

ผลของลักษณะพื้นผิวของเต็อยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิม
ต่อความต้านทานแรงดึง และแรงบิดหมุน



นางสาว อลิษา วิชัยนารักษ์

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2553

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

EFFECT OF SURFACE CONFIGURATIONS OF PREFABRICATED STAINLESS STEEL
POSTS ON RESISTANCE TO TENSILE AND TORSIONAL FORCES

Miss Alisa Vichaithanaruk



ศูนย์วิทยุทันตวิทยา
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

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 2010

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

ผลของลักษณะพื้นผิวของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้า
ไร้สนิมต่อความต้านทานแรงดึง และแรงบิดหมุน

โดย

นางสาว อลิษา วิชัยธนารักษ์

สาขาวิชา

ทันตกรรมประดิษฐ์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก


รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. ปิยวัฒน์ พันธุ์โกศล

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบัณฑิต


..... คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์

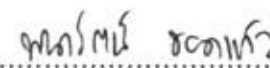
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง วัชรภรณ์ หัศจันทร์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. อรพันธ์ แก้วปลั่ง)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. ปิยวัฒน์ พันธุ์โกศล)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. นิยม อังรงค์อนันต์สกุล)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. พนารัตน์ ขอดแก้ว)

อลิสสา วิชัยนารักษ์ : ผลของลักษณะพื้นผิวของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้
สนิมต่อความต้านทานแรงดึง และแรงบิดหมุน. (EFFECT OF SURFACE
CONFIGURATIONS OF PREFABRICATED STAINLESS STEEL POSTS ON
RESISTANCE TO TENSILE AND TORSIONAL FORCES) อ. ที่ปรึกษา
วิทยานิพนธ์หลัก : รศ. ทพ. ดร. ปิยวัฒน์ พันธุ์โกศล, 66 หน้า.

การวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ เพื่อทดสอบการยึดอยู่ของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้า
ไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวแตกต่างกัน ด้วยการทดสอบความต้านทานต่อแรงดึงและ แรงบิด
หมุน ใช้ฟันกรามน้อยล่างจำนวน 100 ซี่ ทำการรักษารากฟัน เตรียมช่องว่างสำหรับใส่เดือย
ฟัน ด้วยหัวเจาะของระบบพาราโพสท์ (ParaPost) เบอร์ 5 จากนั้นยึดเดือยฟันทั้งหมดซึ่ง
ประกอบด้วยเดือยฟันระบบพาราโพสท์ ที่มีพื้นผิวเป็นเกลียวถี่ร่วมกับมีร่องแนวขวาง รอยบีม
นูน (PP, XP) และเดือยฟันที่ผลิตขึ้นซึ่งมีพื้นผิวเป็นเกลียวห่าง เกลียวถี่ และผิวเรียบ (TPP1,
TPP2, SSP) ด้วยซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (Hy-Bond) และแบ่งชิ้นงานในแต่ละกลุ่มเพื่อทำการ
ทดสอบ 2 อย่าง (n=10) คือ การทดสอบความต้านทานต่อแรงดึงด้วยเครื่องทดสอบสากล
(Lloyd) ใช้ความเร็วหัวดึง 5 มิลลิเมตร/นาที และ การทดสอบความต้านทานต่อแรงบิดหมุน
ด้วยเครื่องทดสอบแรงบิดระบบมอเตอร์ (Nextech) บิดในทิศทางตามเข็มนาฬิกา สถิติที่ใช้
คือ การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว และวิเคราะห์หาความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วย
สถิติบอนเฟอโรนี ผลการวิจัยพบว่ากลุ่ม TPP1 และ XP มีค่าเฉลี่ยทั้งของแรงดึง
(395.73 ± 46.38 และ 391.09 ± 43.47 N) และแรงบิดหมุน (23.67 ± 4.19 และ
 23.54 ± 3.88 N-cm) สูงที่สุด ในขณะที่กลุ่ม SSP มีค่าเฉลี่ยของแรงทั้งสองต่ำที่สุด
(147.80 ± 27.85 N และ 6.33 ± 1.48 N-cm) นอกจากนั้นพบว่าค่าแรงดึง และแรงบิดมี
แนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน โดยแรงบิดมีค่าน้อยกว่าแรงดึงประมาณ 20 เท่า จึงสรุปได้ว่า
ลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกันมีผลต่อความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟัน
อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเดือยฟันที่มีพื้นผิวลักษณะเป็นร่องกว้างและลึกจะมีความ
ต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนดีกว่าชนิดอื่น

ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ลายมือชื่อผู้ผลิต.....อลิสสา วิชัยนารักษ์
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....
ปีการศึกษา 2553

5176145432: MAJOR PROSTHODONTICS

KEYWORDS : SURFACE CONFIGURATION / TENSILE FORCE / TORSIONAL FORCE

ALISA VICHAITHANARUK : EFFECT OF SURFACE CONFIGURATIONS OF PREFABRICATED STAINLESS STEEL POSTS ON RESISTANCE TO TENSILE AND TORSIONAL FORCES. THESIS ADVISOR : ASSOC.PROF.PIYAWAT PANKOSOL, Ph.D., 66 pp .

This study was to investigate the retention of prefabricated stainless steel posts, which had difference in surface configurations, by using tensile and torsional forces. The endodontic treatment and post space preparation with ParaPost set drill no.5 was done in one-hundred mandibular premolars. The prefabricated post, ParaPost® model PP and XP (Small helixes with vertical vent, Raised diamond shape pattern) and experimental posts model TPP1, TPP2, and SSP (Large helixes, Small helixes and smooth surface), were secured with zinc phosphate cement, then randomly divided for tensile and torque test (n=10). The tensile testing was performed on the universal testing machine (Lloyd) with cross head speed 5mm/min, while the torsional testing was conducted on a motorized cap torque tester (Nextech) in clockwise direction. The data were analyzed with one way analysis of variance and Bonferroni's test ($\alpha = 0.05$). The result showed that TPP1 and XP presented the greatest resistance to tensile forces (395.73 ± 46.38 and 391.09 ± 43.47 N) and torsional forces (23.67 ± 4.19 and 23.54 ± 3.88 N-cm) while SSP showed low resistance to both types of force (147.80 ± 27.85 N and 6.33 ± 1.48 N-cm). Both tensile and torsional forces progressed in the same direction. Torsional force values were less than tensile forces approximately 20 times. The conclusion could be the resistance to tensile and torsional forces of prefabricated post was affected by surface configuration ($p < 0.05$). The stainless steel posts with large and deep patterns provided better resistance to tensile and torsion forces.

Department : Prosthodontics

Student's Signature Alisa Vichaitanaruk

Field of Study : Prosthodontics

Advisor's Signature [Signature]

Academic Year : 2010

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. ปิยวัฒน์ พันธุ์โกศล ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษา ที่กรุณาสละเวลาให้คำแนะนำต่างๆ ที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่องานวิจัย และทำให้ขั้นตอนต่างๆ ในการดำเนินงานมีความราบรื่นและมีประสิทธิภาพ และขอขอบพระคุณอาจารย์ไพพรรณ พิทยานนท์ ที่ได้ให้ความรู้และคำปรึกษาทางด้านสถิติในการวิจัย

ขอขอบพระคุณมูลนิธิทันตวันวัตกรรมในพระบรมราชูปถัมภ์ ที่ให้การสนับสนุนเงินทุนและเครื่องมือทดสอบของงานวิจัยครั้งนี้ รวมทั้งขอขอบคุณบริษัทไทยมงคลสติกัณฑ์ที่เอื้อเพื่อผลิตเดือยฟันสำเร็จรูปเพื่อการวิจัยในเบื้องต้น และขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่ทุกท่านในศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์และบัณฑิตวิทยาลัย คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และขอกราบขอบพระคุณคณะกรรมการทุกท่านที่กรุณาให้คำแนะนำ และแก้ไขให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
คำถามการวิจัย.....	2
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
สมมติฐานการวิจัย.....	2
กรอบแนวความคิดในการวิจัย.....	3
ขอบเขตของการวิจัย.....	3
ข้อตกลงเบื้องต้น.....	3
ข้อจำกัดของการวิจัย.....	3
คำสำคัญ.....	4
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
การออกแบบการวิจัย.....	4
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
ชนิดของเดือยฟัน.....	5
ชนิดของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะ.....	8
โลหะที่ใช้ในการผลิตเดือยฟันสำเร็จรูป.....	8
รูปร่างของเดือยฟัน.....	11
ลักษณะพื้นผิว.....	12
เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะระบบต่าง ๆ.....	12
เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะระบบพาราโพสท์.....	19

การออกแบบและผลิตเต็อยฟันสำเร็จรูป.....	20
การยี่ดอยุ่และเสถียรภาพของเต็อยฟัน.....	22
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	24
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	24
วิธีการวิจัย.....	26
วิธีการเตรียมชิ้นตัวอย่าง.....	28
การคัดเลือกฟัน.....	28
การเตรียมคลองรากฟัน.....	28
การบูรณะด้วยเต็อยฟัน.....	29
การลงบล็อกยี่ดฟัน.....	29
การทดสอบความต้านทานต่อแรงดึง.....	30
การทดสอบความต้านทานต่อแรงบิดหมุน.....	31
การเก็บรวบรวมและวิเคราะห์ข้อมูล.....	33
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	36
บทที่ 5 อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....	41
อภิปรายวัตถุประสงค์และวิธีการทดลอง.....	41
อภิปรายผลการทดลอง.....	44
สรุปผลการวิจัย.....	50
ข้อเสนอแนะ.....	50
รายการอ้างอิง.....	51
ภาคผนวก.....	60
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	66

สารบัญตาราง

		หน้า
ตารางที่ 1	แสดงการเปรียบเทียบระหว่างเดือยฟันแบบเหวียงเฉพาะบุคคล และเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะ.....	7
ตารางที่ 2	แสดงการให้ชื่อเหล็กกล้าไร้สนิมของ AISI.....	10
ตารางที่ 3	แสดงเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะระบบต่าง ๆ.....	13
ตารางที่ 4	แสดงหลักการที่ใช้ในการออกแบบเดือยฟันสำเร็จรูปที่ผลิตขึ้น.....	20
ตารางที่ 5	แสดงผลการทดสอบเปรียบเทียบค่าความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟันทั้ง 5 กลุ่ม.....	38
ตารางที่ 6	แสดงขนาดและลักษณะพื้นผิวของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ใช้ในการทดสอบ.....	47
ตารางที่ 7	แสดงพื้นที่ผิวและค่าเฉลี่ยแรงดึง และแรงบิดที่ได้จากการทดสอบของเดือยฟันทุกกลุ่ม.....	48

สารบัญภาพ

	หน้า
ภาพที่ 1	แสดงเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมทั้ง 5 ชนิดที่ใช้ในการทดสอบ... 26
ภาพที่ 2	แสดงการลงบล็อกโดยใช้เครื่องกำหนดความขนาน (ก) และชิ้นงานที่พร้อมทดสอบ (ข)..... 30
ภาพที่ 3	แสดงการทดสอบความต้านทานต่อแรงดึง..... 31
ภาพที่ 4	แสดงเครื่องทดสอบแรงบิดระบบมอเตอร์ (Motorized Cap Torque Tester model DTX) ส่วนประกอบ (ก) และภาพจำลองเครื่อง (ข)..... 32
ภาพที่ 5	แสดงการทดสอบความต้านทานต่อแรงบิดหมุน..... 32
ภาพที่ 6	แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยแรงดึงของเดือยฟันที่มีลักษณะพื้นผิวแตกต่างกัน..... 36
ภาพที่ 7	แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยแรงบิดของเดือยฟันที่มีลักษณะพื้นผิวแตกต่างกัน..... 37
ภาพที่ 8	แสดงลักษณะการหลุดของเดือยฟันที่มีพื้นผิวไม่เรียบจากแรงดึง XP (ก) TPP1 (ข) PP (ค) และ TPP2 (ง)..... 39
ภาพที่ 9	แสดงลักษณะการหลุดของเดือยฟันที่มีพื้นผิวเรียบ (SSP) จากแรงดึง..... 40
ภาพที่ 10	แสดงลักษณะการแตกออกของซีเมนต์จากแรงบิดหมุน..... 40
ภาพที่ 11	แสดงเครื่องทดสอบแรงบิดก่อนทำการปรับปรุงเป็นระบบมอเตอร์..... 43
ภาพที่ 12	แสดงตำแหน่งที่ใช้ในการวัดขนาดเดือยฟัน..... 45
ภาพที่ 13	แสดงการแตกเวคเตอร์เพิ่มจำนวนรอยป้อน..... 46

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เดือยฟันเป็นผลิตภัณฑ์ทางทันตกรรม ที่ใช้สำหรับบูรณะฟันที่ได้รับการรักษารากฟัน โดยมีวัตถุประสงค์การใช้เพื่อให้การยึดอยู่แก่แกนฟันในกรณีที่มีการสูญเสียเนื้อฟันไปจำนวนมาก [1-3] โดยเดือยฟันที่เข้กันอยู่ในปัจจุบันมีอยู่ 2 กลุ่มใหญ่ คือ เดือยฟันสำเร็จรูป (prefabricated post) และเดือยฟันแบบเหวี่ยงเฉพาะบุคคล (custom-made cast post) ซึ่งแต่ละชนิดมีข้อดีข้อด้อยที่แตกต่างกันไป [2]

ปัจจุบันเดือยฟันสำเร็จรูปเป็นที่นิยมใช้เนื่องจาก ลดจำนวนครั้งในการนัดผู้ป่วย ทำให้สามารถทำการบูรณะส่วนตัวฟันได้เร็วยิ่งขึ้น [2, 4] โดยเฉพาะเดือยฟันสำเร็จรูปที่ผลิตจากวัสดุโลหะ แต่หลายการศึกษาพบว่าเดือยฟันสำเร็จรูปที่ผลิตจากโลหะนั้นให้ผลดีกว่า ทั้งในด้านการให้การยึดอยู่ [5, 6] และด้านการต้านทานต่อการแตกหัก [7, 8] นอกจากนี้การที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นสูง (modulus of elasticity) ทำให้สามารถลดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟันลงได้ โดยคงความแข็งแรงที่เพียงพอ ลดการสูญเสียเนื้อฟันให้น้อยลง [5] ดังนั้นเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะ จึงเป็นทางเลือกที่ดีอีกทางหนึ่งในการนำมาใช้ในการบูรณะให้แก่ผู้ป่วย

การยึดอยู่ของเดือยฟันเป็นปัจจัยสำคัญในการบูรณะฟันที่รักษารากให้ประสบความสำเร็จ ประกอบกับเดือยที่มีการยึดอยู่ที่ไม่เพียงพอ อาจนำไปสู่ปัญหาการหักฟันแตกได้ [9] ความแตกต่างของลักษณะพื้นผิว เป็นปัจจัยสำคัญหนึ่งที่จะส่งผลต่อการยึดอยู่ของเดือยฟัน [10, 11]

จากการทบทวนวรรณกรรม พบว่าการทดสอบการยึดอยู่โดยส่วนใหญ่ใช้วิธีการทดสอบความต้านทานต่อแรงดึงตามแนวแกน (axial tensile force) [2, 6, 10-22] สำหรับการทดสอบความต้านทานต่อแรงบิด (torque test) นั้นมีค่อนข้างน้อย แม้ว่าผลที่ได้จะสื่อถึงประสิทธิภาพการใช้งานในระยะยาว [9, 23, 24] นอกจากนี้ยังไม่มีขอบเขตของค่าแรงบิดที่กำหนดถึงความสำเร็จของการบูรณะระบู่ไว้ จนถึงปัจจุบันยังพบว่ามี การทดสอบการยึดติดของเดือยฟันโดยใช้ทั้งแรงดึงและแรงบิดควบคู่กันเป็นจำนวนน้อย และยังไม่มีการศึกษาไหนที่กล่าวถึงความสัมพันธ์ของแรงทั้งสองชนิดนี้

การศึกษาในครั้งนี้จึงมีวัตถุประสงค์ เพื่อเปรียบเทียบผลของลักษณะพื้นผิวของเดือยฟันที่แตกต่างกันต่อการยึดอยู่เดือยฟันด้วยการใช้แรงดึง และแรงบิดหมุนเป็นตัวทดสอบ โดยใช้เดือยฟันสำเร็จรูปในท้องตลาดที่นิยมใช้กันมากที่สุดชนิดหนึ่งในการทดสอบเปรียบเทียบ

คำถามของการวิจัย

1. เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกัน ส่งผลให้ความต้านทานต่อแรงดึงแตกต่างกันหรือไม่
2. เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกัน ส่งผลให้ความต้านทานต่อแรงบิดหมุนแตกต่างกันหรือไม่

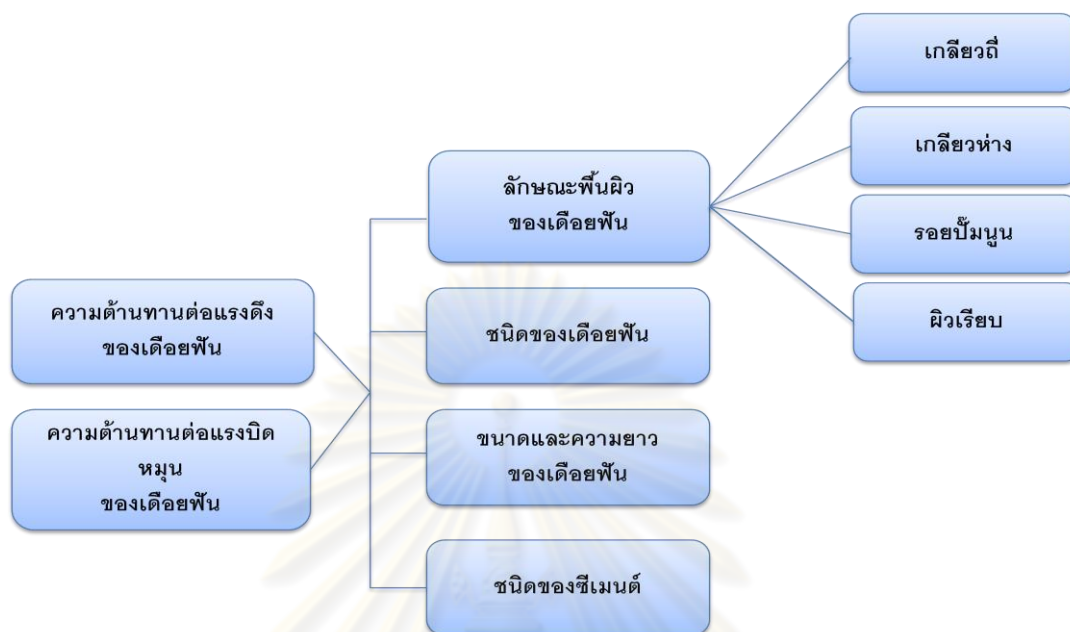
วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อทดสอบเปรียบเทียบความต้านทานต่อแรงดึงของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกัน
2. เพื่อทดสอบเปรียบเทียบความต้านทานต่อแรงบิดหมุนของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกัน

สมมติฐานการวิจัย

1. สมมติฐานว่าง
 - 1.1 เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกัน ส่งผลให้ความต้านทานต่อแรงดึงไม่แตกต่างกัน
 - 1.2 เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกัน ส่งผลให้ความต้านทานต่อแรงบิดหมุนไม่แตกต่างกัน
2. สมมติฐานแย้ง
 - 2.1 เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกัน ส่งผลให้ความต้านทานต่อแรงดึงมีความแตกต่างกัน
 - 2.2 เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกัน ส่งผลให้ความต้านทานต่อแรงบิดหมุนมีความแตกต่างกัน

กรอบแนวความคิดในการวิจัย



ขอบเขตของการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการ และนำผลการทดลองที่ได้ไปอ้างอิงเพื่อบอกแนวโน้มที่จะเกิดในคลินิก โดยทำการเปรียบเทียบความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนในการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษารากฟันด้วยเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวต่างกัน โดยเปรียบเทียบเดือยฟันที่ออกแบบและผลิตขึ้นกับเดือยฟันระบบพาราโพสท์

ข้อตกลงเบื้องต้น

การทดสอบดำเนินการโดยผู้ทำการวิจัย 1 คน และใช้อุปกรณ์เดียวกันตลอดกระบวนการศึกษา

ข้อจำกัดของการวิจัย

1. การวิจัยนี้อาจมีความแปรปรวนจากสาเหตุต่าง ๆ โดยเฉพาะความแตกต่างกันของซีฟันที่ใช้ในการเตรียมขึ้นตัวอย่างสำหรับการทดสอบ ทั้งในด้านขนาด และรูปร่างฟัน รวมทั้งคุณสมบัติของเนื้อฟันซึ่งไม่สามารถกำหนดให้เหมือนกันในทุกชิ้นตัวอย่างได้

2. การวิจัยนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการ จึงไม่สามารถจัดเตรียมปัจจัยบางอย่างให้เหมือนกับสภาพในช่องปาก เช่น อุณหภูมิ ความชื้น ปริมาณและทิศทางของแรงที่ใช้ทดสอบ

คำสำคัญ

Endodontically treated tooth	ฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟัน
Surface configurations	ลักษณะพื้นผิว
Prefabricated stainless steel post	เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิม
Tensile force	แรงดึง
Torsional force	แรงบิดหมุน

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทราบความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวต่างกัน เมื่อยึดด้วยซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์
2. ทราบความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ผลิตขึ้นกับที่วางขายตามท้องตลาด เมื่อยึดด้วยซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์
3. ทราบแนวโน้มของความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึง และแรงบิด
4. สามารถเลือกใช้เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิม ซึ่งมีลักษณะพื้นผิวที่เหมาะสมในการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันแล้ว ในแง่ของการยึดอยู่ที่เพียงพอ
5. เป็นแนวทางในการพัฒนาการผลิตเดือยฟันสำเร็จรูปต่อไป

การออกแบบการวิจัย

การวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (Laboratory experimental research)

ศูนย์วิจัยทันตวิทยา
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ฟันที่ได้รับการรักษารากฟันมาแล้วนั้น มักจะมีการสูญเสียเนื้อฟันไปเป็นจำนวนมาก โดยมีสาเหตุมาจากการเกิดฟันผุ, อุบัติเหตุ และการกรอเปิดเพื่อรักษารากฟัน ทำให้มักจะต้องบูรณะด้วยการใส่เดือยฟันเพื่อช่วยในการให้การยึดอยู่แก่แกนฟันและวัสดุบูรณะถาวร [2, 3, 18]

ชนิดของเดือยฟัน

เดือยฟันที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบันมีอยู่ 2 กลุ่มใหญ่ คือ เดือยฟันแบบเหวียงเฉพาะบุคคล (custom-made cast post) และเดือยฟันสำเร็จรูป (prefabricated post) เดือยฟันแบบเหวียงเฉพาะบุคคลทำมาจากโลหะผสม มีรูปร่างตามลักษณะของคลองรากฟันเป็นทรงสอบ มีความแข็งแรงสูง แนบสนิทกับผนังคลองรากฟัน มีลักษณะที่ช่วยป้องกันการหมุนของเดือยฟัน การยึดอยู่ระหว่างเดือยและแกนฟันดี เนื่องจากเป็นชิ้นเดียวกัน นอกจากนี้แล้วมีการสูญเสียเนื้อฟันจากการเตรียมช่องว่างสำหรับเดือยฟันค่อนข้างน้อย [25] แต่การใช้เดือยฟันดังกล่าวมีขั้นตอนในการรักษาที่ค่อนข้างยุ่งยาก ใช้เวลานาน ไม่สามารถทำเสร็จได้ภายในครั้งเดียว และเนื่องจากรูปร่างที่สอบจึงให้การยึดอยู่น้อย และก่อให้เกิดผลแบบลิ่มตอก (wedging effect) ซึ่งเพิ่มความเสี่ยงต่อการหลวมหลุดของเดือยฟัน และรากฟันอาจเกิดการแตกหักได้ [4, 25-29] แต่อย่างไรก็ดี เดือยฟันแบบเหวียงเฉพาะบุคคลนี้ได้ถูกนำมาใช้ และได้รับความนิยมเป็นระยะเวลายาวนาน และมีรายงานผลสำเร็จในการรักษาทางคลินิกที่ดี [2]

เดือยฟันสำเร็จรูปเป็นเดือยฟันที่ใช้ร่วมกับวัสดุก่อแกนฟัน สามารถทำเสร็จได้ในครั้งเดียว ประหยัดเวลาในการทำงาน และผลการรักษาเป็นที่น่าพอใจ [4, 30, 31] ส่งผลให้ความนิยมในการใช้เดือยฟันสำเร็จรูปในการบูรณะฟันรักษารากเพิ่มมากขึ้นในปัจจุบัน [4, 32] สามารถแบ่งกลุ่มตามวัสดุที่ใช้ผลิตได้เป็นเดือยฟันสำเร็จรูปโลหะ (metallic prefabricated post) และเดือยฟันสำเร็จรูปอโลหะ (non-metallic prefabricated post) ได้แก่ เดือยเส้นใยคาร์บอน (carbon fiber post) เดือยเส้นใยกลาสส์ (glass fiber post) เดือยเส้นใยควอตซ์ (quartz fiber post) เดือยเส้นใยเซอร์โคเนียกลาสส์ (zirconia glass fiber post) และเดือยเซรามิก (ceramic post) เป็นต้น

ในปัจจุบันการใช้เดือยฟันสำเร็จรูปโลหะกำลังได้รับความนิยมมากขึ้น แต่อย่างไรก็ตามมีหลาย ๆ การศึกษาพบว่าเดือยฟันสำเร็จรูปโลหะนั้นยังคงให้ผลที่ดีกว่า ดังนี้ Purton et al. (1996) [5] ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบเดือยเหล็กกล้าไร้สนิมกับเดือยเส้นใยคาร์บอน พบว่าเดือยเส้นใยคาร์บอนให้การยึดกับแกนฟันที่ทำจากคอมโพสิตเรซินได้ดีน้อยกว่า และมีข้อเสียที่สำคัญ คือขาดความทึบรังสี Cohen et al. (2000) [33] ได้ทำการเปรียบเทียบการยึดอยู่ของเดือยเซรามิกและเดือยเหล็กกล้าไร้สนิมกับแกนฟัน พบว่าเดือยฟันชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมยึดอยู่กับวัสดุที่ใช้ทำแกนฟันได้ดีกว่า Gallo J.R. (2002) [6] ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบการยึดอยู่ของเดือยฟันกับรากฟัน ระหว่างการใช้เดือยโลหะร่วมกับซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ และการใช้เดือยคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับเรซินซีเมนต์ พบว่าการใช้เดือยฟันโลหะร่วมกับซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์นั้นให้ค่าการยึดอยู่สูงกว่าอย่างมีนัยสำคัญ Cormier et al. (2001) [7] และ Newman et al. (2003) [8] พบว่าฟันที่บูรณะด้วยเดือยเหล็กกล้าไร้สนิม มีความต้านทานต่อการแตกหักสูงกว่าฟันที่บูรณะด้วยเดือยเส้นใย

นอกจากนี้เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะนั้นยังมีข้อดีที่เหนือกว่าเดือยสำเร็จรูปโลหะในหลาย ๆ ด้าน ได้แก่ การที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นสูง จึงทำให้สามารถลดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟันให้เล็กลงได้ โดยยังคงความแข็งแรงที่เพียงพอ จึงช่วยลดการสูญเสียเนื้อฟันขณะเตรียมช่องว่างสำหรับใส่เดือยฟัน [5] นอกจากนี้ยังพบว่าเดือยโลหะสามารถต้านทานการบิดงอ (distortion) [1] และมีเสถียรภาพ (stability) ที่ดี [34] ซึ่งถ้าเดือยฟันนั้น ๆ มีค่าความแข็ง (stiffness) ต่ำ จะส่งผลกระทบต่อเสถียรภาพของเดือยฟัน ก่อให้เกิดผลเสียต่าง ๆ ได้แก่ ขอบครอบฟันอ้าหรือร้าว เกิดฟันผุซ้ำ หรือเดือยฟันหลุดขึ้นได้ [13, 34] และยังพบอีกว่าเดือยฟันชนิดโลหะสามารถทำการรื้อออกได้อย่างมีประสิทธิภาพ และปลอดภัย ดังเช่นในการศึกษาของ Abbott et al. (2002) [35] ที่พบว่าในการรื้อเดือยฟันโลหะทั้งหมด 1,600 ซี่ มีเพียง 1 ซี่ที่เกิดการแตกของรากฟันขึ้น

เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบระหว่างเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะกับเดือยฟันแบบเหวี่ยงเฉพาะบุคคล จากการศึกษาที่ผ่านมา ได้สรุปตารางแสดงการเปรียบเทียบในประเด็นต่าง ๆ ไว้ดังนี้ [28]

ตารางที่ 1 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างเดือยฟันแบบเหวี่ยงเฉพาะบุคคล และเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะ

หัวข้อ	เดือยฟันแบบเหวี่ยง เฉพาะบุคคล	เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะ และแกนฟันเรซินคอมโพสิต
ความแข็งแรง	มาก	พอเพียง
การปกป้องเนื้อฟัน	พอเพียง	น้อย
การยึดติดกับเนื้อฟัน	พอเพียง	มาก
ความเสถียรภาพทางมิติ		
- ระยะสั้น	คงที่	คงที่
- ระยะยาว	คงที่	ไม่ทราบ
ความเสถียรภาพทางเคมี	คงที่	อาจเกิดปฏิกิริยาทางเคมีได้
การต้านทานการกัดกร่อน	ขึ้นกับชนิดของโลหะ	ขึ้นกับชนิดของโลหะ
ความเค้นในเนื้อฟัน	น้อย	ขึ้นกับชนิดของเดือยฟัน
การใช้งาน	หลาย ๆ บริเวณ	จำกัดบางบริเวณ
ค่าใช้จ่าย	สูง	50% ของเดือยฟันชนิดเหวี่ยง
ขั้นตอนการทำ	ต้องนัด 2 ครั้ง มีขั้นตอนในห้องปฏิบัติการ	เสร็จในครั้งเดียว ทำโดยตรงภายในช่องปาก
การบูรณะชั่วคราว	จำกัด	ง่าย
ข้อมูลทางคลินิก	มาก	น้อย

Torbjörner et.al. (1995) [4] ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบเดือยฟันแบบเหวี่ยงเฉพาะบุคคล กับเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะที่มีรูปร่างขนาน และผิวไม่เรียบ จากเดือยฟันทั้งหมด 788 ที่พบว่าเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะที่มีรูปร่างขนาน และผิวไม่เรียบมีอัตราการประสบความสำเร็จสูงกว่าอย่างมีนัยสำคัญ และ Sorensen and Martinoff (1984) [36] ได้ทำการศึกษาลักษณะเดียวกันจากเดือยฟันทั้งหมด 1,273 ที่พบว่าเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะที่มีรูปร่างขนานผิวไม่เรียบ มีอัตราการประสบความสำเร็จที่สูงกว่าเช่นกัน ดังนั้นเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะ จึงเป็นทางเลือกที่ดีอีกทางหนึ่งในการนำมาใช้ในการบูรณะให้แก่ผู้ป่วย

ชนิดของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะ

เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะสามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ เดือยฟันชนิดชั้นเกลียว (active post) และเดือยฟันชนิดไม่ชั้นเกลียว (passive post) จากการศึกษาพบว่าเดือยฟันชนิดชั้นเกลียวให้การยึดอยู่ (retention) กับฟันมากที่สุด [11] แต่ในขณะเดียวกันมักก่อให้เกิดความเค้นต่อฟันสูง ส่งผลให้มีความเสี่ยงต่อการเกิดรากแตกได้ [26, 37] จึงไม่แนะนำให้ใช้ในการบูรณะ [25, 38, 39] หรืออาจพิจารณาใช้ในกรณีที่รากฟันสั้น จนให้การยึดอยู่ที่ไม่เพียงพอเท่านั้น [40] ส่วนเดือยฟันชนิดไม่ชั้นเกลียวนั้น เป็นชนิดที่ใช้ซีเมนต์เป็นตัวให้การยึดอยู่ [37, 41]

โลหะที่ใช้ในการผลิตเดือยฟันสำเร็จรูป

ในการเลือกใช้โลหะ สำหรับนำมาใช้ในทางการแพทย์นั้น สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 แนวทาง คือ การใช้โลหะมีค่า (noble metals) โลหะเหล่านี้มีความทนทานต่อการกัดกร่อนสูง ได้แก่ ทอง และแพลทินัม แต่มีข้อด้อยคือ มีราคาสูงและมีสมบัติทางกลต่ำ จึงทำให้ไม่นิยมนำมาผลิตอุปกรณ์ในทางการแพทย์ที่ต้องมีการรับแรง แนวทางที่สองของการเลือกใช้โลหะ คือ การใช้กลุ่มโลหะที่มีความสามารถในการสร้างฟิล์มปกป้องพื้นผิวได้ (passivated metal) ได้แก่ อะลูมิเนียม (aluminum) โครเมียม (chromium) และไทเทเนียม (titanium) โดยอะลูมิเนียมไม่สามารถนำมาใช้งานได้ เนื่องจากเป็นพิษต่อร่างกาย โครเมียมไม่สามารถนำมาใช้ได้โดยตรง ต้องใช้ในการผสมกับโลหะอื่น ได้แก่ เหล็กกล้าไร้สนิม และโลหะผสมของโคบอลต์-โครเมียม สำหรับไทเทเนียมนั้น สามารถนำมาใช้งานได้ ทั้งในรูปของ โลหะเดี่ยวหรือโลหะผสม [42]

โลหะที่ใช้ในการผลิตเตื่อยพันสำเร็จรูปที่ใช้ในปัจจุบัน มีอยู่ 2 กลุ่ม คือ

1. ไทเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียม (titanium and titanium alloy) ไทเทเนียมมีความแข็งแรง และความต้านทานการแตกหักที่ต่ำกว่าเหล็กกล้าไร้สนิม [32] และมีความที่บรังสีใกล้เคียงกับกัตตาเปอร์ชา ทำให้แยกออกจากกันได้ยากด้วยภาพรังสี [40, 41] นอกจากนี้พบว่าเตื่อยพันที่ผลิตจากไทเทเนียม จะทำการรื้อออกได้ยาก [1, 40] เนื่องจากมักจะหักในขณะที่ใช้เครื่องมือทำการรื้อ [40, 41]

2. เหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) เป็นโลหะผสมเหล็กที่มีโครเมียม อย่างน้อย 10.5% โลหะผสมดังกล่าวไม่เป็นสนิม เนื่องมาจากการทำปฏิกิริยากันระหว่าง ออกซิเจนในอากาศกับโครเมียมในเนื้อเหล็กกล้าไร้สนิม เกิดเป็นฟิล์มบาง ๆ ในรูปของโครมิกออกไซด์ (Cr_2O_3) เคลือบผิวไว้ ชั้นฟิล์มบาง ๆ ที่มองไม่เห็นด้วยตาเปล่านี้ จะกันไม่ให้น้ำ หรืออากาศผ่านเข้าไปในเนื้อเหล็ก และเมื่อแผ่นฟิล์มนี้ถูกขีดขูด หรือทำลาย ก็จะทำให้เกิดชั้นใหม่อย่างรวดเร็ว ช่วยป้องกันการเกิดการกัดกร่อน (corrosion) [43] นอกจากนี้ ยังเป็นโลหะที่มีความแข็งแรง และราคาไม่สูง [44] ในกรณีที่ต้องรับแรงมาก เตื่อยพันที่ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิมนี้เป็นทางเลือกหนึ่งที่ดี [32]

การจำแนกชนิดของเหล็กกล้าไร้สนิมโดยทั่วไปมีหลักการจำแนก 3 หลักใหญ่ [45] ดังนี้

1. ส่วนประกอบทางเทคนิคของโลหะ (metallurgical structure) สามารถแบ่งออกเป็นกลุ่มพื้นฐานได้ 5 กลุ่ม [43] คือ

1.1 กลุ่มออสเทนนิติก (austenitic) เป็นเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีปริมาณคาร์บอน (carbon) ไม่เกินร้อยละ 0.15 และมีโครเมียมไม่น้อยกว่าร้อยละ 16 นอกจากนี้ยังมีการเติมนิกเกิล (nickel) หรือโมลิบดีนัม (molybdenum) ลงไปอีกด้วย มีคุณสมบัติด้านการกัดกร่อนได้ดีเยี่ยม ประกอบและขึ้นรูปง่าย และแม่เหล็กดูดไม่ติด เป็นเหล็กกล้าไร้สนิมประเภทที่นิยมใช้กันมากที่สุด สามารถใช้งานได้อย่างกว้างขวาง

1.2 กลุ่มมาร์เทนซิติก (martensitic) มีปริมาณคาร์บอนร้อยละ 0.1-1 โครเมียมร้อยละ 12-14 และโมลิบดีนัมร้อยละ 0.2-1 แต่ไม่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบ คุณสมบัติแม่เหล็กดูดติด ทนการกัดกร่อนได้น้อยกว่าประเภทออสเทนนิติก แต่มีความแข็งแรงมากกว่า เหมาะสำหรับการทำอุปกรณ์สำหรับการตัด

1.3 กลุ่มเฟอร์ริติก (ferritic) มีปริมาณโครเมียมเป็นหลักร้อยละ 10.5-27 คาร์บอนมีปริมาณต่ำ คุณสมบัติแม่เหล็กดูดติด ทนการกัดกร่อนได้น้อยกว่าประเภทออสเทนนิติกแต่สูงกว่าประเภทมาร์เทนซิติก นิยมใช้ทำเครื่องประดับ อุปกรณ์ตกแต่งในอาคาร และรถยนต์

1.4 กลุ่มดูเพล็กซ์ (duplex) เป็นประเภทที่มีโครงสร้างผลึกผสมระหว่างเฟอร์ริติก และ ออสเทนนิติกในสัดส่วนที่เท่ากัน มีคุณสมบัติต้านทานการแตกร้าวจากการกัดกร่อนด้วยแรงเค้นสูง ได้ดี นิยมนำไปทำอุปกรณ์ที่ต้องทนต่อความดันต่าง ๆ

1.5 กลุ่มเพิ่มความแข็งโดยการตกผลึก (precipitation hardening) เป็นการนำ เหล็กกล้าไร้สนิมประเภทออสเทนนิติก หรือมาร์เทนซิติกไปผ่านกระบวนการให้ความร้อนและทำให้เย็น แล้วทิ้งให้ตกผลึก จะมีคุณสมบัติเหนียว แข็ง และทนการกัดกร่อนสูง นิยมนำมาใช้ในการทำสปริง

2. ระบบเลขจำนวนของ AISI (American Iron and Steel Institute) ใช้ตัวเลข 3 ตัว

ตัวที่ 1 - บอกอนุกรม (series) ของเหล็กกล้าไร้สนิม

ตัวที่ 2 และ 3 - บอกชนิดของเหล็กกล้า

นอกจากนี้ อาจพบตัวอักษรที่ตามหลังเลขตัวที่ 3 ซึ่งบอกถึงการดัดแปลงในอนุกรมนั้น ได้แก่ L หมายถึงมีปริมาณคาร์บอนต่ำ และ H หมายถึงมีปริมาณคาร์บอนสูง เป็นต้น [46]

ตารางที่ 2 แสดงการให้ชื่อเหล็กกล้าไร้สนิมของ AISI

AISI	ประเภทของเหล็กกล้าไร้สนิม	ส่วนประกอบ
2xx	ออสเทนนิติก	โครเมียม-นิกเกิล-แมงกานีส
3xx	ออสเทนนิติก	โครเมียม-นิกเกิล
4xx	มาร์เทนซิติก หรือ เฟอร์ริติก	โครเมียม
5xx	มาร์เทนซิติก	โครเมียมต่ำ
6xx	มาร์เทนซิติกที่เพิ่มความแข็งโดยการตกผลึก	-

3. การจัดกลุ่มเดียวกันของระบบเรียงลำดับ (Unified Numbering System) ได้ถูกพัฒนา โดยองค์กรของอเมริกาที่ทำหน้าที่ทดสอบแร่ธาตุ (ASTM) และองค์กรยานยนต์วิศวกรรม (SAE) โดยจะกำหนดตัวเลขให้กับโลหะและอัลลอยด์ทุกชนิด

เหล็กกล้าไร้สนิมที่สามารถนำมาใช้ในทางการแพทย์ได้นั้นต้องมีปริมาณ โครเมียมอย่างต่ำ 18% ที่จะทำให้โลหะผสมต้านทานการกัดกร่อนได้อย่างดีเยี่ยม [42] ประเภทที่มีการนำมาใช้ในทางทันตกรรม ได้แก่ มาร์เทนซิติก และออสเทนนิติก [47] โดยมีการนำมาใช้งานที่ต่างกัน มาร์เทนซิติกจะมีความแข็ง และคงความคมได้ดีกว่า จึงมักนำมาใช้ทำเครื่องมือผ่าตัด ส่วนกลุ่มออสเทนนิติกนั้นมักจะนำมาใช้ในงานที่ต้องรับแรงมากกว่า เนื่องจากกลุ่มนี้จะมีความเปราะน้อยกว่า และทนต่อการกัดกร่อนได้ดีกว่า [43]

สำหรับเกรดเหล็กกล้าไร้สนิมในกลุ่มออสเทนนิติกที่นิยมนำมาใช้ในทางทันตกรรม ได้แก่ เกรด 304 (UNS S30400) และ 316 (UNS S31600) รวมทั้ง 316L (UNS S31603) โดยนำมาทำเป็นชุดตรวจ ถาด ลวดสำหรับตะขอฟันปลอม และงานจัดฟัน แบริกเก็ต (bracket) เป็นต้น [47] นอกจากนี้ยังเคยมีการนำเหล็กกล้าไร้สนิมมาทำเป็นรากเทียม (implant) มาก่อน โดยใช้เกรด 316L [48] เกรด L นี้ จะป้องกันปริมาณคาร์บอนต่ำ ซึ่งจะส่งเสริมการต้านทานการกัดกร่อนได้ดียิ่งขึ้น [49]

เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 316L เป็นเกรดที่ได้รับมาตรฐาน ASTM F138 และ ISO 5832-1 [48] แสดงถึงการมีความปลอดภัยสามารถเข้ากับร่างกายมนุษย์ได้ และมีคุณสมบัติที่เหมาะสมในการศึกษาวิจัยได้ผลดีเยี่ยมฟันจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 316L

รูปร่างของเดือยฟัน

เดือยฟันสามารถแบ่งตามรูปร่างได้เป็น เดือยฟันรูปร่างขนาน (parallel) และรูปร่างสอบ (taper) ในการศึกษาเกี่ยวกับรูปร่างของเดือยฟันนั้นพบว่า มีผลต่อการยึดอยู่ของเดือยฟันหลาย ๆ การศึกษาพบว่า เดือยฟันที่มีรูปร่างขนานให้การยึดอยู่ที่ดีกว่าเดือยฟันที่มีรูปร่างสอบ [12, 25, 37, 50-52] การศึกษาของ Johnson และ Sakamura (1978) [15] พบว่า เดือยฟันที่มีรูปร่างขนานนั้นให้ค่าการยึดอยู่โดยต้านแรงดึง (tensile force) ได้สูงกว่าแบบสอบ 4.5 เท่า นอกจากนี้รูปร่างของเดือยฟัน ยังส่งผลต่อการกระจายแรงสู่รากฟันอีกด้วย โดยเดือยฟันที่มีรูปร่างสอบจะพบความเค้นสะสมเพิ่มขึ้นบริเวณปลายราก 25% เมื่อเทียบกับเดือยที่มีรูปร่างขนาน [29] และก่อให้เกิดความเสี่ยงในการที่จะเกิดรากแตก เนื่องจากมีลักษณะที่ก่อให้เกิดผลลึมหักต่อรากฟันอีกด้วย [17, 25, 53-55] แต่อย่างไรก็ตามเดือยฟันที่มีรูปร่างสอบนั้น จะสามารถเก็บรักษาเนื้อฟันได้มากกว่า เนื่องจากรูปร่างคลองรากฟันหลังการรักษารากฟันมาแล้วนั้นจะมีลักษณะสอบอยู่แล้ว [40] ดังนั้น เดือยฟันที่มีลักษณะสอบนี้จึงแนะนำให้ใช้เฉพาะในกรณีที่ฟันมีลักษณะคลองราก

ฟันที่สอบมาก ๆ ซึ่งถ้าใช้เดือยที่มีลักษณะขนานจะต้องมีการสูญเสียเนื้อฟันอย่างมากจากการกดเตรียมคลองรากฟัน [25]

Cooney J.P.(1986) [17] ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบเดือยฟันที่มีรูปร่างขนานกับเดือยฟันที่มีรูปร่างขนานแต่บริเวณปลายสอบ พบว่าเดือยฟันที่มีรูปร่างขนานแต่บริเวณปลายสอบนั้นให้การยึดอยู่ต่ำกว่าเดือยฟันแบบขนาน และยังก่อให้เกิดผลลักษณะลิ่มตอก ซึ่งทำให้เกิดความเค้นสะสมในบริเวณปลายรากฟันอีกด้วย ในขณะที่เดือยฟันแบบขนานนั้นจะมีการกระจายความเค้นที่สม่ำเสมอมากกว่า นอกจากนี้ยังพบว่าความล้มเหลวที่เกิดขึ้นกับเดือยฟันที่มีรูปร่างขนานนั้นมักจะเป็นการหลุดของเดือยฟัน ซึ่งสามารถทำการรักษาฟันซี่นั้น ๆ ใหม่ได้ ดังนั้นเดือยฟันที่มีรูปร่างขนาน จึงเป็นทางเลือกที่ดีในการใช้งานทางคลินิก [25]

ลักษณะพื้นผิว





ลักษณะพื้นผิวของเดือยฟันมีทั้งแบบผิวเรียบ (smooth) ผิวขรุขระชนิดมีร่องระบายซีเมนต์ หรือไม่มี (serrated with or with out vents) และเป็นเกลียว (thread) รวมไปถึงการปรับสภาพผิวเดือยฟันด้วยการพ่นทรายเพิ่มเติม [10] พบว่าการเพิ่มลักษณะพื้นผิวให้เป็นร่อง หรือขรุขระมากขึ้น ส่งผลให้ค่าการยึดอยู่สูงขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับพื้นผิวเรียบอย่างมีนัยสำคัญ [10-12, 52, 56, 57] การที่พื้นผิวมีลักษณะเป็นร่องขรุขระนั้น เป็นตัวช่วยเพิ่มการยึดติดทางกลระหว่างซีเมนต์กับเดือยฟัน ซึ่งจะช่วยป้องกันความล้มเหลวที่จะเกิดในการยึดติดระหว่างเดือยฟันและซีเมนต์ [15]

เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะระบบต่าง ๆ





เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะตั้งแต่อดีตถึงปัจจุบันมีอยู่หลายระบบ [1, 13, 20, 25, 28, 32, 37, 39, 40, 58-60] ซึ่งแต่ละระบบนั้นมีรายละเอียดดังแสดงไว้ในตารางที่ 2 สำหรับระบบที่ยังคงใช้กันอยู่ในปัจจุบันมีอยู่ 4 ระบบ คือ เดือยฟันระบบพาราโพสต์ (ParaPost[®], Coltene/whaledent, Cuyahoga Falls, USA) ระบบฟิลโพสต์ (Filpost[®], Filhol Dental, Gloucestershire, UK) ระบบสกรูโพสต์ (Screw post[®], Shanghai A-dental products, Shanghai, China) และระบบรีฟอร์โพสต์ (Reforpost[®], Angelus, Londrina, PR, Brazil)





ตารางที่ 3 แสดงเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะระบบต่าง ๆ

ระบบ เดือยฟัน	บริษัทผู้ผลิต	ชนิดโลหะ			รูปร่าง		ชนิด	
		ไทเทเนียม	ทองเหลือง ชุบทอง	เหล็กกล้า ไร้สนิม	ขนาน	สอบ	ไม่ชัน เกลียว	ชัน เกลียว
 Reforpost Metallic	Angelus			✓		✓	✓	
 ParaPost system		✓		✓	✓		✓	
 ParaPost Plus	Coltene Whaledent	✓		✓	✓		✓	
 ParaPost XT		✓			✓		ส่วนล่าง	ส่วนบน



ระบบ เดือยฟัน	บริษัทผู้ผลิต	ชนิดโลหะ			รูปร่าง		ชนิด	
		ไทเทเนียม	ทองเหลือง ชุบทอง	เหล็กกล้า ไร้สนิม	ขนาน	สอบ	ไม่ชัน เกลียว	ชัน เกลียว
 ParaPost XP		✓		✓	✓		✓	
 ParaPost XH	Coltene Whaledent	✓			✓		✓	
 Tenax		✓			2/3	1/3	✓	
 Surtex	Dentatus	✓	✓	✓	✓	ปลาย ยอด	✓	

ระบบ เดือยฟัน	บริษัทผู้ผลิต	ชนิดโลหะ			รูปร่าง		ชนิด	
		ไทเทเนียม	ทองเหลือง ชุบทอง	เหล็กกล้า ไร้สนิม	ขนาน	สอบ	ไม่ชัน เกลียว	ชัน เกลียว
 Dentatus Anchor Posts		✓	✓		✓	1/3		✓
 Luminex	Dentatus	✓		✓	✓	ปลาย ยอด	✓	
 Aztec		✓			2/3	1/3	✓	
 Radix Anker	Dentsply Maillefer	✓			✓			✓

ระบบ เดือยฟัน	บริษัทผู้ผลิต	ชนิดโลหะ			รูปร่าง		ชนิด	
		ไทเท เนียม	ทองเหลือง ชุบทอง	เหล็กกล้า ไร้สนิม	ขนาน	สอบ	ไม่ชัน เกลียว	ชัน เกลียว
 Safix		✓			✓		✓	
 Uni- metric	Dentsply Maillefer	✓		✓		✓	✓	
 Cystco-k		✓			2/3	1/3		
 NuBond Post	Ellman Inter- national			✓		✓	✓	

ระบบ เดือยฟัน	บริษัทผู้ผลิต	ชนิดโลหะ			รูปร่าง		ชนิด	
		ไทเทเนียม	ทองเหลือง ชุบทอง	เหล็กกล้า ไร้สนิม	ขนาน	สอบ	ไม่ชัน เกลียว	ชัน เกลียว
 Access Post				✓	✓		✓	
 Flexi- Post	Essential dental system	✓		✓	✓			✓
 Flexi- Flange		✓		✓	✓			✓
 Filpost	Fil-HOI	✓				✓	✓	

ระบบ เดือยฟัน	บริษัทผู้ผลิต	ชนิดโลหะ			รูปร่าง		ชนิด	
		ไทเท เนียม	ทองเหลือง ชุบทอง	เหล็กกล้า ไร้สนิม	ขนาน	สอบ	ไม่ชั้น เกลียว	ชั้น เกลียว
 Titanium anchor post	Ikadent	✓			✓	ปลาย ยอด	✓	
 SB Post	J. Morita			✓				
 Integra Post	Premier dental product	✓			✓		✓	
 Kurer anchor				✓	✓			✓

ระบบ เดือยฟัน	บริษัทผู้ผลิต	ชนิดโลหะ			รูปร่าง		ชนิด	
		ไทเทเนียม	ทองเหลือง ชุบทอง	เหล็กกล้า ไร้สนิม	ขนาน	สอบ	ไม่ขัน เกลียว	ขัน เกลียว
 Vented posts	Roydent	✓		✓	✓		✓	
 Dental screw post	Shanghai	✓		✓	✓	ปลาย ยอด		✓

เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะระบบพาราโพสท์

เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะระบบพาราโพสท์มีรูปทรงขนาน พื้นผิวขรุขระ มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.9 ถึง 1.75 มิลลิเมตร มีทั้งชนิดที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม และไทเทเนียม [59] ในหลาย ๆ ประเทศได้ใช้เดือยฟันระบบนี้เป็นตัวแทนมาตรฐานทางอุตสาหกรรมผลิตเดือยฟันสำเร็จรูป [4] มีหลายการศึกษาได้ทำการเปรียบเทียบเดือยฟันระบบต่าง ๆ ซึ่งพบว่าเดือยฟันระบบพาราโพสท์ให้ผลที่ดีกว่าทั้งในแง่การยึดอยู่ในคลองรากฟัน การกระจายความเค้น และการมีเสถียรภาพ [13, 37, 61] เดือยฟันระบบนี้ถูกนำมาใช้งานกันอย่างแพร่หลาย สามารถใช้ได้ ในหลายสถานการณ์ทางคลินิก [2] ดังนั้นในการศึกษานี้จึงเลือกใช้เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดโลหะระบบพาราโพสท์เป็นตัวทดสอบเปรียบเทียบกับเดือยฟันที่ออกแบบและผลิตขึ้น

การออกแบบและผลิตเดือยฟันสำเร็จรูป

หลักการที่ใช้สำหรับการออกแบบเดือยฟันสำเร็จรูปที่ผลิตขึ้น แสดงดังตารางที่ 4 ดังนี้

ตารางที่ 4 แสดงหลักการที่ใช้ในการออกแบบเดือยฟันสำเร็จรูปที่ผลิตขึ้น

ที่	หัวข้อ	การออกแบบ	เหตุผลสนับสนุน
1.	วัสดุ	เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 316L	<ul style="list-style-type: none"> - เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 316L เป็นเกรดที่ใช้ในร่างกายได้ (medical grade) ทนต่อการเกิดการกัดกร่อนได้อย่างดี [48] - ราคาถูกกว่า และแข็งแรงกว่าเมื่อเทียบกับไทเทเนียม โดยวัสดุที่ใช้ผลิตต้องมีความแข็งแรงที่พอเพียง โดยในขณะที่มีการรับแรง เดือยฟันจะต้องมีความต้านทานการบิดงอ สามารถยึดอยู่ภายในคลองรากฟัน และให้การกระจายความเค้นอย่างสม่ำเสมอ [32]
2.	ชนิดของเดือยฟัน	ชนิดไม่ขันเกลียว	- เดือยฟันชนิดไม่ขันเกลียว ก่อให้เกิดความเค้นกระทำต่อรากฟันน้อยกว่า เป็นการลดโอกาสในการเกิดร้าวแตก [37]
3.	รูปร่างเดือยฟัน	ทรงขนาน	<ul style="list-style-type: none"> - รูปทรงสอบให้การยึดอยู่ของเดือยฟันที่น้อยกว่ารูปทรงขนาน และก่อให้เกิดผลลักษณะลิ่มตอก ซึ่งเพิ่มโอกาสเสี่ยงต่อการเกิดร้าวแตก นอกจากนี้รูปทรงขนานให้การกระจายความเค้นสู่รากฟันอย่างเท่าเทียมกันมากกว่ารูปทรงสอบ [17, 37] - ลักษณะปลายมน ช่วยลดการสะสมความเค้น [3, 31, 55]
4.	ความยาว	ส่วนแกน (shank) ยาว 11 มิลลิเมตร รวมทั้งหมด 16 มิลลิเมตร	<ul style="list-style-type: none"> - เทียบกับขนาดเดือยฟันสำเร็จรูปพาราโพสท์ ซึ่งยาว 16.5 มิลลิเมตร - เทียบกับขนาดฟันกรามน้อยคนไทย ที่มีความยาวซี่ฟันทั้งหมด 20.6 - 22.8 มิลลิเมตร และความยาวรากฟัน 12.4 - 14.5 มิลลิเมตร [62]

ที่	หัวข้อ	การออกแบบ	เหตุผลสนับสนุน
5.	เส้นผ่านศูนย์กลาง	1.25 มิลลิเมตร	<p>- เทียบกับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟันสำเร็จรูปพาราโพสท์ เบอร์ 5</p> <p>- ขนาดหัวเจาะพีโซ (peeso drill) เบอร์ 4 มีขนาด 1.3 มิลลิเมตร ซึ่งสามารถใช้เจาะเพื่อใส่เดือยฟันได้ ทำให้ไม่ต้องผลิตหัวกรอเฉพาะเพิ่มเติม โดยการใช้หัวเจาะพีโซในการเจาะมีข้อดีคือ มีทางช่วยระบายชีเมนต์ (venting) ขณะทำการยึด [17] โดยมีการศึกษาที่พบว่าการใช้เดือยฟันที่ไม่แนบสนิทกับคลองรากฟัน ส่งผลให้เดือยฟันมีการยึดอยู่ที่ดีขึ้น [2, 63]</p>
6.	ลักษณะพื้นผิว	เป็นเกลียวเดี่ยววนรอบเดือยฟัน	<p>- การมีลักษณะพื้นผิวที่ขรุขระเป็นร่องให้การยึดของเดือยฟันที่สูงกว่าพื้นผิวเรียบ [11]</p> <p>- มีลักษณะเป็นเกลียวเดี่ยว เพื่อให้สามารถรื้อออกได้ และช่วยระบายชีเมนต์ขณะทำการยึดเดือยได้ [13, 61]</p> <p>- ความลึก และรัศมีของร่องเกลียวควรมีค่าอยู่ที่ 5% - 30% ของเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟัน [64]</p>
7.	รูปร่างและขนาดส่วนหัว	สี่เหลี่ยมคางหมู กว้าง 1.5 สูง 5 หนา 0.7 มิลลิเมตร	<p>- เทียบกับเดือยฟันสำเร็จรูประบบพาราโพสท์</p> <p>- ความสูงเทียบกับความยาวตัวฟันที่ฟันกรามน้อยของคนไทย (8-9 มิลลิเมตร) [62, 65]</p> <p>- รูปร่างมีลักษณะแบน เพื่อช่วยด้านการหมุนของวัสดุแกนฟัน</p> <p>- พื้นผิวมีลักษณะเป็นร่องเพื่อเพิ่มการยึดอยู่กับวัสดุแกนฟัน [5]</p>

การยึดอยู่และเสถียรภาพของเดือยฟัน

การยึดอยู่ หมายถึงความสามารถในการต้านการเคลื่อนของเดือยฟันในแนวแกนตามยาวของเดือยฟัน [34, 40] ปัจจัยที่มีผลต่อการยึดอยู่ของเดือยฟัน ได้แก่ ชนิดของเดือยฟัน ความยาว และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟัน ลักษณะพื้นผิว และการปรับสภาพพื้นผิวของเดือยฟัน [2, 10, 36, 50] โดยปัจจัยที่มีผลน้อยที่สุด คือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟัน [16, 40] การยึดอยู่ของเดือยฟันเป็นปัจจัยสำคัญในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษารากแล้วให้ประสบความสำเร็จ [4, 10, 13] การยึดอยู่ที่ไม่เพียงพออาจนำไปสู่การเกิดรากฟันแตกได้ [9]

เสถียรภาพ หมายถึง ความสามารถในการต้านการเคลื่อน หรือบิดงอของเดือยฟัน ที่เป็นผลจากการมีแรงซึ่งทำมุมเฉียง หรือตั้งฉากกับแกนตามยาวของเดือยฟันมากกระทำ เสถียรภาพของเดือยฟันจะขึ้นอยู่กับค่าความแข็ง และค่าความยืดหยุ่นจำกัด (elastic limit) ของเดือยฟัน [34] การใช้งานภายในปากนั้น แรงที่มีผลมากต่อเดือยฟันเป็นแรงในแนวตั้งฉาก หรือเฉียงกับแกนตามยาวของเดือยฟัน ดังนั้นเสถียรภาพของเดือยฟัน จึงเป็นสิ่งที่ควรพิจารณาควบคู่กับการยึดอยู่ของเดือยฟัน

สมบัติการยึดอยู่ของเดือยฟันนั้นสามารถประมาณได้โดยการใช้แรงชนิดต่าง ๆ ในการทดสอบ ได้แก่ การทดสอบด้วยแรงดึง (pull-out test) หรือแรงกด (push-out test) การเตรียมชิ้นงานมีทั้งเป็นรูปแบบชิ้นงานทั้งชิ้น หรือตัดเป็นชิ้นงานขนาดเล็ก (micro test) พบว่าการทดสอบด้วยการใช้ชิ้นงานขนาดเล็กนั้น สามารถเปรียบเทียบการยึดอยู่ในบริเวณต่าง ๆ กันได้ และมีการกระจายความเค้นที่สม่ำเสมอกว่า แต่วิธีการเตรียมชิ้นงานทดสอบมีความซับซ้อนกว่า และมักพบปัญหาการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานก่อนการทดสอบ (premature failure) สำหรับการทดสอบโดยการใช้ชิ้นงานทั้งชิ้นนั้น พบว่าเมื่อทดสอบด้วยแรงกด จะมีการกระจายความเค้นไม่สม่ำเสมออย่างมาก ค่าแรงที่ได้จึงมักต่ำกว่าจริง [66, 67]

จากการทบทวนวรรณกรรม พบว่า การทดสอบการยึดอยู่โดยส่วนใหญ่ใช้วิธีการทดสอบความต้านทานต่อแรงดึงตามแนวแกน [2, 6, 10, 11, 14-22] เนื่องจากขณะดึงจะมีแรงกระทำต่อเดือยฟันในลักษณะของแรงเค้นเฉือน (shear stress) ซึ่งเป็นแรงที่กระทำต่อผิวสัมผัสระหว่างเดือยฟัน/ซีเมนต์ และซีเมนต์/เนื้อฟันในการใช้งานทางคลินิก [15] การทดสอบความต้านทานต่อแรงดึงจึงเป็นวิธีการที่น่าจะใช้สำหรับการประเมินผลทางคลินิกได้ดี

การทดสอบด้วยแรงบิดนั้นมีค่อนข้างน้อย แม้ว่าผลที่ได้จะสื่อถึงประสิทธิภาพการใช้งานในระยะยาว [9, 23, 24] และสามารถเปรียบเทียบเสถียรภาพของเดือยฟัน [9] โดยพบว่าในการใช้งานทางคลินิก เดือยฟันจะถูกระงับด้วยแรงบิดตลอดเวลาในขณะบดเคี้ยว [11, 12] ซึ่งการสูญเสียการยึดอยู่ภายใต้แรงบิดในการใช้งานในคลินิคนั้น จะทำให้เกิดรอยร้าว และแตกในชั้นของซีเมนต์ ส่งผลให้เดือยฟันเกิดการขยับ และนำไปสู่ความล้มเหลวในการบูรณะในที่สุด [9, 11, 38] นอกจากนี้ยังไม่มีขอบเขตของค่าความต้านทานต่อแรงบิดที่บ่งชี้ถึงความสำเร็จของการบูรณะ เช่นเดียวกับค่าความต้านทานแรงดึง ซึ่งมีการศึกษาก่อนหน้ากำหนดไว้ว่า เดือยฟันควรจะต้านทานแรงดึงได้อย่างน้อย 196.133 นิวตัน (20 กิโลกรัม) [68]

ค่าความต้านทานต่อแรงดึงและแรงบิดที่สูง นอกจากจะแสดงให้เห็นว่าเดือยฟันนั้น ๆ มีการยึดอยู่ที่ดี [11] ยังเป็นสิ่งสำคัญที่จะช่วยเพิ่มความต้านทานการหลุดโดยเฉพาะในฟันที่มีรากเดือยและกลมได้ดียิ่งขึ้น [38]

จนถึงปัจจุบันยังพบว่าไม่ค่อยมีการทดสอบการยึดติดของเดือยฟันโดยใช้ทั้งแรงดึงและแรงบิดควบคู่กัน ดังนั้นในการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อทดสอบเปรียบเทียบความต้านทานต่อแรงดึงและ แรงบิดหมุนของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวแตกต่างกัน โดยใช้เดือยฟันสำเร็จรูปในท้องตลาดที่นิยมใช้กันมากที่สุดชนิดหนึ่งในการทดสอบเปรียบเทียบ มีสมมติฐานการวิจัยว่า ลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกันของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมไม่มีผลต่อความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟัน

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. วัสดุที่ใช้ในการวิจัย

- 1.1. เดือยฟันสำเร็จรูประบบพาราโพสท์ (ParaPost®, Coltene Whaledent, USA.) เบอร์ 5
- 1.2. เดือยฟันสำเร็จรูปที่ผลิตขึ้นเพื่อใช้ในการทดสอบ (experimental posts, Thai Mongkol Fasteners, Thailand) ที่ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 316L
- 1.3. ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (zinc phosphate cement, Hy-Bond®, Shofu Inc.,Japan)
- 1.4. อะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยตัวเอง (Formatray, Kerr, USA.)
- 1.5. ซีเมนต์อุดคลองรากฟัน (root canal sealer, Chulalongkorn university, Thailand)
- 1.6. แ่งกัตาเปอร์ชา (gutta percha, Kerr, USA.)
- 1.7. น้ำยาไฮโปคลอไรต์ (sodium hypochloride) ความเข้มข้นร้อยละ 2.5
- 1.8. น้ำเกลือ (normal saline) ความเข้มข้นร้อยละ 0.9
- 1.9. วัสดุอุดชั่วคราว (cavit)
- 1.10. ท่อพีวีซีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรอบนอก 22 มิลลิเมตร

2. อุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย

- 2.1. อุปกรณ์ในการรักษารากฟัน (Dentsply, Maillefer, Baillagues, Switzerland)
- 2.2. เครื่องวัดความละเอียดเวอเนียร์คาลิเปอร์ (IP66, Mitutoyo, Japan)
- 2.3. เครื่องตัดความเร็วต่ำ (low speed cutting machine, ISOMET 1000, Buehler, USA.)

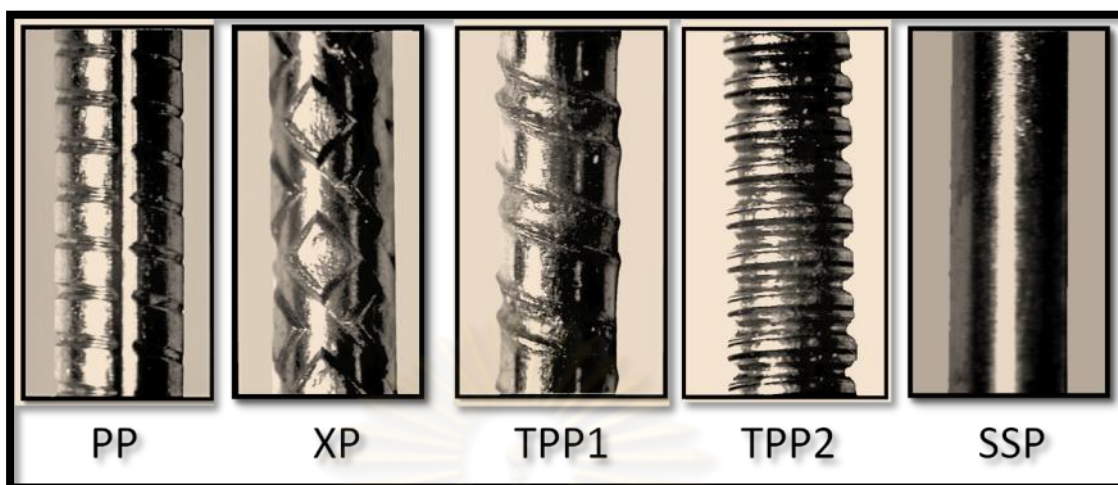
- 2.4. เครื่องทดสอบแรงบิด (motorized cap torque tester ,DTX , Nextech, Thailand)
- 2.5. กล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (stereo microscope, ML 9300, Meiji, Japan)
- 2.6. เครื่องทดสอบสากล (universal testing machine, Lloyd LR plus, Ametek, UK)

ประชากรที่ศึกษา

เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิม ที่ยึดในคลองรากฟันของซี่ฟันกรามน้อยล่างแท้ของมนุษย์

กลุ่มตัวอย่าง

1. ฟันกรามน้อยล่างแท้ของมนุษย์ปลายรากปิดเรียบร้อย มีคลองรากฟันเดี่ยวและตรง ไม่มีร่องรอยวัสดุอุดหรือการแตกหักใด ๆ โดยมีความยาว รูปร่าง ขนาดและความหนาของปริมาณเนื้อฟันใกล้เคียงกันในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น (Bucco-lingual) และในแนวใกล้กลาง-ใกล้กลาง (Mesio-distal) ต้องไม่แตกต่างกันเกิน 1 มิลลิเมตร และความยาวแตกต่างกันไม่เกิน 0.5 มิลลิเมตร [69] จำนวนทั้งหมด 100 ซี่
2. เดือยฟันสำเร็จรูปเหล็กกล้าไร้สนิม ชนิดไม่ขันเกลียว รูปทรงขนาน ที่มีลักษณะพื้นผิวต่างกัน ทั้งหมด 2 ระบบ รวมเป็น 5 ชนิด คือ
 - 2.1 เดือยฟันระบบพาราโพสท์
 - พื้นผิวเป็นเกลียวถี่ร่วมกับร่องแนวขวาง (PP) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.25 มิลลิเมตร
 - พื้นผิวเป็นรอยปี่มูน (XP) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.25 มิลลิเมตร
 - 2.2 เดือยฟันที่ผลิตขึ้นเพื่อใช้ในการทดสอบ
 - พื้นผิวเป็นเกลียวห่าง (TPP1) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.25 มิลลิเมตร
 - พื้นผิวเป็นเกลียวถี่ (TPP2) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.25 มิลลิเมตร
 - พื้นผิวเรียบ (SSP) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.20 มิลลิเมตร



ภาพที่ 1 แสดงเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมทั้ง 5 ชนิดที่ใช้ในการทดสอบ

วิธีการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการทดสอบความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิม ที่แตกต่างกันในแง่ของลักษณะพื้นผิว เมื่อยึดด้วยซีเมนต์ฟอสเฟตซีเมนต์ โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ตอน ดังนี้

ตอนที่ 1 : ทดสอบความต้านทานต่อแรงดึงของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิม ที่มีความแตกต่างกันในแง่ของลักษณะพื้นผิว โดยแบ่งออกเป็น 5 กลุ่ม ๆ ละ 10 ซี่ ดังนี้

กลุ่มที่ 1 (PP) ฟันที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมระบบพาราโพสท์ที่มีลักษณะพื้นผิวเป็นเกลียวถี่ร่วมกับมีร่องแนวขวาง (ParaPost®PP™)

กลุ่มที่ 2 (XP) ฟันที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมระบบพาราโพสท์ที่มีลักษณะพื้นผิวเป็นรอยปี่มูน (ParaPost®XP™)

กลุ่มที่ 3 (TPP1) ฟันที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ผลิตเพื่อใช้ในการทดสอบ ซึ่งมีลักษณะพื้นผิวเป็นเกลียวห่าง

กลุ่มที่ 4 (TPP2) ฟันที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ผลิตเพื่อใช้ในการทดสอบ ซึ่งมีลักษณะพื้นผิวเป็นเกลียวถี่

กลุ่มที่ 5 (SSP) ฟันที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ผลิตเพื่อใช้ในการทดสอบ ซึ่งมีลักษณะพื้นผิวเรียบ ไม่มีเกลียว (กลุ่มควบคุม)

ตัวแปรต้น คือ ลักษณะการออกแบบพื้นผิว

ตัวแปรตาม คือ ความต้านทานต่อแรงดึง (tensile resistant force)

ตัวแปรควบคุม คือ - ชนิด และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟัน

- ซีเมนต์ที่ใช้คือ ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์

- ความยาวและขนาดของช่องสำหรับเดือยฟัน

ตอนที่ 2 : ทดสอบความต้านทานต่อแรงบิดหมุนของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิม ที่มีความแตกต่างกันในแง่ของลักษณะพื้นผิว โดยแบ่งออกเป็น 5 กลุ่ม ๆ ละ 10 ซี่ ดังนี้

กลุ่มที่ 1 (PP) พื้นที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมระบบพาราโพสท์ที่มีลักษณะพื้นผิวเป็นเกลียวถี่ร่วมกับมีร่องแนวขวาง (ParaPost®PP™)

กลุ่มที่ 2 (XP) พื้นที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมระบบพาราโพสท์ที่มีลักษณะพื้นผิวเป็นรอยปมมูน (ParaPost®XP™)

กลุ่มที่ 3 (TPP1) พื้นที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ผลิตเพื่อใช้ในการทดสอบ ซึ่งมีลักษณะพื้นผิวเป็นเกลียวห่าง

กลุ่มที่ 4 (TPP2) พื้นที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ผลิตเพื่อใช้ในการทดสอบ ซึ่งมีลักษณะพื้นผิวเป็นเกลียวถี่

กลุ่มที่ 5 (SSP) พื้นที่ได้รับการรักษารากฟัน และบูรณะโดยใส่เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ผลิตเพื่อใช้ในการทดสอบ ซึ่งมีลักษณะพื้นผิวเรียบ ไม่มีเกลียว (กลุ่มควบคุม)

ตัวแปรต้น คือ ลักษณะการออกแบบพื้นผิว

ตัวแปรตาม คือ ความต้านทานต่อแรงบิดหมุน (torsional resistant force)

ตัวแปรควบคุม คือ - ชนิด และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟัน

- ซีเมนต์ที่ใช้คือ ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์

- ความยาวและขนาดของช่องสำหรับเดือยฟัน

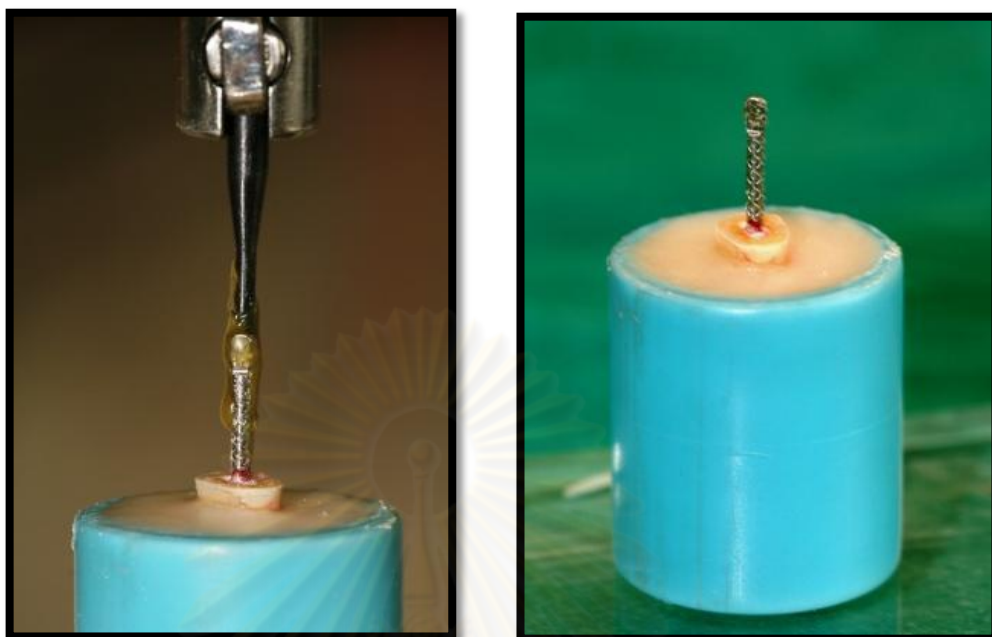
วิธีการเตรียมชิ้นตัวอย่าง

การคัดเลือกฟัน ใช้ฟันกรามน้อยล่างแท้ของมนุษย์ที่มีปลายรากปิดเรียบร้อย มีคลองรากฟันเดี่ยวและตรงที่ไม่มีร่องรอยผุ วัสดุอุดหรือการแตกหักใด ๆ โดยมีความยาว รูปร่าง ขนาด และความหนาของปริมาตรเนื้อฟันใกล้เคียงกันในแนวด้านแก้มถึงแนวด้านลิ้น และแนวใกล้กลางถึงแนวไกลกลาง ไม่แตกต่างกันเกิน 1 มิลลิเมตร และความยาวไม่ต่างกันเกิน 0.5 มิลลิเมตร [69] จำนวนทั้งหมด 100 ซี่ นำมาทำความสะอาดฟันด้วยเครื่องชูดหินน้ำลายเพื่อกำจัดเศษเนื้อเยื่อและเก็บแช่ฟันในน้ำเกลือความเข้มข้นร้อยละ 0.9 [16, 38] หลังจากนั้นทำการแบ่งฟันออกเป็น 10 กลุ่ม ๆ ละ 10 ซี่โดยวิธีการสุ่ม

การเตรียมคลองรากฟัน ตัดส่วนตัวฟันออกด้วยเครื่องตัดชิ้นงานความเร็วต่ำยี่ห้อไอโซเมต (Isomet® Low speed, Buehler Co., Lake Bluff, IL, USA) ที่บริเวณระหว่างรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน (cementoenamel junction) [38] ให้ได้ผิวเรียบเสมอแนวราบและตั้งฉากกับแนวแกนฟัน และรากฟันมีความยาวประมาณ 14 มิลลิเมตร ทำการรักษาคลองรากฟันโดยให้ความยาวในการทำงาน (working length) ยาว 13 มิลลิเมตร และขยายคลองรากฟันจนถึงเบอร์ 40 แล้วทำการสเต็ปแบ็ก (step-back) ขึ้นมา 3 ขนาด ล้างด้วยน้ำยาไฮโปคลอไรต์เข้มข้นร้อยละ 2.5 ระหว่างการรักษาคลองรากฟันใช้ผ้าก๊อชชุบน้ำเกลือหมาด ๆ หุ้มรอบฟันเพื่อให้ฟันมีความชุ่มชื้น เมื่อขยายคลองรากฟันเสร็จทำการซึบคลองรากฟันให้แห้งด้วยแท่งกระดาษซับ (paper point) อุดคลองรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา โดยวิธีแลทเทอรัลคอนเดนเซชัน (lateral condensation) จากนั้นตัดกัตตาเปอร์ชาออกอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร และปิดด้วยวัสดุอุดชั่วคราวนำซีฟันเก็บไว้ในตู้ความชื้นสัมพัทธ์สมบูรณ์ ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 72 ชั่วโมง เพื่อให้ซีเมนต์อุดคลองรากฟันแข็งตัวเพียงพอ [70] หลังจากนั้นทำการเตรียมช่องว่างสำหรับใส่เดือยฟันโดยใช้หัวกรอของเดือยฟันสำเร็จรูประบบพาราโพสท์เบอร์ 5 กรอลงไปให้ได้ความยาว 9 มิลลิเมตร เพื่อคงเหลือวัสดุอุดกัตตาเปอร์ชาบริเวณปลายรากประมาณ 4 มิลลิเมตร [36, 71] และให้ได้ความยาวเดือยฟันที่บูรณะเท่ากับ หรือมากกว่าครอบฟันที่ให้การยึดอยู่ [16, 25, 54, 55] โดยเทียบกับขนาดฟันกรามน้อยล่างที่มีความสูงของตัวฟัน 8-9 มิลลิเมตร [62, 65] ทำการถ่ายภาพรังสีเพื่อตรวจสอบช่องว่างสำหรับใส่เดือยฟันในทุกกลุ่ม จะต้องได้ความยาวตามที่กำหนด ไม่ออกนอกแนว และไม่พบกัตตาเปอร์ชาติดค้างในบริเวณที่เตรียมไว้

การบูรณะเดือยฟัน ใช้เดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิม ที่มีรูปร่างขนานทั้งหมด 5 ชนิด คือเดือยฟันระบบพาราโพสท์ ที่มีลักษณะการออกแบบพื้นผิวเป็นเกลียวถี่ร่วมกับมีร่องแนวขวาง และรอยปี่มูน และเดือยฟันที่ผลิตขึ้นเพื่อใช้ในการทดลอง ซึ่งมีลักษณะพื้นผิวเป็นเกลียวห่าง เกลียวถี่ และผิวเรียบไม่มีเกลียว (PP, XP, TPP1, TPP2, SSP ตามลำดับ) เดือยฟันทั้งหมดนี้จะถูกทำการยึดลงไปบนคลองรากฟันที่เตรียมไว้ด้วยซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ ด้วยวิธีการตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต โดยใช้เลนทูล สไปรัล (lentulo spiral) เป็นตัวนำซีเมนต์ลงในคลองรากฟัน จากนั้นนำเดือยฟันที่เคลือบด้วยซีเมนต์ใส่ลงในคลองรากฟันให้ถึงระยะที่เตรียมไว้ และกดเดือยฟันไว้ 10 นาทีด้วยแรงคงที่ [6] กำจัดซีเมนต์ส่วนเกินออกด้วยช้อนขูดโพรงฟัน (spoon excavator) โดยภายหลังการยึดเดือยฟัน ได้ทำการถ่ายภาพรังสีในทุกกลุ่มเพื่อตรวจสอบความยาวของเดือยฟันให้ได้ตามที่กำหนดไว้ และต้องไม่พบฟองในชั้นซีเมนต์

การลงบล็อกยึดฟัน นำซีฟันใส่ลงในบล็อกท่อพีวีซีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรอบนอก 22 มิลลิเมตร สูง 25 มิลลิเมตร ฝังด้วยอะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยตัวเอง (Formatray acrylic resin, Kerr, USA) ให้ขอบของรากฟันสูงจากขอบขึ้นมา 2 มิลลิเมตร โดยใช้เครื่องกำหนดความขนานยึดกับเดือยฟันขณะทำการลงบล็อก เพื่อให้แนวแกนเดือยฟันตั้งฉากกับพื้นราบ ขณะที่อะคริลิกถึงระยะโด (dough stage) เอาชิ้นงานออกจากเครื่องกำหนดความขนานและแช่น้ำเพื่อระบายความร้อน [63] สำหรับซีฟันที่ใช้ในการทดสอบความต้านทานต่อแรงดึงนั้น ได้ทำการบากรากฟันให้เป็นร่องจำนวน 4 ร่องในบริเวณรากฟันที่หนา ด้วยหัวกรอเร็วคาร์ไบด์ (high-speed carbide bur) [63] ก่อนลงบล็อกยึดฟันเพื่อป้องกันการหลุดของซีฟันขณะทำการทดสอบ จากนั้นนำชิ้นงานไปเก็บไว้ในตู้ความชื้นสัมพัทธ์สมบูรณ์ ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 วัน [6, 10, 16] ก่อนนำไปทำการทดสอบต่อไป



(ก)

(ข)

ภาพที่ 2 แสดงการลงบล็อกโดยใช้เครื่องกำหนดความขนาน (ก)
และชิ้นงานที่พร้อมทดสอบ (ข)

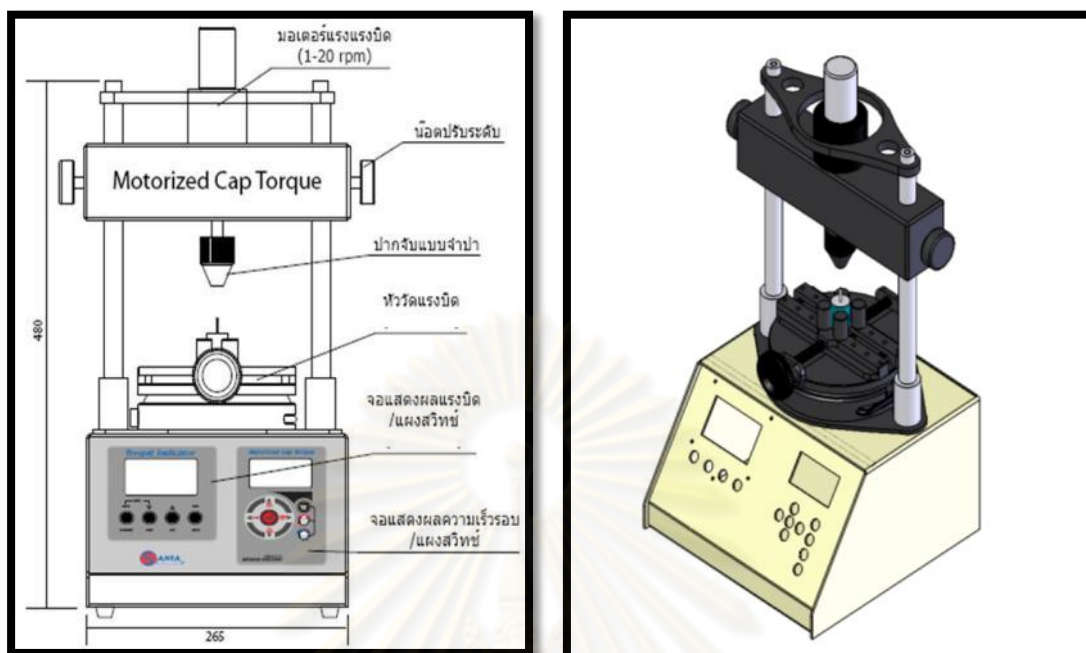
วิธีการทดสอบชิ้นตัวอย่าง

การทดสอบความต้านทานต่อแรงดึง นำชิ้นตัวอย่างไปทดสอบความต้านทานต่อแรงดึงด้วยเครื่องทดสอบสากล (Lloyd testing machine model LR plus) โดยนำชิ้นตัวอย่างยึดเข้ากับเครื่องทดสอบด้วยตัวจับ 2 ชิ้น ชิ้นกลางจะจับกับบล็อกทอพีวีซี และชิ้นบนจับกับส่วนของเดือยฟันที่โผล่พ้นพื้นขึ้นมาตามแนวแกนยาวของเดือยฟัน ดังแสดงในภาพที่ 3 ทำการทดสอบโดยใช้ความเร็วหัวดึง (cross head speed) 5 มิลลิเมตร/นาที [6, 13, 32, 38] ดึงจนเดือยฟันหลุดจากรากฟัน บันทึกแรงสูงสุดที่ทำให้เกิดการหลุดออกของเดือยฟันหน่วยเป็นนิวตัน (Newton)



ภาพที่ 3 แสดงการทดสอบความต้านทานต่อแรงดึง

การทดสอบความต้านทานต่อแรงบิดหมุน นำชิ้นตัวอย่างไปทดสอบความต้านทานต่อแรงบิดหมุนด้วยเครื่องทดสอบแรงบิดระบบมอเตอร์ (Motorized Cap Torque Tester model DTX) โดยนำชิ้นตัวอย่างยึดเข้ากับเครื่องทดสอบ บล็อกท่อพีวีซีจะยึดติดกับฐานด้านล่างซึ่งมีเซนเซอร์วัดค่าแรงบิดหมุนอยู่ภายใน และส่วนของเดือยฟันที่ไหลฟันฟันขึ้นมาจะถูกยึดกับตัวจับที่ต่อกับมอเตอร์ ซึ่งมอเตอร์จะบิดหมุนเดือยฟันในทิศทางตามเข็มนาฬิกา [9, 23, 38] จนเกิดการแตกของซีเมนต์ และเดือยฟันสามารถหมุนได้โดยรอบ บันทึกค่าแรงสูงสุดหน่วยเป็นนิวตัน-เซนติเมตร (N-cm) ดังแสดงในภาพที่ 4 และ 5



(ก)

(ข)

ภาพที่ 4 แสดงเครื่องทดสอบแรงบิดระบบมอเตอร์

(Motorized Cap Torque Tester model DTX) ส่วนประกอบ (ก) และภาพจำลองเครื่อง (ข)



ภาพที่ 5 แสดงการทดสอบความต้านทานต่อแรงบิดหมุน

การเก็บรวบรวมและวิเคราะห์ข้อมูล

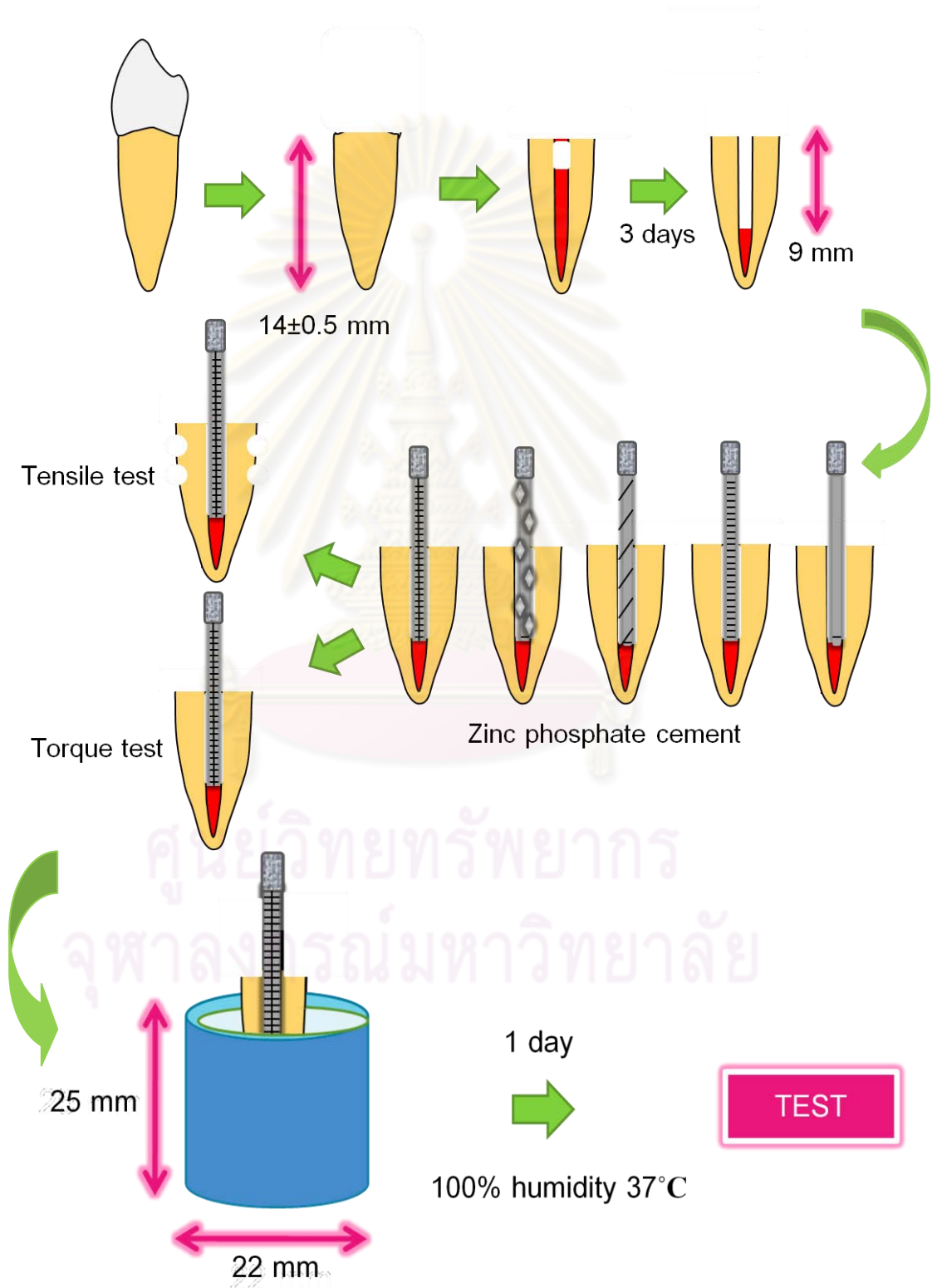
นำผลของแรงที่ทำให้เกิดการหลุดออกของเดือยฟันจากแรงดึง และผลของแรงที่ทำให้เดือยฟันหมุนได้โดยรอบจากการบิดหมุนมาเปรียบเทียบทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และวิเคราะห์หาความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยสถิติบอนเฟอโรนนี่ (Bonferroni test) ด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป เอส พี เอส เอส รุ่น 16.0 (SPSS, Chicago, IL, USA)



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

แผนผังสรุปวิธีการเตรียมและการทดสอบชิ้นงาน

การเตรียมชิ้นงานทดสอบ



การทดสอบชิ้นงาน

การต้านทานต่อการดึง

การต้านทานต่อการบิดหมุน

5 mm/min



Lloyd



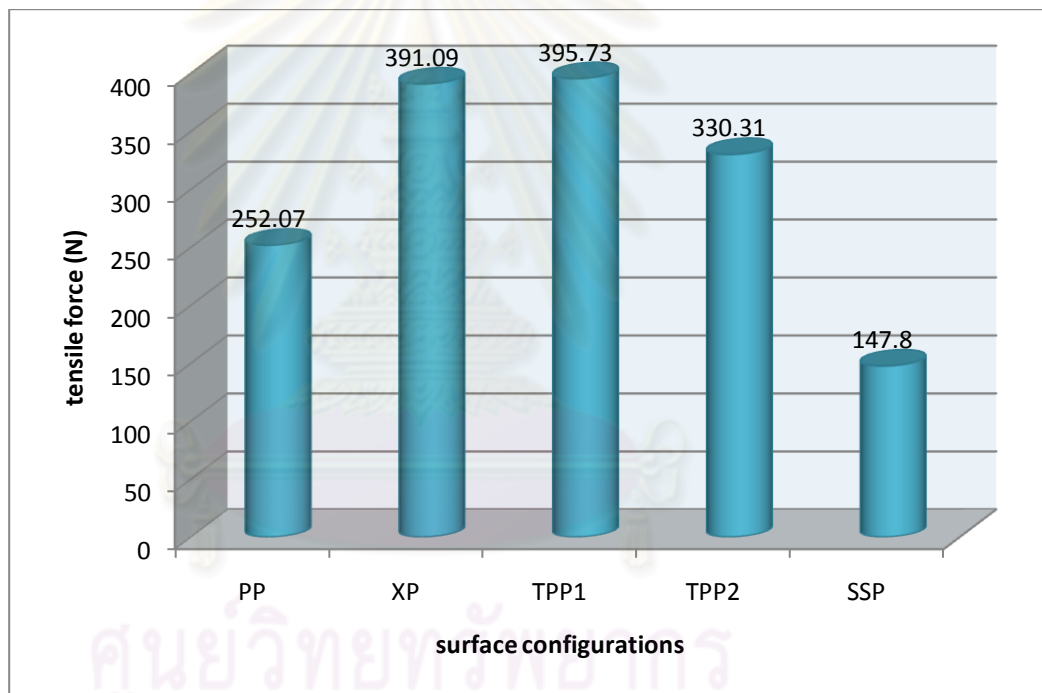
Motorized Cap torque tester

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

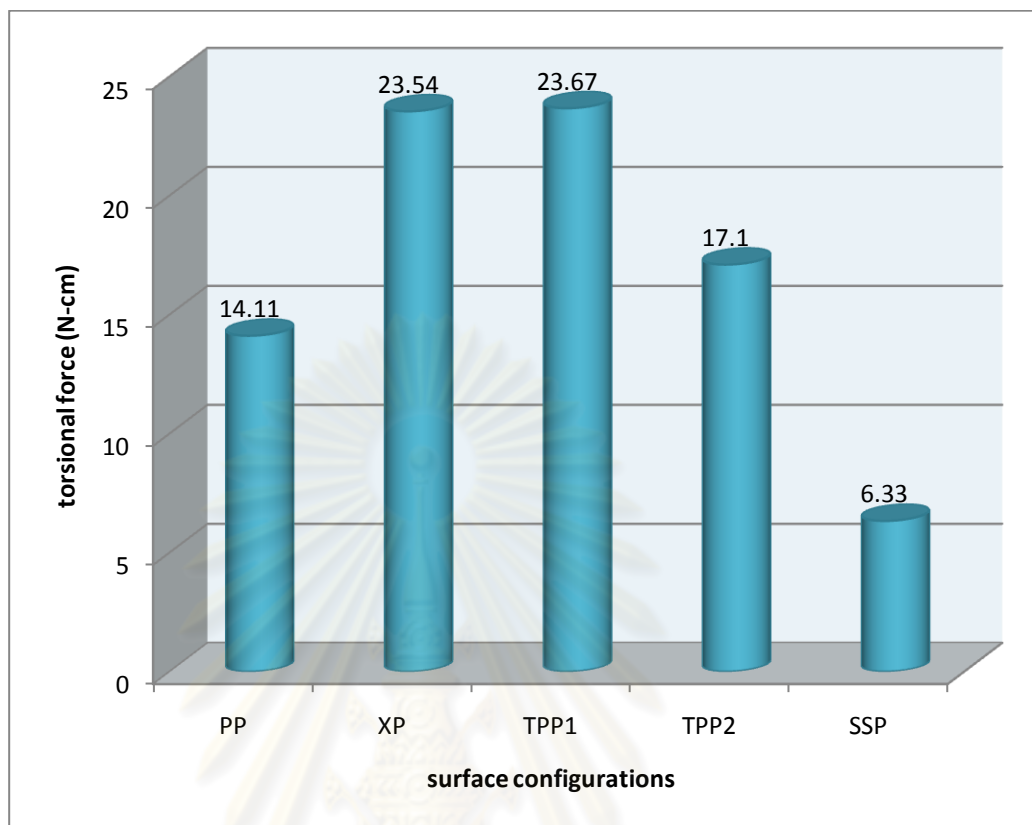
บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ผลการทดสอบเปรียบเทียบความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟัน สำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะพื้นผิวแตกต่างกัน พบว่าในกลุ่ม TPP1 มีค่าเฉลี่ยทั้งของแรงดึงและแรงบิดหมุนสูงสุด รองลงมาคือ กลุ่ม XP, TPP2, PP และ SSP ตามลำดับ โดยพบว่ามีค่าเฉลี่ยของแรงดึงตั้งแต่ 147.80 จนถึง 395.73 นิวตัน และค่าเฉลี่ยของแรงบิดหมุนตั้งแต่ 6.33 จนถึง 23.67 นิวตัน-เซนติเมตร ดังแสดงในภาพที่ 6 และ 7



ภาพที่ 6 แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยแรงดึงของเดือยฟันที่มีลักษณะพื้นผิวแตกต่างกัน



ภาพที่ 7 แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยแรงบิดของเดือยพื้นที่มีลักษณะพื้นผิวแตกต่างกัน

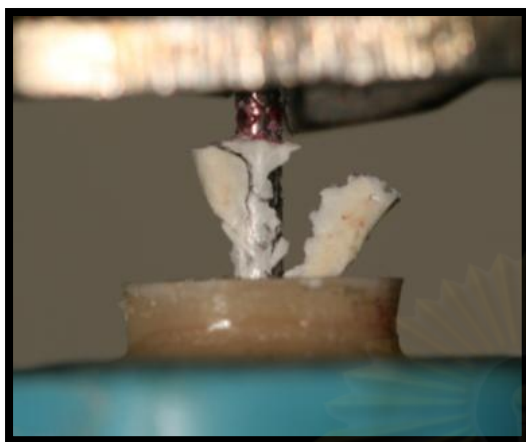
เมื่อนำค่าแรงแต่ละกลุ่มไปทดสอบการกระจายตัวพบว่าข้อมูลมีการกระจายเป็นปกติ และเมื่อนำไปทดสอบความแปรปรวนพบว่าทุกกลุ่มมีความแปรปรวนเท่ากัน จึงนำข้อมูลดังกล่าวมาเปรียบเทียบทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One way ANOVA) และวิเคราะห์หาความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยสถิติบอนเฟอโรน (Bonferroni multiple comparison) พบว่าในการทดสอบความต้านทานต่อแรงดึงนั้น กลุ่ม TPP1 และ XP มีค่าแรงดึงไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) ในขณะที่กลุ่มที่เหลือแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ส่วนการทดสอบความต้านทานต่อแรงบิดหมุน พบว่ากลุ่ม TPP1 และ XP กับกลุ่ม TPP2 และ PP มีค่าแรงบิดหมุนไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) ในขณะที่กลุ่มที่เหลือแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ดังแสดงในตารางที่ 5

ตารางที่ 5 แสดงผลการทดสอบเปรียบเทียบค่าความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟันทั้ง 5 กลุ่ม

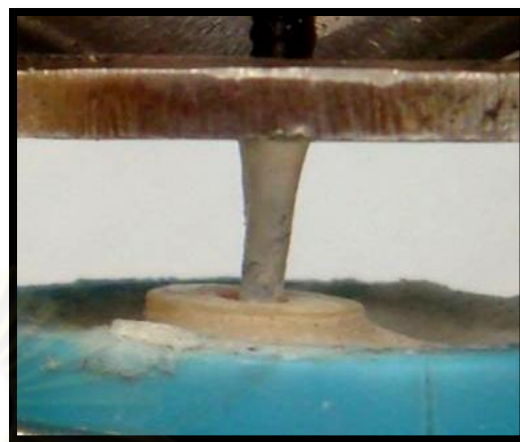
เดือยฟัน		แรงดึง (นิวตัน)	แรงบิด (นิวตัน-เซนติเมตร)
ParaPost [®]	PP	252.07 ± 34.84	14.11 ± 2.92 ^b
	XP	391.09 ± 43.47 ^a	23.54 ± 3.88 ^a
Experimental post	TPP1	395.73 ± 46.38 ^a	23.67 ± 4.19 ^a
	TPP2	330.31 ± 34.82	17.10 ± 3.84 ^b
	SSP	147.80 ± 27.85	6.33 ± 1.48

The same superscript alphabet in each column meant there was no significant difference. (Bonferroni's test; $p > 0.05$)

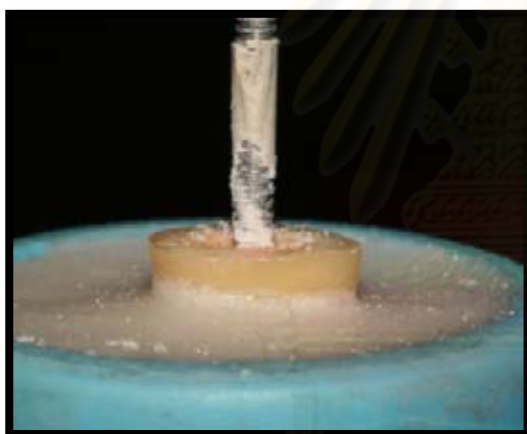
เมื่อพิจารณาความล้มเหลวของเดือยฟัน พบว่าเดือยฟันหลุดออกจากคลองรากฟันในการทดสอบแรงดึง โดยเดือยฟันในกลุ่มผิวไม่เรียบ จะหลุดออกมาโดยที่มีซีเมนต์ยึดติดที่ผิวออกมาด้วย พบว่ากลุ่ม TPP1 และ XP พบซีเมนต์ส่วนใหญ่ติดขึ้นมากับเดือยฟัน และพบซีเมนต์ติดขึ้นมากับเดือยฟันเพียงบางส่วนในกลุ่ม PP และ TPP2 สำหรับกลุ่ม SSP ที่มีพื้นผิวเรียบจะไม่มีซีเมนต์ติดออกมาด้วยเลย ดังแสดงในภาพที่ 8 และ 9 และสำหรับการทดสอบแรงบิดนั้น พบว่าซีเมนต์มีการแตกออก และเดือยฟันหมุนได้โดยรอบ โดยไม่หลุดออกจากคลองรากฟัน ดังแสดงในภาพที่ 10 นอกจากนี้ยังพบว่า ความต้านทานต่อแรงดึงและแรงบิดหมุนมีค่าเป็นไปในทิศทางเดียวกัน โดยความต้านทานต่อแรงบิดนั้นมีค่าต่ำกว่าความต้านทานแรงดึงประมาณ 20 เท่า (17-23 เท่า)



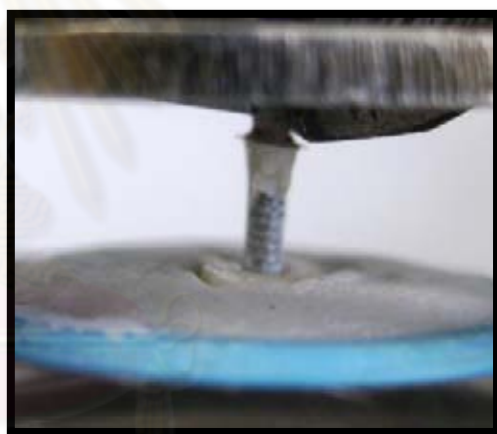
(ก)



(ข)



(ค)

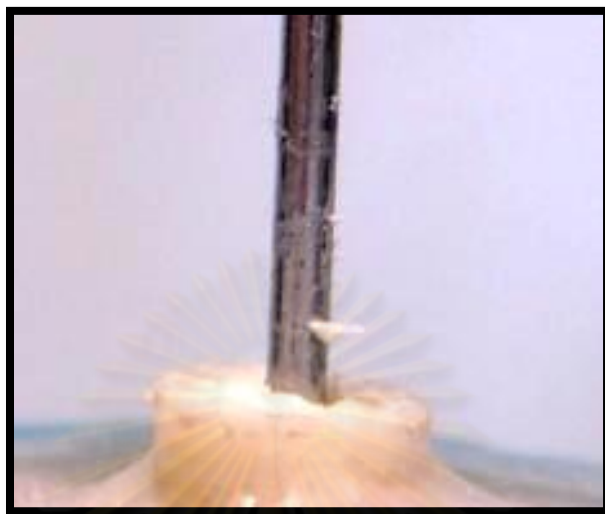


(ง)

ภาพที่ 8 แสดงลักษณะการหลุดของเดือยฟันที่มีพื้นผิวไม่เรียบจากแรงดึง

XP (ก) และ TPP1 (ข) พบซีเมนต์ส่วนใหญ่หลุดติดขึ้นมากับเดือยฟัน

PP (ค) และ TPP2 (ง) พบซีเมนต์เพียงบางส่วนหลุดติดขึ้นมากับเดือยฟัน



ภาพที่ 9 แสดงลักษณะการหลุดของเดือยพื้นที่มีพื้นผิวเรียบ (SSP) จากแรงดิ่ง



ภาพที่ 10 แสดงลักษณะการแตกออกของซีเมนต์จากแรงบิดหมุน

อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

อภิปรายวัสดุอุปกรณ์และวิธีการทดลอง

การวิจัยนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการ ทำการทดสอบการยึดอยู่ของเดือยฟัน โดยเปรียบเทียบความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีลักษณะของพื้นผิวแตกต่างกันซึ่งบูรณะในฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันด้วยซิงค์ฟอสเฟสซีเมนต์ โดยมีเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมระบบพาราโพสท์เป็นตัวทดสอบเปรียบเทียบ เนื่องจากเดือยฟันระบบพาราโพสท์ให้ผลที่ดีในแง่การยึดอยู่ในคลองรากฟัน [13, 37] และเป็นเดือยฟันที่มีการใช้งานได้อย่างแพร่หลาย สามารถนำมาใช้ได้กับหลาย ๆ สถานการณ์ทางคลินิก [2]

สำหรับเดือยฟันที่ออกแบบและผลิตขึ้น เลือกใช้เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 316L เป็นวัสดุในการผลิต เนื่องจากราคาไม่สูง มีความปลอดภัยสามารถใช้กับร่างกายมนุษย์ได้ตามมาตรฐาน ASTM F138 และ ISO 5832-1 [48] มีความแข็งแรง และเป็นเกรดที่ใช้ทำเดือยฟันสำเร็จรูปในระบบ นอกจากนี้ ยังมีการนำเหล็กกล้าไร้สนิมเกรดดังกล่าวนี้มาทำเครื่องมือทางทันตกรรมอื่น ๆ อีกด้วย ได้แก่ ตะขอลวด และแบรคเก็ต เป็นต้น มีรูปร่างเป็นทรงขนานเช่นเดียวกับระบบพาราโพสท์ที่ใช้ทดสอบเปรียบเทียบ ซึ่งมีข้อดีที่ให้การยึดอยู่ และการกระจายความเค้นที่ดีกว่ารูปทรงสอบ [17] และเมื่อเกิดความล้มเหลวมักจะไม่ทำให้รากฟันแตกหักจนไม่สามารถบูรณะใหม่ได้ [53] สำหรับพื้นผิวมีลักษณะเป็นเกลียวรอบ เพื่อให้ออกมาได้ง่ายและไม่โยกย้าย และ เป็นทางระบายซีเมนต์ และฟองอากาศในขณะที่ทำการยึดเดือยฟัน [13, 61] โดยผลิตเป็นเกลียวห่าง และเกลียวถี่เพื่อเปรียบเทียบกัน และมีพื้นผิวเรียบเป็นกลุ่มควบคุม

กลุ่มที่มีพื้นผิวเรียบนั้น เดือยจะมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.20 มม. ขณะที่กลุ่มอื่น ๆ มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.25 มม. ความแตกต่างนี้เนื่องมาจากข้อจำกัดทางการผลิต ที่ทำการขึ้นรูปโดยใช้วิธีการรีดเกลียว ซึ่งเหล็กกล้าไร้สนิมที่เป็นวัตถุดิบตั้งต้นนั้น จะมีขนาดเล็กกว่าผลผลิตออกมา เป็นสัดส่วนกับระยะ และความกว้างของเกลียว แต่เนื่องจากปัจจัยด้านขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง ส่งผลต่อการยึดอยู่ของเดือยฟันค่อนข้างน้อย [16, 40, 41] ขณะที่ปัจจัยด้านความยาว

เป็นสิ่งที่ส่งผลโดยตรงต่อการยึดอยู่ [3, 41] ในการศึกษานี้ได้ทำการควบคุมให้ระยะเวลาความยาวของเดือยฟันที่ยึดอยู่ในคลองรากฟันเท่ากันในทุกกลุ่ม

ซีเมนต์ที่เลือกใช้ในการทดลองนี้ คือ ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ เนื่องจากเป็นซีเมนต์ที่มีวิธีการใช้งานไม่ยุ่งยาก ประสบความสำเร็จในการใช้งานมายาวนาน [27, 31, 41] นอกจากนี้การยึดติดของซีเมนต์ชนิดนี้มีลักษณะเป็นการยึดติดทางกล (mechanical interlocking) [72] จึงน่าจะช่วยส่งเสริมให้เห็นผลของความแตกต่างระหว่างพื้นผิว ต่อความต้านทานแรงดึง และแรงบิดชัดเจนยิ่งขึ้น

วิธีการยึดเดือยฟันในคลองรากฟัน เป็นสิ่งหนึ่งที่อาจส่งผลกระทบต่ออายุการยึดอยู่ของเดือยฟัน การยึดเดือยฟันสามารถทำได้โดยการใช้เลนทูโล สไปรด์ กระดาษซับ และเครื่องมือตรวจฟันเป็นตัวนำซีเมนต์ลงในคลองรากฟัน [6] การทดลองครั้งนี้เลือกใช้เลนทูโล สไปรด์ เพราะเป็นวิธีที่มีการรายงานว่ามีประสิทธิภาพในการนำซีเมนต์ลงในคลองรากฟันได้ดี [38]

การศึกษานี้เลือกใช้ความต้านทานแรงดึงเป็นตัวทดสอบ เนื่องจากแรงดึงจะกระทำต่อเดือยฟันในขณะทดสอบในลักษณะของความเค้นเฉือน ซึ่งเป็นสิ่งที่พบบริเวณผิวสัมผัสระหว่างเดือยฟัน/ซีเมนต์ และซีเมนต์/เนื้อฟัน ในระหว่างการใช้งานทางคลินิกจริง [15] ดังนั้น การเลือกใช้แรงดึงในทดสอบ จึงสามารถใช้สำหรับการประมาณการยึดอยู่ของเดือยฟันในการใช้งานจริงที่ดี สำหรับชิ้นงานที่จะทำการทดสอบความต้านทานแรงดึงนั้น ได้ทำการบากเนื้อฟันส่วนที่หนาให้เป็นร่องก่อนการลงบล็อก เพื่อป้องกันรากฟันเคลื่อนหลุดออกมาจากเบ้าอะคริลิกในขณะทำการทดสอบ ใช้ความเร็วหัวดึง 5 มิลลิเมตร/นาที ซึ่งเป็นความเร็วที่หลาย ๆ การศึกษาใช้ในการทดสอบในลักษณะเดียวกันนี้ [6, 13, 32, 38]

เครื่องมือที่ใช้สำหรับการทดสอบความต้านทานแรงบิดนั้น มีการปรับเปลี่ยนมาจากเครื่องทดสอบแรงบิดทั่วไป (Cap torque tester) เป็นการใช้ออเตอร์ควบคุมแรงบิด เนื่องจากหลังจากการทดลองใช้งานในช่วงการศึกษานำร่อง (pilot study) พบว่า

1. การที่ตัวผู้ทดลองเป็นผู้ออกแรงบิดในการทดสอบเอง จะไม่สามารถควบคุมแรงบิดที่ออกให้เท่ากันในทุกชิ้นงานที่ทดสอบได้ การเปลี่ยนมาใช้ระบบมอเตอร์จะสามารถควบคุมแรงบิดที่ใช้

ในการทดสอบให้มีความคงที่ได้ รวมทั้งควบคุมทิศทาง และองศาในการบิดหมุนได้ จึงเป็นการลดการเกิดความคลาดเคลื่อนอันมีสาเหตุมาจากตัวผู้ทดลอง (human error)

2. การที่มีแท่นตั้งเครื่องทดสอบ เป็นการลดการสั่นสะเทือนที่ตัวเครื่อง และลดการเกิดความผิดพลาดของตัวเซนเซอร์รับแรงได้

ด้วยเหตุผลดังกล่าว จึงทำการปรับปรุงเครื่องเป็นระบบมอเตอร์ (Motorized cap torque) การทดสอบทำในทิศทางตามเข็มนาฬิกา เนื่องจากมีรายงานว่าผลที่ได้ไม่แตกต่างกับการทดสอบในทิศทางเข็มนาฬิกา [9, 11] และหลาย ๆ การศึกษาที่ผ่านมาทดสอบในลักษณะเช่นนี้ [9, 23, 38]



ภาพที่ 11 แสดงเครื่องทดสอบแรงบิดก่อนทำการปรับปรุงเป็นระบบมอเตอร์

ในทุกขั้นตอนของการเตรียมชิ้นงาน มีการป้องกันไม่ให้รากฟันห่างจากการสูญเสียความชื้น การเก็บรักษาฟันทั้งก่อน และในระหว่างเตรียมชิ้นงาน ได้เก็บไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ซึ่งเป็นสภาพร่างกายคนปกติ เพื่อให้ผลที่ได้จากการทดสอบใกล้เคียงกับที่เกิดขึ้นจริงมากที่สุด

อภิปรายผลการทดลอง

จากผลการทดลองพบว่าทั้งความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟันที่มีลักษณะพื้นผิวแตกต่างกัน มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แสดงให้เห็นว่าลักษณะพื้นผิวมีผลต่อความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุน ซึ่งปฏิเสธสมมติฐานการวิจัย

เมื่อพิจารณาเทียบผลของกลุ่มเปรียบเทียบ และกลุ่มควบคุมที่ได้จากการศึกษานี้กับการศึกษาอื่น ๆ พบว่ามีค่าอยู่ในช่วงเดียวกัน โดยค่าความต้านทานต่อแรงดึงของเดือยฟันระบบพาราโพสท์ XP คือ 430.66 ± 102.02 นิวตัน [6] และ PP คือ 230 ± 53 นิวตัน [2] ในส่วนค่าความต้านทานต่อแรงบิดนั้น PP คือ 13.84 ± 3.04 นิวตัน-เซนติเมตร [11] และผิวเรียบ (SSP) คือ 8.47 ± 0.57 นิวตัน-เซนติเมตร [11] จึงกล่าวได้ว่า การศึกษาในครั้งนี้สามารถควบคุมปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการทดลองได้เป็นอย่างดีเทียบเคียงได้กับการศึกษาอื่น ๆ นอกจากนี้ ผลการศึกษานี้ยังสนับสนุนการศึกษาอื่น ๆ ที่กล่าวว่าลักษณะพื้นผิวเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อการยึดอยู่ของเดือยฟัน โดยพบว่าลักษณะพื้นผิวที่ขรุขระจะให้แรงยึดที่สูงกว่า [10, 11, 16, 18]

ความต้านทานต่อแรงกระทำที่สูง แสดงถึงการยึดอยู่ที่ดีของเดือยฟัน การยึดอยู่ของเดือยฟันเป็นผลมาจากการยึดติดระหว่างผิวเดือยฟันกับซีเมนต์ การยึดติดภายในตัวซีเมนต์เอง และการยึดติดระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟัน เมื่อพิจารณาความล้มเหลวที่เกิดขึ้น จากผลการทดสอบครั้งนี้พบว่า กลุ่มพื้นผิวเรียบเกิดความล้มเหลวในบริเวณรอยต่อระหว่างผิวเดือยฟัน กับซีเมนต์ เช่นเดียวกับที่พบในการศึกษาก่อนหน้า [17] ในขณะที่พบความล้มเหลวในบริเวณรอยต่อระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟัน ภายในตัวซีเมนต์เอง และระหว่างผิวเดือยฟันกับซีเมนต์ในกลุ่มที่ผิวไม่เรียบด้วยค่าแรงที่สูงกว่า แสดงให้เห็นว่าความขรุขระของพื้นผิวช่วยส่งเสริมการยึดติดระหว่างเดือยฟันกับซีเมนต์ให้สูงขึ้น ส่งผลให้ความต้านทานต่อแรงดึงและแรงบิดเพิ่มมากขึ้น

เมื่อพิจารณาความล้มเหลวที่เกิดขึ้นกับผลการทดสอบจากการศึกษานี้ พบว่ากลุ่ม SSP ที่มีพื้นผิวเรียบมีค่าความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนต่ำที่สุด และความล้มเหลวที่เกิดขึ้นพบว่าไม่มีซีเมนต์ติดขึ้นมากับเดือยฟันเลยในการทดสอบแรงดึง แสดงให้เห็นว่าลักษณะพื้นผิวเรียบ ให้การยึดอยู่กับซีเมนต์ได้ไม่ดี ในขณะที่กลุ่ม TPP1 และ XP ที่ให้ทั้งค่าแรงดึง และแรงบิดหมุนสูงที่สุดนั้น จะพบซีเมนต์ส่วนใหญ่ติดขึ้นมากับเดือยฟันในการทดสอบแรงดึง แสดงให้เห็นว่าลักษณะพื้นผิวของเดือยฟัน 2 ชนิดนี้ ให้การยึดอยู่กับซีเมนต์ได้ดี และสำหรับกลุ่ม PP และ TPP2

ซึ่งให้ค่าแรงดึงและแรงบิดในช่วงปานกลางนั้น พบมีซีเมนต์หลุดติดขึ้นมาในการทดสอบด้วยแรงดึงเป็นบางส่วน แสดงให้เห็นว่าลักษณะพื้นผิวของเดือยฟัน 2 กลุ่มนี้น่าจะให้การยึดอยู่กับซีเมนต์ปานกลาง

เมื่อพิจารณาในกลุ่มผิวไม่เรียบ ความขรุขระของพื้นผิวที่ช่วยส่งเสริมการยึดติดระหว่างเดือยฟันกับซีเมนต์ให้สูงขึ้น อาจจะเป็นผลมาจากพื้นที่ผิวทั้งหมดของเดือยฟัน หรือลักษณะร่องและพื้นที่บริเวณส่วนร่องของเดือยฟัน

พื้นที่ผิวทั้งหมดโดยประมาณของเดือยฟันทุกกลุ่มสามารถคำนวณได้ ดังนี้

$$\text{กลุ่ม SSP} \quad - \quad 2\pi rh$$

$$\text{กลุ่ม TPP1 และ TPP2} \quad - \quad (2\pi r)(h/d)(k)$$

$$\text{กลุ่ม PP} \quad - \quad (2\pi r)(h/d)(k) + 2f(h)$$

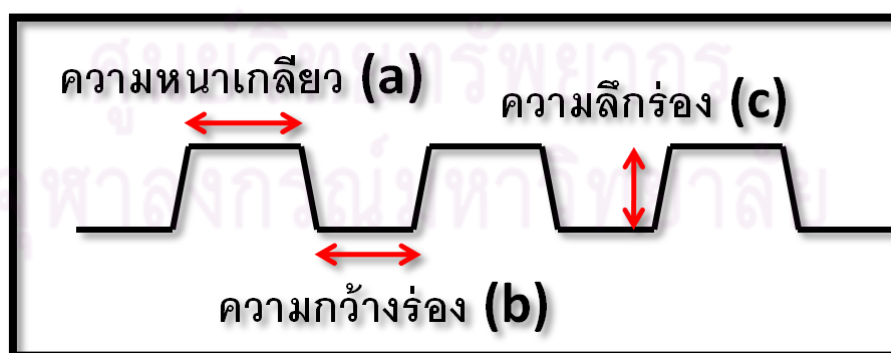
โดยที่ r : ขนาดรัศมีของเดือยฟัน

h : ความยาวของเดือยฟัน (ทุกกลุ่ม = 9 มม.)

d : ระยะของความหนาเกลียว (a) รวมกับความกว้างของร่อง(b); $d = a + b$

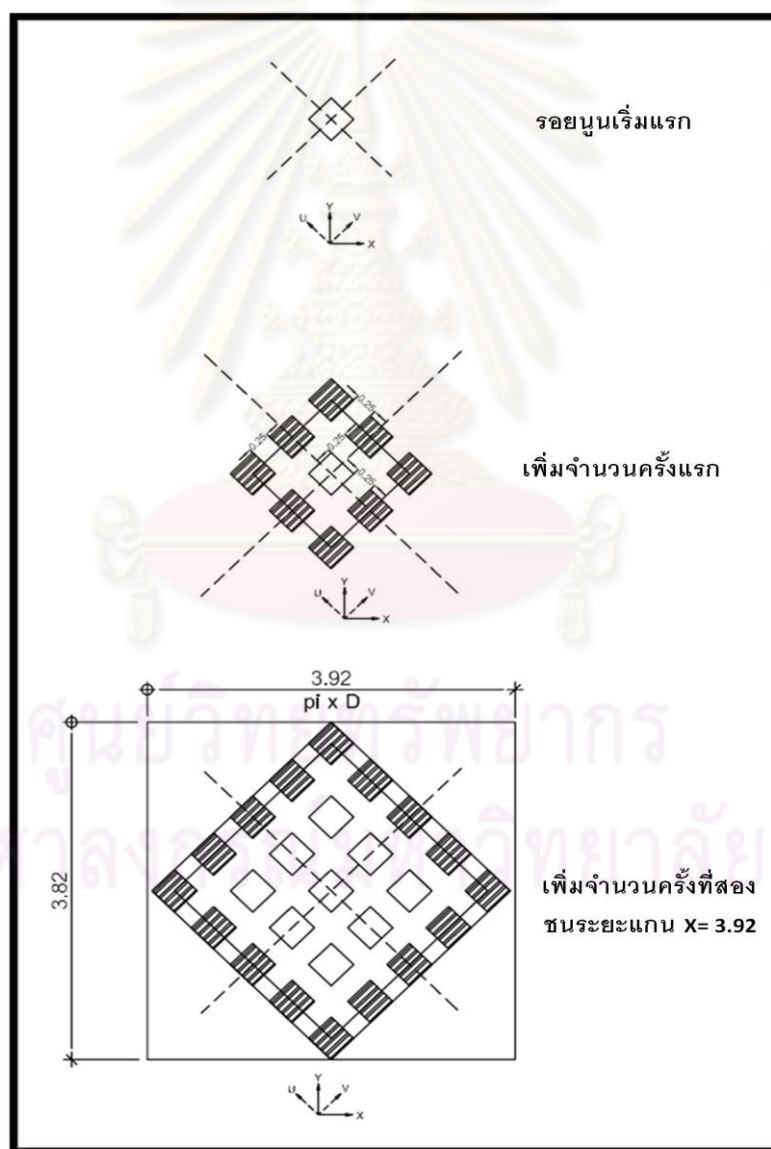
k : ระยะของความหนาเกลียว (a) รวมกับความกว้างของร่อง(b) และรวมกับความลึกของร่อง (c) คูณด้วยสอง; $k = a + b + 2c$

f : ความลึกของร่องตามแนวยาว ; 0.05 มม.






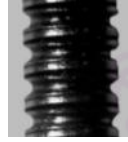

ภาพที่ 12 แสดงตำแหน่งที่ใช้ในการวัดขนาดเดือยฟัน

สำหรับกลุ่ม XP ซึ่งมีพื้นผิวเป็นรอยปี่มูนนั้น ไม่มีสูตรสำหรับคำนวณพื้นที่ผิวโดยเฉพาะ แต่สามารถประมาณพื้นที่ผิวทั้งหมดได้ด้วยการคิดเสมือนว่าเดือยฟันถูกคลี่ออกเป็นแผ่น ทำการแตกเวกเตอร์ (vector) เพิ่มจำนวนรอยปี่มูนจนถึงระยะเท่ากับขนาดเส้นรอบวงของเดือยฟันซึ่งถูกคลี่ออก ($\pi D = 3.92$; D คือเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟัน) จะได้ความยาวของเดือยฟันที่วนครบ 1 รอบ (loop; l) และได้จำนวนรอยปี่มูนต่อ 1 รอบ (n) พื้นที่ผิวด้านข้างรอยปี่มูนต่อ 1 รอย ($4xaxc$) ดังนั้นพื้นที่ผิวของเดือยฟันที่วนครบ 1 รอบ (m) จึงเท่ากับ $(3.92 \times l) + (4xaxc)$ จากนั้นสามารถหาพื้นที่ผิวทั้งหมดได้โดยคำนวณจาก $(m/l) \times h$



ภาพที่ 13 แสดงการแตกเวกเตอร์เพิ่มจำนวนรอยปี่มูน

ตารางที่ 6 แสดงขนาดและลักษณะพื้นผิวของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ใช้ในการทดสอบ

เดือยฟัน		ลักษณะพื้นผิว	ขนาด (มิลลิเมตร)*				
			ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรอบนอก	ความหนาเกลียว (a)/ขนาดรอยปี่มน	ความกว้างบริเวณร่อง (b)	ความลึกบริเวณร่อง (c)	
ParaPost®		PP	เกลียวที่ร่วมกับร่องตามแนวยาว	1.25	0.30	0.15	0.05
		XP	รอยปี่มนรูปสี่เหลี่ยมข้าวหลามตัด	1.25	0.48	0.37 ^a 0.25 ^b	0.04
Experimental posts		TPP1	เกลียวห่าง	1.25	0.62	0.38	0.08
		TPP2	เกลียวถี่	1.25	0.22	0.20	0.10
		SSP	ผิวเรียบ	1.20	0	0	0

* กล้องจุลทรรศน์สเตอริโอ (Stereo Microscope), ML 9300, Meiji, Japan

^a วัดจากมุมถึงมุม

^b ;วัดจากด้านข้างถึงด้านข้าง

ตารางที่ 7 แสดงพื้นที่ผิวและค่าเฉลี่ยแรงดึง และแรงบิดที่ได้จากการทดสอบของเดือยฟันทุกกลุ่ม

กลุ่ม	พื้นที่ผิว (ตารางมิลลิเมตร)	ค่าเฉลี่ยแรงดึง (นิวตัน)	ค่าเฉลี่ยแรงบิด (นิวตัน-เซนติเมตร)
TPP1	41.01	395.73	23.67
XP	41.02	391.09	23.54
TPP2	52.19	330.31	17.10
PP	44.11	252.07	14.11
SSP	33.94	147.80	6.33

เมื่อพิจารณาในกลุ่มผิวไม่เรียบ พบว่าค่าแรงที่แตกต่างกันน่าจะเป็นผลหลัก ๆ มาจากพื้นที่ที่เป็นที่อยู่ของซีเมนต์ในบริเวณร่องต่าง ๆ มากกว่าเป็นผลจากพื้นที่ผิวทั้งหมด ดังจะเห็นได้จากตารางที่ 7 กลุ่ม TPP2 เป็นกลุ่มที่มีพื้นที่ผิวทั้งหมดมากที่สุด กลับพบว่าไม่ได้เป็นกลุ่มที่มีค่าแรงสูงที่สุด แต่จะพบค่าแรงที่สูงในกลุ่มเดือยฟันที่มีร่องขนาดใหญ่ ดังเช่นในกลุ่ม TPP1 และ XP โดยทั้งแรงดึง และแรงบิดมีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน และค่าความต้านทานต่อแรงบิดนั้นจะมีค่าต่ำกว่าแรงดึงประมาณ 20 เท่า

ค่าแรงต้านทานการหลุดของเดือยฟันที่เพิ่มขึ้นเมื่อขนาดของร่องใหญ่ขึ้นนั้น สามารถอธิบายได้ดังนี้

1. ช่องที่อยู่ของซีเมนต์ขนาดใหญ่ส่งผลให้การยึดของซีเมนต์แข็งแรงมากขึ้น ค่าแรงต้านทานแรงเฉือนในขณะทดสอบจึงเพิ่มขึ้น [10]

2. ในบริเวณพื้นผิวที่มีร่องตื้น และแคบ ซีเมนต์จะเกิดลักษณะเป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneous cement layer) ได้ค่อนข้างยาก อาจส่งผลให้คุณสมบัติด้อยลงได้ [2]

3. ในขณะที่ทำการยึดเดือยพื้น ร่องขนาดใหญ่จะช่วยให้ซีเมนต์ไหลแผ่ไปทั่วถึงเดือยพื้นได้ดี และเป็นการช่วยลดความดันสถิต (hydrostatic pressures) โดยทำหน้าที่คล้ายเป็นร่องที่ช่วยระบายซีเมนต์ นอกจากนี้ยังทำให้การยึดติดทางกลดีขึ้นอีกด้วย [20]

เมื่อพิจารณาค่าความต้านทานต่อแรงดึงของเดือยทุกกลุ่มพบว่า ค่าการทดสอบที่ได้มีค่าสูงกว่าขอบเขตที่มีการกำหนดไว้ดังกล่าวมาแล้วข้างต้น (196.133 นิวตัน) [68] ยกเว้นกลุ่มผิวเรียบ (SSP) ซึ่งเป็นกลุ่มควบคุม ดังนั้นหากเดือยพื้นผิวไม่เรียบทั้ง 4 กลุ่มเกิดการหลุดในขณะใช้งาน จึงน่าจะมีสาเหตุมาจากการสูญเสียความต้านทานจากแรงอื่น ๆ ที่ไม่ใช่แรงดึง โดยเฉพาะแรงบิดซึ่งเดือยพื้นจะถูกระงับการไหลของซีเมนต์ ซึ่งในการใช้งานทางคลินิกนั้น การสูญเสียความต้านทานต่อแรงบิด จะก่อให้เกิดรอยแตกร้าวในชั้นซีเมนต์ ทำให้เดือยพื้นเกิดการขยับ ส่งผลต่อการยึดอยู่ของเดือยพื้น และนำไปสู่ความล้มเหลวของการบูรณะด้วยเดือยพื้นในที่สุด [9, 11] ความต้านทานต่อแรงบิด จึงเป็นปัจจัยสำคัญหนึ่งที่ส่งผลต่อการบูรณะเดือยพื้นให้ประสบความสำเร็จยาวนาน [9, 23, 24] และจนถึงปัจจุบันนี้ ยังไม่มีการศึกษาไหนที่ระบุถึงปริมาณความต้านทานต่อแรงบิดที่จำเป็นสำหรับการบูรณะด้วยเดือยพื้น เหตุนี้ในการศึกษาการยึดอยู่ของเดือยพื้น จึงควรที่จะทำการศึกษาค่าความต้านทานต่อแรงบิดควบคู่กับแรงดึงไปด้วย

สาเหตุสำคัญประการหนึ่งที่มีการศึกษาเกี่ยวกับค่าความต้านทานต่อแรงบิดค่อนข้างน้อยนั้นน่าจะเนื่องมาจากเครื่องมือที่นำมาใช้ในการทดลองต้องทำขึ้นโดยเฉพาะ หรือต้องมีอุปกรณ์พิเศษจึงจะสามารถใช้กับเครื่องทดสอบแรงดึงได้ ซึ่งมีราคาค่อนข้างสูง ดังนั้นผลที่ได้จากการศึกษานี้ จึงน่าจะเป็นตัวช่วยในการประมาณค่าแรงบิดของเดือยพื้นจากการทดสอบด้วยแรงดึงได้

ถึงแม้ว่าจากการศึกษานี้เราจะสามารถประมาณการค่าความต้านทานต่อแรงบิดจากค่าความต้านทานต่อแรงดึงได้ อย่างไรก็ตามด้วยความแตกต่างทางลักษณะพื้นผิวของเดือยพื้นระบบต่าง ๆ ค่าประมาณการที่ได้ อาจไม่สามารถใช้ได้กับทุกกรณี เนื่องจากลักษณะร่อง หรือเกลียวต่าง ๆ บนพื้นผิว ล้วนส่งผลต่อแรงที่กระทำในทิศทางต่าง ๆ แตกต่างกันไป จึงเป็นสิ่งที่น่าจะต้องทำการศึกษาเพิ่มเติมต่อไป

จากผลการศึกษานี้จึงแสดงให้เห็นว่า เตื่อยพินที่ผลิตขึ้นกลุ่ม TPP1 มีความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนสูงที่สุด เทียบเคียงกับเตื่อยพินระบบพาราโพสท์ที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย โดยค่าแรงดึงและแรงบิดที่สูง แสดงให้เห็นว่าเตื่อยพินนั้น ๆ มีการยึดอยู่ที่ดี และช่วยเพิ่มความต้านทานการหลุดในพินที่มีรากเดี่ยวและกลมได้ดียิ่งขึ้น [38] อย่างไรก็ตามลักษณะการเป็นร่องหรือเกลียวบนพื้นผิวของเตื่อยพินนั้น ถึงแม้จะเป็นการส่งเสริมการเพิ่มการยึดอยู่ของเตื่อยพินให้มากขึ้น แต่ในขณะเดียวกันก็อาจส่งผลให้เตื่อยพินนั้นอ่อนแอมากขึ้นเช่นกัน [10, 34] ซึ่งเป็นสิ่งที่ต้องทำการศึกษาเพิ่มเติมต่อไป

สรุปผลการวิจัย

จากข้อจำกัดต่าง ๆ ของการศึกษานี้ สามารถสรุปผลการศึกษาได้ว่า

1. ลักษณะพื้นผิวที่แตกต่างกันมีผลต่อความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเตื่อยพินอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95
2. พื้นผิวที่มีลักษณะเรียบ จะให้การยึดอยู่ของเตื่อยพินต่ำที่สุด และพื้นผิวที่มีลักษณะเป็นร่องกว้างและลึก จะให้การยึดอยู่ของเตื่อยพินสูงที่สุด
3. ความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิด มีทิศทางไปทางเดียวกัน และ แรงบิดมีค่าน้อยกว่าแรงดึงประมาณ 20 เท่า
4. เตื่อยพินระบบ TPP1 ให้การยึดอยู่ที่ดี สามารถเทียบเคียงกับเตื่อยพินระบบพาราโพสท์ (XP) ที่ใช้กันอย่างแพร่หลายได้

ข้อเสนอแนะ

จากผลการทดลองนี้เป็นผลที่ได้จากการใช้เตื่อยพินชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ผลิตขึ้น เทียบกับระบบพาราโพสท์ ร่วมกับซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ยี่ห้อไฮบอนด์ ซึ่งหากมีการใช้เตื่อย หรือซีเมนต์ชนิดอื่น ๆ ในการยึดเตื่อย ผลที่ได้อาจมีค่าและลักษณะที่แตกต่างออกไป และหากมีการก่อกวนพิน และใส่ครอบพินในชิ้นตัวอย่างเพื่อจำลองลักษณะการบูรณะพินในคลินิกร่วมด้วย อาจทำให้ผลการทดลองแตกต่างออกไปได้เช่นกัน

รายการอ้างอิง

- [1] Manning, K. E., Yu, D. C., Yu, H. C., and Kwan, E. W. Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part II: Clinical application of basic concepts. J Can Dent Assoc. 61 (August 1995): 696-701, 703, 705-697.
- [2] Chan, F. W., Harcourt, J. K., and Brockhurst, P. J. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. Aust Dent J. 38 (February 1993): 39-45.
- [3] Weine, F. S. Endodontic therapy. 6th ed. Missouri: Mosby, 2004.
- [4] Torbjorner, A., Karlsson, S., and Odman, P. A. Survival rate and failure characteristics for two post designs. J Prosthet Dent. 73 (May 1995): 439-444.
- [5] Purton, D. G., and Payne, J. A. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. Quintessence Int. 27 (February 1996): 93-97.
- [6] Gallo, J. R., 3rd, Miller, T., Xu, X., and Burgess, J. O. In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts. J Prosthodont. 11 (March 2002): 25-29.
- [7] Cormier, C. J., Burns, D. R., and Moon, P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. J Prosthodont. 10 (March 2001): 26-36.
- [8] Newman, M. P., Yaman, P., Dennison, J., Rafter, M., and Billy, E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. J Prosthet Dent. 89 (April 2003): 360-367.

- [9] Cohen, B. I., Pagnillo, M., Condos, S., and Deutsch, A. S. Comparison of the torsional forces at failure for seven endodontic post systems. J Prosthet Dent. 74 (October 1995): 350-357.
- [10] Rosin, M., Fleissner, P., Welk, A., Steffen, H., and Heine, B. The influence of surface configuration on the retention of posts designed for use with a cast-on technique. Quintessence Int. 32 (February 2001): 119-130.
- [11] Ruemping, D. R., Lund, M. R., and Schnell, R. J. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. J Prosthet Dent. 41 (February 1979): 159-162.
- [12] Tjan, A. H., and Miller, G. D. Comparison of retentive properties of dowel forms after application of intermittent torsional forces. J Prosthet Dent. 52 (August 1984): 238-242.
- [13] Purton, D. G., Chandler, N. P., and Love, R. M. Rigidity and retention of root canal posts. Br Dent J. 184 (March 1998): 294-296.
- [14] Turner, C. H. The retention of dental posts. J Dent. 10 (June 1982): 154-165.
- [15] Johnson, J. K., and Sakumura, J. S. Dowel form and tensile force. J Prosthet Dent. 40 (December 1978): 645-649.
- [16] Nergiz, I., Schmage, P., Ozcan, M., and Platzer, U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. J Oral Rehabil. 29 (January 2002): 28-34.
- [17] Cooney, J. P., Caputo, A. A., and Trabert, K. C. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. J Prosthet Dent. 55 (May 1986): 540-546.
- [18] Stegaroiu, R., Yamada, H., Kusakari, H., and Miyakawa, O. Retention and failure mode after cyclic loading in two post and core systems. J Prosthet Dent. 75 (May 1996): 506-511.

- [19] Drummond, J. L. In vitro evaluation of endodontic posts. Am J Dent. 13 (May 2000): 5B-8B.
- [20] Cohen, B. I., Pagnillo, M. K., Newman, I., Musikant, B. L., and Deutsch, A. S. Retention of three endodontic posts cemented with five dental cements. J Prosthet Dent. 79 (May 1998): 520-525.
- [21] Dias, L. L., Giovani, A. R., Silva Sousa, Y. T., Vansan, L. P., Alfredo, E., Sousa-Neto, M. D., et al. Effect of eugenol-based endodontic sealer on the adhesion of intraradicular posts cemented after different periods. J Appl Oral Sci. 17 (November-December 2009): 579-583.
- [22] Teixeira, E. C., Teixeira, F. B., Piasick, J. R., and Thompson, J. Y. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems. J Am Dent Assoc. 137 (July 2006): 1006-1012.
- [23] Cohen, B. I., Pagnillo, M. K., Newman, I., Musikant, B. L., and Deutsch, A. S. Effects of three bonding systems on the torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs. J Prosthet Dent. 81 (June 1999): 678-683.
- [24] Cohen, B. I., Penugonda, B., Pagnillo, M. K., Schulman, A., and Hittelman, E. Torsional resistance of crowns cemented to composite cores involving three stainless steel endodontic post designs. J Prosthet Dent. 84 (July 2000): 38-42.
- [25] Sivers, J. E., and Johnson, W. T. Restoration of endodontically treated teeth. Dent Clin North Am. 36 (July 1992): 631-650.
- [26] DeSort, K. D. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: theory and biomechanics of post preparation. J Prosthet Dent. 49 (February 1983): 203-206.

- [27] Morgano, S. M., and Brackett, S. E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. J Prosthet Dent. 82 (December 1999): 643-657.
- [28] Kayser, A. F., Leempoel, P. J., and Snoek, P. A. The metal post and composite core combination. J Oral Rehabil. 14 (January 1987): 3-11.
- [29] Peters, M. C., Poort, H. W., Farah, J. W., and Craig, R. G. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. J Dent Res. 62 (June 1983): 760-763.
- [30] Smith, C. T., Schuman, N. J., and Wasson, W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. Quintessence Int. 29 (May 1998): 305-312.
- [31] Gunnar Bergenholtz, P. H.-B., Claes Reit. Textbook of Endodontology. Oxford: Blackwell Publishing company, 2003.
- [32] Hew, Y. S., Purton, D. G., and Love, R. M. Evaluation of pre-fabricated root canal posts. J Oral Rehabil. 28 (March 2001): 207-211.
- [33] Cohen, B. I., Pagnillo, M. K., Newman, I., Musikant, B. L., and Deutsch, A. S. Retention of a core material supported by three post head designs. J Prosthet Dent. 83 (June 2000): 624-628.
- [34] Lambjerg-Hansen, H., and Asmussen, E. Mechanical properties of endodontic posts. J Oral Rehabil. 24 (December 1997): 882-887.
- [35] Abbott, P. V. Incidence of root fractures and methods used for post removal. Int Endod J. 35 (January 2002): 63-67.
- [36] Sorensen, J. A., and Martinoff, J. T. Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent. 52 (July 1984): 28-35.

- [37] Standlee, J. P., Caputo, A. A., and Holcomb, J. P. The Dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. J Oral Rehabil. 9 (January 1982): 23-33.
- [38] Burgess, J. O., Summitt, J. B., and Robbins, J. W. The resistance to tensile, compression, and torsional forces provided by four post systems. J Prosthet Dent. 68 (December 1992): 899-903.
- [39] Dummer, P. M., and Edmunds, D. H. Root canal retained restorations: 2. Prefabricated post and core systems--(II) Threaded posts. Dent Update. 17 (September 1990): 286-289.
- [40] Schwartz, R. S., and Robbins, J. W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. J Endod. 30 (May 2004): 289-301.
- [41] Cheung, W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. J Am Dent Assoc. 136 (May 2005): 611-619.
- [42] จินตมัย สุวรรณประทีป. โลหะทางการแพทย์กับการกัดกร่อนในร่างกาย[online]. (n.d.). Available from: <http://www.rmutphysics.com/CHARUD/specialnews/2/corrosion/corrosionthai2.htm> [2009, December 8]
- [43] กิตติพร เหล่าแสงธรรม, ดำรงค์ศักดิ์ เหล่าแสงธรรม. เหล็กกล้าไร้สนิม[บทวิทยุออกอากาศทางสถานีวิทยุกระจายเสียงแห่งประเทศไทย]. ตุลาคม 2549.
- [44] Chang, W. C., and Millstein, P. L. Effect of design of prefabricated post heads on core materials. J Prosthet Dent. 69 (May 1993): 475-482.
- [45] American Iron and Steel Institute. Design guidelines for the selection and use of stainless steel. Washington, D.C.: American Labor, 1977.

- [46] วรวิทย์ อึ้งภากรณ์, ชาญ ถนัดงาน. การออกแบบเครื่องจักรกล เล่ม 1. 2 ed. กรุงเทพฯ ซีเอ็ด
ยูเคชั่น, 2546.
- [47] Newson, T. Stainless Steel for Hygienic Application[online]. 2003. Available from:
<http://www.bssa.org.uk/cms/File/Conf%2020SS%2020for%2020Hygienic%2020Applications.pdf> [2009, October 16]
- [48] Christian, S. Report on stainless steel[online]. 1998. Available from:
<http://www.anatometal.com> [2010, May 12]
- [49] Hall, J. Stainless steel - A Thomson special supplement. Johannesburg: L.E.
Joseph, (n.d.).
- [50] Sahafi, A., Peutzfeldt, A., Asmussen, E., and Gotfredsen, K. Retention and failure
morphology of prefabricated posts. Int J Prosthodont. 17 (May-June 2004):
307-312.
- [51] Standlee, J. P., Caputo, A. A., and Hanson, E. C. Retention of endodontic dowels:
effects of cement, dowel length, diameter, and design. J Prosthet Dent. 39
(April 1978): 400-405.
- [52] Colley I. T., H. E. L., and Lehman M. L. Retention of post crowns. Br Dent J. 124
(May 1968): 63-69.
- [53] Sorensen, J. A., and Engelman, M. J. Effect of post adaptation on fracture
resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 64 (October 1990):
419-424.
- [54] Kurer, H. G. An evaluation of the retentive properties of various permanent crown
posts. J Prosthet Dent. 49 (May 1983): 633-635.

- [55] Standlee, J. P., Caputo, A. A., Collard, E. W., and Pollack, M. H. Analysis of stress distribution by endodontic posts. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 33 (June 1972): 952-960.
- [56] Kurer, H. G., Combe, E. C., and Grant, A. A. Factors influencing the retention of dowels. J Prosthet Dent. 38 (November 1977): 515-525.
- [57] Wood, W. W. Retention of posts in teeth with nonvital pulps. J Prosthet Dent. 49 (April 1983): 504-506.
- [58] Mentink, A. G., Creugers, N. H., Meeuwissen, R., Leempoel, P. J., and Kayser, A. F. Clinical performance of different post and core systems--results of a pilot study. J Oral Rehabil. 20 (November 1993): 577-584.
- [59] Dummer, P. M., and Edmunds, D. H. Root canal retained restorations: 2. Prefabricated post and core systems--(I) Non-threaded posts. Dent Update. 17 (July 1990): 244-249.
- [60] Johnson, J. K., Schwartz, N. L., and Blackwell, R. T. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. J Am Dent Assoc. 93 (September 1976): 597-605.
- [61] Burns, D. A., Krause, W. R., Douglas, H. B., and Burns, D. R. Stress distribution surrounding endodontic posts. J Prosthet Dent. 64 (October 1990): 412-418.
- [62] Bijaphala, P. A study of the sizes of permanent teeth of Thai people. J Dent Assoc Thai. 24 (March-April 1974): 37-51.
- [63] Hagge, M. S., Wong, R. D., and Lindemuth, J. S. Effect of dowel space preparation and composite cement thickness on retention of a prefabricated dowel. J Prosthodont. 11 (March 2002): 19-24.

- [64] Roane, J. B. Endodontic post. United States Patent - 5,145,373[online]. 1991. Available from: www.uspto.gov/ [2009, October 24]
- [65] Srisopark, S. A study on the size of permanent teeth, shovel-shaped incisors and paramolar tubercle in Thai skulls. Master's thesis (Basic Medical Sciences, Anatomy), Faculty of Graduate Studies, the University of Medical Sciences. (1968)
- [66] Goracci, C., Grandini, S., Bossu, M., Bertelli, E., and Ferrari, M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. J Dent. 35 (November 2007): 827-835.
- [67] Goracci, C., et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. Eur J Oral Sci. 112 (August 2004): 353-361.
- [68] Charlton, G. Design of posts and cores for porcelain jacket crowns. Master's Thesis, University of Bristol, 1970. Cited in Turner, C. H. The retention of dental posts. J Dent. 10 (1982): 154-165.
- [69] McDonald, A. V., King, P. A., and Setchell, D. J. In vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. Int Endod J. 23 (November 1990): 304-312.
- [70] Goncalves, L. A., Vansan, L. P., Paulino, S. M., and Sousa Neto, M. D. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. J Prosthet Dent. 96 (November 2006): 339-344.
- [71] Goerig, A. C., and Mueninghoff, L. A. Management of the endodontically treated tooth. Part I: concept for restorative designs. J Prosthet Dent. 49 (March 1983): 340-345.

- [72] Anusavice, K. J. Phillips' s Science of dental materials. 11th ed. Missouri: Saunders, 2007.



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตาราง ก ค่าแรง (นิเวศน์) ที่แสดงความต้านทานต่อแรงดึงของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมในทุกกลุ่ม

ชิ้นงานที่	PP	XP	TPP1	TPP2	SSP
1	291.43	377.45	414.17	364.33	149.39
2	266.35	325.93	396.71	329.78	156.73
3	191.52	420.95	317.75	356.13	132.98
4	267.08	384.58	370.15	312.64	103.93
5	229.84	381.68	469.53	295.27	134.20
6	194.24	345.37	357.22	372.02	158.05
7	276.48	395.73	465.00	266.32	154.64
8	266.53	403.10	372.72	365.29	171.40
9	275.32	487.47	400.56	332.97	115.67
10	261.89	388.60	393.50	308.30	200.99

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตาราง ข ค่าแรง (นิวัตน์-เซนติเมตร) ที่แสดงความต้านทานต่อแรงบิดหมุนของเดือยฟันสำเร็จรูป
ชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมในทุกกลุ่ม

ชิ้นงานที่	PP	XP	TPP1	TPP2	SSP
1	11.10	21.92	26.46	17.00	5.01
2	12.96	26.32	28.96	11.40	6.12
3	15.34	26.60	27.28	16.94	6.92
4	10.06	25.56	15.32	10.40	4.04
5	18.32	14.50	24.00	20.64	8.58
6	17.42	25.78	26.64	18.97	6.78
7	15.60	25.72	21.14	17.39	7.80
8	12.02	23.40	21.90	22.54	4.80
9	11.56	25.90	19.46	15.79	5.50
10	16.72	19.68	25.53	19.88	7.72

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตาราง ค การวิเคราะห์ความเหมือนของความแปรปรวน (Homogeneity of Variance) ด้วยการใช้การทดสอบแบบลีวิน (Levene's Test) ของข้อมูลค่าเฉลี่ยแรงที่แสดงความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟันลำเร้จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมในทุกกลุ่ม

Test of Homogeneity of Variances

	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
tensile(N)	.352	4	45	.842
torque (N-cm)	1.782	4	45	.149

ตาราง ง การทดสอบข้อมูลค่าเฉลี่ยแรงที่แสดงความต้านทานต่อแรงดึง และแรงบิดหมุนของเดือยฟันลำเร้จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมในทุกกลุ่ม ด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One way ANOVA)

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
tensile(N)	Between Groups	437846.838	4	109461.709	75.562	.000
	Within Groups	65188.396	45	1448.631		
	Total	503035.234	49			
torque (N-cm)	Between Groups	2094.814	4	523.704	45.047	.000
	Within Groups	523.161	45	11.626		
	Total	2617.975	49			

ตาราง ๑ การทดสอบข้อมูลค่าเฉลี่ยแรงที่แสดงความต้านทานต่อแรงดึงของเดือยฟันสำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมในทุกกลุ่ม ด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบอนเฟอโรน

Multiple Comparisons

tensile(N)

Bonferroni

(I) surface	(J) surface	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
PP	XP	-139.01800*	17.02135	.000	-189.2664	-88.7696
	TPP1	-143.66300*	17.02135	.000	-193.9114	-93.4146
	TPP2	-78.23700*	17.02135	.000	-128.4854	-27.9886
	SSP	104.27000*	17.02135	.000	54.0216	154.5184
XP	PP	139.01800*	17.02135	.000	88.7696	189.2664
	TPP1	-4.64500	17.02135	1.000	-54.8934	45.6034
	TPP2	60.78100*	17.02135	.009	10.5326	111.0294
	SSP	243.28800*	17.02135	.000	193.0396	293.5364
TPP1	PP	143.66300*	17.02135	.000	93.4146	193.9114
	XP	4.64500	17.02135	1.000	-45.6034	54.8934
	TPP2	65.42600*	17.02135	.004	15.1776	115.6744
	SSP	247.93300*	17.02135	.000	197.6846	298.1814
TPP2	PP	78.23700*	17.02135	.000	27.9886	128.4854
	XP	-60.78100*	17.02135	.009	-111.0294	-10.5326
	TPP1	-65.42600*	17.02135	.004	-115.6744	-15.1776
	SSP	182.50700*	17.02135	.000	132.2586	232.7554
SSP	PP	-104.27000*	17.02135	.000	-154.5184	-54.0216
	XP	-243.28800*	17.02135	.000	-293.5364	-193.0396
	TPP1	-247.93300*	17.02135	.000	-298.1814	-197.6846
	TPP2	-182.50700*	17.02135	.000	-232.7554	-132.2586

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

ตาราง ข การทดสอบข้อมูลค่าเฉลี่ยแรงที่แสดงความต้านทานต่อแรงบิดหมุนของเดือยฟัน
สำเร็จรูปชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมในทุกกลุ่ม ด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบบอนเฟอโรน

Multiple Comparisons

torque (N-cm)

Bonferroni

(I) surface	(J) surface	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
PP	XP	-9.42800*	1.52485	.000	-13.9295	-4.9265
	TPP1	-9.55900*	1.52485	.000	-14.0605	-5.0575
	TPP2	-2.98500	1.52485	.565	-7.4865	1.5165
	SSP	7.78300*	1.52485	.000	3.2815	12.2845
XP	PP	9.42800*	1.52485	.000	4.9265	13.9295
	TPP1	-.13100	1.52485	1.000	-4.6325	4.3705
	TPP2	6.44300*	1.52485	.001	1.9415	10.9445
	SSP	17.21100*	1.52485	.000	12.7095	21.7125
TPP1	PP	9.55900*	1.52485	.000	5.0575	14.0605
	XP	.13100	1.52485	1.000	-4.3705	4.6325
	TPP2	6.57400*	1.52485	.001	2.0725	11.0755
	SSP	17.34200*	1.52485	.000	12.8405	21.8435
TPP2	PP	2.98500	1.52485	.565	-1.5165	7.4865
	XP	-6.44300*	1.52485	.001	-10.9445	-1.9415
	TPP1	-6.57400*	1.52485	.001	-11.0755	-2.0725
	SSP	10.76800*	1.52485	.000	6.2665	15.2695
SSP	PP	-7.78300*	1.52485	.000	-12.2845	-3.2815
	XP	-17.21100*	1.52485	.000	-21.7125	-12.7095
	TPP1	-17.34200*	1.52485	.000	-21.8435	-12.8405
	TPP2	-10.76800*	1.52485	.000	-15.2695	-6.2665

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

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวอลิสา วิชัยธนารักษ์ เกิดที่กรุงเทพมหานคร เมื่อวันที่ 18 สิงหาคม พ.ศ. 2524 สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี ทันตแพทยศาสตร์บัณฑิต จากคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เมื่อปีพ.ศ. 2549 และเข้าทำงานในตำแหน่งอาจารย์ ประจำวิทยาลัยสาธารณสุขสิรินธร จังหวัดขอนแก่น ระหว่าง พ.ศ. 2549 – 2551 ปัจจุบันกำลังศึกษาต่อในหลักสูตรปริญญา วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย