโดยจะต้องมีเนื้อเยื่ออ่อนปกคลุมไว้ด้วย (Granstrom et al, 1993) ส่วนภาวะเยื่อช่องปากอักเสบที่เป็นผลมาจากปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นถือเป็นผลข้างเคียงหลักของรังสีรักษา วิธีป้องกันที่ดีที่สุดจากภาวะนี้คือ นำวัสดุในช่องปากที่มีการกระเจิงของรังสีออกจากช่องปากให้หมดเช่น ครอบฟันโลหะหรือวัสดุที่มีการกระเจิงของรังสีสูง อย่างไรก็ตามวิธีดังกล่าวจะส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยได้ ดังนั้นมีอีกหลายงานวิจัยที่แนะนำผู้ป่วยที่มีวัสดุทางทันตกรรมเหล่านี้และต้องได้รับรังสีรักษาว่า ควรมีการแยกกันระหว่างเนื้อเยื่อในช่องปากและวัสดุที่มีการกระเจิงของรังสี เพื่อเป็นการลดการเกิดภาวะเยื่อช่องปากอักเสบนั้นคือ การใส่ฟลูออไรด์เทรย์ที่ไม่มีเจลฟลูออไรด์ หรือใส่สแตนต์ป้องกัน (protective stent หรือ dental guard) ในช่องปาก โดยต้องมีความหนา 3 หรือ 5 มม. (Matsuzaki et al, 2017; Reitemeier et al, 2002; Tso et al, 2019) หรือใช้สาลิก้อนชุบน้ำกั้นไว้เพื่อเป็นตัวป้องกันรังสีกระเจิงจากบริเวณที่มีวัสดุเหล่านี้ได้ (Chin et al, 2009)

งานวิจัยนี้มีการกำจัดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการวัดผลของการกระเจิงกลับของรังสีจากอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีระนาบแบนกับชิ้นงานวัสดุที่มีความโค้งงอเช่น รากเทียมที่เป็นทรงกระบอก ซึ่งจะพบได้ในงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่อาจมีความคลาดเคลื่อนเกิดขึ้นได้ โดยการวัดผลรังสีกระเจิงนั้นจะได้ปริมาณรังสีกระเจิงที่น้อยกว่าความเป็นจริง (R. Wang et al, 1998; R. R. Wang et al, 1996) ทั้งนี้เนื่องจากแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลเป็นระนาบแบน ผู้วิจัยจึงเลือกออกแบบให้ชิ้นงานเป็นระนาบแบนที่แนบสนิทไปกับแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล เพื่อกำจัดความคลาดเคลื่อนดังกล่าวและเพื่อให้ได้ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่แท้จริงจากวัสดุมากที่สุด ส่วนข้อจำกัดงานวิจัยนี้คือ แม้ว่าแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลที่นำมาใช้นั้นพบว่ามีความไวสูง ใช้งานง่าย มีขนาดเล็ก และใช้เทคนิคการวัดที่สามารถลบสัญญาณรังสีแล้วก็นำมาใช้ใหม่ได้ (Akselrod, Botter-Jensen, & McKeever, 2007) แต่แผ่นวัดรังสีชนิดนี้มีความแม่นยำในการวัดรังสีถึง  $\pm 10\%$  ซึ่งกล่าวได้ว่าอาจจะมีข้อผิดพลาดเกิดขึ้นจากแผ่นวัดรังสีนี้ได้ ในขณะที่วัดปริมาณรังสี (Landaeur, 2017) นอกจากนี้ข้อจำกัดของงานวิจัยนี้ที่ทำในห้องปฏิบัติการนั้นมีความแตกต่างจากงานวิจัยในทางคลินิกคือ เนื่องด้วยเนื้อเยื่อมนุษย์นั้นมีน้ำเป็นองค์ประกอบ การวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับด้วยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลในทางคลินิกจะสามารถวางติดบนผิวเนื้อเยื่อมนุษย์ได้โดยไม่มีข้อจำกัดใดๆ ในทางกลับกันเมื่อทำการทดลองในห้องปฏิบัติการที่ต้องมีการเลียนแบบสภาพความเป็นจริงให้เหมือนกับเนื้อเยื่อมนุษย์ จึงต้องมีการจำลองสภาพแวดล้อมโดยใช้น้ำที่เป็นของเหลว ซึ่งจะทำให้ไม่สามารถใช้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลกับในสภาวะที่เป็นน้ำ(ของเหลว)นี้ได้ เพราะแผ่นวัดรังสีนี้ไม่สามารถสัมผัสกับน้ำซึ่งถือได้ว่าเป็นข้อจำกัดของอุปกรณ์วัดรังสีอย่างหนึ่ง ดังนั้นการทดลองในห้องปฏิบัติการจึงต้องมีการปรับเปลี่ยนสภาวะน้ำจากของเหลวให้เป็นของแข็งเพื่อรองรับกับข้อจำกัดของอุปกรณ์วัดรังสีนั้นคือ การใช้แผ่นพลาสติก solid water ที่มีคุณสมบัติเทียบเท่ากับน้ำได้แก่ ความหนาแน่น, คุณสมบัติทางรังสี, การดูดกลืนและการ



กระเจิงของรังสี เป็นต้น (Podgorsak, 2005) ทำให้งานวิจัยในห้องปฏิบัติการนี้จึงมีการเลือกใช้แผ่นพลาสติก solid water ที่เป็นของแข็งแทนน้ำที่เป็นของเหลวเพื่อต้องการให้สภาพแวดล้อมเสมือนในทางคลินิก

งานวิจัยนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสมที่ใช้ในช่องปากในปัจจุบันทั้งส่วนที่อยู่เหนือเหงือกเช่น ครอบฟัน และส่วนที่อยู่ในกระดูกเช่น รากเทียม ซึ่งได้แก่ โลหะผสมทอง, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก โดยพบว่างานวิจัยนี้มีบางส่วนที่คล้ายกับงานวิจัยก่อนหน้านี้คือ มีการศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากโลหะผสมทอง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง ซึ่งได้ผลปริมาณรังสีกระเจิงกลับเป็นแนวโน้มที่คล้ายคลึงกับงานวิจัยที่ได้กล่าวไปข้างต้นแล้ว ส่วนความแตกต่างของงานวิจัยนี้ต่างจากงานวิจัยอื่นๆคือ งานวิจัยนี้มีการศึกษาเพิ่มเติมของปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากโลหะผสมแพลลาเดียม และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก ซึ่งวิธีเลเซอร์เผาผนึกนั้นเป็นวิธีการผลิตชิ้นงานที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายมากขึ้นในปัจจุบัน และเพื่อให้งานวิจัยเรื่องนี้เป็นประโยชน์ต่อไป การศึกษางานวิจัยในอนาคตจะศึกษาเกี่ยวกับปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดเซรามิกเปรียบเทียบกับวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม

## 6. บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการทดลองงานวิจัยในห้องปฏิบัติการนี้ (*in-vitro* study) สรุปได้ว่า:

1. ภายในกลุ่มวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะผสม 4 ชนิดพบว่า โลหะผสมทองมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นมากที่สุด รองลงมาคือ แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับน้อยที่สุด
2. ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก
3. ปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะเพิ่มมากขึ้นตามค่าเลขอะตอมและความหนาแน่นของวัสดุที่มากขึ้น

## 7. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณการสนับสนุนเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น(ลิแนค) (Elekta Synergy<sup>®</sup>) โดยศศ.พญ. สุนันทา ศรีสุปัติ-พลอยส่องแสง, นายบุญรัตน์ วุฒิประเสริฐพงศ์ (นักฟิสิกส์การแพทย์) และนายสัตย์ชัย ลูกแก้ว (นักฟิสิกส์การแพทย์) จาก Horizon Regional Cancer Center แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์

ขอขอบคุณการสนับสนุนแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล (nanoDot, Landauer<sup>®</sup>) โดยนางสาววราภรณ์ สุดใจ (นักวิทยาศาสตร์นิวเคลียร์ชำนาญการพิเศษ), นางสาวนิชฌิมา รุ่งปิ่น (นักวิทยาศาสตร์นิวเคลียร์) และนายฉวี รัตนรุ่งเรืองชัย (นักวิทยาศาสตร์นิวเคลียร์) จากสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน)



ขอขอบคุณการสนับสนุนชิ้นงานไทเทเนียมอัลลอยด์ที่ผลิตโดยวิธีการกลึง และไทเทเนียมอัลลอยด์ที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาผนึก โดยนายนิรชชา ต่อสุทธิกนก, นายคณิตศักดิ์ เขียวชาติจิระชัย และนายภัทรนิค แส่นปาง จากบริษัทสตาร์ส ไมโครอิเล็กทรอนิกส์ (ประเทศไทย) จำกัด (มหาชน)

ขอขอบคุณความช่วยเหลือทางด้านการวิเคราะห์และคำนวณสถิติจาก อ.ทญ.ดร.ณฤดี ลิ้มปวงทิพย์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## 8. เอกสารอ้างอิง

- Akselrod, M. S., Botter-Jensen, L., & McKeever, S. W. S. (2007). Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry. *Radiat Meas*, 41, S78-S99.
- Azizi, M., Mowlavi, A. A., Ghorbani, M., & Davenport, D. (2017). Effect of various dental restorations on dose distribution of 6 MV photon beam. *J Cancer Res Ther*, 13(3), 538-543. doi:10.4103/0973-1482.187245
- Barrett, A., Dobbs, J., Morris, S., & Roques, T. (2009). *Practical radiotherapy planning* (4 ed.).
- Beumer, J., Faulkner, R. F., Shah, K. C., & Moy, P. K. (2015). *Fundamentals of implant dentistry, prosthodontic principles* (Vol. 1). China: Quintessence publishing.
- Beyzadeoglu, M., Ozyigit, G., & Ebruli, C. (2010). *Basic radiation oncology*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Chin, D. W., Treister, N., Friedland, B., Cormack, R. A., Tishler, R. B., Makrigiorgos, G. M., & Court, L. E. (2009). Effect of dental restorations and prostheses on radiotherapy dose distribution: a Monte Carlo study. *J Appl Clin Med Phys.*, 10(1), 2853. doi:10.1120/jacmp.v10i1.2853
- Colella, G., Cannavale, R., Pentenero, M., & Gandolfo, S. (2007). Oral implants in radiated patients: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22(4), 616-622. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17929523>
- Farahani, M., Eichmiller, F. C., & McLaughlin, W. L. (1990). Measurement of absorbed doses near metal and dental material interfaces irradiated by x- and gamma-ray therapy beams. *Phys Med Biol*, 35(3), 369-385. doi:10.1088/0031-9155/35/3/006
- Granstrom, G. (2005). Osseointegration in irradiated cancer patients: an analysis with respect to implant failures. *J Oral Maxillofac Surg*, 63(5), 579-585. doi:10.1016/j.joms.2005.01.008
- Granstrom, G., Tjellstrom, A., & Albrektsson, T. (1993). Postimplantation irradiation for head and neck cancer treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8(5), 495-501. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8112788>
- Harrison, J. S., Stratemann, S., & Redding, S. W. (2003). Dental implants for patients who have had radiation treatment for head and neck cancer. *Spec Care Dentist*, 23(6), 223-229.



- Ivoclar Vivadent. Elektra. Retrieved from <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/alloys/crown-bridge-alloys/containing-pd-silver/elektra>
- Ivoclar Vivadent. Maxigold. Retrieved from <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/alloys/crown-bridge-alloys/reduced-gold-content/maxigold>
- Landauer. (2017). *NanoDot Dosimeter* [PDF file]. Retrieved from [https://www.landauer.com/sites/default/files/product-specification-file/nanoDot\\_0.pdf](https://www.landauer.com/sites/default/files/product-specification-file/nanoDot_0.pdf)
- Matsuzaki, H., Tanaka-Matsuzaki, K., Miyazaki, F., Aoyama, H., Ihara, H., Katayama, N., Asaumi, J. I. (2017). The role of dentistry other than oral care in patients undergoing radiotherapy for head and neck cancer. *The Japanese dental science review*, 53(2), 46-52. doi:10.1016/j.jdsr.2016.09.003
- Mian, T. A., Van Putten, M. C., Jr., Kramer, D. C., Jacob, R. F., & Boyer, A. L. (1987). Backscatter radiation at bone-titanium interface from high-energy X and gamma rays. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 13(12), 1943-1947. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3679935>
- Murty, R. C. (1965). Effective Atomic Numbers of Heterogeneous Materials. *Nature*, 207(4995), 398-399. doi:10.1038/207398a0
- Ozen, J., Dirican, B., Oysul, K., Beyzadeoglu, M., Ucok, O., & Beydemir, B. (2005). Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 99(6), 743-747. doi:10.1016/j.tripleo.2004.11.048
- Pappas, G. C. (1969). Bone changes in osteoradionecrosis. A review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 27(5), 622-630. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4976869>
- Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. In E. B. Podgorsak (Ed.), (pp. 657).
- Podgorsak, E. B. (2010). *Radiation physics for medical physicists* [1 online resource (xxxiii, 745 pages) : illustrations (some color)](2nd ed.). doi:10.1007/978-3-642-00875-7
- Reitemeier, B., Reitemeier, G., Schmidt, A., Schaal, W., Blochberger, P., Lehmann, D., & Herrmann, T. (2002). Evaluation of a device for attenuation of electron release from dental restorations in a therapeutic radiation field. *J Prosthet Dent.*, 87(3), 323-327. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11941360>
- Rocha, B. A., Lima, L. M. C., Paranaiba, L. M. R., Martinez, A. D. S., Pires, M. B. O., de Freitas, E. M., . . . de Melo Filho, M. R. (2017). Intraoral stents in preventing adverse radiotherapeutic effects in lip cancer patients. *Rep Pract Oncol Radiother*, 22(6), 450-454. doi:10.1016/j.rpor.2017.08.003
- Sakamoto, Y., Koike, N., Takei, H., Ohno, M., Miwa, T., Yoshida, K., . . . Kishi, K. (2017). Influence of backscatter radiation on cranial reconstruction implants. *Br J Radiol.*, 90(1070), 20150537. doi:10.1259/bjr.20150537



- Sathasivam, H. P., Davies, G. R., & Boyd, N. M. (2018). Predictive factors for osteoradionecrosis of the jaws: A retrospective study. *Head Neck*, 40(1), 46-54. doi:10.1002/hed.24907
- Satheesh Kumar, P., Balan, A., Sankar, A., & Bose, T. (2009). Radiation induced oral mucositis. *Indian J Palliat Care*, 15(2), 95-102. doi:10.4103/0973-1075.58452
- Serichetaphongse, P., Sitthikhunkitt, P., & Srisubat-Ploysongsang, S. (2004). Measurement of scattered radiation from dental implants in dry human jaw during radiotherapy. *Chulalongkorn university dental journal*, 27, 235-246.
- Shimamoto, H., Sumida, I., Kakimoto, N., Marutani, K., Okahata, R., Usami, A., . . . Tetradis, S. (2015). Evaluation of the scatter doses in the direction of the buccal mucosa from dental metals. *J Appl Clin Med Phys*, 16(3), 5374. doi:10.1120/jacmp.v16i3.5374
- Silverman, S., Jr. (1999). Oral cancer: complications of therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 88(2), 122-126. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10468451>
- Spiers, F. W. (1946). Effective Atomic Number and Energy Absorption in Tissues. *Br J Radiol.*, 19(218), 52-63. doi:10.1259/0007-1285-19-218-52
- Sprawls, P. (1995). *Physical principles of medical imaging* (2nd ed.). Madison, Wisconsin [Estados Unidos]: Medical Physics Publishing.
- Tangjaturonrasme, N., Vatanasapt, P., & Bychkov, A. (2018). Epidemiology of head and neck cancer in Thailand. *Asia Pac J Clin Oncol*, 14(1), 16-22. doi:10.1111/ajco.12757
- Trumpf. TruPrint 5000 3Dprinting system. Retrieved from [https://www.trumpf.com/en\\_INT/products/machines-systems/additive-production-systems/truprint-5000/](https://www.trumpf.com/en_INT/products/machines-systems/additive-production-systems/truprint-5000/)
- Tso, T. V., Hurwitz, M., Margalit, D. N., Lee, S. J., Williams, C. L., & Rosen, E. B. (2019). Radiation dose enhancement associated with contemporary dental materials. *J Prosthet Dent.*, 121(4), 703-707. doi:10.1016/j.prosdent.2018.07.012
- Vissink, A., Jansma, J., Spijkervet, F. K., Burlage, F. R., & Coppes, R. P. (2003). Oral sequelae of head and neck radiotherapy. *Crit Rev Oral Biol Med.*, 14(3), 199-212. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12799323>
- Wang, R., Pillai, K., & Jones, P. K. (1998). Dosimetric measurement of scattered radiation from dental implants in simulated head and neck radiotherapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 13(2), 197-203. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9581405>
- Wang, R. R., Pillai, K., & Jones, P. K. (1996). In vitro backscattering from implant materials during radiotherapy. *J Prosthet Dent.*, 75(6), 626-632. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8725838>