ความต้านทานต่อความล้าทางห้องปฏิบัติการของหลักยึดรากเทียม แบบเหวี่ยงด้วยโลหะผสม 3 ชนิด

IN VITRO FATIGUE RESISTANCE OF CAST-ON ABUTMENT CAST WITH THREE DIFFERENT ALLOYS

เข็มทอง ทองเกิด

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2562

ความต้านทานต่อความล้าทางห้องปฏิบัติการของหลักยึดรากเทียม แบบเหวี่ยงด้วยโลหะผสม 3 ชนิด

เข็มทอง ทองเกิด

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมทั่วไปขั้นสูง
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

IN VITRO FATIGUE RESISTANCE OF CAST-ON ABUTMENT CAST WITH THREE DIFFERENT ALLOYS

KHEMTONG TONGGERD

A Thesis Submitted in partial Fulfillment of Requirements

for MASTER OF SCIENCE (aster of Science (Advanced General Dentistry))

Faculty of Dentistry Srinakharinwirot University

2019

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ความต้านทานต่อความล้าทางห้องปฏิบัติการของหลักยึดรากเทียม

แบบเหวี่ยงด้วยโลหะผสม 3 ชนิด

ของ

เข็มทอง ทองเกิด

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมทั่วไปขั้นสูง

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

..... คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

.....

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก ..... ประธาน

(อาจารย์อุษณีย์ ปึงไพบูลย์) (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ณัฐพล จันทร์พาณิชย์)

..... ที่ปรึกษาร่วม ..... กรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิดรอน) (รองศาสตราจารย์ ดร.พรสวรรค์ ธนธรวงศ์)

ชื่อเรื่อง	ความต้านทานต่อความล้าทางห้องปฏิบัติการของหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงด้วยโลหะผสม 3 ชนิด
ผู้วิจัย	เข็มทอง ทองเกิด
ปริญญา	วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2562
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ อุษณีย์ ปึงไพบูลย์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานต่อความล้าของหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะด้วยโลหะผสม 3 ชนิดที่แตกต่างกัน โดยใช้กลุ่มตัวอย่างจำนวน 40 ชิ้น แทนรากเทียมเพื่อรองรับครอบฟัน 1 ซี่ แบ่งเป็น 4 กลุ่ม (กลุ่มละ 10 ชิ้น) ได้แก่ กลุ่ม TA หลักยึดรากเทียมไทเทเนียมสำเร็จรูป กลุ่ม GS หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยโลหะผสมกึ่งมีค่า กลุ่ม GP หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยโลหะผสมพัลลาเดียม และกลุ่ม CN หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเหวี่ยงด้วยโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม นำชิ้นตัวอย่างไปทดสอบความล้าที่ความถี่ 20 รอบต่อวินาที โดยเริ่มทดสอบที่แรง 200 นิวตัน (5000 รอบ) และให้แรงเพิ่มเป็นลำดับขั้นที่ 400 600 800 1000 1200 1400 1600 และสูงสุดที่ 1800 นิวตัน (ช่วงละ 30,000 รอบ) โดยจำนวนรอบสูงสุดไม่เกิน 245,000 รอบ บันทึกจำนวนรอบและรูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงาน วิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวร่วมกับวิเคราะห์การคงอยู่ชิ้นงานของไวบุลล์ ผลการวิจัยพบว่าค่าเฉลี่ยจำนวนรอบของชิ้นงานแต่ละกลุ่มเป็นดังนี้ TA (189,883±22,734) GS (195,028±22,371) GP (187,662±22,555) และ CN (200,350±30,851) ตามลำดับ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p=.673) กลุ่ม CN มีค่าความแข็งแรงของไวบุลล์สูงแต่มีค่าไวบุลล์มอดูลัสต่ำกว่ากลุ่มอื่นแสดงให้เห็นถึงความคงทนสูง แต่มีความน่าเชื่อถือของชิ้นงานต่ำ โดยสรุป หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมมีค่าความต้านทานต่อความล้าเพียงพอที่สามารถนำมาใช้ได้ แต่มีโอกาสทำให้เกิดความเสียหายต่อรากเทียมมากกว่ากลุ่มอื่น การที่จะนำมาใช้งานในระยะยาวจึงควรพิจารณาถึงปัจจัยเสี่ยงดังกล่าวร่วมด้วย

คำสำคัญ : รากฟันเทียม หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะ ความล้า ความล้มเหลวเชิงกล

Title	*IN VITRO* FATIGUE RESISTANCE OF CAST-ON ABUTMENT CAST WITH THREE DIFFERENT ALLOYS
Author	KHEMTONG TONGGERD
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2019
Thesis Advisor	Usanee Puengpaiboon

The aim of this study was to compare fatigue resistance of a cast-on abutment cast with three different alloys. There were forty specimens, representing single implant supported crowns, prepared and divided into four groups (n=10); TA: stock titanium abutment, GS: gold cast abutment cast with 40% gold alloy, GP: gold cast abutment cast with palladium alloy, CN: non-precious cast abutment cast with nickel-chromium alloy. The specimens were subjected to cyclic loading at 20 Hz, starting from 200 N (×5000 cycles), followed by stepwise loading of 400, 600, 800, 1000, 1200, 1400,1600 and 1800 N (30000 cycles each). The specimens were loaded for a maximum of 245,000 cycles. The total number of cycles and the mode of failure were recorded. The data was analyzed using one-way ANOVA and Weibull survival analyses. The results showed that total number of cycles were TA (189,883±22,734), GS (195,028±22,371), GP (187,662±22,555), CN (200,350±30,851), respectively and there were no significant differences (p=.673). CN had a higher Weibull characteristic strength and a lower Weibull Modulus, which demonstrated greater durability, but had less structural reliability. In conclusion, non-precious cast abutment showed promising fatigue resistance after cyclic loading and could be used as abutment material. However, the highest failure rate of implant fixtures were found in this group and this factor should be considered before abutment selection.

Keyword : Dental implants. cast-on abutment. fatigue. mechanical failure

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะสำเร็จลงไม่ได้เลยหากผู้วิจัยไม่ได้รับความช่วยเหลือจากบุคคลและหน่วยงานต่อไปนี้ ลำดับแรก ผู้วิจัยขอขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษา อ.ทพญ.อุษณีย์ ปึงไพบูลย์ และอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม รศ.ดร.ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิดรอน เป็นอย่างสูง ที่คอยให้คำแนะนำปรึกษาและช่วยเหลือตลอดระยะเวลาในการทำงานวิจัย จนทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำงานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

ขอขอบพระคุณ อ.ทพ.พีรพัฒน์ กวีวงศ์ประเสริฐ สำหรับคำแนะนำเรื่องวิธีการทดสอบความล้าที่ใช้ในงานวิจัยนี้

ขอขอบพระคุณ อ.ดร.ทพ.ณัฐพล กิตติคุณเดชา สำหรับคำแนะนำเรื่องการพรรณนาภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการใช้เครื่องทดสอบให้คำแนะนำและความรู้ทางด้านวัสดุศาสตร์เพื่อนำมาปรับใช้ในงานวิจัยแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบคุณคณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒที่ให้ความอนุเคราะห์ในการใช้สถานที่และเครื่องมือในการทำงานวิจัย

ขอขอบคุณ ทพ.ภัทรวิน อรัญนารถ สำหรับคำแนะนำในการเขียนงานวิจัยและความช่วยเหลือตลอดการทำวิจัยนี้

สุดท้ายนี้ผู้วิจัยขอขอบพระคุณบิดา และมารดา ผู้ซึ่งเป็นกำลังใจและคอยให้การสนับสนุนในทุก ๆ ด้านเสมอมา จนทำให้ผู้วิจัยสามารถทำการวิจัยนี้ให้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

เข็มทอง ทองเกิด

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย ..... ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ..... จ

กิตติกรรมประกาศ ..... ฉ

สารบัญ ..... ช

สารบัญตาราง ..... ฌ

สารบัญรูปภาพ ..... ญ

บทที่ 1 บทนำ 1

ภูมิหลัง 1

วัตถุประสงค์ของงานวิจัย 3

ขอบเขตของการวิจัย 4

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย 4

ตัวแปรที่ศึกษา 4

ตัวแปรอิสระ 4

ตัวแปรตาม 5

กรอบแนวคิดวิจัย 5

สมมติฐานงานวิจัย 5

สมมติฐานทางสถิติ 5

บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 6

รากเทียมและหลักยึดรากเทียม 6

ภาวะแทรกซ้อนจากการรักษาด้วยรากฟันเทียม 9

การทดสอบเชิงกลของรากเทียมและฟันเทียม 12

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย 18
การออกแบบงานวิจัย 18
สถานที่ศึกษา 18
การกำหนดประชากรและกลุ่มตัวอย่าง 18
ประชากรที่ใช้ในงานวิจัย 18
กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย 18
การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง 18
เครื่องมือและวัสดุอุปกรณ์ 19
การเตรียมชิ้นงาน 21
ขั้นการทดสอบ 25
การวิเคราะห์ข้อมูล 27
บทที่ 4 ผลการวิจัย 29
ผลการทดสอบการต้านทานต่อความล้า 29
ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงาน 29
การวิเคราะห์การคงอยู่ของชิ้นงานด้วยสถิติไวบุลล์ 33
ลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน 34
วิเคราะห์การแตกของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด 35
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ 41
ภาคผนวก 48
บรรณานุกรม 55
ประวัติผู้เขียน 64

สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 แสดงค่าเฉลี่ยแรงสบฟันสูงสุดขณะรู้ตัวบริเวณฟันกรามแท้ในผู้ใหญ่ 11

ตาราง 2 แสดงกลุ่มตัวอย่างทั้ง 4 กลุ่มที่ใช้ในการวิจัย..... 20

ตาราง 3 แสดงส่วนประกอบของโลหะผสมแต่ละชนิดที่ใช้ในกลุ่ม GS GP และ CN 21

ตาราง 4 แสดงแผนการดำเนินงาน 27

ตาราง 5 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และช่วงความเชื่อมั่นที่ร้อยละ 95 ของจำนวนรอบก่อนเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานทดสอบ 29

ตาราง 6 แสดงค่าไวบุลล์มอดูลัสและความแข็งแรงของไวบุลล์ในชิ้นงานแต่ละกลุ่ม 33

ตาราง 7 แสดงการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานแต่ละกลุ่ม 35

ตาราง 8 แสดงจำนวนรอบก่อนเกิดความล้มเหลวของกลุ่มทดลองทั้ง 4 กลุ่ม ในหน่วยรอบ 49

ตาราง 9 แสดงค่าแรงที่เกิดความล้มเหลวของกลุ่มทดลองทั้ง 4 กลุ่ม ในหน่วยนิวตัน..... 50

ตาราง 10 แสดงผลการทดสอบลักษณะการกระจายของข้อมูล..... 51

ตาราง 11 แสดงผลการตรวจสอบความเท่ากันของความแปรปรวน..... 52

ตาราง 12 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 53

ตาราง 13 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยภายหลังการทดสอบรวม ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95..... 54

สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพประกอบ 1 แสดงหลักยึดและครอบบนรากเทียมที่ยึดด้วยซีเมนต์..... 1

ภาพประกอบ 2 แสดงครอบบนรากเทียมที่ยึดด้วยสกรู..... 2

ภาพประกอบ 3 แสดงหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะขึ้นรูปเป็นหลักยึดเฉพาะบุคคล..... 2

ภาพประกอบ 4 แสดงส่วนประกอบของรากเทียม..... 6

ภาพประกอบ 5 แสดงความล้มเหลวของรากเทียม..... 10

ภาพประกอบ 6 แสดงผลการให้แรงแบบขั้นบันไดใน 30 ชิ้นตัวอย่าง โดยชิ้นตัวอย่างที่ได้รับแรงจนล้มเหลวแทนด้วยกากบาท(สีแดง) ส่วนชิ้นตัวอย่างที่อยู่รอดแทนด้วยวงกลม(สีเขียว) เมื่อให้แรงจนตัวอย่างเกิดการล้มเหลว ในตัวอย่างชิ้นถัดไปจะมีการลดระดับความเค้นลง แต่ถ้าตัวอย่างยังคงอยู่จะมีการเพิ่มระดับความเค้นสูงขึ้น โดยมีขั้นของการเพิ่ม-ลดแรงอยู่ที่ 30 นิวตัน..... 14

ภาพประกอบ **7** แสดงการทดสอบขั้นความเค้นแบบเร่งที่มีรอบการให้แรงเป็นแบบน้อย ปานกลาง มาก..... 15

ภาพประกอบ 8 แสดงอุปกรณ์นำแนวในการหล่อรากเทียมในเรซิน..... 22

ภาพประกอบ 9 แสดงบ่ารากเทียมสูงกว่าระดับเรซินชนิดแข็ง 3 มิลลิเมตร..... 22

ภาพประกอบ 10 การแต่งขี้ผึ้งบนหลักยึดเป็นรูปครึ่งทรงกลมคว่ำขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร..... 22

ภาพประกอบ 11 แสดงตำแหน่งถ่ายภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่..... 24

ภาพประกอบ 12 แสดงจุดสัมผัสระหว่างหลักยึดและรากเทียม และบริเวณส่วนโยงภายในแบบหกเหลี่ยม (Internal hexagonal connection)..... 24

ภาพประกอบ 13 แสดงแผนผังการวางระบบทดสอบในหลักยึดรากเทียมแบบไม่มีมุมตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016..... 25

ภาพประกอบ 14 แสดงการทดสอบความต้านทานต่อความล้าด้วยเครื่องทดสอบอเนกประสงค์ 26

ภาพประกอบ 15 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงานกลุ่ม TA 31

ภาพประกอบ 16 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงานกลุ่ม GS 31

ภาพประกอบ 17 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงานกลุ่ม GP 32

ภาพประกอบ 18 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงานกลุ่ม CN 32

ภาพประกอบ 19 แสดงแผนผังจำนวนรอบการคงอยู่ของชิ้นงานจากการวิเคราะห์ด้วยสถิติไวบุลล์ 33

ภาพประกอบ 20 ลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน โดย TA1 GS1 GP1 แสดงความเสียหายต่อบริเวณหลักยึดรากเทียมร่วมกับสกรูของหลักยึด TA2 GS2 GP2 CN2 แสดงความเสียหายของรากเทียมร่วมกับสรูของหลักยึด และ TA3 GS3 CN3 แสดงความเสียหายทั้งส่วนรากเทียม หลักยึดรากเทียมและสกรูของหลักยึด โดยลูกศรสีแดงรอยแตกของรากเทียมในกลุ่ม GS . 34

ภาพประกอบ 21 แสดงการแตกของบริเวณส่วนโยงภายในของหลักยึดรากเทียมด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดก่อนและหลังการทดสอบความล้า 36

ภาพประกอบ 22 แสดงรอยร้าวบริเวณส่วนเชื่อมต่อของหลักยึดรากเทียมในกลุ่ม CN เมื่อตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด 36

ภาพประกอบ 23 แสดงภาพถ่ายกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงการแตกบริเวณรากเทียมแต่ละกลุ่ม 38

ภาพประกอบ 24 แสดงรอยแตกขนาดเล็กบริเวณส่วนโยงภายในของรากเทียมกลุ่ม TA เมื่อตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด 39

ภาพประกอบ 25 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงพื้นผิวการแตกบริเวณสกรูหลักยึดของชิ้นงานทั้ง 4 กลุ่ม โดย (A) แสดงทิศทางการได้รับแรงและการขยายตัวของรอยแตก (B) แสดงบริเวณที่เกิดความล้า และ (C) แสดงบริเวณที่เกิดการรับแรงเกินพิกัด 40

บทที่ 1
บทนำ

ภูมิหลัง

รากเทียม (Dental implants) หรืออุปกรณ์เทียมที่สร้างขึ้นจากวัสดุสังเคราะห์ ที่ฝังเข้าไปในกระดูก เพื่อการยึดอยู่และรองรับฟันเทียมติดแน่นหรือฟันเทียมถอดได้[1] สามารถทดแทนฟันธรรมชาติที่สูญเสียไปได้ดีทั้งในแง่ของความสวย และการใช้งานทั้งด้านการบดเคี้ยวหรือออกเสียง จึงถือเป็นนวัตกรรมที่สามารถช่วยพัฒนาคุณภาพชีวิตผู้ป่วย โดยหลักยึดรากเทียมเพื่อรองรับครอบฟันหรือสะพานฟันไม่เกิน 3 ยูนิต มี 2 ชนิด ได้แก่ หลักยึดแบบสำเร็จรูปที่ทำมาจากบริษัทผู้ผลิต (Premachined stock titanium abutment) เพื่อรองรับการยึดครอบฟันด้วยซีเมนต์ (Cement retained crown)

ภาพประกอบ 1 แสดงหลักยึดและครอบบนรากเทียมที่ยึดด้วยซีเมนต์

ที่มา: [cited 2017 Nov 11]. Available from: http://www.academia.edu/28580826/A_Dentists_Guide_to_Implantology_A_Dentist_s_Guide_to

และหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะ (Cast-on abutment) เพื่อรองรับการยึดครอบฟันด้วยสกรู (Screw retained crown) ซึ่งเหมาะกับผู้ป่วยที่มีระยะระหว่างสันเหงือกและฟันคู่สบน้อยกว่า 4 มิลลิเมตร ในกรณีที่แนวแกนของรากเทียมเอียงมากกว่า 30 องศา สามารถใช้หลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะขึ้นรูปเป็นหลักยึดเฉพาะบุคคล (Custom abutment) เพื่อปรับแก้ไขการใส่ครอบตามที่ควรจะเป็นได้[2]

ภาพประกอบ 2 แสดงครอบบนรากเทียมที่ยึดด้วยสกรู

ที่มา: [cited 2017 Nov 11]. Available from: http://www.academia.edu/28580826/A_Dentists_Guide_to_Implantology_A_Dentist_s_Guide_to

ภาพประกอบ 3 แสดงหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะขึ้นรูปเป็นหลักยึดเฉพาะบุคคล

ที่มา: อ.ทพญ.อุษณีย์ ปึงไพบูลย์

ตามมาตรฐานการรักษาในปัจจุบันจะใช้หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทอง (Cast-on abutment with gold alloy connection) ซึ่งเป็นวัสดุบูรณะที่มีความแนบสนิทและมีความสามารถในการเหวี่ยงขึ้นรูป (Castability) ที่ดี[3, 4] แต่เนื่องจากโลหะผสมทองมีราคาแพง ทำให้ผู้ป่วยต้องรับภาระเรื่องค่าใช้จ่ายจากการรักษาด้วยรากเทียมมากขึ้น จึงมีการพัฒนาคิดค้นโลหะผสมอื่น มาเป็นทางเลือกในการทำหลักยึดและครอบฟันเทียมเพื่อลดต้นทุนในการรักษา เช่น พัลลาเดียม (Palladium) โคบอลต์-โครเมียม (Cobalt-Chromium) เป็นต้น โดยโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม มีข้อดีคือ ราคาไม่แพงเท่ากับทอง มีการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อที่ดี มีความสามารถต้านทานการกร่อน (Corrosion resistance) แต่มีความแข็งผิวมาก (Surface

hardness) ทำให้ยากในการปรับแต่ง[5] ส่วนโลหะผสมพัลลาเดียมถูกทดสอบและนำมาปรับใช้ในรากเทียมมาเป็นเวลานานพบว่ามีความน่าเชื่อถือและปราศจากความเสี่ยง นอกจากนี้ยังมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี ในเรื่องของความแข็งแรง และความทนทาน มีคุณสมบัติที่ยอดเยี่ยมในด้านการป้องกันการหมอง การกร่อน และความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปาก[6] ซึ่งปัจจุบันมีรากเทียมบางระบบ เช่น รากเทียมระบบออสเทม ระบบเดนเทียม ระบบนีโอไบโอเทคจากประเทศเกาหลี และระบบพีดับบลิว พลัสจากประเทศไทย ได้ผลิตหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะที่มีแกนโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม เพื่อเป็นการลดต้นทุนค่าโลหะผสมทอง

มีรายงานเกี่ยวกับอัตราการรอดของรากเทียม (Survival rate) หลังจากใช้งาน 15 ปี มากกว่าร้อยละ 90 แต่อย่างไรก็ตามยังพบปัญหาที่เกิดหลังจากการใช้งานในระยะยาว ทั้งในเชิงชีวภาพ เช่น เยื่อเมือกรอบรากเทียมอักเสบ (Periimplant mucositis) และเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบ (Peri implantitis) และปัญหาเชิงกล เช่น การแตกหักของหลักยึดรากเทียม (Abutment fracture) การแตกหักของวัสดุบูรณะ (Restoration fracture) การหลวมของสกรู (Screw loosening) การหักของสกรู (Screw fracture) การรับแรงเริ่มต้นลดลง (Preload reduction) เป็นต้น[7, 8] ซึ่งความล้า (Fatigue) ของหลักยึดรากเทียม และวัสดุบูรณะก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้เกิดความล้มเหลวเชิงกล โดยการทดสอบความล้าเป็นการทดสอบทางห้องปฏิบัติการวิธีหนึ่งที่ใช้ประเมินความน่าเชื่อถือทางคลินิกของรากเทียม[9] มีข้อดีคือ เป็นการจำลองการได้รับแรงเสมือนการบดเคี้ยวในช่องปาก จนแสดงผลให้เห็นในลักษณะรอยร้าวหรือแตกหักของวัสดุ

ผู้ป่วยกลุ่มที่มีช่องว่างระหว่างสันเหงือกค่อนข้างน้อยและมีงบประมาณจำกัด การผลิตหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมในการใส่ครอบฟันแบบยึดด้วยสกรูเป็นการเพิ่มโอกาสในการใส่ฟันบนรากเทียมแก่ผู้ป่วยกลุ่มดังกล่าว โดยงานวิจัยทดสอบความล้าของหลักยึดรากเทียมส่วนใหญ่จะทดสอบในหลักยึดรากเทียมสำเร็จรูปและหลักยึดรากเทียมเซอร์โคเนียร์ ส่วนงานวิจัยที่ทดสอบความล้าในหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะยังมีน้อย และยังไม่มีงานวิจัยที่ทดสอบความล้าของหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทอง และที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โดยเหวี่ยงด้วยโลหะผสมพัลลาเดียม และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม จึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้

วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานต่อความล้าทางห้องปฏิบัติการของหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองกับหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยง

ภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โดยเหวี่ยงด้วยโลหะผสมทอง โลหะผสมพัลลาเดียมและโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม

ขอบเขตของการวิจัย

โครงการวิจัยนี้เป็นการวิจัยพัฒนาทดลอง (Experimental development research) ในการเลือกประชากรและกลุ่มตัวอย่างใช้การเลือกกลุ่มตัวอย่างแบบเจาะจง (Purposive sampling) ได้แก่ หลักยึดรากเทียมสำเร็จรูป หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยโลหะผสมทอง หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยโลหะผสมพัลลาเดียม และหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเหวี่ยงด้วยโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย

การใส่ฟันเทียมเพื่อทดแทนฟันที่สูญเสียไป เป็นสิ่งหนึ่งที่ยกระดับคุณภาพชีวิตของผู้ป่วย ปัจจุบันมีผู้ป่วยที่มีข้อบ่งชี้และมีความต้องการในการใส่ฟันทดแทนด้วยครอบฟันรองรับด้วยรากเทียมเป็นจำนวนมาก แต่หลายรายมีข้อจำกัดในด้านงบประมาณที่จะใช้เพื่อการรักษา งานวิจัยชิ้นนี้จะสามารถแก้ไขปัญหาของผู้ป่วยกลุ่มนี้ได้ โดยลดค่าใช้จ่ายส่วนครอบฟัน ถ้าเปลี่ยนส่วนโยงภายในจากโลหะผสมทองเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม จะสามารถลดค่าใช้จ่ายของผู้ป่วยลงอย่างน้อย 5,400 บาทในกรณีที่ใส่ฟันหน้าเป็นครอบฟันโลหะเคลือบกระเบื้อง หรืออาจจะลดค่าโลหะลงได้ถึง 15,000 บาทในกรณีที่ใส่ฟันกรามหลังเป็นครอบฟันแบบโลหะล้วน นอกจากนี้การนำหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมไปใช้กับผู้ป่วยของนิสิตหลังปริญญาในโรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มศว.เพื่อเพิ่มทางเลือกในการใส่ฟันทดแทนด้วยงานทันตกรรมรากเทียมด้วยราคาที่ย่อมเยา ประหยัดค่าใช้จ่ายต่อผู้ป่วย ในด้านการเผยแพร่องค์ความรู้ ผู้วิจัยจะเผยแพร่ผลงานวิจัยในวารสารสาขาทันตแพทยศาสตร์ และทางวารสารวิชาการอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อนำเสนอทางเลือกในการใช้หลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมให้กับนิสิตทันตแพทย์หลังปริญญาทุกสถาบันและทันตแพทย์ทั่วไปสามารถนำไปใช้ใส่ฟันบนรากเทียมให้แก่ผู้ป่วยได้มากขึ้น

ตัวแปรที่ศึกษา

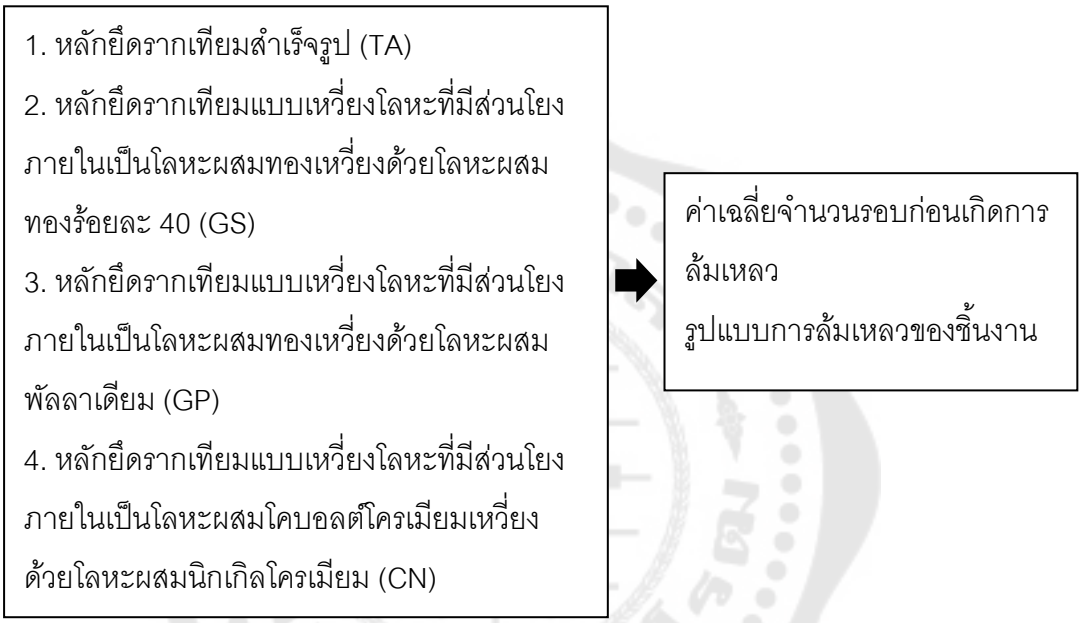
ตัวแปรอิสระ

ชนิดของหลักยึดรากเทียมและโลหะผสมที่ใช้เหวี่ยง

ตัวแปรตาม

ค่าเฉลี่ยจำนวนรอบก่อนเกิดการล้มเหลว ค่าแรงที่ทำให้ชิ้นงานเกิดความล้มเหลว และรูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงาน

กรอบแนวคิดวิจัย



สมมติฐานงานวิจัย

ชนิดของหลักยึดรากเทียมและโลหะผสมที่ใช้ไม่มีผลต่อความต้านทานต่อความล้า

สมมติฐานทางสถิติ

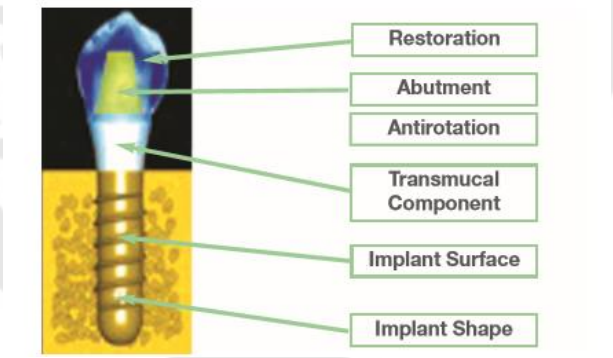
H_0: ค่าเฉลี่ยจำนวนรอบก่อนเกิดการล้มเหลวของหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงด้วยโลหะผสม 3 ชนิดไม่แตกต่างกัน

H_1: ค่าเฉลี่ยจำนวนรอบก่อนเกิดการล้มเหลวของหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงด้วยโลหะผสม 3 ชนิดแตกต่างกัน

บทที่ 2
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

รากเทียมและหลักยึดรากเทียม

รากเทียม (Dental implant) คือ 1.อุปกรณ์เทียมที่สร้างขึ้นจากวัสดุสังเคราะห์ โดยฝังเข้าไปในกระดูกใต้ชั้นของเยื่อเมือก (Mucosa) หรือ ชั้นเยื่อหุ้มกระดูก (Periosteal layer) เพื่อการยึดอยู่และรองรับฟันเทียมแบบติดแน่นหรือถอดได้ 2.ส่วนที่ปักลงไปในกระดูกเพื่อรองรับหลักยึดรากเทียม (Abutment) ซึ่งเป็นส่วนของรากเทียมที่จะรองรับหรือยึดฟันเทียมแบบติดแน่นหรือถอดได้[1] ข้อบ่งชี้ในการบูรณะด้วยรากเทียม เช่น บูรณะเพื่อความสวยงาม เพื่อใช้บดเคี้ยวหรือออกเสียง ใช้คงสภาพสันเหงือกว่าง คงสภาพกระดูก ป้องกันการฝ่อลีบของกระดูกเบ้าฟันหลังจากสูญเสียฟัน เป็นต้น โดยวัสดุที่ใช้ทำรากเทียมส่วนใหญ่ ได้แก่ ไทเทเนียมบริสุทธิ์ (Pure titanium) โลหะผสมไทเทเนียมเกรด 5 (Titanium alloy grade V) และเซรามิก (Ceramic) เช่น เซอร์โคเนียมไดออกไซด์(Zirconium dioxide) อะลูมิเนียมออกไซด์ (Aluminium oxide) เป็นต้น[7]



ภาพประกอบ 4 แสดงส่วนประกอบของรากเทียม

ที่มา: [cited 2017 Nov 11]. Available from: http://www.academia.edu/28580826/A_Dentists_Guide_to_Implantology_A_Dentist_s_Guide_to

หลักยึดรากเทียมเพื่อรองรับครอบฟัน 1 ซี่ มี 2 ชนิด ได้แก่ หลักยึดแบบสำเร็จรูปที่ทำมาจากบริษัทผู้ผลิต (Premachined stock titanium abutment) เพื่อรองรับการยึดครอบฟันด้วยซีเมนต์ (Cement retained crown) และหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะ (Cast-on abutment) เพื่อรองรับ

การยึดครอบฟันด้วยสกรู (Screw retained crown) ข้อดีของหลักยึดรากเทียมด้วยสกรูคือ สามารถปรับแก้ไขคืนรูปได้ (Retrievability) มีเสถียรภาพสูง (Stability) มีความคงทนระหว่างส่วนโยงภายในระหว่างรากเทียมและหลักยึด (Security of implant-abutment connection) สามารถใช้ได้ในกรณีที่ขอบของวัสดุบูรณะอยู่ต่ำกว่าขอบเหงือกมากกว่า 3 มิลลิเมตร หรือระยะระหว่างสันเหงือกถึงระนาบสบกันน้อยกว่า 4 มิลลิเมตร[10] ตามมาตรฐานการรักษาในปัจจุบันจะใช้หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทอง เนื่องจากเป็นวัสดุบูรณะที่มีความแนบสนิทที่ดี มีความสามารถในการเหวี่ยงขึ้นรูป (Castability) ที่ยอดเยี่ยม[3] นอกจากนี้ยังเป็นโลหะที่มีคุณสมบัติเชิงกล การเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปากที่ดี มีความต้านทานการหมองและการกัดกร่อนได้[4] แต่ปัจจุบันราคาทองเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว จึงมีการพัฒนาคิดค้นโลหะผสมอื่น มาเป็นทางเลือกในการทำหลักยึดและครอบฟันเทียม เช่น เงิน (Silver), ทองคำขาว (Platinum) พัลลาเดียม (Palladium) หรือโลหะพื้นฐาน (Base metal)[5, 11]

พัลลาเดียมถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมตั้งแต่ปี 1933[11] โดยนำมาใช้ร่วมกับโลหะชนิดอื่น เช่น ทอง เงิน ทองแดง แกลเลียม และสังกะสี เป็นต้น[12] โลหะพัลลาเดียมถูกทดสอบและนำมาปรับใช้ในรากเทียมมาเป็นเวลานานพบว่ามีความน่าเชื่อถือและปราศจากความเสี่ยง นอกจากนี้ยังมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี ในเรื่องของความแข็งแรง และความทนทาน มีคุณสมบัติที่ยอดเยี่ยมในด้านการป้องกันการหมอง การกัดกร่อน และความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปาก จึงถูกนำมาใช้ทำครอบฟันและสะพานฟัน[6] โลหะพัลลาเดียมเป็นวัสดุทางเลือกที่นำมาใช้แทนโลหะผสมทองเนื่องจากมีราคาถูกกว่า แต่มีความต้านทานการกร่อนน้อยกว่าโลหะผสมทอง[13] มีการศึกษาที่พบว่าพัลลาเดียมมีผลต่อระบบภูมิคุ้มกัน โดยในทางคลินิกพบการแพ้ในบริเวณผิวสัมผัส (Contact dermatitis) เกิดปฏิกิริยาไวเกินของเยื่อบุในช่องปากต่อสารกระตุ้น (Contact stomatitis) ร่วมกับภาวะเหงือกงอกเกิน (Gingival hyperplasia) และไลเคนพลานัส (Oral lichen planus) ซึ่งสามารถพบได้ในผู้ป่วยที่สัมผัสพัลลาเดียมจากวัสดุบูรณะฟัน[14]

ส่วนโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม มีข้อดีคือ ราคาไม่แพงเมื่อเทียบกับทอง มีคุณสมบัติที่ดีในแง่ของการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีความสามารถต้านทานการกร่อน โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมมีมอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นสูง (Modulus of elasticity) ประมาณ 228 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร และมีค่ากำลังครากสูง (Yield strength) ข้อเสียของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมคือมีความแข็งผิวมาก ทำให้ยากในการปรับแต่ง เกิดออกไซด์ขณะเผาหลอมโลหะหนากว่าโลหะผสมทอง[5] ซึ่งการเกิดออกไซด์จากการขึ้นรูปโลหะทำให้เพิ่มความขรุขระของผิวโลหะที่เหวี่ยงออกมา[15] โดยความเรียบของผิวโลหะจะส่งผลต่อความแนบของส่วนโยงภายในของหลักยึดและรากเทียม ซึ่ง

ปัญหาเรื่องความแนบของหลักยึดและรากเทียมสามารถเกิดได้ทั้งในขั้นตอนการแต่งขี้ผึ้งและเกิดจากการหดตัวของขี้ผึ้งในขั้นตอนการหล่อหลักยึดแบบเหวี่ยงทั้งชิ้น (casting abutment)[16] การศึกษาของ Barbosa และคณะ[3] เปรียบเทียบความแนบสนิทพอดี (Passive fit) ของหลักยึดแบบเหวี่ยงโครงโลหะ 3 ชนิด พบว่าหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะโคบอลต์โครเมียมมีความแนบสนิทพอดีน้อยที่สุด เมื่อเทียบกับไทเทเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมไทเทเนียม เช่นเดียวกับการศึกษาของ Kano และคณะ[17] พบว่าในหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงด้วยโลหะโคบอลต์โครเมียมมีความไม่แนบสนิทแบบหมุน (Rotational misfit) มากกว่าหลักยึดรากเทียมสำเร็จรูปอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนนิกเกิล-โคบอลต์ (Nickle-cobalt) เป็นโลหะพื้นฐานชนิดแรกที่ถูกนำมาใช้ ร่วมกับโครเมียม (Chromium) โดยโครเมียมจะช่วยเพิ่มความต้านทานในการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันของโลหะนิกเกิลโคบอลต์ ถึงแม้ว่าจะมีลักษณะเชิงกลที่ดี แต่นิกเกิลเป็นโลหะที่ต้องระวังในการใช้งาน เนื่องจากมีรายงานเกี่ยวกับความสามารถในการทำให้เกิดพิษ และสามารถทำให้เกิดการแพ้ได้[18, 19] นอกจากนี้ในโลหะผสมนิกเกิลมากกว่าร้อยละ 80 จะไวต่อการกร่อนทุกประเภท[13] โลหะผสมนิกเกิลโครเมียมที่มีปริมาณโครเมียมน้อยกว่าร้อยละ 16-27 อาจจะไม่เพียงพอในการสร้างฟิล์มออกไซด์ (Oxide films) เพื่อต้านทานการกร่อนในสภาวะช่องปาก[20] การศึกษาของ Kano และคณะ[21] ศึกษาความแนบสนิทของขอบ (Marginal accuracy) ของ 1. หลักยึดพลาสติกหล่อด้วยโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม (Plastic cylinder cast in cobalt-chromium alloy) 2. หลักยึดพลาสติกหล่อด้วยโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม (Plastic cylinder cast in nickle-chromium alloy) 3. หลักยึดสำเร็จรูปซิลเวอร์พัลลาเดียม (Silver-palladium pre-made cylinder) พบว่าหลักยึดรากเทียมสำเร็จรูปมีความแนบสนิทของขอบมากกว่าหลักยึดรากเทียมแบบหล่อโลหะ และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของความแนบสนิทของขอบในกลุ่มหลักยึดรากเทียมแบบหล่อโลหะทั้ง 2 ชนิด

ไทเทเนียมมีการนำมาใช้อย่างแพร่หลายโดยมีความสามารถต้านทานความหมอง และสามารถเข้ากันได้กับเนื้อเยื่ออย่างดีเยี่ยม เนื่องจากมีชั้นออกไซด์ที่บริเวณผิว ซึ่งส่วนใหญ่คือไทเทเนียมไดออกไซด์[19] แต่อย่างไรก็ตามไทเทเนียมต้องการเทคโนโลยีขั้นสูงมาใช้ในการหล่อแบบ การเชื่อมโลหะ (Welding) และการเชื่อมกับพอร์ซเลน มีการใช้ไทเทเนียมเพิ่มขึ้นในทางทันตกรรม ทำให้มีการศึกษาค้นคว้าวิจัยเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพที่เท่าเทียมหรือเหนือกว่าโลหะชนิดอื่น [3] โลหะผสมไทเทเนียมมักถูกใช้เป็นหลักยึดรากเทียม เนื่องจากมีรายงานเกี่ยวกับคุณสมบัติเชิงกลและการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปากที่ดี หลักยึดรากเทียมชนิดไทเทเนียมจึงถือว่าเป็นมาตรฐานสำหรับการบูรณะในรากฟันเทียม[22]

ภาวะแทรกซ้อนจากการรักษาด้วยรากฟันเทียม

ภาวะแทรกซ้อนจากการรักษาด้วยรากเทียมสามารถแบ่งเป็น 2 ประเภท[7] คือ

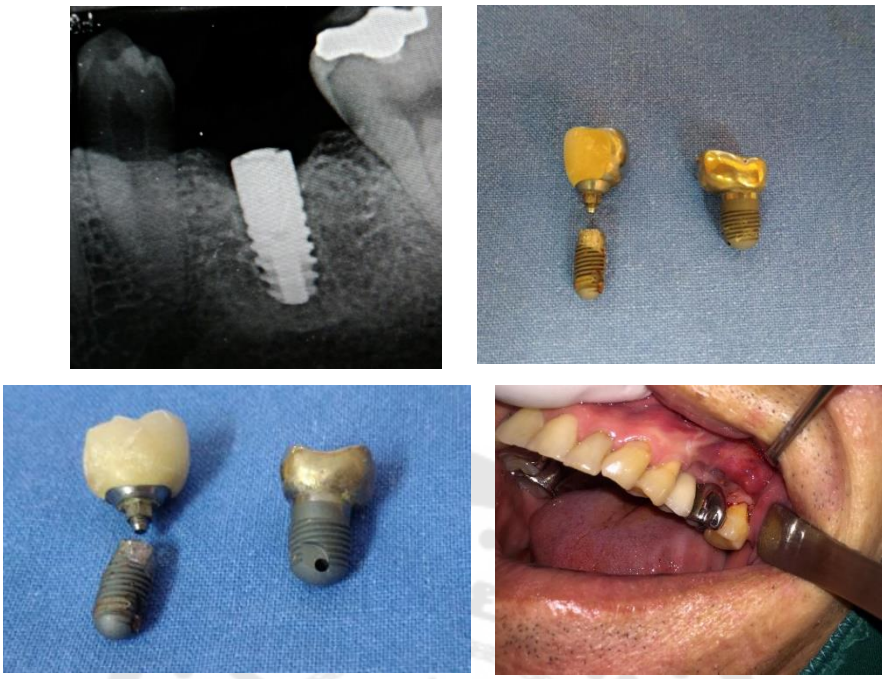
1. ภาวะแทรกซ้อนที่เกิดขึ้นเริ่มแรก (Early complication) อาจเกิดจากความล้มเหลวในการผสานของกระดูกกับรากเทียมในระยะเริ่มต้น (Initial integration) เทคนิคการผ่าตัดที่ไม่ได้คุณภาพ (Poor surgical technique) รวมทั้งการติดเชื้อและผู้ป่วยที่มีโรคประจำตัวบางอย่าง เช่น โรคเบาหวานที่ไม่สามารถควบคุมระดับน้ำตาลได้ เป็นต้น

2. ภาวะแทรกซ้อนที่เกิดขึ้นภายหลัง (Late complication) มีสาเหตุดังนี้

2.1. ความล้มเหลวทางชีวภาพ (Biological failures) เกิดจากการสะสมของคราบจุลินทรีย์ถ้าไม่ทำการรักษาจะทำให้เกิดการละลายของสันกระดูกรอบรากเทียม มีโอกาสเกิดการโยกของรากเทียม

2.2. ความล้มเหลวเชิงกล (Mechanical failures) เกิดจากการรับแรงที่ไม่สมดุล สืบเนื่องจากการวางแผนบูรณะ การฝังรากเทียมในตำแหน่งและมุมการฝังไม่เหมาะสม มีการสบสะดุด โดยทั่วไปความล้มเหลวเชิงกลมักจะแสดงออกมาในรูปแบบของการหลวมของสกรูหลักยึดรากเทียม และการแตกของพอร์ซเลน

ส่วนรอยต่อระหว่างรากเทียมและหลักยึดรากเทียม (Implant-abutment connection) เป็นบริเวณที่มักจะพบภาวะแทรกซ้อนทางชีวภาพ เช่น การรั่วซึมระดับจุลภาค (Microleakage)[23, 24] เกิดเยื่อเมือกรอบรากเทียมอักเสบและเกิดการละลายตัวของสันกระดูก (Crestal bone loss) จนเกิดเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบ[25] โดยจะมีช่องว่างระดับจุลภาค (Microgap) ซึ่งส่งผลต่อการอยู่รอดของรากเทียม และความสำเร็จของการบูรณะ โดยช่องว่างระดับจุลภาคอาจเป็นบริเวณที่มีการบ่มเพาะของแบคทีเรีย เป็นสาเหตุให้เกิดการอักเสบรอบเนื้อเยื่ออ่อนและแข็งของรากเทียม[26] ส่วนภาวะแทรกซ้อนเชิงกลที่เกิดขึ้น ได้แก่ เกิดการหมุนของและแตกหักของหลักยึดรากเทียม การหลวมของสกรู (Screw loosening) การรับแรงเริ่มต้นลดลง (Preload reduction) เป็นต้น ซึ่งพบว่าเกิดจากความไม่พอดี (Misfit) ของรอยต่อระหว่างรากเทียมและหลักยึด[8] มีรายงานที่แสดงให้เห็นว่ารอยต่อระหว่างรากเทียมและหลักยึด เป็นปัจจัยที่มีผลต่อการส่งผ่านความเค้นของวัสดุ (Stress transfer) และภาวะแทรกซ้อนของการประกอบส่วนของฟันเทียม (Prosthetic reconstruction complication) นอกจากนี้มีปัจจัยหลากหลายที่เกี่ยวข้องกับส่วนประกอบของรากเทียมและหลักยึด ทั้งปัจจัยทางคลินิก และปัจจัยทางห้องปฏิบัติการ เช่น การเหวี่ยง (Casting) การกลึง (Soldering) การขัด (Polishing) หรือร่วมกันทั้ง 3 ปัจจัย สามารถส่งผลให้เกิดการบิดงอของส่วนประกอบฟันเทียมได้[27]



ภาพประกอบ 5 แสดงความล้มเหลวของรากเทียม

ที่มา: อ.ทพญ.อุษณีย์ ปึงไพบูลย์

งานวิจัยเกี่ยวกับหลักยึดแบบเหวี่ยงที่ใช้โลหะผสมจะพบในการวัดช่องว่างระหว่างรากเทียมและหลักยึด เช่น Barbosa และคณะ[3] ทำการศึกษาเปรียบเทียบความแนบในแนวตั้งของหลักยึดแบบเหวี่ยงโครงโลหะ 3 ชนิด ได้แก่ ไทเทเนียมบริสุทธิ์ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โลหะผสมนิกเกิลโครเมียมไทเทเนียม ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความแนบในแนวตั้งระหว่างไทเทเนียมบริสุทธิ์กับโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมไทเทเนียม แต่ทั้ง 2 กลุ่มพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับโลหะโคบอลต์โครเมียมซึ่งมีความแนบในภาวะปกติน้อยที่สุด ส่วนการศึกษาของ Kano และคณะ[8] ได้ศึกษาเรื่องช่องว่างระดับจุลภาคระหว่างพื้นผิวของรากเทียมและหลักยึดรากเทียม 4 กลุ่ม ได้แก่ หลักยึดรากเทียมไทเทเนียม หลักยึดรากเทียมพัลลาเดียมเหวี่ยงด้วยโลหะพัลลาเดียม หลักยึดรากเทียมพลาสติกเหวี่ยงด้วยโลหะนิกเกิลโครเมียม หลักยึดรากเทียมพลาสติกเหวี่ยงด้วยโลหะโคบอลต์โครเมียม โดยทำการวัดทั้งแนวนอนและแนวตั้ง ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของทั้ง 4 กลุ่ม เมื่อวัดความไม่พอดีของช่องว่างระดับจุลภาคในแนวตั้ง แต่เมื่อวัดความไม่พอดีของช่องว่างระดับจุลภาคในแนวนอนพบว่าในกลุ่มหลักยึดรากเทียม

ไทเทเนียมมีค่ามากที่สุดและมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ กับกลุ่มหลักยึดรากเทียมพลาสติกเหวี่ยงด้วยโลหะนิกเกิลโครเมียม แต่มีหลายการศึกษา ที่พบว่าหลักยึดรากเทียมแบบสำเร็จรูปมีความแนบระหว่างหลักยึดและรากเทียมมากกว่าหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะ [17, 21, 28-30] เนื่องจากอาจเกิดความผิดพลาดขึ้นในขั้นตอนการเหวี่ยงโลหะ เช่น การบิดเบี้ยว (Distortion) และความไม่เรียบ (Irregularities) ซึ่งมีผลต่อความแนบและการใช้งานหลักยึดรากเทียม[17]

ความล้มเหลวเชิงกลที่เกิดขึ้นได้คือการแตกหักของรากเทียม หลักยึดและสกรู โดยสาเหตุของการแตกหักเกิดจากความล้าของโลหะจากการรับแรงกระทำในช่องปาก Bonfante และ Coelho พบว่าค่าเฉลี่ยแรงสบฟันสูงสุดขณะรู้ตัวบริเวณฟันกรามจากการศึกษาด้วยวิธีแตกต่างกัน ค่าที่ได้จากการวัดเพียงด้านเดียวของขากรรไกร (Unilateral) น้อยกว่าทั้งสองข้าง (Bilateral) ประมาณร้อยละ 30-40 โดยในเพศหญิงพบว่าค่าเฉลี่ยแรงสบฟันสูงสุดขณะรู้ตัวอยู่ระหว่าง 418-690 นิวตัน และในเพศชายพบว่าค่าเฉลี่ยแรงสบฟันสูงสุดขณะรู้ตัวอยู่ระหว่าง 490-878 นิวตัน นอกจากนี้ยังมีการศึกษาพบว่าค่าเฉลี่ยแรงสบฟันบริเวณฟันกรามซี่ที่สองมีค่าประมาณ 450-550 นิวตันและค่าสูงสุดอยู่ที่ 800 นิวตัน[31] ซึ่งค่าสูงสุดของแรงเคี้ยวมีค่าอยู่ในช่วง 200-3500 นิวตัน[32] ดังนั้นรากเทียมบริเวณฟันหลังที่ได้รับแรงสบฟันที่มากเกิน (Occlusal overload) มีความเสี่ยงสูงที่จะเกิดภาวะแทรกซ้อนหรือความล้มเหลวเชิงกลได้

ตาราง 1 แสดงค่าเฉลี่ยแรงสบฟันสูงสุดขณะรู้ตัวบริเวณฟันกรามแท้ในผู้ใหญ่

	Unilateral, N		Bilateral, N	
	Male or All	Female	Male or All	Female
Ahlberg et al. 2003	878	690		
Bakke et al. 1990	522	441		
Braun et al. 1995			814	615
Ikebe et al. 2005			512	442
Miyaura et al. 2000			491	
Van der Bilt et al. 2008	490	418	652	553

ที่มา: Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. Adv Dent Res. 2016;28(1):18-27.

การทดสอบเชิงกลของรากเทียมและฟันเทียม

การทดสอบเชิงกลของรากเทียมและฟันเทียมมีได้หลากหลายวิธี[31] เช่น

1. การให้แรงจนเกิดความล้มเหลว (Single load to Failure; SLF)

ความแข็งแรงของวัสดุจะพิจารณาจากความเค้นที่แสดงให้เห็น จะมีการรายงานขนาดแรงมากที่สุดที่ทำให้เกิดการแตกหักของชิ้นงาน การให้แรงจนเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานเป็นเครื่องมือที่มีคุณภาพในการสังเกตเบื้องต้นและใช้ในการวางแผนเพื่อทดสอบความล้า

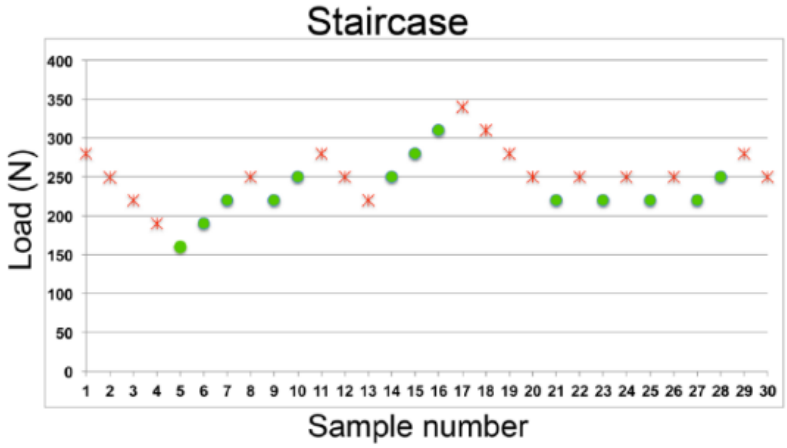
2. ความล้า (Fatigue)

เป็นกระบวนการที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงเฉพาะที่ของโครงสร้างอย่างถาวรโดยการสร้างความเค้นและความเครียดจนถึงจุดที่มีรอยร้าวหรือเกิดการแตกหักอย่างสมบูรณ์ของวัสดุ เมื่อวัสดุได้รับแรงซ้ำๆ ความเค้นที่เกิดขึ้นจะเป็นปัจจัยที่ลดความต้านทานการแตกหักของวัสดุทั้งช่วงก่อนและระหว่างการแตก ถ้ามีการขึ้นรูปด้วยความเย็นจะทำให้ความแข็งผิวของโลหะลดลง (Strength degradation) ซึ่งนำไปสู่ความเปราะของโลหะในระดับอะตอม และเกิดรอยร้าวในเนื้อโลหะ ประเมินได้จากรูปร่างและขนาดของรอยร้าว ขอบเขตของความเค้นของวัสดุ อัตราส่วนค่าความเค้นน้อยสุดต่อค่าความเค้นมากที่สุด และความถี่ที่ให้แรง

2.1 อายุของความล้า (Fatigue life) คือจำนวนรอบของแรงที่วัสดุสามารถต้านทานได้ก่อนที่จะเกิดการล้มเหลว โดยมีการกำหนดจำนวนรอบเป็นขอบเขตบนและล่าง การศึกษาของ Rosentritt และคณะ แนะนำว่าให้แรงต่อเนื่อง 50 นิวตัน เป็นจำนวน $1.2x10^6$ รอบ เพื่อแทนการใช้งาน 5 ปี[33-35] ขณะที่การศึกษาของ Zahran และคณะ ให้แรง 500,000 รอบ แทนการใช้งาน 10 ปี[36] ส่วนการศึกษาอื่น ๆ ให้แรง 800 นิวตัน จำนวน 1,000,000 รอบ แทนการเคี้ยว 1 ปี ในผู้ป่วยนอนกัดฟัน[37] ด้วยเหตุนี้ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบที่ให้แรงกับการใช้งานบดเคี้ยวยังอยู่ในขั้นการศึกษาทดลองและยังไม่มีการศึกษาที่รองรับการทำหน้าที่อย่างชัดเจน ข้อเสียของการหาอายุของความล้าคือต้องใช้จำนวนชิ้นงานในการทดลองมาก ทำให้มีค่าใช้จ่ายสูง และถ้าเกิดความล้มเหลวต้องเพิ่มเวลาการทดลอง จึงมักจะใช้วิธีการนี้ในการประมาณรอบที่จะให้แรง ซึ่งนำไปใช้ในการทดสอบการให้แรงขนาดเท่าเดิมจนเกิดการแตกหักของชิ้นงาน[35, 38] เช่น การศึกษาของ Elsayed และคณะ[39] ศึกษาเปรียบเทียบผลของการให้แรงกด 49 นิวตัน ที่ความถี่ 1.6 รอบ/วินาที จนเกิดความล้มเหลวหรือครบ 1,200,000 รอบ ของหลักยึด 5 ชนิด คือ 1. ไทเทเนียม(Titanium) 2. เซอร์โคเนียร์ที่ไม่มีฐานโลหะ (Zirconia without metal base) 3. เซอร์โคเนียร์ที่มีฐานไทเทเนียม (Zirconia with titanium base) 4. หลักยึดลิเทียมไดซิลิเกตที่มีฐานไทเทเนียม (Lithium disilicate abutment with titanium base) 5. ลิเทียมไดซิลิเกตที่ทำหลักยึดกับครอบฟันเป็นชิ้นเดียวกันต่อบนฐาน

ไทเทเนียม (Lithium disilicate hybrid-abutment-crown with titanium base) โดยให้แรงแบบขนาดเดียว พบว่าเซรามิคที่มีฐานไททาเนียมต้านทานต่อแรงได้ดีกว่าหลักยึดที่ไม่มีฐานไททาเนียม ส่วนการศึกษาของ Quek และคณะ[40] ศึกษาเปรียบเทียบจำนวนรอบที่ทำให้เกิดความล้มเหลวของแบบผิวหน้าของรอยต่อระหว่างรากเทียมและหลักยึดรากเทียม (Implant-abutment interface design) 4 แบบ ซึ่งใช้แรงบิดแน่น (Tightening torque level) 3 ระดับ โดยให้แรง 21 นิวตัน 14 รอบ/วินาที จำนวน 5,000,000 รอบ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของจำนวนรอบที่ทำให้เกิดความล้มเหลวของรอยต่อรากเทียมทั้ง 4 แบบที่ใช้แรงบิดแน่นในระดับปกติ แต่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในกลุ่มรากเทียมระบบ 3i ที่ใช้แรงบิดแน่น -20 จากระดับปกติเทียบกับการใช้แรงบิดแน่น +20 จากระดับปกติ เป็นต้น

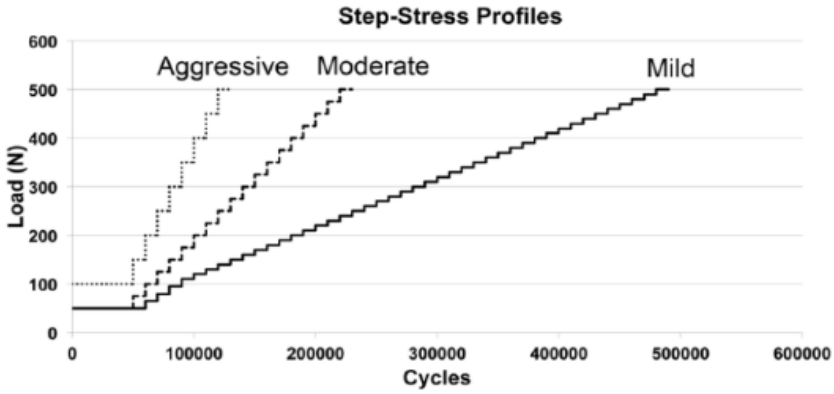
2.2 ความต้านทานความล้า (Fatigue limit/resistance) คือ ค่าความเค้นที่กลุ่มตัวอย่างสามารถอยู่รอดได้ เมื่อผ่านการให้ความเค้นครบรอบ ในการศึกษาแบบขั้นบันได (Staircase) ชิ้นงานจะถูกทดสอบตามลำดับเพื่อกำหนดค่ากลางของความต้านทานความล้า จำนวนรอบที่ให้แรงถูกกำหนดตามการศึกษาก่อนหน้าในทางทันตกรรมส่วนใหญ่มีการให้แรงที่ 10^6 รอบ[31] ถ้าชิ้นงานเกิดความล้มเหลวก่อนถึงแรงที่กำหนดไว้ ในชิ้นงานชิ้นต่อไปให้ลดระดับของความเค้นลง แต่ถ้าชิ้นงานไม่เกิดความเหลวในช่วงที่กำหนด ชิ้นงานชิ้นต่อไปให้เพิ่มระดับความเค้นขึ้น เช่น การศึกษาของ Ribeiro และคณะ[41] เปรียบเทียบการต้านทานความล้าของผิวหน้าระหว่างรากเทียมและหลักยึดรากเทียม (Implant-abutment interface) 3 แบบ โดยให้แรงที่ความถี่ 16.7 รอบต่อวินาที จำนวน 1,000,000 รอบ ถ้าชิ้นงานไม่เกิดความล้มเหลว ชิ้นงานชิ้นต่อไปให้เพิ่มแรงจากเดิมอีก 5 นิวตัน แล้วทำการทดสอบ แต่ถ้าชิ้นงานเกิดความล้มเหลวให้ลดแรงจากเดิม 5 นิวตัน หาค่าเฉลี่ยแรงที่ให้ชิ้นงานเกิดความล้มเหลวร้อยละ 50 และ ไม่เกิดความล้มเหลวร้อยละ 50 การศึกษาของ Fraga และคณะ[42] ศึกษาเปรียบเทียบความถี่ที่ใช้ในการทดสอบความล้าในเซอร์โคเนียร์ ชิ้นงานชิ้นแรกเริ่มทดสอบที่ค่าความเค้นสูงสุด 455.26 เมกะปาสคาล ถ้าชิ้นงานเกิดความล้มเหลวก่อน 500,000 รอบ ให้ลดความเค้นลง 1 ขั้น (38 เมกะปาสคาล) แต่ถ้าชิ้นงานไม่เกิดความล้มเหลวให้เพิ่มความเค้นขึ้น 1 ขั้น แล้วทำการทดสอบ เป็นต้น แม้ว่าการให้แรงแบบขั้นบันไดจะเป็นวิธีที่ตรงไปตรงมาที่จะประมาณค่าความต้านทานความล้า แต่การทดสอบให้แรงในช่วงแคบ ไม่สามารถประเมินในกรณีที่รับแรงเยอะ ๆได้ นอกจากนี้จำนวนรอบที่ถูกกำหนดขึ้นไม่สามารถแทนการกระตุ้นในระยะยาวได้[31]



ภาพประกอบ 6 แสดงผลการให้แรงแบบขั้นบันไดใน 30 ชิ้นตัวอย่าง โดยชิ้นตัวอย่างที่ได้รับแรงจนล้มเหลวแทนด้วยกากบาท(สีแดง) ส่วนชิ้นตัวอย่างที่อยู่รอดแทนด้วยวงกลม(สีเขียว) เมื่อให้แรงจนตัวอย่างเกิดการล้มเหลว ในตัวอย่างชิ้นถัดไปจะมีการลดระดับความเค้นลง แต่ถ้าตัวอย่างยังคงอยู่จะมีการเพิ่มระดับความเค้นสูงขึ้น โดยมีขั้นของการเพิ่ม-ลดแรงอยู่ที่ 30 นิวตัน

ที่มา: Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. Adv Dent Res. 2016;28(1):18-27.

2.3 การทดสอบขั้นความเค้นแบบเร่ง (Step-stress accelerated life testing; SSALT) ในการทดสอบจะมีการคาดการณ์ผลของความล้มเหลวที่สภาวะปกติจากข้อมูลที่สังเกตได้จากระดับความเค้นที่เร่ง การทดสอบนี้สามารถให้ข้อมูลที่น่าเชื่อถือ เช่น ค่าเฉลี่ยการคงอยู่ (Mean life) ความน่าจะเป็นของความล้มเหลวเฉพาะเวลา (Probability of failure at a specific time) ในระยะเวลาอันสั้น ก่อนที่จะมีการทดสอบขั้นความเค้นแบบเร่ง ในขั้นตอนแรกมีการให้แรงขนาดเท่าเดิมจนเกิดการแตกหักของชิ้นงานมากำหนดข้อมูลก่อน โดยแบ่งเป็นการให้แรง 3 ระดับ คือ น้อย ปานกลาง มาก ดังภาพที่ 7 โดยแรงเริ่มต้นที่ให้มักจะอยู่ที่ร้อยละ 30 ของค่าเฉลี่ยแรงที่วัดได้จากวิธีการให้แรงขนาดเท่าเดิมจนเกิดการแตกหัก และค่าสุดท้ายให้แรงที่ประมาณร้อยละ 60 ของค่าเดียวกัน ข้อดีของวิธีนี้คือ เห็นผลของการล้มเหลวของชิ้นงานอย่างรวดเร็วเมื่อเพิ่มระดับความเค้น แต่อย่างไรก็ตามการเห็นผลเร็วไม่สามารถยืนยันความถูกต้องได้ ซึ่งจะผกผันตามสัดส่วนของระดับแรงที่กำหนดไว้ โดยการทดสอบให้แรงคงที่ในกลุ่มตัวอย่างน้อย ให้ผลที่ถูกต้องมากกว่าวิธีนี้ นอกจากนี้ในทางปฏิบัติแล้วกลุ่มตัวอย่างจะได้รับแรงแบบคงที่ไม่ใช่แบบขั้นความเค้นแบบเร่ง[31]



ภาพประกอบ 7 แสดงการทดสอบขั้นความเค้นแบบเร่งที่มีรอบการให้แรงเป็นแบบน้อย ปานกลาง มาก

ที่มา: Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. Adv Dent Res. 2016;28(1):18-27.

2.4 การให้แรงแบบเป็นขั้นตอน (Stepwise loading) เป็นการทดสอบที่ใช้ในวัสดุที่มีความแข็งผิวมาก เหมาะกับการทดสอบช่วงอัตราความเค้นของวัสดุที่ต้องใช้เวลาทำให้วัสดุเกิดความล้มเหลวนาน การให้แรงแบบเป็นขั้นตอนถือเป็นการให้แรงคงที่แบบแฝง (Pseudo-static loading) ซึ่งให้ผลการทดสอบดีกว่าการให้แรงกระทำแบบสถิต (Static loading) เนื่องจากการให้แรงกระทำแบบสถิตส่วนใหญ่จะเกิดความล้มเหลวต่อเมื่อให้แรงมาก หรือเกิน 10,000,000 รอบ เมื่อให้แรงในระดับปานกลาง ดังนั้นการให้แรงแบบเป็นขั้นตอนจึงเป็นวิธีที่ดีวิธีหนึ่งที่จำลองสภาวะทางคลินิกกับการทดสอบทางห้องปฏิบัติการ[43] งานวิจัยชิ้นแรกที่นำการให้แรงแบบเป็นขั้นตอนพบเมื่อปี 2004[44] จากนั้นในปี 2010 มีการศึกษาของ Magne และคณะ[45] ซึ่งเป็นการทดสอบในห้องปฏิบัติการเกี่ยวกับความต้านทานความล้าของเรซินคอมโพสิต และเซรามิกวีเนียร์ โดยการให้แรงจะปรับใช้ที่ความถี่ 5 รอบ/วินาที โดยให้แรงเริ่มต้นที่ 200 นิวตัน เป็นจำนวน 5000 รอบ (เงื่อนไขเบื้องต้นเพื่อทดสอบตำแหน่งการวางชิ้นงาน) หลังจากนั้นจะให้แรง 400 600 800 1000 1200 และสูงสุดที่ 1400 นิวตัน ช่วงแรงละ 30,000 รอบ โดยมีการบันทึกการล้มเหลวเบื้องต้นคือพบมีรอยร้าวที่ชิ้นงาน ชิ้นงานจะถูกให้แรงจนถึงขั้นการแตกหัก หรือให้แรงสูงสุดที่ 185,000 รอบ การศึกษาของ Foong และคณะ[46] ซึ่งเป็นการทดสอบในห้องปฏิบัติการที่ทดสอบความต้านทานการแตกของหลัก

ยึดไทเทเนียมและหลักยึดเซอร์โคเนียร์ โดยมีการทดสอบการให้แรงขนาดเท่าเดิมจนเกิดการแตกหักของชิ้นงานก่อนเพื่อหาแรงที่เหมาะสมที่จะให้กับชิ้นงาน แล้วทำการให้แรงที่ความถี่ 2-5 รอบ/วินาที โดยให้แรงเริ่มต้นที่ 50 นิวตัน เป็นจำนวน 5000 รอบ (เงื่อนไขเบื้องต้นเพื่อทดสอบตำแหน่งการวางชิ้นงาน) หลังจากนั้นจะให้แรง 100 150 200 250 300 และสูงสุดที่ 400 นิวตัน ช่วงแรงละ 20,000 รอบ โดยมีการบันทึกการล้มเหลวจากเสียงของการเกิดรอยร้าวจากโปรแกรมตรวจจับแบบอัตโนมัติ พบว่าหลักยึดเซอร์โคเนียแบบชิ้นเดียวมีความต้านทานการแตกร้าวน้อยกว่าหลักยึดไทเทเนียมอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนการศึกษาของ Kaweewongprasert และคณะ[47] ทดสอบความล้าในลิเทียมไดซิลิเกต 3 ชนิด ที่ความถี่ 20 รอบต่อวินาที โดยให้แรงเริ่มต้นที่ 100 นิวตัน เป็นจำนวน 5000 รอบ (เงื่อนไขเบื้องต้นเพื่อทดสอบตำแหน่งการวางชิ้นงาน) หลังจากนั้นจะให้แรง 400-1400 นิวตัน (เพิ่มแรงขั้นละ 200 นิวตัน) ช่วงแรงละ 30,000 รอบ ทำการทดสอบจนเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานหรือให้แรงครบ 215,000 รอบ นอกจากนี้การให้แรงแบบเป็นขั้นตอนยังถูกนำมาใช้ในอีกหลายการศึกษา [48-50]

สำหรับความถี่ที่ใช้ในการทดสอบความต้านทานความล้ามีค่าแตกต่างออกไป โดย ISO 14801:2016 แนะนำว่าในการทดสอบความล้าในสภาวะเปียก (Wet condition) ไม่ควรใช้ความถี่ทดสอบมากกว่า 2 รอบ/วินาที ส่วนการทดสอบความล้าในสภาวะแห้ง (Dry condition) ไม่ควรใช้ความถี่มากเกินกว่า 15 รอบ/วินาที[51] หลายการศึกษาจึงใช้ความถี่ในการทดสอบน้อยกว่า 15 รอบต่อวินาที[39, 52-54] การทดสอบที่ความถี่ต่ำต้องใช้เวลาทดสอบที่นานและมีค่าใช้จ่ายที่เพิ่มมากขึ้น จึงมีบางการศึกษาที่ทดลองใช้ความถี่มากกว่าคำแนะนำของ ISO 14801:2016 เช่น Karl และ Kelly[55] ทดสอบในหลักยึดรากเทียมไทเทเนียมสำเร็จรูปพบว่าการทดสอบความล้าที่ความถี่ 30 รอบ/วินาที จำนวน 10^6 รอบ ให้การแตกหักที่มากกว่าการวัดที่ความถี่ 2 รอบ/วินาที แต่การศึกษาของ Fraga และคณะ[42] ทดสอบความแข็งแรงความล้า (Fatigue strength tests) ของหลักยึดเซรามิกโดยใช้ความถี่ 2 รอบ/วินาที 10 รอบ/วินาที 20 รอบ/วินาที และ 40 รอบ/วินาที พบว่าความแข็งแรงความล้ามีค่ามากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในกลุ่มที่ใช้ความถี่ 40 รอบ/วินาที แต่ไม่พบความแตกต่างกันในกลุ่มที่ใช้ความถี่ 2 รอบ/วินาที 10 รอบ/วินาที และ 20 รอบ/วินาที ซึ่งมีการศึกษาของ Kaweewongprasert และคณะ[47] ใช้ความถี่ในการทดสอบ 20 รอบ/วินาที ที่ทดสอบบนหลักยึดไทเทเนียมและครอบฟันลิเทียมไดซิลิเกต โดยมีรูปแบบของหลักยึดที่แตกต่างกัน

มีการศึกษาอื่น ๆ ที่ทดสอบคุณสมบัติเชิงกล (Mechanical property) ของรอยต่อระหว่างรากเทียมและหลักยึด เช่น

Park และคณะ[52] ศึกษาเปรียบช่องว่างระหว่างรากเทียมและหลักยึดรากเทียม ในหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นทอง และรากเทียมไทเทเนียมร่วมกับหลักยึดรากเทียมแคด/แคม (CAD/CAM titanium implant abutments) ภายหลังการรับแรงแล้วนำมาตรวจหาช่องว่างระหว่างรากเทียมและหลักยึดรากเทียมด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง พบว่าทั้ง 2 กลุ่มมีเสถียรภาพของรอยต่อบริเวณสกรูที่ใกล้เคียงกัน เช่นเดียวกับ Kim และคณะ[54] ศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงบิด (Removal torque value) ของหลักยึดรากเทียมสำเร็จรูป หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทอง และหลักยึดรากเทียมแคด/แคม พบว่าค่าแรงบิดก่อนและหลังให้แรงมีค่าสูงสุดในกลุ่มหลักยึดรากเทียมสำเร็จรูป แต่ไม่พบความแตกต่างทางสถิติของทั้ง 3 กลุ่ม ส่วน Junqueira และคณะ[56] ศึกษาเปรียบเทียบการหลวมของสกรูในหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงที่เป็นพลาสติกทั้งชิ้น (Castable UCLA abutment) และหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมไทเทเนียม (Cast-on Ni-Cr-Ti UCLA abutment) ภายหลังการให้แรงเป็นรอบ พบว่าทั้ง 2 กลุ่มให้ผลที่ไม่แตกต่างกันทางสถิติ (p=0.908) ให้ผลใกล้เคียงกับการศึกษาของ Yoon และคณะ[57] ที่ศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงบิดของหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะโคบอลต์-โครเมียม-โมลิบดินัม (Cast-on Co-Cr-Mo UCLA abutment) และหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทอง ให้แรงโดยจำลองการบดเคี้ยว จำนวน 1,000,000 รอบ ภายหลังการให้แรงไม่พบรอยแตกบริเวณครอบฟัน หลักยึดรากเทียม สกรูยึดรากเทียม รวมทั้งตัวรากเทียม ไม่พบการหลวมของสกรู และไม่พบความแตกต่างทางสถิติ (P>.05) ของค่าแรงบิดทั้งสองกลุ่ม นอกจากนี้มีการศึกษาที่เปรียบเทียบค่าแรงบิดย้อนกลับ (Reverse torque value) ของหลักยึดไทเทเนียมและหลักยึดเซอร์โคเนีย ที่มีความสูงต่างกัน พบว่าภายหลังให้แรงค่าแรงบิดย้อนกลับมีค่าลดลงในทุกกลุ่มเมื่อเพิ่มความสูงของหลักยึดและลดลงมากที่สุดในกลุ่มหลักยึดเซอร์โคเนียร์[58]

จากการทบทวนวรรณกรรมงานวิจัยทดสอบความล้าของหลักยึดรากเทียมส่วนใหญ่จะทดสอบในหลักยึดรากเทียมสำเร็จรูปและหลักยึดรากเทียมเซอร์โคเนียร์ ยังไม่มีงานวิจัยที่ทดสอบความล้าในหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทอง และหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โดยเหวี่ยงด้วยโลหะผสม 3 ชนิด ดังที่ได้กล่าวมาในวัตถุประสงค์ จึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้

บทที่ 3
วิธีดำเนินการวิจัย

การออกแบบงานวิจัย

การวิจัยพัฒนาทดลอง (Experimental development research)

สถานที่ศึกษา

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

เตรียมชิ้นงานเพื่อทำการทดสอบ

ประเมินความล้มเหลวและวิเคราะห์การสึกเชิงพรรณนาโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ทดสอบความต้านทานต่อความล้าด้วยเครื่องทดสอบอเนกประสงค์

การกำหนดประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

ประชากรที่ใช้ในงานวิจัย

หลักยึดรากเทียมสำเร็จรูปและหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะ

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย

1. หลักยึดรากเทียมสำเร็จรูป (Control; TA)

2. หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยโลหะผสมทองร้อยละ 40 (GS)

3. หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยโลหะผสมพัลลาเดียม (GP)

4. หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเหวี่ยงด้วยโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม (CN)

การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง

ใช้โปรแกรม G Power 3.0.10 ในการคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง โดยใช้ข้อมูลจากการศึกษาของ Kaweewongprasert และคณะ[47] ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และอำนาจทดสอบร้อยละ 80 ได้ขนาดกลุ่มตัวอย่างกลุ่มละ 10 ชิ้น

เครื่องมือและวัสดุอุปกรณ์

1. รากเทียม (Dental implant: TSIII SA Fixture) ผลิตจากไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์เกรด 4 (Commercial Pure Titanium grade 4) ยี่ห้อออสเทม (Osstem®, Korea; Lot No.FTP5A348) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร จำนวน 40 อัน

2. หลักยึดรากเทียมสำเร็จรูป (Machined stock titanium abutment: Transfer abutment) ยี่ห้อออสเทม (Osstem®, Korea; Lot No.PGA15A219) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร สูง 5.5 มิลลิเมตร จำนวน 10 อัน

3. หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทอง (Cast-on abutment with gold alloy connection: Gold Cast abutment) ยี่ห้อออสเทม (Osstem®, Korea; Lot No.PGG15B019) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร มีช่วงการหลอมเหลวของส่วนโยงภายในที่อุณหภูมิ 1400–1450 องศาเซลเซียส จำนวน 20 อัน

4. หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม (Cast-on abutment with Co-Cr alloy connection: NP Cast abutment) ยี่ห้อออสเทม (Osstem®, Korea; Lot No.PTA15G220) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร มีช่วงการหลอมเหลวของส่วนโยงภายในที่อุณหภูมิ 1400–1550 องศาเซลเซียส จำนวน 10 อัน

5. โลหะผสมทอง (Minigold®, Ivoclar Vivadent, USA; Lot No.V41451PM) เพื่อเหวี่ยงให้ต่อกับหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทอง 10 ชิ้น ช่วงอุณหภูมิเหวี่ยงโลหะผสม 865-945 องศาเซลเซียส

6. โลหะผสมพัลลาเดียม (W-1®, Ivoclar Vivadent, USA; Lot No.W03211QG) เพื่อเหวี่ยงให้ต่อกับหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทอง 9 ชิ้น ช่วงอุณหภูมิเหวี่ยงโลหะผสม 1185-1270 องศาเซลเซียส

7. โลหะผสมนิกเกิลโครเมียม (Argeloy®N.P.(V), Argen, USA; Lot No.10311446)เพื่อเหวี่ยงให้ต่อกับหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม 10 ชิ้น อุณหภูมิเหวี่ยงโลหะผสม 1230-1290 องศาเซลเซียส

8. ขี้ผึ้งทางทันตกรรมสำหรับกลึงเพื่อเหวี่ยงทำครอบฟันบนหลักยึด (Dental direkt®, Germany)

9. เรซินเพื่อหล่อรากเทียม (Chockfast orange®, Ireland)

10. วัสดุหล่อเบ้าแบบฟอสเฟตบอนด์ (Phosphate bonded investment, Bellavest SH®, Germany; Lot No.02057651115)

11. เครื่องเหวี่ยงโลหะผสมแบบอัตโนมัติ (Automatic casting machine by high frequency induction heating system, Argoncaster-AE®, Japan)

12. ทรายแก้ว (Glass beads, Rolloblast®, Germany; Lot No. 15891005)

13. ผงอะลูมินาออกไซด์ (Alumina oxide powder, Conbra®, Germany; Lot No.15941205)

12. ประแจวัดแรงบิด (Torque wrench, Osstem®, Korea)

13. ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (HY-Bond® Zinc Phosphate Cement, USA; Lot No.041801)

14. เรซินคอมโพสิต (Composite resin; FiltekTM Z350 XT, 3M ESPE®, USA)

15. เครื่องทดสอบเอนกประสงค์ชนิดตั้งโต๊ะ (Compact Table-Top universal/tensile tester) EZ-test, Shimadzu (Tokyo, Japan)

16. เครื่องทดสอบเอนกประสงค์ (Universal Testing Machine) E10000, INSTRON Instruments (High Wycombe, England)

17. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope) JEOL, 6510LV (Tokyo, Japan)

ตาราง 2 แสดงกลุ่มตัวอย่างทั้ง 4 กลุ่มที่ใช้ในการวิจัย

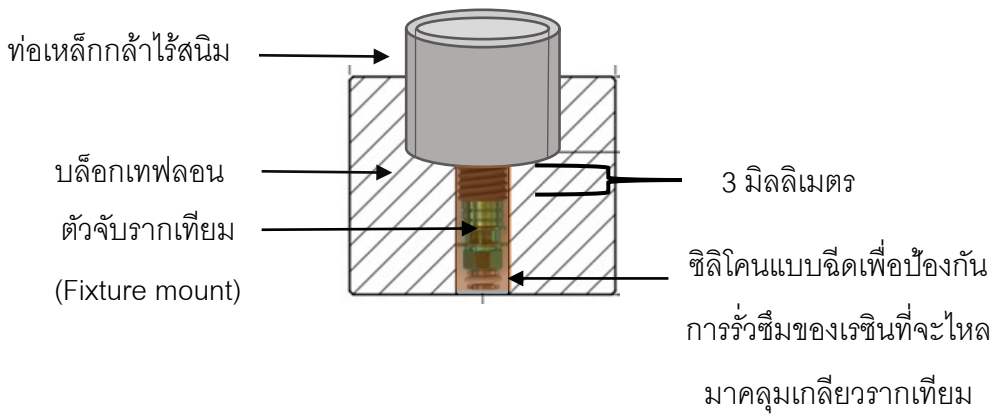
Group	N	Abutment	Alloy
TA (control)	10	Machined stock titanium abutment (Ti alloy grade V)	-
GS	10	Cast-on abutment with gold alloy connection (Au-Pt-Pd alloy)	Semi-precious
GP	10	Cast-on abutment with gold alloy connection (Au-Pt-Pd alloy)	Pd based
CN	10	Cast-on abutment with Co-Cr alloy connection (Co-Cr-Mo alloy)	Ni-Cr
N		40	

ตาราง 3 แสดงส่วนประกอบของโลหะผสมแต่ละชนิดที่ใช้ในกลุ่ม GS GP และ CN

Group	Alloy	Au (%)	Pd (%)	Ag (%)	Cu (%)	Ni (%)	Cr (%)	Mo (%)	Sn (%)	Etc.	Melting interval (°C)
GS	Minigold®, Ivoclar vivadent)	40	4	47	7.5	-	-	-	-	Zn, In, Ir	865-945
GP	W-1®, Ivoclar Vivadent	-	53.3	37.7	13	-	-	-	8.5	In, Ru, Li	1185–1270
CN	Argeloy® N.P., Argen, USA	-	-	-	-	76	14	6	-	Al, Be, Fe, Si, C	1230-1290

การเตรียมชิ้นงาน

1. ออกแบบวงแหวนที่ให้ในการจับยึดและสร้างอุปกรณ์นำแนวในการหล่อรากเทียมในเรซิน โดยเรซินมีค่ามอดุลัสของยัง (Young's modulus) มากกว่า 3 GPa ตามข้อกำหนดจาก ISO 14801: 2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) เพื่อใช้ทดแทนกระดูกขากรรไกร ดังภาพประกอบ 8



ภาพประกอบ 8 แสดงอุปกรณ์นำแนวในการหล่อรากเทียมในเรซิน

2. หล่อรากเทียมให้ตั้งฉากกับแนวราบ โดยให้บ่าของรากเทียม (Implant platform) ห่างจากเรซิน 3 มิลลิเมตร ตามข้อกำหนดจาก ISO 14801:2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) เพื่อลอกเลียนภาวการณ์ละลายตัวของสันกระดูกรอบรากเทียม โดยใช้รากเทียม ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร จำนวน 40 อัน ซึ่งเป็นขนาดมาตรฐานของรากเทียมในยี่ห้อออสเทม ดังภาพประกอบ 9

ภาพประกอบ 9 แสดงบ่ารากเทียมสูงกว่าระดับเรซินชนิดแข็ง 3 มิลลิเมตร

3. ติดต่อห้องปฏิบัติการทางทันตกรรมเพื่อทำครอบฟันที่ใช้ในกลุ่มทดลองทั้ง 4 ชนิด โดยต่อหลักยึดกับรากเทียมทั้ง 40 ชิ้น จากนั้นสแกนภาพหลักยึดทั้ง 4 กลุ่มแล้วออกแบบครอบบนหลักยึดเป็นรูปครึ่งทรงกลม (Hemisphere) ความสูง 6 มิลลิเมตรและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร โดยคำนวณขนาดจาก ISO 14801:2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) กลุ่มทดลองทำเป็นครอบฟันที่ยึดบนรากเทียมด้วยสกรู ส่วนกลุ่มควบคุมทำเป็นครอบฟันเพื่อยึดบนหลักยึดสำเร็จรูปด้วยซีเมนต์ กลึงขี้ผึ้ง (Milling wax) ตามรูปร่างที่ออกแบบมา นำไปลองบนหลักยึดให้พอดี ดังภาพประกอบ 10

ภาพประกอบ 10 การแต่งขี้ผึ้งบนหลักยึดเป็นรูปครึ่งทรงกลมความสูงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร

4. นำขี้ผึ้งแต่ละกลุ่มไปเหวี่ยงเป็นโลหะด้วยวิธีสูญเสียขี้ผึ้ง (Lost wax technique) ตามขั้นตอนปฏิบัติการดังนี้

กลุ่ม TA (กลุ่มควบคุม) นำแบบขี้ผึ้งออกจากหลักยึดสำเร็จรูป

กลุ่ม GS, GP,CN นำชิ้นงานไปทำความสะอาดด้วยเอธิลแอลกอฮอล์เข้มข้นร้อยละ 70 จากนั้นนำแบบขี้ผึ้ง (Wax pattern) แต่ละกลุ่มมาลงวัสดุหล่อเบ้าแบบฟอสเฟตบอนด์และเหวี่ยงโลหะผสมโดยใช้วิธีสูญเสียขี้ผึ้ง ด้วยเครื่องเหวี่ยงโลหะอัตโนมัติที่อุณหภูมิสำหรับเหวี่ยงโลหะ (Casting temperature)

กลุ่ม TA (กลุ่มควบคุม) เหวี่ยงด้วยโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม (1370 องศาเซลเซียส)

กลุ่ม GS เหวี่ยงด้วยทองผสมร้อยละ 40 (980-1040 องศาเซลเซียส)

กลุ่ม GP เหวี่ยงด้วยโลหะผสมพัลลาเดียม (1320-1380 องศาเซลเซียส)

กลุ่ม CN เหวี่ยงด้วยโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม (1370 องศาเซลเซียส)

เมื่อโลหะเย็นตัวลง กลุ่ม GS และ GP กำจัดวัสดุหล่อเบ้าด้วยวิธีเป่าทรายแก้ว (Glass beads) 100 ไมครอน ครอบฟันกลุ่มควบคุมและกลุ่ม CN กำจัดวัสดุหล่อเบ้าและออกไซด์ของโลหะผสมหลังเหวี่ยงด้วยวิธีเป่าด้วยผงอะลูมินาออกไซด์ (Al_2O_3) ขนาด 50 ไมครอน จากนั้นนำชิ้นงานทั้ง 4 กลุ่มทำความสะอาดต่อด้วยเครื่องทำความสะอาดด้วยคลื่นอัลตราโซนิค แต่ไม่มีการขัดเงา

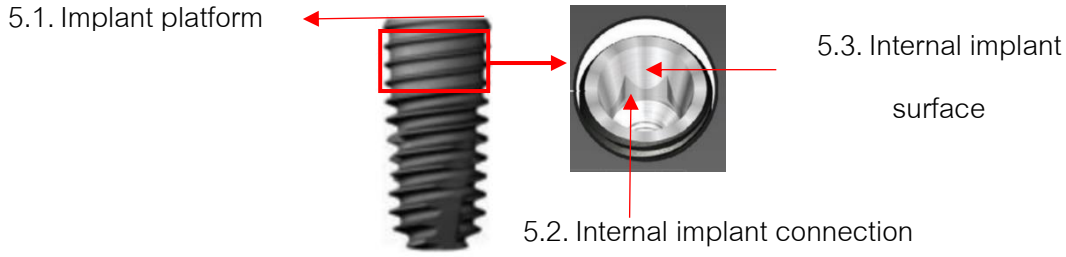
5. สุ่มรากเทียมและหลักยึดรากเทียมกลุ่มละ 1 ชิ้น มาดูลักษณะพื้นผิวก่อนการทดสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope) โดยมีการบันทึกภาพ 3 ตำแหน่ง ดังภาพประกอบ 11 และ 12

5.1.ระดับบ่ารากเทียม (Implant platform) ที่กำลังขยาย 25 เท่า

5.2.บริเวณส่วนโยงระหว่างรากเทียมและหลักยึดรากเทียม (Internal implant connection) ที่กำลังขยาย 100 เท่า

5.3.บริเวณพื้นผิวของรากเทียม (Internal implant surface) ที่กำลังขยาย 400 เท่า

5.4.บริเวณส่วนโยงภายในของหลักยึดรากเทียม (The region of the internal connection) 6 ตำแหน่ง ที่กำลังขยาย 50 เท่า



ภาพประกอบ 11 แสดงตำแหน่งถ่ายภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่รากเทียม

ภาพประกอบ 12 แสดงจุดสัมผัสระหว่างหลักยึดและรากเทียม และบริเวณส่วนโยงภายในแบบหกเหลี่ยม (Internal hexagonal connection)

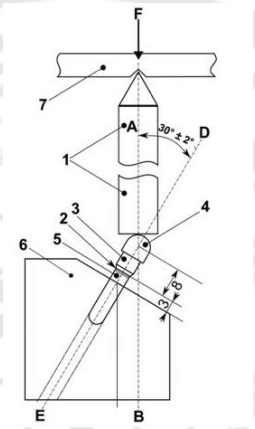
6. นำหลักยึดรากเทียมทั้งกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดลองมาขันยึดกับรากเทียม 30 นิวตันเซนติเมตร ตามบริษัทผู้ผลิตกำหนด โดยหลังจากนั้นมีขั้นตอนปฏิบัติดังนี้

กลุ่มควบคุม นำครอบฟันที่ได้จากการเหวี่ยงโลหะมายึดกับหลักยึดสำเร็จรูปด้วยซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ โดยผสมซีเมนต์ตามอัตราส่วนและวิธีที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด จากนั้นใช้ไมโครบรัช (Microbrush) จุ่มซีเมนต์ทาภายในของครอบฟันบาง ๆ กดชิ้นงานลงบนหลักยึดด้วยแรงจากนิ้วมือ กำจัดซีเมนต์ส่วนเกิน ตรวจเชคขอบของชิ้นงานให้พอดีกับเส้นสิ้นสุด (Finished line) ของหลักยึด หลังจากนั้นนำชิ้นงานไปกดด้วยเครื่องทดสอบเอนกประสงค์ชนิดตั้งโต๊ะ ด้วยแรง 50 นิวตัน เป็นระยะเวลา 5 นาทีเพื่อให้การยึดของชิ้นงานด้วยซีเมนต์เสร็จสมบูรณ์

กลุ่มทดลอง อุดปิดรูสกรูด้วยเรซินคอมโพสิตฉายแสงให้วัสดุแข็งตัว 40 วินาที

ขั้นการทดสอบ

1. นำชิ้นงานทั้ง 40 ชิ้น มาทดสอบความต้านทานต่อความล้าตามมาตรฐานการทดสอบ ISO 14801:2016 ด้วยเครื่องทดสอบอเนกประสงค์ (Universal Testing Machine) โดยชิ้นงานจะถูกยึดทำมุม 30±2 องศากับแนวการให้แรงบนแท่นยึดชิ้นงาน ทั้งนี้เครื่องทดสอบได้รับการเทียบระดับมาตรฐานทุกครั้งการเริ่มการทดสอบโดยผู้ทดสอบชำนาญการ ทดสอบความล้าในสภาวะแห้งที่อุณหภูมิห้อง (20±10 องศาเซลเซียส) ใช้หัวกดทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 20 มิลลิเมตร โดยชิ้นงานจะถูกยึดทำมุม 30±2 องศากับแนวการลงแรงบนแท่นยึดชิ้นงาน ดังภาพประกอบ 13 และ 14



ภาพประกอบ 13 แสดงแผนผังการวางระบบทดสอบในหลักยึดรากเทียมแบบไม่มีมุมตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016

ที่มา: International Organization for Standardization (ISO). Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants; ISO 14801: 2016; ISO: London, United Kingdom, 2016.

โดยกำหนดให้

1 = อุปกรณ์ให้แรง (Loading device)

2 = ระดับกระดูก (Nominal bone level)

3 = หลักยึดรากเทียม (Implant abutment)

4 = ครอบฟันรูปครึ่งวงกลม (Hemisperical loading member)

5 = รากเทียม (Implant body)

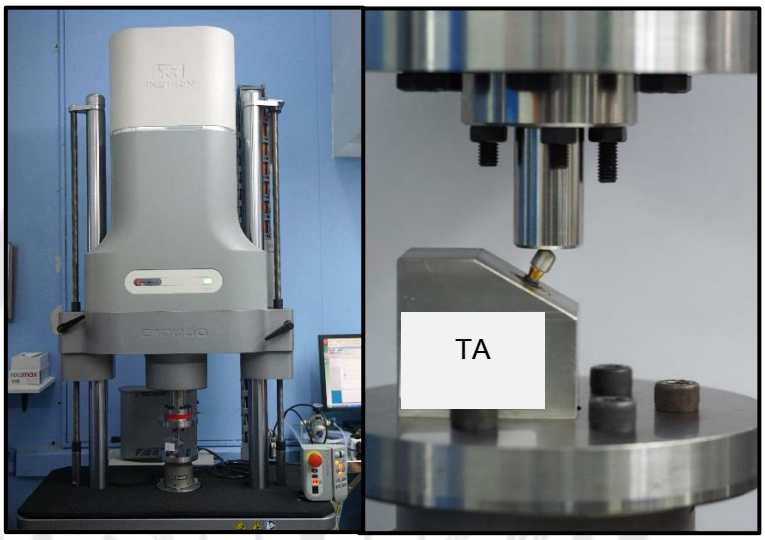
6 = แท่นยึดชิ้นงาน (Specimen holder)

7 = โปรแกรมการให้แรง (Force application)

F = ค่าแรง (Loading force)

Line AB = แนวแกนแรง (The position of the intersection of the loading axis)

Line DE = แนวแกนของรากเทียม (The axis of the endosseous dental implant)



ภาพประกอบ 14 แสดงการทดสอบความต้านทานต่อความล้าด้วยเครื่องทดสอบอเนกประสงค์

2. รอบการทดสอบควบคุมด้วยโปรแกรม BlueHill version 2.0 (Instron Corporation, Norwood, MA, USA) รอบการให้แรงจะปรับใช้ที่ความถี่ 20 รอบ/วินาที โดยให้แรงเริ่มต้นที่ 200 นิวตัน เป็นจำนวน 5,000 รอบ (เงื่อนไขเบื้องต้นเพื่อทดสอบตำแหน่งการวางชิ้นงาน) หลังจากนั้นจะเริ่มทดสอบโดยให้แรง 400, 600, 800, 1000, 1200, 1400, 1600 และสูงสุดที่ 1800 นิวตัน ช่วงละ 30,000 รอบ ชิ้นงานจะถูกให้แรงจนถึงเกิดความเสียหายรุนแรง (Catastrophic failure) หรือให้แรงครบ 245,000 รอบ ที่แรง 1800 นิวตัน ซึ่งถือว่าเป็นจำนวนรอบและแรงสูงสุดที่ทำการบันทึก กำหนดให้การเปลี่ยนตำแหน่ง (Displacement) ของชิ้นงาน 2 มิลลิเมตร จากแนวเดิมตามเส้น DE ดังภาพประกอบ 13 ให้เครื่องทดสอบหยุดทำงาน ถือว่าเกิดความเสียหายแบบถาวรและให้สิ้นสุดการทดสอบในชิ้นงานนั้น โดยกำหนดรูปแบบของความเสียหายเป็น การแตกหักของหลัก

ยึด(Fractured abutment (Fa)) การแตกหักของรากเทียม (Fractured fixture (Ff)) และการแตกหักของสกรูหลักยึด(Fractured abutment screw (Fs))

3. สุ่มชิ้นงานจากแต่ละกลุ่มที่มีรูปแบบความล้มเหลวแตกต่างกัน รูปแบบละ 1 ชิ้นมาวิเคราะห์การแตกหลักยึดและรากเทียมภายหลังการทดสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope) JEOL, 6510LV (Tokyo, Japan) ตามตำแหน่งและกำลังขยายที่ได้บันทึกไว้ก่อนการทดสอบ

การวิเคราะห์ข้อมูล

ความต้านทานต่อความล้าของทั้ง 4 กลุ่มจะถูกเปรียบเทียบโดย

1. นำข้อมูลจำนวนรอบที่ทำให้ชิ้นงานแต่ละชิ้นเกิดการล้มเหลวมาหาค่าเฉลี่ยวิเคราะห์ความต้านทานความล้าด้วยสถิติวัดความแปรปรวนทางเดียว (One way ANOVA) ถ้าพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จะทำการทดสอบต่อด้วยการเปรียบเทียบเชิงคู่ (Pairwise comparison) ที่อำนาจการทดสอบ (Power of test) ร้อยละ 80 ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 แสดงร่วมกับการวิเคราะห์การคงอยู่ชิ้นงานของไวบุลล์ (Weibull survival analyses) (p-value < 0.05)

2. วิเคราะห์ดูตำแหน่งที่เกิดความล้มเหลวของชิ้นงานภายหลังการทดสอบโดยใช้สถิติเชิงพรรณนา (Descriptive Statistics)

ตาราง 4 แสดงแผนการดำเนินงาน

ช่วงเวลา	กิจกรรม
เดือนที่ 1	จัดซื้อวัสดุอุปกรณ์
เดือนที่ 2-3	ยึดรากเทียมในอุปกรณ์จับยึด
เดือนที่ 4-7	ออกแบบและกลึงวัสดุต้นแบบสำหรับครอบฟัน เหวี่ยงโลหะบนหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยง 2 ชนิดด้วยโลหะผสม 3 ชนิด และเหวี่ยงโลหะทำครอบฟันในกลุ่มควบคุม
เดือนที่ 8	บันทึกภาพชิ้นงานก่อนการทดสอบความล้าด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

ตาราง 4 (ต่อ)

ช่วงเวลา	กิจกรรม
เดือนที่ 9-13	ทดสอบความล้าของชิ้นงานจนครบถ้วน
เดือนที่ 14-15	วิเคราะห์ความล้มเหลวของชิ้นงานภายหลังการทดสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด
เดือนที่ 16	วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ และเชิงพรรณนา
เดือนที่ 17-18	วิเคราะห์ สรุปผลและจัดทำรายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

บทที่ 4
ผลการวิจัย

ผลการทดสอบการต้านทานต่อความล้า

จากการทดลองหาค่าจำนวนรอบก่อนเกิดความล้มเหลวของหลักยึดรากเทียมสำเร็จรูป หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยทองผสมร้อยละ 40 หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยโลหะผสมพัลลาเดียม และหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเหวี่ยงด้วยโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมพบว่ามีค่าเฉลี่ย (Mean) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation, SD) ดังแสดงในตารางที่ 5

ตาราง 5 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และช่วงความเชื่อมั่นที่ร้อยละ 95 ของจำนวนรอบก่อนเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานทดสอบ

Group	Minimum load (N)	Maximum load (N)	Mean (Cycle)	SD (Cycle)	F	P
TA	1,200	1,800	189,883	22,734		
GS	1,200	1,800	195,028	22,371	.517	.673
GP	1,200	1,800	187,662	22,555		
CN	1,200	1,800	200,350	30,851		

การวิเคราะห์ความต้านทานต่อความล้าด้วยสถิติวัดความแปรปรวนทางเดียว พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติในแต่ละกลุ่มการทดลองทั้ง 4 กลุ่ม ($p>0.05$) ดังแสดงในตารางที่ 5

ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงาน

จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงาน พบว่าเมื่อจำนวนรอบเพิ่มขึ้นชิ้นงานจะมีระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมมากขึ้น

ชิ้นงานในแต่ละกลุ่มมีอัตราการเคลื่อนที่จากแนวเดิมที่แตกต่างกัน ดังภาพประกอบที่ 14-17 โดยแบ่งการวิเคราะห์เป็น 5 ระยะดังนี้

1. ช่วงเริ่มให้แรงชิ้นงานในกลุ่ม TA มีระยะห่างจากแนวเดิมมากที่สุด (~0.1 mm.) ส่วนชิ้นงานในกลุ่ม GS GP CN มีระยะห่างจากแนวเดิมใกล้เคียงกัน (~0.05 mm.)

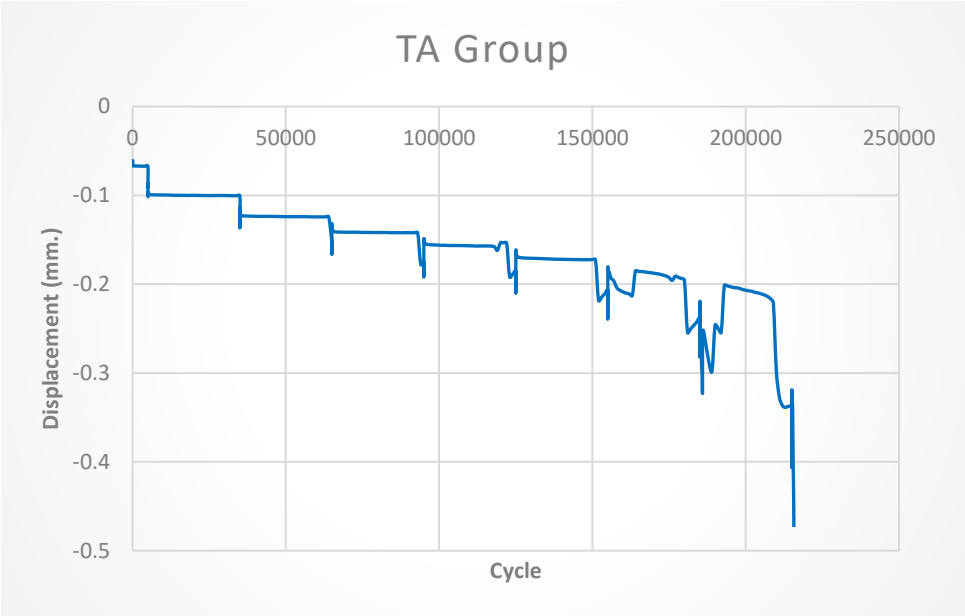
2. ให้แรงครบ 5,000 รอบ พบว่ากลุ่ม TA ยังคงมีระยะห่างจากแนวเดิมมากที่สุด (~0.125 mm.) รองลงมาคือ กลุ่ม GS กับ GP (~0.1 mm.) และกลุ่ม CN มีระยะห่างใกล้เคียงเดิม (~0.06 mm.)

3. ให้แรงครบ 100,000 รอบ กลุ่ม TA มีระยะห่างจากแนวเดิมมากที่สุด (~0.16 mm.) รองลงมาคือ กลุ่ม GS กับ GP (~0.13 mm.) ส่วนกลุ่ม CN มีระยะห่างจากแนวเดิมน้อยที่สุด (~0.09 mm.)

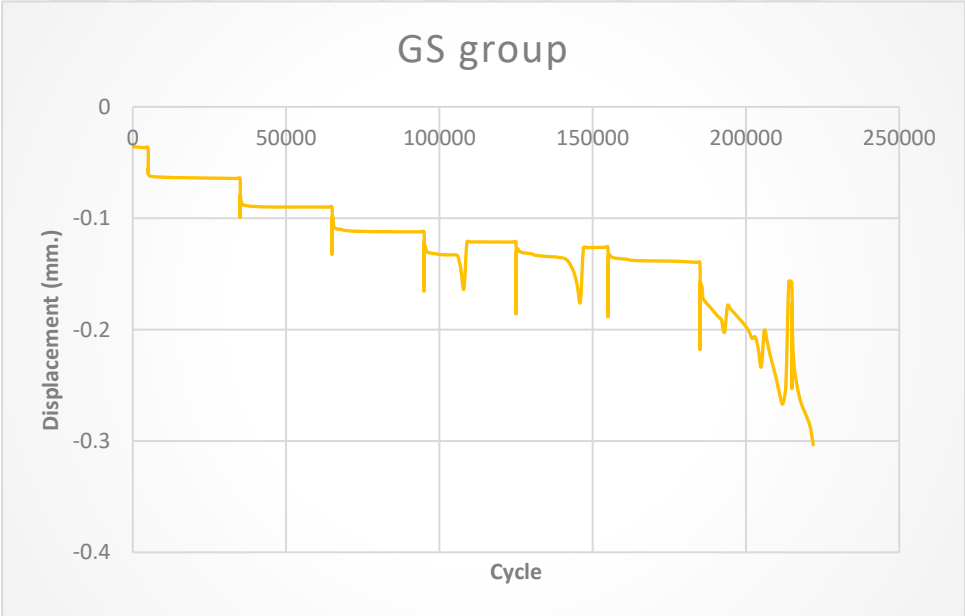
4. ให้แรงครบ 150,000 รอบ กลุ่ม TA และ GP มีระยะห่างจากแนวเดิมมากที่สุด (~0.17 mm.) รองลงมาคือกลุ่ม GS (~0.13 mm.) ส่วนกลุ่ม CN มีระยะห่างจากแนวเดิมน้อยที่สุด (~0.11 mm.)

5. ให้แรงครบ 200,000 รอบ กลุ่ม GP มีระยะห่างจากแนวเดิมมากที่สุด (~0.3 mm.) รองลงมาคือ กลุ่ม TA กับ GS (~0.2 mm.) ส่วนกลุ่ม CN ยังคงมีระยะห่างจากแนวเดิมน้อยที่สุด CN (~0.15 mm.)

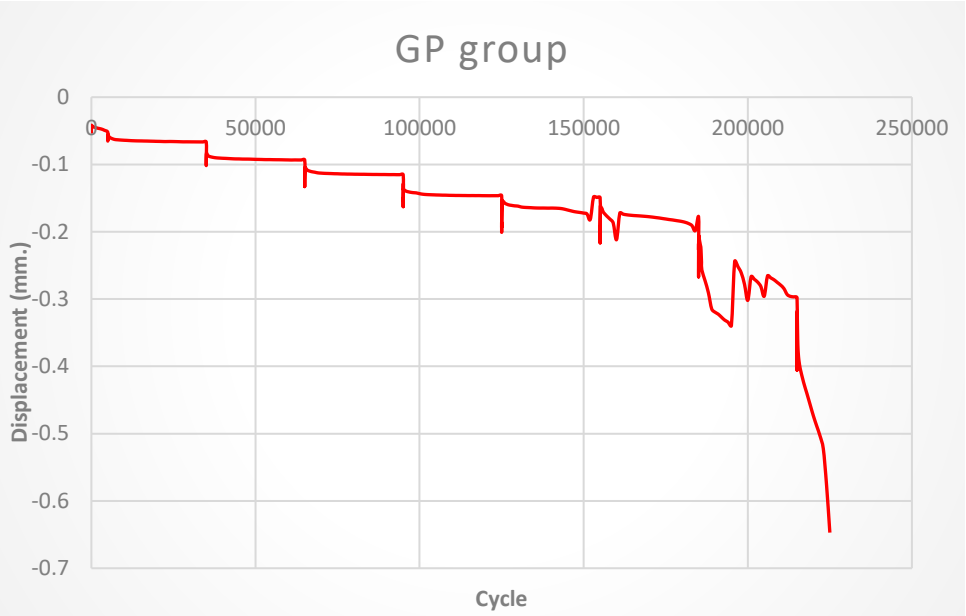
จากข้อมูลข้างต้น กล่าวได้ว่า กลุ่ม TA แม้จะมีระยะห่างจากแนวเดิมมากแต่พบว่าอัตราการเพิ่มขึ้นของระยะห่างใกล้เคียงเดิม กลุ่ม GS มีระยะห่างจากแนวเดิมเพิ่มขึ้นมากเมื่อให้แรงครบ 200,000 รอบ กลุ่ม GP มีระยะห่างจากแนวเดิมเพิ่มขึ้นมากเมื่อให้แรงครบ 150,000 รอบ ส่วนกลุ่ม CN มีระยะห่างจากแนวเดิมน้อยที่สุดแสดงถึงการมีความคงทนหรือเสถียรภาพ (Stability) ของชิ้นงานมากกว่ากลุ่มอื่น



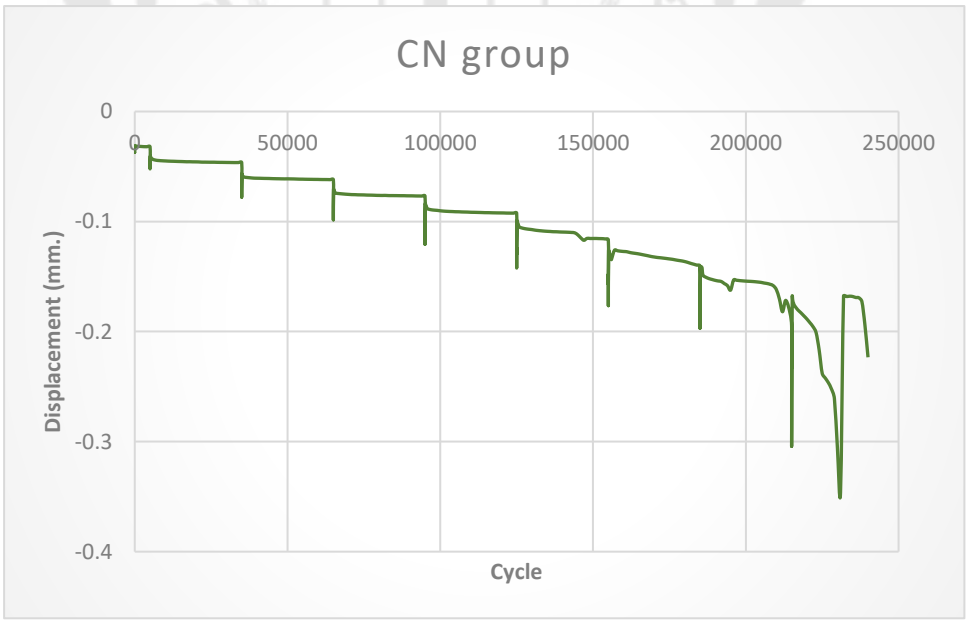
ภาพประกอบ 15 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงานกลุ่ม TA



ภาพประกอบ 16 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงานกลุ่ม GS



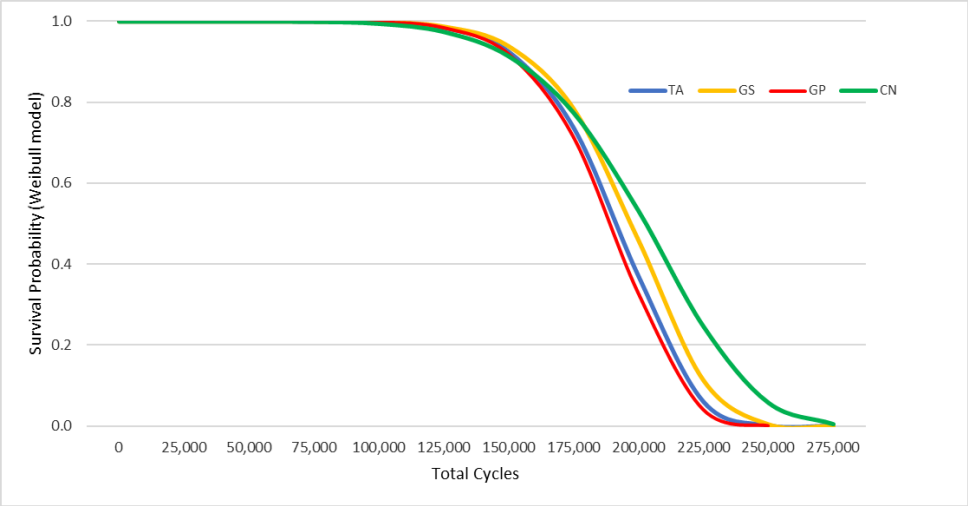
ภาพประกอบ 17 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงานกลุ่ม GP



ภาพประกอบ 18 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและค่าเฉลี่ยระยะการเคลื่อนที่จากแนวเดิมของชิ้นงานกลุ่ม CN

การวิเคราะห์การคงอยู่ของชิ้นงานด้วยสถิติไวบุลล์

จากการวิเคราะห์แผนผังการคงอยู่ของชิ้นงานของไวบุลล์ ค่าจำนวนรอบก่อนเกิดความล้มเหลวแสดงดังภาพประกอบที่ 19 กลุ่ม CN มีค่าไวบุลล์มอดูลัส (Weibull modulus) ต่ำที่สุด แสดงถึงค่าความเชื่อมั่น (Reliability) ที่ต่ำกว่ากลุ่มอื่น แต่มีค่าความแข็งแรงของไวบุลล์ (Weibull characteristic strength) สูงสุด แสดงถึงความคงทนของชิ้นงานที่สูงกว่ากลุ่มอื่น ดังแสดงในตารางที่ 6



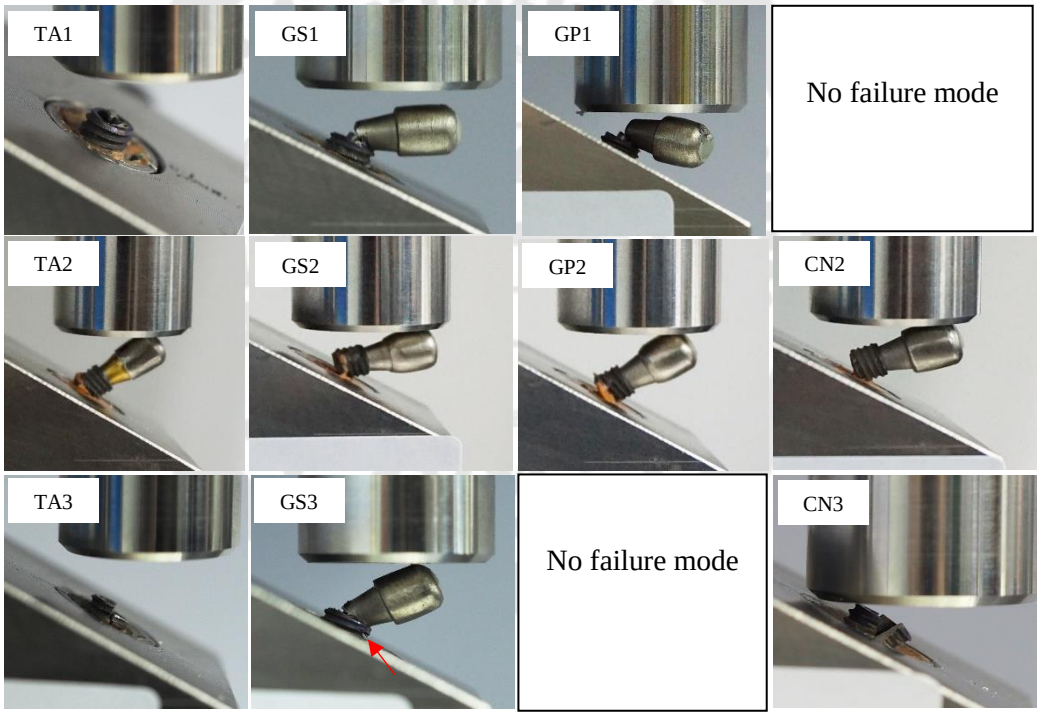
ภาพประกอบ 19 แสดงแผนผังจำนวนรอบการคงอยู่ของชิ้นงานจากการวิเคราะห์ด้วยสถิติไวบุลล์

ตาราง 6 แสดงค่าไวบุลล์มอดูลัสและความแข็งแรงของไวบุลล์ในชิ้นงานแต่ละกลุ่ม

Group	Weibull characteristic strength	Weibull Modulus
TA	200,081	8.86
GS	205,759	8.73
GP	197,614	8.97
CN	213,991	6.77

ลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน

บริเวณที่เกิดการแตกหักของชิ้นงานในแต่ละกลุ่มแตกต่างออกไป โดยในกลุ่มหลักยึดรากเทียมสำเร็จรูป หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยทองผสมร้อยละ 40 หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองเหวี่ยงด้วยโลหะผสมพัลลาเดียม ส่วนใหญ่จะเกิดการแตกหักของหลักยึดรากเทียมและสกรูของหลักยึด ซึ่งแตกต่างจากกลุ่มหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเหวี่ยงด้วยโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมซึ่งเป็นการแตกหักของรากเทียมร่วมกับสกรูของหลักยึด และแตกหักทั้งรากเทียม หลักยึดรากเทียมรวมทั้งสกรูของหลักยึด ดังที่แสดงในภาพประกอบ 20 และตารางที่ 7



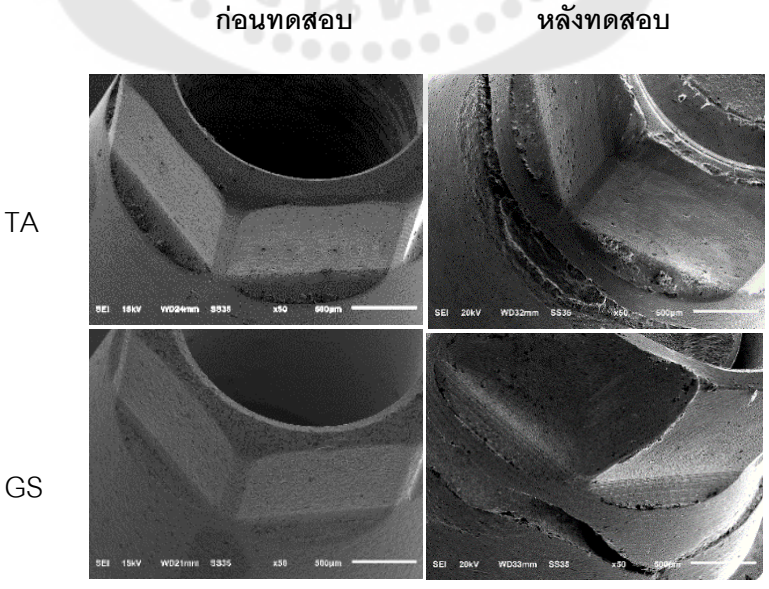
ภาพประกอบ 20 ลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน โดย TA1 GS1 GP1 แสดงความเสียหายต่อบริเวณหลักยึดรากเทียมร่วมกับสกรูของหลักยึด TA2 GS2 GP2 CN2 แสดงความเสียหายของรากเทียมร่วมกับสรูของหลักยึด และ TA3 GS3 CN3 แสดงความเสียหายทั้งส่วนรากเทียม หลักยึดรากเทียมและสกรูของหลักยึด โดยลูกศรสีแดงรอยแตกของรากเทียมในกลุ่ม GS

ตาราง 7 แสดงการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานแต่ละกลุ่ม

Group	Mode of failure		
	Fracture screw + abutment	Fracture screw + fixture	Fracture screw + abutment + fixture
TA	6	1	3
GS	7	2	1
GP	9	1	0
CN	0	5	5

วิเคราะห์การแตกของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

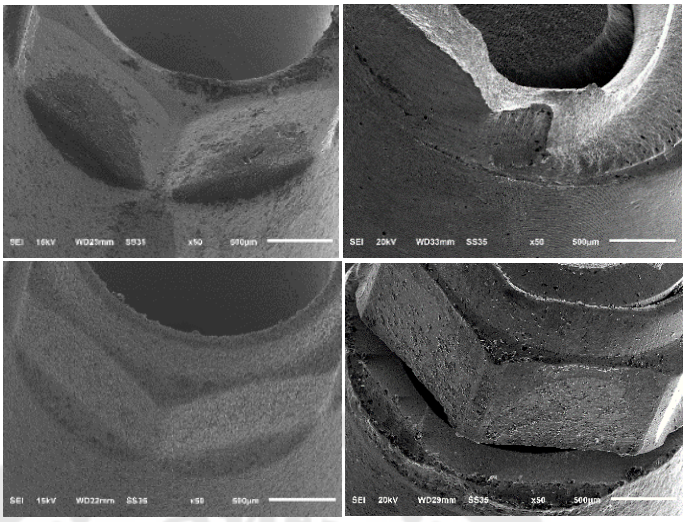
ลักษณะการแตกบริเวณส่วนโยงภายในของหลักยึดรากเทียม (Internal connection of abutment) ของชิ้นงานแต่ละกลุ่มแสดงในภาพประกอบ 20 โดยก่อนการทดสอบในแต่ละกลุ่มมีลักษณะของพื้นผิวที่ใกล้เคียงกัน ไม่พบรอยแตกร้าวของชิ้นงานก่อนการทดสอบ ภายหลังการทดสอบความล้าพบว่าชิ้นงานในทุกกลุ่มมีรอยแตกของหลักยึดในแนวนอนเหนือบริเวณส่วนโยงภายใน รอยแตกส่วนใหญ่สามารถเห็นได้อย่างชัดเจนทั้งเมื่อมองด้วยตาเปล่าและส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ดังแสดงในภาพประกอบที่ 21



ก่อนทดสอบ **หลังทดสอบ**

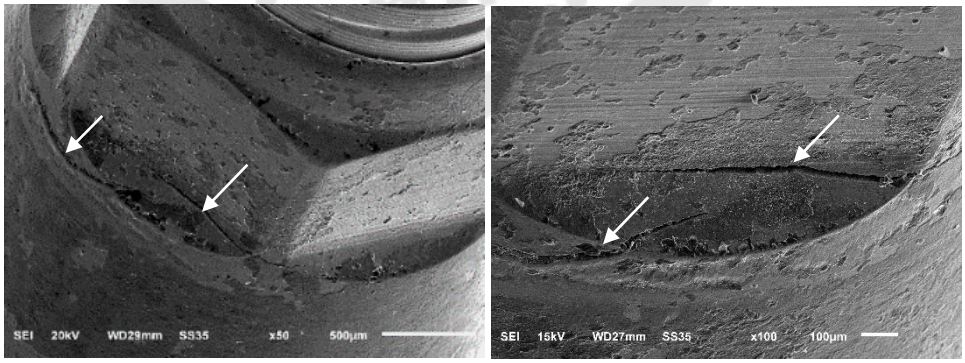
GP

CN



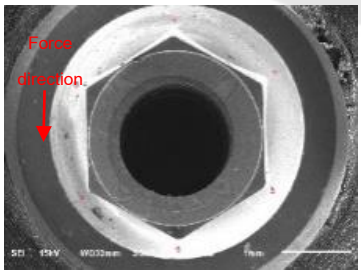
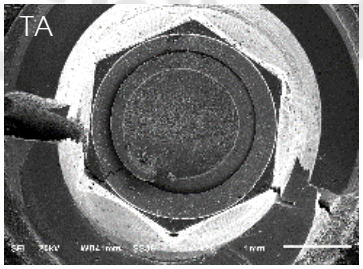
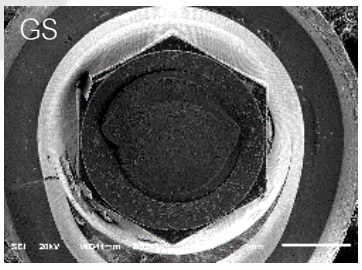
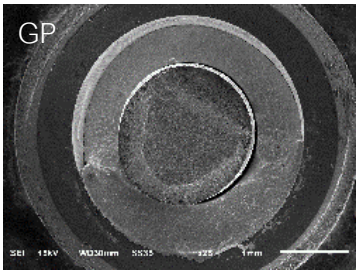
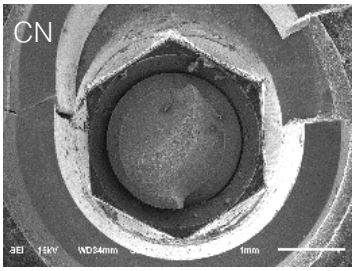
ภาพประกอบ 21 แสดงการแตกของบริเวณส่วนโยงภายในของหลักยึดรากเทียมด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดก่อนและหลังการทดสอบความล้า

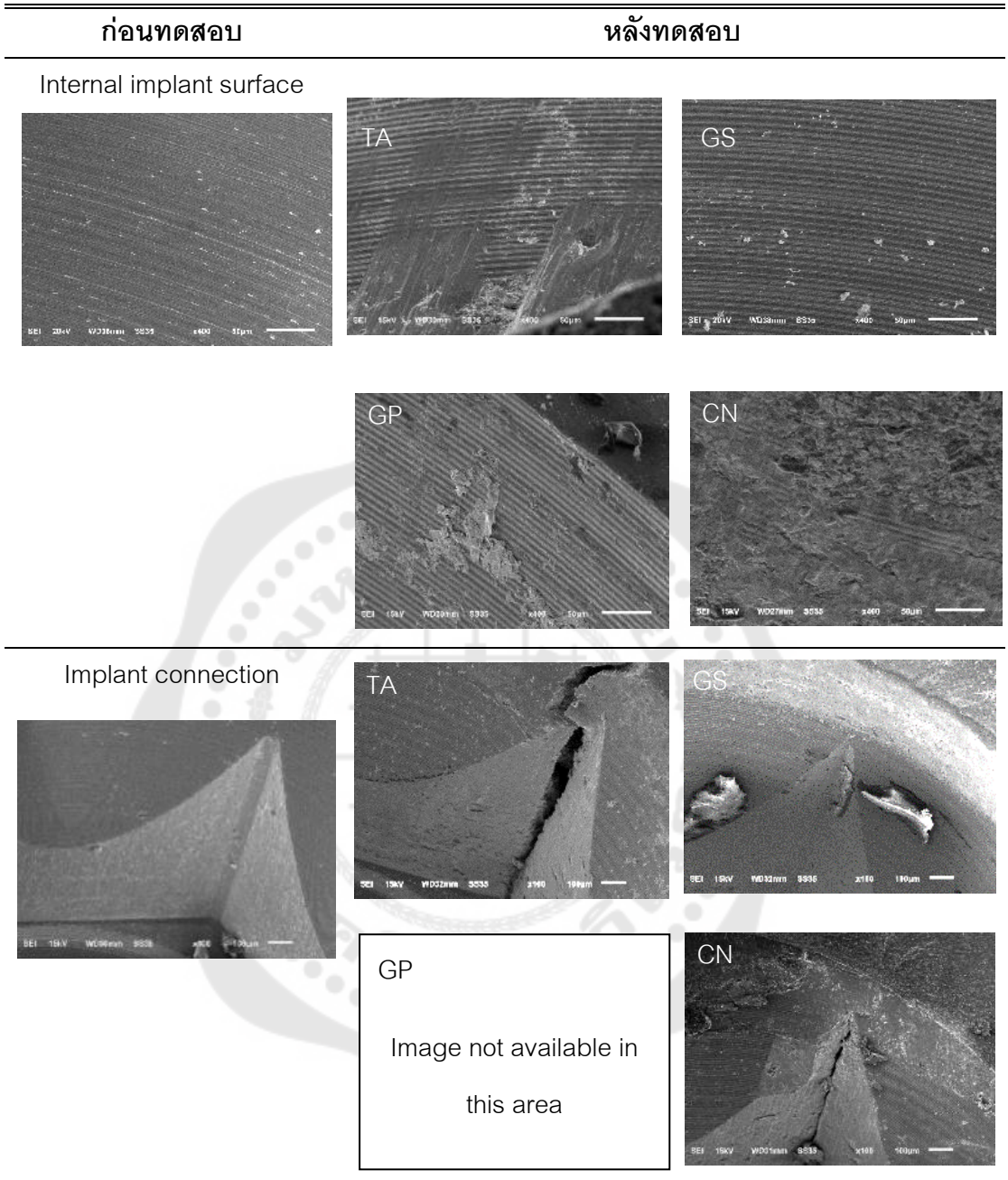
นอกจากนี้มีหลักยึดรากเทียมในกลุ่ม CN จำนวน 2 ชิ้น ที่ไม่พบรอยแตกจากการตรวจสอบความล้มเหลวด้วยตาเปล่าแต่พบรอยร้าวขนาดเล็กเมื่อตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (ภาพประกอบที่ 22) ซึ่งไม่พบกรณีดังกล่าวในหลักยึดรากเทียมกลุ่มอื่น



ภาพประกอบ 22 แสดงรอยร้าวบริเวณส่วนเชื่อมต่อของหลักยึดรากเทียมในกลุ่ม CN เมื่อตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

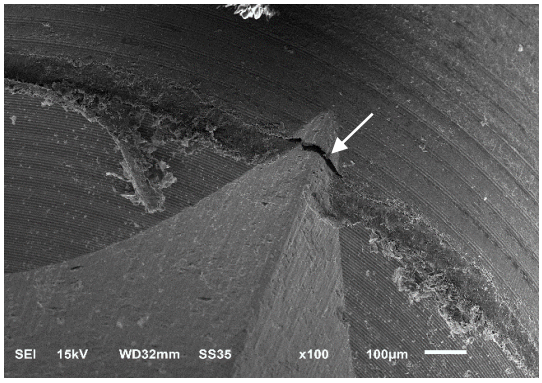
ส่วนของรากเทียมก่อนการทดสอบพบว่าชิ้นงานอยู่ในสภาพสมบูรณ์ ไม่พบการแตกหักหรือรอยร้าวเมื่อพิจารณาจากบริเวณด้านบนระดับบ่ารากเทียม (Implant platform) ภายหลังการทดสอบความล้าพบว่าการแตกของส่วนรากเทียมในแต่ละกลุ่มมีรูปแบบและตำแหน่งที่แตกไม่แน่นอน กลุ่ม GP ไม่พบการแตกของรากเทียมจากบริเวณบ่ารากเทียม ส่วนในกลุ่มอื่นพบรอยแตกที่ผนังรากเทียม โดยในกลุ่ม TA และ CN จะพบรอยแตกขนาดใหญ่และความเสียหายของรากเทียมมากกว่ากว่ากลุ่ม GS (ภาพประกอบที่ 23 Fixture level) ส่วนบริเวณผิวของรากเทียมที่สัมผัสกับหลักยึดรากเทียม ก่อนการทดสอบพบว่าผิวรากเทียมอยู่ในสภาพสมบูรณ์ไม่มีรอยครูดหรือรอยสึกของผิวรากเทียม ภายหลังการทดสอบความล้าพบว่ากลุ่ม CN เกิดความเสียหายต่อผิวของรากเทียมมากที่สุด รองลงมาคือกลุ่ม TA ส่วนกลุ่ม GS และ GP แทบจะไม่พบความเปลี่ยนแปลงที่ผิวของรากเทียม (ภาพประกอบที่ 23 Internal implant surface) ส่วนบริเวณส่วนโยงภายในของรากเทียม (Internal implant connection) ก่อนทำการทดสอบพบว่ามีเหลี่ยมคมที่ชัดเจน ไม่พบรอยร้าว เมื่อทำการทดสอบความล้าพบว่ากลุ่ม TA และ CN มีรอยแตกในแนวดิ่งขนาดใหญ่กึ่งกลางสามเหลี่ยมบริเวณส่วนโยงภายในรากเทียม ในกลุ่ม GS ไม่พบรอยร้าวบริเวณส่วนโยงภายในรากเทียม ส่วนในกลุ่ม GP ภายหลังการทดสอบความล้าชิ้นงานมีส่วนของหลักยึดรากเทียมและสกรูค้างอยู่ จึงไม่มีชิ้นงานที่สามารถใช้วิเคราะห์บริเวณส่วนโยงภายในของรากเทียมได้ (ภาพประกอบที่ 23 Implant connection)

ก่อนทดสอบ	**หลังทดสอบ**	
Fixture level	TA	GS
		
	GP	CN
		



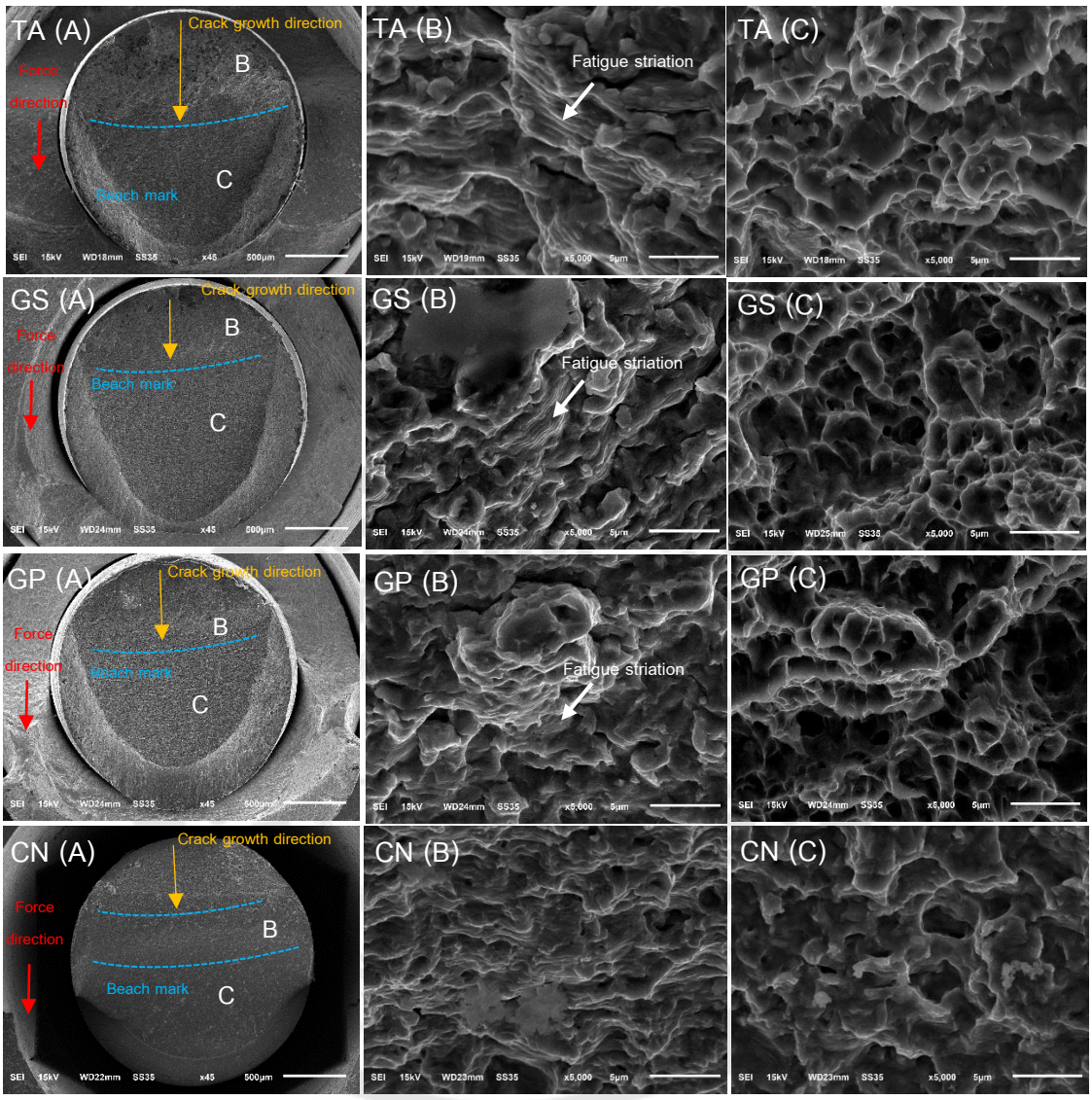
ภาพประกอบ 23 แสดงภาพถ่ายกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงการแตกบริเวณรากเทียมแต่ละกลุ่ม

นอกจากนี้มีรากเทียมในกลุ่ม TA จำนวน 1 ชิ้น ที่ไม่พบรอยแตกบริเวณส่วนโยงภายในของรากเทียมเมื่อสังเกตด้วยตาเปล่าแต่พบรอยแตกขนาดเล็กเมื่อตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (ภาพประกอบที่ 24) ซึ่งไม่พบกรณีดังกล่าวในรากเทียมกลุ่มอื่น



ภาพประกอบ 24 แสดงรอยแตกขนาดเล็กบริเวณส่วนโยงภายในของรากเทียมกลุ่ม TA เมื่อตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

ส่วนของสกรูหลักยึดพบว่าทั้ง 4 กลุ่มมีรูปแบบพื้นผิวการแตกที่ใกล้เคียงกัน โดยแบ่งออกเป็น 3 ส่วน[59, 60] คือ 1. จุดเริ่มต้นการแตกร้าว (Crack origin) อยู่ทางด้านที่ชิ้นงานได้รับแรง มีทิศทางการรับแรงและการขยายตัวของรอยร้าวดังภาพประกอบที่ 25 (A) 2. บริเวณการขยายตัวของรอยร้าวจากความล้า (Fatigue crack growth) บริเวณดังกล่าวจะแสดงให้เห็นเป็นลักษณะของลายเส้นขนานหรือร่องความล้า (Fatigue striations) แต่ละเส้นแสดงถึง 1 รอบที่รับแรง (One load cycle) โดยในกลุ่ม CN ไม่พบ/ไม่สามารถตรวจหาร่องความล้าในบริเวณนี้ได้ ดังภาพประกอบที่ 25 (B) หลังจากนั้นรอยแตกจะขยายตัวมีขอบเขตเป็นลักษณะเส้นคลื่น (Progressive mark / Beach mark) 3. บริเวณเสียหายรุนแรงหรือการเสียหายแบบเหนียว (Catastrophic or ductile failure) เมื่อรอยแตกขยายตัวไปได้ระยะหนึ่งจะทำให้วัสดุเหลือพื้นที่ในการรับแรงน้อย และทำให้เกิดเป็นการแตกหักรุนแรงที่เกิดจากการรับแรงเกินพิกัด (Catastrophic overload fracture) ซึ่งบริเวณนี้จะพบลักษณะหลุม (Dimples) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 25 (C)



ภาพประกอบ 25 แสดงภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงพื้นผิวการแตกบริเวณสกรูหลักยึดของชิ้นงานทั้ง 4 กลุ่ม โดย (A) แสดงทิศทางการได้รับแรงและการขยายตัวของรอยแตก (B) แสดงบริเวณที่เกิดความล้า และ (C) แสดงบริเวณที่เกิดการรับแรงเกินพิกัด

บทที่ 5
สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

การบูรณะฟันด้วยรากฟันเทียม ในผู้ป่วยที่มีช่องว่างระหว่างสันเหงือกกับฟันคู่สบน้อย หรือในกรณีที่แนวแกนของรากเทียมที่ฝังมาแล้วเอียงมากกว่า 30 องศา สามารถนำหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะมาใช้เพื่อแก้ไขลักษณะของครอบฟันได้[2] ตามมาตรฐานการรักษาในปัจจุบันจะใช้หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมทองมาใช้ในการรักษา แต่เนื่องจากทองมีราคาแพง จึงมีการพัฒนาคิดค้นโลหะผสมอื่นมาเป็นทางเลือกในการผลิตหลักยึดและครอบฟัน ซึ่งงานวิจัยนี้ยอมรับสมมติฐานที่ว่าความต้านทานต่อความล้าในหลักยึดรากเทียม 2 ชนิด เหวี่ยงด้วยโลหะผสม 3 ชนิด ไม่แตกต่างกัน ทั้ง 4 กลุ่มแสดงจำนวนรอบทั้งหมดที่ทำให้เกิดความล้มเหลวใกล้เคียงกัน แสดงให้เห็นว่าหลักยึดรากเทียมทั้ง 4 กลุ่มมีคุณสมบัติในแง่ความต้านทานต่อความล้าที่ใกล้เคียงกัน โดยพบว่ากลุ่ม CN มีค่าเฉลี่ยจำนวนรอบที่ทำให้เกิดความล้มเหลวสูงสุด และเมื่อพิจารณาในแง่ของระยะห่างจากแนวเดิมภายหลังการได้รับแรงพบว่าผลการทดสอบเป็นไปในทิศทางเดียวกัน โดยกลุ่ม CN มีระยะห่างจากแนวเดิมน้อยที่สุดแสดงถึงการมีความคงทนหรือเสถียรภาพ (Stability) ของชิ้นงานมากกว่ากลุ่มอื่น ซึ่งโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเป็นวัสดุที่มีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นสูงประมาณ 180-240 จิกะปาสคาล ซึ่งมีค่าสูงกว่าวัสดุในกลุ่มอื่น[61, 62] แสดงถึงความแข็งตึง (Stiffness) ของวัสดุมากกว่ากลุ่มอื่น การศึกษาของ Park และคณะ[52] ศึกษาเสถียรภาพของรอยต่อรากเทียมที่ยึดด้วยหลักยึดรากเทียมไทเทเนียมเปรียบเทียบกับหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่เหวี่ยงด้วยโลหะผสมทอง โดยวัดค่าการคลายตัวของสกรู (Detorque value) ภายหลังการรับแรงกระทำแบบซ้ำ ๆ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนการศึกษาของ Yoon และคณะ[57] ศึกษาเสถียรภาพของรอยต่อรากเทียมที่ยึดด้วยหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่เหวี่ยงด้วยโลหะผสมทองเปรียบเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โดยวัดค่าทอร์กการถอดสกรู (Remove torque) ภายหลังการจำลองให้แรงบดเคี้ยว ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) แนะนำให้ทำการทดสอบภายใต้สภาวะวิกฤติ (Worst-case scenario) โดยกำหนดให้ระดับบ่าของรากเทียมอยู่เหนือกว่าระดับกระดูก 3±0.5 มิลลิเมตร ยึดอยู่ในเรซินที่มีค่ามอดุลัสของยัง (Young's modulus) มากกว่า 3 GPa โดยในการศึกษานี้ใช้เรซินยี่ห้อ Chockfast orange® ซึ่งมีค่ามอดุลัสของยัง 3.678 GPa[63] สำหรับการเลือกใช้ขนาดของรากเทียม

เพื่อทดสอบความล้าตามคำแนะนำของ ISO14801:2016 แนะนำให้ทำการทดสอบในรากเทียมขนาดเล็กที่สุดของระบบนั้น ๆ[51] แต่ในการศึกษานี้ทำการทดสอบในรากเทียมขนาด 4.5 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นรากเทียมขนาดมาตรฐานของระบบออสเทม โดยเป็นขนาดรากเทียมที่มีการใช้งานบ่อยในทางคลินิก เพื่อหวังผลให้คล้ายกับการใช้งานจริง ซึ่งมีหลายการศึกษาที่ใช้รากเทียมขนาดมาตรฐานในการทดสอบ[39, 46, 47] นอกจากนี้การทดสอบความล้าในสภาวะแห้งไม่ควรทดสอบที่ความถี่เกิน 15 รอบ/วินาที[51] ซึ่งการทดสอบที่ความถี่ต่ำต้องใช้เวลาทำการทดสอบนานและมีค่าใช้จ่ายเพิ่มขึ้น การศึกษาของ Fraga และคณะ[42] ทดสอบความแข็งแรงความล้า (Fatigue strength tests) ของหลักยึดเซรามิก ที่ความถี่ 2 รอบ/วินาที 10 รอบ/วินาที 20 รอบ/วินาที และ 40 รอบ/วินาที พบว่าความแข็งแรงความล้ามีค่ามากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในกลุ่มที่ใช้ความถี่ 40 รอบ/วินาที แต่ไม่พบความแตกต่างกันในกลุ่มอื่น ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงทำการทดสอบความล้าที่ความถี่ 20 รอบต่อวินาที ซึ่งมีการศึกษาที่ทดสอบที่ความถี่เดียวกัน[36, 47] สำหรับการทดสอบใช้วิธีการให้แรงแบบเป็นขั้นตอน (Stepwise loading) ซึ่งเป็นการทดสอบความล้าแบบเร่ง มีการให้ความเค้นที่สูงกว่าการใช้งานจริงของวัสดุเพื่อให้เกิดความล้มเหลวเร็วขึ้น มีข้อดีคือสามารถร่นระยะเวลา และค่าใช้จ่ายในการทดสอบได้ เป็นการทดสอบที่ใช้ในวัสดุที่มีความแข็งผิวมาก เหมาะกับการทดสอบช่วงอัตราความเค้นของวัสดุที่ต้องใช้เวลาทำให้วัสดุเกิดความล้มเหลวนาน[43] ซึ่งพบงานวิจัยหลายเรื่องที่ใช้วิธีการให้แรงแบบเป็นขั้นตอนในการทดสอบความล้า[46-48, 50]

Bonfante และ Coelho[31] รายงานว่าในเพศหญิงค่าเฉลี่ยแรงสบฟันสูงสุดขณะรู้ตัวอยู่ระหว่าง 418-690 นิวตัน และในเพศชายพบว่าค่าเฉลี่ยแรงสบฟันสูงสุดขณะรู้ตัวอยู่ระหว่าง 491-878 นิวตัน ส่วนการศึกษาของ Gibbs และคณะ[64] พบว่าค่าเฉลี่ยแรงบดเคี้ยวในฟันธรรมชาติประมาณ 725 นิวตัน ซึ่งในงานวิจัยนี้ค่าแรงที่ทำให้ชิ้นงานเกิดความล้มเหลวอยู่ในช่วง 1200-1800 นิวตัน โดยมีค่าใกล้เคียงกับหลายการศึกษา[39, 45, 47] โดยมีค่ามากกว่าค่าเฉลี่ยแรงบดเคี้ยวในฟันธรรมชาติ แสดงให้เห็นว่าชิ้นงานทั้ง 4 กลุ่มสามารถทนแรงได้มากกว่าค่าเฉลี่ยแรงบดเคี้ยวในฟันธรรมชาติ ในงานวิจัยนี้มีค่าเฉลี่ยจำนวนรอบที่ทำให้เกิดความล้มเหลวที่ 190,000 รอบ ซึ่งมีค่ามากกว่าการศึกษาอื่น[46, 47] ทั้งนี้อาจเกิดจากการใช้รากเทียมและหลักยึดที่มีขนาดใหญ่กว่าในการทดสอบ รวมทั้งการกำหนดลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานแตกต่างกัน

จากการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบเกี่ยวกับความสำเร็จและภาวะแทรกซ้อนในระบบรากฟันเทียมพบการหักของหลักยึดรากเทียมและสกรูคิดเป็นร้อยละ 1.5 ภายหลังการติดตามผลการรักษา 5 ปี และร้อยละ 2.5 ภายหลังการติดตามผลการรักษา 10 ปี ส่วนการหักบริเวณรากฟันเทียมพบร้อยละ 0.08 ซึ่งน้อยกว่าการหักของหลักยึดรากเทียมและสกรู[65] แต่ละ

การศึกษามีรูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงานแตกต่างกัน บางการศึกษาพบการแตกหักของชิ้นส่วนใหญ่บริเวณรากเทียมและสกรูหลักยึด[60, 66] แต่บางการศึกษาพบการหักเฉพาะบริเวณสกรูหลักยึด[67] โดยในการศึกษานี้พบการรูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงานในแต่ละกลุ่มแตกต่างกัน ในกลุ่ม CN พบว่าทุกชิ้นงานแตกหักที่รากเทียมและสกรูหลักยึดรากเทียม มีบางชิ้นงานที่แตกหักที่หลักยึดรากเทียมร่วมด้วย แต่ในชิ้นงานกลุ่มอื่นส่วนใหญ่เกิดแตกหักบริเวณหลักยึดรากเทียมและสกรูหลักยึดรากเทียม โดยโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเป็นวัสดุที่มีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่น (180-240 จิกะปาสคาล) สูงกว่าโลหะไทเนียมเกรด 4 (110-150 จิกะปาสคาล)[62] ซึ่งใช้ในการผลิตรากเทียม จึงมีโอกาสที่จะเกิดความเสียหายบริเวณรากเทียมกับสกรูมากกว่าหลักยึดรากเทียมในกลุ่มนี้ กลุ่ม GS และ GP วัสดุที่ใช้ทำหลักยึดรากเทียมมีค่าความแข็งผิวและโมดูลัสความยืดหยุ่นน้อยกว่าไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์เกรด 4[62] จึงมีโอกาสที่จะเกิดความเสียหายบริเวณหลักยึดรากเทียมและสกรูมากกว่าการเกิดความเสียหายบริเวณรากเทียม ส่วนกลุ่ม TA พบว่าเกิดความเสียหายบริเวณรากเทียม 4 ชิ้น ขณะที่เกิดความเสียหายบริเวณหลักยึดและสกรูหลักยึด 6 ชิ้น ซึ่งเป็นจำนวนที่ใกล้เคียงกัน เนื่องจากโลหะผสมไทเทเนียมเกรด 5 มีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับโลหะไทเทเนียมบริสุทธิ์เกรด 4 แต่มีความแข็งผิวมากกว่า[62] การศึกษาในอนาคตอาจพิจารณาเพิ่มจำนวนกลุ่มตัวอย่างเพื่อให้ผลที่ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ซึ่งการเกิดความเสียหายในบริเวณที่ต่างกันก็ต้องใช้วิธีการซ่อมแซมที่แตกต่างกันด้วย ถ้าเกิดความเสียหายหรือแตกหักของรากเทียมต้องมีการแก้ไขด้วยการผ่าตัดเอารากเทียมออก (Surgical approach) แต่ถ้าความเสียหายอยู่แค่ระดับหลักยึดรากเทียมหรือสกรูหลักยึดรากเทียม สามารถแก้ไขเฉพาะส่วนหลักยึดและฟันเทียมได้[68]

จากผลการทดสอบกลุ่ม CN มีค่าความแข็งแรงของไวบุลล์ (Weibull characteristic strength) สูงสุด แสดงถึงความคงทนของชิ้นงานที่สูง แต่มีค่าไวบุลล์มอดูลัส (Weibull modulus) ต่ำที่สุด แสดงถึงค่าความน่าเชื่อถือ (Reliability) ที่ต่ำกว่ากลุ่มอื่น (ตารางที่ 6) ซึ่งหมายถึงหลักยึดรากเทียมในกลุ่มนี้มีความแข็งแรงคงทนที่ดี สามารถใช้บดเคี้ยวได้ แต่มีความน่าเชื่อถือต่ำ อาจเกิดความไม่สมบูรณ์ในเนื้อวัสดุกลุ่มนี้ ทำให้ค่าที่ได้มีความกระจาย โดยส่วนใหญ่สถิติไวบุลล์จะนำมาใช้ในการวิเคราะห์วัสดุที่มีความเปราะ (Brittle) หรือวัสดุที่ไม่มีการอ่อนตัวหรือเสียรูปเมื่อรับแรงก่อนที่จะเกิดการแตกหัก ทำให้ยากที่จะทำนายระยะก่อนที่จะเกิดความเสียหายของวัสดุ ซึ่งความแข็งแรงของวัสดุที่เปราะจะขึ้นอยู่กับขนาดและการกระจายของความไม่สมบูรณ์ในเนื้อวัสดุ (Size of flaws) ทำให้ค่าที่ได้มีความกระจายมาก การใช้สถิติที่แสดงค่าเฉลี่ยความแข็งแรงของวัสดุจึงไม่เพียงพอที่จะใช้อธิบายความแข็งแรงของวัสดุที่เปราะได้[69-71] ในงานวิจัยนี้ทดสอบในวัสดุ

ที่มีความเหนียว (Ductile) ซึ่งความแข็งแรงของวัสดุจะมีค่ากระจายน้อย ดังนั้นการใช้สถิติที่แสดงค่าเฉลี่ยความแข็งแรงของวัสดุก็เพียงพอแล้ว[71] แต่ในการศึกษานี้มีการนำสถิติไวบุลล์มาใช้เพิ่มเติม เพื่อที่จะแสดงให้เห็นถึงความน่าเชื่อถือและการกระจายตัวของความแข็งแรงของชิ้นงานในแต่ละกลุ่มได้ชัดเจนขึ้น

ในการเตรียมชิ้นงานมีความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นได้จากขั้นตอนการปรับแต่งและขัด (Finishing) ของช่างทันตกรรม โดยเฉพาะโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมที่มีความแข็งผิวมาก และขณะเผาหลอมจะเกิดออกไซด์ที่ผิววัสดุหนา ทำให้กำจัดออกไซด์ได้ยากและใช้เวลานาน ต้องปรับแต่งด้วยการเป่าทรายโดยผงที่มีขนาดใหญ่ แข็งและคม เช่น ผงคาร์โบรันดัม (Carborundum) ผงอะลูมินาออกไซด์ (Alumina oxide) เป็นต้น[72] ซึ่งอาจทำให้เกิดความขรุขระของผิวโลหะที่เหวี่ยงออกมา[5, 15] โดยความเรียบของผิวโลหะจะส่งผลต่อความแนบของหลักยึดและบ่ารากเทียม จึงมีการศึกษานำร่องก่อนนำชิ้นงานมาทดสอบความต้านทานต่อความล้า โดยทำการศึกษาเปรียบเทียบความแนบสนิทของหลักยึดบนรากเทียมด้วยการวัดช่องว่างในแนวดิ่งและแนวราบบริเวณรอยต่อระหว่างรากเทียมและหลักยึดด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด โดยระยะห่างแนวดิ่งอยู่ในช่วง 1.17-2.37 ไมครอน ซึ่งในการศึกษาอื่นมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกันที่ไม่เกิน 10 ไมครอน[8, 23, 73, 74] ส่วนระยะเหลื่อมในแนวราบอยู่ในช่วงตั้งแต่ 787.58-813.01 ไมครอน ซึ่งมีค่ามากกว่าการศึกษาอื่น[8, 73-75] โดยในแนวดิ่งพบว่าชิ้นงานกลุ่ม CN มีระยะช่องว่างมากที่สุด และในแนวราบชิ้นงานในกลุ่ม GS และ TA มีความเหลื่อมในแนวราบใกล้เคียงกันซึ่งมีค่าน้อยกว่ากลุ่ม GP และ CN ซึ่งเป็นไปตามการศึกษาของ Kano และคณะ[17] พบว่าในหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงด้วยโลหะโคบอลต์โครเมียมมีความไม่แนบสนิท (Rotational misfit) มากกว่าหลักยึดรากเทียมสำเร็จรูปอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เช่นเดียวกับการศึกษาของ การศึกษาของ Barbosa และคณะ[3] เปรียบเทียบความแนบสนิทพอดี (Passive fit) ของหลักยึดแบบเหวี่ยงโครงโลหะ 3 ชนิด พบว่าหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะโคบอลต์โครเมียมมีความแนบสนิทน้อยที่สุด เมื่อเทียบกับไทเทเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมไทเทเนียม ซึ่งความไม่แนบสนิทของหลักยึดและบ่ารากเทียม มีโอกาสทำให้เกิดการหลวมของสกรูหลักยึด จนเกิดการขยับระดับไมครอน (Micro-movement) เป็นสาเหตุทำให้เกิดการสึกได้[76] โดยการสึกเป็นผลจากการสัมผัสเชิงกลของวัสดุ 2 ชนิด ความแข็งผิว ความแข็งแรงของวัสดุ ความสามารถในการยืดตัว เป็นปัจจัยที่ส่งผลต่อการต้านทานการสึก (Wear resistance)[77] การประเมินการสึกสามารถทำได้ทั้งเชิงปริมาณ (Quantitatively) และเชิงคุณภาพ (Qualitatively) ซึ่งการวัดทางคุณภาพที่เป็นที่นิยม เช่น การใช้ภาพถ่ายรังสีจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด การวิเคราะห์ภาพถ่ายดิจิทัล เป็นต้น

การศึกษาของ Stimmelmayr และคณะ[76] เปรียบเทียบการสึกบริเวณจุดสัมผัสของรากเทียมและหลักยึดของหลักยึดไทเทเนียม เทียบกับหลักยึดเซอร์โคเนียร์ เมื่อผ่านการได้รับแรง แล้ววิเคราะห์การสึกของผิวสัมผัสด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาค (Microcomputed tomography or micro CT) พบว่ารากเทียมที่ยึดกับหลักยึดชนิดเซอร์โคเนียร์ มีการสึกของพื้นผิวมากกว่ารากเทียมที่ยึดกับหลักยึดชนิดไทเทเนียม ซึ่งเป็นไปในทางเดียวกันกับการศึกษาของ Vaz และคณะ[78] ที่พบว่าหลักยึดชนิดเซอร์โคเนียร์ทำให้ส่วนโยงภายในของรากเทียมเกิดการสึกมากกว่าหลักยึดชนิดไทเทเนียมถึง 2 เท่า ส่วนการศึกษาของ Iwabuchi และคณะ[79] ศึกษาในโลหะผสมไทเทเนียมเกรด 5 และโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม พบว่าโลหะทั้ง 2 ชนิด มีความต้านทานต่อการสึกที่ดี แต่เมื่อทดสอบการสึกแบบลื่นไถล (Sliding wear) ด้วยอะลูมิเนียมออกไซด์ พบความเสียหายที่ผิวโลหะผสมไทเทเนียมเกรด 5 มากกว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม ส่วนการศึกษาของ Gil และคณะ[80] พบการสึกหรอแบบขัดสี (Abrasive wear) ในกลุ่มโลหะมีค่า (Precious) เช่น ทอง พัลลาเดียม แพลตตินัม และเงิน มากกว่าโลหะไทเทเนียม ส่วนโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมพบความต้านทานต่อการสึกสูงสุด จากภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดในการศึกษานี้พบว่ารากเทียมในกลุ่ม CN เกิดความเสียหายต่อผิวรากเทียมมากกว่ากลุ่มอื่น เนื่องจากรากเทียมรุ่น TSIII ยี่ห้อออสเทมผลิตจากไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์เกรด 4 ขณะที่โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม เป็นวัสดุที่มีความแข็งผิวและความต้านทานต่อการสึกมากกว่าวัสดุผลิตรากเทียม จึงมีโอกาสทำให้เกิดความเสียหายต่อผิวรากเทียมมาก การนำหลักยึดแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมมาใช้งานจึงควรพิจารณาถึงการเกิดอันตรายต่อรากเทียมร่วมด้วย

จากการวิเคราะห์รอยแตกของสกรูพบว่า เมื่อชิ้นงานได้รับแรงแบบซ้ำๆ จะทำให้เกิดรอยร้าวเกิดขึ้น โดยจุดเริ่มต้นของรอยแตกในงานวิจัยนี้อยู่บริเวณฝั่งที่ได้รับแรง หลังจากนั้นรอยแตกจะขยายตัวผ่านบริเวณที่เกิดความล้า บริเวณดังกล่าวจะแสดงให้เห็นเป็นลักษณะของลายเส้นขนานหรือร่องความล้า (Fatigue striations) โดยมีขอบเขตของการขยายตัวเป็นลักษณะเส้นคลื่น (Progressive mark / Beach mark) เมื่อรอยแตกที่เกิดขึ้นมีขนาดใหญ่ขึ้นเรื่อยๆ ในที่สุดชิ้นงานจะเหลือพื้นที่รับแรงเพียงเล็กน้อย และจะเกิดการแตกหักอย่างกะทันหัน[59, 60] ในงานวิจัยนี้กลุ่ม CN ไม่สามารถตรวจพบร่องความล้าในบริเวณที่เกิดความล้าได้ เกิดจากสกรูหลักยึดในกลุ่มนี้แตกในลักษณะเฉียงและระดับการหักของสกรูอยู่ในระดับที่ต่ำกว่ากลุ่มอื่น ซึ่งเป็นข้อจำกัดเรื่องมุมในการส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด อีกทั้งชิ้นงานที่อยู่ในอุปกรณ์จับยึดทำให้ยากใน

การเอียงชิ้นงานเพื่อส่องให้เห็นบริเวณที่ต้องการได้ ดังนั้นการศึกษาในอนาคตอาจพิจารณาใช้วัสดุหล่อรากเทียมเป็นเรซินชนิดที่สามารถใช้ตัวทำละลาย (Solvent) ละลายเรซินออกเพื่อตรวจหารอยร้าว รอยแตกของรากเทียม ส่วนที่ฝังในเรซิน เพื่อลดข้อจำกัดเรื่องมุมที่ใช้ส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ดังเช่นในการศึกษานี้

นอกจากนี้ในโลหะแต่ละชนิดจะมีค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า (Electrode potential) ที่ต่างกัน ถ้าโลหะต่างชนิดกันสัมผัสกันในสารละลายอิเล็กโทรไลต์ (Electrolytes) สามารถทำให้เกิดการกัดกร่อนแกลวานิก (Galvanic corrosion) ในโลหะที่มีความต่างศักย์ไฟฟ้าต่างกันมาก หรือมีค่าความต้านทานการกัดกร่อนต่ำ มีโอกาสเกิดการกัดกร่อนแกลวานิกและการหลุดของไอออนโลหะออกมาในช่องปากมาก ซึ่งการกัดกร่อนจะมีผลต่อความสวยงาม คุณสมบัติเชิงกายภาพ และเกิดการระคายเคืองทางชีวภาพ (Biological irritation)[61, 81] เช่น การใช้หลักยึดชนิดโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมหรือนิกเกิลโครเมียมต่อกับรากเทียมที่ผลิตจากไทไทเนียมบริสุทธิ์ทางการค้าเกรด 4 (Commercial Pure Titanium Grade 4) ซึ่งโลหะพื้นฐานนิกเกิลโครเมียมมีคุณสมบัติการกัดกร่อนแกลวานิกไม่คงที่[82] มีข้อถกเถียงเกี่ยวกับพฤติกรรมการกร่อนแกลวานิกในโลหะผสม 2 ชนิดนี้ เช่น การศึกษาของ Lee และคณะ[83] พบไอออนของโลหะเพิ่มขึ้นบริเวณผิวสัมผัสของโลหะพื้นฐานและไทเทเนียม สามารถทำให้เกิดความเป็นพิษบริเวณเนื้อเยื่อรอบรากเทียมได้ เช่นเดียวกับการศึกษาของ Venugopalan และ Lucas[84] พบการกร่อนแกลวานิกสูงในโลหะพื้นฐานนิกเกิลโครเมียมสัมผัสกับไทเทเนียม แต่บางการศึกษาก็ไม่พบผลข้างเคียงการเกิดการกร่อนแกลวานิกในโลหะพื้นฐานสัมผัสกับไทเทเนียม[85, 86] ดังนั้นการที่จะเลือกใช้หลักยึดรากเทียมในกลุ่มนี้จึงควรต้องพิจารณาคุณสมบัติด้านอื่นของวัสดุร่วมด้วย

จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้สรุปได้ว่า หลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม มีคุณสมบัติที่ใกล้เคียงกับหลักยึดรากเทียมกลุ่มอื่นในแง่ของความต้านทานต่อความล้าจึงมีความแข็งแรงพอที่สามารถนำมาใช้ในผู้ป่วยได้ แต่มีโอกาสทำให้เกิดความเสียหายต่อรากเทียมมากกว่า การที่จะเลือกนำมาใช้งานจึงควรพิจารณาปัจจัยจำเพาะบุคคล เช่น อายุ การบดเคี้ยว ของผู้ป่วยร่วมด้วย

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยในห้องปฏิบัติการไม่สามารถจำลองสภาวะในช่องปากได้สมบูรณ์ อีกทั้งการใช้งานในผู้ป่วยจริงจะมีปัจจัยอื่นมาเกี่ยวข้อง เช่น สภาวะน้ำลาย ลักษณะอาหารที่รับประทาน การสบฟัน แรงที่ใช้บดเคี้ยว รวมทั้งนิสัยการทำงานนอกเหนือหน้าที่ (Parafunctional habit) ซึ่งมีผลต่อการใช้งานของรากฟันเทียมในระยะยาว จึงจำเป็นต้องติดตามผลการรักษาอย่างต่อเนื่อง นอกจากนี้การศึกษานี้มีข้อจำกัดเรื่องระยะเวลาและค่าใช้จ่ายในการใช้เครื่องทดสอบ

ความล้า จึงใช้ความถี่ทดสอบที่สูงกว่าข้อกำหนดของ ISO14801:2016 และใช้วิธีการให้แรงแบบเป็นขั้นตอน ซึ่งสามารถเปรียบเทียบความต้านทานต่อความล้าของชิ้นงานในแต่ละกลุ่ม แต่ไม่สามารถประมาณระยะเวลาการใช้งานของหลักยึดรากเทียมในช่องปากของผู้ป่วยได้

การศึกษาในอนาคตอาจทำการทดสอบในรากฟันเทียมขนาดแตกต่างกันออกไป การใช้รากฟันเทียมที่มีการออกแบบส่วนโยงภายในระหว่างหลักยึดและรากเทียมแบบอื่น หรือการเปลี่ยนรูปแบบของวัสดุทำครอบฟัน เพื่อเปรียบเทียบการต้านทานต่อความล้าและรูปแบบความเสียหายของชิ้นงานในสถานการณ์ที่แตกต่างออกไป และเนื่องจากการศึกษานี้ศึกษาแค่ในส่วนของคุณสมบัติเชิงกล จึงควรมีการศึกษาคุณสมบัติทางด้านชีวภาพร่วมเพิ่มเติม เพื่อเพิ่มโอกาสและความน่าเชื่อถือในการใช้งานหลักยึดรากเทียมแบบเหวี่ยงโลหะที่มีส่วนโยงภายในเป็นโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมมากขึ้น

ภาคผนวก

ตาราง 8 แสดงจำนวนรอบก่อนเกิดความล้มเหลวของกลุ่มทดลองทั้ง 4 กลุ่ม ในหน่วยรอบ

ชิ้นที่	กลุ่ม TA	กลุ่ม GS	กลุ่ม GP	กลุ่ม CN
1	192,515	205,610	199,342	189,077
2	215,761	187,774	206,607	206,328
3	176,101	206,130	167,448	182,504
4	189,662	222,826	185,854	209,776
5	168,166	213,425	225,474	224,517
6	186,402	205,165	195,305	240,217
7	220,176	202,968	160,009	231,274
8	212,419	192,911	200,193	215,122
9	191,037	157,666	184,063	147,934
10	146,592	155,801	152,329	156,752
Mean	189,883	195,028	187,662	200,350
SD	22,734	22,371	22,555	30,851

ตาราง 9 แสดงค่าแรงที่เกิดความล้มเหลวของกลุ่มทดลองทั้ง 4 กลุ่ม ในหน่วยนิวตัน

ชิ้นที่	กลุ่ม TA	กลุ่ม GS	กลุ่ม GP	กลุ่ม CN
1	1600	1600	1600	1600
2	1800	1600	1600	1600
3	1400	1600	1400	1400
4	1600	1800	1600	1600
5	1400	1600	1800	1800
6	1600	1600	1600	1800
7	1800	1600	1400	1800
8	1600	1600	1600	1800
9	1600	1400	1400	1200
10	1200	1400	1200	1400
Maximum	1800	1800	1800	1800
Minimum	1200	1400	1200	1200

ตาราง 10 แสดงผลการทดสอบลักษณะการกระจายของข้อมูล

Tests of Normality

จำนวนรอบก่อนเกิดความล้มเหลว	กลุ่ม	Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.
	TA	.950	10	.665
	GS	.864	10	.085
	GP	.968	10	.870
	CN	.941	10	.569

ตาราง 11 แสดงผลการตรวจสอบความเท่ากันของความแปรปรวน

Test of Homogeneity of Variances

Cycle

Levene Statistic	df1	df2	Sig
.789	3	36	.508

ตาราง 12 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ANOVA

Cycle

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	961270965.8	3	320423655.3	.517	.673
Within Groups	2.230E+10	36	619446263.6		
Total	2.326E+10	39			

ตาราง 13 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยภายหลังการทดสอบรวม ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

Multiple Comparisons

Dependent Variable: cycle

Tukey HSD

Group (I)	Group (J)	Mean Difference (I-J)	Std.Error	Sig.	95% Confidence interval	
					Lower Bound	Upper Bound
TA	GS	-5144.500	11130.555	.967	-35121.61	24832.61
	GP	2220.700	11130.555	.997	-27756.41	32197.81
	CN	-10467.000	11130.555	.783	-40444.11	19510.11
GS	TA	5144.500	11130.555	.967	-24832.61	35121.61
	GP	7365.200	11130.555	.911	-22611.91	37342.31
	CN	-5322.500	11130.555	.963	-35299.61	24654.61
GP	TA	-2220.700	11130.555	.997	-32197.81	27756.41
	GS	-7365.200	11130.555	.911	-37342.31	22611.91
	CN	-12687.700	11130.555	.668	-42664.81	17289.41
CN	TA	10467.000	11130.555	.783	-19510.11	40444.11
	GS	5322.500	11130.555	.963	-24654.61	35299.61
	GP	12687.700	11130.555	.668	-17289.41	42664.81

บรรณานุกรม

1. Ferro KJ, Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017;117(5s):e1-e105.

2. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. J Oral Implantol. 2012;38(3):298-307.

3. Barbosa GAS, Neves FDd, Mattos MdGCd, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. Braz Dent J. 2010;21(6):515-9.

4. Yun MJ, Jeon YC, Jeong CM, Huh JB. Comparison of the fit of cast gold crowns fabricated from the digital and the conventional impression techniques. J Adv Prosthodont. 2017;9(1):1-13.

5. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-Chromium as a Framework Material in Implant-Supported Fixed Prostheses: A Preliminary Report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6(4):110-22.

6. Woodward B. Palladium in Temporary and Permanently Implantable Medical Devices. Johnson Matthey. 2012;56(3):213-7.

7. Ucer C, Wright S, Slade K. (2012, June). A Dentist's Guide to Implantology. ADI. Retrieved September 17, 2019. from https://www.academia.edu/10536436/A_Dentists_Guide to_Implantology.

8. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22(6):879-85.

9. Yamaguchi S, Yamanishi Y, Machado LS, Matsumoto S, Tovar N, Coelho PG, et al. In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models. J Prosthodont Res. 2017;62(1):24-30.

10. Aalaei S, Rajabi Naraki Z, Nematollahi F, Beyabanaki E, Shahrokhi Rad A. Stress distribution pattern of screw-retained restorations with segmented vs. non-segmented abutments: A finite element analysis. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.

2017;11(3):149-55.

11. Milheiro A, Muris J, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Influence of shape and finishing on the corrosion of palladium-based dental alloys. J Adv Prosthodont. 2015;7(1):56-61.

12. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. J Prosthet Dent. 2000;83(2):223-34.

13. Tuna SH, Pekmez NÖ, Keyf F, Canlı F. The influence of the pure metal components of four different casting alloys on the electrochemical properties of the alloys. Dent Mater J. 2009;25(9):1096-103.

14. Faurschou A, Menne T, Johansen JD, Thyssen JP. Metal allergen of the 21st century--a review on exposure, epidemiology and clinical manifestations of palladium allergy. Am J Contact Dermatitis. 2011;64(4):185-95.

15. Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, da Silva TB. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: a comparative study with titanium. J Prosthet Dent. 2004;92(3):274-7.

16. Kilicarslan MA, Ozkan P, Uludag B, Mumcu E. Comparison of internal fit between implant abutments and cast metal crowns vs laser-sintered crowns. J Contemp Dent Pract. 2014;15(4):428-32.

17. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22(4):575-9.

18. Faria AC, Rodrigues RC, Antunes RP, de Mattos Mda G, Rosa AL, Ribeiro RF. Effect of temperature variation on the cytotoxicity of cast dental alloys and commercially pure titanium. J Appl Oral Sci. 2009;17(5):421-6.

19. Costa HM, Rodrigues RC, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. Braz Dent J. 2003;14(3):197-202.

20. Rao SB, Chowdhary R. Evaluation on the Corrosion of the Three Ni-Cr Alloys with Different Composition. International Journal of Dentistry. 2011;2011:1-5.

21. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. J Appl Oral Sci. 2004;12(4):337-43.

22. Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, et al. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. J Clin Exp Dent. 2018;10(5):e439-e44.

23. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12(4):527-40.

24. Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. Clin Oral Implants Res. 2002;13(1):1-19.

25. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol. 2001;72(10):1372-83.

26. Lalithamma JJ, Mallan SA, Murukan PA, Zarina R. A comparative study on microgap of premade abutments and abutments cast in base metal alloys. J Oral Implantol. 2014;40(3):239-49.

27. Barbosa GA, Simamoto Junior PC, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. Braz Dent J. 2007;18(2):139-43.

28. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent. 1998;80(2):184-92.

29. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. Dent Mater J. 2008;27(1):29-34.

30. Atzeni E, Bassoli E, Denti L, Gatto A, Iuliano L, Minetola P, et al. Tolerance Analysis for Cast vs Machined Dental Implants. Procedia CIRP. 2015;33:263-8.

31. Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. Adv Dent Res. 2016;28(1):18-27.

32. Sakaguchi, R. L.; and Powers, J. M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials.* 13th ed. Saint Louis: Mosby.

33. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. J. Dent. 2008;36(12):1048-53.

34. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater. 2006;22(2):176-82.

35. Senyilmaz DP, Canay S, Heydecke G, Strub JR. Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2010;18(2):50-4.

36. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. J Prosthodont. 2008;17(5):370-7.

37. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1999;81(6):652-61.

38. Rosentritt M, Rembs A, Behr M, Hahnel S, Preis V. In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. J Dent. 2015;43(7):839-45.

39. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. Clin Oral Implants Res. 2017;29(1):20-7.

40. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;23(2):253-62.

41. Ribeiro CG, Maia ML, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. J Appl Oral Sci. 2011;19(4):413-20.

42. Fraga S, Pereira GKR, Freitas M, Kleverlaan CJ, Valandro LF, May LG. Loading frequencies up to 20Hz as an alternative to accelerate fatigue strength tests in a Y-TZP ceramic. J Mech Behav Biomed Mater. 2016;61:79-86.

43. Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Roeters FJ, Verdonschot N, Creugers NH. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. J Dent. 2006;34(1):19-25.

44. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N, Creugers NH. Fatigue

resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. Int J Prosthodont. 2004;17(3):313-7.

45. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. J Prosthet Dent. 2010;104(3):149-57.

46. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2013;109(5):304-12.

47. Kaweewongprasert P, Phasuk K, Levon JA, Eckert GJ, Feitosa S, Valandro LF, et al. Fatigue Failure Load of Lithium Disilicate Restorations Cemented on a Chairside Titanium-Base. J Prosthodont. 2018:1-9.

48. Boff LL, Oderich E, Cardoso AC, Magne P. Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom metal-composite resin premolar implant abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(2):364-73.

49. Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. J Prosthet Dent. 2015;114(4):574-9.

50. Molina I, Goldberg J, Volpato CM, Magne P. Accelerated fatigue resistance of novel-design histoanatomic implant restorations made of CAD/CAM bilaminar assemblies. Int J Esthet Dent. 2017;12(3):336-51.

51. International Organization for Standardization (ISO). Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants; ISO 14801: 2016; ISO: London, United Kingdom, 2016.

52. Park J-M, Lee J-B, Heo S-J, Park E-J. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. J Adv Prosthodont. 2014;6(1):46-52.

53. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, et al. Mechanical Reliability Evaluation of an Oral Implant-Abutment System According to UNI EN ISO 14801 Fatigue Test Protocol. Implant Dent. 2016;25(5):613-8.

54. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. J Adv Prosthodont. 2013;5(1):21-8.

55. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. Dent Mater. 2009;25(11):1426-32.

56. Junqueira MC, Ribeiro RF, Faria ACL, Macedo AP, Almeida RP. Screw loosening of different UCLA-type abutments after mechanical cycling. Braz Dent J. 2013;12(3):228-32.

57. Yoon KJ, Park YB, Choi H, Cho Y, Lee JH, Lee KW. Evaluation of stability of interface between CCM (Co-Cr-Mo) UCLA abutment and external hex implant. J Adv Prosthodont. 2016;8(6):465-71.

58. Tsumita M, Kokubo Y, Kano T, Sasaki K. Effect of fatigue loading on the screw joint stability of zirconium abutment. J Prosthodont Res. 2013;57(3):219-23.

59. Shemtov-Yona K, Rittel D. Fatigue of Dental Implants: Facts and Fallacies. Dentistry journal. 2016;4(2):16.

60. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. Dent Mater. 2009;25(11):1419-25.

61. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent. 2002;87(4):351-63.

62. Souza J, Henriques M, Teughels W, Ponthiaux P, Celis J-P, Rocha L. Wear and Corrosion Interactions on Titanium in Oral Environment: Literature Review2015. 13 p.

63. ITW Polymer Technologies (2012, May). TECHNICAL DATA Chockfast orange® Pourable Chocking Compound. Retrieved December 24, 2019. from http://ceind.com.au/wp-content/uploads/2017/11/chocfast-orange-tds.pdf.

64. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. J Prosthet Dent. 1986;56(2):226-9.

65. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29 Suppl:308-24.

66. Atieh, R. (2014). Fatigue testing of straight and angled abutments in a high torque dental implant system (Master of Science in Biomedical Engineering, The University of Alabama at Birmingham).

67. Hosseini Shirazi M, Memarian M, Alikhasi M, Zeighami S. Effect of Angle and Type

of Customized Abutment (Castable & Cast-to) on Torque Loss and Fracture Resistance After Cyclic Loading. The Open Dentistry Journal. 2018;12:987-94.

68. Dogus SM, Kurtz KS, Watanabe I, Griggs JA. Effect of engaging abutment position in implant-borne, screw-retained three-unit fixed cantilevered prostheses. J Prosthodont. 2011;20(5):348-54.

69. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. Dent Mater. 2010;26(2):135-47.

70. Nadarajah S, Kotz S. Strength modeling using Weibull distributions. Journal of Mechanical Science and Technology. 2008;22:1247-54.

71. Askeland, D. and Fulay, P. (2006). The Science & Engineering of Materials. 5th ed. (p.222-42). The United States: Quebecor World.

72. Taga Y, Kawai K, Nokubi T. New method for divesting cobalt-chromium alloy castings: sandblasting with a mixed abrasive powder. J Prosthet Dent. 2001;85(4):357-62.

73. Faria KOd, Silveira-Júnior CDd, Silva-Neto JPd, Mattos MdGCd, Silva MRd, Neves FDd. Comparison of methods to evaluate implant-abutment interface. Brazilian Journal of Oral Sciences. 2013;12:37-40.

74. Dellow AG, Driessen CH, Nel HJ. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. Int J Prosthodont. 1997;10(3):216-21.

75. Rismanchian M, Hatami M, Badrian H, Khalighinejad N, Goroohi H. Evaluation of microgap size and microbial leakage in the connection area of 4 abutments with Straumann (ITI) implant. J Oral Implantol. 2012;38(6):677-85.

76. Stimmelmayr M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. Dental Materials. 2012;28(12):1215-20.

77. Stawarczyk B, Ozcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hammerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. J Prosthet Dent. 2013;109(5):325-32.

78. Vaz MF, Reis J, Reis L, Martins M, Maurício P, Diogo M, et al. Wear of the Implant

Connection with Zirconia and Titanium Abutments. JDS. 2017;2(6):1-9.

79. Iwabuchi A, Lee JW, Uchidate M. Synergistic effect of fretting wear and sliding wear of Co-alloy and Ti-alloy in Hanks' solution. Wear. 2007;263(1):492-500.

80. Gil FJ, Fernandez E, Manero JM, Planell JA, Sabria J, Cortada M, et al. A study of the abrasive resistance of metal alloys with applications in dental prosthetic fixators. Biomed Mater Eng. 1995;5(3):161-7.

81. Lappalainen R, Yli-Urpo A. Release of elements from some gold alloys and amalgams in corrosion. European Journal of Oral Sciences. 1987;95(4):364-8.

82. Taher NM, Al Jabab AS. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. Dental Materials. 2003;19(1):54-9.

83. Lee JJ, Song KY, Ahn SG, Choi JY, Seo JM, Park JM. Evaluation of effect of galvanic corrosion between nickel-chromium metal and titanium on ion release and cell toxicity. J Adv Prosthodont. 2015;7(2):172-7.

84. Venugopalan R, Lucas LC. Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. Dent Mater. 1998;14(3):165-72.

85. Kummer FJ, Rose RM. Corrosion of titanium/cobalt-chromium alloy couples. J Bone Joint Surg Am. 1983;65(8):1125-6.

86. Rostoker W, Galante JO, Lereim P. Evaluation of couple/crevice corrosion by prosthetic alloys under in vivo conditions. J Biomed Mater Res. 1978;12(6):823-9.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	เข็มทอง ทองเกิด
วัน เดือน ปี เกิด	1 กันยายน 2533
สถานที่เกิด	สงขลา
วุฒิการศึกษา	พ.ศ. 2558 ทันตแพทยศาสตร์บัณฑิต จาก มหาวิทยาลัยขอนแก่น พ.ศ. 2563 วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาทันตกรรมทั่วไป จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ที่อยู่ปัจจุบัน	500 หมู่ 2 ต.บ่อตรุ อ.ระโนด จ.สงขลา 90140