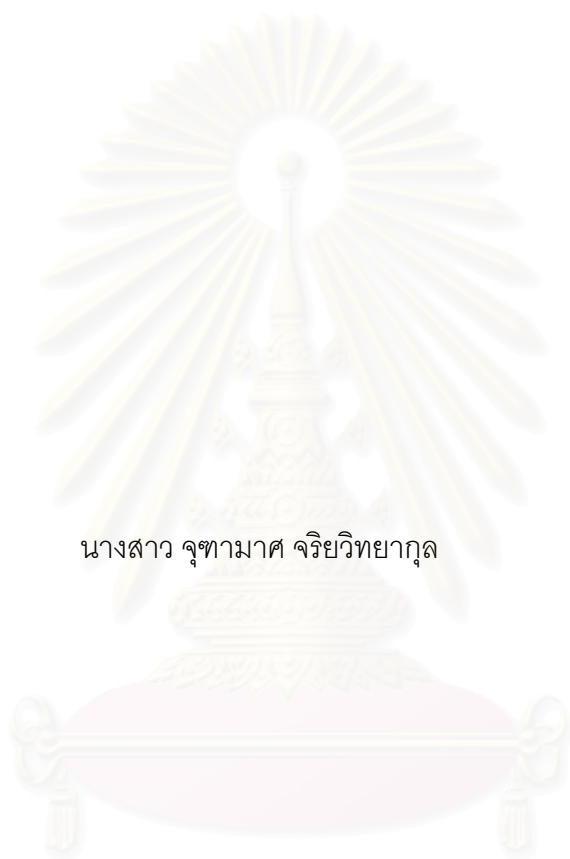


แรงบิद्य็อนกั๊บขงสกรูห้กั๊บยี้ดรากเทียมภายห้การทดสอบควมล้ำ



นางสาว จุฑามาศ จริยวิทยากุล

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2550

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

REVERSE TORQUES OF ABUTMENT SCREWS AFTER FATIGUE TEST



Miss Juthamard Jariyawittayakul

สถาบันวิทยบริการ

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

Department of Prosthodontics

Faculty of Dentistry


Chulalongkorn University

Academic Year 2007

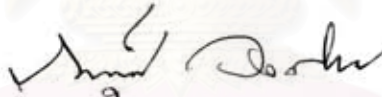
Copyright of Chulalongkorn University


หัวข้อวิทยานิพนธ์ แรงบิดย้อนกลับของสกรูลักยี่ดรากรเทียมภายหลังการทดสอบความล้า
โดย นางสาว จุฑามาศ จรรย์วิทยากุล
สาขาวิชา ทันตกรรมประดิษฐ์
อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. อรพินท์ แก้วปลั่ง
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สรรพชัย นามะโน
รองศาสตราจารย์ สถาพร สุปรีชากร

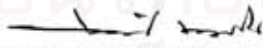
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบัณฑิต


..... คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง รุติมา กุศิริ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์


..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ภาณุพงศ์ วงศ์ไทย)


..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. อรพินท์ แก้วปลั่ง)


..... อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สรรพชัย นามะโน)


..... อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม
(รองศาสตราจารย์ สถาพร สุปรีชากร)


..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. สุตติต พูลทอง)

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย : แรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดรากเทียมภายหลังการทดสอบความ
 ล้า. (REVERSE TORQUE OF ABUTMENT SCREWS AFTER FATIGUE FAILURE) อ.ที่
 ปรีกษา : ผศ.ทพญ.ดร. อรพินท์ แก้วปลั่ง, อ.ที่ปรีกษาร่วม : ผศ.ทพ. สรรพชัย นามะโน, รศ.
 สถาพร สุปรีชากร, 66 หน้า.

การคลายเกลียวของสกรูหลักยึดนั้นถือเป็นปัญหาหนึ่งของการบูรณะด้วยรากเทียม และจากการหลาย
 การศึกษาที่ชี้ให้เห็นถึงผลของแรงบิดขันต่อแรงเริ่มต้นของข้อต่อสกรู การวัดแรงเริ่มต้นนั้นสามารถทำได้หลายวิธีและ
 วิธีหนึ่งคือการวัดค่าแรงบิดย้อนกลับ ถึงแม้ว่าปัจจุบันมีรากเทียมหลายระบบขายอยู่ในท้องตลาด แต่ราคาการ
 บูรณะด้วยรากเทียมนั้นยังคงค่อนข้างสูง การผลิตรากเทียมใช้ในประเทศเป็นวิธีหนึ่งที่จะสามารถลดปัญหานี้ได้ ซึ่งการ
 วิจัยครั้งนี้เป็นการศึกษาผลของแรงบิดขันและการทดสอบความล้าต่อค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดรากเทียมที่
 ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์ โดยใช้กลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 6 กลุ่มคือกลุ่มที่ 1, 2 และ 3
 ใช้แรงบิดขัน 20, 30 และ 35 นิวตัน-ซม. ตามลำดับและไม่ผ่านการทดสอบความล้า กลุ่มที่ 4, 5 และ 6 ใช้แรงบิดขัน
 20, 30 และ 35 นิวตัน-ซม. ตามลำดับและผ่านการทดสอบความล้า การทดสอบความล้าทำตามข้อกำหนดของ
 สถาบันรับรองมาตรฐานไอเอสไอ โดยให้แรงทำมุม 30 องศากับแกนตามยาวส่วนยึดตติง ขนาดแรงที่ใช้ 60 นิวตัน
 ความถี่ 80 ครั้งต่อนาที จำนวน 1,000,000 รอบ เทียบเท่าการใช้งานในช่องปากนานประมาณ 5 ปี ในการวิจัยนี้ใช้
 ไชควงที่ด้ามจับต่อเข้ากับเครื่องวัดแรงบิดโทนิซิเพื่อควบคุมให้ได้แรงบิดขันตามที่กำหนด และทำการคลายเกลียวสกรู
 เพื่อวัดแรงบิดย้อนกลับด้วยไชควงที่ด้ามจับต่อเข้ากับเครื่องวัดแรงบิดแล้วทำการอ่านค่า ทำการวัดค่าของกลุ่มที่ 1
 - 3 หลังจากขันสกรูผ่านไปเป็นเวลา 24 ชม. และทำการวัดค่าของกลุ่มที่ 4 - 6 หลังจากการทดสอบความล้าเสร็จสิ้น
 นำผลที่ได้มาคำนวณทางสถิติพบว่าค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับเรียงลำดับจากน้อยไปมากได้ดังนี้ กลุ่มที่ 4 ($7.250 \pm$
 0.957 นิวตัน-ซม.) กลุ่มที่ 5 (11.000 ± 0.816 นิวตัน-ซม.) กลุ่มที่ 6 (13.000 ± 0.816 นิวตัน-ซม.) กลุ่มที่ 1
 (15.750 ± 1.500 นิวตัน-ซม.) กลุ่มที่ 2 (21.500 ± 1.291 นิวตัน-ซม.) และกลุ่มที่ 3 (25.750 ± 0.957 นิวตัน-ซม.)
 จากนั้นนำข้อมูลมาวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทาง พบว่าแรงบิดขัน การทดสอบความล้า และอิทธิพลร่วม
 จาก 2 ปัจจัยดังกล่าวมีผลต่อแรงบิดย้อนกลับอย่างมีนัยสำคัญ ($p < .05$) และจากการเปรียบเทียบเชิงซ้อนพบว่าม
 ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญระหว่างค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับของแต่ละกลุ่ม ยกเว้นการเปรียบเทียบระหว่าง
 กลุ่มที่ 5 และ 6 จากผลการวิจัยครั้งนี้จึงแนะนำว่าหากมีการนำรากเทียมระบบที่ผลิตขึ้นนี้ไปใช้ในทางคลินิกควร
 เลือกใช้แรงบิดขนาด 35 นิวตัน-ซม. ในการขันสกรูหลักยึดรากเทียมเพื่อให้เกิดเสถียรภาพของข้อต่อสกรู

ภาควิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่อนิสิต.....จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.....
 สาขาวิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรีกษา.....อรพินท์ แก้วปลั่ง.....
 ปีการศึกษา.....2550.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรีกษาร่วม.....
 ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรีกษาร่วม.....

4876104032 : MAJOR PROSTHODONTICS

KEYWORD : ABUTMENT SCREW/ PRELOAD/ REVERSE TORQUE/ TIGHTENING TORQUE/
FATIGUE TESTING

JUTHAMARD JARIYAWITTAYAKUL: REVERSE TORQUE OF ABUTMENT SCREWS
AFTER FATIGUE TEST. THESIS ADVISOR : ASST.PROF.ORAPIN KAEWPLUNG,
Ph.D., THESIS COADVISOR : ASST.PROF.SUNPHAT NAMANO, ASSOC. PROF.
STAPORN SUPRICHAKORN., 66 pp.

One of the problems of dental implant restorations is abutment screw loosening. Many studies indicate that tightening torque can affect preload of the screw joint. The preload can be measured by many methods, one which is measurement of reverse torque value. Although, there are many dental implant systems on the market, the prices of dental implant restorations are still rather expensive. The solution of this situation is producing and utilizing implants locally. The purpose of this study was to evaluate the effect of tightening torque and fatigue test on reverse torque of abutment screws of new implant system. There were 6 groups in this study, groups 1 – 3 were tightened to 20, 30 and 35 N·cm, respectively and not fatigue tested, and groups 4 – 6 were tightened to 20, 30 and 35 N·cm, respectively and were subjected to fatigue test. The conditions of this fatigue test followed an ISO method. A fatigue testing machine delivered a force of 60 N, 80 cycles/minute for 1,000,000 cycles or the approximate equivalent of 5 years in vivo mastication. Force was applied at an angulation 30 degrees to long axis of the implant. In this study, abutment screw tightening was done by using a handheld screw driver attached to a Tohnichi torque gauge to control tightening torque, and a measurement of reverse torque value was done by the same device. The measurement was done after tightening 24 hours for group 1 – 3 and after fatigue test for group 4 – 6. The mean of reverse torque values of each group were calculated. The results from lowest value to highest are as follows, group 4 (7.250 ± 0.957 N·cm), group 5 (11.000 ± 0.816 N·cm), group 6 (13.000 ± 0.816 N·cm), group 1 (15.750 ± 1.500 N·cm), group 2 (21.500 ± 1.291 N·cm) and group 3 (25.750 ± 0.957 N·cm). Analysis by 2-way ANOVA demonstrated that there was the significant effect of tightening torque, fatigue test and interaction of these 2 factors on reverse torque ($p < .05$). Analysis by multiple comparison further showed that there were significant differences between all groups except between groups 5 and 6. The result obtained from this study suggests that the clinician should tight abutment screw of new implant system with torque value 35 N·cm for abutment-implant stability.

DepartmentProsthodontics.....

Field of study.....Prosthodontics.....

Academic Year2007.....

Student's Signature.....*Juthamard Jariyawittayakul*.....

Advisor's Signature.....*Orapin Kaewplung*.....

Coadvisor's Signature.....*Sunphat Namano*.....

Coadvisor's Signature.....*Staporn Suprichakorn*.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะไม่สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้เลย หากปราศจากการดูแลเอาใจใส่ และให้คำแนะนำเป็นอย่างดีจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. อรพินท์ แก้วปลั่ง ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สรรพพัชญ์ นามะโน และ รองศาสตราจารย์ สถาพร สุปรีชากร ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาหลักและอาจารย์ที่ปรึกษาร่วมวิทยานิพนธ์ ผู้เขียนขอกราบขอบพระคุณอาจารย์เป็นอย่างยิ่งที่ได้กรุณาสละเวลาอันมีค่าในการให้คำปรึกษาอันมีประโยชน์อย่างยิ่งต่องานวิจัย และทำให้ขั้นตอนต่าง ๆ ในการดำเนินงานมีความราบรื่น และมีประสิทธิภาพ

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ภาณุพงศ์ วงศ์ไทย ประธานกรรมการ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. สุจิต พูลทอง กรรมการที่ได้ให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ ทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีความสมบูรณ์มากขึ้น

ขอขอบพระคุณอาจารย์ ไพพรรณ พิทยานนท์ ที่ได้ให้ความรู้ และคำปรึกษาทางด้านสถิติในการวิจัย ขอขอบพระคุณคุณ สุราวุธ อาปถนกะพันธ์ คุรุปฏิบัติกร ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้ให้คำแนะนำและช่วยเหลือในการประกอบเครื่องให้แรงม้า ขอขอบพระคุณคุณพีรายุทธ ปีมหัทย์วุฒิ บริษัทเอ็นอาร์ อินดัสทรีส์ กรุ๊ป (NR. Industries group) ที่ให้ความอนุเคราะห์และช่วยเหลือในการกลึงส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม ขอขอบพระคุณบริษัท ยูนิตี้ เดนทัล จำกัดที่ได้เอื้อเฟื้อเพื่อเรซินซีเมนต์ (มัลติลิงค์ สปรินท์) ใช้ในการวิจัย ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ทุกท่านในศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์และศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้ให้ความช่วยเหลือ และอำนวยความสะดวกในการดำเนินการวิจัยในครั้งนี้ ตลอดจนเจ้าหน้าที่ทุกท่านที่ได้ให้ความช่วยเหลือที่มีได้กล่าวไว้ ณ ที่นี้

สุดท้ายขอกราบขอบพระคุณ คุณตา คุณพ่อ คุณแม่ น้องสาว รวมทั้งเพื่อน ๆ พี่ ๆ น้อง ๆ ทุกคน โดยเฉพาะ ทันตแพทย์หญิง อูมาพร วิมลกิตติพงศ์ อาจารย์เอกอุ ธรรมกรบัญญัติ อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา และ อาจารย์ ดร. ชนัตต์ รัตนสุมาวงศ์ อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ได้ให้ความช่วยเหลือ และเป็นกำลังใจสำคัญตลอดเวลาทำให้ผู้เขียนสามารถทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

สารบัญ

บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง	ณ
สารบัญภาพ	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1. ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2. คำถามการวิจัย	3
1.3. วัตถุประสงค์การวิจัย	3
1.4. สมมุติฐานการวิจัย	4
1.5. ขอบเขตวิจัย	4
1.6. คำสำคัญ.....	4
1.7. รูปแบบการวิจัย.....	5
1.5. ประโยชน์ของการวิจัย	5
1.9. ข้อจำกัดของการวิจัย.....	5
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1. ทันตกรรมรากเทียม	6
2.2. ไททาเนียม และโลหะผสมไททาเนียม.....	8
2.3. การเชื่อมต่อระหว่างส่วนตรึงแน่นและหลักยึด	10
2.4. สกรูหลักยึด	11
2.5. ปัจจัยที่มีผลต่อแรงเริ่มต้นที่เกิดขึ้นในสกรู	10
2.6 แรงบิดเคี้ยวของมนุษย์.....	26
2.7. การทดสอบความล้าโดยการให้แรง	26
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	28
3.1. ประชากรเป้าหมาย.....	28

	๗
3.2. ประชากรตัวอย่าง.....	28
3.3. กลุ่มตัวอย่าง.....	28
3.4. ตัวแปรที่ใช้ในการวิจัย.....	28
3.5. เครื่องมือและวัสดุที่ใช้ในการวิจัย.....	29
3.6. การดำเนินการวิจัย.....	30
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	42
บทที่ 5 อภิปรายผลการวิจัย สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....	45
5.1. การอภิปรายวัสดุ อุปกรณ์และวิธีการทดลอง.....	45
5.2. อภิปรายผลการวิจัย.....	47
5.3. สรุปผลการวิจัย.....	50
5.4. ข้อเสนอแนะในงานวิจัย.....	50
รายการอ้างอิง.....	52
ภาคผนวก.....	60
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	66

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

ตารางที่ 1 องค์ประกอบของไททาเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททาเนียม (ร้อยละโดยน้ำหนัก) ...	9
ตารางที่ 2 สมบัติเชิงกลของไททาเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททาเนียม (ร้อยละโดยน้ำหนัก) ...	9
ตารางที่ 3 การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง.....	28
ตารางที่ 4 การติดฉลากหมายเลขให้แก่ชิ้นงาน.....	34
ตารางที่ 5 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าแรงบิดย้อนกลับ และค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียว.....	42
ตารางที่ 6 แสดงข้อมูลค่าแรงบิดย้อนกลับที่วัดได้จากชิ้นงานทุกชิ้น.....	61
ตารางที่ 7 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 1 – 3ค่า ด้วยวิธี ซาปิโร วิลค์.....	61
ตารางที่ 8 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 1 – 3.....	61
ตารางที่ 9 แสดงผลการทดสอบด้วยสถิติบราวน์-ฟอร์ไรท์.....	61
ตารางที่ 10 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 4 - 6.....	62
ตารางที่ 11 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 4 – 6.....	62
ตารางที่ 12 แสดงผลการทดสอบความแปรปรวนแบบทางเดียว.....	62
ตารางที่ 13 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่าแรงบิดย้อนกลับด้วยวิธี ซาปิโร-วิลค์.	62
ตารางที่ 14 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทาง.....	63
ตารางที่ 15 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน.....	63
ตารางที่ 16 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว.....	63
ตารางที่ 17 แสดงผลการเปรียบเทียบเชิงซ้อนด้วยแบบเทอกี เอชเอสดี.....	64
ตารางที่ 18 แสดงการแบ่งกลุ่มย่อยชี้ให้เห็นความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ.....	65

สารบัญภาพ

รูปที่ 1 รากเทียมชนิดวางใต้เยื่อหุ้มกระดูก.....	7
รูปที่ 2 รากเทียมที่แทงผ่านกระดูก.....	7
รูปที่ 3 รากเทียมที่ฝังในกระดูกแบบใบมีด (ก) แบบทรงกระบอก (ข) และแบบสลักเกลียว (ค)	8
รูปที่ 4 ส่วนเชื่อมต่อภายนอก.....	10
รูปที่ 5 ส่วนเชื่อมต่อภายใน.....	10
รูปที่ 6 สกรูหลักยึด (ก) และหลักยึด (ข).....	11
รูปที่ 7 สลักเกลียว (ก) และแป้นเกลียว (ข).....	11
รูปที่ 8 ภาพแสดงส่วนประกอบต่าง ๆ ของเกลียวสกรู.....	12
รูปที่ 9 ลักษณะและตัวแปรของสกรูและสลักเกลียว.....	13
รูปที่ 10 กลไกการเกิดแรงบีบหรือแรงเริ่มต้นขึ้นในข้อต่อสกรู.....	14
รูปที่ 11 กลไกการสูญเสียแรงเริ่มต้นเนื่องจากการจมลงของสกรู.....	17
รูปที่ 12 การสึกของพื้นผิวของข้อต่อสกรูเป็นผลให้เกิดการจมลง.....	17
รูปที่ 13 แรงบิดที่เกิดขึ้นบริเวณเกลียวสกรูขณะขันสกรู.....	21
รูปที่ 14 แรงบิดที่เกิดขึ้นบริเวณใต้หัวสกรูขณะขันสกรู.....	21
รูปที่ 15 การสึกหรอแบบยึดติด.....	23
รูปที่ 16 แผนภาพการทดสอบความล้มเหลวแบบพลศาสตร์สำหรับรากเทียมทางทันตกรรมชนิดฝังในกระดูกของสถาบันรับรองมาตรฐานไอเอสโอ.....	30
รูปที่ 17 ส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม (ด้านข้าง).....	31
รูปที่ 18 แสดงด้านบนของส่วนรับแรงครึ่งทรงกลมที่มีรูตรงกลางเพื่อใช้ในการคลายเกลียวสกรูหลังผ่านการทดสอบความล้มเหลว.....	31
รูปที่ 19 กล่องพลาสติก.....	31
รูปที่ 20 ริมเมอร์ดริว (ก) และ สกรูแทป (ข) ที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตภัณฑ์รากเทียมและอุปกรณ์.....	32
รูปที่ 20 หัวเจาะที่ใช้ในการเจาะรูกล่องพลาสติก.....	32
รูปที่ 21 มิลลิ่งแมชชีน.....	32
รูปที่ 22 กล่องพลาสติกที่ผ่านการเจาะรูเพื่อเป็นที่อยู่ของส่วนตรึงแน่น.....	33
รูปที่ 23 แสดงส่วนยึดตรึงที่มีการฝังอยู่ในกล่องพลาสติก.....	33
รูปที่ 24 แสดงการยึดกล่องพลาสติกด้วยเครื่องยึดตรึงป้องกันการหมุนขณะขันสกรู.....	34

รูปที่ 25 หลักยึดและสกรูหลักยึดของรากเทียมที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตภัณฑ์และอุปกรณ์.....	35
รูปที่ 26 เครื่องวัดแรงบิดโทนิซี	35
รูปที่ 27 แสดงการนำเครื่องวัดแรงบิดต่อเข้ากับด้ามไขควง	35
รูปที่ 28 ภาพขยายการนำเครื่องวัดแรงบิดต่อกับด้ามไขควง.....	36
รูปที่ 29 แสดงส่วนก้ามจับของเครื่องวัดแรงบิดจับยึดด้ามไขควง	36
รูปที่ 30 แสดงการขันสกรูหลักยึดด้วยไขควงที่ด้ามต่อเข้ากับเครื่องวัดแรงบิด	36
รูปที่ 31 เรซินซีเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย.....	37
รูปที่ 32 แสดงเครื่องดูโรมิเตอร์ขณะกดส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม	37
รูปที่ 33 ภาพขยายเครื่องดูโรมิเตอร์ขณะกดส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม	38
รูปที่ 34 ผู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส.....	38
รูปที่ 35 แผนภาพเครื่องให้แรงความล้าให้แรงกระทำต่อชิ้นงานพร้อมกันทั้ง 8 ชิ้นจากหัวกด	39
รูปที่ 36 แสดงการให้แรงแก่ชิ้นงาน (ด้านบน)	39
รูปที่ 37 แสดงการให้แรงแก่ชิ้นงาน (ด้านข้าง)	39
รูปที่ 38 แสดงการคลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 4-6 ด้วยไขควงที่ด้ามต่อเข้ากับเครื่องวัดแรงบิด .	40
รูปที่ 39 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าแรงบิดย้อนกลับ (นิวตัน-ซม.) ของกลุ่มตัวอย่างทั้ง 6 กลุ่ม.....	44

บทที่ 1

บทนำ

1.1. ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การสูญเสียฟันธรรมชาติไปนั้นส่งผลเสียอย่างมากต่อระบบบดเคี้ยว สุขภาพและบุคลิกภาพของผู้ป่วย เช่น ฟันข้างเคียงเอียงล้มเข้ามาในบริเวณช่องว่าง ระนาบสบฟันเปลี่ยนแปลง ขาดความมั่นใจ ออกเสียงได้ไม่ชัดเจน เป็นต้น จึงเป็นเหตุให้มนุษย์ค้นหาวิธีการทดแทนฟันธรรมชาติที่สูญเสียไปไม่ว่าจะเป็นฟันเทียมถอดได้หรือฟันเทียมติดแน่น แต่บางครั้งทันตแพทย์ยังไม่พอใจกับวิธีดังกล่าวด้วยเหตุผลบางประการเช่น ต้องทำการกรอตัดเนื้อฟันที่ดีถึง 2 ซี่เพื่อเป็นหลักยึดของฟันเทียมเพียงซี่เดียวสำหรับฟันเทียมติดแน่น [1] เป็นต้น และจากการทดลองของ Dr. P.I. Brånemark ที่ค้นพบโดยบังเอิญว่ามีการสร้างกระดูกขึ้นล้อมรอบไททาเนียมที่ฝังในสัตว์ทดลองจนดูเหมือนว่ากระดูกวมกันเป็นชิ้นเดียวกับกระดูก และคิดค้นคำที่อธิบายปรากฏการณ์ดังกล่าวว่า “การเชื่อมต่อกระดูก (osseointegration)” [2] ซึ่งมีผลผลักดันให้มีการคิดค้นและพัฒนา รากเทียมระบบต่าง ๆ จนทำให้ปัจจุบันรากเทียมเข้ามามีบทบาทในการบูรณะทางทันตกรรมมากขึ้น

ทันตกรรมรากเทียม คือ วัตถุที่ใส่เข้าไปในกระดูกหรือวางอยู่เหนือกระดูกขากรรไกรเพื่อใช้ในการรองรับและให้การยึดอยู่สำหรับฟันเทียมชนิดติดแน่นหรือถอดได้ [3] รากเทียมนั้นประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ เช่น ส่วนตรึงแน่น (implant body หรือ implant fixture) หลักยึด (abutment) สกรูหลักยึด (abutment screw) สกรูสิ่งประดิษฐ์ (prosthesis screw) และ สกรูอนามัย (hygienic screw) เป็นต้น [4] แต่ชื่อเรียกเหล่านี้อาจแตกต่างกันไปตามระบบของรากเทียม การเชื่อมต่อระหว่างหลักยึดและส่วนตรึงแน่นนั้นสามารถทำได้โดยการขันสกรูหลักยึดเพื่อเชื่อมทั้งสองส่วนเข้าด้วยกันรวมเรียกว่า “ข้อต่อสกรู (screw joint)” การให้แรงบิดโดยการขันสกรูนั้นทำให้เกิดแรงดึง (tensile force) ภายในสกรูเรียกว่า “แรงเริ่มต้น (preload)” ซึ่งแรงเริ่มต้นนี้เป็นผลจากการยึดและคั่นตัวกลับยึดหยุนของสกรู และมีค่าเท่ากับแรงบีบ (clamping force) ของข้อต่อสกรู จากการศึกษาของ McGlumphy, Mendel และ Holloway [5] ที่กล่าวถึงปัจจัยที่มีส่วนกำหนดค่าแรงเริ่มต้นซึ่งได้แก่ แรงบิดที่ให้แก่สกรู โลหะที่นำมาทำสกรู การออกแบบหัวสกรู โลหะที่นำมาทำหลักยึด พื้นผิวของหลักยึดและสารหล่อลื่น และกล่าวอีกว่าแรงบิดที่เหมาะสมแก่สกรูนั้นมีค่าเท่ากับร้อยละ 75 ของแรงบิดที่ทำให้สกรูหัก การให้แรงบิดที่มากเกินไปสามารถทำให้เกิดลื่นของสกรูฉีกขาดได้ นอกจากนี้ยังมีปัจจัยที่มีบทบาทสำคัญต่อเสถียรภาพของข้อต่อสกรู คือ การจมลงของสกรู แรงเริ่มต้น และรูปร่างของสกรู [6] ซึ่งทางบริษัทผู้ผลิตรากเทียมเองได้มีการคิดค้น

วิธีการต่าง ๆ เพื่อลดการเกิดปัญหาดังกล่าว เช่น การปรับปรุงรูปร่างของข้อต่อกระดูก การปรับปรุงวัสดุที่นำมาผลิตกระดูก [7] กำหนดค่าแรงบิดในการขันสลักเกลียว [8] การใช้สารหล่อลื่นชนิดแห้ง (dry lubricant coating) เคลือบผิวของกระดูก [9] เป็นต้น

จากหลายการศึกษาพบว่าความสำเร็จของรากเทียมนั้นมีค่าค่อนข้างสูง [10 – 13] แต่อย่างไรก็ตามการรักษาด้วยรากเทียมนั้นยังสามารถพบปัญหาหรือความล้มเหลวได้ ซึ่งการคลายเกลียวของสลักเกลียวที่นั่นถือเป็นปัญหาหนึ่งของการรักษาด้วยรากเทียม ดังเช่นการศึกษาของ Goodacre และคณะ [14] ที่ทำการเก็บรวบรวมข้อมูลจาก 26 การศึกษาที่เกี่ยวข้องกับปัญหาและความล้มเหลวของรากเทียมและทำการจัดแบ่งประเภทของปัญหาออกเป็น 6 ประเภทโดยการคลายเกลียวของสลักเกลียวถูกจัดอยู่ในหัวข้อปัญหาเชิงกล ซึ่งสามารถพบได้ร้อยละ 6 ของสิ่งประดิษฐ์ (prostheses) และพบว่าเกิดบ่อยกับรากเทียมซี่เดี่ยว (single - tooth implant) โดยเฉพาะฟันหลังเนื่องจากมีโอกาสที่จะรับแรงที่ทำให้เกิดการโค้งงอมากเกินไป และเกิดความเค้นเฉือนที่ข้อต่อกระดูกที่ยึดส่วนตรึงแน่นและสลักเกลียว [15, 16] ที่มากเกินไป

จากหลายการศึกษาที่ชี้ให้เห็นว่าแรงบิดในการขันสลักเกลียวมีความสำคัญต่อแรงเริ่มต้นของข้อต่อกระดูก [5 – 7] การวัดค่าแรงเริ่มต้นของสลักเกลียวนั้นสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การใช้เครื่องวัดความเครียด (strain gauge) หรือ เครื่องวัดการยืดขยาย (extensometer) วัดค่าโดยตรง หรือการวัดโดยทางอ้อมด้วยการวัดมุมหมุนรอบ (rotational angle) [18] และอีกวิธีหนึ่งคือการวัดค่าแรงบิดย้อนกลับ (reverse torque value) ที่ใช้ในการคลายเกลียวสลักเกลียวซึ่งวิธีนี้ได้ถูกนำไปใช้ในหลายการศึกษา [19 – 22] เครื่องมือที่ใช้วัดค่าดังกล่าวนี้มีหลายชนิดด้วยกันโดยเครื่องวัดแรงบิดโทนิชิ (Tohnichi torque gauge; Tohnichi Mfg, Tokyo, Japan) เป็นเครื่องมือชนิดหนึ่งที่ได้รับ ความนิยม [20]

ในการวิจัยที่ทดสอบความล้า (fatigue testing) ของวัสดุนั้นผู้วิจัยจะพยายามสร้างสภาวะต่าง ๆ ให้ใกล้เคียงกับสภาพที่เกิดขึ้นจริงทางคลินิก เช่น การควบคุมอุณหภูมิ การควบคุมความชื้น จำนวนรอบของแรงที่ให้แก่วัสดุ ปริมาณแรงบิดเคี้ยว ทิศทางที่ให้แรง การให้แรงแกว่งขึ้นทดสอบ เป็นต้น ซึ่งสถาบันรับรองมาตรฐานไอเอสโอได้ทำการกำหนดวิธีการทดสอบความล้าแบบพลศาสตร์ (dynamic fatigue testing) สำหรับรากเทียมทางทันตกรรมชนิดฝังในกระดูก (endosseous dental implant) ขึ้น [23] ผลจากการทดสอบความล้าของรากเทียมนั้นเกิดขึ้นได้หลายรูปแบบ เช่น การแตกหักของรากเทียม การแตกหักของสลักเกลียว การคลายเกลียวของสลักเกลียว การเปลี่ยนแปลงรูปร่างของเกลียวสลักเกลียว [7, 18, 24]

ถึงแม้ว่าปัจจุบันจะมีบริษัทที่ผลิตรากเทียมออกมาจำหน่ายมากมาย แต่สำหรับประเทศไทยแล้วรากเทียมยังคงถือว่าเป็นการบูรณะที่มีราคาค่อนข้างสูงอยู่ เนื่องมาจากอุปกรณ์และชิ้นส่วนต่าง ๆ ของรากเทียมนั้นมีต้นทุนสูงและจำเป็นต้องนำเข้าจากต่างประเทศเกือบทั้งหมด ทำ

ให้โอกาสที่ผู้ป่วยทางทันตกรรมจะได้รับการรักษาด้วยรากเทียมนั้นค่อนข้างจำกัดอยู่เฉพาะผู้ที่มีเศรษฐกิจดี ซึ่งการวิจัยเพื่อพัฒนาและผลิตรากเทียมขึ้นใช้ในประเทศจะสามารถช่วยแก้ไขปัญหาดังกล่าวได้ เนื่องจากสามารถลดต้นทุนการผลิตมีผลทำให้ราคาของรากเทียมลดลง และจะเป็นการเพิ่มโอกาสในการรับการรักษาด้วยรากเทียมให้แก่ผู้ป่วยทางทันตกรรมมากขึ้น แต่ก่อนที่จะสามารถนำรากเทียมที่พัฒนาและผลิตขึ้นนี้ออกมาจำหน่ายได้นั้นจำเป็นต้องมีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับสมบัติต่าง ๆ ของรากเทียมนี้เสียก่อน เช่น สมบัติเชิงกล สมบัติกายภาพ สมบัติทางชีวภาพ เป็นต้น ซึ่งการวิจัยครั้งนี้ต้องการศึกษาแรงเริ่มต้นของสกรูหลักยึดรากเทียมภายหลังการทดสอบความล้าโดยใช้แรงบิดในการขันสกรูหลักยึดที่แตกต่างกันโดยใช้การวัดค่าแรงบิดย้อนกลับ

ค่าแรงบิดที่ให้แก่สกรูหลักยึดของรากเทียมที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์สำหรับการทดลองครั้งนี้คือ 20, 30 และ 35 นิวตัน-ซม. การทดสอบความล้าที่ใช้ในการทดลองนี้ทำตามข้อกำหนดวิธีการทดสอบความล้าแบบพลศาสตร์สำหรับรากเทียมทางทันตกรรมชนิดฝังในกระดูกของสถาบันรับรองมาตรฐานไอเอสโอ การวิจัยครั้งนี้ใช้จำนวนรอบในการให้แรงเท่ากับ 1,000,000 รอบซึ่งเทียบเท่ากับการใช้งานในช่องปากเป็นเวลา 5 ปี [25]

1.2. คำถามการวิจัย

- 1) เมื่อใช้แรงบิดขันสกรูที่แตกต่างกันจะใช้แรงบิดย้อนกลับในการคลายเกลียวสกรูหลักยึดรากเทียมแตกต่างกันหรือไม่
- 2) การทดสอบความล้ามีผลต่อค่าแรงบิดย้อนกลับที่ใช้ในการคลายเกลียวสกรูหลักยึดรากเทียมแตกต่างจากเมื่อไม่ผ่านการทดสอบความล้าหรือไม่
- 3) แรงบิดขันสกรูที่แตกต่างกันและการทดสอบความล้ามีผลต่อแรงบิดย้อนกลับในการคลายเกลียวสกรูหลักยึดรากเทียมหรือไม่

1.3. วัตถุประสงค์การวิจัย

- 1) เพื่อศึกษาเปรียบเทียบแรงบิดย้อนกลับในการคลายเกลียวสกรูหลักยึดรากเทียมเมื่อใช้แรงบิดขันสกรูที่แตกต่างกัน
- 2) เพื่อศึกษาเปรียบเทียบแรงบิดย้อนกลับในการคลายเกลียวสกรูหลักยึดรากเทียมเมื่อผ่านการทดสอบความล้าและไม่ผ่านการทดสอบความล้า
- 3) เพื่อศึกษาถึงอิทธิพลร่วมของแรงบิดขันสกรูและการทดสอบความล้าต่อแรงบิดย้อนกลับในการคลายเกลียวสกรูหลักยึดรากเทียม

1.4. สมมติฐานการวิจัย

- 1) สมมติฐานว่าง (H_0) : ค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดของแต่ละกลุ่มแรงบิดไม่แตกต่างกัน
สมมติฐานแย้ง (H_1) : ค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดของแต่ละกลุ่มแรงบิดแตกต่างกัน
- 2) สมมติฐานว่าง (H_0) : ค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดที่ผ่านและไม่ผ่านการทดสอบความล้าไม่แตกต่างกัน
สมมติฐานแย้ง (H_1) : ค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดที่ผ่านและไม่ผ่านการทดสอบความล้าแตกต่างกัน
- 3) สมมติฐานว่าง (H_0) : แรงบิดและการทดสอบความล้าไม่มีอิทธิพลร่วมกันต่อค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึด
สมมติฐานแย้ง (H_1) : แรงบิดและการทดสอบความล้ามีอิทธิพลร่วมกันต่อค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึด

1.5. ขอบเขตวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (laboratory experimental research) ที่ทำการหาแรงเริ่มต้นที่เกิดขึ้นในข้อต่อสกรูโดยการวัดค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดรากเทียมที่ผลิตขึ้นทันทีหลังจากขันสกรูครั้งแรก และหลังจากทดสอบความล้า โดยใช้แรงบิดในการขันสกรูหลักยึดที่แตกต่างกัน 3 ค่าคือ 20, 30 และ 35 นิวตัน-ซม. การทดสอบความล้าครั้งนี้ทำตามข้อกำหนดของสถาบันรับรองมาตรฐานไอเอสไอ ซึ่งให้แรงแกว่งงาน (specimen) ในลักษณะพลศาสตร์ที่มีค่า 60 นิวตัน ความถี่ 80 รอบต่อวินาที จำนวน 1,000,000 รอบ

1.6. คำสำคัญ

“abutment screw”	สกรูหลักยึด
“preload”	แรงเริ่มต้น
“reverse torque”	แรงบิดย้อนกลับ
“tightening torque”	แรงบิด
“fatigue testing”	การทดสอบความล้า

1.7. รูปแบบการวิจัย

การวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ

1.8. ประโยชน์ของการวิจัย

- 1) ทราบถึงค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดรอกเทียมที่ผลิตขึ้นเมื่อผ่านและไม่ผ่านการทดสอบความล้าเมื่อใช้แรงบิดชั้นสกรูที่แตกต่างกัน
- 2) ทราบถึงความสัมพันธ์ระหว่างแรงบิดชั้นสกรูและค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดรอกเทียมที่ผลิตขึ้น
- 3) นำผลที่ได้จากการศึกษาไปเป็นข้อมูลในการพัฒนาข้อต่อสกรูของรอกเทียมที่ผลิตขึ้นให้มีคุณภาพทัดเทียมกับของรอกเทียมจากต่างประเทศที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน

1.9. ข้อจำกัดของการวิจัย

- 1) การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (laboratory experimental research) ที่ไม่มีสิ่งแวดล้อมในช่องปากเข้ามาเกี่ยวข้องของลอกเลียนแบบลักษณะการบิดเคี้ยวโดยให้แรงกด (compressive force) ทางเดียว มีค่า 60 นิวตัน
- 2) รอกเทียมที่ใช้ในการวิจัย คือ รอกเทียมที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตภัณฑ์เทียมและอุปกรณ์ เส้นผ่านศูนย์กลาง 3.8 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร พร้อมด้วยหลักยึดและสกรูหลักยึด
- 3) ตัวแปรของการวิจัยได้แก่
 - ก) ตัวแปรอิสระ (independent variable) คือ แรงบิดชั้นสกรูหลักยึด และการทดสอบความล้า
 - ข) ตัวแปรตาม (dependent variable) คือ ค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลัก
- 4) การทดสอบความล้าทำตามข้อกำหนดวิธีการทดสอบความล้าพลศาสตร์ สำหรับรอกเทียมทางทันตกรรมชนิดฝังในกระดูกของสถาบันวิจัยมาตรฐานไอเอสไอ โดยให้แรงพลศาสตร์ จำนวน 1,000,000 รอบ

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1. ทันตกรรมรากเทียม

2.1.1. ความเป็นมาของทันตกรรมรากเทียม

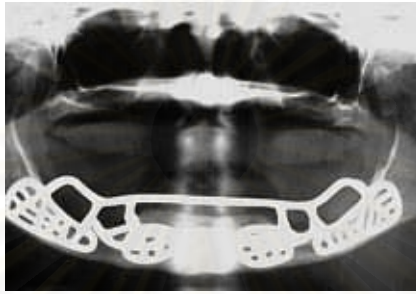
ทันตกรรมรากเทียม คือ วัตถุที่ใส่เข้าไปในกระดูกหรือวางอยู่เหนือกระดูกขากรรไกรเพื่อใช้ในการรองรับและให้การยึดอยู่สำหรับฟันเทียมชนิดติดแน่นหรือถอดได้ [3] ความเป็นมาของรากเทียมนั้นทราบได้จากจากการค้นพบของนักมานุษยวิทยาที่พบว่ามีการใช้ชิ้นส่วนของเปลือกหอยที่มีรูปร่างคล้ายฟัน 3 ชิ้นฝังอยู่ในบริเวณฟันหน้าของขากรรไกรล่างของชนเผ่ามายาน มีอายุมาตั้งแต่ปีค.ศ. 600 และคาดว่านี่คือรากเทียมที่ใช้กันในยุคแรกเริ่ม ต่อมามีการค้นพบว่าการนำหินมาฝังแทนฟันที่สูญเสียไปในขากรรไกรล่างของมนุษย์ในปีค.ศ. 800 ในปีค.ศ.1809 J. Maggiolo รายงานว่ามีการนำทอง 18 กะรัตที่มีรูปร่างเหมือนฟันที่มีรากฝังลงไปในแผลถอนฟัน ในปีค.ศ. 1913 E.J. Greenfield ได้นำเสนอวิธีการทำรากเทียมโดยการใช้เครื่องมือเจาะกระดูกก่อนทำการฝังรากเทียมที่มีขนาดเดียวกับเครื่องมือเจาะ ในปีค.ศ.1939 Dr. A.E. Strock ได้ทำการฝังรากเทียมที่ทำขึ้นมาจากโครม-โคบอลต์ลงในแผลถอนฟันทั้งในมนุษย์และสุนัข [2] ในระยะต่อมามีการคิดค้นนำเอาวัสดุอื่น ๆ มาใช้ในการทำรากเทียมไม่ว่าจะเป็น เซรามิก, โพลีเมอร์ เป็นต้น [26, 27] แต่วัสดุที่นิยมในการนำมาทำรากเทียมในปัจจุบันคือไททาเนียมและโลหะผสมไททาเนียม [28] จากการทดลองของ Dr. P.I. Brånemark ศัลยแพทย์กระดูก ชาวสวีเดน ในปีค.ศ. 1960 ได้ทำการฝังไททาเนียมในกระดูกที่มีรูปร่างและขนาดต่างกันในสัตว์ทดลอง และพบว่าการสร้างกระดูกเข้ามาใกล้ชิดและยึดกับไททาเนียม นอกจากนี้ขณะทำการนำไททาเนียมออกจากกระดูกนั้นพบว่าเกิดการแตกหักของกระดูกหรือไททาเนียมก่อนที่จะสามารถนำออกมาได้ ต่อมาในปีค.ศ. 1965 Dr. P.I. Brånemark ได้ทำการทดลองฝังสิ่งปลูกฝัง (implant) ที่ทำจากไททาเนียมในผู้ป่วยเป็นรายแรก ซึ่งบริเวณที่เขาเลือกฝังคือช่องปากเพื่อทดแทนฟันที่สูญเสียไป จากการทดลองข้างต้นทำให้ Dr. P.I. Brånemark คิดค้นคำว่า “การเชื่อมต่อกระดูก (osseointegration)” เพื่อใช้อธิบายสภาวะที่เกิดขึ้นเมื่อมีการฝังส่วนตรึงแน่น (หรือสิ่งปลูกฝัง) ที่ทำจากไททาเนียมลงในกระดูก และด้วยการสนับสนุนทางการเงินที่ดีจากรัฐบาลสวีเดนทำให้เกิดการผลักดันให้ทีมงานวิจัยพัฒนารากเทียมเพื่อนำไปใช้ในทางทันตกรรมขึ้นมากมาย และเกิดเป็นรากเทียมระบบเบรเนมาร์กขึ้น [1] ซึ่งต่อจากนี้ทำให้มีบริษัทผู้ผลิตหรือหน่วยงานอื่น ๆ มากมายทำการคิดค้นและพัฒนารากเทียมขึ้นอีกหลายระบบออกจำหน่ายสู่ท้องตลาดจนถึงปัจจุบันรวมแล้วมากกว่า 30 ระบบ

2.1.2. ประเภทของทันตกรรมรากเทียม

ทันตกรรมรากเทียมที่ใช้ในปัจจุบันนั้นแบ่งออกเป็น 3 ประเภทคือ [29]

2.1.2.1. รากเทียมชนิดวางใต้เยื่อหุ้มกระดูก (subperiosteal type)

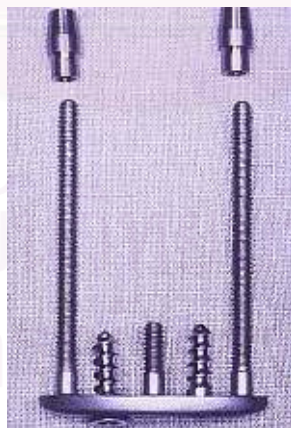
เป็นรากเทียมที่วางเหนือกระดูกแต่อยู่ใต้เยื่อหุ้มกระดูก (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 รากเทียมชนิดวางใต้เยื่อหุ้มกระดูก [30]

2.1.2.2. รากเทียมที่แทงผ่านกระดูก (transosteal type)

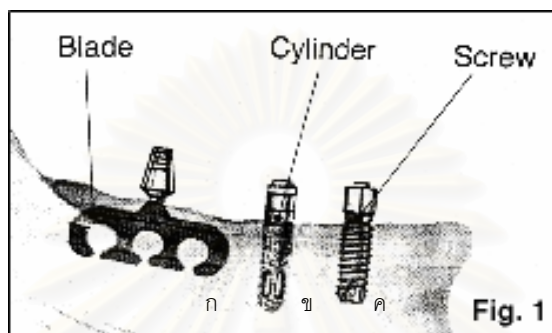
เป็นรากเทียมที่แทงจากเยื่อเมือกในช่องปากที่คลุมบริเวณสันเหงือกไว้ฟันไปถึงขอบล่างของขากรรไกรล่าง (รูปที่ 2)



รูปที่ 2 รากเทียมที่แทงผ่านกระดูก [30]

2.1.2.3. รากเทียมที่ฝังในกระดูก (endosseous type)

เป็นรากเทียมที่ฝังในกระดูกของขากรรไกรบนและล่าง ยึดโผล่ทะลุเยื่อเมือกในช่องปากที่คลุมบริเวณสันเหงือกไว้ฟัน ซึ่งมีรูปร่างหลายแบบ เช่น แบบใบมีด (blade type) (รูปที่ 3 ก) แบบทรงกระบอก (cylinder type) (รูปที่ 3 ข) แบบสลักเกลียว (screw type) (รูปที่ 3 ค)



รูปที่ 3 รากเทียมที่ฝังในกระดูกแบบใบมีด (ก) แบบทรงกระบอก (ข) และแบบสลักเกลียว (ค) [31]

2.2. ไททาเนียมบริสุทธิ์ (Commercially pure titanium) และโลหะผสมไททาเนียม (Titanium alloy)

ไททาเนียมเป็นธาตุทรานสิชัน (transition element) ที่สามารถทำปฏิกิริยาโดยใช้อิเล็กตรอนในระดับพลังงานถัดมาจากนอกสุดเข้าไป มีน้ำหนักอะตอมเท่ากับ 47.88 สามารถทำปฏิกิริยากับออกซิเจนเกิดเป็นชั้นออกไซด์ที่ป้องกันการกัดกร่อนแบบเคมีไฟฟ้า [32] เนื่องจากไททาเนียมมีความไวในการเกิดปฏิกิริยาจึงทำให้ในธรรมชาติไม่พบไททาเนียมที่อยู่ในรูปธาตุที่บริสุทธิ์ แต่จะพบในรูปของ รูไทล์ (rutile:TiO_2) และ อิลเมนไนท์ (ilmenite:FeTiO_3) แทน [33]

ในปัจจุบันเป็นที่ทราบกันดีว่าวัสดุที่นิยมนำมาทำรากเทียมนั้นคือ ไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียม [28] เนื่องจากมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) มีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นต่ำกว่าเหล็กกล้าไร้สนิมและโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมและมีค่าใกล้เคียงกระดูกมากกว่าโลหะทั้งสอง มีความแข็งแรงสามารถนำมาขึ้นรูปเป็นท่อที่มีรูกลวง (hollow tube) ได้ [33] นอกจากนี้โลหะทั้ง 2 ชนิดนี้ยังสามารถแบ่งออกเป็น 6 กลุ่มย่อยตามเอเอสทีเอ็ม (American Society for Testing and Materials, ASTM) โดยไททาเนียมบริสุทธิ์แบ่งออกเป็น 4 เกรดตามปริมาณออกซิเจน และโลหะผสมไททาเนียมแบ่งออกเป็น ไททาเนียม-6อะลูมิเนียม-4วานาเดียม

(Ti-6Al-4V) และไททานเนียม-6อะลูมิเนียม-4วานาเดียม อีแอลไอ (Ti-6Al-4V extra low interstitial, ELI) ซึ่งในแต่ละกลุ่มย่อยนี้มีองค์ประกอบและสมบัติเชิงกลที่แตกต่างกันดังตารางที่ 1 และ 2

ตารางที่ 1 องค์ประกอบของไททานเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททานเทียม (ร้อยละโดยน้ำหนัก) [32]

วัสดุ	ไนโตรเจน	คาร์บอน	ไฮโดรเจน	เหล็ก	ออกซิเจน	อะลูมิเนียม	วานาเดียม	ไททานเนียม
ไททานเนียมบริสุทธิ์เกรด 1	0.03	0.10	0.15	0.02	0.18	-	-	สมดุล
ไททานเนียมบริสุทธิ์เกรด 2	0.03	0.10	0.15	0.03	0.25	-	-	สมดุล
ไททานเนียมบริสุทธิ์เกรด 3	0.03	0.10	0.15	0.03	0.35	-	-	สมดุล
ไททานเนียมบริสุทธิ์เกรด 4	0.03	0.10	0.15	0.05	0.40	-	-	สมดุล
ไททานเนียม-6อะลูมิเนียม-4วานาเดียม	0.05	0.08	0.15	0.30	0.20	5.50 - 6.75	3.50 - 4.50	สมดุล
ไททานเนียม-6อะลูมิเนียม-4วานาเดียมอีแอลไอ	0.05	0.08	0.12	0.10	0.13	5.50 - 6.75	3.50 - 4.50	สมดุล

ตารางที่ 2 สมบัติเชิงกลของไททานเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททานเทียม (ร้อยละโดยน้ำหนัก) [32]

วัสดุ	มอดุลัส (Modulus) (จิกะพัสคัล)	ความต้านทานแรงดึงสูงสุด (ultimate tensile strength) (เมกะพัสคัล)	กำลังคลาด (yield strength) (เมกะพัสคัล)	การยืดตัว (elongation) (ร้อยละ)	ความหนาแน่น (กรัม/ลูกบาศก์เซนติเมตร)
ไททานเนียมบริสุทธิ์เกรด 1	102	240	170	24	4.5
ไททานเนียมบริสุทธิ์เกรด 2	102	345	275	20	4.5
ไททานเนียมบริสุทธิ์เกรด 3	102	450	380	18	4.5
ไททานเนียมบริสุทธิ์เกรด 4	104	550	483	15	4.5
ไททานเนียม-6อะลูมิเนียม-4วานาเดียมอีแอลไอ	113	860	795	10	4.4
ไททานเนียม-6อะลูมิเนียม-4วานาเดียม	113	930	860	10	4.4

2.3. การเชื่อมต่อระหว่างส่วนตรึงแน่นและหลักยึด (implant/abutment interface)

การเชื่อมต่อระหว่างส่วนตรึงแน่นและหลักยึดนั้นสามารถจัดแบ่งประเภทโดยพิจารณาจากการมีหรือไม่มีส่วนของรูปทรงเรขาคณิตยื่นสูงกว่าส่วนบนสุดของส่วนตรึงแน่น ได้ออกเป็น 2 ลักษณะ [8]

2.3.1. ส่วนเชื่อมต่อภายนอก (external connection)

ที่มีส่วนเชื่อมต่อยื่นขึ้นมาจากส่วนตรึงแน่น (รูปที่ 4)



รูปที่ 4 ส่วนเชื่อมต่อภายนอก [34]

2.3.2. ส่วนเชื่อมต่อภายใน (internal connection)

จะสังเกตได้ว่าไม่มีส่วนเชื่อมต่อยื่นขึ้นมาจากส่วนตรึงแน่น (รูปที่ 5)



รูปที่ 5 ส่วนเชื่อมต่อภายใน [34]

มีหลายการศึกษาที่ทำการเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างส่วนเชื่อมต่อ 2 ลักษณะนี้ เช่นการศึกษาของ Mollersten, Lockowandt และLinden [35] ที่พบว่าข้อต่อระหว่างส่วนตรึงแน่นและหลักยึดที่ยาว เช่น ส่วนเชื่อมต่อภายในนั้นสามารถต้านทานต่อโมเมนต์ดัด (bending moment) ได้มากกว่าข้อต่อมุมฉากรูปหกเหลี่ยม (hex-mediated butt joint) ที่สั้น เช่นเดียวกัน

การศึกษาของ Khraisat และคณะ [7] ที่พบว่าส่วนเชื่อมต่อภายในรูปโคนของรากเทียมระบบไอทีไอนั้นมีความต้านทานความล้า (fatigue resistance) มากกว่าข้อต่อมูมจากรูปหกเหลี่ยมของรากเทียมระบบเบรเนมาร์ก เนื่องจากสามารถถ่ายทอดแรงแตกต่างกัน

2.4. สกรูหลักยึด

สกรูหลักยึดเป็นส่วนที่ใช้ยึดหลักยึดกับส่วนตรึงแน่นเข้าด้วยกันโดยการขันเช่นกันกับสกรูที่ใช้ทั่วไป (รูปที่ 6) การยึดลักษณะนี้ในทางวิศวกรรมเรียกว่า “การยึดรอยต่อด้วยเกลียว” และถูกจัดให้เป็นตัวยึดประเภทกึ่งถาวร ซึ่งถูกนำมาใช้เมื่อชิ้นส่วนของเครื่องจักรกลนั้นต้องการถอดออกเพื่อตรวจ บำรุงรักษา ซ่อมแซม หรือเปลี่ยนชิ้นส่วนอะไหล่ การยึดประเภทนี้ประกอบด้วยชิ้นส่วนสำคัญอันได้แก่ สกรูหรือหมุดเกลียว, สลักเกลียว (bolt) และ แป้นเกลียว (nut) [36]



รูปที่ 6 สกรูหลักยึด (ก) และหลักยึด (ข) [36]

สกรูหรือหมุดเกลียว หมายถึง เหล็กรูปทรงกระบอกปลายหนึ่งมีหัวเป็นรูปต่าง ๆ อีกปลายหนึ่งเป็นเกลียวสำหรับยึดชิ้นส่วนให้ติดกันโดยไม่ต้องใช้แป้นเกลียว

สลักเกลียว หมายถึง เหล็กรูปทรงกระบอกปลายหนึ่งมีหัวเป็นรูปต่าง ๆ อีกปลายหนึ่งเป็นเกลียวใช้ร้อยผ่านตลอดรูกลวงของชิ้นส่วนที่ต้องการยึดให้ติดกันโดยมีแป้นเกลียวขันเข้าทางปลายที่เป็นเกลียว (รูปที่ 7 (ก))

แป้นเกลียว หมายถึง แป้นเหล็กมีรูกลวงทำเกลียวภายในใช้ขันเข้ากับสลักเกลียว (รูปที่ 7 (ข)) [37]



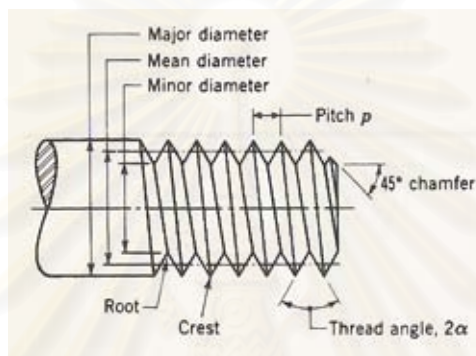
รูปที่ 7 สลักเกลียว (ก) และแป้นเกลียว (ข) [38]

เกลียวสกรูนั้นประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ได้แก่

พิทช์ (pitch) หมายถึง ระยะห่างระหว่างเกลียวที่อยู่ใกล้กันโดยวัดขนานตามแนวแกนของเกลียว

เส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่ (major diameter) หมายถึง เส้นผ่านศูนย์กลางที่ใหญ่ที่สุดของเกลียวสกรู

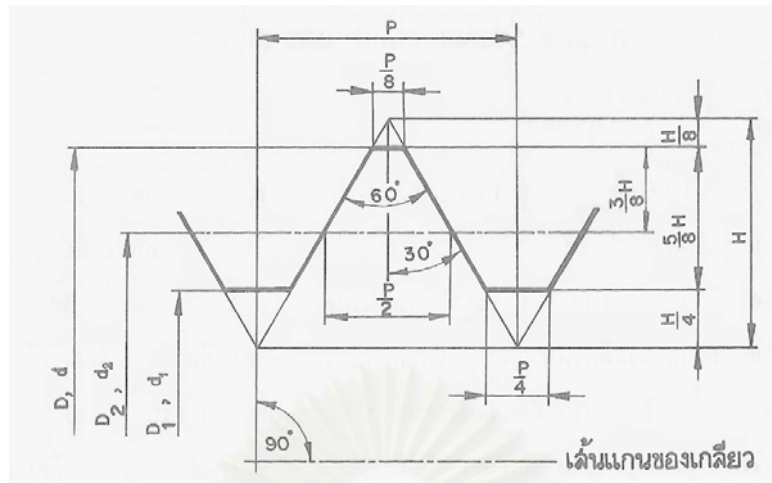
เส้นผ่านศูนย์กลางน้อย (minor diameter) หมายถึง เส้นผ่านศูนย์กลางที่เล็กที่สุดของเกลียวสกรู [39]



รูปที่ 8 ภาพแสดงส่วนประกอบต่าง ๆ ของเกลียวสกรู [39]

และเมื่อนำสกรูหรือสลักเกลียวมาตัดตามยาวจะสามารถแสดงให้เห็นมิติซึ่งเป็นตัวแปรต่าง ๆ เช่น เส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่ (major diameter) เส้นผ่านศูนย์กลางพิทช์ (pitch diameter) เส้นผ่านศูนย์กลางน้อยของเกลียว (minor diameter) เป็นต้น ดังรูปที่ 9 [37]

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

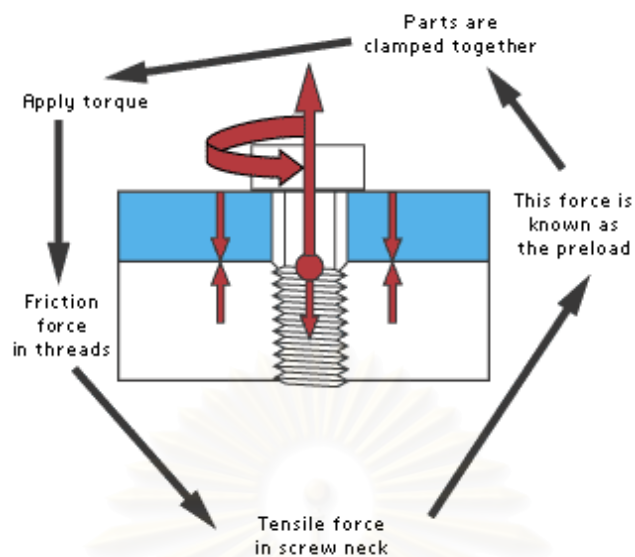


รูปที่ 9 ลักษณะและตัวแปรของสกรูและสลักเกลียว

- D เส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่ของเกลียวใน
- d เส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่ของเกลียวนอก
- D_2 เส้นผ่านศูนย์กลางพิตช์ของเกลียวใน
- d_2 เส้นผ่านศูนย์กลางพิตช์ของเกลียวนอก
- D_1 เส้นผ่านศูนย์กลางน้อยของเกลียวใน
- d_1 เส้นผ่านศูนย์กลางน้อยของเกลียวนอก
- P พิตช์
- H ความสูงของสามเหลี่ยมมูลฐาน

2.4.1. กลไกของสกรู

สกรูนั้นเป็นส่วนที่ใช้ยึดชิ้นส่วน 2 ชิ้นเข้าด้วยกันเป็นหน่วยเดียวกัน หน่วยนี้เรียกว่า "ข้อต่อสกรู" เมื่อทำการขันสกรูให้แน่น ก้านสกรู (ส่วนที่ต่ำกว่าหัวสกรูจนถึงเกลียว) จะเกิดการยึดตัวออก ตามด้วยการคืนตัวกลับยืดหยุ่นทำให้สกรูสามารถดึงชิ้นส่วน 2 ส่วนเข้าด้วยกันเกิดเป็นแรงบีบหรือแรงเริ่มต้นขึ้น [5] (รูปที่ 10)



รูปที่ 10 กลไกการเกิดแรงบีบหรือแรงเริ่มต้นขึ้นในข้อต่อสกรู [40]

ในทางกลับกันแรงที่ทำให้ข้อต่อสกรูแยกออกจากกันนั้นคือแรงแยกข้อต่อ และเมื่อใดที่มีแรงแยกข้อต่อมากกว่าแรงบีบกระทำที่ข้อต่อสกรู เมื่อนั้นจะเกิดการคลายเกลียวขึ้นได้ เพราะฉะนั้นหลักการที่ทำให้สกรูคงความแน่นไว้ได้คือ [5]

- 1) การทำให้แรงบีบมีค่ามากที่สุด
- 2) การทำให้แรงแยกข้อต่อเกิดน้อยที่สุด

2.4.1.1. แรงบีบ

การทำให้เกิดแรงบีบในระยะแรก (initial clamping force) นั้นสามารถทำได้โดยการขันสกรูให้แน่น พบว่าแรงบีบที่เกิดขึ้นนี้เป็นสัดส่วนกับแรงที่ใช้ขันสกรู การขันถือเป็นการให้แรงบิดแก่สกรู และก่อให้เกิดแรงขึ้นในสกรูเรียกว่า “แรงเริ่มต้น” เพราะฉะนั้นแรงเริ่มต้นจึงเป็นผลมาจากการยืดและคืนตัวกลับยืดหยุ่นของสกรูเมื่อทำการขัน และมีค่าเท่ากับแรงบีบ ปัจจัยที่มีส่วนกำหนดค่าแรงเริ่มต้นมีด้วยกันหลายประการคือ แรงบิดที่ให้แก่สกรู [5, 6] โลหะที่นำมาทำสกรู การออกแบบหัวสกรู โลหะที่นำมาทำหลักยึด พื้นผิวของหลักยึด และสารหล่อลื่น [5] นอกจากนี้ยังมีสิ่งที่สามารถจำกัดปริมาณแรงบิดที่ให้แก่สกรูได้คือ ข้อจำกัดเชิงกลของความแข็งแรงของสกรู และวิธีในการให้แรงบิด พบว่าการใช้ไขควงที่มีด้ามจับใหญ่กว่าสามารถทำให้เกิดแรงบิดได้มากกว่าไขควงที่มีด้ามเล็กกว่า และไขควงไม่สามารถทำให้เกิดแรงบิดได้มากกว่า 20 นิวตัน-ซม. นอกจากนี้ยังมีการศึกษาที่พบว่าค่าเฉลี่ยของแรงบิดที่เกิดจากไขควงมีค่าเท่ากับ 10 นิวตัน-ซม. [41] ในขณะที่การใช้ประแจสามารถทำให้เกิดแรงบิดที่มากกว่า 30 นิวตัน-ซม. ได้โดยง่าย [5]

ตามทฤษฎีแล้วการเกิดแรงเริ่มต้นที่มีค่ามากที่สุดจะเกิดก่อนการแตกหักของสกรูจากการบิด McGlumphy และคณะ [5] กล่าวว่าแรงบิดที่เหมาะสมนั้นมีค่าเท่ากับร้อยละ 75 ของแรงบิดที่ทำให้สกรูหัก การให้แรงบิดแก่สกรูมากเกินไปสามารถทำให้เกิดเกลียวของสกรูฉีกขาดได้ และอาจสามารถทำลายพื้นผิวเชื่อมต่อระหว่างรากเทียมและกระดูก โดยพบว่าไม่ควรให้แรงบิดมากกว่า 35 นิวตัน-ซม. กับสกรูหลักยึดเนื่องจากพื้นผิวเชื่อมต่อระหว่างรากเทียมและกระดูกไม่สามารถต้านทานแรงที่มากกว่าค่านี้ได้ [42]

2.4.1.2. แรงแยกข้อต่อ (joint-separating force)

ในทางคลินิกนั้นพบว่ามีความสามารถแยกข้อต่อกระทำต่อหน่วยของสกรูของรากเทียมอย่างต่อเนื่อง ซึ่งแรงดังกล่าวนี้ ได้แก่ จุดสัมผัสเมื่อขากรรไกรเคลื่อนออกด้านข้าง จุดสัมผัสนอกแนวแกน (พบในหลักยึดเอียง และด้านสบฟันที่กว้าง) จุดสัมผัสด้านประชิดฟัน จุดสัมผัสแขนเขว และโครงโลหะที่ไม่มีความแนบแบบไม่เกิดแรงกระทำ [5]

แรงที่มากเกินไปเป็นผลให้เกิดการเลื่อนไถลระหว่างเกลียวของสกรูและเกลียวของรูสกรู ส่งผลให้เกิดการสูญเสียแรงเริ่มต้น และเกิดการการสั่นและขยับจนเกิดการคลายเกลียวของสกรูตามมาได้ [43] McGlumphy และคณะ [5] กล่าวว่าไม่มีความจำเป็นในการกำจัดแรงแยกข้อต่อเพียงแต่ทำให้แรงเหล่านี้เกิดน้อยที่สุด รวมทั้งทำให้เกิดแรงบีบมากที่สุดเพื่อป้องกันการคลายเกลียว [44]

2.4.1.3. วิธีคงความแน่นของสกรู

วิธีที่ง่ายที่สุดวิธีหนึ่งในการป้องกันการคลายเกลียวของสกรูคือการขันสกรูให้แน่น [5] จากการศึกษาหนึ่งพบว่าส่วนประกอบไททาเนียมในท้องตลาดสามารถขันให้แน่นเป็น 2 เท่าโดยไม่เกิดผลใด ๆ ตามมา [45] แต่ในความเป็นจริงแล้วการให้แรงบิดแก่สกรูจะถูกจำกัดโดยข้อจำกัดของพื้นผิวเชื่อมต่อระหว่างรากเทียมและกระดูก จากการศึกษาในลิงบาบูนพบว่าไม่ควรให้แรงบิดมากกว่า 35 นิวตัน-ซม. แก่พื้นผิวเชื่อมต่อระหว่างรากเทียมและกระดูก [42] การใช้กลไกต้านการบิด (countertorque mechanism) เมื่อต้องการให้แรงบิดที่มีค่ามากในช่องปากนั้นเป็นวิธีที่ปลอดภัยและไม่ทำอันตรายต่อกระดูก เนื่องจากแรงสุทธิที่เกิดขึ้นที่พื้นผิวเชื่อมต่อของกระดูกมีค่าเท่ากับศูนย์ [5]

McGlumphy และคณะ [5] แนะนำขั้นตอนหลักในทางคลินิกที่จำเป็นในการทำให้สกรูแน่นไว้ดังนี้คือ

- 1) วางตำแหน่งรากเทียมให้ขนานกับแรงบดเคี้ยว แนะนำให้ใช้แผ่นเจาะรูเป็นแม่แบบในการช่วยกำหนดตำแหน่งขณะที่ทำการฝังรากเทียม

- 2) ออกแบบส่วนบูรณะให้มีความยาวของแกนแกนน้อยที่สุด
- 3) ปรับแต่งการสบฟันให้แรงลงโดยตรงตามแนวแกนของรากเทียมโดย
 - ก. กำจัดจุดสัมผัสด้านทำงานและด้านดูลในฟันหลัง
 - ข. ทำให้จุดสบในศูนย์อยู่ในตำแหน่งกึ่งกลาง
 - ค. ใช้แนวนำปลายฟันหน้าร่วมกับฟันธรรมชาติ
- 4) ใช้ลักษณะด้านการหมุนในฟันซี่เดียว (antirotational feature engaged for single teeth)
- 5) ชั้นส่วนต่าง ๆ ด้วยแรงบิดขนาด 20 - 30 นิวตัน·ซม. (ยกเว้นเมื่อบริษัทผู้ผลิตกำหนดมา)
- 6) โครงมีความพอดีโดยไม่มีแรงกระทำด้านสำหรับการบูรณะหลายหน่วย (passively fitting framework for multiple unit restorations)

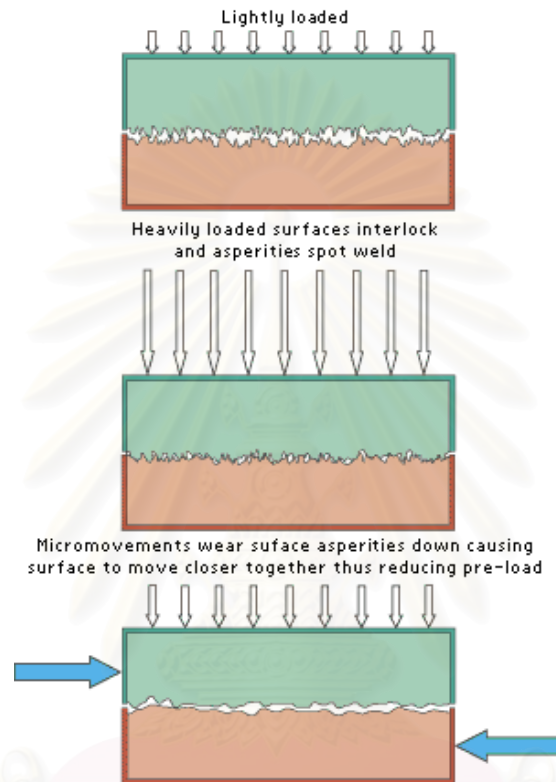
2.4.2. การจมนลงของสกรู

จากการศึกษาของ Dixon และคณะ [46] พบว่ามีการสูญเสียของแรงเริ่มต้นร้อยละ 2 ถึง 10 ของแรงเริ่มต้นเริ่มแรก (initial preload) เนื่องมาจากการจมนลงของสกรู (settling effect) ซึ่งการจมนลงของสกรูนั้นเป็นผลมาจากความเรียบที่ไม่สมบูรณ์ของพื้นผิวสัมผัส พบว่ามีความหยาบเกิดขึ้นเมื่อทำการดูด้วยกล้องจุลทรรศน์ แม้พื้นผิวนี้จะถูกกลึงโดยเครื่องก็ตาม ทำให้พื้นผิวทั้ง 2 ไม่มีการสัมผัสกันอย่างสมบูรณ์ เมื่อมีการรับแรงจากภายนอกจะเกิดการเคลื่อนขยับระดับจุลภาค (micromovement) ของพื้นผิวดังกล่าวตามด้วยการสีกหรือแบนราบลงของจุดที่หยาบ เนื่องจากจุดเหล่านี้เป็นผิวที่มีการสัมผัสเมื่อมีการขันสกรูด้วยแรงบิดในระยะแรก (initial tightening torque) การสีกของผิวสัมผัสดังกล่าวทำให้พื้นผิวทั้ง 2 เคลื่อนเข้ามาใกล้กันมากขึ้นหรือเกิดการจมนลงของสกรู [44] เมื่อใดที่มีปริมาณการจมนลงนี้มากกว่าการยืดตัวยืดหยุ่น (elastic elongation) ของสกรู จะเกิดการคลายตัวของสกรูได้เนื่องจากไม่มีแรงสัมผัส (contact force) ไว้สำหรับคงตำแหน่งของสกรูอีกต่อไป [17] (รูปที่ 11 และ 12)

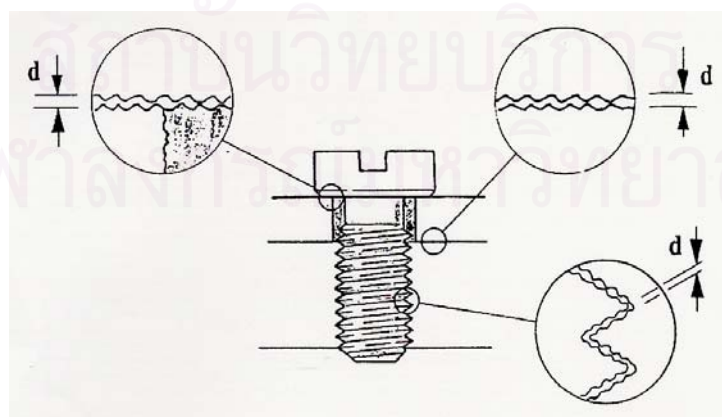
การจมนลงนี้ถือเป็นกลไกสำคัญที่ทำให้เกิดการคลายเกลียวของสกรูของส่วนบูรณะที่รองรับด้วยรากเทียม จากการศึกษพบว่า การจมนลงนี้ทำให้เกิดการสูญเสียแรงเริ่มต้นในระยะแรกได้ร้อยละ 2 ถึง 10 [47] เพราะฉะนั้นจึงสามารถใช้แรงบิดคลายเกลียวสกรุน้อยกว่าแรงบิดที่ใช้ขันสกรูตั้งแต่แรกได้ [48]

ปริมาณการจมนลงของสกรูนี้ขึ้นอยู่กับความหยาบของพื้นผิวดั้งต้น (initial surface roughness) ความแข็งผิว และปริมาณแรงที่มากกระทำ พื้นผิวที่หยาบและได้รับแรงภายนอกมากระทำในปริมาณมากจะทำให้เกิดการจมนลงของสกรูมากตามไปด้วย เมื่อใดที่มีปริมาณการจมนลง

มากกว่าการยึดตัวยืดหยุ่นของสกรู จะเกิดการคลายตัวของสกรูเนื่องจากไม่มีแรงสัมผัสสำหรับคงตำแหน่งของสกรู [17] มีผู้วิจัยหลายท่านเสนอให้ทำการขันสกรูอีกครั้งหนึ่งหลังจากขันครั้งแรกนาน 10 นาทีเป็นประจำเพื่อเป็นการลดการจมลงของสกรู [17, 44, 49, 50] รวมทั้งแนะนำให้ใช้เครื่องมือกลในการขันสกรูแทนการใช้มือเพื่อให้ได้แรงบิดที่คงที่และมีค่าตามที่ทางบริษัทผู้ผลิตกำหนด [44]



รูปที่ 11 กลไกการสูญเสียแรงเริ่มต้นเนื่องจากการจมลงของสกรู [40]



รูปที่ 12 การสึกของพื้นผิวของข้อต่อสกรูเป็นผลให้เกิดการจมลง [17]

2.4.3. กลไกที่ทำให้เกิดการคลายเกลียวของสกรูของการบูรณะที่รองรับด้วยรากเทียม

Bickford [51] อธิบายการคลายเกลียวของสกรูทั่วไปนั้นเกิดขึ้นด้วยกัน 2 ขั้นตอน ดังนี้

- 1) ระยะเวลาแรก : เริ่มจากมีแรงภายนอกมากกระทำต่อข้อต่อสกรู ทำให้เกิดการสูญเสียของแรงเริ่มต้น เมื่อทำการขันสกรู สกรูจะยืดออก และแรงเสียดทานจากความแนบพอดีที่เกิดขึ้นในเกลียวจะทำให้การยืดออกของสกรูนั้นยังคงอยู่ได้ การที่มีแรงภายนอกมากกระทำไม่ว่าจะเป็นแรงในแนวตามขวางหรือแรงในแนวแกนต่างก็สามารถทำให้เกิดการลื่นไถลระหว่างเกลียวและทำให้การยืดของสกรูลดลงจนเป็นผลให้สูญเสียแรงเริ่มต้น เพราะฉะนั้นการมีแรงเริ่มต้นที่มากกว่าเกิดขึ้นในข้อต่อสกรูจะสามารถต้านทานต่อการคลายเกลียวได้มาก เนื่องมาจากมีแรงเสียดทานระหว่างเกลียวมาก จึงต้องการแรงภายนอกในปริมาณที่มากขึ้นในการที่ทำให้สกรูเกิดการคลายเกลียว
- 2) ระยะเวลาที่ 2 : เป็นระยะที่เกิดการคลายเกลียว ซึ่งขณะนี้เหลือแรงเริ่มต้นในข้อต่อสกรูต่ำกว่าค่าวิกฤติ ดังนั้นแรงภายนอกและการสั่นสะเทือนจะสามารถทำให้พื้นผิวเกลียวนั้นหมุนย้อนกลับได้ เมื่อใดที่เกิดเหตุการณ์ดังกล่าว ข้อต่อสกรูจะไม่สามารถทำหน้าที่ได้อีกต่อไปจนเป็นเหตุให้เกิดความล้มเหลวขึ้น

เพราะฉะนั้นการทำให้เกิดแรงเริ่มต้นในปริมาณที่เหมาะสมแก่ข้อต่อสกรูนั้นจึงสามารถเพิ่มความทนต่อการล้าของข้อต่อสกรูได้

นอกจากนี้ยังมีการศึกษาที่กล่าวถึงกลไกที่ทำให้เกิดการคลายเกลียวของสกรูของการบูรณะที่รองรับด้วยรากเทียมว่าเกิดจาก 2 กลไกคือ [6,17]

- 1) การโค้งงอมากเกินไปของข้อต่อสกรู : แรงที่ทำให้เกิดการโค้งงอของการบูรณะพื้นที่เดี่ยวนั้นสามารถทำให้เกิดแรงกระทำที่มากกว่าความแรงคลาด (yield strength) ของสกรู เป็นผลทำให้สกรูเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรและมีการสูญเสียแรงดึงในส่วนก้านสกรู รวมทั้งลดแรงสัมผัสที่เกิดขึ้นระหว่างหลักยึดและส่วนตรึงแน่น ทำให้สกรูเกิดการคลายเกลียวง่ายขึ้น เพราะฉะนั้นสกรูที่มีความแรงครากมากจะเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรน้อยกว่าเมื่อได้รับแรง
- 2) การจมลงของสกรู

2.5. ปัจจัยที่มีผลต่อแรงเริ่มต้นที่เกิดขึ้นในสกรู

จากหลายการศึกษาที่ได้กล่าวถึงปัจจัยที่มีผลต่อแรงเริ่มต้นที่เกิดขึ้นในข้อต่อสกรู เช่น McGlumphy และคณะ [5] ได้กล่าวถึงปัจจัยที่มีส่วนกำหนดค่าแรงเริ่มต้นซึ่งได้แก่ แรงบิดที่ให้แก่

สกรู โลหะที่นำมาทำสกรู การออกแบบหัวสกรู โลหะที่นำมาทำหลักยึด พื้นผิวของหลักยึดและสารหล่อลื่น นอกจากนี้ Sakaguchi และ Borgerson [47] ได้สรุปไว้ว่าค่าแรงเริ่มต้นที่เกิดขึ้นในข้อต่อสกรูนั้นขึ้นอยู่กับ ความเรียบของพื้นผิวสัมผัส แรงเสียดทานระหว่างส่วนประกอบต่าง ๆ รูปร่าง และ สมบัติของวัสดุ เป็นต้น สามารถนำมาสรุปได้ดังต่อไปนี้

2.5.1. แรงบิดที่ให้แก่สกรู

การศึกษาของ Siamos และคณะ [6] ที่ใช้แรงบิดในการขันสกรูหลักยึดที่แตกต่างกัน พบว่าเมื่อใช้แรงบิดที่มากขึ้นทำให้แรงที่ใช้ในการคลายเกลียวสกรูมากขึ้นตามไปด้วย และสรุปว่าการให้ค่าแรงบิดแก่สกรูหลักยึดมากกว่า 30 นิวตัน·ซม. นั้นสามารถทำให้เกิดเสถียรภาพต่อหลักยึดและส่วนตึงแน่นและลดการเกิดการคลายเกลียวของสกรูได้ และยังมีการศึกษาที่ชี้ให้เห็นว่าสามารถขันสกรูด้วยแรงบิดที่มากกว่าแรงที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำเพื่อลดปัญหาการคลายเกลียวของสกรู โดยสามารถขันสกรูที่ทำจากโลหะผสมทองและสกรูที่ทำจากไททาเนียมด้วยแรงบิดขนาด 63 นิวตัน·ซม. และ 44 นิวตัน·ซม. ตามลำดับ โดยที่เมื่อขันแล้วสกรูจะเกิดแรงเค้นมีค่าใกล้เคียงกับแรงเค้นที่จุดคลาด (yield point) แต่มีค่าน้อยกว่า ซึ่งค่าแรงบิดดังกล่าวนี้คณะผู้วิจัยได้ทำการประมาณจากสมการถดถอยเชิงเส้น [50] แต่อย่างไรก็ตามการเพิ่มแรงบิดสกรูนั้นถูกจำกัดด้วยสมบัติของวัสดุที่นำมาทำสกรู McGlumphy และคณะ [5] กล่าวว่าแรงบิดที่เหมาะสมแก่สกรูนั้นมีค่าเท่ากับร้อยละ 75 ของแรงบิดที่ทำให้สกรูหัก การให้แรงบิดแก่สกรูมากเกินไปสามารถทำให้เกลียวของสกรูฉีกขาดได้ นอกจากนี้ปัจจัยดังกล่าวแล้วการให้แรงบิดแก่สกรูยังถูกจำกัดด้วยข้อจำกัดของพื้นผิวเชื่อมต่อระหว่างรากเทียมและกระดูก ซึ่ง Carr และคณะ [42] ได้ทำการวัดค่าแรงบิดย้อนกลับในการคลายเกลียวส่วนตึงแน่นที่ฝังในกระดูกขากรไกรลิงบาบูนนาน 3 ถึง 4 เดือนพบว่าแรงที่ใช้แตกต่างกันไปตามชนิดของวัสดุที่นำมาผลิตส่วนตึงแน่น คือ ส่วนตึงแน่นกลุ่มที่ทำจากไททาเนียม-6อะลูมิเนียม-4วานาเดียมและฉาบผิวด้วยไฮดรอกซีอะพาไทท์นั้นได้ค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับมากที่สุดคือ 186.29 นิวตัน·ซม. และแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับค่าที่ได้จากส่วนตึงแน่นที่ทำจากไททาเนียมบริสุทธิ์และไททาเนียม-6อะลูมิเนียม-4วานาเดียมซึ่งมีค่าเท่ากับ 74.0 นิวตัน·ซม. และ 78.6 นิวตัน·ซม.ตามลำดับ และยังสรุปว่าไม่ควรใช้แรงบิดมากกว่า 35 นิวตัน·ซม. ในการขันสกรูหลักยึดเนื่องจากพื้นผิวเชื่อมต่อระหว่างรากเทียมและกระดูกไม่สามารถต้านทานแรงที่มากกว่าระดับนี้ได้

2.5.2. การออกแบบสกรู

การออกแบบหัวสกรูนั้นมีส่วนสำคัญในการทำให้แรงบิดถูกถ่ายทอดไปยังก้านของสกรูในปริมาณที่แตกต่างกัน พบว่าเมื่อหัวสกรูมีลักษณะแบนราบจะสามารถลดความเสี่ยงในการคลาย

เกลียวของสกรูได้เมื่อเทียบกับหัวสกรูที่มีรูปร่างกรวย ทั้งนี้เนื่องมาจากเมื่อขันสกรูที่มีหัวรูปกรวยนั้นจะสูญเสียแรงบิดเพื่อเอาชนะแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างหัวสกรูและหลักยึดมากกว่าสกรูที่มีหัวแบน ส่งผลให้แรงบิดที่จะถ่ายทอดต่อไปยังก้านและเกลียวของสกรูมีค่าลดลง เป็นผลให้ข้อต่อสกรูชนิดนี้ขาดเสถียรภาพได้ [17] ซึ่งผลการทดลองดังกล่าวนี้สามารถนำไปอธิบายปัญหาเกี่ยวกับเสถียรภาพที่เกิดขึ้นในช่วงแรกของการบูรณะด้วยรากเทียมซึ่งได้ยิวตามที่ Jemt และคณะ [52] ได้นำเสนอไว้ ด้วยเหตุนี้จึงมีการปรับปรุงรูปร่างของหัวสกรูจากกรวยเป็นหัวสกรูที่มีส่วนบนแบนราบเพื่อลดการคลายเกลียวของสกรู

นอกจากการออกแบบหัวสกรูแล้ว การทำให้ก้านสกรูยาวขึ้นสามารถทำให้สกรูเกิดการยืดตัวที่เหมาะสม (optimal elongation) และส่งผลดีต่อเสถียรภาพของข้อต่อสกรู รวมทั้งการลดความยาวเกลียวของสกรูซึ่งเป็นการลดแรงเสียดทานได้นั้นสามารถส่งผลดีได้เช่นเดียวกัน [52]

Bureguete และคณะ [53] ได้กล่าวถึงอิทธิพลของรูปร่างของสกรูต่อแรงบิดและแรงเริ่มต้นดังสมการที่ 1 (รูปที่ 13 และ 14)

$$T = [r \cdot \mu / \cos \beta] P + \mu_H (W + P) d / 2 \quad (1)$$

T = แรงบิดที่ให้แก่สกรู

P = แรงเริ่มต้น

β = ครึ่งของมุมเกลียวสกรู

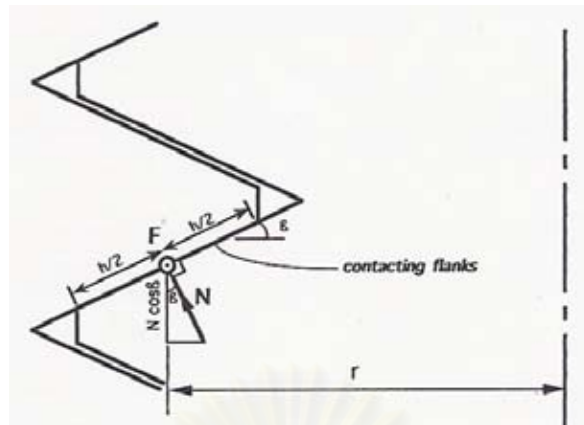
r = ระยะจากแกนกลางของสกรูถึงจุดกึ่งกลางของเกลียวที่แรงสัมผัสกระทำ

μ = สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานบริเวณเกลียวสกรู

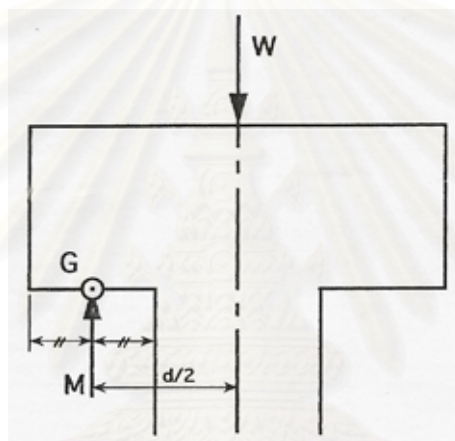
μ_H = สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานบริเวณหัวสกรู

W = แรงกระทำตลอดความยาวสกรูขณะขัน

$d/2$ = ระยะจากแกนกลางของสกรูถึงจุดกึ่งกลางของบริเวณใต้หัวสกรูที่แรงสัมผัสกระทำ



รูปที่ 13 แรงบิดที่เกิดขึ้นบริเวณเกลียวสกรู (thread torque) ขณะขันสกรู [53]



รูปที่ 14 แรงบิดที่เกิดขึ้นบริเวณใต้หัวสกรู (underhead torque) ขณะขันสกรู [53]

จากสมการที่ 1 ซึ่งให้ เห็นว่าการออกแบบสกรูแต่ละแบบจะมีความสัมพันธ์ของแรงบิดและแรงเริ่มต้นที่แตกต่างกัน ข้อจำกัดของสมการดังกล่าวนี้คือสามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้เฉพาะสกรูที่มีการออกแบบที่ไม่ยุ่งยากและมีการให้แรงกับสกรูอย่างสม่ำเสมอเท่านั้น แต่อย่างไรก็ตามสมการนี้สามารถแสดงให้เห็นถึงแนวโน้มและอิทธิพลจากปัจจัยตามที่กล่าวมาข้างต้น

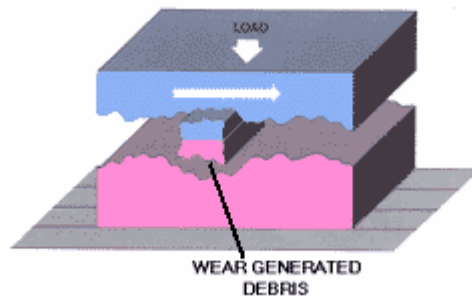
2.5.3. โลหะที่นำมาทำสกรู

สกรูที่ดีนั้นต้องมีความแข็งแรงเพียงพอที่จะต้านทานต่อการโค้งงอของข้อต่อ เพราะฉะนั้นสมบัติของวัสดุที่นำมาทำสกรูจึงมีความสำคัญ ในที่นี้จะขอกล่าวถึงสมบัติต่าง ๆ ดังนี้

- 1) กำลังคลาด วัสดุที่มีค่ากำลังคลาดสูงนั้นสามารถต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างถาวร (plastic deformation) ได้มาก ในกรณีของข้อต่อสกรูนั้นพบว่าถ้ามี

แรงดัด (bending force) ที่มีค่ามากกว่ากำลังคลาดมากจะทำต่อข้อต่อจะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างถาวรของสกรูและทำให้เกิดการสูญเสียค่าแรงเริ่มต้นได้ [17] โดยหลักการแล้วแรงเริ่มต้นที่มีค่าเหมาะสมคือร้อยละ 75 ของกำลังคลาด [51, 54] จากการศึกษาของ Anderson และคณะ [54] พบว่าเมื่อขันสกรูที่ทำจากโลหะผสมทองด้วยแรงบิด 32 นิวตัน-ซม. แล้วไม่พบการคลายเกลียวของสกรูชนิดนี้ตลอดระยะเวลาการติดตามผล ในทางตรงกันข้ามกลับพบการคลายเกลียวของสกรูที่ทำจากไททาเนียม คณะผู้วิจัยได้ให้เหตุผลว่าที่เกิดเช่นนี้เนื่องมาจากโลหะผสมทองมีจุดคลาดสูงกว่าไททาเนียมทำให้สามารถทนต่อแรงบิดขั้นที่สูงกว่าและส่งผลให้เกิดแรงเริ่มต้นที่มากกว่าได้

- 2) ค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (coefficient of friction) Bureguete และคณะ [53] ได้กล่าวถึงความสัมพันธ์ของแรงบิดที่ใช้ขันสกรูกับแรงเริ่มต้นว่ามีความสัมพันธ์กันทางอ้อม เนื่องมาจากเมื่อทำการขันสกรูด้วยแรงบิดนั้น แรงบิดดังกล่าวจะถูกต้านโดยแรงในการทำให้สกรูยืดออก แรงที่บีบส่วนต่าง ๆ เข้าด้วยกัน และแรงเสียดทานได้ส่วนหัวของสกรูและพื้นผิวสัมผัสของเกลียวเป็นผลให้ค่าแรงเริ่มต้นที่ได้มีค่าลดลง พบว่าเมื่อทำการขันสกรูหลักยึดที่ทำจากไททาเนียมเช่นเดียวกับส่วนตริงแน่นจะเกิดความต้านทานเสียดทาน (friction resistance) ขึ้นระหว่างไททาเนียมของสกรูและส่วนตริงแน่น ทำให้เกิดการครูด (galling) ซึ่งเป็นรูปแบบหนึ่งของการสึกหรอแบบยึดติด (adhesive wear) (รูปที่ 15) ในขณะที่พื้นผิวสัมผัสที่ทำจากวัสดุเหมือนกันเคลื่อนผ่านกัน ซึ่งเป็นผลทำให้จำกัดแรงเริ่มต้นที่เกิดขึ้นของสกรูไททาเนียมได้ ด้วยเหตุนี้ทำให้มีการนำเอาโลหะผสมทองมาผลิตสกรูหลักยึด เนื่องจากมีสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานต่ำทำให้สามารถขันให้แน่นและเกิดแรงเริ่มต้นได้มากขึ้น รวมทั้งสกรูนี้จะไม่ติดกับโลหะไททาเนียมของส่วนตริงแน่น แต่อย่างไรก็ตามสกรูชนิดนี้สามารถเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้ในขณะขัน เพราะฉะนั้นจึงไม่แนะนำให้ใช้สกรูที่ทำจากโลหะผสมทองในขั้นตอนของแลบ แต่แนะนำให้ใช้เฉพาะในขั้นตอนสุดท้ายในคลินิกเท่านั้น [8, 55]



รูปที่ 15 การสึกหรอแบบยึดติด [56]

- 3) ช่วงยืดหยุ่น (elastic range) เมื่อวัสดุมีการรับแรงอยู่ในช่วงยืดหยุ่น วัสดุนั้นจะสามารถคืนตัวกลับสู่สภาพเดิมได้เมื่อเอาแรงกระทำออก ดังนั้นเมื่อค่าแรงเริ่มต้นของสกรูมีค่าอยู่ในช่วงยืดหยุ่นจะสามารถต้านทานการแยกออกจากกันของส่วนต่าง ๆ เมื่อมีแรงกระทำที่มีค่าน้อยกว่าค่าแรงเริ่มต้น [57] นอกจากนี้วัสดุที่นำมาทำสกรูนั้นควรมีช่วงยืดหยุ่นที่กว้างเพื่อที่จะคงค่าแรงบีบไว้ได้ [58] และเพื่อเป็นการรักษาแรงเริ่มต้นของข้อต่อสกรู สกรูนั้นควรทำหน้าที่อยู่ในช่วงยืดหยุ่น [50] และจากการศึกษาของ Haack และคณะ [50] ยังพบว่าการขันสกรูหลักยึดด้วยแรงบิดที่บริษัทกำหนดนั้นทำให้สกรูมีการยืดออกอยู่ในช่วงยืดหยุ่น

2.5.4. โลหะที่นำมาทำหลักยึด

จากการศึกษาของ Byrne และคณะ [9] สรุปว่าชนิดของหลักยึดรากเทียมมีผลต่อการเกิดการคลายเกลียวของสกรู โดยศึกษากับรากเทียมจากบริษัทสามไอ อิมพลานท์ อินโนเวชัน (3i Implant Innovation Inc.) พบว่าการใช้หลักยึดยูซีแอลเอให้ค่าแรงเริ่มต้นที่มากกว่าการใช้หลักยึดสำเร็จรูป ซึ่งคณะผู้วิจัยให้เหตุผลว่าเกิดจากแรงเสียดทานที่แตกต่างกันออกไปตามชนิดของหลักยึดทำให้เกิดการจมลงของสกรูในปริมาณที่แตกต่างกัน ซึ่งผลการศึกษานี้สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Tan และ Nicholls [59] ที่ศึกษาในหลักยึดที่รอยต่อเป็นหกเหลี่ยม 7 ระบบ พบว่าเมื่อใช้ชนิดของหลักยึดต่างกันแรงเริ่มต้นที่ได้จะมีค่าต่างกันแม้ว่าหลักยึดเหล่านั้นจะผลิตจากบริษัทเดียวกันก็ตาม เนื่องมาจากหลายปัจจัยรวมทั้งการออกแบบ และวัสดุที่นำมาใช้ทำหลักยึดและสกรู และจากการศึกษาของ Carr และคณะ [60] พบว่าเมื่อขันสกรูโลหะผสมทองยึดปลอกทอง (gold cylinder) ที่ผ่านการหเวียง (casting) เข้ากับหลักยึดนั้นแรงเริ่มต้นที่ได้มีค่าน้อยกว่าเมื่อทำการขันสกรูดังกล่าวยึดปลอกทองสำเร็จรูปเข้ากับหลักยึด ทั้งนี้เนื่องมาจากการหเวียงสามารถทำให้ความแข็งของปลอกโลหะ (metal cylinder) ลดลง เป็นเหตุให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปถาวรเมื่อรับแรงกระทำจากภายนอกรวมทั้งทำให้แรงดึงของสกรูลดลง แต่สำหรับปลอก

พลาสติก (plastic cylinder) นั้นการเปลี่ยนแปลงความแข็งของโลหะหลังการเหวี่ยงจะขึ้นอยู่กับชนิดของโลหะผสมที่ใช้ [61]

2.5.5. พื้นผิวสัมผัสของข้อต่อสกรู

ในการขันสกรูถ้ารู้สึกว่ามันตึงตั้งแต่ระยะแรกของการขันนั้นแสดงถึงพื้นผิวสัมผัสนั้นมีความแนบชิดกันอย่างสมบูรณ์ แต่ในความเป็นจริงแล้วการกลิ้งขึ้นงานนั้นไม่สามารถทำให้เรียบอย่างสมบูรณ์ได้ แต่จะมีช่องว่างขนาดเล็กระหว่างพื้นผิวสัมผัส เมื่อทำการขันสกรูแรงเริ่มต้นที่เกิดขึ้นจะถูกนำไปใช้ทำให้พื้นผิวสัมผัสทั้ง 2 เคลื่อนเข้ามาใกล้ชิดกันมากขึ้น ทำให้เมื่อมีแรงภายนอกมากระทำจะเกิดการยืดออกของสกรู แต่การยืดออกนี้ไม่ก่อให้เกิดแรงบีบส่วนประกอบเข้าด้วยกัน รวมทั้งไม่มีส่วนช่วยในการทำให้ข้อต่อสกรูทนต่อความล้าได้ [53] เพราะฉะนั้นถ้าชิ้นงานมีความไม่พอดีในปริมาณมาก จะสามารถทำให้ข้อต่อสกรูของชิ้นงานนี้ขาดเสถียรภาพได้ จากการศึกษาของ Carr และคณะ [60] พบว่าการขัดชิ้นงานที่ได้จากการเหวี่ยงปลอกพลาสติกทำให้แรงเริ่มต้นที่ได้มีค่าเพิ่มขึ้นเนื่องจากการขัดเป็นการกำจัดผิวขรุขระทำให้ผิวสัมผัสเรียบขึ้น

2.5.6. สารหล่อลื่น

นอกจากการเปลี่ยนวัสดุที่ใช้ทำสกรูเพื่อลดแรงเสียดทานแล้วการใช้สารหล่อลื่นชนิดแห้ง (dry lubricant) ก็เป็นอีกวิธีหนึ่งที่สามารถลดแรงเสียดทานได้เช่นเดียวกัน เช่น โกลด์-ไทท์ (Gold-Tite; Implant Innovations Inc, West Palm Beach, Fla.) ที่ทำการฉาบผิวสกรูที่ทำจากโลหะผสมทองด้วยทองบริสุทธิ์ขนาดอนุภาค 0.76 ไมครอน หรือ ทอร์คไทท์ (Torq Tite; Nobel Biocare AB, Sweden) ที่ทำการฉาบผิวสกรูที่ทำจากไททาเนียมด้วยเทฟลอนแทนทองบริสุทธิ์จึงทำให้สกรูชนิดนี้จะมีราคาถูกลงกว่า ซึ่งจากการศึกษาของ Martin และคณะ [18] พบว่าสกรูหลักยึดโกลด์-ไทท์ให้ค่าแรงเริ่มต้นที่ได้จากการคำนวณมากที่สุด ในขณะที่สกรูหลักยึดทอร์คไทท์มีมุมการหมุนของสกรูมากที่สุด ซึ่งให้เห็นผลของการฉาบผิวด้วยสารเหล่านี้ว่าสามารถส่งผลให้แรงเริ่มต้นนั้นมีค่าเพิ่มมากขึ้นได้ นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ Byre และคณะ [9] ที่พบว่าสกรูที่ทำจากโลหะผสมทองและมีการฉาบผิวด้วยทองนั้นให้ค่าแรงเริ่มต้นมากที่สุดเมื่อเทียบกับสกรูที่ทำจากโลหะผสมทองและโลหะผสมไททาเนียม

2.5.7. จำนวนครั้งในการขันสกรู

การศึกษาของ Haack และคณะ [50] พบว่าเมื่อทำการขันสกรูที่ทำจากโลหะผสมทองและโลหะผสมไททาเนียมตัวเดิมซ้ำหลาย ๆ ครั้งนั้นการขันครั้งแรกจะได้ค่าแรงเริ่มต้นน้อยกว่าครั้งต่อ ๆ มา เนื่องจากการขันครั้งแรกแรงบิดถูกนำไปใช้ในการทำให้ผิวสัมผัสเรียบขึ้นแทนที่แรงบิด

ทั้งหมดจะถูกนำไปทำให้เกิดการยืดออกของสกรูและก่อให้เกิดเป็นแรงเริ่มต้นขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Tzenakis และคณะ [62] ที่พบว่า การขันสกรูที่ทำจากโลหะผสมทองตัวเดิมซ้ำหลาย ๆ ครั้งสามารถลดแรงเสียดทานระหว่างผิวสัมผัสและทำให้ผิวสัมผัสมีการสัมผัสกันมากขึ้น เพราะฉะนั้นแรงบิดที่ใช้ขันสกรูจึงถูกนำไปใช้ในการก่อให้เกิดเป็นแรงเริ่มต้นมากขึ้นตามไปด้วย แต่จากผลการศึกษาของ Byrne และคณะ [9] ที่พบว่า การขันสกรูตัวเดิมซ้ำในครั้งต่อ ๆ มาให้ค่าแรงเริ่มต้นที่น้อยกว่าขันครั้งแรกโดยอธิบายว่าในการศึกษานี้มีการใช้ส่วนตึงแน่น หลักยึดและสกรูหลักยึดแต่ละตัวต่อการขันเพียง 1 ชุดเท่านั้น โดยการขัน 1 ชุดนั้นประกอบด้วย การขันด้วยแรงบิด 10 นิวตัน·ซม. ตามด้วย 20 นิวตัน·ซม. และ 35 นิวตัน·ซม. จากนั้นทำการขันซ้ำด้วยแรงบิดเท่าเดิมและทำตามลำดับดังกล่าวข้างต้น ทำเช่นนี้ทั้งหมด 3 ครั้งถือเป็น 1 ชุดการขัน ซึ่งผู้วิจัยและคณะได้อธิบายว่าการขันเช่นนี้ทำให้เกิดความเรียบของพื้นผิวสัมผัสได้น้อยกว่าการศึกษาของ Tzenakis และคณะ แต่ผลดังกล่าวจะเห็นได้ชัดเจนเฉพาะในกลุ่มที่ใช้สกรูที่ทำจากโลหะผสมทองและโลหะผสมทองที่มีการฉาบผิวด้วยทองเท่านั้น สำหรับกลุ่มที่ใช้สกรูที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมพบว่าค่าแรงเริ่มต้นที่วัดได้ค่อนข้างคงที่ คณะผู้วิจัยจึงสรุปว่าอิทธิพลของจำนวนครั้งในการขันต่อแรงเริ่มต้นนั้นขึ้นกับชนิดของสกรูด้วย นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ Weiss และคณะ [63] ที่สรุปว่าควรมีจำนวนครั้งในการขันสกรูจากขั้นตอนในคลินิกและห้องปฏิบัติการให้น้อยที่สุดเพื่อป้องกันการคลายเกลียวของสกรูเนื่องจากผลการทดลองที่ทำการขันสกรูตัวเดิมซ้ำ ๆ ถึง 200 รอบ ค่าแรงที่ใช้ในการคลายเกลียวมีแนวโน้มลดลงเรื่อย ๆ ตามจำนวนครั้งที่ขัน

2.5.8. ประสพการณ์ทันตแพทย์

จากการศึกษาของ Jaarda และคณะ [48] ที่นำนักศึกษาทันตแพทย์และทันตแพทย์ที่มีประสบการณ์ในการรักษาด้วยทันตกรรมรากเทียมมาทำการขันสกรู แล้วทำการคลายเกลียวสกรูเพื่อวัดแรงที่ใช้ จากนั้นนำค่าที่ได้ไปคำนวณเพื่อหาแรงบิดขัน พบว่าไม่มีความคงที่ของแรงบิดที่ขันสกรูแม้ว่าจะเป็นการขันด้วยบุคคลคนเดียวกันและระหว่างบุคคล นอกจากนี้ยังพบว่าทันตแพทย์ที่ไม่มีประสบการณ์ไม่สามารถขันสกรูด้วยแรงบิดตามค่าที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ ในขณะที่ทันตแพทย์ที่มีประสบการณ์นั้นขันด้วยแรงบิดที่มากกว่าค่าที่แนะนำ จึงแนะนำว่าควรมีการใช้เครื่องมือกลเพื่อควบคุมแรงบิดในการขันสกรูให้ได้ค่าตามที่ต้องการ นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ Goheen และคณะ [64] ที่ให้ทันตแพทย์เฉพาะทางศัลยศาสตร์ช่องปากและกระดูกขากรรไกรและใบหน้า (oral and maxillofacial surgeon) และเฉพาะทางทันตกรรมประดิษฐ์ทำการขันสกรูตามค่าแรงที่กำหนดด้วยไขควงโดยไม่มีการใช้เครื่องมือกลควบคุมแรงเพื่อประเมินความสามารถในการรับรู้แรง ณ จุดใดคือแรงที่มีค่าเท่ากับแรงที่กำหนด จากผลพบว่าค่าที่ได้มีความแตกต่าง

กันและมีความแปรปรวนมาก แต่เมื่อมีการใช้เครื่องมือกลควบคุมแรงร่วมในการขึ้นพบว่าค่าแรงบิดที่ได้มีความคงที่และใกล้เคียงกับค่าที่กำหนดมากขึ้น

2.6. แรงบิดเคี้ยวของมนุษย์

แรงบิดเคี้ยวอาหารนั้นมีความแตกต่างกันไปตามแต่ละบุคคล และมีความสัมพันธ์กับการเจริญเติบโต เพศ ชนิดของอาหาร การทำงานของระบบบดเคี้ยว การบูรณะฟัน และระดับการรับความรู้สึกเจ็บ พบว่าแรงบิดเคี้ยวจากฟันเทียมนั้นมีค่าน้อยกว่าฟันธรรมชาติ [65] ซึ่งจากการศึกษาที่ทำการวัดแรงบิดเคี้ยวในฟันธรรมชาติด้วยเครื่องมือวัดความเครียด นั้นพบว่าแรงเกิดขึ้นสูงสุดบริเวณฟันกรามซี่ที่ 1 และซี่ที่ 2 ซึ่งอยู่ในช่วง 390 - 800 นิวตัน มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 565 นิวตัน และแรงบิดเคี้ยวเฉลี่ยที่ฟันกรามน้อย ฟันเขี้ยว และฟันตัดเท่ากับ 288 208 และ 155 นิวตันตามลำดับ [66] นอกจากนี้ยังมีหลายการศึกษาที่ทำการวัดแรงบิดเคี้ยวที่เกิดในการบูรณะด้วยรากเทียม เช่น Jorneus และคณะ [17] ทำการวัดแรงบิดเคี้ยวที่เกิดขึ้นบนครอบฟันซี่เดี่ยวรองรับด้วยรากเทียมพบว่ามียุคตั้งแต่ 140 - 390 นิวตัน การศึกษาของ Mericske-Stern และ Zarb [67] วัดแรงบิดเคี้ยวของชิ้นงานติดแน่นที่รองรับด้วยรากเทียมบริเวณฟันหลังในขณะที่ผู้ป่วยกัดสบเต็มที่ที่มีค่าตั้งแต่ 35 - 330 นิวตัน การศึกษาของ Haraldson และคณะ [68] ทำการวัดแรงบิดเคี้ยว 3 ระดับในผู้ป่วยที่ได้รับการบูรณะด้วยสะพานฟันที่รองรับด้วยรากเทียมและสบกับฟันธรรมชาติหรือสะพานฟันที่รองรับด้วยฟันธรรมชาติหรือรากเทียมพบว่าแรงที่วัดได้ในขณะสบฟันเบา ๆ มีค่า 0.6 - 16.9 นิวตัน ขณะสบฟันเหมือนเคี้ยวอาหารมีค่า 32.3 - 52.3 นิวตัน และขณะกัดสบเต็มที่ มีค่า 93.2 - 235.4 นิวตัน และพบว่าค่าแรงกัดที่ได้ทั้ง 3 ระดับไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับกลุ่มควบคุมที่มีฟันธรรมชาติหรือสะพานฟันที่รองรับด้วยฟันธรรมชาติ Mornenburg และ Proschel [69] ได้ทำการวัดแรงบิดเคี้ยวในผู้ป่วยที่มีการบูรณะด้วยสะพานฟัน 3 ซี่รองรับด้วยรากเทียม 2 ตัวในบริเวณฟันหลังขณะเคี้ยวหมากฝรั่งพบว่าค่าเฉลี่ยแรงบิดเคี้ยวมีค่าเท่ากับ 220 นิวตัน โดยหลักยึดรากเทียมที่อยู่ด้านหน้ารับแรงเฉลี่ยเท่ากับ 91 นิวตันในขณะที่หลักยึดรากเทียมที่อยู่ด้านหลังรับแรงเฉลี่ยเท่ากับ 129 นิวตัน

2.7. การทดสอบความล้าโดยการให้แรง

การทดสอบความล้าโดยการให้แรงนั้นเป็นวิธีหนึ่งที่ใช้ทดสอบสมบัติของวัสดุทางทันตกรรม เนื่องจากการแตกหักของวัสดุมักเกิดหลังจากใช้งานมานานหลายปีมากกว่าที่จะเกิดจากการรับแรงที่มากเกินไปอย่างเฉียบพลัน (acute overloading) [25] มีผู้ทำการวิจัยทดสอบความล้าโดยการให้แรงแก่รากเทียมมากมาย ซึ่งผู้วิจัยนั้นต่างก็พยายามที่จะจัดสิ่งแวดล้อมในการทดลอง

ให้คล้ายกับการใช้งานจริงในช่องปากมากที่สุด แต่เนื่องจากความซับซ้อนของการทำหน้าที่ของระบบบดเคี้ยวจึงเป็นเหตุให้ทำการลอกเลียนสิ่งแวดล้อมดังกล่าวได้ยาก พบว่าโดยทั่วไปการเคี้ยวของมนุษย์เกิดขึ้น 3 ครั้งต่อวัน แต่แต่ละครั้งเกิดเป็นเวลานานเวลา 15 นาที และมีอัตราการเคี้ยว 60 ครั้งต่อนาที (1 เฮิรตซ์) เพราะฉะนั้นใน 1 วันของมนุษย์มีการเคี้ยวเกิดขึ้นทั้งหมด 2,700 ครั้งและคิดเป็นค่าประมาณ 1,000,000 ครั้งใน 1 ปี แต่ในความเป็นจริงพบว่ามนุษย์ไม่ได้ใช้แรงมากที่สุดในการเคี้ยวอาหารทุกครั้ง ทำให้ในการทดลองอาจมีการลดจำนวนครั้งของการเคี้ยวใน 1 ปีจาก 1,000,000 ครั้งลงได้โดยการหารด้วย 5 และ 20 [25] ซึ่งจากการทดลองของ Baldissara และคณะ [70, 71] ได้ให้แรงแก่ชิ้นงานจำนวน 2,000,000 ครั้งและเทียบเท่ากับการใช้งานในช่องปากเป็นเวลานาน 10 ปี สำหรับการทดสอบทางทันตกรรมนั้นควรทำการทดสอบความล้าโดยใช้จำนวนรอบน้อยที่สุดที่มีค่าเท่ากับ 1,000,000 รอบ [25]

ในการทดสอบความล้าปริมาณแรงที่ให้นั้นถือเป็นสิ่งที่จำเป็นต้องกำหนดให้ใกล้เคียงกับการใช้งานในช่องปาก มีการศึกษาเกี่ยวกับสกรูหลักยึดและการเชื่อมต่อระหว่างส่วนตริงแน่นและหลักยึดมากมายซึ่งแต่ละการศึกษานั้นมีการกำหนดสภาวะในการทดลองแตกต่างกัน เช่น การศึกษาของ Siamos และคณะ [6] ใช้แรงขนาด 1 – 26 ปอนด์ การศึกษาของ Khraisat และคณะ 2 การศึกษาใช้แรงขนาด 0 – 50 นิวตัน [22] และ 0 – 100 นิวตัน [7] การศึกษาของ Bakaeen และคณะ [49] และ Breeding และคณะ [72] ใช้แรงขนาด 6 กิโลกรัม การศึกษาของ Basten [73] ใช้แรงขนาด 0 – 70 นิวตัน ในขณะที่การศึกษาของ Cibirka และคณะ [19] ใช้แรงขนาด 20 – 200 นิวตัน การศึกษาของ Gratton และคณะ [74] ใช้แรงขนาด 20 – 130 นิวตัน เป็นต้น จากการสังเกตพบว่าการศึกษาที่มีการให้แรงแก่ชิ้นงานในแนวแกนยาวมักใช้แรงในปริมาณมากกว่าแรงที่ใช้ในการศึกษาที่ให้แรงนอกแนวแกน เช่น ตั้งฉากหรือทำมุมต่าง ๆ กับแนวแกนยาวของรากเทียม [7, 19, 22, 73]

นอกจากนี้ปริมาณแรงแล้วลักษณะแรงที่ให้แก่ชิ้นงานนั้นมีส่วนสำคัญเช่นกัน Stegaroiu และคณะกล่าวว่า การออกแบบการทดลองที่มีการให้แรงพลศาสตร์นั้นเหมาะสมสำหรับการทดสอบพฤติกรรมเชิงกลของวัสดุทางทันตกรรมประดิษฐ์มากกว่าการให้แรงกระทำ [75] เนื่องจากแรงกระทำนั้นไม่ใช่ลักษณะเฉพาะของการบดเคี้ยวของมนุษย์ [76]

สถาบันรับรองมาตรฐานไอเอสโอได้ประกาศข้อกำหนดวิธีการทดสอบความล้าแบบพลศาสตร์สำหรับรากเทียมทางทันตกรรมชนิดฝังในกระดูก ซึ่งยังไม่มีการศึกษาใดที่ทำการทดสอบตามข้อกำหนดดังกล่าว สำหรับในการวิจัยศึกษาครั้งนี้จะทำการจัดสิ่งแวดล้อมในการทดสอบความล้าตามข้อกำหนดนี้ และให้แรง 60 นิวตัน ความถี่ 80 รอบต่อนาที จำนวน 1,000,000 รอบซึ่งเทียบเท่ากับการใช้งานในช่องปากเป็นเวลา 5 ปี [25, 70, 71]

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

3.1. ประชากรเป้าหมาย

การบูรณะด้วยทันตกรรมรากเทียมชนิดเชื่อมต่อกระดูกแบบสลักเกลียว (osseointegrated dental implant)

3.2. ประชากรตัวอย่าง

รากเทียมชนิดเชื่อมต่อกระดูกแบบสลักเกลียวที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.8 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร พร้อมด้วยหลักยึดและสกรูหลักยึด ที่มีการใช้แรงบิดสกรูหลักยึดแตกต่างกัน 3 ค่า

3.3. กลุ่มตัวอย่าง

แบ่งออกเป็น 6 กลุ่มดังนี้

ตารางที่ 3 การแบ่งกลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มที่	แรงบิดสกรู (นิวตัน-ซม.)	การทดสอบความล้ม	จำนวน (ชิ้น)
1	20	-	4
2	30	-	4
3	35	-	4
4	20	✓	4
5	30	✓	4
6	35	✓	4

3.4. ตัวแปรที่ใช้ในการวิจัย

ตัวแปรอิสระ คือ แรงบิดขันสกรูหลักยึด และการทดสอบความล้ม

ตัวแปรตาม คือ ค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึด

3.5. เครื่องมือและวัสดุที่ใช้ในการวิจัย

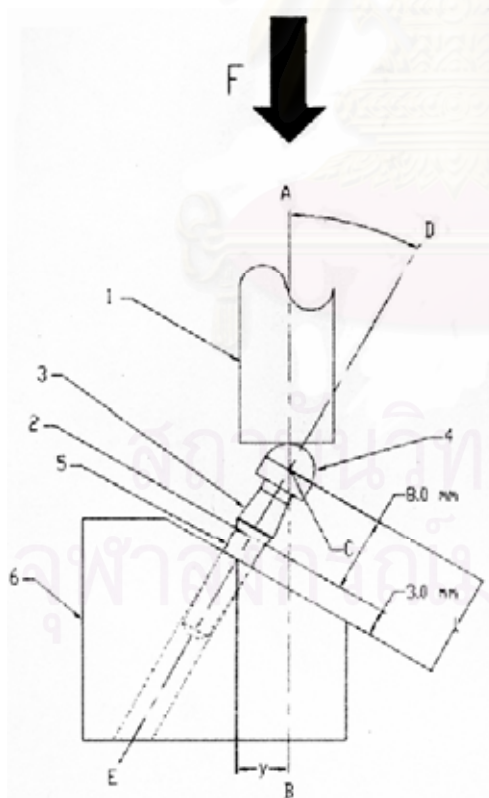
- 1) ส่วนตรึงแน่นรากเทียมชนิดเชื่อมต่อกกระดูกแบบสลักเกลียวที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.8 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร อย่างละ 24 ชิ้น
- 2) สกรูหลักยึดและหลักยึดของรากเทียมชนิดเชื่อมต่อกกระดูกแบบสลักเกลียวที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.8 อย่างละ 24 ชิ้น
- 3) หัวเจาะรากเทียมที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์
- 4) ไชควงชั้นสกรูหลักยึดของรากเทียมที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์
- 5) กล่องพลาสติกใส ขนาด 2 x 2 x 2 เซนติเมตร จำนวน 24 ชิ้น
- 6) เหล็กกล้าไร้สนิม (SS316L)
- 7) เรซินซีเมนต์ (Multilink[®] Sprint; Ivoclar Vivadent, U.S.A.)
- 8) โปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Auto-CAD)
- 9) เครื่องจักรซีเอ็นซี (Mori Seiki SL20; Mori Seiki Co., Ltd., Japan)
- 10) เครื่องวัดแรงบิด (Tohnichi torque gauge Model BTG60CN; Tohnichi Mfg Co, Tokyo, Japan)
- 11) เครื่องเป่าทราย (Minisob 2)
- 12) เครื่องเขย่าความถี่เหนือเสียง (Branson 5210; Branson Ultrasonic Co, Germany)
- 13) ไมโครบรัช (Ultrabrush plus, Microbrush corporation; WI, U.S.A.)
- 14) เครื่องดูโรมิเตอร์ (Durometer model ASTM D 2240; Pacific transducer Co., CA, U.S.A.)
- 15) ตู้ควบคุมอุณหภูมิ (Incubator model Contherm 160M; Contherm Scientific Ltd., New Zealand)
- 16) เครื่องให้ความร้อน
- 17) มิลลิ่งแมชชีน (Bridgeport; Adcock-Shipley (Sales) Ltd., England)
- 18) เครื่องยึดตรึง (holding device)

- 19) เครื่องมือวัดดิจิเมตริกคาลิปเปอร์ (Digimatic Calipers With Absolute Encoder - Without SPC model No.: 500-195-20; Mitutoyo, Japan)
- 20) เข็มกรอกากเพชร (Intensiv; Swiss Dental Products, Switzerland)
- 21) โปรแกรมเอสพีเอสเอส รุ่น 13 (SPSS version 13)

3.6. การดำเนินการวิจัย

3.6.1. ขั้นตอนการสร้างส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม (hemispherical loading member)

ทำการออกแบบขนาดและรูปร่างของส่วนรับแรงให้มีรูปร่างครึ่งทรงกลมสำหรับกลุ่มตัวอย่างที่จะนำไปทดสอบความล้มโดยความช่วยเหลือจากภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยเมื่อสวมส่วนรับแรงครึ่งทรงกลมนี้นั่งบนหลักยึด แล้วจุดศูนย์กลางของครึ่งทรงกลมจะอยู่ห่างจากขอบบนสุดของส่วนตั้งแนบเป็นระยะทาง 8 มิลลิเมตร และห่างจากผิวด้านบนของกล่องพลาสติกเป็นระยะทาง 11 มิลลิเมตร รวมทั้งมีรูตรงกลางเพื่อคลายเกลียวสกรู (รูปที่ 16)



1. หัวกด (loading device)
2. ระดับกระดูก (nominal bone level)
3. หลักยึด (abutment)
4. ส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม (hemispherical loading member)
5. ส่วนตั้งแนบของรากเทียม (dental implant body)
6. ส่วนรองรับชิ้นงาน

รูปที่ 16 แผนภาพการทดสอบความล้มแบบพลศาสตร์สำหรับรากเทียมทางทันตกรรมชนิดฝังในกระดูกของสถาบันรับรองมาตรฐานไอเอสโอ [23]

ทำการกลึงขึ้นตัวอย่างตามแบบจำนวน 12 ชิ้น (รูปที่ 17 และ 18) โดยอาศัยเครื่องจักรซีเอ็นซี ของบริษัทเอ็นอาร์ อินดัสทรีส์ กรุ๊ป โลหะที่ใช้คือเหล็กกล้าไร้สนิม



รูปที่ 17 ส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม (ด้านข้าง)



รูปที่ 18 แสดงด้านบนของส่วนรับแรงครึ่งทรงกลมที่มีรูตรงกลางเพื่อใช้ในการคลายเกลียวสกรูหลังผ่านการทดสอบความล้า

3.6.2. ขั้นตอนการเตรียมกล่องพลาสติก

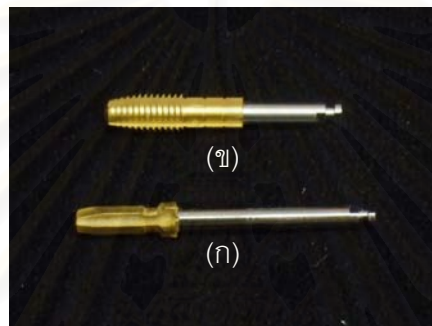
นำแผ่นพลาสติกใสหนา 2 เซนติเมตรมาตัดให้มีขนาดประมาณ $2 \times 2 \times 2$ เซนติเมตร จำนวน 24 ชิ้น เพื่อนำไปใช้ในการฝังส่วนตรึงแน่นในขั้นต่อไป (รูปที่ 19)



รูปที่ 19 กล่องพลาสติก

3.6.3. ขั้นตอนการฝังส่วนตรึงแน่นในกล่องพลาสติก

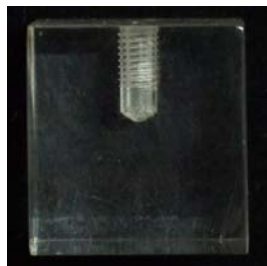
ทำการเจาะรูกล่องพลาสติกบริเวณกึ่งกลางของกล่องเพื่อเป็นที่อยู่ของส่วนตรึงแน่นโดยใช้ หัวเจาะของรอกเทียมที่ผลิตขึ้น เริ่มจากเจาะด้วยริมเมอร์ดริล (reamer drill) และสร้างส่วนเกลียว ในด้วยสกรูแทป (screw tap) (รูปที่ 20) ร่วมกับมิลลิ่งแมชชีนของภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ (รูปที่ 21) เพื่อให้เป็นที่อยู่ของส่วนตรึงแน่น (รูปที่ 22) จากนั้นทำการขันส่วน ตรึงแน่นโดยให้ขอบบนของส่วนตรึงแน่นอยู่สูงจากขอบบนของกล่องพลาสติกเท่ากับ 3 มิลลิเมตร และขนานกับผิวด้านบนของกล่อง (รูปที่ 23)



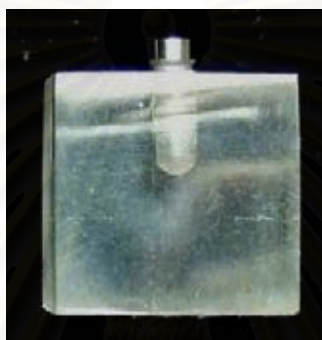
รูปที่ 20 ริมเมอร์ดริล (ก) และ สกรูแทป (ข) ที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรอกเทียมและ อุปกรณ์



รูปที่ 21 มิลลิ่งแมชชีน



รูปที่ 22 กล่องพลาสติกที่ผ่านการเจาะรูเพื่อเป็นที่อยู่ของส่วนตรึงแน่น



รูปที่ 23 แสดงส่วนยึดตรึงที่มีการฝังอยู่ในกล่องพลาสติก

3.6.4. ขั้นตอนการเตรียมหลักยึด

เตรียมหลักยึดโดยการตัดส่วนบนออกด้วยเข็มกรอกากเพชรจนเมื่อนำส่วนส่วนรับแรงมาสวมครอบแล้วจุดศูนย์กลางของครึ่งทรงกลมของส่วนรับแรงให้อยู่ห่างจากขอบบนสุดของกล่องพลาสติกใส 11 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 16 ทำการวัดระยะด้วยเครื่องมือวัดดิจิทัลคาลิเปอร์

3.6.5. ขั้นตอนการสูมตัวอย่าง

ทำการสูมตัวอย่างส่วนตรึงแน่นที่ฝังในกล่องพลาสติก หลักยึด สกรูหลักยึด และส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม อย่างละ 1 ชิ้น รวมทั้งหมด 4 ชิ้นเท่ากับชิ้นงาน 1 ชุด แบ่งออกเป็น 3 กลุ่มตามค่าแรงบิด จนแต่ละกลุ่มมีชิ้นงาน 6 ชุด

จากนั้นทำการติดฉลากหมายเลขของให้แก่ชิ้นงานแต่ละชุดดังตารางที่ 4

ตารางที่ 4 การติดฉลากหมายเลขให้แก่ชิ้นงาน

กลุ่มที่	แรงบิดสกรู (นิวตัน-ซม.)	การทดสอบ ความล้า	ชั้นที่ 1	ชั้นที่ 2	ชั้นที่ 3	ชั้นที่ 4
1	20	-	1.1	1.2	1.3	1.4
2	30	-	2.1	2.2	2.3	2.4
3	35	-	3.1	3.2	3.3	3.4
4	20	✓	4.1	4.2	4.3	4.4
5	30	✓	5.1	5.2	5.3	5.4
6	35	✓	6.1	6.2	6.3	6.4

3.6.6. ขั้นตอนการขันสกรูหลักยึดและวัดค่าแรงบิดย้อนกลับสำหรับกลุ่มตัวอย่างที่ไม่ผ่านการทดสอบความล้า (กลุ่มที่ 1-3)

นำส่วนตลับรองของรากเทียมที่ฝังในกล่องพลาสติกมาติดตั้งกับเครื่องมือยึดตลับรองเพื่อป้องกันการหมุนของชิ้นงานขณะทำการขันสกรู (รูปที่ 24) จากนั้นนำหลักยึดมาต่อเข้ากับส่วนตลับรองแล้วขันสกรูหลักยึด (รูปที่ 25) ด้วยไขควงที่ด้ามต่อเข้ากับก้ามจับ (3-jaw chuck) ของเครื่องวัดแรงบิดเพื่อควบคุมแรงบิดขันสกรูให้ได้ตามค่าที่กำหนดคือ 20 30 และ 35 นิวตัน-ซม. (รูปที่ 26 - 29)

จากนั้นทำการวัดแรงบิดย้อนกลับหลังจากขันไปแล้ว 24 ชั่วโมงโดยใช้ไขควงที่ด้ามจับต่อเข้ากับก้ามจับของเครื่องวัดแรงบิดคล้ายเกลียวสกรูออก ทำการอ่านค่าจากเครื่องวัดแรงบิดและบันทึกผล ทำเช่นนี้ตามลำดับกลุ่มและหมายเลขที่ติดไว้ก่อนหน้า (รูปที่ 30)



รูปที่ 24 แสดงการยึดกล่องพลาสติกด้วยเครื่องยึดตลับรองป้องกันการหมุนขณะขันสกรู



รูปที่ 25 หลักยึดและสกรูหลักยึดของรอกเทียมที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรอกเทียมและอุปกรณ์



รูปที่ 26 เครื่องวัดแรงบิดโทนิชิ



รูปที่ 27 แสดงการนำเครื่องวัดแรงบิดต่อเข้ากับด้ามไขควง



รูปที่ 28 ภาพขยายการนำเครื่องวัดแรงบิดต่อเข้ากับด้ามไขควง



รูปที่ 29 แสดงส่วนก้ามจับของเครื่องวัดแรงบิดจับยึดด้ามไขควง



รูปที่ 30 แสดงการขึ้นสกรูหลักยึดด้วยไขควงที่ด้ามต่อเข้ากับเครื่องวัดแรงบิด

3.6.7. ขั้นตอนการขึ้นสกรูหลักยึดและยึดส่วนครึ่งทรงกลมกับหลักยึดด้วยซีเมนต์สำหรับ กลุ่มตัวอย่างที่นำไปทดสอบความล้า (กลุ่มที่ 4 - 6)

นำส่วนตรึงแน่นของรากเทียมที่ฝังในกล่องพลาสติกมาติดตั้งกับเครื่องมือยึดตรึงเพื่อป้องกันการหมุนของชิ้นงานขณะทำการขึ้นสกรู จากนั้นนำหลักยึดมาต่อเข้ากับส่วนตรึงแน่นแล้วขึ้นสกรูหลักยึดด้วยไขควงที่ด้ามต่อเข้ากับก้ามจับของเครื่องวัดแรงบิดเพื่อควบคุมแรงบิดขึ้นสกรูให้ได้ตามค่าที่กำหนดคือ 20 30 และ 35 นิวตัน·ซม.

จากนั้นทำการยึดส่วนรับแรงด้วยซีเมนต์ โดยนำส่วนรับแรงครึ่งทรงกลมมาเตรียมพื้นผิวด้านในโดยการเป่าทรายด้วยผงอะลูมินา 50 ไมครอน ความดัน 80 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว ระยะห่าง 10 มิลลิเมตร และทำความสะอาดในน้ำไหลแล้วนำไปเขย่าความถี่เหนือเสียง เป็นเวลา 5 นาที จากนั้นเป่าแห้ง ทำการยึดส่วนรับแรงครึ่งทรงกลมเข้ากับหลักยึดที่ยึดกับส่วนตรึงแน่นเรียบร้อยแล้วด้วยเรซินซีเมนต์ (รูปที่ 31) ทำการฉีดซีเมนต์เข้าไปที่ผิวด้านในของส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม จากนั้นทาซีเมนต์ให้ทั่วด้วยไมโครบรัช ตามด้วยกดส่วนนี้ลงบนหลักยึดด้วยแรงจากนิ้ว เป็นเวลา 10 วินาที กำจัดซีเมนต์ส่วนเกินออกก่อน จากนั้นกดด้วยแรงคงที่ 5 กิโลกรัมด้วยเครื่องดูโรมิเตอร์เป็นเวลา 10 นาที (รูปที่ 32, 33) เก็บชิ้นตัวอย่างในตู้ควบคุมอุณหภูมิที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมง (รูปที่ 34)



รูปที่ 31 เรซินซีเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย



รูปที่ 32 แสดงเครื่องดูโรมิเตอร์ขณะกดส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม



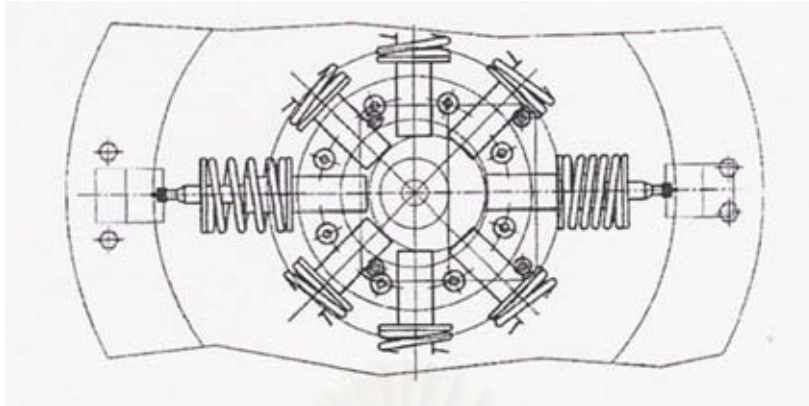
รูปที่ 33 ภาพขยายเครื่องดูโรมิเตอร์ขณะกวดส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม



รูปที่ 34 ตู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส

3.6.8. ขั้นตอนการทดสอบความล้า

นำชิ้นงานเข้าติดตั้งในเครื่องให้แรงความล้า ของภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยให้แรง 60 นิวตัน ด้วยความถี่ 80 รอบต่อนาที ลักษณะการให้แรงเป็นจังหวะผ่านจุดศูนย์กลางของส่วนรับแรงครึ่งทรงกลม โดยที่จุดศูนย์กลางนี้อยู่ในแนวเดียวกับแกนตามยาวของรากเทียมซึ่งเอียงทำมุม 30 องศา กับทิศทางแรงจากเครื่องให้แรงความล้า (รูปที่ 16) จำนวน 1,000,000 รอบ ที่อุณหภูมิห้อง 20 ± 5 องศาเซลเซียส การให้แรงจะทำพร้อมกันทีละ 8 ชิ้นตัวอย่าง โดยใช้สปริงเป็นตัวให้แรงจากเครื่องที่มีการขับเคลื่อนจากแกนกลางด้วยลูกเบี้ยวและตัวตามลูกเบี้ยว (รูปที่ 35 - 37)



รูปที่ 35 แผนภาพเครื่องให้แรงความล้าให้แรงกระทำต่อชิ้นงานพร้อมกันทั้ง 8 ชิ้นจากหัวกด



รูปที่ 36 แสดงการให้แรงแก่ชิ้นงาน (ด้านบน)



รูปที่ 37 แสดงการให้แรงแก่ชิ้นงาน (ด้านข้าง)

3.6.9. ขั้นตอนการวัดค่าแรงบิดย้อนกลับหลังการทดสอบความล้าสำหรับกลุ่มตัวอย่างที่ผ่านการทดสอบความล้า (กลุ่มที่ 4-6)

นำชิ้นงานมาติดตั้งกับเครื่องมือยึดตรึง เพื่อป้องกันการหมุนของชิ้นงานขณะทำการคลายเกลียวสกรู ทำการวัดแรงบิดย้อนกลับโดยใช้ไขควงที่ด้ามจับต่อเข้ากับก้ามจับของเครื่องวัดแรงบิด

คล้ายเกลียวสกรูออก (รูปที่ 38) ทำการอ่านค่าจากเครื่องวัดแรงบิดและบันทึกผล ทำเช่นนี้ตามลำดับกลุ่มและหมายเลขที่ติดไว้ก่อนหน้านี้



รูปที่ 38 แสดงการคลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 4 – 6 ด้วยไขควงที่ด้ามต่อเข้ากับเครื่องวัดแรงบิด

3.6.10. ขั้นตอนการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์ข้อมูล

เมื่อเก็บข้อมูลจากทุกชิ้นงานเรียบร้อยแล้ว จึงนำค่าแรงบิดย้อนกลับที่วัดได้มาหาค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานและร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขันสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวทุกกลุ่มตัวอย่างโดยคำนวณจาก

$$\frac{(\text{ค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับ} - \text{ค่าแรงบิดของแต่ละกลุ่ม}) \times 100}{\text{ค่าแรงบิดของแต่ละกลุ่ม}} = \text{ร้อยละความแตกต่างระหว่าง}$$

แรงบิดที่ใช้ขันสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียว

จากนั้นนำค่าร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขันสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวของกลุ่มตัวอย่างที่ไม่ผ่านการทดสอบความล้า (1 – 3) และกลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้า (4 – 6) มาทำการวิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้โปรแกรมเอสพีเอสเอส รุ่น 13.0 วิเคราะห์ด้วยสถิติวิธีซาปิโรวิลค์ (Shapiro-Wilk) ซึ่งเป็นสถิติที่ใช้วิเคราะห์การกระจายของข้อมูล ถ้าการกระจายตัวของข้อมูลแต่ละกลุ่มปกติจึงพิจารณาใช้สถิติแบบพาราเมตริกซ์ ชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way Analysis Of Variances) โดยเริ่มจากการวิเคราะห์ความเหมือนของค่าความแปรปรวน (homogeneity of variances) โดยใช้สถิติการทดสอบลีวีเนส์ (Levene's test) พบว่าค่าความแปรปรวนมีความแตกต่างของอย่างมีนัยสำคัญ จึงเลือกใช้การทดสอบบราวน์-ฟอร์ไซธ์

(Brown-Forsythe) ในการเปรียบเทียบความแตกต่างของแต่ละกลุ่มว่ามีนัยสำคัญทางสถิติหรือไม่ โดยทำการปฏิเสธสมมติฐานว่างเมื่อค่าพี (P-value) น้อยกว่า 0.05

จากนั้นทำการทดสอบสมมติฐานทางสถิติ โดยนำค่าแรงบิดย้อนกลับของกลุ่มตัวอย่างทั้ง 6 กลุ่มมาทำการวิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้โปรแกรมเอสพีเอสเอส รุ่น 13.0 วิเคราะห์ด้วยสถิติวิธีชานปีโร วิลค์ ซึ่งเป็นสถิติที่ใช้วิเคราะห์การกระจายของข้อมูล ถ้าการกระจายตัวของข้อมูลแต่ละกลุ่มปกติจึงพิจารณาใช้สถิติแบบพารามेटริกซ์ ชนิดวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (Two-way Analysis Of Variances) เพื่อดูว่าปัจจัยจากแรงบิดชั้นสกรูหลักยึด การทดสอบความล้าและอิทธิพลร่วมจาก 2 ปัจจัยนี้มีผลต่อค่าแรงบิดย้อนกลับที่วัดได้อย่างมีนัยสำคัญหรือไม่ทางสถิติ เมื่อพบว่าปัจจัยดังกล่าวมีผลจึงนำข้อมูลจากทั้ง 6 กลุ่มมาทำการทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว โดยเริ่มจากการวิเคราะห์ความเหมือนของค่าความแปรปรวน โดยใช้สถิติการทดสอบลีวินส์ พบว่าไม่มีความแตกต่างของค่าความแปรปรวนอย่างมีนัยสำคัญ จึงเลือกใช้การทดสอบเอฟ (F test) ในการทดสอบสมมติฐานเพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของแต่ละกลุ่มว่ามีนัยสำคัญทางสถิติหรือไม่ โดยทำการปฏิเสธสมมติฐานว่างเมื่อค่าพิน้อยกว่า 0.05 ถ้าพบว่ามี การปฏิเสธสมมติฐานว่าง จึงทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบเทอกี เอสเอสดี (Tukey HSD) เพื่อดูว่ากลุ่มใดที่มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับที่แตกต่างกัน

บทที่ 4 ผลการวิจัย

บันทึกค่าแรงบิดย้อนกลับในการคลายสกรูหลักยึดของตัวอย่างทั้ง 6 กลุ่ม กลุ่มละ 4 ชิ้น (ตารางที่ 6 ของภาคผนวก) จากนั้นนำมาคำนวณหาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขันสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวได้ดังตารางที่ 5

ตารางที่ 5 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของแรงบิดย้อนกลับ และค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขันสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียว

กลุ่มที่	แรงบิดย้อนกลับ (นิวตัน·ซม.)		ค่าเฉลี่ย ร้อยละความแตกต่าง ระหว่างแรงบิดที่ใช้ ขันสกรูและแรงบิดที่ ใช้คลายเกลียว
	ค่าเฉลี่ย	ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	
1	15.750	1.500	21.25
2	21.500	1.291	28.33
3	25.750	0.957	26.43
4	7.250	0.957	63.75
5	11.000	0.816	63.33
6	13.000	0.816	62.87

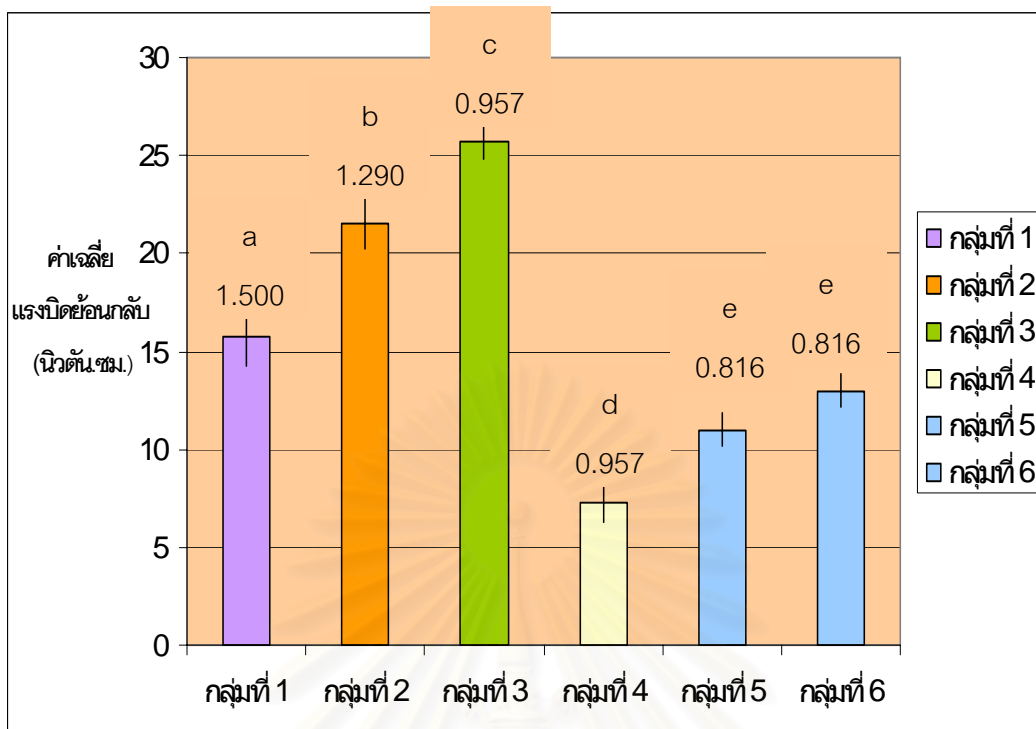
จากค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขันสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียว นั้นพบว่า กลุ่มที่ 1 เป็นกลุ่มที่มีการเปลี่ยนแปลงของค่าแรงบิดทั้งสองน้อยที่สุดคือ ร้อยละ 21.25 กลุ่มที่ 3 มีการเปลี่ยนแปลงของค่าแรงบิดทั้งสองมากขึ้นคือ ร้อยละ 26.43 ตามด้วยกลุ่มที่ 2 กลุ่มที่ 6 และกลุ่มที่ 5 ที่มีการเปลี่ยนแปลงของค่าแรงบิดทั้งสองคือ ร้อยละ 28.33 ,62.87 และ 63.33 ตามลำดับ โดยกลุ่มที่ 4 เป็นกลุ่มที่มีการเปลี่ยนแปลงของค่าแรงบิดทั้งสองมากที่สุดคือ ร้อยละ 63.75

เมื่อนำค่าร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขันสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวของกลุ่มที่ไม่ผ่านการทดสอบความล้า (กลุ่มที่ 1 – 3) มาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยวิธี Shapiro-Wilk (ตารางที่ 7 ของภาคผนวก) พบว่าข้อมูลทุกกลุ่มมีค่าพีมากกว่า 0.05 แสดงว่าทุกกลุ่มมีการแจกแจงแบบปกติ จึงทำการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน

(ตารางที่ 8 ของภาคผนวก) พบว่าค่าพีน้อยกว่า 0.05 จึงทำการทดสอบต่อด้วยสถิติบราวน์-ฟอร์ไรท์ (Brown - Forsythe) และพบว่าค่าพีมากกว่า 0.05 (ตารางที่ 9 ของภาคผนวก) แสดงว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวระหว่างกลุ่มที่ไม่ผ่านการทดสอบความล้า (กลุ่มที่ 1 - 3) และเมื่อนำค่าร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวของกลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้า (กลุ่มที่ 4 - 6) มาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยวิธีชาปิโร-วิลด์ (ตารางที่ 10 ของภาคผนวก) พบว่าข้อมูลทุกกลุ่มมีค่าพีมากกว่า 0.05 แสดงว่าทุกกลุ่มมีการแจกแจงแบบปกติ จึงทำการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน (ตารางที่ 11 ของภาคผนวก) พบว่าค่าพีมากกว่า 0.05 จึงทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว และพบว่าค่าพีมากกว่า 0.05 (ตารางที่ 12 ของภาคผนวก) แสดงว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นสกรูและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวระหว่างกลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้า (กลุ่มที่ 4 - 6)

จากการวัดแรงบิดย้อนกลับที่ใช้ในการคลายเกลียวสกรูแต่ละกลุ่มพบว่าเมื่อใช้แรงบิดในการขันสกรูมากขึ้น ค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับมีค่ามากขึ้นตามไปด้วย นอกจากนี้ยังพบว่ากลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้า นั้นมีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับน้อยกว่ากลุ่มที่ไม่ผ่านการทดสอบความล้า โดยกลุ่มที่ 4 มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับน้อยที่สุดคือ 7.250 ± 0.957 นิวตัน·ซม. กลุ่มที่ 5 มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับมากขึ้นคือ 11.000 ± 0.816 นิวตัน·ซม. ตามด้วยกลุ่มที่ 6 มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับคือ 13.000 ± 0.816 นิวตัน·ซม. และกลุ่มที่ 1 ที่มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับคือ 15.750 ± 1.500 นิวตัน·ซม. รวมทั้งกลุ่มที่ 2 ที่มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับคือ 21.500 ± 1.291 นิวตัน·ซม. โดยกลุ่มที่ 3 เป็นกลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับมากที่สุดคือ 25.750 ± 0.957 นิวตัน·ซม.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



(สีแผนภูมิแท่งและตัวอักษรที่ไม่เหมือนกันแสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ)

รูปที่ 39 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าแรงบิดย้อนกลับ (นิวตัน.ซม.) ของกลุ่มตัวอย่างทั้ง 6 กลุ่ม

เมื่อนำค่าแรงบิดย้อนกลับมาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยวิธีชาปิโร-วิลค์ (ตารางที่ 13 ของภาคผนวก) พบว่าข้อมูลทุกกลุ่มมีค่าพีมากกว่า 0.05 แสดงว่าทุกกลุ่มมีการแจกแจงแบบปกติ จึงทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทางต่อ (ตารางที่ 14 ของภาคผนวก) พบว่าค่าพีน้อยกว่า 0.05 แสดงว่าแรงบิดขั้นสูงและการทดสอบความล้า รวมทั้งอิทธิพลร่วมจาก 2 ปัจจัยนี้มีอิทธิพลต่อค่าแรงบิดย้อนกลับที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 จากนั้นนำข้อมูลจากทั้ง 6 กลุ่มไปทำการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน (ตารางที่ 15 ของภาคผนวก) พบว่ามีความเท่ากันของความแปรปรวน ดังนั้นจึงทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวต่อไปและพบว่าค่าพีน้อยกว่า 0.05 (ตารางที่ 16 ของภาคผนวก) นั่นแสดงว่าค่าเฉลี่ยของค่าแรงบิดย้อนกลับแต่ละกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างน้อย 1 คู่ จึงทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบโทคี-เอชเอสดี (Tukey HSD) (ตารางที่ 17 และ 18 ของภาคผนวก) พบว่าค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับของแต่ละกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเกือบทั้งหมด ยกเว้นการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มที่ 5 และ 6 ที่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ

บทที่ 5

อภิปรายผลการวิจัย สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1. การอภิปรายวัสดุ อุปกรณ์และวิธีการทดลอง

การวิจัยครั้งนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการ เพื่อวัดค่าแรงบิดย้อนกลับที่ใช้ในการคลายเกลียวสกรูหลักยึดของรากเทียมที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตภัณฑ์รากเทียมและอุปกรณ์การวัดค่าแรงบิดย้อนกลับนี้เป็นหนึ่งในวิธีการวัดค่าแรงเริ่มต้นของข้อต่อสกรู ซึ่งสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การใช้เครื่องวัดความเครียดหรือเครื่องวัดการยืดขยายวัดค่าโดยตรง หรือการวัดโดยทางอ้อมด้วยการวัดมุมหมุนรอบ [18] สำหรับการวิจัยครั้งนี้เลือกใช้เครื่องวัดแรงบิดโทนิซีในการควบคุมแรงบิดที่ใช้ขึ้นให้มีค่าคงที่และอ่านค่าแรงบิดที่ใช้ในการคลายเกลียวสกรูหลักยึด ซึ่งเครื่องมือนี้เป็นเครื่องมือที่มีการใช้ในการวิจัยอย่างแพร่หลาย [6, 20, 22, 64, 72]

การขันสกรูหลักยึดในงานวิจัยจะทำการขันด้วยแรงที่แตกต่างกัน 3 ค่าคือ 20 นิวตัน·ซม. ซึ่งถือว่าเป็นแรงบิดกลางสำหรับรากเทียมหลายระบบ ในขณะที่ 30 นิวตัน·ซม. และ 35 นิวตัน·ซม. ที่เป็นค่าแรงบิดมากที่สุดที่ใช้ทั่วไปสำหรับขันสกรูหลักยึด [9] ถึงแม้ว่าในทางวิศวกรรมจะกำหนดว่าแรงเริ่มต้นที่เหมาะสมของสกรูมีค่าเท่ากับร้อยละ 75 ของกำลังคลาด [51] และจากการศึกษาของ Haack และคณะ [50] ที่พบว่าสามารถขันสกรูด้วยแรงบิดที่มากกว่าแรงที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำเพื่อลดปัญหาการคลายเกลียวของสกรู โดยสามารถขันสกรูที่ทำจากโลหะผสมทองและสกรูที่ทำจากไททาเนียมด้วยแรงบิดขนาด 63 นิวตัน·ซม. และ 44 นิวตัน·ซม. ตามลำดับ แต่ในทางคลินิกแล้วพบว่ายังมีปัจจัยสำคัญเข้ามาเกี่ยวข้องคือข้อจำกัดของพื้นผิวเชื่อมต่อระหว่างรากเทียมและกระดูก ซึ่งจากการศึกษาของ Carr และคณะ [42] ที่สรุปว่าไม่ควรใช้แรงบิดในการขันสกรูหลักยึดมากกว่า 35 นิวตัน·ซม. เนื่องจากพื้นผิวเชื่อมต่อระหว่างรากเทียมและกระดูกไม่สามารถต้านทานแรงที่มากกว่าระดับนี้ได้ เพราะฉะนั้นจึงพิจารณาใช้แรงบิดขนาด 35 นิวตัน·ซม. เป็นค่าแรงบิดขันสกรูสูงสุดสำหรับการวิจัยครั้งนี้

นอกจากนี้ส่วนประกอบต่าง ๆ ของรากเทียมที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้ไม่มีการนำมาใช้ซ้ำ เนื่องจากหลายการศึกษาที่ชี้ให้เห็นว่าจำนวนครั้งในการขันสกรูมีผลต่อแรงเริ่มต้น ดังเช่นการศึกษาของ Haack และคณะ [50] และ Tzenakis และคณะ [62] ที่พบว่าเมื่อทำการขันสกรูตัวเดิมซ้ำหลาย ๆ ครั้งนั้นการขันครั้งแรกจะได้ค่าแรงเริ่มต้นน้อยกว่าครั้งต่อ ๆ มาเนื่องจากการขันครั้งแรกแรงบิดจะถูกนำไปใช้ในการทำให้พื้นผิวสัมผัสเรียบขึ้น ซึ่งทำให้แรงเสียดทานลดลง เมื่อทำการขันครั้งต่อไปแรงบิดที่ใช้ในการขันจึงสามารถก่อให้เกิดเป็นแรงเริ่มต้นได้มากขึ้น ด้วยเหตุนี้เอง

ผู้วิจัยจึงเลือกที่จะใช้ส่วนประกอบต่าง ๆ ของรากเทียมเพียงครั้งเดียวเพื่อลดอิทธิพลจากปัจจัยดังกล่าว

ในการวิจัยนี้ส่วยึดตรึงของรากเทียมนั้นจะถูกฝังในกล่องพลาสติกขนาดประมาณ $2 \times 2 \times 2$ เซนติเมตร ซึ่งกล่องพลาสติกนี้เตรียมโดยนำแผ่นพลาสติกใสสำเร็จรูปที่เตรียมมาจากโรงงานขนาดความหนาประมาณ 2 เซนติเมตร นำมาตัดเป็นกล่องรูปลูกบาศก์ เหตุผลที่พิจารณาใช้พลาสติกใสสำเร็จรูปเนื่องจากทำตามข้อกำหนดวิธีการทดสอบความล้มเหลวแบบพลศาสตร์สำหรับรากเทียมทางทันตกรรมชนิดฝังในกระดูกของสถาบันรับรองมาตรฐานไอเอสโอที่กำหนดให้ทำการฝังส่วนตรึงแน่นในวัสดุที่มีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นมากกว่า 3 จิกะพาสคัล ซึ่งวัสดุชนิดนี้มีค่าอยู่ในช่วงดังกล่าว [24, 77] จากนั้นทำการเจาะรูสำหรับส่วนตรึงแน่นลงในกล่องพลาสติกด้วยหัวเจาะของระบบรากเทียม และใช้มีดลึงแมชชีนเป็นตัวเจาะ ซึ่งการเจาะด้วยเครื่องดังกล่าวสามารถป้องกันการส่ายของหัวเจาะในขณะที่เจาะเนื่องจากแรงต้านจากความแข็งของเนื้อพลาสติกได้มากกว่าการเจาะด้วยมือ ทำให้เมื่อทำการฝังส่วนตรึงแน่นแล้วส่วนของส่วนดังกล่าวจะขนานกับผิวด้านบนของกล่องพลาสติกได้

การสร้างส่วนรับแรงที่มีลักษณะครึ่งทรงกลมที่ใช้สำหรับกลุ่มผ่านการทดสอบความล้า นั้นกลึงภายใต้การควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ทำให้ส่วนรับแรงที่ได้นั้นมีลักษณะใกล้เคียงกันมากที่สุด โลหะที่นำมาใช้กลึงส่วนรับแรงนี้คือเหล็กกล้าไร้สนิมซึ่งเป็นโลหะประเภทเดียวกับโลหะที่ใช้ทำหัวกด เนื่องจากต้องการให้เกิดการสึกของส่วนดังกล่าวจากการทดสอบความล้า น้อยที่สุด

ซีเมนต์ที่ใช้ยึดส่วนรับแรงกับหลักยึดในการวิจัยครั้งนี้คือ เรซินซีเมนต์ที่ ซึ่งเป็นซีเมนต์ที่ถาวรที่ผลจากหลายการศึกษาชี้ให้เห็นถึงคุณสมบัติเชิงกลและทางกายภาพที่ดี [78, 79] อีกทั้งในการวิจัยนี้มีการให้แรงจำนวนมากถึง 1,000,000 รอบ จึงต้องการซีเมนต์ที่สามารถทนทานต่อการรับแรงในสภาวะนี้ได้ ซึ่งได้มีการศึกษาที่ทำการให้แรงแก่รากเทียมและใช้เรซินซีเมนต์ยึดระหว่างครอบฟันและหลักยึดดังเช่น การศึกษาของ Breeding และคณะ [72] ซึ่งหลังจากผ่านการให้แรงแก่ชิ้นงานไม่พบการสูญเสียแรงยึดระหว่างครอบฟันกับหลักยึด ยี่ห้อซีเมนต์ที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้คือ มัลติลิงค์ สปรินท์ ที่มีข้อดีคือ ใช้งานง่าย สะดวกและผลิตรออกมาในรูปของหลอดพร้อมฉีดยา ทำให้ได้ซีเมนต์ที่มีส่วนผสมที่ทุกครั้งที่ฉีด

การคลายเกลียวสกรูเพื่อวัดค่าแรงบิดย้อนกลับสำหรับชิ้นงานกลุ่มที่ไม่ผ่านการทดสอบความล้า จะทำการคลายเกลียวหลังจากขันสกรูไปแล้วเป็นเวลา 24 ชั่วโมง เนื่องจากผลการศึกษาของ Cantwell และคณะ [80] ชี้ให้เห็นว่ามีการลดลงของแรงเริ่มต้นเมื่อเวลาผ่านไปแม้ว่าไม่มีการให้แรงแก่ชิ้นงานนั้นก็ตาม เพราะฉะนั้นการวิจัยครั้งนี้จึงทำการคลายเกลียวสกรูกลุ่มที่ไม่ผ่านการทดสอบความล้าโดยเว้นระยะเวลาห่างจากการขันเท่ากับระยะเวลาในการเก็บชิ้นงานในตู้ควบคุม

อุณหภูมิก่อนนำไปทดสอบความล้าของกลุ่มที่ผ่านการทดสอบเพื่อลดอิทธิพลของเวลาที่มีผลต่อการลดลงของแรงเริ่มต้น

การทดสอบความล้าที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้กระทำโดยเครื่องให้แรงความล้าขนาด 60 นิวตัน ความถี่ 80 รอบต่อนาที จำนวน 1,000,000 รอบ หัวกดที่ใช้มีลักษณะเป็นระนาบเพื่อให้มีการสัมผัสกับส่วนรับแรงที่เป็นครึ่งทรงกลมในลักษณะเป็นจุดสัมผัส ซึ่งงานจะถูกติดตั้งเข้ากับฐานเพื่อให้แรงทำมุม 30 องศากับแนวแกนตามยาวของส่วนตริงแน่นซึ่งลักษณะเช่นนี้มีความใกล้เคียงกับสภาวะที่สามารถเกิดขึ้นได้ในช่องปากอีกทั้งยังมีการศึกษาที่ให้แรงทำมุมลักษณะนี้ด้วยเช่นกัน [73, 81] แรงที่ให้แก่ชิ้นงานในครั้งนี้เป็นแรงพลศาสตร์ซึ่ง Stegaroiu และคณะได้กล่าวไว้ว่าการให้แรงพลศาสตร์นั้นมีความเหมาะสมสำหรับการทดสอบพฤติกรรมเชิงกลของวัสดุทางทันตกรรมประดิษฐ์มากกว่าการให้แรงกระทำ [75] เนื่องจากแรงกระทำนั้นไม่ใช่ลักษณะเฉพาะของการบิดเคี้ยวของมนุษย์ [76] แรงกดชิ้นงานนั้นเกิดจากการเคลื่อนที่ของสปริงไปดันหัวกด โดยกำหนดระยะยุบตัวของสปริงให้มีค่าคงที่ทำให้ได้แรงกดที่สม่ำเสมอ สำหรับขนาดแรงที่ใช้ในการวิจัยนี้คือ 60 นิวตัน เหตุผลที่เลือกใช้ขนาดแรงดังกล่าวเนื่องจากเป็นค่าที่อยู่ในช่วงแรงบิดเคี้ยวของชิ้นงานติดแน่นที่รองรับด้วยรากเทียมบริเวณฟันหลังที่ได้จากการศึกษาของ Mericske-Stern และ Zarb [67] รวมทั้งมีค่ามากกว่าแรงกัดขณะเคี้ยวอาหารที่ Haraldson และคณะ [68] วัดในผู้ป่วยที่ได้รับการบูรณะด้วยสะพานฟันที่รองรับด้วยรากเทียมและสบกับฟันธรรมชาติหรือสะพานฟันที่รองรับด้วยฟันธรรมชาติหรือรากเทียม นอกจากนี้ยังมีการศึกษาที่ใช้ขนาดแรงใกล้เคียงกับการวิจัยครั้งนี้ เช่น การศึกษาของ Breeding และคณะ [72] และ Bakaeen และคณะ [49] ที่ใช้แรงขนาด 58.8 นิวตัน ในการวิจัยทำการให้แรงแก่ชิ้นงานทั้งหมด 1,000,000 รอบเทียบเท่ากับการใช้งานในช่องปากนานประมาณ 5 ปี [25, 70, 71] ซึ่งสำหรับการทดสอบทางทันตกรรมนั้นควรทำการทดสอบความล้าโดยใช้จำนวนรอบน้อยที่สุดมีค่าเท่ากับ 1,000,000 รอบ [25]

5.2. อภิปรายผลการวิจัย

จากผลการวัดค่าแรงบดเคี้ยวกลับพบว่าทุกกลุ่มมีค่าแรงบดเคี้ยวกลับที่ใช้ในการคลายเกลียวสกรุน้อยกว่าแรงบิดที่ใช้ในการขัน เช่นเดียวกับการศึกษาของ Jaarda และคณะ [48] ที่พบว่าแรงบิดที่ใช้ในการคลายเกลียวมีค่าน้อยกว่าแรงบิดที่ใช้ขันสกรู จากการคำนวณค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขันและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ไม่ผ่านการทดสอบ พบว่าหลังจากขันไปแล้ว 24 ชั่วโมงมีค่าดังกล่าวตั้งแต่ร้อยละ 21.25 – 28.33 สำหรับกลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้ามีค่าตั้งแต่ร้อยละ 62.87 – 63.85 สาเหตุที่ทำให้แรงบิดที่ใช้คลายเกลียวน้อยกว่าแรงบิดที่ใช้ขันนั้นมาจากผลจากการจมลงของสกรู [47, 48] ร่วมกับมีการ

ลดลงของแรงเริ่มต้นอย่างต่อเนื่องเมื่อเวลาผ่านไปดังผลการศึกษาของ Cantwell และคณะ [80] ที่ทำการวัดแรงเริ่มต้นของข้อต่อกระดูกหลังจากเวลาผ่านไป 15 ชั่วโมงโดยไม่มีภาระให้แรงแก่ชิ้นงาน การลดลงนี้มีสาเหตุจากการคืบ (creep) ของพื้นผิวสัมผัส [46] และการหมุนวนกลับ (counter rotation) ของกระดูกเนื่องมาจากการคลายความเครียดบิด (torsional strain) [80] นอกจากนี้เหตุผลดังกล่าวแล้วสำหรับกลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้าก็ยังได้รับอิทธิพลจากการให้แรงกระทำต่อข้อต่อกระดูกด้วย [51] ซึ่งทำให้มีค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขึ้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวกระดูกมากกว่ากลุ่มที่ไม่ผ่านการทดสอบ และเมื่อทำการวิเคราะห์หาค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขึ้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวกระดูกโดยแยกกลุ่มที่ผ่านและไม่ผ่านการทดสอบความล้าออกจากกัน พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าดังกล่าวระหว่างกลุ่มที่ใช้แรงบิดชั้นที่แตกต่างกัน

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทางพบว่า ปัจจัยในแง่ของแรงบิดที่ใช้ในการขันกระดูกและการทดสอบความล้า รวมทั้งอิทธิพลร่วมของ 2 ปัจจัยดังกล่าวมีผลต่อค่าแรงบิดย้อนกลับของชิ้นงานตัวอย่างอย่างมีนัยสำคัญ นั่นคือเมื่อพิจารณาในกลุ่มที่ใช้แรงบิดในการขันกระดูกเท่ากันแล้วพบว่ากลุ่มที่ 3 และ 6 ที่ใช้แรงบิดชั้น 35 นิวตัน·ซม. มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับมากที่สุด รองลงมาคือกลุ่มที่ 2 และ 5 ที่ใช้แรงบิดชั้น 30 นิวตัน·ซม. ตามด้วยกลุ่มที่ 1 และ 4 ที่ใช้แรงบิดชั้น 20 นิวตัน·ซม. ที่มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับน้อยที่สุด และเมื่อพิจารณาถึงปัจจัยในแง่ของการทดสอบความล้าแล้วพบว่า กลุ่มที่ 1 – 3 ที่เป็นกลุ่มที่ไม่ผ่านการทดสอบความล้ามีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับมากกว่ากลุ่มที่ 4 – 6 ที่เป็นกลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้า และเมื่อพิจารณาค่าแรงบิดย้อนกลับแยกตามกลุ่ม 6 กลุ่มพบว่า กลุ่มที่ 3 (แรงบิด 35 นิวตัน·ซม. และไม่การทดสอบความล้า) เป็นกลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับมากที่สุด รองลงมาคือกลุ่มที่ 2 (แรงบิด 30 นิวตัน·ซม. และไม่การทดสอบความล้า) ตามด้วยกลุ่มที่ 1 (แรงบิด 20 นิวตัน·ซม. และไม่การทดสอบความล้า) กลุ่มที่ 6 (แรงบิด 35 นิวตัน·ซม. และผ่านการทดสอบความล้า) และกลุ่มที่ 5 (แรงบิด 30 นิวตัน·ซม. และผ่านการทดสอบความล้า) ส่วนกลุ่มที่ 4 (แรงบิด 20 นิวตัน·ซม. และผ่านการทดสอบความล้า) เป็นกลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับน้อยที่สุด และจากการวิเคราะห์ทางสถิติโดยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแล้วพบว่าทุกกลุ่มนั้นมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ยกเว้นกลุ่มที่ 5 และ 6 จากผลดังกล่าวจะเห็นได้ว่าเมื่อใช้แรงบิดในการขันกระดูกเพิ่มมากขึ้นค่าแรงบิดย้อนกลับที่ใช้ในการคลายเกลียวก็มีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นตามไปด้วย ซึ่งผลที่ได้นี้สอดคล้องกับการวิจัยของ Siamos และคณะ [6] แต่เมื่อเทียบระหว่างกลุ่มที่ใช้แรงบิดในการขันกระดูกเท่ากัน กลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้าจะมีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับน้อยกว่า และมีความสอดคล้องกับการวิจัยของ Siamos และคณะ [6] การศึกษาของ Khraisat และคณะ [22] และการศึกษาของ Breeding และคณะ [72] ที่พบว่าค่าแรงบิดย้อนกลับมีค่าลดลงเมื่อมีการให้แรงแก่ชิ้นงาน ทั้งนี้เนื่องมาจากแรง

ภายนอกที่ให้แก่ชิ้นงานสามารถทำให้เกิดการสั่นสะเทือนของสกรู การสั่นระหว่างพื้นผิวสัมผัส เป็นผลให้เกิดการจมลงของสกรูและสูญเสียแรงเริ่มต้นได้ในที่สุด [51]

จาก 3 การศึกษาข้างต้นนั้นมีเพียงการศึกษาของ Siamos และคณะ [6] เท่านั้นที่มีการใช้แรงบิดขันสกรูที่แตกต่างกัน โดย Siamos และคณะทำการศึกษาค่าแรงเริ่มต้นที่แตกต่างกันต่อการคลายเกลียวของสกรูหลักยึดรากเทียมที่ผ่านการรับแรง ซึ่งพบว่าเมื่อใช้แรงบิดในการขันสกรูมากขึ้น แรงที่ใช้ในการคลายเกลียวสกรูจะเพิ่มขึ้นตามไปด้วย อีกทั้งเมื่อใช้แรงบิดในการขันสกรูเท่ากันแล้วแรงบิดที่ใช้ในการคลายเกลียวจะลดลงเมื่อชิ้นงานผ่านการรับแรง แต่การศึกษาของ Siamos และคณะนี้ใช้ค่าแรงบิดขันสกรูทั้งหมด 4 ค่าคือ 25, 30, 35 และ 40 นิวตัน-ซม. ซึ่งไม่มีการใช้แรงบิด 20 นิวตัน-ซม. จึงไม่มีข้อมูลนำมาเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ 1 และ 3 และเมื่อเปรียบเทียบค่าแรงที่วัดได้จากการศึกษาของ Siamos และคณะเมื่อใช้แรงขันเท่ากับ 30 และ 35 นิวตัน-ซม. กับผลที่ได้พบว่ามีค่ามากกว่าแรงที่วัดได้จากการวิจัยนี้และพบว่ามีค่าแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เหตุผลที่ได้ค่าแรงมากกว่าอาจเนื่องมาจากสภาวะการให้แรงแก่ชิ้นงานที่แตกต่างกัน โดยการศึกษาของ Siamos และคณะ ให้แรงขนาด 1 ถึง 26 ปอนด์โดยตรงแก่หลักยึด โดยใช้ความถี่ 2 รอบต่อวินาที นาน 3 ชั่วโมง ซึ่งเมื่อคิดเป็นจำนวนรอบการให้แรงเท่ากับ 21,600 รอบ น้อยกว่าจำนวนรอบที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้ที่ให้แรงทั้งหมด 1,000,000 รอบถึงแม้ว่าแรงที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้มีขนาดน้อยกว่าก็ตาม รวมทั้งการจัดตั้งชิ้นงานเพื่อนำไปทดสอบตามข้อกำหนดวิธีการทดสอบความล้มเหลวพลศาสตร์สำหรับรากเทียมทางทันตกรรมชนิดฝังในกระดูกของสถาบันรับรองมาตรฐานไอเอสไอนี้เป็นการให้แรงนอกแกนตามยาวทำให้เกิดโมเมนต์ดัด (bending moment) แก่ชิ้นงาน ซึ่งโมเมนต์ดังกล่าวสามารถเอาชนะแรงเริ่มต้นของข้อต่อสกรูได้โดยทำให้พื้นผิวสัมผัสสูญเสียการสัมผัสกัน เป็นเหตุให้เกิดการคลายเกลียวและการแตกหักของสกรูได้ [7, 82] มากกว่าการให้แรงกดลงโดยตรงแก่หลักยึดดังเช่นในการศึกษาของ Siamos และคณะ นอกจากนี้ การศึกษาของ Siamos และคณะยังได้ทำการขันสกรูหลักยึดซ้ำหลังจากการขันครั้งแรกนาน 10 นาทีสำหรับชิ้นงานบางกลุ่มเพื่อเป็นการลดผลจากการจมลงของสกรูและเพิ่มเสถียรภาพให้แก่ข้อต่อสกรู [6, 46, 49, 72] ซึ่งอาจเป็นผลให้ค่าที่ได้มากกว่าค่าที่วัดจากการวิจัยครั้งนี้

การวิจัยนี้มีการให้แรงเฉียงทำมุม 30 องศากับแนวแกนตามยาวของรากเทียม ณ ตำแหน่งที่ตรงกับแนวแกนดังกล่าว และเมื่อทำการแตกแรงแล้วจะได้แรงในแนวระนาบกระทำต่อชิ้นงาน ณ ตำแหน่งที่ตรงกับแนวแกนตามยาวของรากเทียม จากการศึกษาของ Khraisat และคณะ [22] นั้นได้ศึกษาค่าผลของการให้แรงทางด้านข้าง ณ ตำแหน่งที่ต่างกัน พบว่าการให้แรงในแนวระนาบ ณ ตำแหน่งที่ตรงกับแนวแกนตามยาวของรากเทียมนั้นทำให้เกิดการโค้งงอของบริเวณพื้นผิวสัมผัสระหว่างส่วนตรึงแน่นและหลักยึดได้มากกว่าการให้แรงในแนวระนาบ ณ ตำแหน่งที่ออกนอกแนวแกน ทำให้ค่าแรงบิดย้อนกลับที่ได้มีค่าน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญ จากข้อสรุปดังกล่าว

อาจเป็นเหตุผลร่วมที่ทำให้ค่าแรงบิดย้อนกลับของกลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้ามีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับกลุ่มที่ไม่ผ่านการทดสอบความล้าเมื่อใช้แรงบิดในการชันเท่ากัน

5.3. สรุปผลการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการที่ทำการหาแรงเริ่มต้นที่เกิดขึ้นในข้อต่อกระดูกหลักยึดรอกเทียมที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตภัณฑ์และอุปกรณ์ซึ่งเป็นระบบใหม่โดยใช้วิธีการวัดค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรู ซึ่งการวิจัยครั้งนี้ทำการศึกษาเฉพาะปัจจัยในเรื่องของแรงบิดชันสกรูและการทดสอบความล้า รวมทั้งอิทธิพลร่วมจากทั้ง 2 ปัจจัยเท่านั้น และภายใต้ข้อจำกัดและสภาวะที่กำหนดขึ้นเพื่อใช้ในการทดลอง ผลที่ได้สามารถสรุปได้ดังนี้

- 1) แรงบิดชันสกรูหลักยึดมีผลต่อค่าแรงบิดย้อนกลับอย่างมีนัยสำคัญ โดยพบว่าเมื่อใช้แรงบิดในการชันสกรูมากขึ้น แรงที่ใช้ในการคลายเกลียวจะมีค่าเพิ่มขึ้นตามไปด้วย
- 2) การทดสอบความล้ามีผลต่อค่าแรงบิดย้อนกลับอย่างมีนัยสำคัญ โดยพบว่าเมื่อชันงานผ่านการทดสอบความล้า แรงที่ใช้ในการคลายเกลียวจะมีค่าลดลง
- 3) แรงบิดชันสกรูและการทดสอบความล้ามีอิทธิพลร่วมกันต่อค่าแรงบิดย้อนกลับอย่างมีนัยสำคัญ โดยพบว่ากลุ่มที่ใช้แรงบิดชัน 20 นิวตัน·ซม.และผ่านการทดสอบความล้ามีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับน้อยที่สุด ตามด้วยกลุ่มที่ใช้แรงบิดชัน 30 นิวตัน·ซม.และผ่านการทดสอบความล้า กลุ่มที่ใช้แรงบิดชัน 35 นิวตัน·ซม.และผ่านการทดสอบความล้า กลุ่มที่ใช้แรงบิดชัน 20 นิวตัน·ซม.และไม่ผ่านการทดสอบความล้า กลุ่มที่ใช้แรงบิดชัน 30 นิวตัน·ซม.และไม่ผ่านการทดสอบความล้า และสุดท้ายกลุ่มที่ใช้แรงบิดชัน 35 นิวตัน·ซม.และไม่ผ่านการทดสอบความล้าที่มีค่าเฉลี่ยแรงบิดย้อนกลับมากที่สุด ซึ่งจากผลการเปรียบเทียบเชิงซ้อนพบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างกลุ่มเกือบทุกกลุ่ม ยกเว้นกลุ่มที่ใช้แรงบิดชัน 30 นิวตัน·ซม.และผ่านการทดสอบความล้ากับกลุ่มที่ใช้แรงบิดชัน 35 นิวตัน·ซม.และผ่านการทดสอบความล้าที่ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ

5.4. ข้อเสนอแนะในงานวิจัย

การเชื่อมต่อในส่วนของหลักยึดเข้ากับส่วนตรึงแน่นนั้นทำได้โดยการขันสกรูหลักยึด จากอดีตถึงปัจจุบันบริษัทผู้ผลิตรอกเทียมมีความพยายามพัฒนาข้อต่อสกรูให้มีความแข็งแรงทนทาน

ต่อการใช้งานในช่องปาก เช่น ใช้สารหล่อลื่นฉาบผิวสกรู [18] และวิธีหนึ่งที่ทำให้ข้อต่อสกรูมีเสถียรภาพคือกำหนดแรงที่เหมาะสมที่ใช้ในการขันสกรู [8] ซึ่งขนาดแรงที่แต่ละบริษัทกำหนดนั้นมีค่าแตกต่างกันไป เช่น สกรูหลักยึดระบบเบรเนมาร์กใช้แรงขัน 32 นิวตัน·ซม. [19, 22] สกรูหลักยึดยูซีแอลเอที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมของบริษัทอิมพลานท์อินโนเวชันใช้แรงขัน 20 นิวตัน·ซม. ในขณะที่สกรูหลักยึดยูซีแอลเอที่ทำจากโลหะผสมทองจากบริษัทเดียวกันใช้แรงขัน 32 นิวตัน·ซม. [50] เป็นต้น

การวิจัยครั้งนี้เป็นการหาค่าแรงบิดย้อนกลับของสกรูหลักยึดรากเทียมที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์โดยใช้แรงบิดขันสกรู 3 ค่าคือ 20 นิวตัน·ซม. 30 นิวตัน·ซม. และ 35 นิวตัน·ซม. และจากผลการวิจัยครั้งนี้เมื่อพิจารณาเฉพาะกลุ่มที่ผ่านการทดสอบความล้าจำนวน 1,000,000 รอบแล้วพบว่ากลุ่มที่ใช้แรงบิดขันสกรู 35 นิวตัน·ซม. มีค่าแรงบิดย้อนกลับมากกว่ากลุ่มอื่น แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับกลุ่มที่ใช้แรงบิดขันสกรู 30 นิวตัน·ซม. จึงแนะนำว่าหากมีการนำรากเทียมระบบที่ผลิตขึ้นนี้ไปใช้ในทางคลินิกควรเลือกใช้แรงบิดขนาด 35 นิวตัน·ซม. ในการขันสกรูหลักยึดรากเทียมระบบดังกล่าวถึงแม้ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าแรงบิดย้อนกลับระหว่างกลุ่มที่ใช้แรงบิดขันสกรู 30 และ 35 นิวตัน·ซม. ก็ตาม เนื่องจากการทำให้เกิดแรงเริ่มต้นที่มากกว่าแก่ข้อต่อสกรูนั้นสามารถทำให้เกิดการคลายเกลียวได้น้อยกว่าเพราะต้องการแรงที่ใช้ในการคลายเกลียวมากขึ้น [51] และจากการศึกษาของ Siamos และคณะที่สรุปว่าการใช้แรงบิดที่มากกว่า 30 นิวตัน·ซม. ในการขันสกรูหลักยึดนั้นสามารถทำให้เกิดเสถียรภาพแก่ข้อต่อสกรูได้เป็นอย่างดี โดยการศึกษาดังกล่าวได้ทำการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มที่ใช้แรงบิดขันสกรู 30 และ 35 นิวตัน·ซม. และพบว่าค่าแรงบิดย้อนกลับจากกลุ่มที่ใช้แรงบิดขันสกรู 35 นิวตัน·ซม. มีค่ามากกว่าอย่างมีนัยสำคัญ [6] รวมทั้งแรงบิดขนาด 35 นิวตัน·ซม. นี้เป็นขนาดแรงบิดสูงสุดที่สามารถนำมาใช้ในการขันสกรูหลักยึดรากเทียมโดยไม่ส่งผลกระทบต่อการเชื่อมต่อกระดูกของรากเทียม [42]

รายการอ้างอิง

- [1] Ring, M. E. 1995b. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. Compend Contin Educ Dent 16(10): 1060, 1062, 1064 passim.
- [2] Ring, M. E. 1995a. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. Compend Contin Educ Dent 16(11): 1132, 1134, 1136 passim.
- [3] The glossary of prosthodontic terms. 2005. J Prosthet Dent 94(1): 10-92.
- [4] Misch, C. E. and Misch, C. M. 1992. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. J Prosthet Dent 68(5): 809-12.
- [5] McGlumphy, E. A., Mendel, D. A. and Holloway, J. A. 1998. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 42(1): 71-89.
- [6] Siamos, G., Winkler, S. and Boberick, K. G. 2002. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. J Oral Implantol 28(2): 67-73.
- [7] Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S. and Miyakawa, O. 2002. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. J Prosthet Dent 88(6): 604-10.
- [8] Binon, P. P. 2000a. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 15(1): 76-94.
- [9] Byrne, D., Jacobs, S., O'Connell, B., Houston, F. and Claffey, N. 2006. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. J Prosthodont 15(3): 164-71.
- [10] Ivanoff, C. J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C. and Lekholm, U. 1999. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 14(2): 173-80.
- [11] Melo, M. D., Shafie, H. and Obeid, G. 2006. Implant survival rates for oral and maxillofacial surgery residents: a retrospective clinical review with analysis of resident level of training on implant survival. J Oral Maxillofac Surg 64(8): 1185-9.
- [12] Levin, L., Laviv, A. and Schwartz-Arad, D. 2006. Long-term success of implants replacing a single molar. J Periodontol 77(9): 1528-32.

- [13] Telleman, G., Meijer, H. J. and Raghoobar, G. M. 2006. Long-term evaluation of hollow screw and hollow cylinder dental implants: clinical and radiographic results after 10 years. J Periodontol 77(2): 203-10.
- [14] Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. and Kan, J. Y. 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 90(2): 121-32.
- [15] Rangert, B., Krogh, P. H., Langer, B. and Van Roekel, N. 1995. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 10(3): 326-34.
- [16] Rangert, B. R., Sullivan, R. M. and Jemt, T. M. 1997. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants 12(3): 360-70.
- [17] Jorneus, L., Jemt, T. and Carlsson, L. 1992. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 7(3): 353-9.
- [18] Martin, W. C., Woody, R. D., Miller, B. H. and Miller, A. W. 2001. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent 86(1): 24-32.
- [19] Cibirka, R. M., Nelson, S. K., Lang, B. R. and Rueggeberg, F. A. 2001. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. J Prosthet Dent 85(3): 268-75.
- [20] Martinez-Gonzalez, J. M., Garcia-Saban, F., Ferrandiz-Bernal, J., Gonzalo-Lafuente, J. C., Cano-Sanchez, J. and Barona-Dorado, C. 2006. Removal torque and physico-chemical characteristics of dental implants etched with hydrofluoric and nitric acid. An experimental study in Beagle dogs. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 11(3): E281-5.
- [21] Tjellstrom, A., Jacobsson, M. and Albrektsson, T. 1988. Removal torque of osseointegrated craniofacial implants: a clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants 3(4): 287-9.

- [22] Khraisat, A., Hashimoto, A., Nomura, S. and Miyakawa, O. 2004. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. J Prosthet Dent 91(4): 326-34.
- [23] International Standardization for Organization, Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. 2003. ISO 14801, 1st ed.
- [24] Strub, J. R. and Gerds, T. 2003. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. Int J Prosthodont 16(2): 167-71.
- [25] Wiskott, H. W., Nicholls, J. I. and Belser, U. C. 1995. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont 8(2): 105-16.
- [26] Brunski, J. B. 1988. Biomechanical considerations in dental implant design. Int J Oral Implantol 5(1): 31-4.
- [27] Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G. and Woody, R. D. 2000. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. Int J Oral Maxillofac Implants 15(5): 675-90.
- [28] Smith, D. C. 1993. Dental implants: materials and design considerations. Int J Prosthodont 6(2): 106-17.
- [29] NIH Consensus Conference Statement: dental implants. 1988. Int J Oral Maxillofac Implants 3(4): 290-3.
- [30] Center for Cosmetic and Reconstructive Dentistry. 2006. Implant types [Online]. Available from : http://www.dentalinsurance.co.uk/implants/omplant_types.htm [2007, February 14]
- [31] Connecticut Maxillofacial Surgeons, llc. What is an implant ? [Online]. Available from : <http://www.cmsllc.com/topimp.html> [2007, February 2]
- [32] McCracken, M. 1999. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. J Prosthodont 8(1): 40-3.
- [33] Lautenschlager, E. P. and Monaghan, P. 1993. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J 43(3): 245-53.

- [34] Straumann USA LLC. Standard Plus Implant. [Online]. Available from : http://www.straumann.us/us_index/pc_us_products/pc_usimplant_lines/pc_us_standard_plus.htm [2006, December 9]
- [35] Mollersten, L., Lockowandt, P. and Linden, L. A. 1997. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. J Prosthet Dent 78(6): 582-91.
- [36] Lifecore Biomedical. Inc. 2006. Cement Retained Restoration. [Online]. Available from : <http://www.lifecore.com/Products/RenCementRetainedRestoration..asp> [2006, December 9]
- [37] กิตติ อิทธานนท์. 2539. การออกแบบชิ้นส่วนเครื่องกลสำหรับช่างอุตสาหกรรม (หน่วย SI). พิมพ์ครั้งที่ 2 .กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์ยูไนเต็ดบุคส์ : 81-2
- [38] Toolstation. Fixings. [Online]. Available from : <http://www.toolstation.com/search.html?search=bolt> [2007, January 18]
- [39] Joseph Edward Shigley, C. R. M. 2003. Mechanical engineering designs. 6th ed. New York: McGraw-Hill : 446-7
- [40] Bicon Dental Implants. 2004. Connecting Abutments to Dental Implants. [Online]. Available from : http://www.bicon.com/news/publications_keating.html [2006, December 9]
- [41] Dellinges, M. A. and Tebrock, O. C. 1993. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. J Prosthodont 2(4): 212-4.
- [42] Carr, A. B., Larsen, P. E., Papazoglou, E. and McGlumphy, E. 1995. Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons: baseline data for abutment torque application. Int J Oral Maxillofac Implants 10(2): 167-74.
- [43] Lang, L. A., May, K. B. and Wang, R. F. 1999. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. J Prosthet Dent 81(4): 411-7.
- [44] Winkler, S., Ring, K., Ring, J. D. and Boberick, K. G. 2003. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. J Oral Implantol 29(5): 242-5.
- [45] McGlumphy, E. A. 1993. Keeping implant screws tight: the solution. J Dent Symp 1:20-3.

- [46] Dixon, D. L., Breeding, L. C., Sadler, J. P. and McKay, M. L. 1995. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. J Prosthet Dent 74(3): 270-8.
- [47] Sakaguchi, R. L. and Borgersen, S. E. 1995. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants 10(3): 295-302.
- [48] Jaarda, M. J., Razzoog, M. E. and Gratton, D. G. 1993. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. Implant Dent 2(1): 50-2.
- [49] Bakaeen, L. G., Winkler, S. and Neff, P. A. 2001. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. J Oral Implantol 27(2): 63-72.
- [50] Haack, J. E., Sakaguchi, R. L., Sun, T. and Coffey, J. P. 1995. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants 10(5): 529-36.
- [51] Bickford JH. 1995. An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints. 3rd ed. New York: Marcel Dekker: 191, 528 - 542
- [52] Jemt, T., Lekholm, U. and Grondahl, K. 1990. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. Int J Periodontics Restorative Dent 10(5): 340-9.
- [53] Burguete, R. L., Johns, R. B., King, T. and Patterson, E. A. 1994. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 71(6): 592-9.
- [54] Andersson, B., Odman, P., Carlsson, L. and Branemark, P. I. 1992. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. Int J Oral Maxillofac Implants 7(1): 105-11.
- [55] Michalakis, K. X., Hirayama, H. and Garefis, P. D. 2003. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. Int J Oral Maxillofac Implants 18(5): 719-28.
- [56] Pall Corporation. Damage Caused by Particle Contamination. [Online]. Available from : <http://www.pall.com/Aerospace-18165.asp> [2006, November 18]

- [57] Patterson, E. A. and Johns, R. B. 1992. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 7(1): 26-33.
- [58] Binon, P. P. 2000b. The external hexagonal interface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. Quintessence Dent Technol 23:91 – 105
- [59] Tan, B. F., Tan, K. B. and Nicholls, J. I. 2004. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. Int J Oral Maxillofac Implants 19(5): 648-58.
- [60] Carr, A. B., Brunski, J. B. and Hurley, E. 1996. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. Int J Oral Maxillofac Implants 11(5): 589-98.
- [61] Carr, A. B. and Brantley, W. A. 1996. Characterization of noble metal implant cylinders: as-received cylinders and cast interfaces with noble metal alloys. J Prosthet Dent 75(1): 77-85.
- [62] Tzenakis, G. K., Nagy, W. W., Fournelle, R. A. and Dhuru, V. B. 2002. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. J Prosthet Dent 88(2): 183-91.
- [63] Weiss, E. I., Kozak, D. and Gross, M. D. 2000. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. J Prosthet Dent 84(2): 194-9.
- [64] Goheen, K. L., Vermilyea, S. G., Vossoughi, J. and Agar, J. R. 1994. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 9(2): 149-55.
- [65] Haraldson, T., Carlsson, G. E. and Ingervall, B. 1979. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. Acta Odontol Scand 37(4): 195-206.
- [66] Craig, R.G., and Power, J.M. 2002. Restorative Dental Materials. 11 th ed. St. Louis: C.V.Mosby: 488-494

- [67] Mericske-Stern, R. and Zarb, G. A. 1996. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clin Oral Implants Res 7(2): 153-61.
- [68] Haraldson, T., Carlsson, G. E. and Ingervall, B. 1979. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. Acta Odontol Scand 37(4): 195-206.
- [69] Morneburg, T. R. and Proschel, P. A. 2002. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont 15(1): 20-7.
- [70] Baldissara, P., Di Grazia, V., Palano, A. and Ciocca, L. 2006. Fatigue resistance of restored endodontically treated teeth: a multiparametric analysis. Int J Prosthodont 19(1): 25-7.
- [71] Bottino, M. A., Baldissara, P., Valandro, L. F., Galhano, G. A. and Scotti, R. 2007. Effects of mechanical cycling on the bonding of zirconia and fiber posts to human root dentin. J Adhes Dent 9(3): 327-31.
- [72] Breeding, L. C., Dixon, D. L., Nelson, E. W. and Tietge, J. D. 1993. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. Int J Prosthodont 6(5): 435-9.
- [73] Basten, C. H., Nicholls, J. I., Daly, C. H. and Taggart, R. 1996. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. Int J Oral Maxillofac Implants 11(4): 522-8.
- [74] Gratton, D. G., Aquilino, S. A. and Stanford, C. M. 2001. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent 85(1): 47-52.
- [75] Stegaroiu, R., Khraisat, A., Nomura, S. and Miyakawa, O. 2004. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. Int J Oral Maxillofac Implants 19(5): 735-42.
- [76] Bates, J. F., Stafford, G. D. and Harrison, A. 1975. Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. J Oral Rehabil 2(3): 281-301.

- [77] Matweb. Overview of materials for Acrylic, General Purpose, Molded. [Online]. Available from : <http://www.matweb.com>. [2007, January 31]
- [78] Attar, N., Tam, L. E. and McComb, D. 2003. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. J Prosthet Dent 89(2): 127-34.
- [79] Breeding, L. C., Dixon, D. L., Bogacki, M. T. and Tietge, J. D. 1992. Use of luting agents with an implant system: Part I. J Prosthet Dent 68(5): 737-41.
- [80] Cantwell, A. and Hobkirk, J. A. 2004. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. Int J Oral Maxillofac Implants 19(1): 124-32.
- [81] Boggan, R. S., Strong, J. T., Misch, C. E. and Bidez, M. W. 1999. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. J Prosthet Dent 82(4): 436-40.
- [82] Tan, K. B. and Nicholls, J. I. 2001. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. Int J Oral Maxillofac Implants 16(3): 367-77.



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 6 แสดงข้อมูลค่าแรงบิดย้อนกลับที่วัดได้จากชิ้นงานทุกชิ้น

	แรงบิดย้อนกลับ (นิวตัน-ซม.)					
	กลุ่มที่ 1	กลุ่มที่ 2	กลุ่มที่ 3	กลุ่มที่ 4	กลุ่มที่ 5	กลุ่มที่ 6
1	15	23	25	6	11	13
2	14	22	26	8	12	14
3	17	21	25	8	10	12
4	17	20	27	7	11	13

ตารางที่ 7 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 1 – 3 ด้วยวิธี ซาปิโร-วิลค์

Tests of Normality							
gr number		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
percent change	20 N.cm, no load	.298	4	.	.849	4	.224
	30 N.cm, no load	.151	4	.	.993	4	.972
	35 N.cm, no load	.283	4	.	.863	4	.273

a. Lilliefors Significance Correction

ตารางที่ 8 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ชั้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 1 – 3

Test of Homogeneity of Variances

percent change

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
5.808	2	9	.024

ตารางที่ 9 แสดงผลการทดสอบด้วยสถิติบราวน์-ฟอร์ไซท์

Robust Tests of Equality of Means

percent change

	Statistic ^a	df1	df2	Sig.
Brown-Forsythe	1.960	2	5.695	.225

a. Asymptotically F distributed.

ตารางที่ 10 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขึ้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 4 - 6 ด้วยวิธี ชาปิโร-วิลด์

Tests of Normality

gr number	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
percent change 20 N.cm, load	.283	4	.	.863	4	.272
30 N.cm, load	.250	4	.	.945	4	.683
35 N.cm, load	.252	4	.	.945	4	.683

a. Lilliefors Significance Correction

ตารางที่ 11 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนร้อยละความแตกต่างระหว่างแรงบิดที่ใช้ขึ้นและแรงบิดที่ใช้คลายเกลียวสกรูของกลุ่มที่ 4 - 6

Test of Homogeneity of Variances

percent change

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1.847	2	9	.213

ตารางที่ 12 แสดงผลการทดสอบความแปรปรวนแบบทางเดียว

ANOVA

percent change

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1.651	2	.825	.069	.934
Within Groups	107.297	9	11.922		
Total	108.948	11			

ตารางที่ 13 แสดงการทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลค่าแรงบิดย้อนกลับด้วยวิธี ชาปิโร-วิลด์

Tests of Normality

applied torque	loading condition	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.	
20 N.cm	reverse torque	no load	.298	4	.	.849	4	.224
		load	.283	4	.	.863	4	.272
30 N.cm	reverse torque	no load	.151	4	.	.993	4	.972
		load	.250	4	.	.945	4	.683
35 N.cm	reverse torque	no load	.283	4	.	.863	4	.272
		load	.250	4	.	.945	4	.683

a. Lilliefors Significance Correction

ตารางที่ 14 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทาง

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: reverse torque

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	941.708 ^a	5	188.342	159.536	.000
Intercept	5922.042	1	5922.042	5016.318	.000
torqing	251.583	2	125.792	106.553	.000
loading	672.042	1	672.042	569.259	.000
torqing * loading	18.083	2	9.042	7.659	.004
Error	21.250	18	1.181		
Total	6885.000	24			
Corrected Total	962.958	23			

a. R Squared = .978 (Adjusted R Squared = .972)

ตารางที่ 15 แสดงผลการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวน

Test of Homogeneity of Variances

reverse torque

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1.367	5	18	.283

ตารางที่ 16 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว

ANOVA

reverse torque

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	941.708	5	188.342	159.536	.000
Within Groups	21.250	18	1.181		
Total	962.958	23			

ตารางที่ 17 แสดงผลการเปรียบเทียบเชิงซ้อนด้วยแบบเทอกี เอชเอสดี

Multiple Comparisons

Dependent Variable: reverse torque

Tukey HSD

(I) group	(J) group	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1.00	2.00	-5.750*	.768	.000	-8.19	-3.31
	3.00	-10.000*	.768	.000	-12.44	-7.56
	4.00	8.500*	.768	.000	6.06	10.94
	5.00	4.750*	.768	.000	2.31	7.19
	6.00	2.750*	.768	.022	.31	5.19
2.00	1.00	5.750*	.768	.000	3.31	8.19
	3.00	-4.250*	.768	.000	-6.69	-1.81
	4.00	14.250*	.768	.000	11.81	16.69
	5.00	10.500*	.768	.000	8.06	12.94
	6.00	8.500*	.768	.000	6.06	10.94
3.00	1.00	10.000*	.768	.000	7.56	12.44
	2.00	4.250*	.768	.000	1.81	6.69
	4.00	18.500*	.768	.000	16.06	20.94
	5.00	14.750*	.768	.000	12.31	17.19
	6.00	12.750*	.768	.000	10.31	15.19
4.00	1.00	-8.500*	.768	.000	-10.94	-6.06
	2.00	-14.250*	.768	.000	-16.69	-11.81
	3.00	-18.500*	.768	.000	-20.94	-16.06
	5.00	-3.750*	.768	.001	-6.19	-1.31
	6.00	-5.750*	.768	.000	-8.19	-3.31
5.00	1.00	-4.750*	.768	.000	-7.19	-2.31
	2.00	-10.500*	.768	.000	-12.94	-8.06
	3.00	-14.750*	.768	.000	-17.19	-12.31
	4.00	3.750*	.768	.001	1.31	6.19
	6.00	-2.000	.768	.147	-4.44	.44
6.00	1.00	-2.750*	.768	.022	-5.19	-.31
	2.00	-8.500*	.768	.000	-10.94	-6.06
	3.00	-12.750*	.768	.000	-15.19	-10.31
	4.00	5.750*	.768	.000	3.31	8.19
	5.00	2.000	.768	.147	-.44	4.44

*. The mean difference is significant at the .05 level.

ตารางที่ 18 แสดงการแบ่งกลุ่มย่อยซึ่งให้เห็นความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

reverse torque

Tukey HSD^a

group	N	Subset for alpha = .05				
		1	2	3	4	5
4.00	4	7.25				
5.00	4		11.00			
6.00	4		13.00			
1.00	4			15.75		
2.00	4				21.50	
3.00	4					25.75
Sig.		1.000	.147	1.000	1.000	1.000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 4.000.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาว จุฑามาศ จรรย์วิทยากุล เกิดที่ กรุงเทพมหานคร เมื่อวันที่ 18 สิงหาคม พ.ศ. 2521 สัญชาติ ไทย สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีทันตแพทยศาสตรบัณฑิต (เกียรตินิยม อันดับ 1) ปีการศึกษา 2545 จากคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย รางวัลที่เคยได้รับ รางวัลผลการศึกษายอดเยี่ยมชั้นปีที่ 1 วิทยาศาสตร์การแพทย์ มูลนิธิ ศ. ดร. แถบ นีละนิธิ พ.ศ. 2541 เงินรางวัลโครงการวิจัยทางทันตกรรมทุน ศ. ดร. มรว. อี๊ด กฤดากร พ.ศ. 2542 และ ทุน ผศ. ทพญ. ถวัลรัตน์ โหละสุด รางวัลผู้สอบได้คะแนนยอดเยี่ยมวิชาทันตกรรมหัตถการ พ.ศ. 2545 ปัจจุบันรับราชการในตำแหน่งอาจารย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต มาตั้งแต่ปีพ.ศ. 2546 และได้ลาศึกษาต่อในระดับวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต ณ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย