

การเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะขณะที่ได้รับรังสีรักษา



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2562

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Comparison of backscattered radiation from different dental metal materials using
therapeutic dose of radiation, *in vitro*



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science in Prosthodontics

Department of Prosthodontics

FACULTY OF DENTISTRY

Chulalongkorn University

Academic Year 2019

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะขณะที่ได้รับรังสีรักษา
โดย	น.ส.ธัญสินี คุณาภินันท์
สาขาวิชา	ทันตกรรมประดิษฐ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ประเวศ เสรีเชษฐพงษ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.สุจิต พูลทอง)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.แมนสรวง อักษรนุกิจ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ประเวศ เสรีเชษฐพงษ์)

..... กรรมการ
(อาจารย์ ทันตแพทย์ ดร.กฤษ กมลขันติกุล)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ชัยมงคล เปี่ยมพริ้ง)

ัญญสินี คุณาภินันท์ : การเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะขณะที่ได้รับรังสีรักษา. (Comparison of backscattered radiation from different dental metal materials using therapeutic dose of radiation, *in vitro*) อ.ที่ปรึกษาหลัก : รศ. ทพ.ประเวศ เสรีเชษฐพงษ์

อุบัติเหตุของผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งบริเวณช่องปากในประเทศไทยพบว่ามีประมาณร้อยละ 5.4 ของประชากรทั้งหมดทั้งในเพศชายและเพศหญิง ผู้ป่วยเหล่านี้อาจได้รับการฉายรังสีรักษา ก่อน และ/หรือหลังการรักษาจากการผ่าตัดวัสดุทางทันตกรรมหลายชนิดที่มีการกระเจิงกลับของรังสีรักษาจะส่งผลทำให้เกิดปริมาณรังสีกระเจิงกลับบริเวณรอบๆเนื้อเยื่อในช่องปากหรือกระดูกที่ติดกับวัสดุเหล่านี้เพิ่มขึ้นและเกิดผลข้างเคียงตามมาคือภาวะเยื่อช่องปากอักเสบและการเกิดกระดูกตาย วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้จึงทำเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดคือ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก โดยนำมาฉายด้วยรังสีโพตอนขนาด 200 cGy และให้พลังงานรังสี 6 MV จากเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น(ลิเนค) ซึ่งเป็นรังสีที่มีชนิดและขนาดเดียวกับรังสีที่ใช้รักษามะเร็งศีรษะและลำคอ ในการทดลองจะฉายรังสีจำนวน 2 ครั้งต่อกลุ่มชนิดโลหะ โดยแต่ละกลุ่มชนิดโลหะจะประกอบไปด้วยชิ้นงานขนาด $8 \times 13 \times 1$ มม.³ จำนวน 5 ชิ้น แต่ละชิ้นงานจะมีแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลประกบแบบสนิทอยู่ด้านบนเพื่อทำการวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ระยะประชิดผิวชิ้นงาน(0 มม.) จากนั้นจึงทำการคำนวณหาร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะทั้ง 4 ชนิดและเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และใช้ Post Hoc Test คือ Bonferroni ผลการวิจัยพบว่าเมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มโลหะผสมทองและแพลลาเดียมอัลลอย เทียบกับไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกนั้นมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อย่างไรก็ตามพบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก สรุปได้ว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นในกลุ่มวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดเรียงลำดับจากน้อยที่สุดไปมากที่สุดคือ ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4), แพลลาเดียมอัลลอย และโลหะผสมทอง

CHULALONGKORN UNIVERSITY

สาขาวิชา ทันตกรรมประดิษฐ์
ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนิสิต
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

6175822732 : MAJOR PROSTHODONTICS

KEYWORD: Backscatter, Radiotherapy, Dose enhancement, Dental metal materials, LINAC (Linear accelerator)

Thansinee Kunapinun : Comparison of backscattered radiation from different dental metal materials using therapeutic dose of radiation, *in vitro*. Advisor: Assoc. Prof. PRAVEJ SERICHETAPHONGSE, D.D.S.

The incidence of oral cancer patients in Thailand was more than 5.4% patients in both male and female from whole population per year. These patients may receive radiation therapy before and/or after surgery depend upon stage and aggressiveness of the tumor. There are many restorative materials used which possess scatter radiation property. These scatter radiations will inevitably enhance dose to tissue or bone next to these materials used and lead to oral mucositis and bone necrosis adjacent to these materials used. The main research purpose was to determine percentage backscattered dose enhancement from four dental metal materials; gold alloy type IV, palladium alloy, commercially pure titanium (grade 4) and titanium alloy (laser sintering) by using single exposure of 200 cGy (antero-posterior beam) and 6 MV of photon energy from linear accelerator (LINAC) which were applied in head and neck radiation treatment. Each group of dental metal materials included five specimens of $8 \times 13 \times 1 \text{ mm}^3$ in size which each specimen was close contact with Optically Stimulated Luminescence or OSL above for dose measurement at 0 mm interface. All specimens were irradiated twice. Backscattered dose was measured and percentage dose enhancement among four dental metal materials was calculated which both then were compared by using one-way ANOVA and Bonferroni test with 95% confidence interval. The research results demonstrated that backscattered dose and percentage dose enhancement of gold alloy and palladium alloy compared with both commercially pure titanium (grade 4) and titanium alloy (laser sintering) showed a statistically significant difference, but there was no statistically significant difference of backscattered dose and percentage dose enhancement between commercially pure titanium (grade 4) and titanium alloy (laser sintering). In summary, backscattered dose among four dental metal materials (the lowest to the highest) were titanium alloy (laser sintering), commercially pure titanium (grade 4), palladium alloy and gold alloy type IV, respectively.

Field of Study: Prosthodontics

Student's Signature

Academic Year: 2019

Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

- ขอขอบคุณการสนับสนุนเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น(ลิแนค) (Elekta Synergy®) โดยผศ.พญ. สุนันทา ศรีสุบัติ-พลอยส่องแสง, นายบุญรัตน์ วุฒิประเสริฐพงศ์ (นักฟิสิกส์การแพทย์) และ นายสัญญาชัย ลูกแก้ว (นักฟิสิกส์การแพทย์) จาก Horizon Regional Cancer Center แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์

- ขอขอบคุณการสนับสนุนแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล (nanoDot, Landauer®) โดยนางสาววราภรณ์ สุดใจ (นักวิทยาศาสตร์นิวเคลียร์ชำนาญการพิเศษ), นางสาวนิชธิมา รุ่งปิ่น (นักวิทยาศาสตร์นิวเคลียร์) และนายณัช รัตนรุ่งเรืองชัย (นักวิทยาศาสตร์นิวเคลียร์) จากสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน)

- ขอขอบคุณการสนับสนุนชิ้นงานไทเทเนียมอัลลอยบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาผนึก โดยนายนริชชา ต่อสุทธิกนก, นายคณิตศักดิ์ เขียวชาติจิระชัย และนายภัทรนิต แสนปาง จากบริษัทสตาร์ส ไมโครอิเล็กทรอนิกส์ (ประเทศไทย) จำกัด (มหาชน)

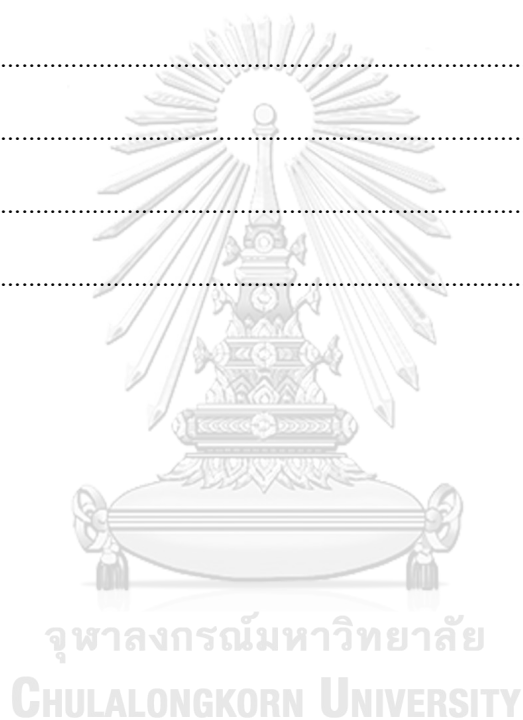
- ขอขอบคุณความช่วยเหลือทางด้านการวิเคราะห์และคำนวณสถิติจาก อ.ทญ.ดร.ณฤดี ลิ้มปวงทิพย์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ธัญสินี คุณาภินันท์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
บรรณานุกรม.....	58
ประวัติผู้เขียน.....	67



บทที่ 1

บทนำ

ที่มาและความสำคัญ

มะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอเป็นมะเร็งที่เกิดขึ้นบริเวณทางเดินอาหารและทางเดินอากาศส่วนบน โดยมักจะพบมะเร็งชนิดสquamous cell carcinoma มากที่สุดถึงร้อยละ 90 ซึ่งอุบัติการณ์ในทั่วโลกของมะเร็งชนิดสquamous cell carcinoma นี้จะพบในเพศชายมากกว่าเพศหญิง และจากการศึกษาอุบัติการณ์ของมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอในประเทศไทยส่วนใหญ่จะพบในกลุ่มประชากรอายุ 45-75 ปี ซึ่งในเพศหญิงมักจะพบมะเร็งชนิดนี้ที่บริเวณต่อมไทรอยด์และเยื่อช่องปาก โดยตำแหน่งที่พบบ่อยของมะเร็งช่องปากนั้นได้แก่ ลิ้น, พื้นช่องปาก และเยื่อกระพุ้งแก้ม ส่วนในเพศชายมักพบมะเร็งชนิดสquamous cell carcinoma ที่บริเวณเยื่อช่องปาก, หลังโพรงจมูก และกล่องเสียง ตามลำดับ^{1, 2} การรักษามะเร็งชนิดสquamous cell carcinoma จะใช้วิธีทางศัลยกรรมร่วมกับรังสีรักษา การใช้รังสีรักษาเป็นวิธีหนึ่งที่ใช้ควบคุมและทำลายการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็งทั้งก่อนและหลังการผ่าตัด รวมถึงการทำลายมะเร็งที่แพร่กระจายไปบริเวณต่อมน้ำเหลืองที่คอได้อีกด้วย โดยรังสีรักษาจะเข้าไปทำลายดีเอ็นเอเป็นหลัก เกิดเป็นการแตกของสายดีเอ็นเอส่งผลให้จำนวนเซลล์มะเร็งลดลง จุดประสงค์หลักของรังสีรักษาคือเพื่อทำลายเซลล์มะเร็งให้มากที่สุดและเพิ่มอัตราการอยู่รอดของเซลล์ปกติ ทำให้เนื้อเยื่อปกติถูกทำลายน้อยที่สุด³ ดังนั้นจึงมีวิธีการแบ่งฉายรังสีออกเป็นหลายครั้ง หรือ fractionated radiation มาใช้รักษาในผู้ป่วยเหล่านี้ ซึ่งข้อกำหนดมาตรฐานของปริมาณรังสีสำหรับการฉายรังสีแบบแบ่งฉายในผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอคือ ฉายรังสีให้ได้ปริมาณรังสีทั้งหมดเท่ากับ 5000-7000 cGy โดยจะแบ่งฉายรังสีวันละครั้งละ 200 cGy เป็นเวลา 5 วันต่อสัปดาห์ รวมระยะเวลาการฉายรังสีทั้งหมดเป็น 5-7 สัปดาห์ ทั้งนี้ปริมาณรังสีรักษาที่ใช้สำหรับมะเร็งศีรษะและลำคอนั้นจะขึ้นกับชนิดและความรุนแรงของมะเร็ง ระยะการลุกลาม และการแพร่กระจายไปที่ต่อมน้ำเหลือง โดยปริมาณรังสีและขอบเขตของการฉายรังสีจะถูกคำนวณโดยนักรังสีวิทยา⁴⁻⁸ โดยปกติแล้วเมื่อรังสีไปกระทบกับวัสดุโลหะในช่องปากจะทำให้เกิดการกระเจิงของรังสีเรียกว่า การกระเจิงของรังสีรักษา (scattered radiation) ซึ่งเป็นรังสีที่สะท้อนจากวัสดุที่มีโครงสร้างของโมเลกุลที่มีอิเล็กตรอนอยู่รอบนิวเคลียส โดยจะเกิดการกระเจิงอยู่ 3 ทิศทางได้แก่ การกระเจิงรังสีด้านหน้า (forward scatter), การกระเจิงรังสีด้านข้าง (side-scatter) และการกระเจิงกลับ (backscatter)⁹ ซึ่งรังสีกระเจิงกลับคือรังสีที่มีทิศทางสะท้อนกลับจากต้นกำเนิดรังสีทำให้เนื้อเยื่อหรือกระดูกที่ติดกับวัสดุเหล่านี้ได้รับปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ ส่งผลให้เกิดผลข้างเคียงหลักจากรังสีรักษา

คือ ภาวะเยื่อช่องปากอักเสบ และการเกิดกระดูกตายขึ้น¹⁰⁻¹³ จากงานวิจัยพบว่าโอกาสที่จะทำให้เซลล์กระดูกบริเวณรอบรากลึกเทียมตายเพิ่มขึ้นและทำให้รากลึกเทียมเกิดความล้มเหลวได้นั้น จะพบเมื่อมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นร้อยละ 10-15 หรือร้อยละ 15-21 จากผิวรากลึกเทียมโลหะชนิดไทเทเนียม^{14, 15} ซึ่งโดยปกติแล้วเมื่อกระดูกได้รับปริมาณรังสีที่มากกว่า 6500 cGy ในขากรรไกรล่าง จะมีโอกาสการเกิดการตายของกระดูกเรียกว่า osteoradionecrosis โดยในช่วงปีแรกหลังการรักษา มักจะเกิดการตายของกระดูกมากถึงร้อยละ 88.1^{16, 17} และบริเวณที่พบความล้มเหลวของรากลึกเทียม เนื่องจากกระดูกตายที่ตำแหน่งบริเวณในช่องปากเรียงจากน้อยไปมากตามลำดับดังนี้ บริเวณขากรรไกรบนด้านหลัง, บริเวณขากรรไกรบนด้านหน้า, บริเวณขากรรไกรล่างด้านหน้า, และบริเวณขากรรไกรล่างด้านหลังจะพบกระดูกตายมากที่สุด เนื่องจากกระดูกขากรรไกรล่างมีปริมาณกระดูกที่มากกว่าทำให้ขากรรไกรล่างเป็นบริเวณที่เกิดการตายของกระดูกมากกว่าขากรรไกรบน ในขณะที่ตำแหน่งบริเวณนอกช่องปากจะพบความล้มเหลวของรากลึกเทียมที่บริเวณกระดูกฐานจมูกได้น้อยที่สุด และจะพบความล้มเหลวของรากลึกเทียมมากขึ้นในบริเวณกระดูกขมับ (temporal bone) ส่วนบริเวณกระดูกกลางเบรลล่า (glabella) และบริเวณกระดูก supraorbital จะเป็นบริเวณที่มักพบความล้มเหลวของรากลึกเทียมมากที่สุด^{10, 16} จากงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับอัตราการความล้มเหลวของรากลึกเทียมที่พบในผู้ป่วยที่ได้รับรังสีรักษาจะมีอัตราการความล้มเหลวของรากลึกเทียมมากขึ้นเมื่อเวลาหลังการฉายรังสีผ่านไปนานมากขึ้น เพราะมีการลดลงของปริมาณเซลล์ต้นกำเนิดชนิดมีเซนไคม์และปริมาณเลือดที่มาเลี้ยงกระดูก และยังพบว่าผู้ป่วยที่ได้รับรังสีรักษาจะมีอัตราการความล้มเหลวของรากลึกเทียมได้มากกว่าผู้ป่วยที่ไม่ได้รับการฉายรังสี^{16, 18} อย่างไรก็ตามมีการศึกษาพบว่าอัตราการความล้มเหลวของรากลึกเทียมระหว่างการฝังรากลึกเทียมก่อน(ร้อยละ 5.4) และหลัง(ร้อยละ 3.2) ในผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีรักษานั้นไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ¹⁹ ดังนั้นเพื่อเป็นการป้องกันการเกิดปัญหาของการเกิดผลข้างเคียงตามมาจากรังสีกระเจิงกลับในส่วนของรากลึกเทียมจึงมีการแนะนำว่า ก่อนที่ผู้ป่วยจะได้รับรังสีรักษานั้นทันตแพทย์ควรถอดชิ้นส่วนของรากลึกเทียมที่อยู่เหนือกระดูกออกให้หมดในกรณีที่มีชิ้นงานโลหะอยู่บนหรือเหนือรากลึกเทียม²⁰ และเลือกใช้รากลึกเทียมที่พื้นผิวเคลือบด้วยไฮดรอกซีแอปพาไทต์ในผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงเป็นมะเร็งศีรษะและลำคอ เพราะจากการศึกษาพบว่ารากลึกเทียมชนิดนี้พบปริมาณรังสีกระเจิงกลับน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับรากลึกเทียมชนิดอื่นๆ^{21, 22} ในขณะเดียวกันรังสีรักษายังสามารถทำให้เกิดผลข้างเคียงต่อเนื้อเยื่อในช่องปากได้ดังที่กล่าวไปข้างต้นคือ การเกิดภาวะเยื่อช่องปากอักเสบ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในบริเวณลิ้นและเยื่อกระดูกพุงแก้ม¹⁰ ซึ่งการใช้อุปกรณ์ป้องกันฟัน (dental guard หรือ spacer) สำหรับแยกเนื้อเยื่อที่ปกติในช่องปากออกจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะถือเป็นคำแนะนำอย่างหนึ่งที่สามารถป้องกันการเกิดผลข้างเคียงของภาวะเยื่อช่องปากอักเสบจากรังสีกระเจิงได้เพื่อไม่ให้เกิดปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นรอบวัสดุทางทันตกรรมและเนื้อเยื่อในช่องปาก²³⁻²⁵ สรุปได้ว่าเพื่อเป็นการป้องกัน ลด หรือหลีกเลี่ยงการเกิดปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากรังสี

กระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะหรือรากเทียมที่อยู่ในช่องปากได้ การวางแผนการรักษาทางทันตกรรมและการเลือกใช้วัสดุทางทันตกรรมที่เหมาะสมในคนไข้ที่มีความเสี่ยงหรือมีโอกาสในการเป็นมะเร็งศีรษะและลำคอแล้วอาจจะต้องได้รับรังสีรักษาต่อเนื่งจึงมีความสำคัญและจำเป็นอย่างยิ่ง

งานวิจัยชิ้นนี้จึงมีขึ้นมาเพื่อศึกษาเปรียบเทียบรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก ซึ่งฉายด้วยรังสีชนิดและขนาดเดียวกันกับรังสีที่ใช้รักษามะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ เพื่อที่จะสามารถเลือกใช้วัสดุทางทันตกรรมในช่องปากและรากเทียมได้อย่างเหมาะสมในผู้ป่วยที่มีโอกาสได้รับรังสีรักษาบริเวณศีรษะและลำคอ

คำถามการวิจัย

ปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะทั้ง 4 ชนิด มีความแตกต่างกันหรือไม่

วัตถุประสงค์

เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก

สมมติฐานการวิจัย

สมมติฐานหลัก: ปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะทั้ง 4 ชนิดไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

กลุ่มทดลอง

วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก

จริยธรรมการวิจัย

-

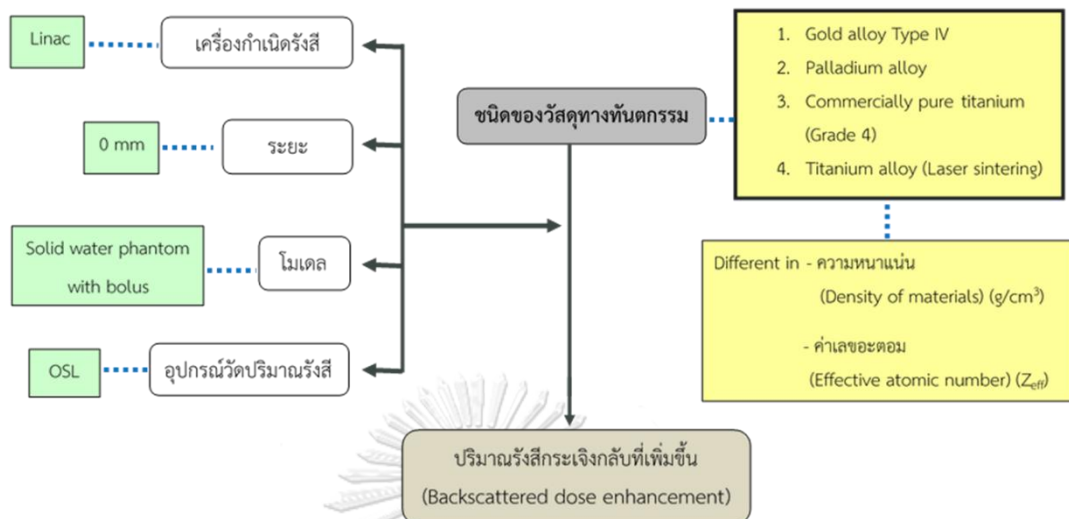
ขอบเขตของงานวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการที่มีการเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะทั้ง 4 ชนิด

ผลที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย

1. ทราบปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมทั้ง 4 ชนิด
2. สามารถเลือกใช้วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ พร้อมทั้งวางแผนการรักษาทางทันตกรรมได้อย่างถูกต้องในผู้ป่วยที่มีโอกาสเป็นมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอและมีแนวโน้มที่จะได้รับรังสีรักษา เพื่อป้องกันการเกิดผลข้างเคียงจากการฉายรังสีนี้ตามมา

วัสดุทางทันตกรรมชนิดต่างกันจะส่งผลต่อปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นรอบๆเนื้อเยื่อ → normal tissue / mucositis / osteoradionecrosis (bone loss)



บทที่ 2

การทบทวนวรรณกรรม

รังสีกระเจิงกลับและปริมาณรังสี

รังสีกระเจิงกลับคือรังสีที่มีทิศทางสะท้อนกลับจากต้นกำเนิดของรังสี โดยจะเกิดขึ้นที่ตำแหน่งเนื้อเยื่อประชิดผิวโลหะ¹³ เมื่อแนวลำรังสีจากรังสีรักษาของมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอไปกระทบกับวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะหรือรากเทียมในขากรรไกรจะพบว่าเกิดการสะท้อนกลับของรังสีเป็นรังสีกระเจิงกลับ ทำให้มีการเพิ่มขึ้นของปริมาณรังสีในบริเวณด้านเดียวกับแหล่งกำเนิดรังสี แต่มีการลดลงของปริมาณรังสีไปสู่บริเวณที่มีมะเร็งอยู่หลังวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะเหล่านี้^{26, 27} การเพิ่มขึ้นของปริมาณรังสีจากรังสีกระเจิงกลับนั้นทำให้เกิดผลข้างเคียงที่ไม่พึงประสงค์ในช่องปากตามมาได้แก่ ภาวะเยื่อช่องปากอักเสบ, การเกิดกระดูกตาย และการเกิดความล้มเหลวของรากเทียมจากการที่ไม่เกิดการเชื่อมติระหว่างกระดูกกับรากเทียม (osseointegration) ดังนั้นการวางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอที่ต้องได้รับรังสีรักษานั้นมีความสำคัญและจำเป็นอย่างยิ่งเพื่อหลีกเลี่ยงการเกิดปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากการกระเจิงกลับของรังสีจากวัสดุทางทันตกรรมเหล่านี้ อย่างไรก็ตามมีบางงานวิจัยกล่าวว่าการเกิดกระดูกตายจากรังสีกระเจิงกลับนั้นมีความเสี่ยงที่น้อยมากเมื่อเทียบกับการเกิดกระดูกตายในกรณีที่มีการฝังรากเทียมในกระดูกที่เคยได้รับการฉายรังสีมาก่อนแล้ว^{15, 26, 27} จากการศึกษาปริมาณรังสีที่มีผลต่อกระดูกพบว่า ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นร้อยละ 10-15 หรือร้อยละ 15-21 จากผิวรากเทียมโลหะชนิดไทเทเนียมจะเพิ่มโอกาสการเกิดกระดูกตายบริเวณรอบรากเทียมและทำให้รากเทียมเกิดความล้มเหลวได้^{14, 15} ส่วนภาวะเยื่อช่องปากอักเสบที่เป็นผลมาจากปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นถือเป็นผลข้างเคียงหลักของรังสีรักษา วิธีป้องกันที่ดีที่สุดจากภาวะนี้คือ นำวัสดุในช่องปากที่มีการกระเจิงของรังสีออกจากช่องปากให้หมดเช่น ครอบฟัน โลหะหรือวัสดุที่มีการกระเจิงของรังสีสูง อย่างไรก็ตามวิธีดังกล่าวจะส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยได้ ดังนั้นมีอีกหลายงานวิจัยที่แนะนำผู้ป่วยที่มีวัสดุทางทันตกรรมเหล่านี้และต้องได้รับรังสีรักษาว่า ควรมีการแยกกันระหว่างเนื้อเยื่อในช่องปากและวัสดุที่มีการกระเจิงของรังสี เพื่อเป็นการลดการเกิดภาวะเยื่อช่องปากอักเสบนั้นคือ การใส่ฟลูออไรด์เทรย์ที่ไม่มีเจลฟลูออไรด์ หรือใส่สเตนต์ป้องกัน (protective stent หรือ dental guard) ในช่องปาก โดยต้องมีความหนา 3 มม.²³ หรือ 5 มม.^{24, 28} ซึ่งสเตนต์ป้องกันที่ใช้ในปากนั้นถูกผลิตมาจากวัสดุหลากหลายต่างกันเช่น PMMA (polymethylmethacrylate), thermoplastic materials, polyvinyl siloxane-metal composite, เรซินชนิดบ่มด้วยตัวเอง (self-curing, autopolymerizing acrylic resin), และซีฟิ่ง^{24, 25, 29} หรือใช้สาลีก้อนชุบน้ำกั้นไว้เพื่อเป็นตัวป้องกันรังสีกระเจิงจากบริเวณที่มีวัสดุเหล่านี้ได้¹¹

จากงานวิจัยเกี่ยวกับการกระเจิงกลับของรังสีพบว่า ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นนั้นขึ้นอยู่กับ 2 ปัจจัยหลักคือ ค่าเลขอะตอม (Z) และระยะห่างระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะ¹³ อย่างไรก็ตามงานวิจัยอื่นๆได้กล่าวว่า มีอีกหลายปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการเพิ่มขึ้นของปริมาณรังสีกระเจิงกลับ ได้แก่ ค่าเลขอะตอม (Z), ระยะห่างระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะ, ตำแหน่งของวัสดุทางทันตกรรม, ขนาดและความหนาของวัสดุทางทันตกรรม, ความหนาแน่นและชนิดของวัสดุทางทันตกรรม และพลังงานรังสีที่ปล่อยออกมาจากเครื่องกำเนิดรังสี ซึ่งจะกล่าวต่อไปโดยละเอียดดังนี้

ปัจจัยค่าเลขอะตอม (Z): มีงานวิจัยพบว่าการเพิ่มขึ้นของปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะขึ้นกับค่าเลขอะตอม (Z) กล่าวคือ ยิ่งค่าเลขอะตอมสูงขึ้นมากเท่าไร ปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะถูกวัดได้เพิ่มขึ้นมากเท่านั้น^{13, 14, 30, 31} ดังตัวอย่างที่พบในงานวิจัยที่ศึกษาการกระเจิงกลับของรังสีจากรากเทียม 3 ชนิด (ไทเทเนียมบริสุทธิ์ (cpTi), ไทเทเนียมอัลลอย (Ti₆Al₄V) และรากเทียมที่ทำมาจากโลหะผสมทอง) พบว่ารากเทียมที่ทำมาจากโลหะผสมทองมีค่าเลขอะตอมสูงสุด จึงมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับมากที่สุด ในทางตรงกันข้ามพบว่า ไทเทเนียมอัลลอย (Ti₆Al₄V) นั้นมีค่าเลขอะตอมที่ต่ำที่สุด จึงวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับได้น้อยที่สุด¹³

ปัจจัยระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะ: จากงานวิจัยพบว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะลดลงเรื่อยๆเมื่อระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะยิ่งห่างออกไป^{13, 14} เช่น ระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะที่ห่างกัน 1 มม. จะวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับได้ร้อยละ 75-92 ส่วนระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะที่ห่างกัน 2 มม. จะวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับได้เหลือเพียงแค่อ้อยละ 0-2 และจะไม่พบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะ 3 มม. จากผลข้างต้นนี้กล่าวได้ว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะถูกพบมากที่สุดภายในระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะ 1 มม. หรือที่ระยะประชิดผิวระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะที่ 0 มม.^{13, 26, 32} งานวิจัยในปีค.ศ. 2019 ของ Tso และคณะพบว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่พบมากที่สุดคือที่ระยะประชิดผิววัสดุทางทันตกรรม (0 มม.) ขณะที่ปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะลดลงอย่างน้อยร้อยละ 50 ที่ระยะทางจากผิววัสดุ 1 มม. และจะพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่น้อยที่สุดที่ระยะทางจากผิววัสดุ 5 มม.²⁴ นอกจากนี้งานวิจัยของเสรีเชษฐพงษ์ และคณะกล่าวว่า ภายใน 1 มม.ของระยะทางจากผิวรากเทียมจะพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งระยะที่ 0 มม.จากผิวรากเทียมจะมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่มากที่สุด ส่วนที่ระยะ 2 มม. และ 3 มม.จากผิวรากเทียมจะมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ลดลงและไม่มี ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ²¹ อย่างไรก็ตามมีงานวิจัยหนึ่งพบว่า ไม่พบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะมากกว่า 2 มม.¹⁵ แต่ก็มีบางงานวิจัยพบว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะสามารถพบได้จนถึงที่ระยะ 4-5 มม.จากผิวโลหะอีกด้วย^{24, 33}

ปัจจัยตำแหน่งของวัสดุทางทันตกรรม: มีงานวิจัยกล่าวว่าจะไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณรังสีกระเจิงกลับระหว่างตำแหน่งทางด้านแก้ม, ด้านลิ้น, ด้านใกล้กลาง และด้านไกลกลาง จากผิวรากเทียมสำหรับการฉายรังสีในแนวรังสีแบบ bilateral beam^{21, 22, 26}

ปัจจัยขนาดและความหนาของวัสดุทางทันตกรรม: งานวิจัยเกี่ยวกับการกระเจิงกลับของรังสีในรากเทียมพบว่า ไม่พบความแตกต่างกันของปริมาณรังสีกระเจิงกลับของรากเทียมที่มีความหนาไม่เท่ากัน¹³ กล่าวคือ ขนาดและความหนาของรากเทียมนั้นไม่ส่งผลต่อปริมาณรังสีกระเจิงกลับ^{13, 15} สอดคล้องกับงานวิจัยหนึ่งที่กล่าวไว้ว่า ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่พบในรากเทียมขนาดเล็กนั้นมีปริมาณรังสีที่ใกล้เคียงกับที่พบในรากเทียมขนาดมาตรฐาน³⁴ และอีกงานวิจัยหนึ่งที่ศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับของรากเทียมที่มีความหนา 1.5 มม. และ 3 มม. พบว่าก็ได้ผลเช่นเดียวกัน (ปริมาณรังสีกระเจิงกลับไม่แตกต่างกัน)²⁴

ปัจจัยความหนาแน่นของวัสดุทางทันตกรรม: ปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะเพิ่มขึ้นเมื่อความหนาแน่นของรากเทียมเพิ่มขึ้น แม้ว่าจะเป็นโลหะชนิดเดียวกันก็ตาม ดังจะเห็นได้จากงานวิจัยที่ศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับของรากเทียมไทเทเนียมที่มีหลายรูปแบบว่าพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากรากเทียมไทเทเนียมแบบ sheet สูงกว่าแบบ mesh ซึ่งอาจกล่าวได้ว่า ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่แตกต่างกันนั้นเกิดจากโครงสร้างภายในของวัสดุทางทันตกรรมที่แตกต่างกันด้วย³² โดยความหนาแน่นของวัสดุทางทันตกรรมยิ่งมากเท่าไร ปริมาณรังสีกระเจิงกลับก็จะถูกพบมากขึ้นเท่านั้น²⁴

ปัจจัยชนิดของวัสดุทางทันตกรรม: งานวิจัยของ Wang และคณะกล่าวว่า รากเทียมไทเทเนียมที่พื้นผิวเคลือบด้วยไฮดรอกซีแอปพาไทต์มีปริมาณรังสีกระเจิงกลับน้อยที่สุดอย่างมีนัยสำคัญ²² สอดคล้องกับอีกงานวิจัยหนึ่งที่แนะนำให้ใช้รากเทียมไทเทเนียมที่พื้นผิวเคลือบด้วยไฮดรอกซีแอปพาไทต์ในผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงเป็นมะเร็งศีรษะและลำคอด้วยเหตุผลที่ว่าพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับรากเทียมชนิด machine และรากเทียมชนิด phosphate-enriched titanium oxide surface (TiUnite)²¹ นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบชนิดของวัสดุทางทันตกรรมระหว่างเซรามิกและโลหะพบว่าวัสดุทางทันตกรรมชนิดเซอร์โคเนียนั้นมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับมากที่สุดถึงร้อยละ 30 เมื่อเทียบกับไทเทเนียมอัลลอย (ร้อยละ 20) และลิเทียมไดซิลิเกต (ร้อยละ 10)³⁵ ส่วนอีกงานวิจัยหนึ่งพบว่า high-noble alloy มีปริมาณรังสีกระเจิงกลับมากที่สุด (ร้อยละ 51.9) รองลงมาคือเซอร์โคเนีย (ร้อยละ 29.9) และลิเทียมไดซิลิเกต (ร้อยละ 7.5) ตามลำดับ²⁴

ปัจจัยพลังงานรังสีที่ปล่อยออกมาจากเครื่องกำเนิดรังสี: พลังงานรังสีจากเครื่องกำเนิดรังสีที่สูงจะส่งผลให้มีปริมาณรังสีกระเจิงกลับน้อยกว่าพลังงานรังสีที่ต่ำ^{15, 31, 36, 37} เช่น เครื่องกำเนิดรังสีที่ปล่อยพลังงานรังสี 10 MV จะพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับในปริมาณที่น้อยกว่าที่พบในเครื่องกำเนิด

รังสีที่ปล่อยพลังงานรังสี 6 MV³⁷ เช่นเดียวกับงานวิจัยหนึ่งที่เปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับในระหว่างพลังงานรังสี 6-MV, 25-MV และ รังสีแกมมา โคบอลต์-60 พบว่า ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่น้อยที่สุดจะพบในพลังงานรังสี 25-MV ส่วนปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่พบในพลังงานรังสี 6-MV จะมีค่าใกล้เคียงหรือน้อยกว่าพลังงานรังสีแกมมา โคบอลต์-60^{14, 15} ซึ่ง Ozen และคณะสรุปไว้ว่ายิ่งพลังงานรังสีที่ปล่อยออกมาจากเครื่องกำเนิดรังสีสูงขึ้นเท่าไร ปริมาณรังสีกระเจิงกลับก็ยิ่งพบน้อยลงเท่านั้น¹⁵

รังสี

รังสีคือ พลังงานที่ปล่อยออกมาจากแหล่งกำเนิดรังสีไปสู่อีกวัตถุหนึ่ง ซึ่งรังสีจะมีอยู่ 2 ชนิด ขึ้นกับความสามารถในการปล่อยประจุได้แก่ รังสีที่ก่อประจุ (ionizing radiation) และรังสีที่ไม่ก่อประจุ (non-ionizing radiation)

- รังสีชนิดพลังงานสูงที่ก่อประจุ (Ionizing radiation): รังสีชนิดนี้สามารถปล่อยอิเล็กตรอนออกจากอะตอมได้ แบ่งออกเป็น 2 ประเภทย่อยคือ
 - Directly ionizing radiation: อิเล็กตรอน, โปรตรอน, α particles และ ประจุหนัก
 - Indirectly ionizing radiation: โฟตอน (รังสีเอ็กซ์และรังสีแกมมา), นิวตรอน
- รังสีชนิดพลังงานต่ำที่ไม่ก่อประจุ (Non-ionizing radiation): รังสีชนิดนี้ไม่สามารถทำให้เกิดประจุได้ เช่น รังสีวิทยุ, รังสีไมโครเวฟ, รังสีอินฟราเรด, แสงธรรมชาติ และรังสีอัลตราไวโอเล็ต

โฟตอน (รังสีเอ็กซ์และรังสีแกมมา) คือพลังงานที่มาจากการทำปฏิกิริยาระหว่างอิเล็กตรอนและอะตอม ซึ่งการทำปฏิกิริยาของโฟตอนพบได้ 3 รูปแบบคือ การทะลุ (penetration), การดูดกลืน (complete absorption) และการสะท้อน (scattering) หรือกล่าวได้ว่าการทำปฏิกิริยาของโฟตอนมีทั้งหมด 5 เหตุการณ์ได้แก่ photoelectric effect, Compton effect, pair production, coherent scattering (Rayleigh scattering) และ nuclear photoeffect^{4, 9, 38, 39}

1. Photoelectric effect

Photoelectric effect หรือ Photoeffect หรือ Photon-electron interaction หรือ Photoelectric absorption คือ เหตุการณ์การทำปฏิกิริยาระหว่างโฟตอนกับอิเล็กตรอนชั้นวงในของอะตอมที่มีพันธะแข็งแรง และมีการถ่ายทอดพลังงานทั้งหมดไปสู่อิเล็กตรอนตัวนั้น โดยจะเกิดขึ้นเมื่อพันธะในการยึดเหนี่ยวอิเล็กตรอนน้อยกว่าพลังงานโฟตอนที่เข้ามากระทำ ซึ่งเหตุการณ์นี้จะมี 2

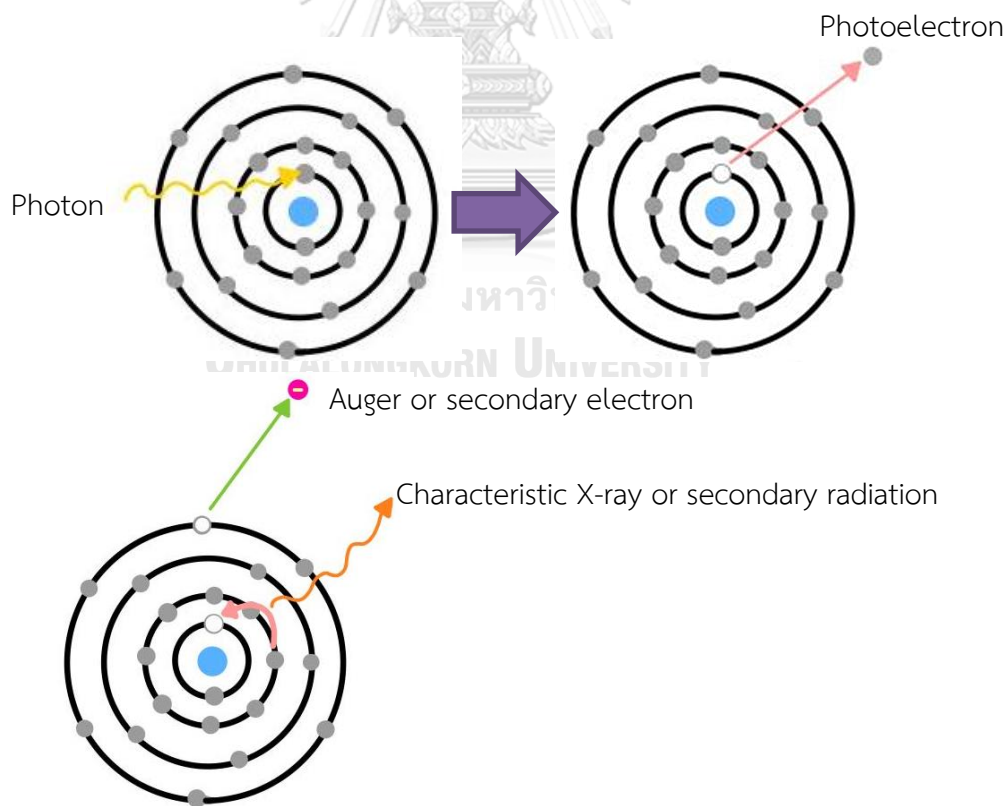
ขั้นตอนคือ ในช่วงแรกจะมีการปล่อยโฟตอนที่มีความพลังงานมากพอที่จะเอาชนะพันธะในการยึดเหนี่ยวอิเล็กตรอนออกจากอะตอม เมื่อพลังงานนี้ทำปฏิกิริยากับอิเล็กตรอนแล้วพลังงานนี้จะถูกสะสมอยู่ในอิเล็กตรอนเรียกว่า พลังงานจลน์ ช่วงต่อมาอิเล็กตรอนถูกกระเด็นออกจากอะตอมและเหลือตำแหน่งว่างนี้ไว้ในชั้นอิเล็กตรอน K หรือ L เพื่อให้อิเล็กตรอนจากชั้นอื่นเข้ามาอยู่แทนที่ในตำแหน่งว่างนี้ เหตุการณ์ทั้งหมดนี้ส่งผลทำให้เกิดรังสี characteristic x-ray หรือรังสีทุติยภูมิ หรือรังสีกระเจิง นอกจากนี้ยังพบว่าเหตุการณ์นี้ยังเกิดการสูญเสียอิเล็กตรอนทุติยภูมิ หรือ Auger electron ซึ่งเป็นอิเล็กตรอนที่เกิดจากการหลุดของอิเล็กตรอนชั้นวงนอกที่มีพันธะอ่อนแ่ออกจากอะตอมอีกด้วย^{4, 9, 38, 39}

Photoelectric effect เป็นเหตุการณ์ที่มีผลโดดเด่นในช่วงพลังงานรังสีที่ต่ำกว่า $\sim 20 \text{ KeV}$ ³⁹ ซึ่งปรากฏการณ์นี้จะขึ้นอยู่กับค่าเลขอะตอม (Z) แต่มีความสัมพันธ์แบบผกผันกับพลังงานรังสีดังสูตรความสัมพันธ์ต่อไปนี้

The probability of photoelectric absorption (τ): $\tau \propto Z^4 / E^3$

Z คือ ค่าเลขอะตอม

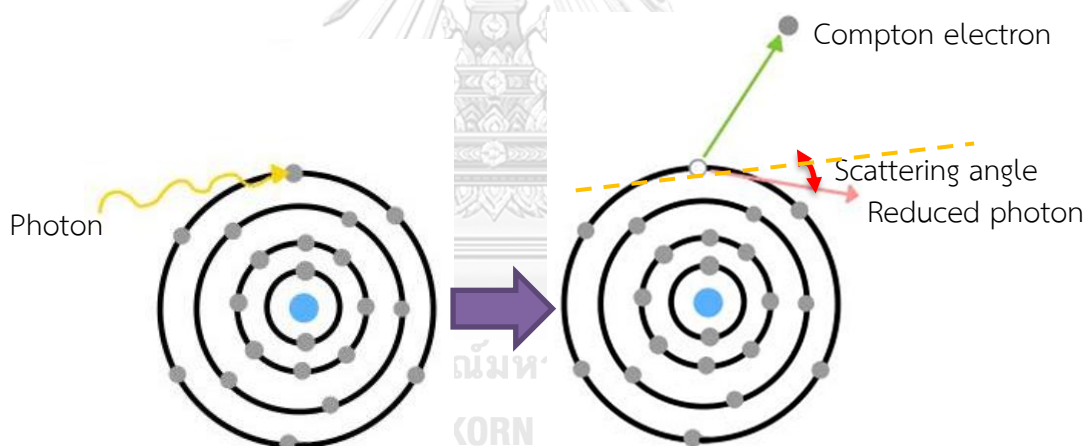
E คือ พลังงานรังสี



รูป: Photoelectric effect

2. Compton effect

Compton effect หรือ incoherent scattering คือการที่พลังงานเข้ามากระทำกับอิเล็กตรอนชั้นโคจรชั้นนอก (พันธะการยึดเหนี่ยวต่ำ) ส่งผลทำให้เกิดการกระเจิงของโฟตอนและอิเล็กตรอนในทิศทางต่างกัน โดยพลังงานที่เข้ามานั้นจะมีค่าสูงกว่าพันธะยึดเหนี่ยวอิเล็กตรอนทำให้เกิดการถ่ายเทพลังงานไปสู่อิเล็กตรอนเป็นในลักษณะของพลังงานจลน์ เกิดเป็น Compton electron และการกระเจิงของพลังงานที่เหลือขึ้นในมุมการกระเจิงที่ต่างกันไป (มุมการกระเจิงจะเทียบจากมุมที่โฟตอนเข้ามากระทำกับอิเล็กตรอนในอะตอมกับมุมของโฟตอนที่มีพลังงานเหลือจากการกระเจิงออกของอิเล็กตรอนนั้นๆ) การกระเจิงของโฟตอนมีอยู่ 3 ทิศทางหลักๆคือ การกระเจิงรังสีด้านหน้า (forward scatter) คิดเป็นมุมการกระเจิง 0° , การกระเจิงรังสีด้านข้าง (side-scatter) คิดเป็นมุมการกระเจิง 90° และการกระเจิงกลับ (backscatter) คิดเป็นมุมการกระเจิง 180° อย่างไรก็ตามปรากฏการณ์ของ Compton effect นั้นจะขึ้นกับความหนาแน่นของอิเล็กตรอนในอะตอม แต่ไม่ขึ้นกับค่าเลขอะตอม (Z)^{4, 9, 38, 39} และ Compton effect จะมีผลที่โดดเด่นในช่วงรังสีพลังงาน ~ 20 KeV ถึง 20 MeV.³⁹

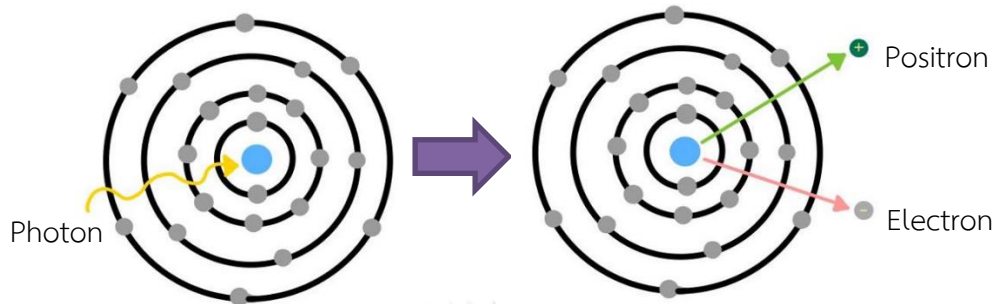


รูป: Compton effect

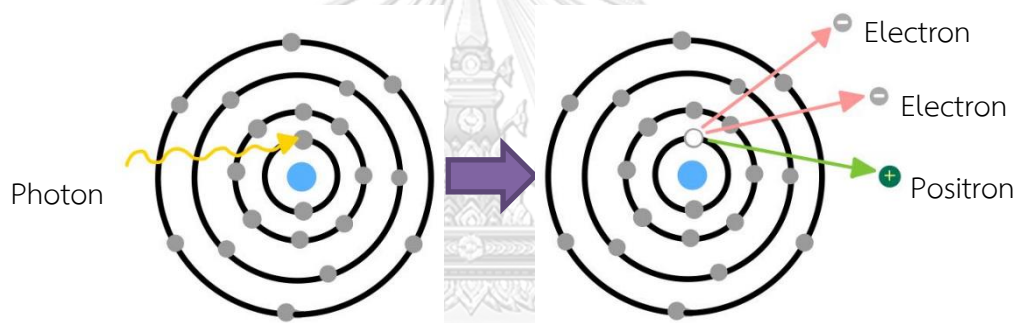
3. Pair production

เมื่อพลังงานระดับสูง (เกินกว่า 1.02 MeV) เข้ามากระทำกับสนามนิวเคลียสของอะตอมหรืออิเล็กตรอนที่อยู่ในชั้นโคจร จะเกิดการถ่ายเทพลังงานไปสู่นิวเคลียสและอิเล็กตรอนนั้นๆ โดยถ้าพลังงานนี้ถ่ายเทไปยังนิวเคลียสจะเกิดเป็นอิเล็กตรอนและโพสิตรอนกระเด็นออกมาในทิศทางตรงข้ามกัน เหตุการณ์นี้เรียกว่า the standard pair production หรือ nuclear pair production แต่ถ้าพลังงานนี้ถ่ายเทไปยังอิเล็กตรอนในชั้นโคจรของอะตอมจะทำให้เกิดอนุภาค 3 อย่างขึ้นคือ

อิเล็กตรอน 2 ตัว และโพสิตรอน 1 ตัว เหตุการณ์นี้เรียกว่า electronic pair production หรือ triplet production อย่างไรก็ตามโอกาสการเกิด pair production นั้นจะขึ้นอยู่กับวัสดุที่มีค่าเลขอะตอมสูง(Z)^{4, 38, 39}



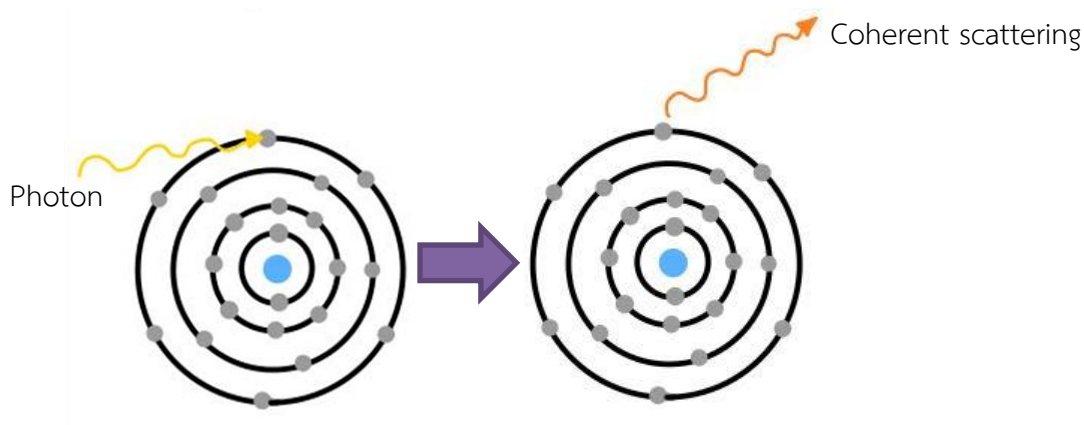
(a) Nuclear pair production (standard pair production or pair production in the field of the nucleus)



(b) Electronic pair production (triplet production or pair production in the field of orbital electron)

4. Coherent scattering (Rayleigh scattering)

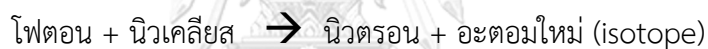
Coherent scattering หรือ Rayleigh scattering คือการที่พลังงานระดับต่ำมากกระทำกับอิเล็กตรอนในชั้นโคจร โดยพลังงานที่เข้ามานั้นจะไม่สูญเสียหรือถูกถ่ายทอดไปยังอิเล็กตรอนใดๆ ดังนั้นจึงเกิดเป็นการกระเจิงที่มีมุมเล็กน้อย เหตุการณ์นี้จะเกิดขึ้นก็ต่อเมื่อวัตถุนั้นมีค่าเลขอะตอมที่สูง (Z) แต่มีพลังงานรังสีที่เข้ามาต่ำ^{4, 38, 39}



รูป: Coherent scattering หรือ Rayleigh scattering

5. Nuclear photoeffect

Nuclear photoeffect หรือ photonuclear reactions หรือ photodisintegration reactions คือเหตุการณ์ที่โฟตอนพลังงานสูงไปกระทำกับนิวเคลียสและปล่อยนิวตรอนหรือโฟตอนพร้อมทั้งอะตอมใหม่หรือ radioactive reaction product ออกมา^{4, 39}



ทิศทางของรังสีกระเจิง

ทิศทางของรังสีกระเจิงจะเกิดได้ 3 ทิศทางได้แก่ การกระเจิงรังสีด้านหน้า (forward scatter), การกระเจิงรังสีด้านข้าง (side-scatter) และการกระเจิงกลับ (backscatter) โดยทิศทางของรังสีทั้ง 3 ทิศทางมักพบได้ในการใช้รังสีเพื่อการวินิจฉัยต่างๆทั่วไป โดยเฉพาะอย่างยิ่งการกระเจิงกลับของรังสีซึ่งมีทิศทางสะท้อนกลับนั้นมักพบเมื่อรังสีมีการกระทำกับวัสดุที่มีการสะท้อนของรังสีสูง⁹

โครงสร้างของอะตอม

อะตอม คือ หน่วยที่เล็กที่สุดของสสาร ประกอบด้วยนิวเคลียสและอิเล็กตรอน(ประจุลบ)ที่อยู่กันเป็นชั้นวงโคจร โดยภายในนิวเคลียสจะประกอบด้วยนิวตรอน(ไม่มีประจุ) และโปรตรอน(ประจุบวก) สำหรับธาตุที่ไม่มีประจุหรือเป็นกลางนั้นจะพบว่าจำนวนโปรตรอนเท่ากับจำนวนอิเล็กตรอนซึ่งคือ ค่าเลขอะตอม(Z) ที่แสดงอยู่ในตารางธาตุ ส่วนน้ำหนักอะตอม(A)คือ ผลรวมของจำนวนโปรตรอนและนิวตรอน³⁹

ค่าเลขอะตอมของสารประกอบ (Effective atomic number)

ค่าเลขอะตอมของสารประกอบ คือ ค่าเฉลี่ยของค่าเลขอะตอมของแต่ละธาตุในสัดส่วนที่แตกต่างกันของสารประกอบ^{40, 41} คำนวณได้จากสูตรดังนี้

$$Z_{\text{eff}}^{2.94} = \alpha_1 Z_1^{2.94} + \alpha_2 Z_2^{2.94} + \dots + \alpha_n Z_n^{2.94} \quad \text{หรือ}$$

$$Z_{\text{eff}} = \sqrt[2.94]{\alpha_1 Z_1^{2.94} + \alpha_2 Z_2^{2.94} + \dots + \alpha_n Z_n^{2.94}}$$

Z_{eff} คือ ค่าเลขอะตอมของสารประกอบ

α_n คือ สัดส่วนของปริมาณอิเล็กตรอนของแต่ละธาตุ (Z_n)

Z_n คือ ค่าเลขอะตอมของแต่ละธาตุ

ความหนาแน่นอิเล็กตรอน (Electron density)

ความหนาแน่นอิเล็กตรอน คือ จำนวนอิเล็กตรอนทั้งหมดต่อ 1 กรัมของสารประกอบ^{40, 41} คำนวณได้จากสูตรต่อไปนี้

$$N_e = N_A \sum \left(\frac{p_i Z_i}{A_i} \dots \dots \right) \quad \text{หรือ} \quad N_e = N_A Z_{\text{eff}} / A_{\text{eff}}$$

N_e คือ ความหนาแน่นอิเล็กตรอนของสารประกอบ

N_A คือ เลข Avogadro ($6.022 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$)

p_i คือ ร้อยละน้ำหนักของธาตุ i^{th}

A_i คือ น้ำหนักอะตอมของธาตุ i^{th}

Z_i คือ ค่าเลขอะตอมของธาตุ i^{th}

Z_{eff} คือ ค่าเลขอะตอมของสารประกอบ

A_{eff} คือ น้ำหนักอะตอมของสารประกอบ (สัดส่วนของน้ำหนักโมเลกุลหารด้วยจำนวนอะตอมในสารประกอบ)

มะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ

มะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอคือ มะเร็งที่เกิดขึ้นที่บริเวณทางเดินอาหาร-อากาศส่วนบน (upper aerodigestive tract) ซึ่งได้แก่ ช่องจมูก, ช่องปาก, คอหอย, กล่องเสียง, หลอดลม, ต่อม น้ำลายหลัก, ต่อมไทรอยด์ และต่อมพาราไทรอยด์^{42, 43} โดยจะพบมะเร็งชนิดสความัสเซลล์ (squamous cell carcinoma) มากที่สุดถึงร้อยละ 90 ซึ่งอุบัติการณ์ในทั่วโลกของมะเร็งชนิด สความัสเซลล์นั้นจะพบในเพศชายมากกว่าเพศหญิง¹ ส่วนในประเทศไทยมะเร็งศีรษะและลำคอที่ พบบ่อยมากที่สุดคือมะเร็งชนิดสความัสเซลล์ (squamous cell carcinoma) ที่บริเวณ เยื่อช่องปาก, หลังโพรงจมูก และกล่องเสียง ตามลำดับ ส่วนในเพศหญิงมักจะพบมะเร็งชนิดนี้ที่ บริเวณต่อมไทรอยด์และเยื่อช่องปาก² สาเหตุหลักของการเกิดมะเร็งชนิดนี้คือ การสูบบุหรี่, การ เคี้ยวหมาก, การดื่มแอลกอฮอล์ และการติดเชื้อเอชพีวี (human papillomavirus) โดยเฉพาะอย่างยิ่งเชื้อเอชพีวี-16 และเอชพีวี-18 จะเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดมะเร็งบริเวณต่อมทอนซิล, ฐานลิ้น และคอหอยส่วนบน (oropharynx) ในขณะที่เชื้อเอชพีวี-4 หรือ Epstein-Barr virus จะทำให้เกิด มะเร็งที่บริเวณคอหอยส่วนจมูก (nasopharyngeal carcinoma)¹ อุบัติการณ์การเกิดมะเร็งบริเวณ ศีรษะและลำคอแสดงตามด้านล่างดังนี้:²

- มะเร็งช่องปาก (Oral cavity cancer): จะพบในกลุ่มประชากรอายุมากกว่า 65 ปี
- มะเร็งคอหอยส่วนบน (Oropharyngeal cancer): จะพบในกลุ่มประชากรอายุมากกว่า 45 ปี โดยช่วงที่พบมากที่สุดคือช่วงอายุที่มากกว่า 75 ปี
- มะเร็งคอหอยส่วนจมูก (Nasopharyngeal cancer): จะพบในกลุ่มประชากรอายุ ระหว่าง 55-70 ปี
- มะเร็งกล่องเสียง (Laryngeal cancer): จะพบในกลุ่มประชากรอายุมากกว่า 50 ปี โดย ช่วงที่พบมากที่สุดคือช่วงอายุที่มากกว่า 70 ปี
- มะเร็งคอหอยส่วนล่าง (Hypopharyngeal cancer): จะพบในกลุ่มประชากรอายุ มากกว่า 50 ปี
- มะเร็งต่อมไทรอยด์ (Thyroid cancer): จะพบในกลุ่มประชากรอายุระหว่าง 65-75 ปี

จากข้อมูลอุบัติการณ์ข้างต้นสรุปได้ว่า มะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอจะพบในกลุ่มประชากรช่วงอายุ 45-75 ปี

รังสีรักษา

รังสีรักษาคือ การรักษามะเร็งด้วยการทำปฏิกิริยาของรังสีที่ก่อให้เกิดประจุ (ionized radiation) โดยรังสีรักษาจะมีอยู่ 2 ชนิดแบ่งตามระยะทางจากแหล่งกำเนิดรังสีไปยังมะเร็งคือ การ

ฉายรังสีระยะไกล (teletherapy หรือ external beam radiation therapy หรือ XRT) เป็นการฉายรังสีที่แหล่งกำเนิดรังสีนั้นไกลจากมะเร็งหรือมีการปล่อยรังสีจากด้านนอกของร่างกายโดยใช้พลังงานรังสีที่สูงได้แก่ โฟตอน, โปรตรอน และอนุภาครังสี การฉายรังสีชนิดนี้เป็นที่นิยมในการรักษาผู้ป่วยและมีหลากหลายเทคนิคในการฉายรังสีชนิดนี้เช่น 3D conformal radiotherapy (3DCRT), intensity modulated radiation therapy (IMRT), image-guide radiotherapy (IGRT) และ stereotactic body radiation therapy (SBRT) ส่วนอีกชนิดหนึ่งคือการฉายรังสีระยะใกล้ (brachytherapy หรือ internal radiation หรือ short-distance therapy) เป็นการฉายรังสีที่แหล่งกำเนิดรังสีอยู่ใกล้กับมะเร็งหรืออยู่ในมะเร็งนั้นๆ เหมาะกับการรักษามะเร็งชนิด gynecological, มะเร็งต่อมลูกหมาก และการรักษามะเร็งลำไส้^{3, 44}

รังสีที่ใช้ในการรักษามะเร็งมีอยู่ 2 ชนิดได้แก่ รังสีโฟตอน (รังสีเอกซ์และรังสีแกมมา) ที่มีความนิยมใช้ในรังสีรักษา โดยรังสีเอกซ์จะถูกปล่อยออกมาจาก cathode ray's tubes และ linear accelerators ในขณะที่รังสีแกมมาจะถูกปล่อยออกมาจากธาตุกัมมันตรังสีเช่น cobalt-60, radium and cesium รังสีอีกชนิดหนึ่งคือ อนุภาครังสี (อิเล็กตรอน, โปรตรอน และนิวตรอน) โดยอิเล็กตรอนมักถูกนำมาใช้ในรังสีรักษากับมะเร็งชนิดที่อยู่ในระดับตื้น เพราะอิเล็กตรอนไม่สามารถทะลุเข้าไปสู่นเนื้อเยื่อที่อยู่ในระดับลึกได้³

หลักการการทำงานของรังสีรักษาคือ รังสีรักษาจะเข้าไปทำลายดีเอ็นเอเป็นหลัก เกิดเป็นการแตกของสายดีเอ็นเอ (DNA double-strand break หรือ DNA single-strand break) ส่งผลให้จำนวนเซลล์มะเร็งลดลง โดยจุดประสงค์หลักของรังสีรักษาคือเพื่อทำลายเซลล์มะเร็งให้มากที่สุดและเพิ่มอัตราการอยู่รอดของเซลล์ปกติ ทำให้เนื้อเยื่อปกติถูกทำลายน้อยที่สุด การทำลายดีเอ็นเอจะเกิดผลทางชีวภาพได้ 2 แบบคือ การทำลายดีเอ็นเอและเซลล์มะเร็งโดยตรง และการทำลายดีเอ็นเอโดยอ้อมซึ่งมีการปล่อยอนุมูลอิสระออกมา โดยการทำลายดีเอ็นเอจะส่งผลให้เซลล์เกิดการตายได้หลายรูปแบบเช่น apoptosis, mitotic catastrophe หรือ mitotic cell death, necrosis, senescence และ autophagy.³

โดยปกติการรักษามะเร็งศีรษะและลำคอจะเป็นการใช้วิธีทางศัลยกรรมร่วมกับรังสีรักษาเพื่อกำจัดเซลล์มะเร็ง ซึ่งรังสีรักษานั้นทำให้เกิดผลข้างเคียงของรังสีรักษาต่อเซลล์ปกติได้แก่ การเปลี่ยนแปลงของเซลล์เยื่อช่องปาก, สูญเสียการรับรู้รสชาติ, ภาวะปากแห้งเหตุนี้ทำลายน้อย, การทำงานของต่อมน้ำลายลดลง, ฟันผุ และกระดูกตาย¹⁰

- การเปลี่ยนแปลงของเซลล์เยื่อช่องปาก (Mucocutaneous changes)

ภาวะเยื่อช่องปากอักเสบ (Mucositis) คือผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นหลังได้รับรังสีรักษา เกิดจากการที่เบซิลเซลล์ของเยื่อช่องปากตาย¹⁰ ทำให้เกิดเป็นแผลรอยแดงที่มีอาการเจ็บปวด รู้สึกร้อนแสบไหม้ และมีอาการกลืนลำบาก⁴⁵

- การสูญเสียการรับรสชาติ (Loss of taste)

ผู้ป่วยมีการสูญเสียการรับรสไปบางส่วน (hypogeusia) หรือทั้งหมด (ageusia) ซึ่งมีสาเหตุมาจากตุ่มรับรสโดยเฉพาะ circumvallate และ fungiform papillae นั้นมีความไวต่อรังสีและมีการถูกทำลายไป¹⁰

- ภาวะปากแห้งเหตุให้น้ำลายน้อยและการทำงานของต่อมน้ำลายลดลง (Xerostomia and salivary gland hypofunction)

เมื่อต่อมน้ำลายหลักได้รับรังสีจะเกิดเป็นพังผืด, เสื่อมสภาพ, ต่อมอะซินาร์ฝ่อลง และเซลล์ตาย ทำให้ผู้ป่วยมีน้ำลายที่น้อยลง ชันเหนียว เพราะต่อมอะซินาร์ที่ผลิตน้ำลายใสมมีความไวต่อรังสีมากกว่าต่อมอะซินาร์ที่ผลิตน้ำลายข้น¹⁰

- ฟันผุ (Dental caries)

เมื่อต่อมน้ำลายได้รับรังสี การผลิตของน้ำลายจะมีปริมาณที่ลดลงและมีการเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบของน้ำลายขึ้น ทำให้เป็นสาเหตุของการเกิดฟันผุได้ง่าย โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณตำแหน่งคอฟัน¹⁰

- กระดูกตาย (Osteoradionecrosis)

กระดูกตาย (Osteoradionecrosis หรือ ORN) คือผลข้างเคียงที่สามารถเกิดขึ้นได้หลังได้รับรังสีรักษาบริเวณศีรษะและลำคอ เมื่อกระดูกได้รับรังสีแล้วนั้นจะเกิดการขาดออกซิเจนในเซลล์ (hypoxia), จำนวนเซลล์ลดลง (hypocellular) และปริมาณเลือดที่มาเลี้ยงเซลล์ลดลง (hypovascularization) ทำให้เกิดกระดูกตาย และมีการหายของแผลซ้ำ แต่ผู้ป่วยจะไม่มีอาการแสดงใดๆ ในกรณีที่ร้ายแรงอาจพบหนองไหลออกมาจากเยื่อช่องปากหรือผิวหนัง และพบกระดูกตายเป็นบริเวณกว้างจนอาจทำให้เกิดการแตกหักของกระดูกได้ด้วย^{46, 47} กระบวนการการเกิดกระดูกตายนั้นเกิดจากความไม่สมดุลกันของการทำงานระหว่างเซลล์สร้างกระดูก (osteoblast) และเซลล์ทำลายกระดูก (osteoclast) จำนวนเซลล์กระดูกที่ลดลงนั้นมักจะพบในช่วงแรกของการเปลี่ยนแปลงภายในกระดูก โดยเซลล์สร้างกระดูกจะมีความไวต่อรังสีมากกว่าเซลล์ทำลายกระดูก ส่งผลให้การทำงานของเซลล์สร้างกระดูกลดลงแต่เพิ่มการทำงานของเซลล์ทำลายกระดูกแทน ทำให้เกิดกระดูกตาย^{48, 49} การเกิดกระดูกตายนั้นมักจะพบบ่อยในเพศชายมากกว่าเพศหญิงถึง 3 เท่า⁵⁰ และจะเกิดขึ้นเมื่อกระดูกได้รับปริมาณรังสีที่มากกว่า 6500 cGy ในขากรรไกรล่าง โดยจะเกิดการตายของกระดูกมากถึงร้อยละ 88.1 ในช่วงปีแรกหลังการรักษา^{16, 17} และมักจะพบบ่อยในขากรรไกรล่างมากกว่าขากรรไกรบน เพราะกระดูกขากรรไกรล่างมีปริมาณเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกน้อยกว่าและมีปริมาณกระดูกที่บวมมากกว่า^{10, 16, 51}

ปริมาณรังสีรักษาที่ใช้สำหรับมะเร็งศีรษะและลำคอจะขึ้นกับชนิดและความรุนแรงของมะเร็ง ระยะการลุกลาม และการแพร่กระจายไปที่ต่อมน้ำเหลือง เพื่อให้รังสีมีประสิทธิภาพในการทำลาย เซลล์มะเร็งและเพิ่มอัตราการอยู่รอดของเซลล์ปกติ ทำให้เนื้อเยื่อปกติถูกทำลายน้อยที่สุด จึงมีวิธีการ แบ่งฉายรังสีออกเป็นหลายครั้ง (fractionated radiation)^{5, 8} โดยปริมาณรังสีที่ใช้กับวิธีนี้ในผู้ป่วย มะเร็งศีรษะและลำคคือ วันละครั้งละ 200 cGy โดยฉายรังสี 5 วันต่อสัปดาห์ รวมระยะเวลาทั้งหมด เป็น 5-7 สัปดาห์⁴ เพื่อให้ได้ปริมาณรังสีทั้งหมดเท่ากับ 5000-7000 cGy⁶

แหล่งกำเนิดรังสี

1. เครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60 (Co-60 teletherapy machine)

เครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60 ที่นำมาใช้ในงานรังสีรักษาจะให้พลังงานรังสีแกมมา 1.25 MeV ในขณะที่เครื่องฉายรังสีลิแนคจะให้พลังงานรังสีเอกซ์หรืออิเล็กตรอนออกมาในช่วงกว้าง ข้อดีของ เครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60 คือ มีค่าครึ่งชีวิตของโคบอลต์-60 ที่นาน ค่าใช้จ่ายต่ำ ใช้งานง่ายและดูแล รักษาอย่าง ง่าย ไรก็ตามก็มีข้อเสียคือ ความเสี่ยงของแหล่งกำเนิดรังสีที่เป็นธาตุกัมมันตรังสีและต้องมีการเปลี่ยนธาตุโคบอลต์-60 ทุกๆ 5 ปี^{4, 39, 52}

2. เครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น (ลิแนค) (Linac (linear accelerator))

กลไกของเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น (ลิแนค) ที่ใช้ในงานรังสีรักษาจะมีการปล่อย อิเล็กตรอนอิสระออกมา เมื่ออิเล็กตรอนวิ่งผ่านสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะเกิดการเร่งความเร็วและมีการ เพิ่มพลังงานจลน์ของอิเล็กตรอน อิเล็กตรอนเหล่านี้จะไปกระทบกับลวดโลหะของเครื่องทำให้เกิดการ คายความร้อนและปลดปล่อยรังสีเอกซ์ออกมา⁵³

ปัจจุบันเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น(ลิแนค)จะปล่อยพลังงานออกมาได้หลายค่าเช่น 6, 9, 12, 16, 18, 22 MV โดยเครื่องฉายรังสีลิแนคสามารถปล่อยรังสีเอกซ์ออกมาในช่วงพลังงานต่ำ (4 หรือ 6 MV) หรือสามารถปล่อยพลังงานทั้งรังสีเอกซ์และอิเล็กตรอนพร้อมกันก็ได้ในช่วงพลังงาน แตกต่างกันไป^{4, 39} ซึ่งพลังงานอิเล็กตรอนจะใช้ในงานรังสีรักษากับมะเร็งที่อยู่ในระดับตื้น ต่างจาก พลังงานรังสีเอกซ์ที่จะใช้ในงานรังสีรักษากับมะเร็งที่อยู่ระดับลึก³⁸ กล่าวคือยิ่งถ้ามีพลังงานที่สูงจะยิ่ง ทำให้มีการทำลายเซลล์มะเร็งที่อยู่ระดับลึกได้ดี ดังเช่นเครื่องฉายรังสีลิแนคที่มีค่าพลังงาน 6 MV จะ มีความลึกของรังสีคือ 16 มม. ในขณะที่เครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60 จะมีความลึกรังสีเพียง 5 มม. ซึ่ง การที่มีความลึกรังสีมากจะเหมาะสำหรับรังสีรักษากับมะเร็งที่อยู่ในระดับลึกและทำให้ปริมาณรังสีต่อ ผิวหนัง (skin sparing effect) น้อยลง⁵²

ดังนั้นเครื่องฉายรังสีลิแนคจะมีข้อได้เปรียบกว่าเครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60 ในเรื่องของการความปลอดภัย, ไม่มีความจำเป็นที่จะต้องเปลี่ยนแหล่งกำเนิดรังสี และให้ค่าพลังงานรังสีที่สามารถกำจัดเซลล์มะเร็งในระดับต้นและลึกได้ อย่างไรก็ตามเครื่องฉายรังสีลิแนคมีความซับซ้อนและต้องมีผู้เชี่ยวชาญมาบริการดูแลเครื่อง^{52, 54} สรุปได้ว่าการใช้รังสีรักษากับมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอก็ใช้เครื่องฉายรังสีลิแนคที่ปล่อยพลังงานรังสี 6 MV เพราะจะได้ค่าความลึกรังสีที่เหมาะสมกับการทำลายเซลล์มะเร็งชนิดนี้ที่อยู่ในระดับไม่ลึกจนเกินไป^{28, 55}

แผ่นพลาสติก SOLID WATER

น้ำ ถือเป็นมาตรฐานสำหรับการใช้วัดค่าพลังงานต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นรังสีเอกซ์ รังสีแกมมา รังสีอิเล็กตรอน หรือรังสีนิวเคลียร์ก็ตาม และมีความเทียบเท่ากับความหนาแน่นของเนื้อเยื่อในร่างกาย แต่ด้วยความที่น้ำเป็นของเหลวและเนื่องจากอุปกรณ์วัดรังสีนั้นไม่สามารถสัมผัสกับน้ำได้ การนำแผ่นพลาสติก solid phantom หรือ solid water (ของแข็ง) มาใช้แทน water phantom (ของเหลว) จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการวัดค่าทางรังสีต่างๆเพราะใช้งานง่าย อยู่ในสภาวะที่แห้ง และมีความทนทาน ซึ่งแผ่น solid phantom จะมีคุณสมบัติเทียบเท่ากับน้ำได้แก่ ความหนาแน่น, คุณสมบัติทางรังสี, ความหนาแน่นอิเล็กตรอน, ค่าเลขอะตอม, การดูดกลืนและการกระเจิงของรังสี ดังนั้นจึงมีการนำแผ่นพลาสติกนี้มาใช้ประโยชน์ในงานรังสีวิทยา, รังสีวินิจฉัยและใช้เป็นมาตรฐานของการสอบเทียบกับสิ่งอื่นอีกด้วย วัสดุที่ใช้ทำแผ่นพลาสติก solid water นั้นมีหลายชนิดเช่น polystyrene, อะคริลิก หรือ PMMA (polymethylmethacrylate), lucite, A-150 tissue equivalent plastic, Solid Water (WT1) , Solid Water (RMI-457) และ Plastic Water or Virtual Water ซึ่ง 3 ชนิดสุดท้ายนี้จะทำมาจากวัสดุ epoxy resin-based^{4, 56, 57} สำหรับงานวิจัยนี้จะใช้แผ่นพลาสติก RW3 slab phantom (PTW® the dosimetry company) ซึ่งคือ polystyrene (C₈H₈) ที่ประกอบไปด้วยไทเทเนียมออกไซด์ร้อยละ 2±0.4% โดยน้ำหนัก และมีความหนาแน่นที่ 1.045 กรัม/ซม.^{3 58}

แผ่น BOLUS

แผ่น bolus คือแผ่นวัสดุที่มีความหนาแน่นเทียบเท่ากับเนื้อเยื่อมนุษย์ ใช้เปรียบเสมือนเนื้อเยื่อผู้ป่วย จุดประสงค์ของการใช้แผ่น bolus คือ เพื่อเพิ่ม surface skin dose ที่จะเกิดขึ้น

บริเวณผิวหนัง และเพื่อชดเชยบริเวณพื้นผิวที่ไม่เรียบหรือมีการขาดหายไปของเนื้อเยื่อ ซึ่งแผ่น bolus นี้จะช่วยสร้างระนาบพื้นผิวใหม่ให้มีความเรียบและตั้งฉากกับแนวลำรังสีได้^{4, 38}

การวัดปริมาณรังสี

1. Radiographic film

Radiographic x-ray film ทำมาจากแผ่นพลาสติกบางที่เคลือบด้วยสารไวต่อรังสี ใช้สำหรับการวัดปริมาณรังสีในงานรังสีวินิจฉัย, รังสีรักษา และรังสีป้องกัน⁴ แต่ข้อเสียของ radiographic x-ray film คือ มีความไวต่อแสงในห้องและต้องเข้ากระบวนการทางเคมีเพื่อล้างฟิล์ม⁵⁹

2. Radiochromic film

Radiochromic film คืออุปกรณ์วัดปริมาณรังสีในรูปแบบของฟิล์มที่ไม่มีสีและสามารถเปลี่ยนไปเป็นสีฟ้า แดง หรือเขียวได้เมื่อโดนรังสี ใช้กระบวนการทางเคมีเพื่อล้างฟิล์ม ภาพที่ได้จะมาจาก dye-forming หรือกระบวนการ polymerization ที่ไม่ใช้น้ำยา developer หรือ fixer ข้อดีของ radiochromic film ที่มีมากกว่า radiographic film คือ ใช้งานง่าย, ไม่ต้องล้างฟิล์มภายในห้องมืด, มีความไวต่อแสงในห้องต่ำ และเหมาะสำหรับใช้วัดปริมาณรังสีที่มีขนาดสูง^{4, 59}

3. Ionization chamber

Ionization chamber คือ อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่มีก๊าซบรรจุอยู่ภายใน มีความแม่นยำสูง⁴ โดยพบว่าเกิดความผิดพลาดในการวัดปริมาณรังสีน้อยกว่าร้อยละ 0.1¹³ อย่างไรก็ตามอุปกรณ์นี้มีข้อเสียเช่นกันคือ เป็นอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่มีขนาดใหญ่ ไม่สามารถนำมาใช้วัดปริมาณรังสีกับวัตถุขนาดเล็กได้เช่น ขากรรไกรที่มีลักษณะโค้ง²² และการรบกวนของปริมาณรังสี (dose perturbation) ใน ionization chamber จะพบได้สูงกว่าอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีชนิดฟิล์ม³⁷

4. Thermoluminescent dosimeter (TLD)

Thermoluminescent dosimeter (TLD) หรือ ทีแอลดี คืออุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่มีขนาดเล็กประมาณ 3x3x1 มม.³ ใช้สำหรับวัดปริมาณรังสีในผู้ป่วยที่ต้องได้รับรังสีรักษาเช่น การวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากรากเทียมขณะได้รับรังสีรักษา²² นอกจากนี้ทีแอลดียังถูกนำมาใช้ในผู้ป่วยเพื่อควบคุมปริมาณรังสีในบางกรณีเช่น การให้รังสีกับอวัยวะสำคัญ, การฉายรังสีครอบคลุมผู้ป่วยทั้งตัว (TBI หรือ total body irradiation) และการรักษารังสีระยะใกล้ (brachytherapy) ทีแอลดีคือ ผลึกคริสตัลที่จะเปลี่ยนรูปร่างเมื่อได้รับรังสี ทำมาจากวัสดุ LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P และ Li₂B₄O₇:Mn และมีหลากหลายรูปแบบเช่น ผง, แผ่น หรือแท่ง เป็นต้น⁴ หลักการของทีแอลดีคือ เมื่อทีแอลดีได้รับรังสี

อิเล็กตรอนจะถูกกระตุ้นจากชั้น valence ไปยังชั้น conduction เหลือเป็นช่องว่างที่ชั้น valence อิเล็กตรอนและช่องว่างนี้จะถูกตรึงอยู่ที่ชั้นระหว่าง conduction และ valence เมื่อมีการให้ความร้อนเข้าไป อิเล็กตรอนเหล่านี้จะถูกกระตุ้นไปยังชั้น conduction และจะปล่อยพลังงานออกมาในรูปของแสงเมื่ออิเล็กตรอนเหล่านี้ตกลงมาอยู่ที่ชั้น valence เหมือนเดิม⁶⁰ ข้อดีของทีแอลดีคือ มีความไวต่อรังสีสูง, มีเสถียรภาพดี, มีความแม่นยำและถูกต้อง โดยเฉพาะอย่างยิ่งมีขนาดเล็ก จึงสามารถนำไปติดอยู่ที่ตัวผู้ป่วยเพื่อใช้วัดปริมาณรังสีได้อย่างสะดวกสบายและไม่รบกวนต่อการเคลื่อนไหวต่างๆของผู้ป่วย⁶¹ อย่างไรก็ตามเมื่ออยู่ที่อุณหภูมิห้องสัญญาณของทีแอลดีจะหายไปได้ สาเหตุเพราะมีการสูญเสียของอิเล็กตรอนที่มีพลังงานต่ำ⁶²

5. Optically Stimulated Luminescence or OSL

Optically Stimulated Luminescence หรือ OSL หรือ โอเอสแอล คืออุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่ทำมาจาก carbon-doped aluminum oxide ($Al_2O_3:C$)⁶² หลักการของโอเอสแอลจะคล้ายกับทีแอลดี แต่ต่างกันที่โอเอสแอลจะเป็นกระบวนการที่ใช้แสงแทนความร้อนที่เป็นตัวกระตุ้นในการเกิดปฏิกิริยา เรียกหลักการนี้ว่า photoconductivity ข้อดีของโอเอสแอลคือ มีความไวต่อรังสีสูง, มีความแม่นยำสำหรับการวัดปริมาณรังสีที่มีขนาด 0.1-200 Gy, ใช้งานง่าย, มีขนาดเล็ก และใช้เทคนิคการวัดที่สามารถลบสัญญาณรังสีแล้วนำกลับมาใช้ใหม่ได้⁶³⁻⁶⁵

เครื่องฉายรังสีลิแนคและแผ่นวัดรังสีโอเอสแอลถูกนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ เพราะเครื่องฉายรังสีลิแนคมีความนิยมใช้ในงานรังสีรักษาโดยเฉพาะอย่างยิ่งรังสีรักษาของมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ ส่วนแผ่นวัดรังสีโอเอสแอลนั้นมีขนาดเล็ก กะทัดรัด มีความแม่นยำและมีความไวต่อรังสีสูง จึงถูกนำมาใช้เป็นอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีในงานวิจัยนี้

CHULALONGKORN UNIVERSITY

วัสดุทางทันตกรรม

1. โลหะผสมทอง

ทอง คือ โลหะมีตระกูลที่มีความหนาแน่น 19.32 กรัม/ซม.³ และมีคุณสมบัติความต้านทานต่อการกัดกร่อน ง่ายต่อการนำมาผสมกับโลหะชนิดอื่นๆเช่น copper, silver, nickel, palladium, zinc เพื่อทำเป็นโลหะอัลลอย ทำให้คุณสมบัติเชิงกลดีขึ้น เพิ่มค่าความแข็งแรงและความแข็งแรงของวัสดุ เนื่องจากทองบริสุทธิ์นั้นจะมีความนิ่มและมีความแข็งแรงที่ต่ำ ตัวอย่างเช่นการใส่แพลาเดียมเข้าไปในทองจะเป็นการเพิ่มจุดหลอมเหลวและโมดูลัสความยืดหยุ่น เป็นต้น American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA, 1997) ได้แบ่งชนิดของโลหะ

ผสมทองออกเป็น 4 ชนิดตามปริมาณทองที่ผสมอยู่ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 1 ซึ่งจะประกอบไปด้วยปริมาณทองสูงที่สุด เหมาะกับการใช้งานอินเลย์อย่างง่าย, โลหะผสมทองชนิดที่ 2 เหมาะกับการใช้งานอินเลย์และออนเลย์อย่างยาก, โลหะผสมทองชนิดที่ 3 เหมาะกับการใช้งานครอบฟันและสะพานฟันขนาดสั้น และโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ซึ่งมีปริมาณทองน้อยที่สุด เหมาะกับการใช้งานสะพานฟันขนาดยาวและโครงโลหะหรือตะขอในงานฟันปลอมถอดได้บางส่วน⁶⁶⁻⁷⁰

ส่วนประกอบของโลหะผสมทอง⁶⁹

ชนิด	ส่วนประกอบ (ร้อยละโดยน้ำหนัก)					
	Au	Ag	Cu	Pd	Pt	Zn
I	80.2 - 95.8	2.4 - 12.0	1.6 - 6.2	0 - 3.6	0 - 1.0	0 - 1.2
II	73.0 - 83.0	6.9 - 14.5	5.8 - 10.5	0 - 5.6	0 - 4.2	0 - 1.4
III	71.0 - 79.8	5.2 - 13.4	7.1 - 12.6	0 - 6.5	0 - 7.5	0 - 2.0
IV	62.4 - 71.9	8.0 - 17.4	8.6 - 15.4	0 - 10.1	0.2 - 8.2	0 - 2.7

ส่วนประกอบของ high noble alloys และ noble alloys สำหรับวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ⁶⁶

ชนิดอัลลอย	ส่วนประกอบของธาตุ (ร้อยละโดยน้ำหนัก)							
	สี	Au	Pd	Ag	Cu	Pt	ln	Balance*
1	เหลือง	83	0.5	10	6	-	-	Zn; Ir
2	เหลือง	82	-	-	-	18	-	Ir
	เหลือง	77	1	13	8.5	-	-	Zn; Ir
3	เหลือง	74.5	3.5	11	10.5	-	-	Zn; Ir
	เหลือง	50	4	35	10	-	-	Zn; Ir
	เหลือง	2	34.9	30	-	-	30	Zn:3; Ir
	ขาว	-	25	71.5	-	-	2.5	Zn; Ru
4	เหลือง	60	4	20.5	15	-	-	Zn; Ir
	เหลือง	50	3	26	11.5	-	3	Zn:1; Ir
	เหลืองอ่อน	20	20	36	-	-	18	Zn:6; Ir
	ขาว	4	30.3	45.7	18.5	-	-	Zn:1.5; Ir

*ธาตุที่ไม่แสดงตัวเลขในตารางหมายถึง มีค่าร้อยละโดยน้ำหนักที่น้อยกว่าร้อยละ 1

Maxigold® (Ivoclar Vivadent) ที่ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยชิ้นนี้คือโลหะผสมทองชนิดที่4 (gold alloy type IV) และ high-noble metal alloy ที่มีความหนาแน่น 13.9 กรัม/ซม.³ ส่วนประกอบของ Maxigold® จะประกอบไปด้วย 59.5% Au, 26.3% Ag, 8.5% Cu, 2.7% Pd, 2.7% Zn, <1% In และ <1% Ir เหมาะสำหรับใช้ในงาน inlays, onlays, ¾ crowns, crowns, telescopic crowns, bridges, wide-span bridges, cast posts/cores, bars, attachments, implant-supported superstructures, partial dentures⁷¹

2. แพลลาเดียมอัลลอย

แพลลาเดียมคือ โลหะมีตระกูลที่มีความหนาแน่น 12.02 กรัม/ซม.³ เมื่อถูกนำมาใช้ในงานทันตกรรมจะอยู่ในรูปของแพลลาเดียมอัลลอยที่ประกอบไปด้วยส่วนผสมของ gold, silver, copper, cobalt, tin, indium, หรือ gallium โดยถ้าอัตราส่วนของแพลลาเดียมมีมากกว่าร้อยละ10 จะทำให้อัลลอยชนิดนี้มีลักษณะเป็นสีขาว แพลลาเดียมอัลลอยจะแบ่งออกเป็น 2 ชนิดได้แก่ palladium-silver alloys (palladium-based alloys) ซึ่งจะประกอบด้วยแพลลาเดียมร้อยละ 50-60 และเงินร้อยละ 30-40 และ silver-palladium alloys (silver-based alloys) ซึ่งคือ noble metal alloys จะประกอบไปด้วยเงินร้อยละ 60-70 และแพลลาเดียมร้อยละ 30 นอกจากนี้ยังมี copper-free silver-palladium alloys ซึ่งจะมีคุณสมบัติทางกายภาพคล้ายกับโลหะผสมทองชนิดที่3 แต่ถ้าอัลลอยชนิดนี้มีส่วนผสมของทองแดงมากกว่าร้อยละ15 จะทำให้มีคุณสมบัติคล้ายกับโลหะผสมทองชนิดที่4 ข้อเสียของ silver-palladium alloys ทั้งชนิดที่มีและไม่มีส่วนผสมของทองแดงคือ การเกิดทาร์นิชและการกัดกร่อน^{66, 67, 72}

ส่วนประกอบของ noble dental casting alloys โดยร้อยละน้ำหนักโมเลกุลต่อน้ำหนักอะตอม (wt%/at%) ⁶⁷

ชนิดอัลลอย	Ag	Au	Cu	Pd	Pt	Zn	Other
High-noble							
Au-Ag-Pt	11.5/19.3	78.1/71.4	-	-	9.9/9.2	-	Ir (trace)
Au-Cu-Ag-Pd-I	10.0/13.6	76.0/56.5	10.5/24.2	2.4/3.4	0.1/0.1	1.0/2.0	Ru (trace)
Au-Cu-Ag-Pd-II	25.0/30.0	56.0/36.6	11.8/23.9	5.0/6.1	0.4/0.3	1.7/3.4	Ir (trace)
Noble							
Au-Cu-Ag-Pd-III	47.0/53.3	40.0/24.8	7.5/14.4	4.0/4.7	-	1.5/2.8	Ir (trace)
Au-Ag-Pd-In	38.7/36.1	20.0/10.3	-	21.0/33.3	-	3.8/5.8	In 16.5

Pd-Cu-Ga	-	2.0/1.0	10.0/15.8	77.0/73.1	-	-	Ga 7.0/10.1
Ag-Pd	70.0/69.0	-	-	25.0/25.0	-	2.0/3.3	In 3/2.3

at% = atomic percentage, wt% = weight percentage

Elektra® (Ivoclar Vivadent) ที่ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยนี้เป็น noble metal alloy และ silver-palladium-based dental casting alloy มีความหนาแน่น 10.4 กรัม/ซม.³ และประกอบไปด้วย ส่วนผสมของ 58.3% Ag, 25% Pd, 14.7% Cu, 2% In, <1% Ru, <1% Re และ <1% Li ซึ่งเหมาะสำหรับใช้ในงาน inlays, onlays, ¾ crowns, crowns, telescopic crowns, bridges, wide-span bridges, cast posts/cores, bars, attachments, implant-supported superstructures, partial dentures⁷³

3. ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4)

ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์หรือไทเทเนียมที่ไม่ใช่อัลลอย จะประกอบไปด้วยธาตุคาร์บอน, ออกซิเจน, ไนโตรเจน และ เหล็ก ซึ่งไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์จะแบ่งออกเป็น 4 ระดับตาม ปริมาณออกซิเจนในโลหะ โดยไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 1) จะมีปริมาณออกซิเจนน้อย ที่สุดคิดเป็นร้อยละ 0.18 ในขณะที่ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) จะมีปริมาณออกซิเจน มากที่สุดคิดเป็นร้อยละ 0.4 ในงานทันตกรรมรากเทียมจะนิยมใช้ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) เพราะมีความแข็งที่มากกว่าระดับอื่นๆ^{74, 75}

ในงานวิจัยนี้ใช้ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) (Signer titanium®) ซึ่งประกอบไปด้วย 98.96% Ti, 0.50% Fe, 0.40% O, 0.08% C, 0.05% N และ 0.015% H⁷⁶

4. ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาผนึก

ปัจจุบันเทคโนโลยีทางทันตกรรมในการสร้างชิ้นงานในช่องปากด้วยการใช้ระบบ CAD (computer-aided design) และ CAM (computer-aided manufacturing) เริ่มมีความนิยมมากขึ้น ระบบ CAD/CAM นี้จะประกอบไปด้วย 3 ขั้นตอนใหญ่ๆคือ การสแกนหรือการเก็บข้อมูลในช่องปาก, การสร้างภาพและการออกแบบในคอมพิวเตอร์ (CAD) และการผลิตชิ้นงานออกมา (CAM) โดยจะแบ่งการผลิตชิ้นงานออกเป็น 2 วิธีคือ subtractive manufacturing (SM) และ additive manufacturing (AM) ซึ่งวิธี subtractive manufacturing นี้คือกระบวนการที่วัสดุจากก้อน fixed-sized solidified block ถูกนำออกไปหรือตัดออกไปด้วยวิธีการกลึงเพื่อให้ได้รูปร่างที่ต้องการ เช่น prosthetic abutment ในงานรากเทียม (stock abutment และ computer-milled solid

abutment) ข้อเสียของวิธีนี้คือ ความยากในการกลึงรูปร่างโดยเฉพาะอย่างยิ่งในบริเวณที่ต้องการความคอดนั้นจะไม่สามารถกลึงได้ และวิธีนี้มีการใช้วัสดุที่ค่อนข้างสิ้นเปลืองในการผลิตชิ้นงานออกมา อีกทั้งยังไม่สามารถนำวัสดุกลับมาใช้ใหม่ได้ ทำให้เกิดการทำลายสิ่งแวดล้อม⁷⁷⁻⁷⁹ ส่วนอีกวิธีหนึ่งที่เริ่มมีการใช้ในปัจจุบันมากขึ้นคือ วิธี additive manufacturing หรือ rapid prototyping หรือ 3D printing วิธีนี้จะใช้วิธีการผลิตชิ้นงานออกมาเฉพาะส่วนที่ต้องการเท่านั้น ทำให้เป็นการลดการสิ้นเปลืองการใช้วัสดุในการผลิต และวิธีนี้สามารถผลิตชิ้นงานที่มีลักษณะซับซ้อนหรือมีความคอดได้อีกด้วย โดยจะใช้กระบวนการของแสงเลเซอร์โฟกัสจุดที่ต้องการสร้างเป็นชิ้นงานซึ่งจะใช้แสงเลเซอร์ค่อยๆสร้างชิ้นงานทีละชั้น เรียกกระบวนการนี้ว่าการใช้เลเซอร์เผาผนึก (laser sintering) ซึ่งวิธี additive manufacturing นี้จะแบ่งออกเป็นอีกหลายเทคนิคเช่น selective laser sintering (SLS), direct laser metal sintering (DLMS) หรือ selective laser melting (SLM), electron beam melting (EBM), fused deposition modelling, stereolithography และ laser engineer net shaping⁷⁷⁻⁸¹ ในการทบทวนวรรณกรรมนี้จะขอกว่าเฉพาะเทคนิค selective laser sintering (SLS) และ direct laser metal sintering (DLMS) หรือ selective laser melting (SLM) เท่านั้น

Selective laser sintering (SLS) คือ เทคนิคการผลิตชิ้นงานที่ใช้วิธีการเติมผงโลหะที่มีการเผาผนึกและหลอมด้วยแสงเลเซอร์ทีละชั้นจนได้เป็นรูปร่างชิ้นงานขึ้นมา โลหะที่ใช้ในการขึ้นรูปเป็นได้ทั้งไทเทเนียม, โคบอลต์โครเมียม และนิกเกิลอัลลอย ส่วนแสงเลเซอร์ที่ใช้กับเทคนิคนี้มีหลายชนิดได้แก่ CO₂ laser, lamp หรือ diode pumped Nd:YAG laser และ disk หรือ fiber laser นอกจากนี้เทคนิคนี้สามารถใช้ได้กับการรวมกันระหว่างผงโลหะและโพลีเมอร์ หรือการรวมกันระหว่างโลหะ 2 ชนิดซึ่งประกอบไปด้วยโลหะที่มีจุดหลอมเหลวสูงทำหน้าที่เป็น structural powder และโลหะอีกชนิดที่มีจุดหลอมเหลวต่ำซึ่งทำหน้าที่เป็น binder อย่างไรก็ตามเนื่องจากเทคนิคนี้มีการเผาผนึกและหลอมด้วยแสงเลเซอร์เป็นระยะเวลาสั้น ทำให้มีปริมาณรูพรุนเกิดขึ้นมาก ดังนั้นการเผาผนึกด้วยแสงเลเซอร์ของเทคนิคนี้จึงต้องได้รับความร้อนหลังการขึ้นรูปไปแล้วเพื่อเป็นการเพิ่มความหนาแน่นของชิ้นงาน^{79, 80, 82, 83}

Direct laser metal sintering (DLMS) หรือ selective laser melting (SLM) หรือ direct laser metal forming (DLMF) คือเทคนิคที่ใช้แสงเลเซอร์ความเข้มสูง (CO₂ laser) เผาผนึกกับผงโลหะบนแท่น substrate plate หรือ metal powder bed ในตู้ที่บรรจุด้วยก๊าซเฉื่อยเช่น ไนโตรเจน หรืออาร์กอน เพื่อเป็นการลดระดับออกซิเจนให้ต่ำกว่าร้อยละ 0.1 ทำให้ป้องกันการเกิด oxidation ที่จะเกิดขึ้นกับโลหะเหล่านี้ได้ โดยชิ้นงานที่ได้จากเทคนิคนี้ไม่ค่อยมีรูพรุน มีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น และได้ความหนาแน่นของชิ้นงานร้อยละ 99.9 ทำให้เทคนิคนี้ไม่มีความจำเป็นที่จะต้องมีการให้ความร้อนกับชิ้นงานหลังขึ้นรูปไปแล้วเหมือนกับในเทคนิค selective laser sintering (SLS) ดังนั้นเทคนิค

SLM นี้มีข้อดีที่ดีกว่าเทคนิคอื่น ๆ คือ ชิ้นงานที่ได้มีคุณภาพ, ขบวนการผลิตชิ้นงานใช้เวลาสั้น และมีความน่าเชื่อถือ^{80, 84-87}

ไทเทเนียมอัลลอย

ไทเทเนียมอัลลอยประกอบไปด้วยส่วนผสมของธาตุ Ag, Al, Ar, Cu, Fe, Ur, Va และ Zn ที่ผสมกับไทเทเนียมบริสุทธิ์ โดยปกติจะประกอบไปด้วย 3 รูปแบบคือ แอลฟา (α), เบต้า (β) และ แอลฟา-เบต้า (α - β) โดยแอลฟา (α) คือโครงสร้างของผลึกโครงร่างในรูปของ hexagonal close-packed ส่วนเบต้า (β) จะเป็นโครงสร้างในลักษณะของ body-centered cubic และแอลฟา-เบต้าจะเป็นรูปแบบที่นิยมใช้ในงานรอกเทียม การเปลี่ยนแปลงรูปแบบจากแอลฟาไปสู่เบต้าจะเกิดขึ้นที่อุณหภูมิ 882 °C เรียกกระบวนการนี้ว่ากระบวนการ allotropic transformation ในงานรอกเทียมนั้นจะนิยมใช้ไทเทเนียมอัลลอยชนิด Ti-6Al-4V (6% aluminium และ 4% vanadium) ซึ่งมีความแข็งแรง มีความหนาแน่นต่ำ และทนต่อการกัดกร่อนและการเกิดความล้า โดยอะลูมิเนียมจะเป็นตัวทำให้รูปแบบของแอลฟา-เบต้ามีความเสถียร เพิ่มความแข็งแรง และทำให้ความหนาแน่นของอัลลอยต่ำลง ส่วนแวนเนเดียมจะทำให้รูปแบบของเบต้ามีความเสถียร ป้องกันการกัดกร่อนได้^{74, 75, 88}

ในงานวิจัยชิ้นนี้ใช้ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกคือ Ti64 ELI-A LMF (Trumpf®) ซึ่งเป็น Ti-6Al-4V ที่มีส่วนผสมของ 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 แต่ด้วยความที่ไทเทเนียมอัลลอยชนิดนี้เป็น Extra Low Interstitials (the suffix "ELI") ของปริมาณออกซิเจน, คาร์บอน, ไนโตรเจน และ เหล็กที่ต่ำ ทำให้มีการปรับปรุงคุณสมบัติความเปราะและความต้านทานต่อการแตกหักดีขึ้น ไทเทเนียมอัลลอยชนิดนี้ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกจากกระบวนการ laser sintering ชนิด SLS process ที่จะใช้ผงไทเทเนียมร่วมกับก๊าซเฉื่อยในการผลิตชิ้นงานออกมา คุณสมบัติที่โดดเด่นของไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกคือ มีความแข็งแรงสูง, ทนต่อการกัดกร่อนดี และมีความเข้ากันกับเนื้อเยื่อ⁸⁹

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ตัวอย่างชิ้นงานวิจัย

วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนัก

การกำหนดขนาดตัวอย่าง

งานวิจัยนี้ทำขึ้นมาเพื่อศึกษาและสำรวจปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เฟาพนัก ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (type-I error, $\alpha = 0.05$ and type-II error, $\beta = 0.10$).

ขนาดตัวอย่าง (Sample size) ถูกคำนวณด้วยสูตรด้านล่างดังนี้

$$n = \frac{(Z_{1-\alpha/2} + Z_{1-\beta})^2 \sigma^2}{\Delta^2}$$

Δ = ค่าความแตกต่างระหว่าง 2 กลุ่ม (กลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม)

σ = ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

การศึกษานำร่องของงานวิจัยชิ้นนี้ที่เปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด พบว่าค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานสำหรับโลหะผสมทองชนิดที่ 4 คือ 240 ± 18.38 cGy และสำหรับขณะที่ไม่มีวัสดุโลหะผสมใดๆอยู่เลยคือ 200.5 ± 2.12 cGy เมื่อแทนค่าในสูตรข้างต้นจะได้ดังนี้

$$n = \frac{(Z_{1-0.05/2} + Z_{1-0.1})^2 (18.38)^2}{(240 - 200.5)^2}$$

$$n = \frac{(Z_{0.975} + Z_{0.90})^2 (18.38)^2}{(39.5)^2}$$

$$n = \frac{(1.96 + 1.282)^2 (18.38)^2}{(39.5)^2}$$

$$n = 2.27$$

พบว่าขนาดตัวอย่าง (sample size) ที่คำนวณได้จากสูตรการหาขนาดตัวอย่างคือ 2.27

จากการศึกษาเบื้องต้นเกี่ยวกับการกระเจิงของรังสีจากรากเทียมพบว่า มีบางการศึกษาใช้จำนวนชิ้นงาน 5 ชิ้น หรือ 1 ชิ้นต่อกลุ่มชนิดวัสดุ โดยการศึกษาเหล่านี้จะทำการวัดปริมาณรังสีทั้งหมด 3 ครั้ง^{13, 15, 21, 24} และมีการศึกษาหนึ่งที่ใช้จำนวนชิ้นงาน 5 ชิ้นต่อกลุ่ม และทำการวัดปริมาณรังสีทั้งหมด 5 ครั้ง²² ดังนั้นจากสูตรคำนวณการหาขนาดตัวอย่างและงานวิจัยในอดีตจึงสรุปได้ว่าขนาดตัวอย่างที่เหมาะสมกับงานวิจัยนี้คือ 2.27 และเพื่อให้ผลออกมามีความถูกต้องและแม่นยำสูงสุด ผู้วิจัยจึงเลือกใช้จำนวนชิ้นงาน 5 ชิ้นต่อกลุ่มและทำการวัดปริมาณรังสีทั้งหมด 2 ครั้ง สำหรับการทดลองในครั้งนี้

อุปกรณ์การวิจัย

การเลือกชิ้นงานตัวอย่าง: วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะทั้ง 4 ชนิดมีส่วนประกอบดังนี้ (ตารางที่ 1)

1. โลหะผสมทองชนิดที่ 4 (Gold alloy Type IV): Maxigold® (Ivoclar Vivadent) (59.5% Au, 26.3% Ag, 8.5% Cu, 2.7% Pd, 2.7% Zn, <1% In and <1% Ir)⁷¹
2. แพลลาเดียมอัลลอย (Palladium alloy): Elektra® (Ivoclar Vivadent) (58.3% Ag, 25% Pd, 14.7% Cu, 2% In, <1% Ru, <1% Re and <1% Li)⁷³
3. ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) (Commercially pure titanium (grade 4): Signer titanium® (98.96% Ti, 0.50% Fe, 0.40% O, 0.08% C, 0.05% N, 0.015% H)⁷⁶
4. ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก (Titanium alloy (laser sintering)): Trumpf® (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)⁸⁹

ตารางที่ 1: ส่วนประกอบของวัสดุทางทันตกรรม

วัสดุทางทันตกรรม	หมายเลขชุดการผลิต	ส่วนประกอบ	ความหนาแน่น (g/cm ³)	ค่าเลขอะตอม (Z _{eff})	ความหนาแน่นอิเล็กตรอน (10 ²³ electron per)
Gold alloy Type IV (Maxigold [®] , Ivoclar Vivadent) ⁷¹	36653	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 [®] , Ivoclar Vivadent) ⁷³	41625	58.3% Ag, 25% Pd, 14.7% Cu, 2% In, <1% Ru, <1% Re and <1% Li	10.40	44.92	2.67
Commercially pure titanium (Grade 4) (Signer titanium [®]) ⁷⁶	W16013	98.96% Ti, 0.50% Fe, 0.40% O, 0.08% C, 0.05% N, 0.015% H	4.51	21.98	3.08
Titanium alloy (laser sintering) (Trumpf [®]) ⁸⁹	17-E361/15-45	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_{eff})^{40, 41} : $Z_{eff} = \sqrt[2.94]{\alpha_1 Z_1^{2.94} + \alpha_2 Z_2^{2.94} + \dots + \alpha_n Z_n^{2.94}}$

Z_{eff} คือค่าเลขอะตอมของสารประกอบ

α_n คือสัดส่วนของปริมาณอิเล็กตรอนของแต่ละธาตุ (Z_n)

Z_n ค่าเลขอะตอมของแต่ละธาตุ

**ความหนาแน่นอิเล็กตรอน^{40, 41} : $N_e = N_A Z_{eff} / A_{eff}$

N_e คือความหนาแน่นอิเล็กตรอนของสารประกอบ

N_A คือ เลขอะโวกาโด (Avogadro's number) (6.022x10²³ mol⁻¹)

Z_{eff} คือค่าเลขอะตอมของสารประกอบ

A_{eff} คือน้ำหนักอะตอมของสารประกอบ (สัดส่วนของน้ำหนักโมเลกุลหารด้วยจำนวนอะตอมในสารประกอบ)

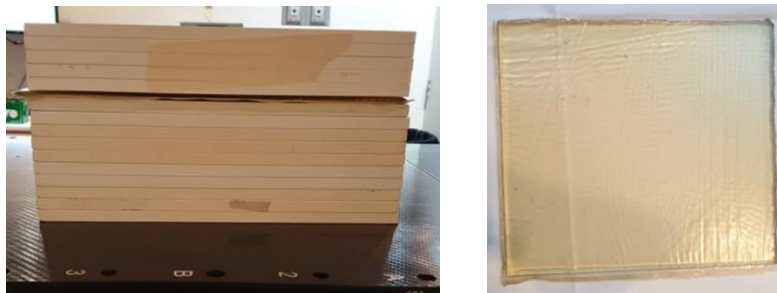
การเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง:

- เครื่องขัดผิว: Minitch 233 (Presi, France)
- เครื่อง 3D printing (laser sintering): TruPrint[®] 5000 (Trumpf)

การตั้งค่าเครื่องฉายรังสีและโมเดลการทดลอง:

- เครื่องกำเนิดรังสี (ลิแนค): Elekta Synergy[®] ที่ศูนย์ Horizon Regional Cancer Center แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์

- แผ่นพลาสติก solid water (30x30x1 ซม.³): RW3 slab phantom (PTW[®] the dosimetry company) (รูปที่ 1)
- แผ่น bolus (30x30x0.3 ซม.³): Bolx I Gel Bolus (Aquaplast/Q-Fix Systems[®]) (รูปที่ 1)



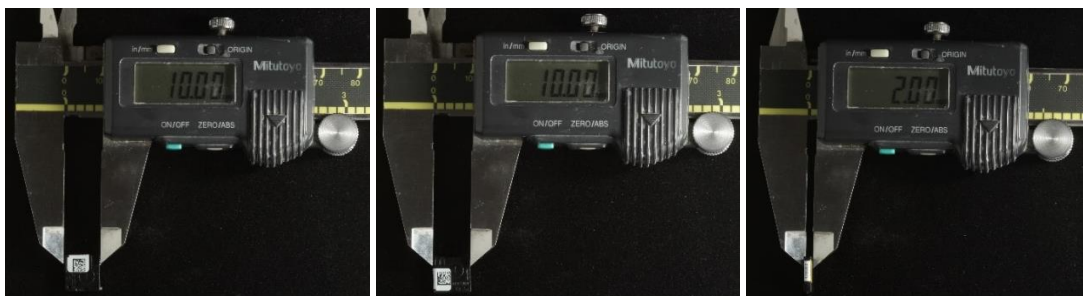
รูปที่ 1: แผ่นพลาสติก solid water (ซ้าย), แผ่น bolus (ขวา)

การเก็บข้อมูลและการแปลผล:

- แผ่นวัดปริมาณรังสี: Optically Stimulated Luminescence (OSL) (10x10x2 มม.³) (nanoDot, Landauer[®]) (รูปที่ 2-3)
- เครื่อง OSL reader: MicroStar (Landauer[®]) (รูปที่ 4)



รูปที่ 2: แผ่นวัดรังสีโอเอสแอล



รูปที่ 3: ขนาดของแผ่นวัดรังสีโอเอสแอล 10x10x2 มม.³



รูปที่ 4: เครื่อง OSL reader (MicroStar, Landauer®) สำหรับอ่านค่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลโดยจะได้ค่าปริมาณรังสีออกมาในหน่วย cGy

วิธีการวิจัย

- การเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง:

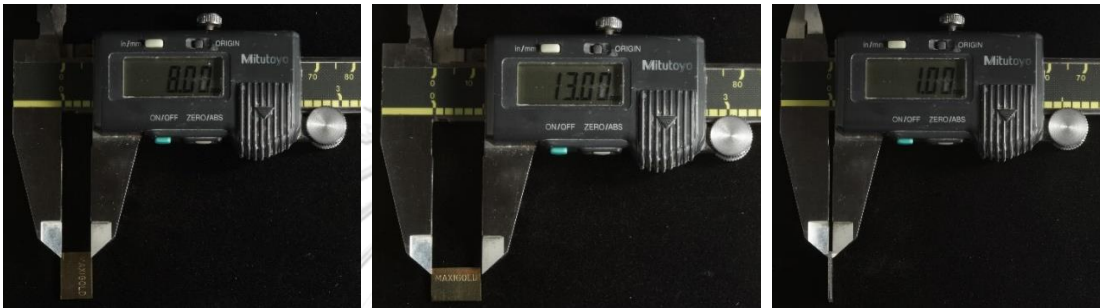
วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด (โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก) ที่มีส่วนประกอบของวัสดุทางทันตกรรมที่แตกต่างกันดังจะแสดงอยู่ในตารางที่ 1 และมีขนาดของชิ้นงาน 8x13x1 มม.³ (รูปที่ 5-6) ถูกผลิตมาจากวิธีทางห้องปฏิบัติการที่แตกต่างกันดังนี้

- โลหะผสมทองชนิดที่ 4 (Gold alloy type IV-Maxigold® (Ivoclar Vivadent)) และแพลลาเดียมอัลลอย (Palladium alloy-Elektra® (Ivoclar Vivadent)) จากบริษัท Ivoclar Vivadent
- ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) (Commercially pure titanium (grade 4)) (Signer titanium®) จะถูกตัดชิ้นงานออกมาด้วย low speed cutting diamond disc
- ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก (Titanium alloy (laser sintering) (Trumpf®)) ถูกผลิตชิ้นงานด้วยเครื่อง laser sintering machine (TruPrint® 5000, Trumpf®)

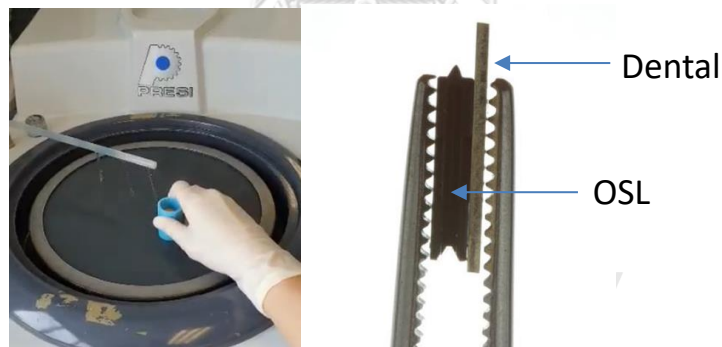
วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะของแต่ละกลุ่มจะประกอบด้วยชิ้นงานจำนวน 5 ชิ้น ซึ่งชิ้นงานทุกชิ้นต้องทำให้มีพื้นผิวที่เรียบแบบไม่มีแสงส่องผ่านได้โดยการขัดผิวให้เรียบด้วยเครื่องขัดผิว (Minitech 233 (Presi, France)) (รูปที่ 7)



รูปที่ 5: วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด ขนาดของชิ้นงาน 8x13x1 มม.³ (เรียงลำดับจากซ้ายไปขวา: โลหะผสมทอง, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และ ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก)



รูปที่ 6: ขนาดของชิ้นงานวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 8x13x1 มม.³



รูปที่ 7: แสดงการตัดชิ้นงานวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะด้วยเครื่องตัดผิว (Minitech 233 (Presi, France)) (ซ้าย), ชิ้นงานทุกชิ้นต้องทำให้มีพื้นผิวที่เรียบแบบไม่มีแสงส่องผ่านได้ (ขวา)

- การตั้งค่าเครื่องฉายรังสีและโมเดลการทดลอง:

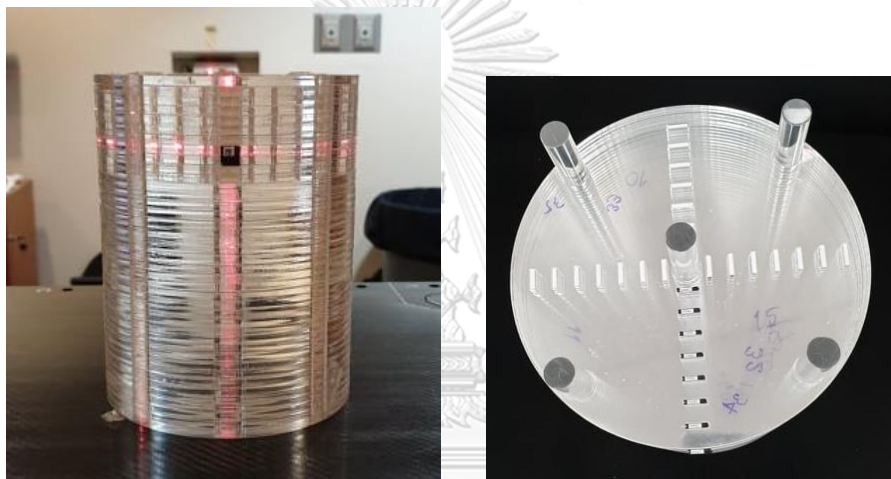
ทำการตั้งค่าเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น (ลิแนค) (Elekta Synergy®) ณ ศูนย์ Horizon center แผนกรังสีวิทยา โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ โดยเครื่องฉายรังสีลิแนคนี้จะให้พลังงานรังสีที่ 6 MV, พื้นที่ฉายรังสี (field size) 10x10 ซม.², ความลึกของปริมาณรังสี (depth dose) 5 ซม., ระยะทางจากเครื่องฉายรังสีถึงพื้นผิว (source-to-surface distance or SSD) 95 ซม. และปล่อย

รังสีครั้งละขนาด 200 cGy ในแนวลำรังสีทิศทางหน้า-หลังและตั้งฉากกับชิ้นงานวัสดุทางทันตกรรม ชนิดโลหะ 4 ชนิดและแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล (รูปที่ 8) ก่อนทำการทดลองได้ทำการสอบเทียบความถูกต้องและแม่นยำของเครื่องฉายรังสีลิแนค 2 วิธีได้แก่ วิธีที่ 1 การประเมินปริมาณรังสีที่ระยะความลึก (depth dose) โดยใช้โมเดลพลาสติกที่ได้มาจากสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ ทำการวัดปริมาณรังสีจากผิวด้านนอกของโมเดลลึกเข้ามาสู่ด้านในเป็นระยะทางทุก 1 ซม. โดยใช้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลเป็นตัววัดปริมาณรังสีในแต่ละระยะความลึกกว่า ๓ ตำแหน่งความลึกที่ต้องการนั้นจะได้ปริมาณรังสีเท่ากับที่เครื่องฉายรังสีปล่อยออกมาจริงหรือไม่ ผลปรากฏว่าเมื่อทำการประเมินปริมาณรังสีที่ระยะความลึกรังสี 5 ซม. จะได้ปริมาณรังสีเท่ากับ 200 cGy ซึ่งตรงกับการตั้งค่าขนาดรังสีและความลึกรังสีที่เครื่องฉายรังสีลิแนคปล่อยออกมาในการทดลองนี้ (รูปที่ 9) และวิธีที่ 2 การวัดสอบเทียบปริมาณรังสีแท้จริงที่ออกมาจากเครื่องฉายรังสีลิแนค ซึ่งทำการทดสอบโดยให้เครื่องฉายรังสีลิแนคปล่อยรังสีขนาดที่แตกต่างกันคือ 160, 180, 200, 220 และ 240 cGy ณ ตำแหน่งความลึกรังสีที่ใช้ในการทดลอง (5 ซม.) และใช้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลจำนวน 2 แผ่นวัดปริมาณรังสีแท้จริงที่เครื่องฉายรังสีปล่อยรังสีออกมาในแต่ละขนาดรังสี ทำการทดสอบหาค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่ปล่อยออกมานี้พบว่า ปริมาณรังสีในทุกๆขนาดรังสีที่ปล่อยออกมาจากเครื่องฉายรังสีลิแนคตรงกับปริมาณรังสีที่วัดได้จากแผ่นไอเอสแอล ทำให้มั่นใจได้ว่าขนาดรังสีที่ปล่อยออกมาจากเครื่องฉายรังสีลิแนค(200 cGy) ในทุกครั้งจะเป็นปริมาณรังสีที่ปล่อยออกมาถูกต้องแท้จริง (รูปที่ 10) เมื่อทำการสอบเทียบปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่องฉายรังสีลิแนคเรียบร้อยแล้ว จึงนำชิ้นงานของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะมาวางทดสอบในโมเดลการทดลองที่ได้จำลองไว้ตามรูปที่ 11 โดยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลแต่ละแผ่นที่ไม่ซ้ำกันจะวางอยู่บนชิ้นงานทั้ง 5 ชิ้นของแต่ละกลุ่มชนิดโลหะ ซึ่งชิ้นงานพร้อมแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลนี้ถูกนำไปวางอยู่ในแผ่น bolus ที่มีความหนาแน่นเทียบเท่ากับน้ำในเนื้อเยื่อ (Bolx I Gel Bolus (Aquaplast/Q-Fix Systems®)) โดยแผ่น bolus จะมีการเจาะรูกำหนดตำแหน่ง 5 ตำแหน่งไว้สำหรับเพื่อให้สามารถวางชิ้นงานพร้อมแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลในตำแหน่งเดิมทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนกลุ่มชนิดโลหะ ซึ่งแผ่น bolus และชิ้นงานที่มีไอเอสแอลประกอบอยู่นี้จะวางอยู่บริเวณตรงกลางของพื้นที่ฉายรังสีที่เครื่องกำหนดไว้เสมอ และเพื่อให้เกิดปริมาณรังสีกระเจิงกลับอย่างเต็มที่และไม่มีอากาศแทรกเข้ามารบกวนในทุกครั้งที่มีการฉายรังสีจะมีการนำแผ่นพลาสติก solid water (RW3 slab phantom (PTW® the dosimetry company)) จำนวน 5 แผ่นโดยแต่ละแผ่นมีความหนา 1 ซม. ซึ่งเทียบเท่ากับความลึกของปริมาณรังสี (depth dose) 5 ซม. มาวางทับอยู่เหนือแผ่น bolus และชิ้นงานที่ประกอบอยู่ใต้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอล และนำแผ่นพลาสติก solid water อีก 10 แผ่นมาวางซ้อนกันทางด้านล่างของแผ่น bolus นี้ด้วย จากนั้นจึงทำการฉายรังสีขนาด 200 cGy ซึ่งเป็นปริมาณรังสีพื้นฐานสำหรับการเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด โดยฉายรังสีจำนวน 2 ครั้งต่อกลุ่มชนิดโลหะ และชิ้นงานทุกชิ้นที่ฉายรังสีไป

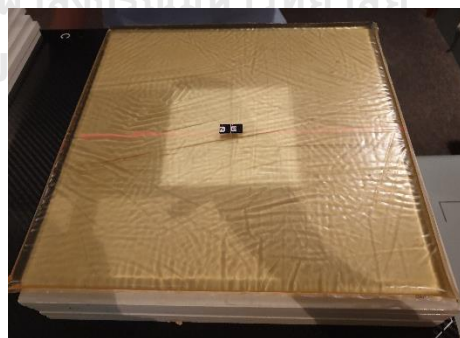
นั้นจะถูกวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับด้วยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลที่ไม่ซ้ำกัน ดังนั้นในแต่ละกลุ่มชนิดโลหะจะได้ปริมาณรังสีกระเจิงกลับจำนวน 10 ค่า มาใช้ในการเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับ (รูปที่ 11)



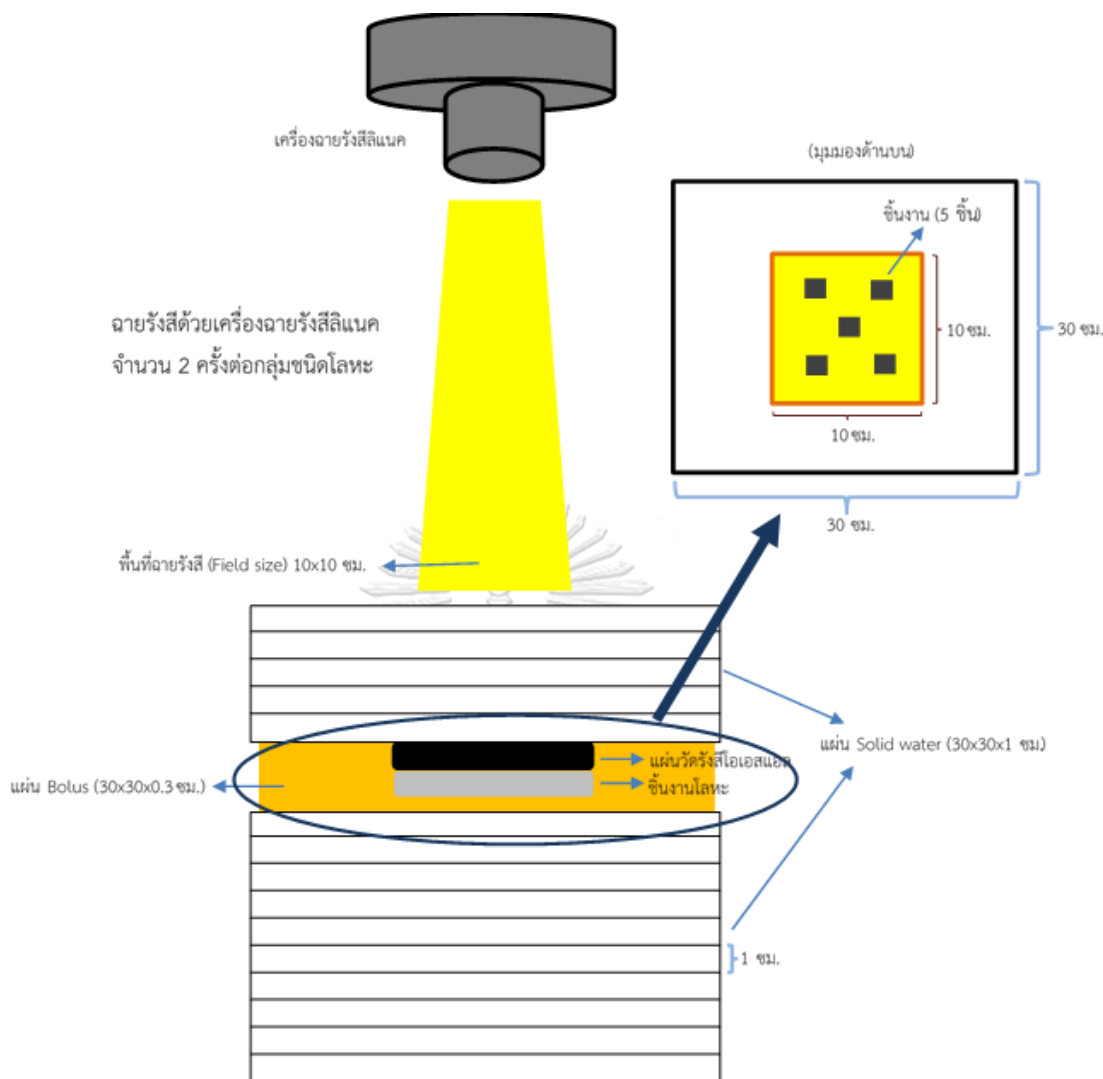
รูปที่ 8: เครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น (ลิแนค) (Elekta Synergy®) ณ ศูนย์ Horizon center แผนกรังสีวิทยา โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ โดยเครื่องฉายรังสีลิแนคนี้จะให้พลังงานรังสีที่ 6 MV, พื้นที่ฉายรังสี (field size) 10x10 ซม.², ความลึกของปริมาณรังสี (depth dose) 5 ซม., ระยะทางจากเครื่องฉายรังสีถึงพื้นผิว (source-to-surface distance or SSD) 95 ซม. และปล่อยรังสีครั้งละขนาด 200 cGy ในแนวลำรังสีทิศทางหน้า-หลังและตั้งฉากกับชิ้นงานวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดและแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล



รูปที่ 9: การประเมินปริมาณรังสีที่ระยะความลึก (depth dose)



รูปที่ 10: การสอบเทียบปริมาณรังสีจากเครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาคเชิงเส้น (ลิแนค)



รูปที่ 11: ภาพแสดงโมเดลการทดลอง โดยมีชิ้นงานที่ถูกประกบด้วยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลวางอยู่ในช่อง 5 ตำแหน่งในแผ่น bolus และทำการฉายรังสีทั้งหมดจำนวน 2 ครั้งต่อกลุ่มชนิดโลหะ

- การเก็บข้อมูลและการแปลผล:

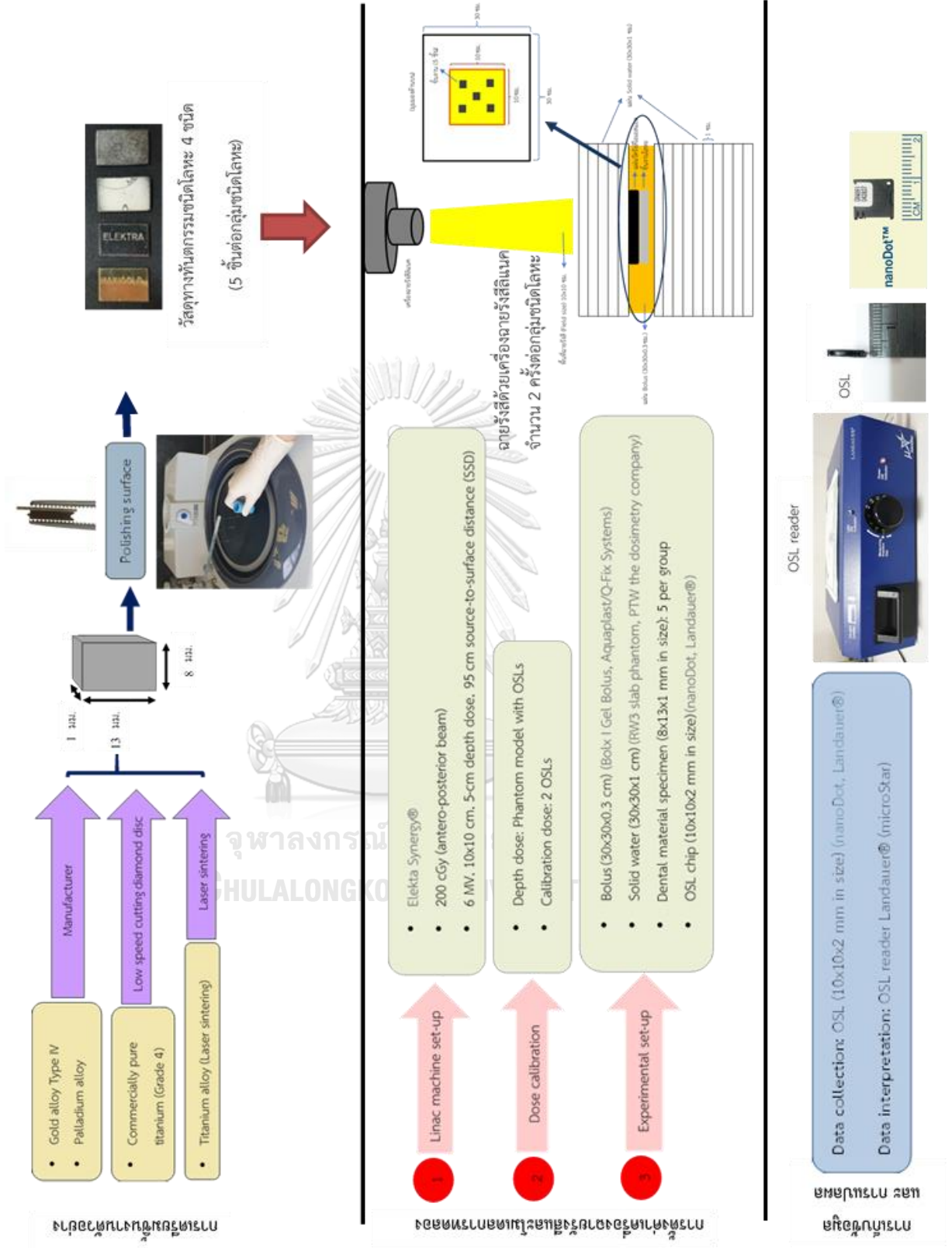
การวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะทั้ง 4 ชนิดจะถูกวัดปริมาณรังสีด้วยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอล (Optically Stimulated Luminescence หรือ OSL (nanoDot, Landauer®)) ที่ระยะประชิดผิวชิ้นงาน(0 มม.)จากแผ่นวัดรังสี ซึ่งจะใช้แผ่นวัดรังสีไอเอสแอลขนาด 10x10x2 มม.³ ทั้งหมด 40 แผ่นไม่ซ้ำกัน จากนั้นนำแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลทั้งหมดที่ฉายรังสีไปแล้วไปอ่านค่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ได้ด้วยเครื่อง OSL reader (MicroStar, Landauer®) โดยจะได้ค่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับออกมาในหน่วย cGy และนำไปคำนวณเพื่อหาร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากสูตรคำนวณด้านล่างนี้

ร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น = [(ปริมาณรังสีกระเจิงกลับ (cGy) – 200 cGy) / 200 cGy] *100

สถิติการวิเคราะห์

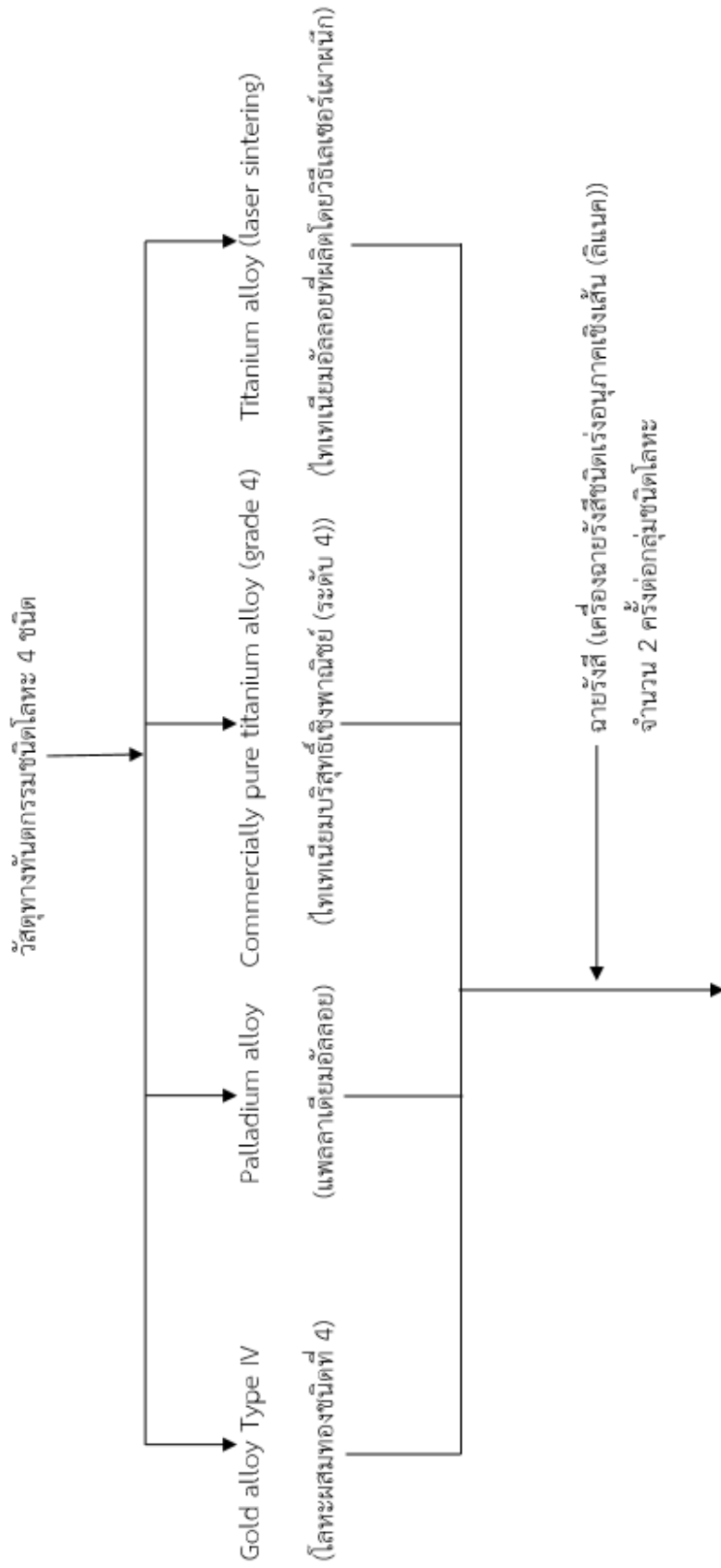
จากการคำนวณเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น จากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะทั้ง 4 ชนิดและนำข้อมูลปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นมาทดสอบ normality test พบว่าข้อมูลมีการแจกแจงปกติ (normal distribution) จึงเลือกใช้การเปรียบเทียบทางสถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) ที่มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และใช้ Post Hoc Test คือ Bonferroni ด้วยโปรแกรม SPSS version 22.0, SPSS Inc., USA





หลักการและขั้นตอนการทดลอง

แผนผังวิธีการวิจัยโดยสรุป



วัดปริมาณรังสีด้วยแผ่นวัดรังสีโอเอสแอล (Optically Stimulated Luminescence หรือ OSL (nanoDot, Landauer[®])) ที่ระยะประชิดผิวชิ้นงาน (0 มม.) และคำนวณหาร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจาก 200 cGy

บทที่ 4

ผลการวิจัย

เมื่อทราบข้อมูลของปริมาณรังสีกระเจิงกลับในทุกกลุ่มชนิดโลหะแล้ว จึงนำข้อมูลที่ได้มาทำการคำนวณหาร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก โดยเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากปริมาณรังสีตั้งต้นที่เครื่องฉายรังสีลิแนคปล่อยรังสีออกมาคือ 200 cGy ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสูตร (ร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น = $[(\text{ปริมาณรังสีกระเจิงกลับ (cGy)} - 200 \text{ cGy}) / 200 \text{ cGy}] * 100$) เมื่อได้ค่าข้อมูลของทุกกลุ่มแล้วจึงนำไปทดสอบการแจกแจงข้อมูลแบบปกติ (Normality test) โดยใช้ Kolmogorov-Smirnov และ Shapiro-Wilk พบว่า ข้อมูลของปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะทั้ง 4 ชนิดได้ค่าระดับนัยสำคัญทางสถิติมากกว่า 0.05 แสดงว่าข้อมูลมีการแจกแจงแบบปกติ (Normal distribution) (ตารางที่ 2 และ 4) จากนั้นจึงหาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นซึ่งถูกแสดงอยู่ในตารางที่ 3 และ 5 จากการทดลองพบว่าวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะที่แตกต่างกันจะให้ค่าแสดงของปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นแตกต่างกัน ดังนี้ ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นมากที่สุดจะพบในโลหะผสมทองคือ 266.69 ± 4.34 cGy (ร้อยละ 33.35 ± 2.17) รองลงมาคือ แพลลาเดียมอัลลอย 248.41 ± 5.56 cGy (ร้อยละ 24.20 ± 2.78), ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) 220.60 ± 2.19 cGy (ร้อยละ 10.30 ± 1.10) ส่วนโลหะที่พบร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นน้อยที่สุดคือ ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก 219.67 ± 3.27 cGy (ร้อยละ 9.84 ± 1.63)

Tests of Normality

	1=Gold alloy typeIV, 2=Palladium alloy, 3=Commercially pure titanium(grade 4), 4=Titanium alloy(laser sintering)	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Backdose	1	.150	10	.200*	.970	10	.888
	2	.200	10	.200*	.928	10	.428
	3	.218	10	.194	.883	10	.140
	4	.173	10	.200*	.906	10	.255

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

ตารางที่ 2: การทดสอบการแจกแจงข้อมูลแบบปกติ (Normality test) ของข้อมูลปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด

Descriptives

1=Gold alloy typeIV, 2=Palladium alloy, 3=Commercially pure titanium(grade 4), 4=Titanium alloy(laser sintering)			Statistic	Std. Error
Backdose 1	Mean		266.6924	1.37266
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	263.5872	
		Upper Bound	269.7976	
	5% Trimmed Mean		266.6961	
	Median		267.2651	
	Variance		18.842	
	Std. Deviation		4.34072	
	Minimum		258.85	
	Maximum		274.47	
	Range		15.63	
	Interquartile Range		5.16	
	Skewness		-.177	.687
	Kurtosis		.747	1.334
	2	Mean		248.4082
95% Confidence Interval for Mean		Lower Bound	244.4335	
		Upper Bound	252.3828	
5% Trimmed Mean			248.2795	
Median			248.6759	
Variance			30.871	
Std. Deviation			5.55619	
Minimum			240.94	
Maximum			258.19	
Range			17.25	
Interquartile Range			7.83	
Skewness			.607	.687
Kurtosis			-.314	1.334
3		Mean		220.6026
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	219.0343	
		Upper Bound	222.1710	
	5% Trimmed Mean		220.6699	
	Median		220.8068	
	Variance		4.807	
	Std. Deviation		2.19242	
	Minimum		217.01	
	Maximum		222.98	
	Range		5.97	
	Interquartile Range		3.55	
	Skewness		-.595	.687
	Kurtosis		-.932	1.334
	4	Mean		219.6728
95% Confidence Interval for Mean		Lower Bound	217.3355	
		Upper Bound	222.0100	
5% Trimmed Mean			219.8701	
Median			219.9000	
Variance			10.675	
Std. Deviation			3.26720	
Minimum			212.33	
Maximum			223.47	
Range			11.14	
Interquartile Range			3.85	
Skewness			-1.142	.687
Kurtosis			2.099	1.334

ตารางที่ 3: ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด

Tests of Normality

		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
percentBack	1	.150	10	.200 [*]	.970	10	.888
	2	.200	10	.200 [*]	.928	10	.428
	3	.218	10	.194	.883	10	.140
	4	.173	10	.200 [*]	.906	10	.255

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

ตารางที่ 4: การทดสอบการแจกแจงข้อมูลแบบปกติ (Normality test) ของข้อมูลร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น จากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด



Descriptives

1=Gold alloy typeIV, 2=Palladium alloy, 3=Commercially pure titanium(grade 4), 4=Titanium alloy(laser sintering)			Statistic	Std. Error		
percentBack	1	Mean	33.3462	.68633		
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 31.7936 Upper Bound 34.8988			
		5% Trimmed Mean	33.3480			
		Median	33.6326			
		Variance	4.710			
		Std. Deviation	2.17036			
		Minimum	29.42			
		Maximum	37.24			
		Range	7.81			
		Interquartile Range	2.58			
		Skewness	-.177	.687		
		Kurtosis	.747	1.334		
		2	2	Mean	24.2041	.87851
				95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 22.2168 Upper Bound 26.1914	
5% Trimmed Mean	24.1398					
Median	24.3380					
Variance	7.718					
Std. Deviation	2.77809					
Minimum	20.47					
Maximum	29.10					
Range	8.63					
Interquartile Range	3.92					
Skewness	.607			.687		
Kurtosis	-.314			1.334		
3	3			Mean	10.3013	.34665
				95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 9.5171 Upper Bound 11.0855	
		5% Trimmed Mean	10.3350			
		Median	10.4034			
		Variance	1.202			
		Std. Deviation	1.09621			
		Minimum	8.51			
		Maximum	11.49			
		Range	2.99			
		Interquartile Range	1.78			
		Skewness	-.595	.687		
		Kurtosis	-.932	1.334		
		4	4	Mean	9.8364	.51659
				95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 8.6678 Upper Bound 11.0050	
5% Trimmed Mean	9.9350					
Median	9.9500					
Variance	2.669					
Std. Deviation	1.63360					
Minimum	6.16					
Maximum	11.73					
Range	5.57					
Interquartile Range	1.92					
Skewness	-1.142			.687		
Kurtosis	2.099			1.334		

ตารางที่ 5: ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด

เมื่อนำข้อมูลที่มีการแจกแจงแบบปกติมาทำการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดโดยใช้สถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) ที่มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 หรือที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และใช้ Post Hoc Test คือ Bonferroni ด้วยโปรแกรม SPSS version 22.0, SPSS Inc., USA พบว่าการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน (Homogeneity of variances) ของข้อมูลปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจะได้ค่า p เท่ากับ 0.198 ซึ่งหมายความว่ามีความเท่ากันของความแปรปรวนของข้อมูล และจากตาราง ANOVA พบว่าข้อมูลแต่ละกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติอย่างน้อย 2 กลุ่ม (ตารางที่ 6 และ 8) นำไปสู่ผลการวิจัยทางสถิติที่ใช้ Post Hoc Test (Bonferroni) พบว่าเมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มโลหะผสมทองและแพลลาเดียมอัลลอย เทียบกับไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกนั้นพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อย่างไรก็ตามพบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก ดังแสดงข้อมูลทางสถิติในตารางที่ 7 และ 9 และแสดงสรุปข้อมูลค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดพร้อมผลทางสถิติที่คำนวณได้ในตารางที่ 10 และในรูปแบบกราฟแท่ง (รูปที่ 12)

Test of Homogeneity of Variances

Backdose			
Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1.635	3	36	.198

ANOVA

Backdose					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	15672.915	3	5224.305	320.537	.000
Within Groups	586.749	36	16.299		
Total	16259.664	39			

Robust Tests of Equality of Means

Backdose				
	Statistic ^a	df1	df2	Sig.
Welch	343.900	3	18.963	.000

a. Asymptotically F distributed.

ตารางที่ 6: แสดงการทดสอบ Homogeneity of Variances ของข้อมูลปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด โดยใช้สถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA)

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Backdose

	(I) 1=Gold alloy typeIV, 2=Palladium alloy, 3=Commercially pure titanium(grade 4), 4=Titanium alloy(laser sintering)	(J) 1=Gold alloy typeIV, 2=Palladium alloy, 3=Commercially pure titanium(grade 4), 4=Titanium alloy(laser sintering)	Mean Difference (I- J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Bonferroni	1	2	18.28423*	1.80547	.000	13.2434	23.3250
		3	46.08978*	1.80547	.000	41.0490	51.1306
		4	47.01965*	1.80547	.000	41.9788	52.0605
	2	1	-18.28423*	1.80547	.000	-23.3250	-13.2434
		3	27.80555*	1.80547	.000	22.7647	32.8464
		4	28.73542*	1.80547	.000	23.6946	33.7762
	3	1	-46.08978*	1.80547	.000	-51.1306	-41.0490
		2	-27.80555*	1.80547	.000	-32.8464	-22.7647
		4	.92987	1.80547	1.000	-4.1110	5.9707
	4	1	-47.01965*	1.80547	.000	-52.0605	-41.9788
		2	-28.73542*	1.80547	.000	-33.7762	-23.6946
		3	-.92987	1.80547	1.000	-5.9707	4.1110
Games-Howell	1	2	18.28423*	2.22964	.000	11.9465	24.6220
		3	46.08978*	1.53781	.000	41.5906	50.5890
		4	47.01965*	1.71803	.000	42.1276	51.9117
	2	1	-18.28423*	2.22964	.000	-24.6220	-11.9465
		3	27.80555*	1.88886	.000	22.1789	33.4322
		4	28.73542*	2.03828	.000	22.8398	34.6311
	3	1	-46.08978*	1.53781	.000	-50.5890	-41.5906
		2	-27.80555*	1.88886	.000	-33.4322	-22.1789
		4	.92987	1.24424	.876	-2.6364	4.4962
	4	1	-47.01965*	1.71803	.000	-51.9117	-42.1276
		2	-28.73542*	2.03828	.000	-34.6311	-22.8398
		3	-.92987	1.24424	.876	-4.4962	2.6364

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

ตารางที่ 7: การเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด โดยใช้สถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) ที่มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และใช้ Post Hoc Test คือ Bonferroni ด้วยโปรแกรม SPSS version 22.0, SPSS Inc., USA

Test of Homogeneity of Variances

percentBack

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1.635	3	36	.198

ANOVA

percentBack

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	3918.229	3	1306.076	320.537	.000
Within Groups	146.687	36	4.075		
Total	4064.916	39			

Robust Tests of Equality of Means

percentBack

	Statistic ^a	df1	df2	Sig.
Welch	343.900	3	18.963	.000

a. Asymptotically F distributed.

ตารางที่ 8: แสดงการทดสอบ Homogeneity of Variances ของข้อมูลร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด โดยใช้สถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA)



Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Dependent Variable: percentBack

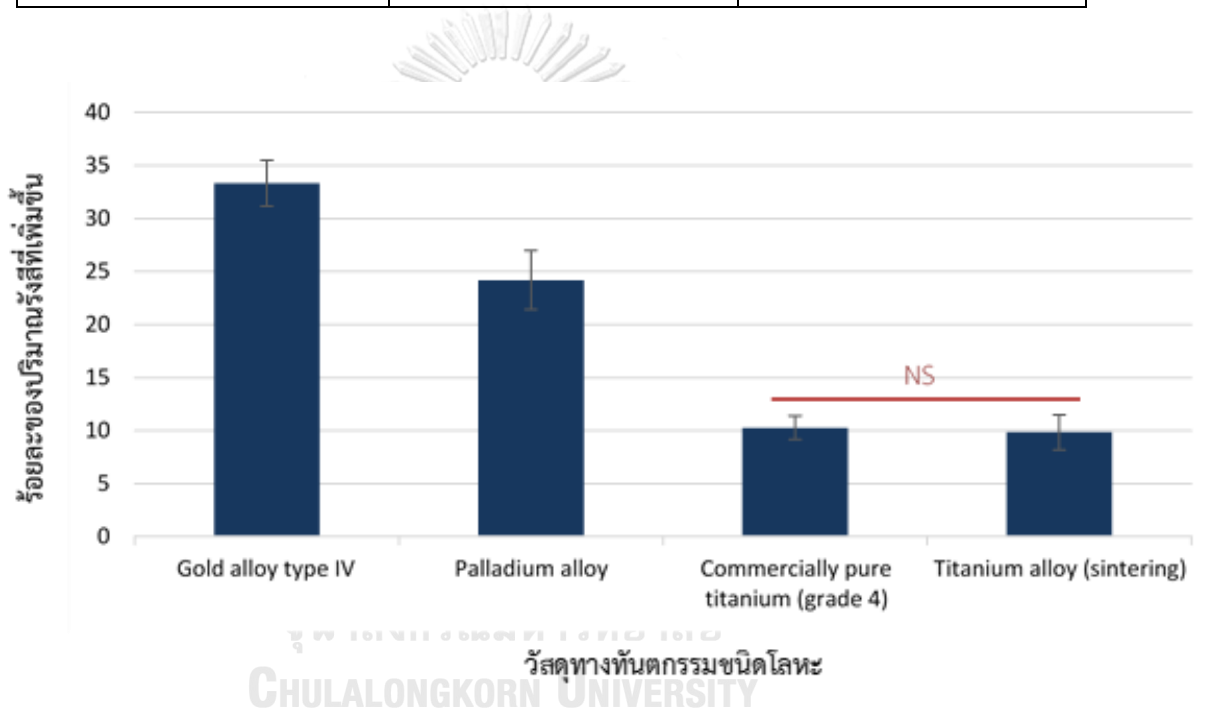
	(I) 1=Gold alloy typeIV, 2=Palladium alloy, 3=Commercially pure titanium(grade 4), 4=Titanium alloy(laser sintering)	(J) 1=Gold alloy typeIV, 2=Palladium alloy, 3=Commercially pure titanium(grade 4), 4=Titanium alloy(laser sintering)	Mean Difference (I- J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Bonferroni	1	2	9.14211*	.90273	.000	6.6217	11.6625
		3	23.04489*	.90273	.000	20.5245	25.5653
		4	23.50982*	.90273	.000	20.9894	26.0302
	2	1	-9.14211*	.90273	.000	-11.6625	-6.6217
		3	13.90278*	.90273	.000	11.3824	16.4232
		4	14.36771*	.90273	.000	11.8473	16.8881
	3	1	-23.04489*	.90273	.000	-25.5653	-20.5245
		2	-13.90278*	.90273	.000	-16.4232	-11.3824
		4	.46493	.90273	1.000	-2.0555	2.9853
	4	1	-23.50982*	.90273	.000	-26.0302	-20.9894
		2	-14.36771*	.90273	.000	-16.8881	-11.8473
		3	-.46493	.90273	1.000	-2.9853	2.0555
Games-Howell	1	2	9.14211*	1.11482	.000	5.9733	12.3110
		3	23.04489*	.76890	.000	20.7953	25.2945
		4	23.50982*	.85902	.000	21.0638	25.9559
	2	1	-9.14211*	1.11482	.000	-12.3110	-5.9733
		3	13.90278*	.94443	.000	11.0894	16.7161
		4	14.36771*	1.01914	.000	11.4199	17.3155
	3	1	-23.04489*	.76890	.000	-25.2945	-20.7953
		2	-13.90278*	.94443	.000	-16.7161	-11.0894
		4	.46493	.62212	.876	-1.3182	2.2481
	4	1	-23.50982*	.85902	.000	-25.9559	-21.0638
		2	-14.36771*	1.01914	.000	-17.3155	-11.4199
		3	-.46493	.62212	.876	-2.2481	1.3182

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

ตารางที่ 9: การเปรียบเทียบร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด โดยใช้สถิติชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) ที่มีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และใช้ Post Hoc Test คือ Bonferroni ด้วยโปรแกรม SPSS version 22.0, SPSS Inc., USA

ตารางที่ 10 :แสดงค่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดโดยแสดงเป็นค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ตัวอักษรยกกำลังที่แตกต่างกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงถึงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$))

ชนิดของวัสดุทางทันตกรรม	ปริมาณรังสีกระเจิงกลับ (cGy)	ร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น
Gold alloy type IV	266.69 ± 4.34^A	33.35 ± 2.17^a
Palladium alloy	248.41 ± 5.56^B	24.20 ± 2.78^b
Commercially pure titanium (grade 4)	220.60 ± 2.19^C	10.30 ± 1.10^c
Titanium alloy (laser sintering)	219.67 ± 3.27^C	9.84 ± 1.63^c



รูปที่ 12: กราฟแสดงร้อยละของปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิด (NS: no significant difference คือไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ)

บทที่ 5

การอภิปรายผล

จากผลการวิจัยเกี่ยวกับร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดพบว่า โลหะที่มีร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่น้อยที่สุดคือ ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผืนิก (ร้อยละ 9.84±1.63) ตามมาด้วยไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) (ร้อยละ 10.30±1.10), แพลลาเดียมอัลลอย (ร้อยละ 24.20±2.78) และโลหะที่มีร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับมากที่สุด คือโลหะผสมทอง (ร้อยละ 33.35±2.17) ซึ่งผลการวิจัยนี้จะสอดคล้องกับหลายการศึกษาที่พบว่า โลหะผสมทองจะมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุอื่นๆที่ใช้ในการทดลอง^{12, 13, 23, 24} เช่นเดียวกับงานวิจัยของ Tso และคณะที่ศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะและเซรามิกพบว่า high-noble alloy มีปริมาณรังสีกระเจิงกลับมากที่สุด (ร้อยละ 51.9)²⁴ ส่วนอีกงานวิจัยหนึ่งของ Wang และคณะในปี ค.ศ. 1996 ที่ศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ระยะต่างๆกัน โดยใช้เครื่องฉายรังสีอนุภาคเชิงเส้น (ลิแนค) ที่ให้พลังงานรังสี 6 MV พบว่าที่ระยะ 0 มม. โลหะผสมทองมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับมากที่สุดถึงร้อยละ 35-36 เมื่อเทียบกับไทเทเนียมอัลลอย (ร้อยละ 14) และไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ร้อยละ 16)¹³ ซึ่งได้ค่าร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ใกล้เคียงกับงานวิจัยนี้ นอกจากนี้งานวิจัยของ Wang และคณะในปี ค.ศ. 1998²² ยังพบว่าไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์จะมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่มากกว่าไทเทเนียมอัลลอยเล็กน้อยอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติเช่นเดียวกับที่พบในงานวิจัยนี้ จากข้อมูลข้างต้นอภิปรายได้ว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับของวัสดุแต่ละชนิดจะขึ้นอยู่กับค่าเลขอะตอมของวัสดุทางทันตกรรม (Z_{eff}) หรือค่าเลขอะตอมของธาตุ (Z) โดยวัสดุที่มีค่าเลขอะตอมมากจะพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุชนิดนั้นมากขึ้นด้วย^{13, 14, 30, 31, 90} ดังตัวอย่างที่พบในงานวิจัยที่ศึกษาการกระเจิงกลับของรังสีจากรากเทียม 3 ชนิด (ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (cpTi), ไทเทเนียมอัลลอย ($\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$) และรากเทียมที่ทำมาจากโลหะผสมทอง) พบว่ารากเทียมที่ทำมาจากโลหะผสมทองมีค่าเลขอะตอมสูงที่สุด ($Z_{\text{eff}}=72.8$) จึงมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับมากที่สุด ในทางตรงกันข้ามพบว่า ไทเทเนียมอัลลอย ($\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$) นั้นมีค่าเลขอะตอมที่ต่ำที่สุด ($Z_{\text{eff}}=20.6$) จึงวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับได้น้อยที่สุด¹³ สอดคล้องกับงานวิจัยนี้ที่โลหะผสมทองมีค่าเลขอะตอม 68.77, แพลลาเดียมอัลลอยมีค่าเลขอะตอม 44.92, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) มีค่าเลขอะตอม 21.98 และไทเทเนียมอัลลอยมีค่าเลขอะตอม 21.67 ผลการวิจัยพบว่าโลหะผสมทองมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นมากที่สุดเพราะมีค่าเลขอะตอมสูงที่สุดเมื่อเทียบกับวัสดุทันตกรรมชนิดอื่นๆ

ในส่วนของปัจจัยระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะที่มีผลต่อปริมาณรังสีกระเจิงกลับพบว่า ระยะทางมีผลต่อการกระเจิงกลับของรังสีคือ การกระเจิงกลับของรังสีนั้นจะได้ค่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับมากที่สุดที่ระยะ 0 มม. จากผิวโลหะ และปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะลดลงเรื่อยๆเมื่อระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะยิ่งห่างออกไป^{13, 14} ตามการทดลองในงานวิจัยในปีค.ศ. 2019 ของ Tso และคณะพบว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่พบมากที่สุดคือที่ระยะประชิดผิววัสดุทางทันตกรรม (0 มม.) ขณะที่ปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะลดลงอย่างน้อยร้อยละ 50 ที่ระยะห่างจากผิววัสดุ 1 มม. และจะพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่น้อยที่สุดที่ระยะห่างจากผิววัสดุ 5 มม.²⁴ นอกจากนี้งานวิจัยของเสรีเชษฐพงษ์ และคณะกล่าวว่า ภายใน 1 มม. ของระยะห่างจากผิวรากเทียมจะพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งระยะที่ 0 มม. จากผิวรากเทียมจะมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่มากที่สุด ส่วนที่ระยะ 2 มม. และ 3 มม. จากผิวรากเทียมจะมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ลดลงและไม่มี ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ²¹ และอีกงานวิจัยหนึ่งพบว่าระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะที่ห่างกัน 1 มม. จะวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับได้ร้อยละ 75-92 ส่วนระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะที่ห่างกัน 2 มม. จะวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับได้เหลือเพียงแค่ร้อยละ 0-2 และจะไม่พบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะ 3 มม. จากผลข้างต้นนี้กล่าวได้ว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะถูกพบมากที่สุดภายในระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะ 1 มม. หรือที่ระยะประชิดผิวระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะที่ 0 มม.^{13, 26, 32} ดังนั้นในการทดลองของงานวิจัยนี้จึงลดค่าตัวแปรเรื่องระยะทางระหว่างเนื้อเยื่อและผิวโลหะดังกล่าวในการออกแบบงานวิจัยโดยใช้ระยะที่ 0 มม. เพื่อวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่มากที่สุด

นอกจากนี้ปัจจัยเรื่องความหนาแน่นของวัสดุก็มีผลต่อปริมาณรังสีกระเจิงกลับเช่นกัน กล่าวคือ ปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะเพิ่มขึ้นเมื่อความหนาแน่นของวัสดุเพิ่มขึ้น แม้ว่าจะเป็นโลหะชนิดเดียวกันก็ตาม ดังจะเห็นได้จากงานวิจัยที่ศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับของรากเทียมไทเทเนียมที่มีหลายรูปแบบว่าพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากรากเทียมไทเทเนียมรูปแบบ sheet สูงกว่ารูปแบบ mesh ซึ่งอาจกล่าวได้ว่า ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่แตกต่างกันนั้นเกิดจากโครงสร้างภายในของวัสดุทางทันตกรรมที่แตกต่างกันทำให้วัสดุมีความหนาแน่นแตกต่างกันด้วย³² นั่นคือความหนาแน่นของวัสดุทางทันตกรรมยิ่งมากเท่าไร ปริมาณรังสีกระเจิงกลับก็จะถูกพบมากขึ้นเท่านั้น²⁴ นอกจากนี้มีงานวิจัยของ Tso และคณะพบว่าความหนาแน่นของวัสดุทางทันตกรรมมีผลต่อปริมาณรังสีกระเจิงกลับนั้นคือ โลหะผสมทองซึ่งมีความหนาแน่นของวัสดุ 13.8 กรัม/ซม.³ จะมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับสูงที่สุด รองลงมาคือเซอร์โคเนียซึ่งมีความหนาแน่นของวัสดุ 6 กรัม/ซม.³ และลิเทียมไดซิลิเกตจะมีปริมาณรังสีกระเจิงกลับน้อยที่สุดเพราะมีความหนาแน่นของวัสดุน้อยที่สุด (2.5 กรัม/ซม.³)²⁴ สอดคล้องกับงานวิจัยนี้ที่พบว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่พบมากที่สุดคือ โลหะผสมทองซึ่งมีความหนาแน่นของโลหะมากที่สุด (13.9 กรัม/ซม.³) รองลงมาคือแพลลาเดียมอัลลอยซึ่งมีความหนาแน่น

10.4 กรัม/ชม.³, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) ซึ่งมีความหนาแน่น 4.51 กรัม/ชม.³ และ ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกที่มีความหนาแน่นน้อยที่สุด (4.3 กรัม/ชม.³) อย่างไรก็ตามปริมาณรังสีกระเจิงกลับและร้อยละของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นของไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) มีค่ามากกว่าไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึกเล็กน้อยโดยไม่มี ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากผลการวิจัยสรุปได้ว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะแปรผันตามความหนาแน่นของโลหะซึ่งมีความสอดคล้องกันกับหลายงานวิจัยที่มีการศึกษามาก่อนหน้านี้^{32, 90} ดังนั้นปัจจัยหลักที่มีผลต่อปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่แตกต่างกันนั้นได้แก่ ความแตกต่างกันของค่าเลขอะตอม ส่วนประกอบ และความหนาแน่นของวัสดุทางทันตกรรม^{90, 91}

รังสีที่ปล่อยออกมาจากเครื่องฉายรังสีลิเนคนี้คือรังสีโฟตอนซึ่งเป็นพลังงานที่มาจาก การทำปฏิกิริยาระหว่างอิเล็กตรอนและอะตอม โดยปกติแล้วการทำปฏิกิริยาของโฟตอนพบได้ 3 รูปแบบ คือ การทะลุ (penetration), การดูดกลืน (complete absorption) และการสะท้อน (scattering) หรือกล่าวได้ว่าการทำปฏิกิริยาของโฟตอนมีทั้งหมด 5 เหตุการณ์ตามทฤษฎีของรังสีได้แก่ photoelectric effect, Compton effect, pair production, coherent scattering (Rayleigh scattering) และ nuclear photoeffect^{4, 9, 38, 39} โดยทั่วไปเมื่อแนวลำรังสีไปกระทบกับวัตถุโลหะจะเกิดการกระเจิงของรังสีเรียกว่า รังสีกระเจิงกลับ โดยมีทิศทางสะท้อนกลับจากต้นกำเนิดของรังสี ซึ่ง ปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะเพิ่มขึ้น ณ ตำแหน่งที่เนื้อเยื่อประชิดกับผิวโลหะที่มีค่าเลขอะตอมสูงๆใน บริเวณด้านเดียวกับแหล่งกำเนิดรังสี¹¹⁻¹³ การทำปฏิกิริยาของรังสีกับวัตถุโลหะนี้เกิดจากทฤษฎีสำคัญ ทางรังสีได้แก่ ทฤษฎี Compton effect ที่มีผลโดดเด่นในช่วงพลังงานรังสี ~20 KeV ถึง 20 MeV ซึ่ง ทฤษฎีนี้จะขึ้นกับความหนาแน่นของอิเล็กตรอนในวัสดุ แต่ไม่ขึ้นกับค่าเลขอะตอม(Z) และยังเกิดจาก ทฤษฎี pair production และทฤษฎี photoelectric effect ที่ทำให้เกิดการสะท้อนของรังสี โดย ทฤษฎีนี้จะขึ้นกับค่าเลขอะตอม(Z)^{9, 38, 39} จากงานวิจัยนี้พบว่าเกิดการกระเจิงกลับของรังสีและทำให้มี ปริมาณรังสีกระเจิงกลับเพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดมาจากการทำปฏิกิริยาของ รังสีในทฤษฎีของรังสีต่างๆกับวัสดุโลหะที่มีค่าเลขอะตอมและความหนาแน่นของอิเล็กตรอนต่างกัน ส่งผลให้ปริมาณรังสีกระเจิงกลับนั้นแตกต่างกัน ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นของรังสีรักษา บริเวณเมเร็งศีรษะและลำคอจะทำให้เกิดผลข้างเคียงที่ไม่ต้องการตามมาในช่องปากได้แก่ ภาวะเยื่อ ช่องปากอักเสบสาเหตุจากการมีวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะในช่องปาก, การเกิดความล้มเหลวของ รากเทียมจากการไม่เกิดการเชื่อมติระหว่างกระดูกกับรากเทียม และการเพิ่มโอกาสการเกิดกระดูก ตายบริเวณรอบรากเทียมในกระดูก¹⁰ โดยเฉพาะอย่างยิ่งมีการศึกษาพบว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่ เพิ่มขึ้นร้อยละ 10-15 หรือร้อยละ 15-21 จากผิวรากเทียมโลหะชนิดไทเทเนียมจะเพิ่มโอกาสทำให้ เซลล์กระดูกที่อยู่ติดกับรากเทียมตายและทำให้รากเทียมเกิดความล้มเหลวได้^{14, 15} งานวิจัยชิ้นนี้พบว่า ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) (ร้อยละ 10.30) และ

ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก (ร้อยละ 9.84) จะมีโอกาสทำให้เกิดกระดูกตายบริเวณรอบรากเทียมและทำให้รากเทียมเกิดความล้มเหลวได้เช่นเดียวกับการศึกษาก่อนหน้านี้ ด้วยเหตุเหล่านี้ Granstrom และคณะจึงแนะนำวิธีการจัดการกับผู้ป่วยที่มีรากเทียมและต้องได้รับรังสีรักษา คือ ชิ้นส่วนของรากเทียมที่อยู่เหนือกระดูกเช่น ครอบฟันบนรากเทียม, โครงโลหะ และ หลัก็ยึดบนรากเทียม (abutments) ต้องถูกทำการถอดออกทั้งหมดก่อนนำผู้ป่วยไปฉายรังสี และชิ้นส่วนของรากเทียมที่อยู่ในกระดูกนั้นสามารถปล่อยไว้ในกระดูกเช่นเดิมโดยจะต้องมีเนื้อเยื่ออ่อนปกคลุมเหนือกระดูกบริเวณนั้นอย่างเรียบริ้อยสมบูรณ์ด้วย²⁰ นอกจากนี้ผลข้างเคียงหลักของรังสีรักษาที่เป็นผลมาจากปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้นอีกอย่างคือ ภาวะเยื่อช่องปากอักเสบ ซึ่งหากจะป้องกันจากภาวะนี้ได้ผลดีที่สุดคือ ควรนำวัสดุในช่องปากที่มีการกระเจิงของรังสีไม่ว่าจะเป็นครอบฟันโลหะหรือวัสดุที่มีการกระเจิงของรังสีสูงออกจากช่องปากให้หมดก่อนฉายรังสีรักษา แต่วิธีดังกล่าวจะส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยได้ ดังนั้นเพื่อเป็นการป้องกันการเกิดภาวะเยื่อช่องปากอักเสบโดยที่ไม่ส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตต่อผู้ป่วย จึงมีอีกหลายงานวิจัยที่ได้มีการแนะนำผู้ป่วยที่ต้องได้รับรังสีรักษาและมีวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะเหล่านี้ในช่องปากว่า ควรมีการแยกกันระหว่างเนื้อเยื่อในช่องปากและวัสดุที่มีการกระเจิงของรังสีโดยการใส่ฟลูออไรด์ที่ที่ไม่มีเจลฟลูออไรด์ หรือใส่สแตนต์ป้องกัน (protective stent หรือ dental guard) ที่มีความหนา 3 หรือ 5 มม. ในช่องปาก^{23, 24, 28} ซึ่งสแตนต์ป้องกันที่ใช้ในปากนั้นถูกผลิตมาจากวัสดุหลากหลายแตกต่างกันเช่น PMMA (polymethylmethacrylate), thermoplastic materials, polyvinyl siloxane-metal composite, เรซินชนิดบ่มด้วยตัวเอง (self-curing, autopolymerizing acrylic resin), และซีมี้ง^{24, 25, 29} หรืออาจใช้วิธีการแยกกันระหว่างเนื้อเยื่อในช่องปากกับวัสดุที่มีการกระเจิงของรังสีโดยใช้สำลีก่อนซุบน้ำกั้นไว้เช่น วางสำลีก่อนซุบน้ำกั้นไว้ข้างลิ้นหรือแก้ม เพื่อเป็นตัวป้องกันรังสีกระเจิงจากบริเวณที่มีวัสดุโลหะในช่องปาก¹¹

การวัดผลของการกระเจิงกลับของรังสีด้วยอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีในงานวิจัยนี้ได้มีการกำจัดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการใช้อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีระนาบแบนกับชิ้นงานวัสดุที่มีความโค้งงอได้แก่ รากเทียมที่เป็นทรงกระบอก ที่อาจทำให้การวัดผลของปริมาณรังสีกระเจิงกลับมีความคลาดเคลื่อนโดยจะได้ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่น้อยกว่าความเป็นจริง ซึ่งสามารถพบได้ในงานวิจัยก่อนหน้านี้ ตัวอย่างเช่น Wang และคณะ ในปี ค.ศ. 1998 วัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากผิวรากเทียมที่เป็นทรงกระบอกโดยใช้แผ่นวัดรังสีที่แอลดีที่เป็นระนาบแบนพบว่า ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากผิวรากเทียมไทเทเนียมอัลลอยและจากผิวรากเทียมไทเทเนียมบริสุทธิ์รูปร่างทรงกระบอกจะเท่ากับร้อยละ 4.4 และร้อยละ 5.7 ตามลำดับ ถือได้ว่าปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่วัดได้นี้มีปริมาณน้อยกว่าที่วัดได้ในงานวิจัยของ Wang และคณะ ในปี ค.ศ. 1996 ที่มีการวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากผิวโลหะไทเทเนียมอัลลอยและไทเทเนียมบริสุทธิ์ที่เป็นรูปร่างระนาบแบนโดยใช้อุปกรณ์

วัดรังสีไอออนแชนเบอร์ที่เป็นระนาบแบนเช่นกันโดยพบว่า ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นคิดเป็นร้อยละ 14 และร้อยละ 16 ตามลำดับ^{13, 22} จากข้อมูลดังกล่าวทำให้เห็นว่าถ้าต้องการกำจัดความคลาดเคลื่อนในการวัดผลของรังสีกระเจิงกลับโดยให้เกิดปริมาณรังสีกระเจิงกลับอย่างแท้จริงนั้น วัสดุโลหะและแผ่นวัดรังสีต้องอยู่ติดกันอย่างแนบสนิท ไม่มีอากาศแทรกเข้ามารบกวนในการวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับได้ ในงานวิจัยนี้ผู้วิจัยจึงเลือกออกแบบให้ชิ้นงานเป็นระนาบแบนที่มีลักษณะเดียวกันกับอุปกรณ์วัดรังสีซึ่งคือแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลที่มีลักษณะเป็นระนาบแบนด้วย เพื่อให้วัตถุสองชิ้นนี้แนบสนิทกันแบบไม่ให้มีช่องว่างหรืออากาศแทรกเข้ามาระหว่างสองชิ้นนี้ได้ ทำให้การวัดปริมาณรังสีกระเจิงกลับเป็นไปได้อย่างแท้จริงมากที่สุด อย่างไรก็ตามการวัดปริมาณรังสีนี้อาจจะมีข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากแผ่นวัดรังสีนี้ได้ซึ่งถือได้ว่าเป็นข้อจำกัดของงานวิจัยนี้กล่าวคือ แผ่นวัดรังสีชนิดนี้มีความแม่นยำในการวัดรังสีเพียง $\pm 10\%$ ⁹² ถึงแม้ว่าแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลจะมีข้อดีต่างๆมากมายเช่น มีขนาดเล็ก ใช้งานง่าย มีความไวต่อรังสีสูง และแผ่นวัดรังสีนี้สามารถลบสัญญาณรังสีแล้วกลับมาใช้ใหม่ได้ เป็นต้น⁶⁵

โดยทั่วไปการกระเจิงกลับของรังสีในสภาวะที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบจะทำให้การกระเจิงกลับของรังสีในน้ำมีผลมากกว่าการกระเจิงกลับของรังสีในอากาศแห้ง ซึ่งปกติแล้วเนื้อเยื่อมนุษย์จะมีน้ำเป็นองค์ประกอบเป็นส่วนใหญ่ทำให้การวัดปริมาณรังสีในสภาวะทางคลินิกจึงไม่มีข้อจำกัดใดๆและการวัดปริมาณรังสีจะเกิดขึ้นได้อย่างสมบูรณ์ เพราะสามารถที่จะวางแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลให้สัมผัสติดบนผิวเนื้อเยื่อมนุษย์ได้โดยตรงในขณะวัดรังสี อย่างไรก็ตามเมื่อต้องการทำการทดลองในห้องปฏิบัติการโดยเลียนแบบสภาพแวดล้อมให้เหมือนกับในเนื้อเยื่อมนุษย์อย่างแท้จริง จึงจำเป็นต้องใช้น้ำที่เป็นของเหลวจำลองสภาพแวดล้อมนี้ได้แก่ การใช้ water phantom แต่เนื่องด้วยแผ่นวัดรังสีไอเอสแอลมีข้อจำกัดที่ว่าไม่สามารถวัดรังสีในสภาวะที่เป็นของเหลว(น้ำ)ได้ ดังนั้นการทดลองในห้องปฏิบัติการของงานวิจัยนี้จึงมีการปรับเปลี่ยนมาใช้แผ่นพลาสติก solid water ที่เป็นสภาพของแข็ง และมีคุณสมบัติทางรังสี, ความหนาแน่น, การดูดกลืนและการกระเจิงของรังสีเทียบเท่ากับน้ำ เพื่อมาชดเชยหรือทดแทนการใช้น้ำที่เป็นสภาพของเหลว แต่ยังคงให้สภาวะแวดล้อมเสมือนกับเนื้อเยื่อมนุษย์ในทางคลินิกที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบอยู่ภายในเซลล์ และเพื่อเป็นการรองรับกับข้อจำกัดของอุปกรณ์วัดรังสีที่ไม่สามารถสัมผัสกับน้ำที่เป็นของเหลวได้อีกด้วย⁴ ดังจะเห็นได้ว่างานวิจัยนี้ที่ทำในห้องปฏิบัติการจะมีข้อจำกัดในการใช้อุปกรณ์ที่แตกต่างไปจากทางคลินิกดังที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้น

งานวิจัยนี้ทำขึ้นเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะที่ใช้ในช่องปากในปัจจุบันไม่ว่าจะเป็นส่วนที่อยู่เหนือเหงือกเช่น ครอบฟัน หรือส่วนที่อยู่ในกระดูกเช่น รากเทียม ซึ่งวัสดุดังกล่าวได้แก่ โลหะผสมทอง, แพลลาเดียมอัลลอย, ไทเทเนียมบริสุทธิ์

เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก ซึ่งงานวิจัยนี้มีบางส่วนที่คล้ายกับงานวิจัยในอดีตคือ มีการศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากโลหะผสมทอง และไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) ซึ่งผลการวิจัยของปริมาณรังสีกระเจิงกลับจะได้ผลที่มีความใกล้เคียงกับงานวิจัยที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้น อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้ก็มีความแตกต่างจากงานวิจัยอื่นๆคือ งานวิจัยนี้มีการศึกษาปริมาณรังสีกระเจิงกลับจากแพลลาเดียมอัลลอย และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผนึก ซึ่งวิธีเลเซอร์เผาผนึกนั้นเป็นวิธีการผลิตชิ้นงานในปัจจุบันที่เป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายมากขึ้น เพราะวิธีนี้จะใช้วิธีการผลิตชิ้นงานออกมาเฉพาะส่วนที่ต้องการเท่านั้น ทำให้เป็นการลดการสิ้นเปลืองการใช้วัสดุในการผลิต และวิธีนี้สามารถผลิตชิ้นงานที่มีลักษณะซับซ้อนหรือมีความคอดได้อีกด้วย โดยจะใช้กระบวนการของแสงเลเซอร์โฟกัสจุดที่ต้องการสร้างเป็นชิ้นงานซึ่งจะใช้แสงเลเซอร์ค่อยๆสร้างชิ้นงานทีละชั้น

การศึกษางานวิจัยในอนาคตจะศึกษาเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นจากวัสดุทางทันตกรรมชนิดเซรามิกและวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ เพื่อให้งานวิจัยนี้เป็นประโยชน์ต่อไปสำหรับการเลือกใช้วัสดุทางทันตกรรมในผู้ป่วยที่มีโอกาสเป็นมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอและมีแนวโน้มที่จะได้รับรังสีรักษา

บทที่ 6

บทสรุป

ข้อสรุปภายใต้ข้อจำกัดของงานวิจัยในห้องปฏิบัติการ (in-vitro study) นี้คือ:

1. ปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นในกลุ่มวัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะ 4 ชนิดเรียงลำดับจากน้อยที่สุดไปมากที่สุดคือ ไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผืนึก, ไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4), แพลลาเดียมอัลลอย และโลหะผสมทอง
2. จากการคำนวณทางสถิติพบว่า เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีกระเจิงกลับระหว่างกลุ่มโลหะผสมทองและแพลลาเดียมอัลลอย เทียบกับไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผืนึกนั้นพบว่ามี ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อย่างไรก็ตามพบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่เพิ่มขึ้นระหว่างกลุ่มไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (ระดับ 4) และไทเทเนียมอัลลอยที่ผลิตโดยวิธีเลเซอร์เผาผืนึก
3. ค่าเลขอะตอมและความหนาแน่นของวัสดุทางทันตกรรมที่มีค่าน้อยลงจะพบปริมาณรังสีกระเจิงกลับที่น้อยตามด้วย

ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการทำเนิมนการวิจัยโดยละเอียด

ขั้นตอนกระบวนการ	2561			2562					2563			
	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.	ภาค-๑๓๓.
1. Preparation phase												
- Review literature												
- Writing research proposal												
2. Research proposal												
3. Research biomaterial ethics approved												
4. Data collection												
- Selection of samples												
- Conduct experiment												
5. Data analysis and conclusion												
6. Research report												
7. Presentation and writing paper												

งบประมาณ

1.	เครื่องขัดผิววัสดุ	2,000 บาท
2.	การผลิตชิ้นงานตัวอย่าง	30,000 บาท
3.	ค่าใช้จ่ายอื่นๆ	3,000 บาท
	รวม	35,000 บาท



บรรณานุกรม

1. Gupta B, Johnson NW, Kumar N. Global Epidemiology of Head and Neck Cancers: A Continuing Challenge. *Oncology*. 2016;91(1):13-23.
2. Tangjaturonrasme N, Vatanasapt P, Bychkov A. Epidemiology of head and neck cancer in Thailand. *Asia Pac J Clin Oncol*. 2018;14(1):16-22.
3. Baskar R, Lee KA, Yeo R, Yeoh KW. Cancer and radiation therapy: current advances and future directions. *Int J Med Sci*. 2012;9(3):193-9.
4. Podgorsak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International atomic energy agency; 2005.
5. Barrett A, Dobbs J, Morris S, Roques T. Practical radiotherapy planning. Italy: Macmillan Publishing Solutions; 2009.
6. Harrison JS, Stratemann S, Redding SW. Dental implants for patients who have had radiation treatment for head and neck cancer. *Spec Care Dentist*. 2003;23(6):223-9.
7. Ps SK, Balan A, Sankar A, Bose T. Radiation induced oral mucositis. *Indian J Palliat Care*. 2009;15(2):95-102.
8. Vissink A, Jansma J, Spijkervet FK, Burlage FR, Coppes RP. Oral sequelae of head and neck radiotherapy. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003;14(3):199-212.
9. Sprawls P. Physical principles of medical imaging. 2nd ed. Madison, Wisconsin [Estados Unidos]: Medical Physics Publishing; 1995.
10. Silverman S, Jr. Oral cancer: complications of therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1999;88(2):122-6.
11. Chin DW, Treister N, Friedland B, Cormack RA, Tishler RB, Makrigiorgos GM, et al. Effect of dental restorations and prostheses on radiotherapy dose distribution: a Monte Carlo study. *J Appl Clin Med Phys*. 2009;10(1):2853.
12. Farahani M, Eichmiller FC, McLaughlin WL. Measurement of absorbed doses near metal and dental material interfaces irradiated by x- and gamma-ray therapy beams. *Physics in medicine and biology*. 1990;35(3):369-85.
13. Wang RR, Pillai K, Jones PK. In vitro backscattering from implant materials during radiotherapy. *J Prosthet Dent*. 1996;75(6):626-32.

14. Mian TA, Van Putten MC, Jr., Kramer DC, Jacob RF, Boyer AL. Backscatter radiation at bone-titanium interface from high-energy X and gamma rays. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1987;13(12):1943-7.
15. Ozen J, Dirican B, Oysul K, Beyzadeoglu M, Ucok O, Beydemir B. Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;99(6):743-7.
16. Beumer J, Faulkner RF, Shah KC, Moy PK. *Fundamentals of implant dentistry, prosthodontic principles.* China: Quintessence publishing; 2015.
17. Sathasivam HP, Davies GR, Boyd NM. Predictive factors for osteoradionecrosis of the jaws: A retrospective study. *Head & neck.* 2018;40(1):46-54.
18. Granstrom G. Osseointegration in irradiated cancer patients: an analysis with respect to implant failures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(5):579-85.
19. Colella G, Cannavale R, Pentenero M, Gandolfo S. Oral implants in radiated patients: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2007;22(4):616-22.
20. Granstrom G, Tjellstrom A, Albrektsson T. Postimplantation irradiation for head and neck cancer treatment. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1993;8(5):495-501.
21. Serichetaphongse P, Sitthikhunkitt P, Srisubat-Ploysongsang S. Measurement of scattered radiation from dental implants in dry human jaw during radiotherapy. *Chulalongkorn university dental journal.* 2004;27:235-46.
22. Wang R, Pillai K, Jones PK. Dosimetric measurement of scattered radiation from dental implants in simulated head and neck radiotherapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):197-203.
23. Reitemeier B, Reitemeier G, Schmidt A, Schaal W, Blochberger P, Lehmann D, et al. Evaluation of a device for attenuation of electron release from dental restorations in a therapeutic radiation field. *J Prosthet Dent.* 2002;87(3):323-7.
24. Tso TV, Hurwitz M, Margalit DN, Lee SJ, Williams CL, Rosen EB. Radiation dose enhancement associated with contemporary dental materials. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):703-7.
25. Rocha BA, Lima LMC, Paranaiba LMR, Martinez ADS, Pires MBO, de Freitas EM, et

- al. Intraoral stents in preventing adverse radiotherapeutic effects in lip cancer patients. *Rep Pract Oncol Radiother.* 2017;22(6):450-4.
26. Ihde S, Kopp S, Gundlach K, Konstantinovic VS. Effects of radiation therapy on craniofacial and dental implants: a review of the literature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(1):56-65.
27. Schoen PJ, Raghoobar GM, van Oort RP, Reintsema H, van der Laan BF, Burlage FR, et al. Treatment outcome of bone-anchored craniofacial prostheses after tumor surgery. *Cancer.* 2001;92(12):3045-50.
28. Matsuzaki H, Tanaka-Matsuzaki K, Miyazaki F, Aoyama H, Ihara H, Katayama N, et al. The role of dentistry other than oral care in patients undergoing radiotherapy for head and neck cancer. *Jpn Dent Sci Rev.* 2017;53(2):46-52.
29. Farahani M, Eichmiller FC, McLaughlin WL. Metal-polysiloxane shields for radiation therapy of maxillo-facial tumors. *Med Phys.* 1991;18(2):273-8.
30. Gagnon WF, Cundiff JH. Dose enhancement from backscattered radiation at tissue-metal interfaces irradiated with high energy electrons. *Br J Radiol.* 1980;53(629):466-70.
31. Ravikumar M, Ravichandran R, Sathiyam S, Supe SS. Backscattered dose perturbation effects at metallic interfaces irradiated by high-energy X- and gamma-ray therapeutic beams. *Strahlenther Onkol.* 2004;180(3):173-8.
32. Sakamoto Y, Koike N, Takei H, Ohno M, Miwa T, Yoshida K, et al. Influence of backscatter radiation on cranial reconstruction implants. *Br J Radiol.* 2017;90(1070):20150537.
33. Kinhikar RA, Tambe CM, Patil K, Mandavkar M, Deshpande DD, Gujjalanavar R, et al. Estimation of dose enhancement to soft tissue due to backscatter radiation near metal interfaces during head and neck radiotherapy - A phantom dosimetric study with radiochromic film. *J Med Phys.* 2014;39(1):40-3.
34. Friedrich RE, Todorovic M, Heiland M, Scheuer HA, Krull A. Scattering effects of irradiation on surroundings calculated for a small dental implant. *Anticancer Res.* 2012;32(5):2043-6.
35. Leghuel HA. Radiation Backscatter of Zirconia [text]. United States, North America: The Ohio State University; 2013.

36. Rosengren B, Wulff L, Carlsson E, Carlsson J, Strid KG, Montelius A. Backscatter radiation at tissue-titanium interfaces. Biological effects from diagnostic 65 kVp x-rays. *Acta Oncol.* 1993;32(1):73-7.
37. Niroomand-Rad A, Razavi R, Thobejane S, Harter KW. Radiation dose perturbation at tissue-titanium dental interfaces in head and neck cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1996;34(2):475-80.
38. Beyzadeoglu M, Ozyigit G, Ebruli C. Basic radiation oncology. Berlin, Heidelberg: Springer; 2010.
39. Podgorsak EB. Radiation physics for medical physicists. Heidelberg: Springer; 2010.
40. Spiers FW. Effective Atomic Number and Energy Absorption in Tissues. *Br J Radiol.* 1946;19(218):52-63.
41. Murty RC. Effective Atomic Numbers of Heterogeneous Materials. *Nature.* 1965;207(4995):398-9.
42. Dobrossy L. Epidemiology of head and neck cancer: magnitude of the problem. *Cancer Metastasis Rev.* 2005;24(1):9-17.
43. Davies L, Welch HG. Epidemiology of head and neck cancer in the United States. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2006;135(3):451-7.
44. Indongo V, Tagoe S, Kyere K, Schandorf C. Imaging and dosimetric considerations for titanium prosthesis implanted within the irradiated region by Cobalt-60 teletherapy unit. *Int J Med Phys Clin Eng Radiat Oncol.* 2018;7:160-72.
45. Murdoch-Kinch CA, Zwetchkenbaum S. Dental management of the head and neck cancer patient treated with radiation therapy. *J Mich Dent Assoc.* 2011;93(7):28-37.
46. Bagan JV, Scully C, Zapater E, Basterra J, Bagan L. Osteoradionecrosis of the jaws. *Clinic Rev Bone Miner Metab.* 2011;9:47-53.
47. Lyons A, Ghazali N. Osteoradionecrosis of the jaws: current understanding of its pathophysiology and treatment. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2008;46(8):653-60.
48. Dholam KP, Gurav SV. Dental implants in irradiated jaws: a literature review. *J Cancer Res Ther.* 2012;8 Suppl 1:S85-93.
49. Granström G. Placement of Dental Implants in Irradiated Bone: The Case for

Using Hyperbaric Oxygen. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(5):812-8.

50. Reuther T, Schuster T, Mende U, Kubler A. Osteoradionecrosis of the jaws as a side effect of radiotherapy of head and neck tumour patients--a report of a thirty year retrospective review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003;32(3):289-95.

51. Pappas GC. Bone changes in osteoradionecrosis. A review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1969;27(5):622-30.

52. Healy BJ, Van der Merwe D, Christaki KE, Meghzi A. Cobalt-60 machines and medical linear accelerators: Competing technologies for external beam radiotherapy. *Clin Oncol (R Coll Radiol).* 2017;29(2):110-5.

53. Levitt SH, Purdy JA, Perez CA, Poortmans P. Technical basis of radiation therapy: Practical clinical applications. 5th ed. Heidelberg: Springer; 2012.

54. Page BR, Hudson AD, Brown DW, Shulman AC, Abdel-Wahab M, Fisher BJ, et al. Cobalt, Linac, or Other: What is the best solution for radiation therapy in developing country? *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2014;89(3):476-80.

55. Shah JP, Patel SG, Singh B, Wong RJ. *Jatin Shah's Head and Neck Surgery and Oncology.* 5th ed. China: Elsevier; 2019.

56. Hill RF, Brown S, Baldock C. Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements. *Radiat Meas.* 2008;43:1258-64.

57. Constantinou C, Attix FH, Paliwal BR. A solid water phantom material for radiotherapy x-ray and gamma-ray beam calibrations. *Med Phys.* 1982;9(3):436-41.

58. Instruction Manual RW3 Slab Phantom T29672 and T40006.1.001: PTW the dosimetry company; 2011 [Available from: http://www.ptw-usa.com/typo3conf/ext/naw_secured/secure.php?u=0&file=ZmlsZWZkbnWuL2ludGVybWVscy9yYWRfdGhlcmFweS9tYW5fc3BLYy9SVzNfUGhhbnRvbV9UMjk2NzJfVDQwMDA2X01hbl9lbl8xODgxMzEwMF8wNy5wZGY=&t=1498259129&hash=6ff0d14f7ce20d0b62695bb064ded9ea].

59. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. American Association of Physicists in Medicine. *Med Phys.* 1998;25(11):2093-115.

60. Kron T. Thermoluminescence dosimetry and its applications in medicine--Part 1:

Physics, materials and equipment. *Australas Phys Eng Sci Med.* 1994;17(4):175-99.

61. Nieto JA. Thermoluminescence Dosimetry (TLD) and its Application in Medical Physics. *AIP Conf Proc.* 2004;724(1):20-7.

62. Dieterich S, Ford E, Pavord D, Zeng J. *Practical radiation oncology physics: A companion to Gunderson & Tepper's clinical radiation oncology.* United Kingdom: Elsevier; 2015.

63. McKeever SW, Moscovitch M. On the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry.* 2003;104(3):263-70.

64. West WG, Kearfott KJ. *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry: An Introduction.* *Solid State Phenomena.* 2015;238:161-73.

65. Akselrod MS, Botter-Jensen L, McKeever SWS. Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry. *Radiat Meas.* 2007;41:578-599.

66. Anusavice K, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials.* 12th ed. London, United Kingdom: Saunders; 2012.

67. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials.* [electronic resource]. 13th ed. St. Louis, Mo: Elsevier Mosby; 2012.

68. Kunter R, Mridha S. *Gold: Alloying, Properties, and Applications.* Reference Module in Materials Science and Materials Engineering: Elsevier; 2016.

69. Hanawa T. 1 - Overview of metals and applications. In: Niinomi M, editor. *Metals for Biomedical Devices.* 2 ed: Woodhead Publishing; 2010. p. 3-24.

70. Givan DA. 5 - Precious metal alloys for dental applications. In: Baltzer N, Copponex T, editors. *Precious Metals for Biomedical Applications:* Woodhead Publishing; 2014. p. 109-29.

71. Ivoclar Vivadent. Maxigold [internet]. [Available from: <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/alloys/crown-bridge-alloys/reduced-gold-content/maxigold>].

72. Goodacre CJ. Palladium-silver alloys: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1989;62(1):34-7.

73. Ivoclar Vivadent. Elektra [internet]. [Available from: <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/alloys/crown-bridge->

alloys/containing-pd-silver/elektra.

74. Saini M, Singh Y, Arora P, Arora V, Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases*. 2015;3(1):52-7.
75. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*. 2007;23(7):844-54.
76. Signer Titanium. Signer Titanium AG [internet]. [Available from: <http://www.signer-titanium.com/en/main.asp>].
77. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcaniz-Raya M, Penarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;14(3):E141-5.
78. Bae EJ, Jeong ID, Kim WC, Kim JH. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *J Prosthet Dent*. 2017;118(2):187-93.
79. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont*. 2017;26(2):156-63.
80. Singh R, Singh S, Hashmi M. Implant materials and their processing technologies. 2016. In: Reference module in materials science and materials engineering [Internet]. Elsevier.
81. Paris H, Mokhtarian H, Coatanéa E, Museau M, Ituarte IF. Comparative environmental impacts of additive and subtractive manufacturing technologies. *CIRP Ann Manuf Technol*. 2016;65(1):29-32.
82. Wang XC, Laoui T, Bonse J, Kruth JP, Lauwers B, Froyen L. Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. *Int J Adv Manuf Technol*. 2002;19:351-7.
83. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater*. 2008;24(11):1525-33.
84. Becker TH, Beck M, Scheffer C. Microstructure and mechanical properties of direct metal laser sintered Ti-6Al-4V. *South African Journal of Industrial Engineering*. 2015;26(1):1-10.

85. Agapovichev AV, Kokareva VV, Smelov VG, Sotov AV. Selective laser melting of titanium alloy: investigation of mechanical properties and microstructure. IOP Conf Ser Mater Sci Eng. 2016;156:1-6.
86. Vandenbroucke B, Kruth J-P. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. Rapid Prototyp J. 2007;13(4):196-203.
87. Yap CY, Chua CK, Dong ZL, Liu ZH, Zhang DQ, Loh LE, et al. Review of selective laser melting: Materials and applications. Appl Phys Rev. 2015;2:1-21.
88. Osman RB, Swain MV. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. Materials (Basel). 2015;8(3):932-58.
89. Trumpf. TruPrint 5000 3Dprinting system [Available from: https://www.trumpf.com/en_INT/products/machines-systems/additive-production-systems/truprint-5000/].
90. Azizi M, Mowlavi AA, Ghorbani M, Davenport D. Effect of various dental restorations on dose distribution of 6 MV photon beam. J Cancer Res Ther. 2017;13(3):538-43.
91. Shimamoto H, Sumida I, Kakimoto N, Marutani K, Okahata R, Usami A, et al. Evaluation of the scatter doses in the direction of the buccal mucosa from dental metals. Journal of applied clinical medical physics. 2015;16(3):5374.
92. Landauer. NanoDot Dosimeter [PDF file]: Landauer; 2017. Available from: https://www.landauer.com/sites/default/files/product-specification-file/nanoDot_0.pdf.



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ฉัญสินี คุณาภินันท์
วัน เดือน ปี เกิด	19 กันยายน 2535
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ที่อยู่ปัจจุบัน	69/1 ซอยศุภราชา1 ถนนพหลโยธิน แขวงสามเสนใน เขตพญาไท กทม. 10400



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY