



การทดสอบความต้านทานความล้าในห้องปฏิบัติการและการวิเคราะห์ด้วยระเบียบ

วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน

IN VITRO FATIGUE RESISTANCE AND IN SILICO FINITE ELEMENT ANALYSIS (FEA)
OF DENTAL IMPLANTS WITH DIFFERENT DIAMETERS

วิวัฒน์ วณิชานูวัตร

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2562

การทดสอบความต้านทานความล้าในห้องปฏิบัติการและการวิเคราะห์ด้วยระเบียบ
วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2562
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

IN VITRO FATIGUE RESISTANCE AND IN SILICO FINITE ELEMENT ANALYSIS (FEA)
OF DENTAL IMPLANTS WITH DIFFERENT DIAMETERS



VITTAWAT VANICHANUWAT

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of MASTER OF SCIENCE
(Oral and Maxillofacial Sciences)

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2019

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

การทดสอบความต้านทานความล้าในห้องปฏิบัติการและการวิเคราะห์ด้วยระเบียบ

วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน

ของ

วิวัฒน์ วณิชานูวัตร

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล
ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก ประธาน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชาย วงศ์ชื่นสุนทร) (รองศาสตราจารย์ ดร.ชูชัย อนันต์มานะ)

..... ที่ปรึกษาร่วม กรรมการ
(อาจารย์ ทันตแพทย์หญิงอุษณีย์ ปิงไพบูลย์) (รองศาสตราจารย์ ดร.สรศักดิ์ รังสิยานนท์)

ชื่อเรื่อง	การทดสอบความต้านทานความล้าในห้องปฏิบัติการและการวิเคราะห์ด้วย ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน
ผู้วิจัย	วิวัฒน์ วณิชานวัตร
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2562
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชาญชาย วงศ์ชื่นสุนทร
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	อาจารย์ ทนตแพทย์หญิง อุษณีย์ ปิงไพลย์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินความต้านทานความล้าในห้องปฏิบัติการ วิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลวในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกันและเปรียบเทียบกับความเค้นฟอนมิสเชสและความเสียหายจากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยแบ่งรากเทียมยาว 10 มิลลิเมตรและหลักยึดสำเร็จรูปจำนวน 30 ชุด เป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ชุดตามขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียม ได้แก่ 3.5 มิลลิเมตร (Narrow diameter, ND) 4.0 มิลลิเมตร (Regular diameter, RD) และ 5.0 มิลลิเมตร (Wide diameter, WD) นำชิ้นงานมาทดสอบความล้าด้วยวิธี Stepwise loading ที่ความถี่ 20 รอบต่อวินาที เริ่มต้นที่ 200 นิวตัน เป็นจำนวน 5,000 รอบ ตามด้วยให้แรง 400 600 800 1,000 1,200 1,400 1,600 และ 1,800 นิวตัน ช่วงละ 30,000 รอบ บันทึกจำนวนรอบสูงสุดที่ชิ้นงานเกิดความล้มเหลว และรูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงาน วิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติ One-way ANOVA สุ่มชิ้นงานกลุ่มละ 2 ชิ้นถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาค จากนั้นวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์โดยจำลองชิ้นงานในลักษณะเดียวกับการทดสอบความล้า ให้แรงกระทำแบบสถิตย์ที่ 200 นิวตันและแรงกระทำแบบวัฏจักรตามรูปแบบการทดสอบความล้า วิเคราะห์ค่าความเค้นฟอนมิสเชสและความเสียหายในแต่ละกลุ่ม ผลการวิจัยพบว่า รากเทียมกลุ่ม WD RD และ ND มีค่าเฉลี่ยจำนวนรอบ (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ที่ชิ้นงานเกิดความล้มเหลว สูงสุดที่ 210,056 (16,189) 115,951 (9,875) และ 92,165 (10,149) รอบ ตามลำดับ โดยทุกกลุ่มมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ รูปแบบความล้มเหลวในทุกชิ้นงานพบการแตกหักของรากเทียมระดับเดียวกับเรซินจำลองสันกระดูกและสกรูหลักยึด ค่าความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุดพบในกลุ่ม ND RD และ WD มีค่า 423.8 307.5 และ 252.8 MPa ตามลำดับ ความเสียหายสะสมในแต่ละกลุ่มเกิดที่รากเทียมระดับเดียวกับเรซินจำลองสันกระดูกในด้านที่ให้แรง การศึกษานี้สามารถสรุปผลได้ว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมมีผลต่อความต้านทานความล้าโดยขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมที่เพิ่มขึ้นทำให้ความต้านทานความล้าเพิ่มขึ้น รูปแบบความล้มเหลวในทุกกลุ่มพบการแตกหักของรากเทียมระดับเดียวกับเรซินจำลองสันกระดูก ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เมื่อเปรียบเทียบกับ การทดสอบความล้าพบว่ามีความสอดคล้องกัน

คำสำคัญ : เส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียม ความล้า รูปแบบความล้มเหลว ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Title	IN VITRO FATIGUE RESISTANCE AND IN SILICO FINITE ELEMENT ANALYSIS (FEA) OF DENTAL IMPLANTS WITH DIFFERENT DIAMETERS
Author	VITTAWAT VANICHANUWAT
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2019
Thesis Advisor	Assistant Professor Chanchai Wongchuensoontorn , Ph.D.
Co Advisor	Usanee Puengpaiboon

The objectives of this study are to evaluate fatigue resistance, the modes of failure of dental implants of a different diameter, and then to compare them with a von Mises stress and damage analysis from 3D Finite Element Analysis. Thirty sets of dental implants (10 mm length) and stock abutments were divided into 3 groups (n = 10/group) by implant diameter as follows: Narrow diameter (ND) 3.5 mm; Regular diameter (RD) 4.0 mm; and Wide diameter (WD) 5.0 mm. The specimens were subjected to stepwise loading at 20 Hz; starting with a 200 N (5000 cycles), followed by 400, 600, 800, 1000, 1200, 1400, 1600 and 1800 N (30000 cycles each). The number of failed cycles and the type of failure were recorded. The data were statistically analyzed using One-way ANOVA. Two specimens from each group were analyzed using micro-computed tomography. Virtual models, simulating the samples from fatigue testing, were constructed for FEA. Following fatigue testing, a static load at 200 N and cyclic load, were applied. The von Mises stress and damage analysis was calculated. The results revealed that the number of failed cycles of WD, RD and ND were 210056 (16189); 115951 (9875); and 92165 (10149) cycles, respectively. There were statistically significant differences between all groups. The modes of failure for all specimens were fractures at crestal bone, with the simulated level of fixtures and abutment screws. The maximum stress for von Mises of ND, RD and WD were 423.8, 307.5 and 252.8 MPa, respectively. The damage accumulation of all groups initiated on the tensile side of crestal bone at a simulated level of fixtures. In conclusion, the implant diameter demonstrated an important aspect of fatigue resistance. The larger the implant diameter, the higher the fatigue resistance. The mode of failure of all of the specimens were fractures of the crestal bone at a simulated level of fixtures and abutment screws. The results of the fatigue testing and FEA were comparable.

Keyword : In Vitro Fatigue Resistance. In Silico Finite Element Analysis. Dental Implants.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความช่วยเหลือ แนะนำ ให้คำปรึกษา ตรวจสอบแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆจาก อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชาย วงศ์ชื่น สุนทร อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม อ.ทพญ.อุษณีย์ บึงไพบูลย์ ผู้วิจัยกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชไมพร สุขแจ่มศรี สำหรับความช่วยเหลือการให้ คำปรึกษาในการทดสอบความล้มและการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ขอขอบพระคุณ อ.ทพ.พีรพัฒน์ กวีวงศ์ประเสริฐ สำหรับการให้คำแนะนำในวิธีการทดสอบ ความล้ม

ขอขอบพระคุณ ทพ.พงศกร ภู่วโรดม สำหรับการให้คำแนะนำในการแปลผลการวิเคราะห์ ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ขอขอบพระคุณ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับการให้ คำแนะนำและอนุเคราะห์ในการใช้งานเครื่องทดสอบความล้ม

ขอขอบพระคุณ คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ บุคลากร บิดา มารดา พี่สาว ทพญ.แป้งพิมพ์ จำปาศิริ ตลอดจนเพื่อนๆของข้าพเจ้าที่ช่วยเหลือสนับสนุนทั้งด้าน กำลังใจด้วยดีตลอดมา นอกจากนี้ยังมีผู้ที่ให้ความร่วมมือช่วยเหลืออีกหลายท่าน ซึ่งผู้วิจัยไม่สามารถกล่าวนามในที่นี้ได้หมด จึงขอขอบคุณทุกท่านเหล่านั้นไว้ ณ โอกาสนี้ด้วย

วิทวัส วณิชานุวัตร

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ณ
สารบัญรูปภาพ	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง	1
ความมุ่งหมายของการวิจัย	2
ความสำคัญของการวิจัย	3
ขอบเขตของการวิจัย	3
กรอบแนวคิดการวิจัย	4
สมมติฐานในการวิจัย	4
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
ประเภทของรากเทียมในขนาดต่างๆ และข้อบ่งใช้	5
ภาวะแทรกซ้อนและความล้มเหลวในทันตกรรมรากเทียม	8
ความเค้น ความเครียด และ ความล้า ⁽²⁹⁾	9
การทดสอบทางกลของรากเทียม.....	16
การทดสอบความล้าในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน	20
ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการประยุกต์ใช้ในทันตกรรมรากเทียม	22
กระบวนการตรวจสอบระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	26

การศึกษาเปรียบเทียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน....	27
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	29
การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง	29
ขั้นตอนการทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล	30
การวิเคราะห์ทางสถิติ.....	40
บทที่ 4 ผลการวิจัย	41
ผลการทดสอบความล้ม.....	41
รูปแบบความล้มเหลวของรากเทียม.....	42
ผลการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	47
บทที่ 5 อภิปรายผลและสรุปผล	53
ความต้านทานความล้มของรากเทียม	53
รูปแบบความล้มเหลวจากการทดสอบความล้ม	56
การวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยการให้แรงแบบสถิตย์	58
การวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยการให้แรงแบบวัฏจักร	59
บรรณานุกรม	61
ประวัติผู้เขียน.....	71

สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในซอฟต์แวร์ Altair Hyperwork Optistruct™	39
ตาราง 2 ผลการทดสอบความต้านทานความล้า.....	41
ตาราง 3 รูปแบบความล้มเหลวในรากเทียมแต่ละกลุ่ม.....	42
ตาราง 4 รายละเอียดภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคกลุ่ม ND	44
ตาราง 5 รายละเอียดภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคกลุ่ม RD	45
ตาราง 6 แสดงรายละเอียดภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคกลุ่ม WD	46
ตาราง 7 แสดงความเค้นฟอนมิสสูงสุดบริเวณส่วนประกอบของรากเทียม.....	47
ตาราง 8 การกระจายความเค้นและการเปรียบเทียบกับ การทดสอบความล้าในกลุ่ม ND.....	48
ตาราง 9 การกระจายความเค้นและการเปรียบเทียบกับ การทดสอบความล้าในกลุ่ม RD	49
ตาราง 10 การกระจายความเค้นและการเปรียบเทียบกับ การทดสอบความล้าในกลุ่ม WD	49
ตาราง 11 ความเสียหายบริเวณรากเทียมกลุ่ม ND RD และ WD.....	50

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดการวิจัย	4
ภาพประกอบ 2 ความล้มเหลวของรากเทียม	8
ภาพประกอบ 3 ความเค้น.....	10
ภาพประกอบ 4 ความเค้นตามลักษณะของแรงที่มากระทำ	10
ภาพประกอบ 5 เส้นโค้งความเค้น-ความเครียด	11
ภาพประกอบ 6 กลไกการเสียหายจากความล้า.....	13
ภาพประกอบ 7 รอบความเค้นชนิดต่างๆ	14
ภาพประกอบ 8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับจำนวนรอบที่วัสดุเกิดความเสียหาย ...	15
ภาพประกอบ 9 รูปแบบการทดสอบความล้าในรากเทียมตาม ISO 14801-2016.....	18
ภาพประกอบ 10 ตัวอย่างการทดสอบ Stepwise loading	20
ภาพประกอบ 11 ความเค้นในแนวแกนหลัก.....	25
ภาพประกอบ 12 องค์ประกอบของความเค้น	25
ภาพประกอบ 13 การหล่อรากเทียมในท่อบางแหวนเหล็กกล้าไร้สนิมด้วยเรซิน	31
ภาพประกอบ 14 โครงสร้างภายในของรากเทียมทั้ง 3 กลุ่มโดยดัดแปลงจากภาพต้นฉบับ.....	31
ภาพประกอบ 15 การออกแบบครอบฟันโลหะและการกลึงซี่ฟันบนหลักยึดสำเร็จรูป	32
ภาพประกอบ 16 การยึดครอบฟันกับหลักยึดสำเร็จรูปด้วยเครื่องทดสอบเอนกประสงค์ชนิดตั้งโต๊ะ	33
ภาพประกอบ 17 รูปแบบการทดสอบความล้า.....	34
ภาพประกอบ 18 ตัวอย่างการทดสอบความล้าจากเครื่องทดสอบ Instron ElectroPuls™ E10000	34
ภาพประกอบ 19 การทดสอบความล้าด้วยวิธี Stepwise loading	35

ภาพประกอบ 20 ตัวอย่างภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีระดับจุลภาคแสดงโครงสร้างของ ส่วนประกอบภายในของรากเทียมทั้ง 3 กลุ่ม.....	36
ภาพประกอบ 21 การแบ่งจำนวนเอลิเมนต์ของแบบจำลอง.....	37
ภาพประกอบ 22 ภาพแบบจำลองในซอฟต์แวร์ Altair Hyperwork Optistruct™	38
ภาพประกอบ 23 ค่า S1 b1 และ NC1 จากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับจำนวนรอบที่ ขึ้นเกิดความเสียหาย	39
ภาพประกอบ 24 การให้แรงกระทำแบบสถิตย์ 200 นิวตัน	40
ภาพประกอบ 25 ค่าเฉลี่ยจำนวนรอบที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลว เมื่อทดสอบด้วยสถิติ Tukey's HSD พบว่ารากเทียมแต่ละกลุ่มแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ $*p < 0.01$	42
ภาพประกอบ 26 ตัวอย่างรูปแบบความล้มเหลว Ff กลุ่ม ND บริเวณ T5/T6.....	43
ภาพประกอบ 27 ตัวอย่างรูปแบบความล้มเหลว Ff กลุ่ม RD บริเวณ T5/T6 ไปยัง T1 (ซ้าย) และ T5/T6 (ขวา).....	43
ภาพประกอบ 28 ตัวอย่างรูปแบบความล้มเหลว Ff กลุ่ม WD บริเวณ T5/6 ไปยัง T2/3 (ซ้าย) และ T5/6 ไปยัง T1 (ขวา).....	43
ภาพประกอบ 29 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีระดับจุลภาคกลุ่ม ND.....	44
ภาพประกอบ 30 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีระดับจุลภาคกลุ่ม RD	45
ภาพประกอบ 31 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีระดับจุลภาคกลุ่ม WD	46
ภาพประกอบ 32 รูปแบบการกระจายความเค้นในส่วนประกอบของรากเทียมกลุ่ม ND.....	48
ภาพประกอบ 33 รูปแบบการกระจายความเค้นในส่วนประกอบของรากเทียมกลุ่ม RD	48
ภาพประกอบ 34 รูปแบบการกระจายความเค้นในส่วนประกอบของรากเทียมกลุ่ม WD	49
ภาพประกอบ 35 ความเสียหายบริเวณรากเทียมกลุ่ม ND RD และ WD	50
ภาพประกอบ 36 การเปรียบเทียบระหว่างความเสียหายและภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟี ของกลุ่ม ND1 และ ND2	51
ภาพประกอบ 37 การเปรียบเทียบระหว่างความเสียหายและภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟี ของกลุ่ม RD1 และ RD2.....	52

ภาพประกอบ 38 การเปรียบเทียบระหว่างความเสียหายและภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี ของกลุ่ม WD1 และ WD	52
---	----



บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

รากเทียม (Dental implant) เป็นหนึ่งในวัสดุเพื่อใช้ทดแทนฟันที่สูญเสียไป ในช่วงทศวรรษที่ผ่านมา รากเทียมได้รับความนิยมมากโดยสามารถทดแทนการสูญเสียของฟันบางส่วนและทั้งปากได้อย่างยั่งยืนทั้งในด้านประสิทธิภาพการบดเคี้ยวและความสวยงาม ด้วยอัตราการอยู่รอดของรากเทียมสูงและภาวะแทรกซ้อนที่น้อยทั้งในระหว่างและหลังการรักษา ทำให้ทันตกรรมรากเทียมเป็นทางเลือกในการใส่ฟันทดแทนของประชาชนมากขึ้น⁽¹⁻³⁾

แม้ว่ารากเทียมจะมีอัตราความสำเร็จในระยะยาวที่สูง ความล้มเหลวของรากฟันเทียมยังคงพบได้และเป็นปัญหาในการเพิ่มระยะเวลาในการรักษาและค่าใช้จ่าย⁽⁴⁾ ความล้มเหลวทางกลที่เกิดขึ้นได้คือการแตกหักของตัวรากเทียม หลักยึด (abutment) และสกรูของหลักยึด (Abutment screw) โดยจากการทบทวนเอกสารอย่างเป็นระบบในการติดตามผลของการรักษาด้วยรากเทียมพบว่าการแตกหักของหลักยึดและสกรูร้อยละ 1.5 และ 2.5 ที่ระยะเวลา 5 และ 10 ปี ตามลำดับ ส่วนการแตกหักของตัวรากเทียมอยู่ที่ร้อยละ 0.4 และ 1.8 ที่ระยะเวลา 5 และ 10 ปี ตามลำดับ ซึ่งสาเหตุของการแตกหักนั้นเกิดจากความล้า (Fatigue) ของโลหะผสมไทเทเนียมจากการรับแรงกระทำในช่องปากและรุนแรงมากขึ้นเมื่อมีการละลายของกระดูกรอบรากเทียม ซึ่งหนึ่งในปัจจัยสำคัญของความล้มเหลวทางกลคือขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียม^(5, 6)

การละลายของกระดูกเข้าฟันหลังถอนฟัน ปริมาณกระดูกและพื้นที่ว่างสำหรับใส่ฟันอาจเป็นข้อจำกัดของการรักษาด้วยรากเทียมที่มีขนาดมาตรฐาน (Regular diameter implant) ซึ่งต้องการเสริมกระดูกก่อนฝังรากเทียม ผลที่ตามมาคือค่ารักษา ระยะเวลาและภาวะแทรกซ้อนที่เพิ่มมากขึ้น ในปัจจุบันรากเทียมขนาดเล็ก (Narrow diameter implant) จึงถูกนำมาใช้มากขึ้นในบริเวณที่มีพื้นที่ใส่ฟันจำกัดหรือเพื่อหลีกเลี่ยงการเสริมกระดูก รากเทียมขนาดเล็กมีอัตราความสำเร็จและความอยู่รอดที่สูงแต่จากการศึกษาในห้องทดลองหลายฉบับพบว่ารากเทียมขนาดเล็ก มีความเสี่ยงสูงต่อการแตกหักจากความล้าโดยเฉพาะในบริเวณที่รับแรงสับพันมากเช่นบริเวณฟันหลัง⁽⁵⁻¹¹⁾ อย่างไรก็ตามการศึกษาและการติดตามผลในระยะยาวของชีวกลศาสตร์และคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในรากเทียมที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกันยังมีจำกัด

ปัจจุบันรูปแบบของความล้มเหลว (Mode of failure) ทางกลของส่วนต่างๆของรากเทียมยังไม่มีการศึกษาอย่างแพร่หลาย การทดสอบความล้า (Fatigue testing) เป็นหนึ่งในวิธีที่ใช้ใน

การประเมินความล้าของรากเทียม สามารถวิเคราะห์รูปแบบของความล้าและจำลองผลการใช้งานของรากเทียมได้ใกล้เคียงกับการใช้งานในทางคลินิก โดยในหลายการศึกษาพบว่าทั้งการทดสอบที่เป็นการให้แรงกระทำแบบสถิตย์ (Static loading) และการทดสอบที่ใช้แรงกระทำแบบวัฏจักร (Cyclic loading) โดยแรงกระทำแบบวัฏจักรนั้นจะจำลองสถานการณ์ได้ใกล้เคียงกับสภาพช่องปากในทางคลินิกมากกว่า อย่างไรก็ตามการศึกษาที่ทดสอบความล้าโดยใช้แรงกระทำแบบวัฏจักรส่วนใหญ่มุ่งเน้นไปที่ความแตกต่างของรูปแบบรอยต่อบริเวณรากเทียมและหลักยึด ในขณะที่การศึกษากการทดสอบความล้าและวิเคราะห์ความล้าในขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมที่แตกต่างกันยังมีไม่มาก ด้วยขั้นตอนการทดสอบความล้าในห้องปฏิบัติการของรากเทียมนั้นใช้ค่าใช้ง่ายและระยะเวลาในการทดสอบขึ้นงานค่อนข้างสูง ขณะที่การวิเคราะห์การกระจายแรงกระทำต่อรากเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element analysis) ซึ่งเป็นการจำลองการทดสอบด้วยซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์ จึงเป็นหนึ่งในเครื่องมือทางเลือกที่เหมาะสมในการวิเคราะห์ทางด้านชีวกลศาสตร์และคุณสมบัติของรากเทียม^(5, 12, 13)

หนึ่งในความสำเร็จและกระบวนการเกิดความล้าของรากเทียมนั้นขึ้นอยู่กับความเข้าใจในการกระจายความเค้น (Stress) บนรากเทียมและบริเวณกระดูกรอบรากเทียมเมื่อรากเทียมได้รับแรง การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นเครื่องมือที่มีประโยชน์ในการทดสอบและเปรียบเทียบปัจจัยต่างๆที่มีอิทธิพลต่อความเค้นได้รวดเร็ว มีต้นทุนต่ำในการเตรียมชิ้นงานเพื่อทดลองและสามารถทำซ้ำได้ง่ายจึงเป็นเครื่องมือที่นิยมในการวิเคราะห์ทางด้านชีวกลศาสตร์และคุณสมบัติของรากเทียมก่อนการทดลองทางคลินิกหรือห้องปฏิบัติการต่อไป ซึ่งการนำผลของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาวิเคราะห์ร่วมกับการทดสอบความล้าในห้องปฏิบัติการสามารถเปรียบเทียบความแม่นยำ และความน่าเชื่อถือของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และสามารถนำกระบวนการไปใช้ประโยชน์ในการวิเคราะห์ปัจจัยตัวแปรอื่นๆ⁽¹³⁻¹⁵⁾

วัตถุประสงค์ของผู้วิจัยในการศึกษานี้คือเพื่อทดสอบความต้านทานความล้าในห้องปฏิบัติการ วิเคราะห์ความล้าจากการทดสอบและนำไปเปรียบเทียบกับผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน

ความมุ่งหมายของการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ตั้งความมุ่งหมายไว้ดังนี้

1. ทราบถึงความสัมพันธ์ระหว่างขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมและความต้านทานความล้าของรากเทียม

2. สามารถวิเคราะห์ข้อมูลรูปแบบความเค้นฟอนมิสเซส (Von Mises stress) และความเสียหาย (Damage) ในรากเทียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกันจากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

3. สามารถเปรียบเทียบความสอดคล้องระหว่างผลการทดสอบความล้าในห้องปฏิบัติการกับการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ความสำคัญของการวิจัย

เพื่อให้เข้าใจคุณสมบัติและพฤติกรรมความล้มเหลวในรากเทียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกันและสามารถนำระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาเปรียบเทียบกับผลในห้องปฏิบัติการเพื่อวิเคราะห์ความล้มเหลวและปัจจัยต่างๆของการกระจายของความเค้นบนรากเทียมได้อย่างแม่นยำและน่าเชื่อถือมากขึ้น

ขอบเขตของการวิจัย

ประชากรที่ใช้ในการวิจัย

รากเทียม (Dental implant) ยี่ห้อออสเทม (Osstem[®], Korea) รุ่น TSIII

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย

รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร

รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.0 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร

รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.0 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร

ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรอิสระ แบ่งเป็นดังนี้

1.1 รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร ยี่ห้อออสเทม (Osstem[®], Korea) รุ่น TSIII

1.2 รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.0 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร ยี่ห้อออสเทม (Osstem[®], Korea) รุ่น TSIII

1.3 รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.0 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร ยี่ห้อออสเทม (Osstem[®], Korea) รุ่น TSIII

2. ตัวแปรตามได้แก่

- 2.1 ความต้านทานความล้าของรากเทียม
- 2.2 รูปแบบความล้มเหลวของรากเทียม
- 2.3 ความเค้นฟอนมิสเซลและความเสียหายจากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

กรอบแนวคิดการวิจัย



ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดการวิจัย

สมมติฐานในการวิจัย

1. ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมมีผลต่อความต้านทานความล้าและค่าความเค้นฟอนมิสเซลของรากเทียม
2. ผลของการทดสอบความล้าในห้องปฏิบัติการมีความสอดคล้องกับการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องและได้นำเสนอตามหัวข้อดังต่อไปนี้

1. ประเภทของรากเทียมในขนาดต่างๆ และข้อบ่งใช้ (Classification of dental implants with different diameters and their indications)
2. ภาวะแทรกซ้อนและความล้มเหลวในทันตกรรมรากเทียม (Complications and failures in implant dentistry)
3. ความเค้น ความเครียด และความล้า (Stress, Strain and Fatigue)
4. การทดสอบทางกลของรากเทียม (Mechanical testing in dental implants)
5. การทดสอบความล้าในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน (Fatigue testing in dental implants with different diameters)
6. ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการประยุกต์ใช้ในทันตกรรมรากเทียม (Application of Finite Element Analysis in implant dentistry)
7. การศึกษาระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน (Finite Element Analysis in dental implants with different diameters)

ประเภทของรากเทียมในขนาดต่างๆ และข้อบ่งใช้

ในปัจจุบันรากเทียมมีการใช้งานเพิ่มมากขึ้นและมีมากกว่า 220 ระบบทั่วโลก รากเทียมในแต่ละระบบถูกออกแบบให้มีความยาวและขนาดต่างๆ กันทำให้ทันตแพทย์และนักวิชาการพยายามแบ่งกลุ่มของรากเทียมเพื่อเป็นมาตรฐานสำหรับการใช้รักษาและทำการวิจัย โดย Al-Johany และคณะได้ทบทวนวรรณกรรมและแบ่งกลุ่มตามขนาดของรากเทียม โดยแบ่งรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน 4 กลุ่มได้แก่ รากเทียมขนาดเล็กพิเศษ (Extra-narrow diameter implant) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางน้อยกว่า 3.0 มิลลิเมตร รากเทียมขนาดเล็ก (Narrow diameter implant) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมากกว่าหรือเท่ากับ 3.0 มิลลิเมตร แต่น้อยกว่า 3.75 มิลลิเมตร รากเทียมขนาดมาตรฐาน (Regular diameter implant) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมากกว่าหรือเท่ากับ 3.75 มิลลิเมตร แต่น้อยกว่า 5 มิลลิเมตร และรากเทียมขนาดใหญ่ (Wide diameter implant) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมากกว่าหรือเท่ากับ 5 มิลลิเมตร^(16, 17) การเลือกใช้รากเทียมแต่ละขนาดขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายชนิด เช่น ตำแหน่งพื้นที่ทดแทน ความกว้าง

ความสูงและคุณภาพของกระดูกเบ้าฟัน พื้นที่ว่างระหว่างฟันข้างเคียงกับฟันคู่สบ และการสบฟัน เป็นต้น⁽¹¹⁾

ในทางชีวกลศาสตร์รากเทียมขนาดใหญ่สามารถเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างรากเทียมกับกระดูกและเชื่อว่าสามารถเพิ่มความเสถียรปฐมภูมิ (Primary stability) และความต้านทานต่อความเค้น (stress) ได้ โดยข้อดีและการใช้งานของรากเทียมขนาดใหญ่ประกอบด้วย

1. สามารถเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างรากเทียมกับกระดูกและสามารถเพิ่มความเสถียรปฐมภูมิ (Primary stability) โดย Barikani และคณะได้วัดค่าเฉลี่ย ISQ ของรากเทียมขนาดเล็ก ขนาดมาตรฐาน และขนาดใหญ่ พบว่าการเพิ่มขึ้นของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมมีผลให้ความเสถียรปฐมภูมิเพิ่มขึ้นในกระดูกที่มีคุณภาพต่ำ⁽¹⁸⁾ อย่างไรก็ตามไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในรากเทียมขนาดมาตรฐานและขนาดใหญ่ ส่วนการศึกษาทางคลินิกของ Gomez-Polo และคณะ ได้ศึกษารากเทียมที่ฝังในสันเหงือกกว้างโดยมีความยาว ขนาดของรากเทียม และคุณภาพกระดูกแบบต่าง ๆ นั้น พบว่าขนาดของรากเทียมที่ใหญ่ขึ้นมีผลให้ความเสถียรปฐมภูมิเพิ่มขึ้นในระดับต่ำถึงปานกลาง (ร้อยละ 15.8)⁽¹⁹⁾

2. สามารถกระจายแรงบดเคี้ยวได้ดีกว่า ในทางทฤษฎีการเพิ่มขึ้นของพื้นที่หน้าตัดของรากเทียมสามารถลดความเค้นจากแรงบดเคี้ยวที่เกิดบริเวณพื้นผิวของรากเทียมที่เชื่อมติดกับกระดูกได้ ดังนั้นรากเทียมขนาดใหญ่จึงถูกสันนิษฐานว่าสามารถช่วยลดการสูญเสียของกระดูกเบ้าฟันจากแรงบดเคี้ยวได้⁽²⁰⁾

3. ส่วนประกอบของรากเทียมที่ใหญ่ขึ้นทำให้สามารถใช้แรงบิด (Torque) มากขึ้นในการใส่ส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมซึ่งเพิ่มความเสถียรของหลักยึดและลดการหลวมของ สกรูหลักยึดได้⁽²⁰⁾ นอกจากนี้พบว่ารากเทียมขนาดใหญ่กว่าส่งผลให้สกรูหลักยึดมีการเคลื่อนออกจากแนวแกนรากเทียมลดลงและมีอัตราการสูญเสียแรงบิด (Torque loss rate) ลดลง⁽²¹⁾

อย่างไรก็ตามการใช้รากเทียมที่มีขนาดใหญ่ถูกจำกัดด้วยความกว้างของสันกระดูกทั้งในแนวด้านแก้ม-ด้านลิ้น (Bucco-lingual) และด้านใกล้กลาง-ไกลกลางและในด้านความสวยงามในการสร้างอีเมอร์เจ้นซ์โปรไฟล์ (Emergence profile)⁽²⁰⁾

ในสันกระดูกขากรรไกรที่มีการละลายและแคบโดยเฉพาะบริเวณฟันหลังมักจำกัดการใช้รากเทียมที่มีขนาดมาตรฐานและขนาดใหญ่ การเตรียมสันกระดูกขากรรไกรให้พร้อมสำหรับรากเทียมขนาดมาตรฐานนั้นต้องการการผ่าตัดที่ซับซ้อน เช่น การผ่าตัดเสริมกระดูก (Bone augmentation) การผ่าตัดแยกสันกระดูก (Ridge split osteotomy) รากเทียมขนาดเล็กจึงถูก

นำมาใช้เพื่อเป็นทางเลือกเพื่อหลีกเลี่ยงการผ่าตัดที่ซับซ้อนและทดแทนการใส่ฟันได้ด้วยวิธีที่อนุรักษ์กว่า⁽²²⁾ โดยข้อดีและการใช้งานของรากเทียมขนาดเล็กประกอบด้วย

1. สามารถลดอัตราการผ่าตัดเสริมกระดูกในกรณีที่มีกระดูกจำกัดในแนวนอนได้ โดยเฉพาะในกลุ่มผู้สูงอายุ ผู้ป่วยในกลุ่มเสี่ยงต่อการผ่าตัด ผู้ป่วยที่ปฏิเสธการผ่าตัดที่ซับซ้อน เป็นต้น ในงานวิจัยของ Papadimitriou และคณะได้เปรียบเทียบความจำเป็นในการเสริมกระดูกในแนวนอนระหว่างรากเทียมขนาดเล็ก (เส้นผ่านศูนย์กลาง 3.3 มิลลิเมตร) กับรากเทียมขนาดมาตรฐาน (เส้นผ่านศูนย์กลาง 4.0 มิลลิเมตร) พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ โดยความจำเป็นในการเสริมกระดูกลดลงร้อยละ 10 ในรากเทียมขนาดเล็ก⁽⁷⁾

2. การใช้รากเทียมขนาดเล็กเป็นวิธีการรักษาที่มีความอนุรักษ์ กล่าวคือช่วยลดเลือดออกขณะผ่าตัด ความไม่สบายหลังการผ่าตัด และระยะเวลาการหายของแผล⁽²³⁾

3. สามารถใช้ในบริเวณที่มีระยะระหว่างด้านใกล้กลาง-ไกลกลางของฟันข้างเคียงน้อยกว่า 7 มิลลิเมตร⁽¹¹⁾ เช่นในบริเวณฟันหน้าที่ไม่มีแต่กำเนิดหรือช่องว่างระหว่างฟันที่แคบหลังการจัดฟัน เป็นต้น⁽²⁴⁾

อย่างไรก็ตามการใช้รากเทียมขนาดเล็กต้องคำนึงถึงความเสี่ยงจากภาวะแทรกซ้อนทางกล เนื่องจากตามทฤษฎีแล้วรากเทียมขนาดเล็กจะมีพื้นที่ผิวสัมผัสและมีกระบวนการยึดติดระหว่างกระดูกกับรากเทียม (Osseointegration) ลดลง ทำให้เชื่อว่ามีเสี่ยงต่อการรับแรงเกินขนาด (Overloading) และการแตกหักของส่วนประกอบต่างๆของรากเทียม⁽²³⁾

แม้ว่ารากเทียมขนาดเล็กจะมีข้อจำกัดในการใช้งานหลายประการแต่ยังคงมีอัตราความสำเร็จ (Success rate) และอัตราการอยู่รอด (Survival rate) ที่สูง จากการทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบในรากเทียมที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.3 และ 3.5 มิลลิเมตร ในระยะเวลาตั้งแต่ 12 ถึง 144 เดือนพบว่าพบมีอัตราการอยู่รอดอยู่ระหว่างร้อยละ 88.9 ถึง 100 และอัตราความสำเร็จอยู่ระหว่างร้อยละ 91.4 ถึง 97.6 จากผลการวิเคราะห์ห่อภิมาณ (Meta-analysis) พบว่าอัตราการอยู่รอดระหว่างรากเทียมขนาดเล็กและขนาดมาตรฐานไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ⁽²⁵⁾ อย่างไรก็ตามการศึกษาของ Ortega-Oller และคณะพบว่ารากเทียมขนาดเล็กมีอัตราความล้มเหลวที่สูงกว่ารากเทียมขนาดมาตรฐานและแนะนำให้คัดเลือกผู้ป่วยให้เหมาะสมสำหรับการใช้รากเทียมขนาดเล็ก⁽²³⁾

ภาวะแทรกซ้อนและความล้มเหลวในทันตกรรมรากเทียม

สามารถแบ่งเป็น 2 ประเภทได้แก่

1. ภาวะแทรกซ้อน/ความล้มเหลวทางกล (Mechanical complications/failures)

คือการเกิดความเสียหายทางกายภาพต่อรากเทียม ส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมหรือชิ้นงานบูรณะส่วนบน (Suprastructure) ของรากเทียม โดยรูปแบบของความล้มเหลวของรากเทียม (Mode of failures) ที่เกี่ยวข้องกับทางกายภาพนั้นประกอบด้วย การหลวมของสกรูหลักยึดไปจนถึงการแตกหักของส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมและตัวรากเทียม เช่น การแตกหักของสกรูหลักยึด (Abutment screw) การแตกหักของหลักยึด (Abutment) ดังภาพประกอบ 2ก

2. ภาวะแทรกซ้อน/ความล้มเหลวทางชีวภาพ

(Biological complications/failures)

เป็นภาวะแทรกซ้อนที่กระบวนการยึดติดระหว่างกระดูกกับรากเทียม (Osseointegration) ไม่ประสบความสำเร็จจากสาเหตุต่างๆ เช่น การติดเชื้อ การเคลื่อนที่ของรากเทียมในระดับไมโคร (Micromovements) จากการรับแรงก่อนกำหนด (premature loading) และรวมไปถึงการเกิดภาวะเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบ (Peri-implantitis) ดังภาพประกอบ 2ข



ภาพประกอบ 2 ความล้มเหลวของรากเทียม

ภาพประกอบ 2ก แสดงความล้มเหลวทางกล

ภาพประกอบ 2ข แสดงความล้มเหลวทางชีวภาพ

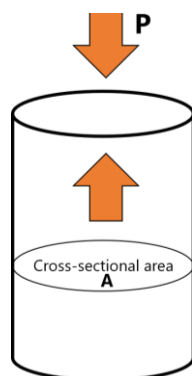
ที่มา อ.ทพญ.อุษณีย์ บึงไพบูลย์

จากการทบทวนทางวรรณกรรมอย่างเป็นระบบในการศึกษาทางคลินิกในระยะเวลาการติดตามผล 5 ถึง 10 ปี พบว่ามีอัตราการเกิดความล้มเหลวทางกลที่ระยะเวลา 5 ปีตั้งแต่ร้อยละ 16.3 ถึง 53.4 ซึ่งพบอัตราการแตกหักของสกรูหลักยี่ด้อยละ 9.3 ถึง 18.5 ในระยะเวลา 5 และ 10 ปีตามลำดับ การแตกหักของตัวรากเทียมซึ่งรุนแรงที่สุดแต่พบได้น้อยมีอัตราการเกิดที่ร้อยละ 4 ในระยะเวลา 5 ปี โดยสรุปเมื่อติดตามผลในระยะยาวมากขึ้นพบว่าความล้มเหลวทางกลมีความถี่ในการเกิดมากขึ้น มักเกิดขึ้นช้ากว่าความล้มเหลวทางชีวภาพแต่มีความรุนแรงมากกว่าเนื่องจากมีความซับซ้อนในการแก้ไขที่สูง^(3, 26)

Shemtov-Yona และคณะศึกษาวิเคราะห์ความล้มเหลวนนรากเทียมที่เกิดจากการใช้งานทางคลินิก เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากห้องปฏิบัติการพบว่ากลไกการแตกหักเกิดจากความล้า (fatigue) ของโลหะซึ่งเกี่ยวข้องกับการรับแรงบดเคี้ยวซ้ำๆ⁽²⁷⁾ ซึ่งตรงกับการศึกษาของ Morgan และคณะที่พบว่า การแตกหักของรากเทียมทางคลินิกเกิดจากความล้าภายใต้การรับแรงบดเคี้ยวและจะรุนแรงขึ้นเมื่อถูกกระตุ้นด้วยการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียม โดยเมื่อระดับความเค้นสูงเกินขีดจำกัดของกระดูกบริเวณนั้นจะทำให้เกิดการละลายตัวของกระดูก ซึ่งการละลายตัวของกระดูกจะนำไปสู่ภาวะแทรกซ้อนและความล้มเหลวของรากเทียม ดังนั้นความเข้าใจในพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ของรากเทียมและกระดูกจึงเป็นสิ่งที่จำเป็นและปัจจัยต่างๆ ควรถูกประเมินและศึกษาเพื่อลดความล้มเหลวของรากเทียม⁽²⁸⁾

ความเค้น ความเครียด และ ความล้า⁽²⁹⁾

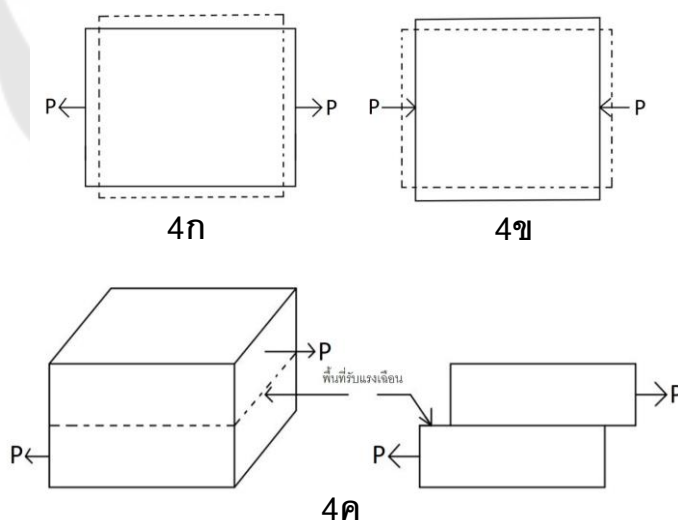
ความเค้น (stress) คือแรงต้านภายในเนื้อวัสดุที่มีต่อแรงภายนอกที่มากระทำต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ เนื่องด้วยแรงต้านภายในในทางปฏิบัติไม่สามารถวัดค่าได้ จึงวัดค่าความเค้นจากแรงภายนอกที่มากระทำด้วยเหตุผลว่าแรงภายนอกมีความสอดคล้องกับแรงต้านทานภายใน ค่าความเค้นเท่ากับแรงภายนอกที่มากระทำหารด้วยพื้นที่หน้าตัดขวางที่แรงกระทำ สามารถเขียนเป็นสมการได้คือ $\sigma = P/A$ เมื่อ σ คือความเค้นมีหน่วยเป็นปาสกาล (Pa, Pascal) P คือแรงภายนอกที่มากระทำ และ A คือพื้นที่ภาคตัดขวางที่แรงกระทำดังภาพประกอบ 3



ภาพประกอบ 3 ความเค้น

โดยทั่วไปความเค้นสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ชนิด ตามลักษณะของแรงที่มากระทำ

1. ความเค้นแรงดึง (Tensile Stress) เกิดขึ้นเมื่อมีแรงดึงมากระทำตั้งฉากกับพื้นที่ภาคตัดขวาง โดยพยายามจะแยกเนื้อวัสดุให้แยกขาดออกจากกัน ดังภาพประกอบ 4ก
2. ความเค้นแรงอัด (Compressive Stress) เกิดขึ้นเมื่อมีแรงกดมากระทำตั้งฉากกับพื้นที่ภาคตัดขวาง เพื่อพยายามอัดให้วัสดุมีขนาดสั้นลง ดังภาพประกอบ 4ข
3. ความเค้นแรงเฉือน (Shear Stress) ใช้สัญลักษณ์ τ เกิดขึ้นเมื่อมีแรงมากระทำในทิศทางขนานกับพื้นที่ภาคตัดขวาง เพื่อให้วัสดุเคลื่อนผ่านจากกันดังภาพประกอบ 4ค



ภาพประกอบ 4 ความเค้นตามลักษณะของแรงที่มากระทำ

ภาพประกอบ 4ก แสดงความเค้นแรงดึง

ภาพประกอบ 4ข แสดงความเค้นแรงอัด

ภาพประกอบ 4ค แสดงความเค้นแรงเฉือน

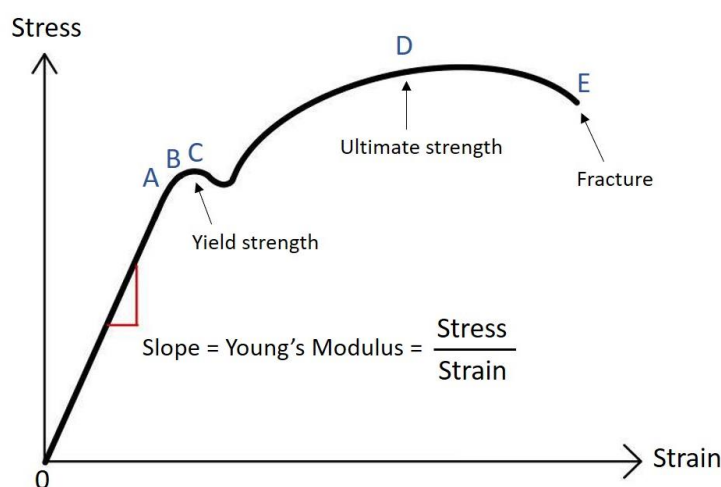
ความเครียด (strain) คือการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุเมื่อมีแรงภายนอกกระทำ หรือเมื่อเกิดความเค้น สามารถแบ่งเป็น 2 ชนิด คือ

1. การเปลี่ยนรูปแบบยืดหยุ่นหรือความเครียดแบบยืดหยุ่น (Elastic Deformation or Elastic Strain) เป็นการเปลี่ยนรูปในลักษณะที่ปลดแรงกระทำออกไปวัสดุสามารถคืนตัวได้อย่างสมบูรณ์

2. การเปลี่ยนรูปแบบพลาสติกหรือความเครียดแบบพลาสติก (Plastic Deformation or Plastic Strain) เป็นการเปลี่ยนรูปในลักษณะที่ปลดแรงกระทำออกไปวัสดุยังคงรูปร่างตามที่ถูกกระทำให้เปลี่ยนไป

วัสดุทุกชนิดจะมีพฤติกรรมของการเปลี่ยนรูปทั้งสองชนิดนี้ขึ้นอยู่กับความเค้นว่ามีมากน้อยเพียงใด หากไม่เกินขีดจำกัดการคืนรูป (Elastic Limit) แล้ว วัสดุนั้นจะมีพฤติกรรมคืนรูปแบบยืดหยุ่น (Elastic Behavior) แต่ถ้าความเค้นเกินกว่านั้นวัสดุจะเกิดการเปลี่ยนรูปแบบถาวรหรือแบบพลาสติก (Plastic Deformation)

ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดมักแสดงโดยใช้เส้นโค้งความเค้น-ความเครียด (Stress-Strain Curve) ซึ่งได้จากการทดสอบแรงดึง (Tensile Test) โดยเป็นการทดสอบพื้นฐานทางวิศวกรรมเพื่อศึกษาความแข็งแรงของวัสดุเมื่อได้รับแรงดึงทิศทางเดียว (Uniaxial tensile test) โดยค่าสมบัติเชิงกลที่สนใจคือ ค่าความแข็งแรงแรงดึงสูงสุด (Ultimate tensile strength) และค่าความแข็งแรงคราก (Yield strength) ซึ่งจะถูกนำไปใช้ในการออกแบบวัสดุเพื่อนำมาใช้งานทางวิศวกรรมได้อย่างถูกต้องเหมาะสม วิธีการหาความแข็งแรงของวัสดุด้วยการทดสอบแรงดึงทำได้โดยค่อยๆเพิ่มแรงที่กระทำต่อวัสดุทีละน้อยจนวัสดุเกิดการแตกหัก โดยจะพลอตค่าของความเค้นในแกนตั้งและความเครียดในแกนนอน ดังภาพประกอบ 5

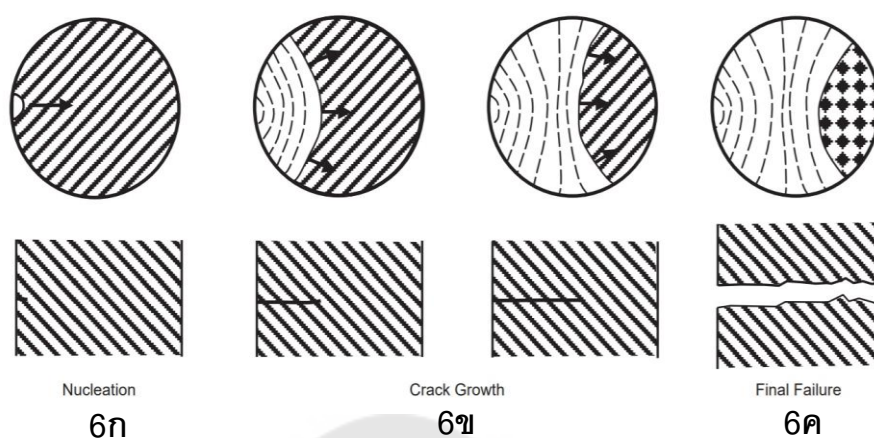


ภาพประกอบ 5 เส้นโค้งความเค้น-ความเครียด

การทดสอบจะเริ่มให้แรงดึงขึ้นทดสอบอย่างช้าๆ จนถึงจุด A ซึ่งในช่วงนี้ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น-ความเครียดจะเป็นสัดส่วนคงที่ กราฟที่ได้จะเป็นเส้นตรงตามกฎของฮุก (Hook's law) ซึ่งกล่าวว่าความเค้นเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเครียด จุด A นี้ เรียกว่าพิกัดสัดส่วน (Proportional Limit) และภายใต้พิกัดสัดส่วนนี้วัสดุจะมีพฤติกรรมเป็นรูปแบบยืดหยุ่น อัตราส่วนระหว่างความเค้นต่อความเครียดจะเท่ากับค่าคงที่เรียกว่า ค่ามอดุลัสของยัง (Young's Modulus) ซึ่งบอกความสามารถของรูป (Stiffness) ของวัสดุ นั่นคือถ้ามีค่ามอดุลัสของยังสูงวัสดุจะเปลี่ยนรูปแบบยืดหยุ่นได้น้อย แต่ถ้ามีค่าต่ำวัสดุจะเปลี่ยนรูปแบบยืดหยุ่นได้มาก ที่จุด B เรียกว่า พิกัดการคืนรูป ซึ่งจุดนี้คือความเค้นสูงสุดที่จะไม่ทำให้เกิดการเปลี่ยนรูปแบบพลาสติก ที่จุด C เรียกว่าจุดคราก (Yield Point) เป็นจุดที่เกิดการเปลี่ยนรูปแบบยืดหยุ่น และค่าของความเค้นที่จุดนี้คือ ความแข็งแรงคราก ซึ่งเป็นจุดแบ่งพฤติกรรมการคืนรูป หลังจากเลยจุดครากแล้ว วัสดุจะเปลี่ยนรูปแบบถาวรจนกระทั่งถึงจุด D ค่าความเค้นที่จุดนี้คือความแข็งแรงดึงสูงสุด ซึ่งเป็นค่าความเค้นสูงสุดที่วัสดุจะทนได้ก่อนที่จะขาดหรือแตกออกจากกัน (Fracture) ที่จุด E ค่าความแข็งแรงดึงสูงสุดเป็นหนึ่งในดัชนีที่ใช้เปรียบเทียบความแข็งแรง (strength) ของวัสดุ^(30, 31)

ความล้า (Fatigue) เป็นกระบวนการที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างเฉพาะที่ อย่างถาวรจากสภาพที่มีความเค้นและความเครียดสะสมจนถึงจุดที่มีรอยร้าวหรือเกิดการแตกหัก อย่างสมบูรณ์ของวัสดุ วัสดุจะเกิดความล้าเมื่อได้รับแรงที่ทำให้เกิดความเค้นแบบซ้ำไปซ้ำมา (Fluctuating stress) หรือแบบเป็นวัฏจักร (Cyclic stress) โดยที่ขนาดความเค้นที่ได้รับนั้นไม่สามารถทำให้เกิดความเสียหายได้ด้วยการให้แรงครั้งเดียวและต่ำกว่าความแข็งแรงคราก⁽³⁰⁾

กลไกความเสียหายจากความล้าเกิดขึ้นโดยการเริ่มต้นของรอยแตก (Crack initiation/nucleation) ซึ่งรอยแตกมีขนาดเล็กในระดับไมครอน (Microscopic level) มักเกิดบริเวณพื้นผิวโดยเฉพาะในตำแหน่งที่วัสดุขาดความต่อเนื่อง เช่น รอยขีดข่วน มุมและเหลี่ยมคมของวัสดุซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีความเค้นสะสม (Stress concentration) สูง จากนั้นเกิดการขยายตัวของรอยแตก (Crack propagation/growth) โดยรอยแตกขยายตัวอย่างช้าๆ ในทิศทางตั้งฉากกับแกนแรงดึงหลัก (Main tensile axis) เมื่อพื้นที่หน้าตัดของวัสดุลดลงจนถึงจุดที่ไม่สามารถรับแรงได้จึงเกิดการแตกหักโดยสมบูรณ์ (Final failure) ดังภาพประกอบ 6



ภาพประกอบ 6 กลไกการเสียหายจากความล้า

ภาพประกอบ 6ก การเริ่มต้นของรอยแตก

ภาพประกอบ 6ข การขยายตัวของรอยแตก

ภาพประกอบ 6ค การแตกหักโดยสมบูรณ์

รอบความเค้น (Stress cycles) แบ่งออกเป็น 2 ชนิดตามรูปแบบของแอมพลิจูด (Amplitude) คือแอมพลิจูดคงที่ (Constant amplitude) และแอมพลิจูดไม่คงที่ (Variable amplitude) โดยรอบความเค้นแบบแอมพลิจูดคงที่แบ่งเป็นสองชนิดคือรอบความเค้นแบบตรงกันข้าม (Reverse stress cycle) และรอบความเค้นแบบทิศทางเดียว (Repeated stress cycle)

รอบความเค้นแบบตรงกันข้ามคือขนาดของความเค้นสูงสุดและความเค้นต่ำสุดเท่ากัน โดยความเค้นสูงสุดอยู่ในรูปของแรงดึง (Tension, +) และความเค้นต่ำสุดอยู่ในรูปของแรงอัด (Compression, -) ดังภาพประกอบ 7ก

รอบความเค้นแบบทิศทางเดียว แสดงถึงรอบความเค้นที่มีแรงกระทำเพียงด้านเดียว โดยอยู่ในรูปของแรงดึงหรือแรงอัด เช่นความเค้นส่วนที่สูงที่สุดเป็นแรงดึงและส่วนที่ต่ำที่สุดเป็นแรงดึงเช่นกัน ดังภาพประกอบ 7ข

รอบความเค้นที่มีแอมพลิจูดไม่คงที่หรือรอบความเค้นแบบสุ่ม (Random stress cycle) คือรอบความเค้นที่มีแรงกระทำไม่คงที่ โดยไม่สามารถคาดเดาลักษณะของแรงได้ ดังภาพประกอบ 7ค

ในรอบความเค้นมีพารามิเตอร์ต่างๆดังนี้⁽³¹⁾

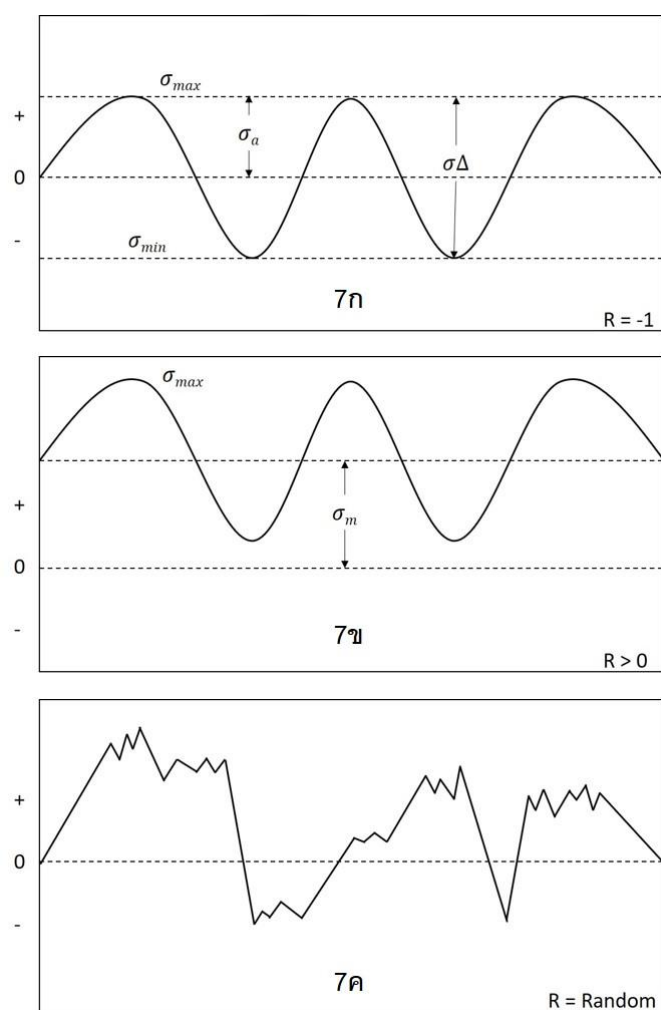
ความเค้นสูงสุด (σ_{max}) ความเค้นต่ำสุด (σ_{min})

ช่วงความเค้น (Stress range; σ_{Δ}) โดย $\sigma_{\Delta} = \sigma_{max} - \sigma_{min}$

แอมพลิจูดความเค้น (Stress amplitude; σ_a) โดย $\sigma_a = \frac{\sigma_{\Delta}}{2}$

ค่าเฉลี่ยความเค้น (Mean stress; σ_m) โดย $\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2}$

อัตราส่วนความเค้น (Stress ratio; R) โดย $R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}$



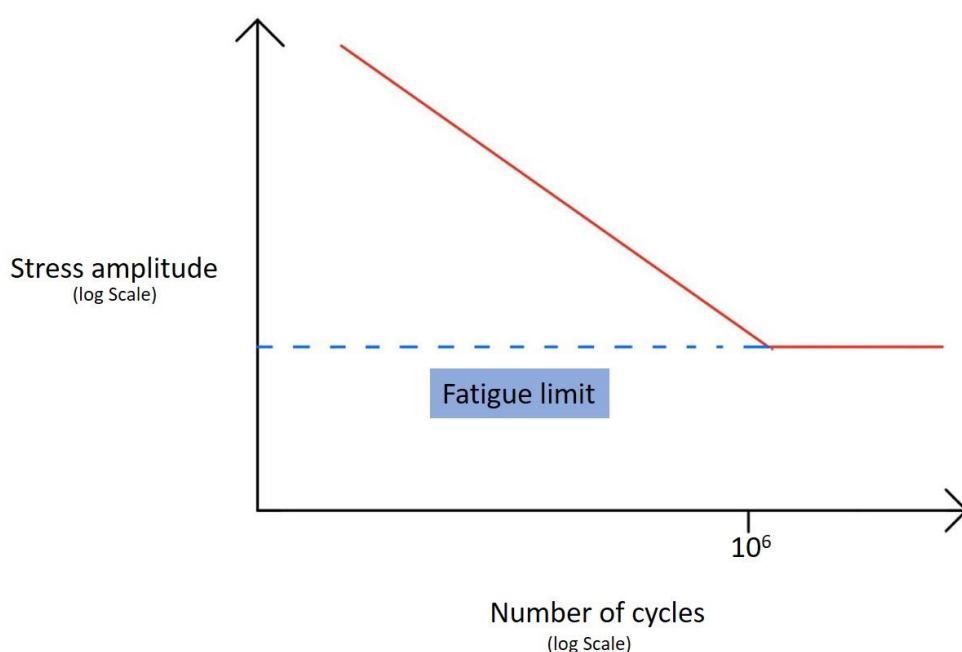
ภาพประกอบ 7 รอบความเค้นชนิดต่างๆ

ภาพประกอบ 7ก แสดงรอบความเค้นแบบตรงกันข้าม

ภาพประกอบ 7ข แสดงรอบความเค้นแบบทิศทางเดียว

ภาพประกอบ 7ค แสดงรอบความเค้นแบบสุ่ม

การศึกษาพฤติกรรมความล้า (Fatigue behavior) โดยทั่วไปศึกษาจากการสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับจำนวนรอบที่วัสดุเกิดความเสียหาย (S-N diagram) ซึ่งในการทดลองส่วนใหญ่จะใช้ข้อมูลจากการให้แรงแบบรอบความเค้นแบบตรงกันข้าม (อัตราส่วนความเค้น, $R = -1$) ทดสอบวัสดุโดยให้ความเค้นและบันทึกจำนวนรอบที่วัสดุเกิดล้มเหลวและนำข้อมูลมาพลอตจะได้กราฟดังภาพประกอบ 8



ภาพประกอบ 8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับจำนวนรอบที่วัสดุเกิดความเสียหาย

โดยแกน y เป็นค่าแอมพลิจูดความเค้นและแกน x เป็นจำนวนรอบที่วัสดุเกิดความเสียหาย โดยจากภาพประกอบ 8 ทำการให้ความเค้นที่สูงกับวัสดุปรากฏว่าเกิดความเสียหายด้วยจำนวนรอบที่ต่ำ จากนั้นทำการทดสอบวัสดุแบบเดียวกันโดยให้ความเค้นที่ต่ำกว่าเดิม วัสดุเกิดความเสียหายที่จำนวนรอบสูงกว่าเดิม เมื่อทดสอบโดยลดความเค้นลงเรื่อยๆจนถึงระดับหนึ่งพบว่าวัสดุไม่เกิดความเสียหายเมื่อจำนวนรอบความเค้นเพิ่มขึ้น ที่จุดนี้เราเรียกว่าขีดจำกัดความล้า (Fatigue limit; endurance limit) ซึ่งโดยทั่วไปจะอยู่ที่ความเค้นระหว่าง $10^6 - 10^7$ รอบ วัสดุที่ได้รับความเค้นต่ำกว่านี้จะถือว่าไม่เกิดความเสียหายและมีอายุขัยไม่จำกัด (Infinite life) ดังนั้นขีดจำกัดความล้าจึงมีความสำคัญต่อการออกแบบวัสดุโดยในทางปฏิบัติจะพยายามให้วัสดุได้รับความเค้นต่ำกว่าค่านี้^(30, 31)

อายุความล้า (Fatigue life) คือจำนวนรอบที่กลุ่มตัวอย่างสามารถอยู่รอดก่อนเกิดความล้มเหลวที่ความเค้นค่าหนึ่ง ในที่นี้ อายุความล้าจะรวมตั้งแต่การเริ่มต้นของรอยแตกและการขยายตัวของรอยแตกจนถึงการแตกหัก

ความต้านทานความล้า (Fatigue resistance) คือค่าความเค้นที่กลุ่มตัวอย่างสามารถอยู่รอดได้ เมื่อผ่านการให้ความเค้นครบจำนวนรอบที่กำหนด⁽³²⁾

กฎการสะสมความเสียหายเชิงเส้น (Linear damage accumulation rule)

ข้อมูลจากการทดสอบความล้าในวัสดุส่วนใหญ่มาจากการทดสอบที่มีแอมพลิจูดและความถี่คงที่ ในขณะที่ความเค้นที่วัสดุได้รับขณะใช้งานจริงมักมีแอมพลิจูดที่ไม่คงที่และซับซ้อน ทั้งนี้สามารถทำนายอายุความล้าของวัสดุที่มีแอมพลิจูดไม่คงที่โดยวิธีการที่ง่ายและนิยมคือการหาความเสียหายสะสม (Cumulative damage) ด้วยกฎของ Palmgren-Miner หรือกฎการสะสมความเสียหายเชิงเส้น โดยใช้ข้อมูลจากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับจำนวนรอบที่วัสดุเกิดความเสียหายมาทำนายอายุความล้าโดยกล่าวว่าเมื่อวัสดุเกิดความล้มเหลว ค่าความเสียหายจากความล้า (Damage; D) มีค่าเท่ากับ 1 ตามสูตร $D = \sum \frac{n_i}{N_i} = 1$ เมื่อ n_i คือจำนวนรอบของค่าความเค้นที่กำหนด (σ_i) และ N_i คือจำนวนรอบอายุความล้าที่ระดับความเค้น σ_i อย่างไรก็ตามกฎของ Palmgren-Miner เป็นการคำนวณด้วยความสัมพันธ์เชิงเส้นโดยไม่ได้นำถึงลำดับความเค้นในแต่ละรอบและการคำนวณความเค้นในแต่ละรอบนั้นไม่ส่งผลต่อกัน ในสถานการณ์ต่างๆอาจส่งผลให้อายุความล้าที่คำนวณมากหรือน้อยกว่าการทดลองจริงได้^(31, 33)

การทำนายอายุความล้าโดยใช้กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับจำนวนรอบที่วัสดุเกิดความเสียหายมีข้อจำกัดที่ผลของรูปร่าง คุณสมบัติและขนาดของวัสดุยังไม่ได้ถูกนำมาคำนวณ และบางข้อมูลมาจากการทดลองที่มีจำนวนกลุ่มตัวอย่างน้อย ทั้งหมดนี้ล้วนส่งผลต่อการใช้ข้อมูลอายุความล้าหรือขีดจำกัดความล้าในออกแบบชิ้นงาน^(31, 33)

การทดสอบทางกลของรากเทียม

ความสำเร็จของรากเทียมส่วนหนึ่งขึ้นอยู่กับพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ ความเข้าใจในการกระจายและการสะสมของความเค้นของกระดูกรอบรากเทียมและส่วนประกอบของรากเทียมยังไม่ชัดเจน การทดสอบความล้าเป็นหนึ่งในวิธีที่ใช้ในการทดสอบและช่วยประเมินความน่าเชื่อถือของรากเทียมในแต่ละรูปแบบได้⁽³⁴⁾ ซึ่งจากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าการทดสอบทางกลมีขั้นตอนและวิธีที่หลากหลาย ดังต่อไปนี้

1. การให้แรงแบบครั้งเดียวจนเกิดความล้มเหลว (Single load to Failure; SLF)

ชิ้นงานจะถูกให้แรงโดยเป็นแรงอัด (Compression) จนกระทั่งเกิดความล้มเหลวหรือแตกหักของชิ้นงานและการบันทึกขนาดแรงมากที่สุดที่ทำให้เกิดการแตกหักของชิ้นงานเอาไว้ ความแข็งแรงของวัสดุจะพิจารณาจากแรงหรือความเค้นที่ได้รับจนเกิดความล้มเหลวเกิดขึ้น ข้อเสียของการทดสอบชนิดนี้คือไม่สามารถจำลองความล้มเหลวที่เกิดขึ้นทางคลินิกได้ วิธีจึงเป็นเพียงเครื่องมือที่ใช้ทดสอบเบื้องต้นก่อนการทดสอบความล้าเท่านั้น

2. การทดสอบความล้า (Fatigue testing)

เป็นการทดสอบโดยให้แรงกระทำแบบวัฏจักรซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงของความเค้นไปตามเวลาและจำลองสถานการณ์ได้ใกล้เคียงกับทางคลินิกได้มากที่สุด โดยการทดสอบโดยการให้แรงแบบแบบวัฏจักรมีข้อกำหนดหลายประการ เช่น ระดับและวิธีการให้แรง มุมของการให้แรง ความถี่หรือจำนวนรอบ และสภาพความชื้นเป็นต้น⁽³⁵⁾

ISO 14801:2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) ได้กำหนดมาตรฐานระเบียบวิธีการสำหรับการทดสอบความล้าในรากเทียมซึ่งมีประโยชน์ในการเปรียบเทียบรากเทียมที่มีรูปแบบหรือขนาดแตกต่างกันดังภาพประกอบ 9 ซึ่งได้ตั้งข้อกำหนดการทดสอบที่สำคัญดังนี้^(35, 36)

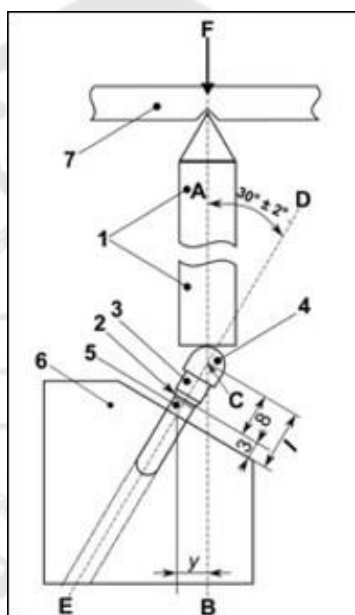
2.1 รากเทียมที่ฝังในกระดูกหรือวัสดุจำลองกระดูกที่ต่อกับหลักยึดแบบตรง (Straight abutment) จะถูกยึดติดกับแท่นยึดชิ้นงาน (Specimen holder) ให้ได้มุม 30 ± 2 องศา กับทิศทางของแรงจากเครื่องทดสอบโดยแรงจะถูกกดลงบนส่วนครอบรูปทรงครึ่งวงกลม (Hemispherical cap) ที่ต่ออยู่กับส่วนหลักยึด

2.2 แรงจากส่วนให้แรง (Loading device) บนเครื่องทดสอบที่มีลักษณะเป็นระนาบผิวเรียบจะถูกกดลงบนผิวสัมผัสครึ่งวงกลมของส่วนครอบตามทิศทางการให้แรงของเครื่องทดสอบ

2.3 ส่วนของรากเทียมที่ฝังอยู่ในกระดูกจะถูกยึดด้วยตัวยึดจับที่มีความแข็งแรงหรือหากฝังรากเทียมในวัสดุจำลองกระดูก วัสดุจะต้องมีความอดุลีของยังมากกว่า 3 GPa และบ่าของรากเทียมจะถูกยึดหรือฝังสูงกว่าระดับกระดูก 3.0 ± 0.5 มิลลิเมตร

2.4 สภาพแวดล้อมขณะทดสอบในสภาพชื้นหรือภายในของเหลวมีอุณหภูมิ 37 ± 2 องศาเซลเซียสและความถี่ในการให้แรงไม่เกิน 2 เฮิร์ตซ์ ส่วนในสภาพแห้งมีอุณหภูมิ 20 ± 10 องศาเซลเซียสและความถี่ในการให้แรงไม่เกิน 15 เฮิร์ตซ์

2.5 ทดสอบความล้าโดยจะทดสอบทั้งหมด 5×10^6 รอบ ที่ความถี่ในการให้แรงไม่เกิน 15 เฮิร์ตซ์ หรือ 2×10^6 รอบที่ความถี่ไม่เกิน 2 เฮิร์ตซ์ ทดสอบโดยการให้แรงหลายระดับและค่อยๆ ลดแรงลงจนกระทั่งมีชิ้นงานอย่างน้อยสามชิ้นไม่เกิดความล้มเหลว โดยนิยามความล้มเหลวคือการเกิดความเสียหายโดยถาวรหรือการแตกหักบริเวณส่วนประกอบใดๆ บนรากเทียม นำข้อมูลมากำหนดจุดในกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับจำนวนรอบที่ชิ้นงานเกิดความเสียหาย โดยหากทดสอบที่ความถี่ไม่เกิน 15 เฮิร์ตซ์จะได้ค่าความเค้นสูงสุดที่ชิ้นงานสามารถอยู่รอดที่ 5×10^6 รอบ โดยหมายความว่ามีความล้า 5×10^6 รอบที่ความเค้นนั้นๆ



ภาพประกอบ 9 รูปแบบการทดสอบความล้าในรากเทียมตาม ISO 14801-2016

ที่มา BS EN ISO 14801-2016.

อย่างไรก็ตามด้วยข้อจำกัดด้านระยะเวลา สภาพแวดล้อมในการทดลอง และข้อมูลการทดลองที่จำกัดของ ISO ทำให้ข้อกำหนดและสภาวะในการทดสอบในแต่ละการศึกษามีความแตกต่างกัน⁽³⁵⁾ ยกตัวอย่างเช่นในส่วนของความถี่ในการทดสอบสำหรับโลหะและโลหะผสมนั้นความถี่ในการทดสอบในช่วงภายใน 10 ถึง 20 เฮิร์ตซ์ไม่มีผลแตกต่างต่อความล้าในสภาพอุณหภูมิห้อง และจากการศึกษาของ Fraga และคณะทดสอบความแข็งแรงความล้าของเซรามิกโดยใช้ความถี่ 2 10 20 และ 40 เฮิร์ตซ์ พบว่าความแข็งแรงความล้ามีค่ามากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ

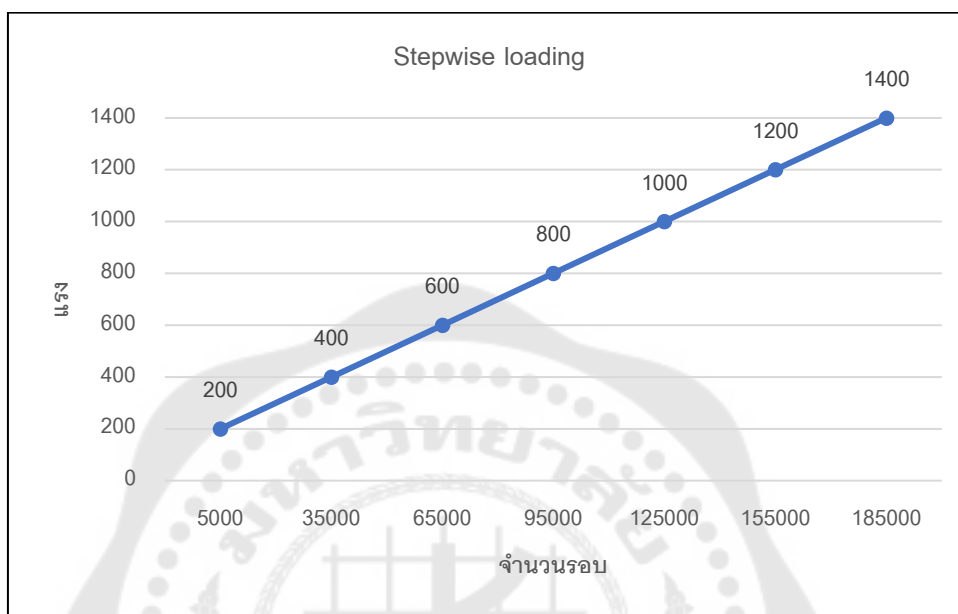
ทางสถิติในกลุ่มที่ใช้ความถี่ 40 เฮิร์ตซ์ แต่ไม่พบความแตกต่างกันในกลุ่มที่ใช้ความถี่ 2 10 และ 20 เฮิร์ตซ์⁽³⁷⁾

วิธีการทดสอบความล้าในรูปแบบต่างๆที่นิยมใช้ในการศึกษาประกอบด้วย การทดสอบ Staircase การทดสอบ Step-stress accelerated life testing (SSALT) และ การทดสอบ Stepwise loading

การทดสอบ Stepwise loading เป็นวิธีการทดสอบความล้าแบบเร่ง (Accelerated fatigue test) ที่ใช้ในวัสดุที่มีความแข็งแรงมาก เหมาะกับการทดสอบอัตราความเค้นในวัสดุที่ต้องใช้เวลาทำให้เกิดความล้าที่ยาวนาน โดยมีการกำหนดขนาดแรงและจำนวนรอบในการทดสอบแต่ละรอบ เมื่อทดสอบครบรอบจะมีการให้แรงที่เพิ่มขึ้นในขนาดที่เท่ากันในแต่ละรอบ ดังภาพประกอบ 10 วิธีการให้แรงแบบ Stepwise loading เป็นวิธีที่สามารถทดสอบความต้านทานความล้าที่ได้ในช่วงของแรงที่หลากหลายโดย Fennis และคณะในปี 2004 ได้แนะนำว่าเป็นวิธีการทดสอบที่สมดุลระหว่างการทดสอบความล้าตามมาตรฐานที่ใช้ระยะเวลาการทดสอบให้แรงแบบครั้งเดียวจนเกิดความล้าที่ใช้เวลารวดเร็วแต่ไม่จำลองสภาพทางคลินิก ช่วงแรกของการทดสอบแรงที่ใช้จะอยู่ในช่วงของแรงสปริงในช่องปากของฟันหลังซึ่งอยู่ในช่วงประมาณ 600 นิวตัน ในช่วงที่สองของการทดสอบแรงที่ใช้จะอยู่ในช่วงของการนอนกัดฟัน (Bruxism) การสบฟันด้วยแรงที่มากเกินไป (Overload) และการสบฟันที่ก่อการบาดเจ็บ (Traumatic occlusion) ในช่วงที่สองนี้เป็นการกระตุ้นให้ชิ้นงานเกิดความล้าภายใต้ความล้าตามจำนวนรอบที่กำหนด⁽³⁸⁻⁴¹⁾

มีการศึกษาที่นำการให้แรงแบบ Stepwise loading มาการทดสอบความต้านทานความล้า ยกตัวอย่างเช่นการศึกษาของ Magne และคณะซึ่งเป็นการทดสอบในห้องปฏิบัติการเกี่ยวกับความต้านทานความล้าของเรซินคอมโพสิต และเซรามิกวีเนียร์ โดยการให้แรงจะใช้ความถี่ 5 เฮิร์ตซ์ โดยให้แรงเริ่มต้นที่ 200 นิวตัน เป็นจำนวน 5000 รอบ หลังจากนั้นจะให้แรง 400 600 800 1000 1200 และสูงสุดที่ 1400 นิวตัน ช่วงแรงละ 30000 รอบ ชิ้นงานจะถูกให้แรงจนถึงเกิดความล้าโดยสมบูรณ์ หรือสิ้นสุดที่ 185,000 รอบ⁽⁴²⁾ การศึกษาของ Foong และคณะซึ่งเป็นการทดสอบความต้านทานการแตกของหลักยึดไทเทเนียมและหลักยึดเซอรโคเนีย ในห้องปฏิบัติการ โดยมีการให้แรงขนาดเท่าเดิมจนเกิดการแตกหักของชิ้นงานก่อนเพื่อหาแรงที่เหมาะสมที่จะให้กับชิ้นงาน แล้วให้แรงที่ความถี่ 2-5 เฮิร์ตซ์ โดยให้แรงเริ่มต้นที่ 50 นิวตัน เป็นจำนวน 5000 รอบ หลังจากนั้นจะให้แรง 100 150 200 250 300 และสูงสุดที่ 400 นิวตัน ช่วงแรงละ 20,000 รอบ⁽⁴³⁾ ในขณะที่การศึกษาของ Kaweewongprasert และคณะใช้วิธีการทดสอบแบบ

Stepwise ในกรอบฟันเซรามิกล้วนที่รองรับด้วยรากเทียมและได้ประยุกต์ใช้ความถี่ที่ 20 เฮิร์ตซ์ ตามการศึกษาของ Fraga และคณะเพื่อลดระยะเวลาในการทดสอบ⁽⁴⁴⁾



ภาพประกอบ 10 ตัวอย่างการทดสอบ Stepwise loading

การทดสอบความล้าในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าการทดสอบความล้าในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน โดยในแต่ละการศึกษากำหนดสภาวะและรูปแบบในการทดสอบต่างกันไปสรุปได้ดังนี้

การศึกษาของ Keren Shemtov-Yona และคณะได้ทดสอบผลของขนาดของรากเทียมต่อพฤติกรรมความล้า โดยทดสอบในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางต่างกัน 3 กลุ่มได้แก่ 3.3 3.75 และ 5 มิลลิเมตร การทดสอบจะให้แรงกระทำทั้งแบบสถิตย์ (Static loading) และแรงกระทำแบบวัฏจักร (Cyclic loading) และให้แรงจนกระทั่งเกิดความล้มเหลวของรากเทียมหรือครบจำนวน 5×10^6 รอบ โดยใช้รูปแบบการทดสอบตาม ISO 14801 (2007) ผลการศึกษาพบว่าไม่เกิดความล้มเหลวจากความล้าที่การให้แรงไม่เกิน 620 นิวตัน เมื่อครบจำนวนรอบในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.75 และ 5 มิลลิเมตร การศึกษาดังกล่าวสรุปว่ารากเทียมทั้งสองขนาดสามารถใช้ในสถานการณ์ทางคลินิกในระยะยาวได้ ในขณะที่รากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.3 มิลลิเมตรไม่สามารถคาดการณ์ผลของพฤติกรรมความล้าได้⁽⁵⁾

ในการศึกษาของ So-Yeon Song และคณะ ได้ทดสอบผลของขนาดของรากเทียมต่อความล้าเช่นกัน โดยทดสอบรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางต่างกัน 4 กลุ่ม ได้แก่ 2.3 2.8 3.1 และ 4.0 มิลลิเมตร การทดสอบจะให้แรงกระทำทั้งแบบสถิตย์และแรงกระทำแบบวัฏจักรโดยใช้รูปแบบการทดสอบตาม ISO 14801 (2007) ผลการศึกษาพบว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมมีผลต่อความต้านทานความล้าโดยความต้านทานความล้าจะลดลงเมื่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมลดลง⁽⁴⁵⁾

ส่วนการศึกษาของ Christopher และคณะ ได้ทดสอบความล้าในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางต่างกัน 3 กลุ่ม ได้แก่ 3.3 3.75 และ 5 มิลลิเมตร ที่ระดับแรงบิด (torque) ระหว่างรากเทียมกับหลักยึดต่างกัน 3 รูปแบบ โดยให้แรงที่ 21 นิวตันและเอียง 45 องศาต่อแนวแกนยาว และให้แรงจนกระทั่งเกิดความล้มเหลวของรากเทียมหรือครบ 5×10^6 รอบ พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างรากเทียมขนาดเล็กและขนาดใหญ่ในจำนวนรอบที่เกิดความล้มเหลวและจากการศึกษานี้สรุปว่าในสถานการณ์ทางคลินิกที่รากเทียมได้รับแรงกระทำจากการบิดเคี้ยว รากเทียมขนาดเล็กมีความเสี่ยงสูงที่จะเกิดความล้มเหลวจากความล้ามากกว่า⁽¹¹⁾

ในขณะที่การศึกษาข้างต้นชี้ให้เห็นความเสี่ยงของรากเทียมขนาดเล็กในการเกิดความล้มเหลว Dimorvan Bordin และคณะได้ศึกษาความน่าจะเป็นในการอยู่รอด (Probability of survival) จากการทดสอบความล้าในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางต่างกัน 2 กลุ่ม ได้แก่ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.9 และ 3.3 มิลลิเมตร โดยใช้รูปแบบการทดสอบตาม ISO14801 (2007) โดยให้แรง 50 100 150 และ 180 นิวตันต่อช่วงๆละ 50000 และ 100000 ในสภาวะขึ้น พบว่ารากเทียมทั้งสองขนาดมีค่าความน่าจะเป็นในการอยู่รอดไม่ต่างกันที่ช่วงการให้แรง 50 และ 100 นิวตัน โดยมีอัตราการอยู่รอดมากกว่าร้อยละ 97 อย่างไรก็ตามค่านี้จะลดลงเมื่อให้แรงที่ช่วง 150 และ 180 นิวตัน การศึกษานี้แนะนำว่ารากเทียมทั้งสองขนาดนี้เป็นตัวเลือกที่เชื่อถือได้ในการทดแทนบริเวณฟันหน้าเนื่องจากแรงสบฟันบริเวณนี้อยู่ในช่วงที่การศึกษานี้ได้ทดสอบ⁽⁴⁶⁾

จากการทบทวนวรรณกรรมข้างต้นจะเห็นได้ว่าผลการศึกษาชี้ให้เห็นไปในทิศทางเดียวกันคือ ขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางมีผลต่อความต้านทานความล้าของรากเทียม โดยการลดลงของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรากเทียมจะมีความต้านทานความล้าลดลงและเพิ่มความเสี่ยงของการเกิดความล้มเหลวทางกล โดยเฉพาะในรากเทียมขนาดเล็ก (ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางน้อยกว่า 3.75 มิลลิเมตร) อย่างไรก็ตามข้อกำหนด วิธีการและสภาวะต่างๆในการทดสอบในแต่ละการศึกษามีความแตกต่างกันและยังพบว่ามีงานวิจัยเรื่องนี้อยู่น้อยมาก^(5, 11, 21, 45, 47)

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการประยุกต์ใช้ในทันตกรรมรากเทียม

หนึ่งในปัจจัยสำคัญในความสำเร็จหรือล้มเหลวของงานทันตกรรมรากเทียมนั้นขึ้นอยู่กับ การกระจายของความเค้นในส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมและกระดูกรอบรากเทียม แรงสบพัน ที่มากเกินไปบริเวณรากเทียมส่งผลให้เกิดความเค้นและความเครียดที่สูงบริเวณกระดูกรอบรากเทียม นำไปสู่การละลายของกระดูกและการผิดรูปหรือเสียหายของโครงสร้างรากเทียมได้ การกระจาย ของความเค้นบริเวณส่วนต่อของรากเทียมและกระดูกขึ้นอยู่กับปัจจัยต่างๆดังนี้ ชนิดและทิศทาง ของแรง คุณสมบัติของวัสดุของรากเทียม รูปร่าง ความยาว และขนาดของรากเทียม รูปแบบพื้นผิว ของรากเทียม รวมถึงคุณภาพและปริมาณกระดูกในบริเวณที่ฝังรากเทียมด้วย

ความเข้าใจและการพัฒนาการกระจายความเค้นในรากเทียมและกระดูกโดยรอบจึงเป็น สิ่งที่สำคัญ เนื่องจากในสถานการณ์ทางคลินิกการวัดการกระจายและผลของความเค้นทำได้ยาก มีความซับซ้อนและมีประเด็นในด้านจริยธรรม ดังนั้นระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จึงถูกนำมา ประยุกต์ใช้ในทางทันตกรรมเพื่อจำลองพฤติกรรมการรับแรงทางกลศาสตร์ของในช่องปากทั้งใน ฟันธรรมชาติและรากเทียม เนื่องจากเป็นวิธีการที่ไม่รุกราน (Non-invasive) สามารถกระทำซ้ำได้ ง่าย ประหยัดระยะเวลาและค่าใช้จ่ายในการเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง โดยในทางทันตกรรมรากเทียม ได้มีการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์ความเค้นทั้งในส่วนประกอบต่างๆของราก เทียมเช่นครอบฟัน หลักรากเทียม และส่วนของกระดูกรอบรากเทียม⁽⁴⁸⁻⁵²⁾

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นกระบวนการที่ใช้สร้างโครงสร้างที่ซับซ้อนและวิเคราะห์ คุณสมบัติทางกลของวัสดุ ในปี ค.ศ. 1976 Weinstein และคณะได้ริเริ่มนำระเบียบวิธีไฟไนต์ เอลิเมนต์มาใช้ในทางทันตกรรมรากเทียมและได้ถูกประยุกต์ใช้อย่างกว้างขวางในระยะเวลาต่อมา ปัจจุบันระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ได้รับการยอมรับว่าเป็นเครื่องมือที่ดีในการศึกษาชีวกลศาสตร์ และอิทธิพลของแรงทางกลต่อทางระบบชีววิทยา โดยเป็นวิธีการที่การแบ่งชิ้นงาน (Meshing) ขนาดใหญ่ออกเป็นชิ้นงานขนาดเล็กๆที่มีรูปทรงเป็นเรขาคณิต(Element) เพื่อให้สามารถใช้ เครื่องมือหรือสูตรคำนวณที่มีอยู่ในการคำนวณ จากนั้นชิ้นงานขนาดเล็กจะถูกรวมเข้ากันเป็น โครงสร้างชิ้นงานขนาดใหญ่ สมการที่คำนวณได้จากชิ้นงานขนาดเล็กจะถูกรวมกันเป็นผลของ สมการขนาดใหญ่ที่อธิบายโครงสร้างขนาดใหญ่เช่นกัน โดยชนิด การเรียงตัวและจำนวนของ ชิ้นงานขนาดเล็กที่แบ่งออกมาจะส่งผลต่อความแม่นยำของผลการคำนวณ^(15, 49, 53)

ขั้นตอนของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เริ่มจากการสร้างแบบจำลอง กำหนดคุณสมบัติ ของวัสดุ กำหนดขนาดและทิศทางของแรงและกำหนดเงื่อนไขขอบ (Boundary conditions) ที่ ต้องการเพื่อให้สามารถจำลองชิ้นงานได้อย่างแม่นยำ ซึ่งโมเดลที่มีความแม่นยำและมี

ประสิทธิภาพจะช่วยเพิ่มความเข้าใจในความซับซ้อนและพฤติกรรมความเค้นของรากเทียมในกระดูกขากรรไกรได้^(15, 49, 53)

1. การสร้างแบบจำลอง

ปัจจุบันการสร้างแบบจำลองทั้งในส่วน of โครงสร้างที่มีชีวิตและไม่มีชีวิตทำได้สะดวกและแม่นยำมากขึ้นด้วยการพัฒนาในการส่งผ่านข้อมูลภาพดิจิทัลจากการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Cone beam computed tomography) หรือสามารถจำลองผ่านการสแกนสามมิติ หรือสร้างขึ้นจากซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์ก็ตาม ในส่วนการจำลองกระดูกสามารถออกแบบให้เป็นรูปทรงต่างๆ เช่น สี่เหลี่ยม รูปตัวยู หรือหากต้องการความละเอียดยิ่งขึ้นสามารถสร้างให้เป็นรูปแบบเสมือนกระดูกขากรรไกรได้ อย่างไรก็ตามหากรายละเอียดมากขึ้นอาจส่งผลให้ระยะเวลาในการทำงานและประมวลผลเพิ่มขึ้นได้ ในส่วนการจำลองกระดูกทึบ (Cortical bone) นั้นสามารถจำลองให้มีความหนาในระดับมิลลิเมตรหรือไม่มีกระดูกทึบเพื่อจำลองสถานการณ์ในตำแหน่งที่มีกระดูกทึบน้อยมากเช่น ขากรรไกรบนได้

ในส่วนของการจำลองโครงสร้างที่ไม่มีชีวิตเช่น รากเทียม และหลักยึดทำได้ 2 วิธี คือ การขอข้อมูลทางโครงสร้างในระดับมิลลิเมตรจากทางผู้ผลิต อีกวิธีหนึ่งคือการสแกนรากเทียมและส่วนประกอบต่างๆ แล้วนำมาขึ้นรูปโครงสร้างด้วยซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์ ในการศึกษาระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ส่วนใหญ่จะกำหนดให้ส่วนประกอบของรากเทียมและส่วนของรอยต่อระหว่างรากเทียมและกระดูกมีการยึดติดกันอย่างสมบูรณ์ (Freeze)

2. กำหนดคุณสมบัติของวัสดุ

คุณสมบัติของวัสดุนั้นมีอิทธิพลต่อการกระจายความเค้นและความเครียดในโครงสร้าง ในการศึกษาทั่วไปมีการกำหนดให้คุณสมบัติของวัสดุและกระดูกเป็นรูปแบบเนื้อเดียวกัน (Homogeneous) และไอโซโทรปิก (Isotropic) คือคุณสมบัติของวัสดุเหมือนกันทุกทิศทางทำให้มีค่าคงที่เพียงสองค่าคือ ค่ามอดุลัสของยัง และอัตราส่วนปัวซอง⁽⁵⁴⁻⁵⁶⁾

3. ขนาดและทิศทางของแรง

การจำลองแรงการสบฟันในช่องปากที่เป็นแบบสุ่มและเป็นวัฏจักรนั้นมีขั้นตอนที่ซับซ้อน การศึกษาส่วนใหญ่จึงมักใช้แรงแบบคงที่ทั้งแรงตามแนวแกน (Axial force) ที่ทำให้เกิดแรงอัด และแรงนอกแกน (Non-axial force) ที่ทำให้เกิดแรงเฉือน สำหรับการจำลองให้ใกล้เคียงกับสถานการณ์ในช่องปากจริงนั้นจะรวมแรงทั้งสองแกนในรูปแบบของแรงแนวเฉียง (Oblique load) ซึ่งส่งผลต่อความเค้นบริเวณกระดูกรอบรากเทียมได้มาก โดย Holmes และคณะพบว่าเมื่อให้แรงที่ทำมุม 30 องศา กับแนวแกนตั้ง (Vertical axis) จะมีการสะสมของความเค้นในกระดูกและ

ส่วนประกอบต่างๆในรากเทียมมากกว่าการให้แรงตามแนวแกนตามปกติ⁽⁵⁷⁾ ในขณะที่แรงที่ใช้ในการจำลองแตกต่างกันในแต่ละการศึกษาโดยส่วนใหญ่ใช้ค่าประมาณ 50–200 นิวตัน^(55, 58)

4. เงื่อนไขขอบ (Boundary condition)

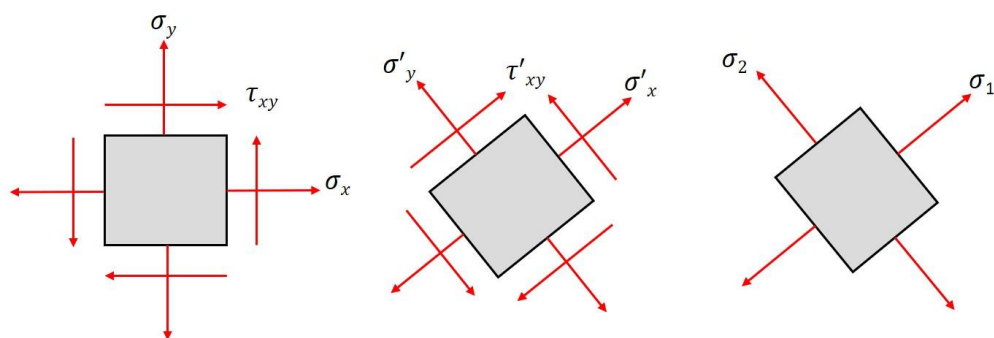
ในการวิเคราะห์ทางด้านโครงสร้าง เงื่อนไขขอบจะถูกกำหนด ณ บริเวณของแบบจำลองที่จะคาดว่าจะมีเคลื่อนหรือหมุนเมื่อให้แรง การศึกษาส่วนใหญ่กำหนดให้เงื่อนไขขอบเช่น กระดูกขากรรไกร มีการยึดแน่นและไม่มีการขยับหรือหมุน^(49, 53)

5. ผลลัพธ์และการวิเคราะห์

ในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถแสดงความเค้นที่เกิดขึ้นในตำแหน่งต่างๆของชิ้นงานให้ออกมาเป็นตัวเลขเพื่อนำมาใช้คำนวณและนำมาวิเคราะห์ความล้มเหลวของชิ้นงาน ความเค้นที่นิยมใช้การประเมินที่เป็นที่นิยมได้แก่ ค่าความเค้นในแนวแกนหลัก (Principal stress) ใช้ในการวิเคราะห์วัสดุเปราะ (Brittle material) และความเค้นฟอนมิสเชส (Von Mises stress) ใช้ในการวิเคราะห์วัสดุเหนียว (Ductile material)

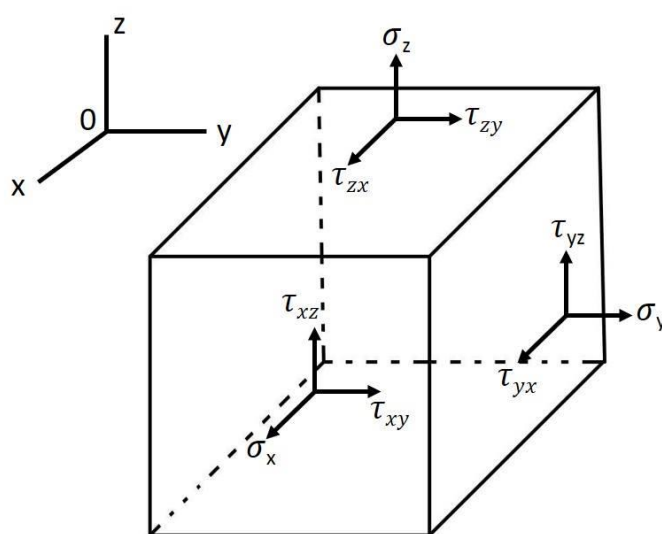
เมื่อมีแรงกระทำต่อวัตถุจะเกิดความเค้นสองชนิด คือ ความเค้นตั้งฉาก (Normal stress; σ) ซึ่งอาจเป็นความเค้นแรงดึงหรือความเค้นแรงอัด มีลักษณะตั้งฉากกับระนาบ และความเค้นเฉือน (τ) ที่ขนานไปกับระนาบ จากรูปเมื่อพิจารณาแบบสองมิติ ณ จุดๆหนึ่งบนวัตถุจะมีค่าสถานะความเค้น (State of stress) อย่างหนึ่ง ($\sigma_x, \sigma_y, \tau_{xy}$) ด้วยสถานะความเค้นเดิมหากพิจารณาที่ระนาบหรือพิกัดที่ต่างมุมกันจะได้ค่าความเค้น ($\sigma'_x, \sigma'_y, \tau'_{xy}$) จากระนาบที่ไม่จำกัดสามารถหาระนาบที่ $\tau'_{xy} = 0$ คือระนาบที่มีเพียงค่าความเค้นตั้งฉากดังรูป เรียกระนาบนี้ว่าระนาบในแกนหลัก (Principal plane) ดังภาพประกอบ 11 และความเค้นตั้งฉากที่เกิดขึ้นบนระนาบนี้คือค่าความเค้นในแนวแกนหลัก

ค่าความเค้นในแนวแกนหลักจะบ่งบอกค่าความเค้นตั้งฉากสูงสุดและต่ำสุดที่เกิดขึ้นในวัสดุ เมื่อพิจารณาที่ค่าความเค้นในแนวแกนหลักสูงสุด (Maximum principal stress) จะทำให้ทราบความเค้นแรงดึง (+) และ ความเค้นแรงอัด (-) สูงสุดของวัสดุนั้น



ภาพประกอบ 11 ความเค้นในแนวแกนหลัก

ในรูปแบบ 3 มิติสามารถเขียนสภาวะของความเค้น ณ จุดๆหนึ่งบนวัสดุได้ 9 องค์ประกอบ แต่เมื่อพิจารณาตามสมดุลของแรงจะเหลือเพียง 6 ตัวแปรอิสระคือ σ_x , σ_y , σ_z , τ_{xy} , τ_{yz} , τ_{xz} (เมื่อ $\tau_{zx} = \tau_{xz}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$) ดังภาพประกอบ 12 โดยความเค้นพอนมิสเชสเกิดจากการคำนวณโดยรวมตัวแปรความเค้นทั้ง 6 นี้เป็นค่าความเค้นค่าหนึ่งซึ่งจะบ่งบอกความเค้นโดยรวมที่วัตถุนั้นได้รับ ความเค้นพอนมิสเชสเป็นค่าที่นิยมใช้มากที่สุดในระยะเบี่ยงวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์โดยมักใช้ค่านี้เพื่อเปรียบเทียบกับความแข็งแรงครากของวัสดุ โดยในทฤษฎีพลังงานแปรรูป (Maximum distortion energy) ซึ่งเป็นหนึ่งในทฤษฎีความเสียหาย (Failure theory) ที่ใช้กับวัสดุเหนียว (Ductile material) กล่าวว่าความเสียหายของวัสดุจะเกิดขึ้นเมื่อความเค้นพอนมิสเชสมีค่ามากกว่าความแข็งแรงครากของวัสดุนั้นๆ^(59, 60)



ภาพประกอบ 12 องค์ประกอบของความเค้น

การวิเคราะห์ผลจากความเค้นทำให้สามารถคาดการณ์ผลของแรงต่อส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมและกระดูกอบรากเทียมได้ อย่างไรก็ตามแม้ว่าระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ยังมีจุดด้อยบางประการ เช่น ความแม่นยำของการสร้างแบบจำลอง การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุและเงื่อนไขต่างๆข้างต้นรวมถึงความซับซ้อนของโครงสร้างและพฤติกรรมในช่องปาก ทำให้การวิเคราะห์ด้วยตัวเลขจากแบบจำลองยังคงถูกตั้งคำถามในความแม่นยำและความน่าเชื่อถือ ผลจากการวิเคราะห์เหล่านี้จึงควรถูกตรวจสอบและเปรียบเทียบกับผลการทดลองในห้องปฏิบัติการเพื่อยืนยันความถูกต้องและความแม่นยำในการวิเคราะห์ยิ่งขึ้น^(50, 53, 55)

กระบวนการตรวจสอบระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การตรวจสอบ (Validation) หมายถึงกระบวนการนำผลจากการจำลองด้วยซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์มาเปรียบเทียบกับผลการทดลองจากห้องปฏิบัติการเพื่อยืนยันความถูกต้องและตรวจสอบข้อบกพร่อง ซึ่งจุดประสงค์หลักของการทดสอบในห้องปฏิบัติการคือเพื่อนำมาเปรียบเทียบกับผลการคำนวณมากกว่าการตรวจสอบสมมติฐานอื่น โดยเฉพาะเจาะจง การตรวจสอบระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถแบ่งเป็น 2 รูปแบบคือ การตรวจสอบทางตรง (Direct validation) โดยเปรียบเทียบผลกับการทดลอง และการตรวจสอบทางอ้อม (Indirect Validation) คือการเปรียบเทียบข้อมูลผลการศึกษากับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์อื่นที่ใกล้เคียงกัน ซึ่งไม่เป็นที่ยอมรับเนื่องจากการศึกษาระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แต่ละงานมีความแตกต่างกันสูงไม่ว่าจะเป็นข้อกำหนดหรือคุณสมบัติต่างๆ ทำให้การเปรียบเทียบข้อมูลมีความผิดพลาดได้ง่าย การตรวจสอบทางตรงจึงเป็นวิธีที่นิยมและให้ผลที่ดี ในขณะที่การตรวจสอบด้วยการทดลองในสิ่งมีชีวิตมีความซับซ้อนและปัญหาในด้านจริยธรรม ทำให้การตรวจสอบทางตรงที่นิยมใช้คือ การตรวจสอบโดยใช้การทดลองในห้องปฏิบัติการเช่นการทดสอบความล้า ในปัจจุบันผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในวารสารวิชาการไม่สามารถนำมาเปรียบเทียบกันได้เนื่องจากข้อกำหนด รูปแบบการทดสอบ ซอฟต์แวร์ที่แตกต่างกัน^(56, 61)

ตัวอย่างการศึกษาระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่มีการตรวจสอบโดยการทดลองนั้น Rezende และคณะได้ศึกษาความสอดคล้องกันของการวัดความเครียด (Strain gauge) ในห้องปฏิบัติการกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมพบว่าเกิดความเครียดในลักษณะเดียวกันจากการทดลองทั้งสองวิธีและยอมรับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการทดลองนี้โดยพิสูจน์ว่าสามารถประเมินความเครียดอบรากเทียมได้⁽⁶²⁾ ในส่วนของการตรวจสอบโดยใช้การทดสอบความล้า Bordin และคณะในปี 2017 ศึกษาในรากเทียมขนาดเล็กคือ 2.9 และ 3.3

มิลลิเมตร โดยเปรียบเทียบตำแหน่งของความเค้นสะสมจากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับตำแหน่งความล้มเหลวของรากเทียมในห้องปฏิบัติการและพบว่าทั้งสองวิธีมีความสอดคล้องกัน⁽⁴⁶⁾ Yamaguchi และคณะศึกษาในรากเทียมที่ใช้ส่วนโยงแบบภายใน (Internal connection) และส่วนโยงแบบภายนอก (External connection) โดยใช้ค่าทิศทางเส้นสมมติการเคลื่อนที่ในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับทิศทางจุดเริ่มต้นของรอยแตกจากการทดสอบความล้มเหลวว่าค่าทิศทางเส้นสมมติการเคลื่อนที่อาจสามารถทำนายทิศทางของรอยแตกจากการทดสอบได้⁽⁵⁰⁾

การศึกษาระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน

การศึกษาระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมขนาดต่างๆ เริ่มต้นในปี 2004 โดย Himmlova และคณะได้เปรียบเทียบรากเทียมขนาดตั้งแต่ 2.9 ไปจนถึง 6.5 มิลลิเมตร รวมไปถึงความยาวที่ต่างกันในขากรรไกรล่างที่ถูกขึ้นรูปสามมิติด้วยซอฟต์แวร์พบว่า ขนาดของรากเทียมที่เส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่ขึ้นมีความสำคัญต่อการกระจายความเค้นมากกว่าความยาวและพบความเค้นสะสมที่บริเวณบ่าของรากเทียมมากที่สุด ผลการทดลองนี้สอดคล้องกับ Ding และคณะในปี 2009 ซึ่งศึกษารากเทียมขนาด 3.3 4.1 และ 4.8 มิลลิเมตร พบว่าความเค้นจากรากเทียมขนาด 4.1 มิลลิเมตรน้อยกว่า 3.3 มิลลิเมตรอย่างมีนัยสำคัญแต่ไม่แตกต่างกับ 4.8 มิลลิเมตรอย่างมีนัยสำคัญภายใต้การให้แรงจากด้านแก้มและด้านลิ้น (Bucco-lingual loading) จากข้อมูลนี้ Ding ได้สรุปว่าความเค้นสูงสุดนั้นจะลดลงเมื่อขนาดของรากเทียมเพิ่มขึ้นโดยเฉพาะเมื่อเพิ่มจาก 3.3 เป็น 4.1 มิลลิเมตร ซึ่งผลที่ได้สอดคล้องกับการทดลองของ Vargas และคณะในปี 2013 และ Eazhil และคณะในปี 2016 ซึ่งได้ยืนยันว่าขนาดของรากเทียมมีผลต่อการกระจายความเค้น^(48, 49, 63, 64)

จากการศึกษาข้างต้น การศึกษาระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในปัจจุบันของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมที่ผ่านมาพบว่ารากเทียมที่มีขนาดใหญ่กว่าจะมีการกระจายของความเค้นได้ดีกว่า โดยความเค้นบริเวณกระดูกทึบ (Cortical bone) ลดลงโดยแปรผกผันกับการเพิ่มขึ้นของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมในการให้แรงทั้งในแนวแกนตั้งและแกนนอน^(48, 49, 63-65) อย่างไรก็ตามการศึกษาส่วนใหญ่ไม่ได้จำลองในส่วนของส่วนยึดติดและส่วนครอบฟันจนครบถ้วน การวิเคราะห์เพียงความเค้นบริเวณกระดูกครอบรากเทียมโดยไม่ได้อธิบายในส่วนของความเค้นบริเวณส่วนประกอบของรากเทียม การศึกษาทำในรูปแบบการให้แรงแบบสถิตย์ ตลอดจนขาดการตรวจสอบยืนยันผลจากการทดลองในห้องปฏิบัติการ^(15, 48)

ด้วยการที่ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ให้ข้อมูลเชิงลึกเกี่ยวกับรูปแบบของความเค้นบน รากเทียมและกระดูกโดยรอบ ความรู้ที่ได้เกี่ยวกับรูปแบบของความเค้นและการกระจายแรงนี้จะ นำไปสู่การพัฒนาารูปแบบของรากเทียมและวิธีการในการฝังรากเทียมต่อไป⁽⁵³⁾



บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้

1. การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง
2. ขั้นตอนการทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล
3. การวิเคราะห์ข้อมูล

การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง

ประชากร

รากเทียม (Dental implant) รุ่น TSIII ยี่ห้อออสเทม (Osstem[®], Korea)

การเลือกกลุ่มตัวอย่าง

รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร ยี่ห้อออสเทม (Osstem[®], Korea)

รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.0 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร ยี่ห้อออสเทม (Osstem[®], Korea)

รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.0 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร ยี่ห้อออสเทม (Osstem[®], Korea)

วัสดุและอุปกรณ์

1. รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร (Narrow diameter, ND, Lot no. FTP13C175)

2. รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.0 มิลลิเมตร (Regular diameter, RD, Lot no. FTP18C139)

3. รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.0 มิลลิเมตร (Wide diameter, WD, Lot no. FTP17L033)

4. หลักรยึดสำเร็จรูปสำหรับรากเทียม (Prefabricated stock titanium abutment) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร สูง 5.5 มิลลิเมตร ขอบเห้งออกสูง 3 มิลลิเมตร ส่วนโยงภายใน (Internal connection) ขนาดปกติ (Regular) 20 ซีน (Lot no. PGA18L195)

5. หลักยึดสำเร็จรูปสำหรับรากเทียม (Prefabricated stock titanium abutment) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร สูง 5.5 มิลลิเมตร ขอบเหงือกสูง 3 มิลลิเมตร ส่วนโยง ภายในขนาดเล็ก (Mini) 10 ชิ้น (Lot no. PGA18J141)
6. ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (HY-Bond Zinc phosphate cement, Shofu inc.;Japan)
7. เรซินสำหรับจำลองกระดูก (Chockfast orange[®]; Ireland)
8. ซีเมนต์สำหรับกลึงขึ้นรูปทำครอบฟัน 1 แผ่น (Dental direkt[®]; Thailand)
9. โลหะผสมนิกเกิลโครเมียมสำหรับทำครอบฟัน (Argeloy[®] N.P.(V), Argen, USA; Lot No.10311446)
10. เครื่องทดสอบความล้า (Instron ElectroPuls[™] E10000, Instron Corporation; Norwood, USA)
11. เครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาค (Microcomputed tomography) (Skyscan 1173; USA)
12. เครื่องทดสอบเนกประสงค์ชนิดตั้งโต๊ะ (Compact Table-Top universal tester, EZ-test; Shimadzu, Japan)
13. ซอฟต์แวร์ SolidWorks[®] Student Version (Dassault Systèmes Solidworks; France)
14. ซอฟต์แวร์ Simpleware ScanIP (Synopsys[®] inc.; USA, License ID.36711)
15. ซอฟต์แวร์ Altair Hyperwork Optistruct[™] Version 17.0 (Altair Engineering; USA, License ID.431481)

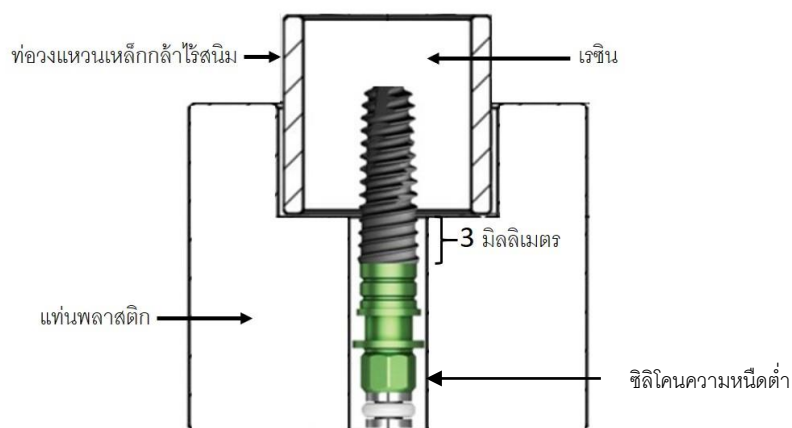
ขั้นตอนการทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล

1. การเตรียมชิ้นงาน

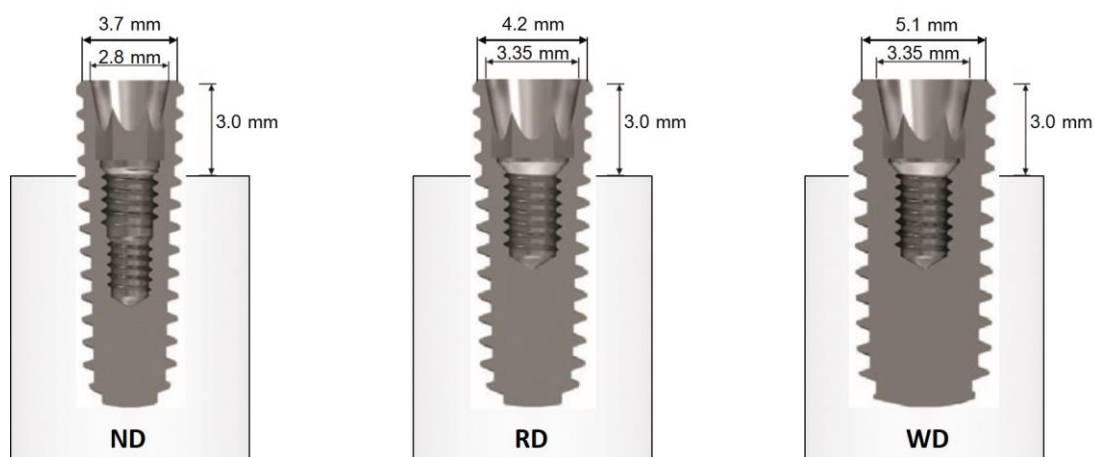
1.1 ออกแบบแท่นพลาสติกเพื่อใช้เป็นแนวทางในการวางรากเทียมให้อยู่กึ่งกลางเบ้า และตั้งฉากกับแนวระนาบและทอวงแหวนเหล็กกล้าไร้สนิม เตรียมเรซินหล่อรากเทียม (Chockfast orange; Ireland) เพื่อใช้จำลองกระดูกครอบรากเทียม

1.2 แบ่งรากเทียมยี่ห้อออสเทมรูน TSIII (Osstem[®], Korea) ยาว 10 มิลลิเมตร เป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ชิ้น ได้แก่ รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร (Narrow diameter, ND) รากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.0 มิลลิเมตร (Regular diameter, RD) และรากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.0 มิลลิเมตร (Wide diameter, WD) หล่อรากเทียมในทอวงแหวนเหล็กกล้าไร้สนิม

โดยให้รากเทียมอยู่กึ่งกลางและตั้งฉากกับแนวระนาบด้วยเรซินเพื่อใช้จำลองกระดูกรอบรากเทียม โดยเรซินมีค่ามอดุลัสของยังมากกว่า 3 GPa ตามข้อกำหนดจาก ISO 14801:2016 ดังภาพประกอบ 12 รากเทียมที่ได้จะฝังอยู่ในเรซินและปากของรากเทียมสูงจากรีซิ่น 3 มิลลิเมตร โดยมีโครงสร้างภายในดังรายละเอียดตามภาพประกอบ 13



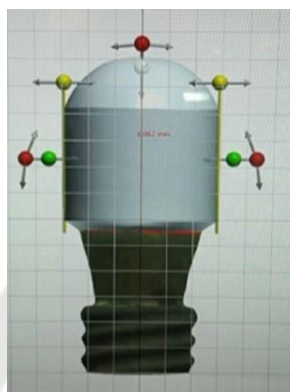
ภาพประกอบ 13 การหล่อรากเทียมในท่อวงแหวนเหล็กกล้าไร้สนิมด้วยเรซิน



ภาพประกอบ 14 โครงสร้างภายในของรากเทียมทั้ง 3 กลุ่มโดยดัดแปลงจากภาพต้นฉบับ

ที่มา: Osstem Implant Co., Ltd. (2013). 2013 Osstem Implant System. 1:37-40.

1.3 ออกแบบครอบฟันโลหะเป็นรูปครึ่งทรงกลมคว่ำ (Hemisphere) สูง 6 มิลลิเมตร และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร โดยคำนวณขนาดจาก ISO 14801:2016 เพื่อทำเป็นส่วนครอบฟันดังภาพประกอบ 15ก จากนั้นกลึงขึ้นรูปตามที่กำหนดบนหลักยึดสำเร็จรูป (Prefabricated titanium abutment) ดังภาพประกอบ 15ข



15ก



15ข

ภาพประกอบ 15 การออกแบบครอบฟันโลหะและการกลึงขึ้นรูปบนหลักยึดสำเร็จรูป

ภาพประกอบ 15ก แสดงออกแบบครอบฟันโลหะ

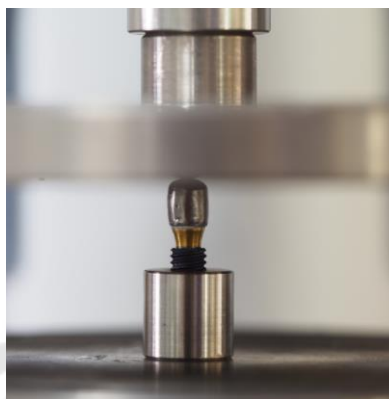
ภาพประกอบ 15ข แสดงการกลึงขึ้นรูปตามที่กำหนดบนหลักยึดสำเร็จรูป

1.4 นำขึ้นรูปไปเหวี่ยงเป็นโลหะโดยวิธีสูญเสียขึ้นรูป (Lost wax technique) ด้วยโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมที่อุณหภูมิ 1370 องศาเซลเซียส จากนั้นนำครอบฟันทั้งหมดมาทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดคลื่นอัลตราโซนิก

1.5 นำหลักยึดสำเร็จรูปขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร สูง 5.5 มิลลิเมตร ขอบเหวี่ยงสูง 3 มิลลิเมตร 2 ขนาด ได้แก่ หลักยึดที่มีส่วนโยงภายในขนาดเล็ก (Mini) มาต่อยึดกับรากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตรด้วยแรง 25 นิวตัน และหลักยึดที่มีส่วนโยงภายในขนาดปกติ (Regular) มาต่อยึดกับรากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.0 และ 5.0 มิลลิเมตรด้วยแรง 30 นิวตันตามบริษัทผู้ผลิตกำหนด ปิดรูสกรูหลักยึดสำเร็จรูปด้วยเทฟลอนเทป (Teflon tape)

1.6 ยึดครอบฟันกับหลักยึดสำเร็จรูปด้วยซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (HY-Bond Zinc phosphate cement, Shofu inc.; Japan) โดยใช้ไมโครบรัช (Microbrush) จุ่มซีเมนต์ทาบริเวณด้านในของครอบฟันเป็นชั้นบางๆ กดชิ้นงานลงบนหลักยึดให้สนิท กำจัดส่วนเกินของซีเมนต์ จากนั้นนำชิ้นงานไปให้แรงกดที่ 100 นิวตัน ด้วยเครื่องทดสอบเอนกประสงค์ชนิดตั้งโต๊ะ

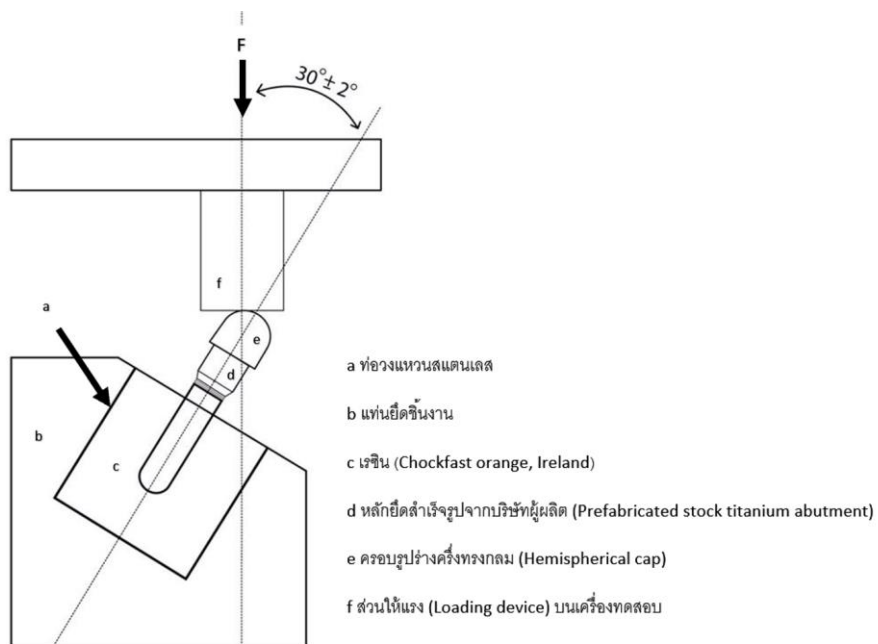
(Compact Table-Top universal/tensile tester, EZ-test, Shimadzu; Japan) เป็นระยะเวลา 5 นาทีเพื่อให้การยึดครอบฟันด้วยซีเมนต์เสร็จสมบูรณ์ ดังภาพประกอบ 16^(66, 67)



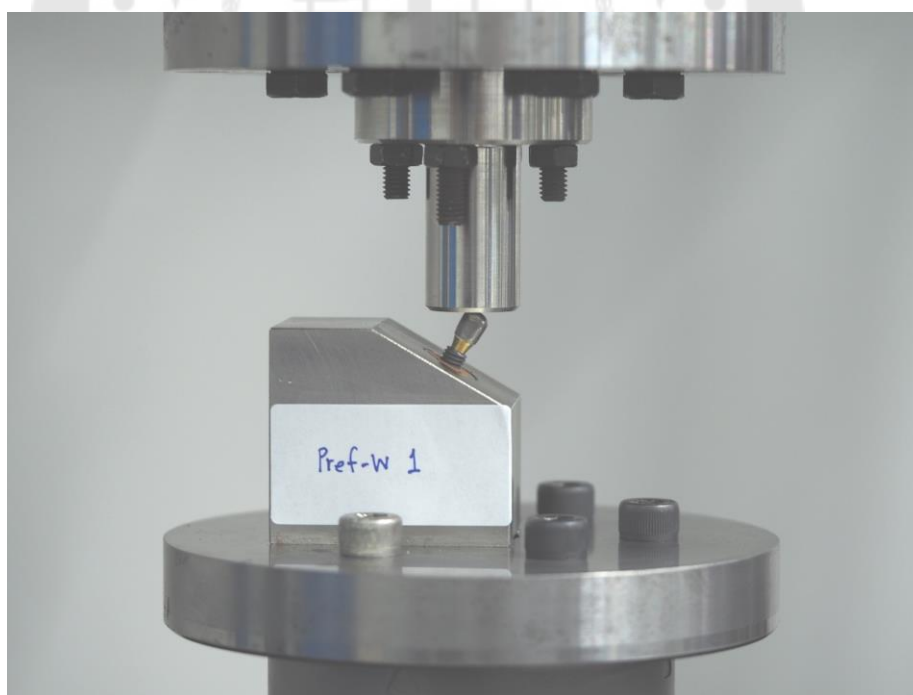
ภาพประกอบ 16 การยึดครอบฟันกับหลักยึดสำเร็จรูปด้วยเครื่องทดสอบเอนกประสงค์ชนิดตั้งโต๊ะ

2. การทดสอบความต้านทานความล้า

2.1 สุ่มชิ้นงานกลุ่มละ 1 ชิ้นเพื่อถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีในระดับจุดภาคก่อนการทดสอบ จากนั้นนำชิ้นงานทั้งหมดมาทดสอบความล้าด้วยเครื่องทดสอบความล้า (Instron ElectroPuls™ E10000, Instron Corporation; Norwood, USA) โดยชิ้นงานจะถูกยึดกับแท่นยึดชิ้นงานโดยทำมุม 30 ± 2 องศากับแนวการให้แรงของเครื่องทดสอบความล้าตามข้อกำหนดจาก ISO 14801:2016 ดังภาพประกอบ 17 และ 18

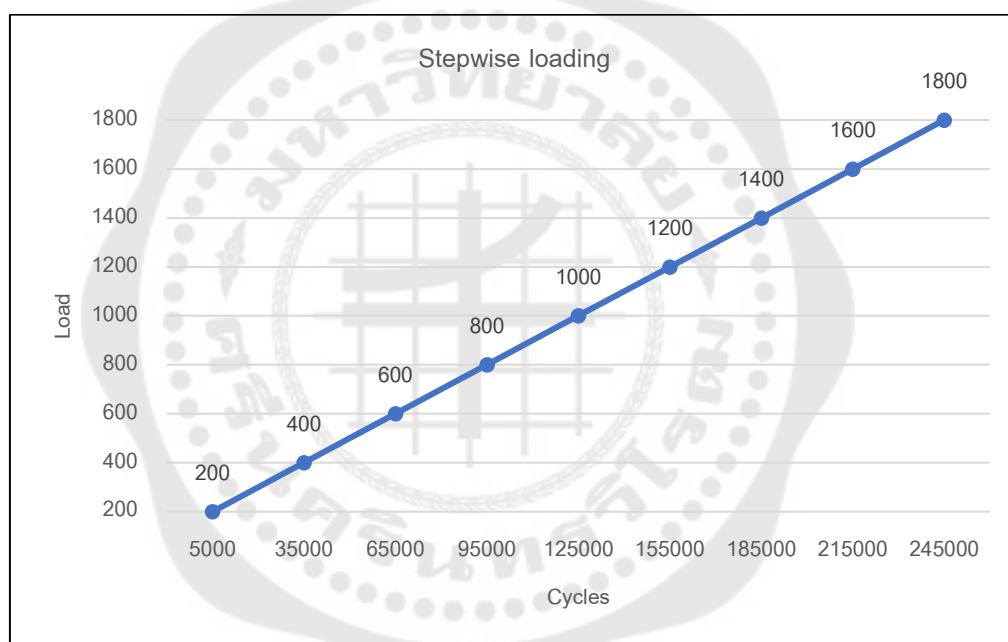


ภาพประกอบ 17 รูปแบบการทดสอบความล้า



ภาพประกอบ 18 ตัวอย่างการทดสอบความล้าจากเครื่องทดสอบ Instron ElectroPuls™ E10000

2.2 ทดสอบความล้าด้วยวิธี Stepwise loading ที่ความถี่ 20 รอบ/วินาที โดยให้แรงเริ่มต้นที่ 200 นิวตัน เป็นจำนวน 5000 รอบ (เงื่อนไขเบื้องต้นเพื่อทดสอบตำแหน่งการวางชิ้นงาน) หลังจากนั้นจะให้แรง 400 600 800 1,000 1,200 1,400 1,600 และสูงสุดที่ 1,800 นิวตัน ช่วงละ 30,000 รอบ ชิ้นงานจะถูกให้แรงจนกระทั่งเกิดความล้าหรือจนจบทุกช่วงการให้แรงที่ 245,000 รอบ ดังภาพประกอบ 19 โดยตั้งค่าเครื่องทดสอบให้หยุดทำงานเมื่อวัดค่าการเปลี่ยนตำแหน่ง (Displacement) ของชิ้นงานไปจากระยะเริ่มต้นได้ 1.5 มิลลิเมตร โดยถือว่าเกิดความล้าและให้สิ้นสุดการทดสอบในชิ้นงานนั้น จากนั้นบันทึกจำนวนรอบและแรงสูงสุดที่ให้ ณ จุดที่ชิ้นงานเกิดความล้า



ภาพประกอบ 19 การทดสอบความล้าด้วยวิธี Stepwise loading

3. การวิเคราะห์ความล้าของรากเทียม

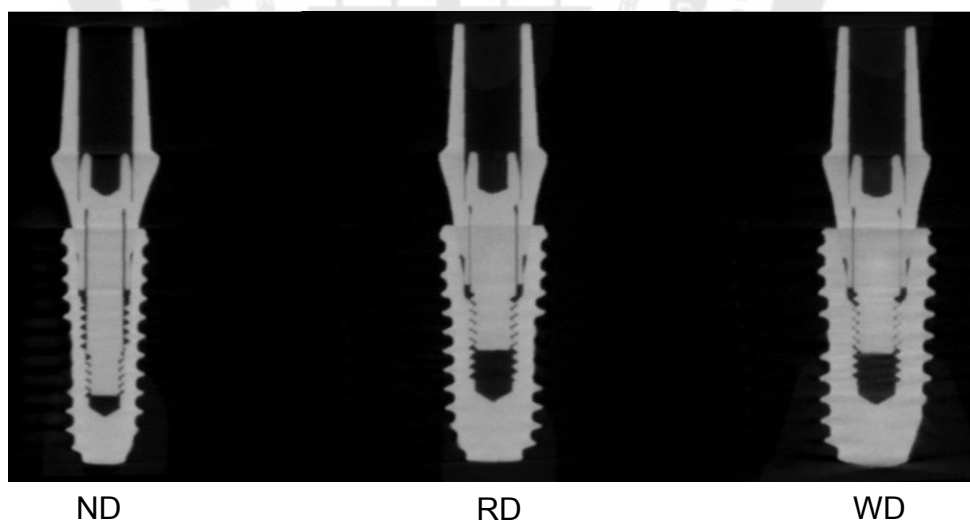
นำชิ้นงานที่ผ่านการทดสอบความล้ามาตรวจสอบความล้าโดยกำหนดให้ความล้าของรากเทียมคือการเกิดความเสียหายโดยถาวรหรือการแตกหักบริเวณส่วนประกอบใด ๆ บนรากเทียม รูปแบบของความล้าแบ่งเป็นการแตกหักของหลักยึด (Fractured abutment, Fa) การแตกหักของรากเทียม (Fractured fixture, Ff) การแตกหักของสกรูของหลักยึด (Fractured abutment screw, Fs)

วิเคราะห์ความล้มเหลวโดยละเอียดด้วยการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาค โดยนำตัวอย่างชิ้นงานที่ถ่ายภาพรังสีก่อนการทดสอบความล้ากลุ่มละ 1 ชิ้น และสุ่มเพิ่มกลุ่มละ 1 ชิ้น รวมเป็นตัวอย่างชิ้นงานกลุ่มละ 2 ชิ้น มาถ่ายภาพรังสีหลังการทดสอบความล้า

4. การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

4.1 การสร้างแบบจำลองสามมิติของกระดูกและรากเทียม

แบบจำลองสามมิติของกระดูกถูกสร้างขึ้นด้วยซอฟต์แวร์ SolidWorks® โดยเลียนแบบรูปร่างและขนาดของเรซินตามที่ใช้ในการทดสอบความล้า ส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมจำลองโดยนำรากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 4.0 5.0 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตรมาถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาค ดังภาพประกอบ 20 จากนั้นนำมาสร้างเป็นแบบจำลองสามมิติด้วยซอฟต์แวร์ดังกล่าว โครงสร้างแบบจำลองทั้งหมดจะถูกนำมากำหนดตำแหน่งโดยกำหนดให้รากเทียมฝังอยู่ในเรซินและขาของรากเทียมอยู่เหนือระดับผิวเรซินจำลองสันกระดูก 3 มิลลิเมตร



ภาพประกอบ 20 ตัวอย่างภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคแสดงโครงสร้างของส่วนประกอบภายในของรากเทียมทั้ง 3 กลุ่ม

4.2 การแบ่งจำนวนเอลิเมนต์เล็กๆ (Meshing) ของแบบจำลอง

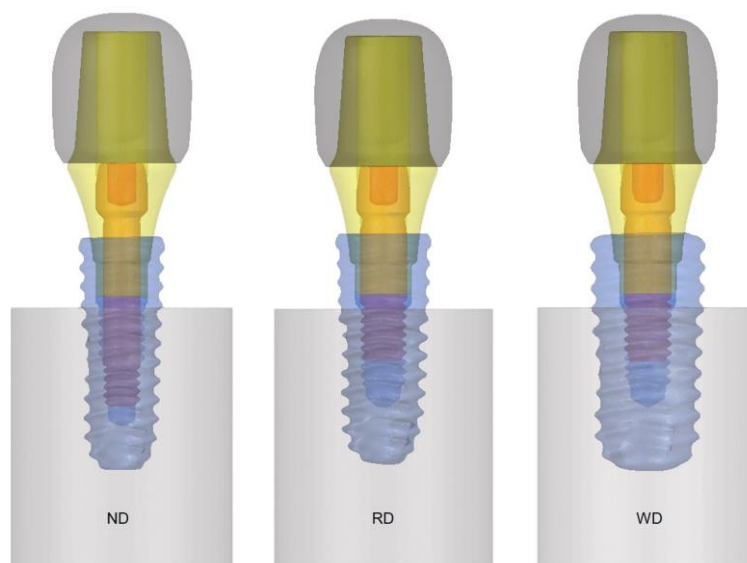
การแบ่งจำนวนเอลิเมนต์ของแบบจำลองทำโดยซอฟต์แวร์ Simpleware ScanIP โดยการนำเข้า (import) แบบจำลองสกุลไฟล์ .stl ในซอฟต์แวร์เพื่อทำการประกอบแต่ละส่วนของแบบจำลองรากพื้นเทียมเข้าด้วยกันและทำการแบ่งจำนวนเอลิเมนต์เป็นลักษณะรูปร่างทรงสี่หน้า (Tetrahedral) คือรูปทรงปริมาตรฐานสามเหลี่ยมประกอบด้วยด้านสามเหลี่ยม 4 ด้านประกบกัน โดยจำนวนเอลิเมนต์ของแบบจำลองแต่ละกลุ่มอยู่ระหว่าง 328,285-368,302 เอลิเมนต์ ดังภาพประกอบ 21



ภาพประกอบ 21 การแบ่งจำนวนเอลิเมนต์ของแบบจำลอง

4.3 การนำแบบจำลองมาวิเคราะห์เพื่อหาความเค้นและความเสียหายจากความล้า

แบบจำลองที่ผ่านการแบ่งเอลิเมนต์แล้วนำเข้าซอฟต์แวร์ Altair Hyperwork Optistruct™ ดังภาพประกอบ 22 กำหนดคุณสมบัติของผิวสัมผัสโดยให้รอยต่อบริเวณรากพื้นเทียมและกระดูกจำลอง (เรซิน) เกิดกระบวนการยึดติดกันโดยสมบูรณ์ (Freeze) จึงไม่มีการกำหนดค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทาน (Coefficient of friction) เช่นเดียวกับรอยต่อระหว่างรากพื้นเทียมและกระดูก ระหว่างรากพื้นเทียมและหลักยึด และระหว่างหลักยึดและกระดูก



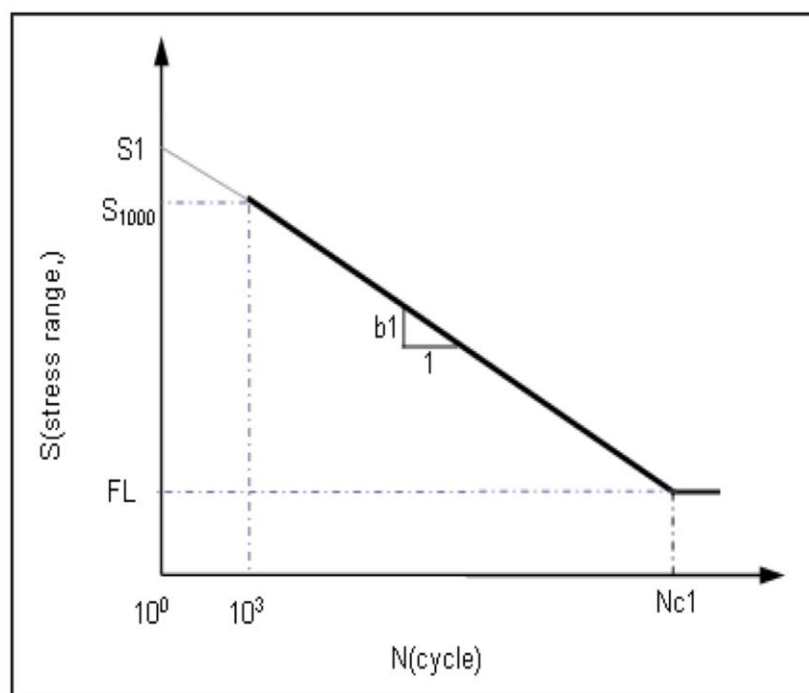
ภาพประกอบ 22 ภาพแบบจำลองในซอฟต์แวร์ Altair Hyperwork Optistruct™

4.3 การกำหนดเงื่อนไขขอบ

กำหนดให้ผิวรอบนอกของเรซินซึ่งยึดกับตัวจับวงแหวนมีลักษณะเงื่อนไขขอบแบบอยู่กับที่ (Fixed) ในทุกทิศทางการเคลื่อนที่

4.3 การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุ

กำหนดสมบัติทางกลของส่วนประกอบรากเทียมและเรซินให้เป็นแบบไอโซทรอปิก (Isotropic) เป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneous) และมีความยืดหยุ่นเชิงเส้น (Linear Elastic) โดยการวิเคราะห์ความเสียหายจากความล้าในซอฟต์แวร์จะใช้ค่าจากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับจำนวนรอบที่ขึ้นงานเกิดความเสียหายของวัสดุแต่ละตัวและนำมาหาค่าสัมประสิทธิ์ความแข็งแรงความล้า (S1) ความชันของกราฟ (b1) ค่าขีดจำกัดความล้า (NC1) ดังภาพประกอบ 23 คุณสมบัติของวัสดุทั้งหมดหาจากการทบทวนวรรณกรรม ค่าจากบริษัทผู้ผลิตกำหนด และค่าเริ่มต้น (Default) จากซอฟต์แวร์ ดังตาราง 1^(55, 68)



ภาพประกอบ 23 ค่า S1 b1 และ NC1 จากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับจำนวนรอบที่
ขึ้นเกิดความเสียหาย

ที่มา: Goelke M. Learn Fatigue Analysis with Altair Optistruct. 2018; 24

ตาราง 1 คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในซอฟต์แวร์ Altair Hyperwork Optistruct™

Properties	Titanium grade 4	Titanium grade 5	Ni-Cr alloy	Resin
Young's modulus (MPa)	105000	113800	192000	3670
Poisson' Ratio	0.34	0.342	0.33	0.3
Density (Kg/mm ³)	4.51E-06	4.43E-06	7.80E-06	1.60E-06
Ultimate tensile strength (Mpa)	660	950	1138	34
S1	1056	1520	1821	54.4
b1	-0.085	-0.068	-0.085	-0.085
NC1	1.00E+06	1.00E+07	1.00E+06	1.00E+06

4.5 การกำหนดขนาดและทิศทางของแรง

ทดสอบแรงกระทำโดยกำหนดให้แรงกระทำแบบสถิตย์ (Static loading) ที่ 200 นิวตัน โดยทิศทางของแรงในลักษณะของแรงแนวเฉียง (Oblique load) ทำมุม 30 องศาต่อแนวแกนยาว (Long axis) ของรากเทียม ดังภาพประกอบ 24 วิเคราะห์ค่าความเค้นฟอนมิสเซลในแต่ละกลุ่ม จากนั้นทดสอบโดยกำหนดให้แรงกระทำแบบวัฏจักรโดยให้แรงตามรูปแบบการทดสอบความล้า Stepwise loading วิเคราะห์ค่าความเสียหายโดยใช้ความเค้นในแนวแกนหลักสูงสุดเป็นเกณฑ์ในการวิเคราะห์ตามบริษัทผู้ผลิตซอฟต์แวร์แนะนำ⁽⁶⁹⁾



ภาพประกอบ 24 การให้แรงกระทำแบบสถิตย์ 200 นิวตัน

การวิเคราะห์ทางสถิติ

1. ความต้านทานความล้าของทั้ง 3 กลุ่มจะถูกเปรียบเทียบโดยบันทึกจำนวนรอบและแรงสูงสุดที่ให้ ณ จุดที่ชิ้นงานเกิดความล้มเหลวและเปรียบเทียบข้อมูลในแต่ละกลุ่มด้วย one-way analysis of variance (ANOVA) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ($p\text{-value} < 0.05$) และหากพบว่ามีค่าความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญจะทดสอบภายหลังด้วย Post Hoc tests

2. วิเคราะห์ค่าความเค้นฟอนมิสเซล ความเสียหายจากกระเปียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และนำข้อมูลไปเปรียบเทียบกับรูปแบบความล้มเหลวจากการทดสอบความล้าโดยใช้สถิติเชิงพรรณนา

บทที่ 4

ผลการวิจัย

ผู้วิจัยได้ดำเนินการวิจัยโดยศึกษาตามขั้นตอนต่างๆตามวิธีการวัตถุประสงค์ที่กำหนด โดยมีผลลัพธ์ดังนี้

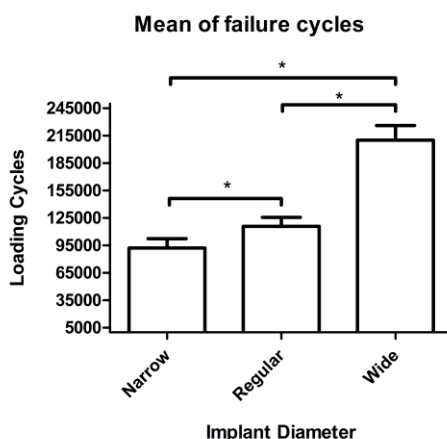
1. ผลการทดสอบความล้า
2. ผลการวิเคราะห์รูปแบบความล้าของรากเทียม
3. ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ผลการทดสอบความล้า

ในการทดสอบความต้านทานความล้าด้วยวิธีการ Stepwise loading ขึ้นงานทั้งหมด ล้มเหลวก่อนครบจำนวน 245,000 รอบ โดยค่าเฉลี่ยจำนวนรอบสูงสุดและแรง (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลวแสดงดังตาราง 2 เมื่อนำจำนวนรอบสูงสุดที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลวมาวิเคราะห์ด้วยสถิติ One-Way ANOVA ปรากฏว่าค่าเฉลี่ยจำนวนรอบที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลวในรากเทียมแต่ละกลุ่มแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ($p < 0.01$) จึงวิเคราะห์ด้วยการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยรายคู่โดยใช้การทดสอบ Tukey's HSD ค่าเฉลี่ยจำนวนรอบที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลวในรากเทียมทั้ง 3 กลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทั้งหมด ($p < 0.01$) ดังภาพประกอบ 25

ตาราง 2 ผลการทดสอบความต้านทานความล้า

กลุ่ม	ค่าเฉลี่ยจำนวนรอบที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลว (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)	ค่าเฉลี่ยแรงที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลว (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)
ND	92165 (10149)	960 (84)
RD	115951 (9875)	1060 (97)
WD	210056 (16189)	1680 (103)



ภาพประกอบ 25 ค่าเฉลี่ยจำนวนรอบที่ชิ้นงานเกิดความล้มเหลว เมื่อทดสอบด้วยสถิติ Tukey's HSD พบว่ารากเทียมแต่ละกลุ่มแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ $*p < 0.01$

รูปแบบความล้มเหลวของรากเทียม

ผลการวิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลวของรากเทียม พบว่ารากเทียมทั้งหมด 30 ชิ้น มีรูปแบบความล้มเหลวคือ การแตกหักของรากเทียม (Ff) และการแตกหักของสกรูหลักยึด (Fs) และพบการแตกหักของหลักยึด (Fa) ในรากเทียมกลุ่ม WD 1 ชิ้น โดยสามารถแบ่งแยกย่อยเป็นรูปแบบการแตกหัก (Pattern of fracture) คือแนวนอน (Horizontal) แนวเฉียง (Oblique) และแนวตั้ง (Vertical) ตำแหน่งระดับของเกลียว (Thread, T) และระดับระหว่างเกลียว (Tn/Tn) ของรากเทียม รูปแบบความล้มเหลวในแต่ละกลุ่ม มีรายละเอียดดังตาราง 3 และ ภาพประกอบ 26-28

ตาราง 3 รูปแบบความล้มเหลวในรากเทียมแต่ละกลุ่ม

กลุ่ม	รูปแบบการแตกหัก	รูปแบบความล้มเหลว			
		การแตกหักของรากเทียม (Ff)		การแตกหักของสกรูหลักยึด (Fs)	การแตกหักของหลักยึด (Fa)
		ระดับ	ร้อยละ	ร้อยละ	ร้อยละ
ND	แนวนอน	T5/T6	100	100	-
RD	แนวเฉียง	T5/T6 to T1	20	100	-
	แนวนอน	T5/T6	80		
WD	แนวตั้ง	T5/T6 to T1	10	100	10
	แนวเฉียง	T5/T6 to T2/T3	90		



ภาพประกอบ 26 ตัวอย่างรูปแบบความล้มเหลว Ff กลุ่ม ND บริเวณ T5/T6

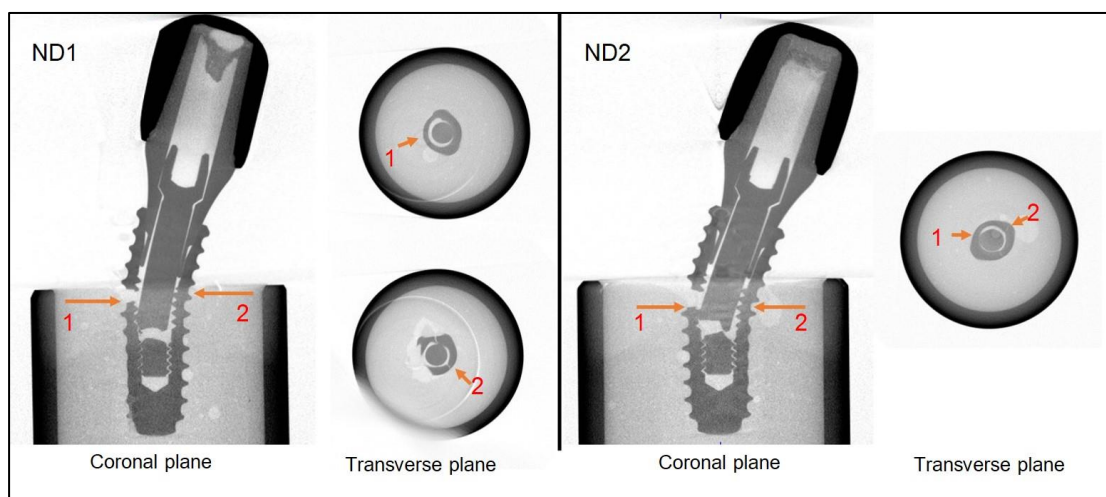


ภาพประกอบ 27 ตัวอย่างรูปแบบความล้มเหลว Ff กลุ่ม RD บริเวณ T5/T6 ไปยัง T1 (ซ้าย) และ T5/T6 (ขวา)



ภาพประกอบ 28 ตัวอย่างรูปแบบความล้มเหลว Ff กลุ่ม WD บริเวณ T5/6 ไปยัง T2/3 (ซ้าย) และ T5/6 ไปยัง T1 (ขวา)

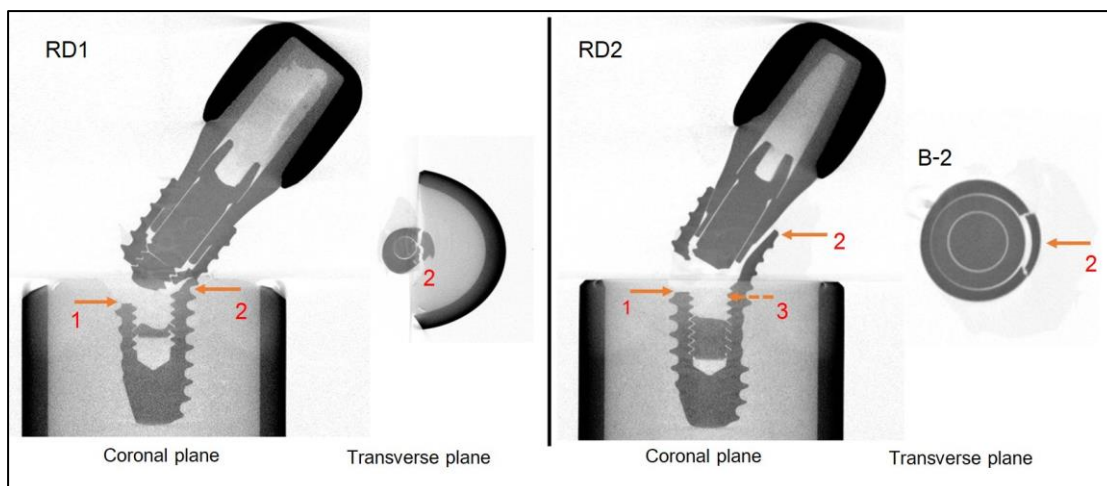
จากนั้นนำตัวอย่างชิ้นงานจากทั้ง 3 กลุ่ม กลุ่มละ 2 ชิ้น คือ ND1 ND2 RD1 RD2 WD1 และ WD2 มาวิเคราะห์ความล้มเหลวโดยละเอียดด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาค ตัดภาพในแนวระนาบหน้าหลัง (Coronal plane) และในแนวระนาบตัดขวาง (Transverse plane) พบรายละเอียดดังภาพประกอบ 29-31 และตาราง 4-6 ดังนี้



ภาพประกอบ 29 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคกลุ่ม ND

ตาราง 4 รายละเอียดภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคกลุ่ม ND

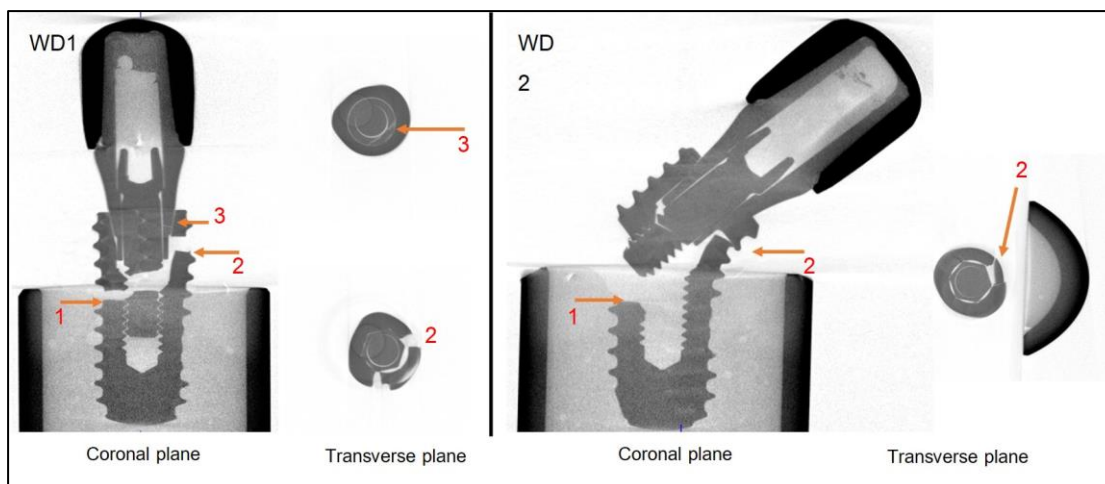
กลุ่ม ND	รูปแบบความล้มเหลว	รายละเอียด
ND1	Ff (แนวนอน) T5/T6	- ภาพในแนวตัดขวางที่ระดับหมายเลข 1 และ 2 ความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 0.35 และ 0.41 มม. ตามลำดับ
	Fs	- การแตกหักของสกรูลูกยึดบริเวณเหนือระดับเกลียวสกรู
ND2	Ff (แนวนอน) T5/T6	- ภาพในแนวตัดขวางที่ระดับหมายเลข 1 และ 2 ความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 0.41 และ 0.47 มม. ตามลำดับ
	Fs	- การแตกหักของสกรูลูกยึดบริเวณเหนือระดับเกลียวสกรู



ภาพประกอบ 30 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคกลุ่ม RD

ตาราง 5 รายละเอียดภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคกลุ่ม RD

กลุ่ม RD	รูปแบบความ ล้มเหลว	รายละเอียด
RD1	Ff (แนวนอน) T5/T6	- บริเวณหมายเลข 1 ความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 0.47 มม. - ภาพในแนวตัดขวางที่ระดับหมายเลข 2 ความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 0.51 มม.
	Fs	- การแตกหักบริเวณเกลียวแรกและเกลียวสุดท้ายของสกรูหลักยึด
RD2	Ff (แนวเฉียง) T5/T6 to T1	- บริเวณหมายเลข 1 ความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 0.49 มม. - ภาพในแนวตัดขวางที่ระดับหมายเลข 2 ความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 0.31 มม.
	Fs	- การแตกหักบริเวณเกลียวแรกของสกรูหลักยึด



ภาพประกอบ 31 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุดภาคกลุ่ม WD

ตาราง 6 แสดงรายละเอียดภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุดภาคกลุ่ม WD

กลุ่ม WD	รูปแบบความ ล้มเหลว	รายละเอียด
WD1	Ff (แนวเฉียง) T5/T6 to T2/3	- บริเวณหมายเลข 1 พบความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 1 มม. - ภาพในแนวตัดขวางบริเวณหมายเลข 2 พบความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 0.72 มม.
	Fs	- การแตกหักบริเวณเกลียวแรกของสกรูหลักยึด
	Fa	- บริเวณหมายเลข 3 เกิดรอยร้าวบริเวณหลักยึดที่ระดับรากเทียม T1/T2
WD2	Ff (แนวเฉียง) T5/T6 to T2/3	- บริเวณหมายเลข 1 พบความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 0.72 มม. - ภาพในแนวตัดขวางบริเวณหมายเลข 2 พบความหนาของหน้าตัดชิ้นงานที่แตกหัก 0.82 มม.
	Fs	- การแตกหักบริเวณเกลียวแรกของสกรูหลักยึด

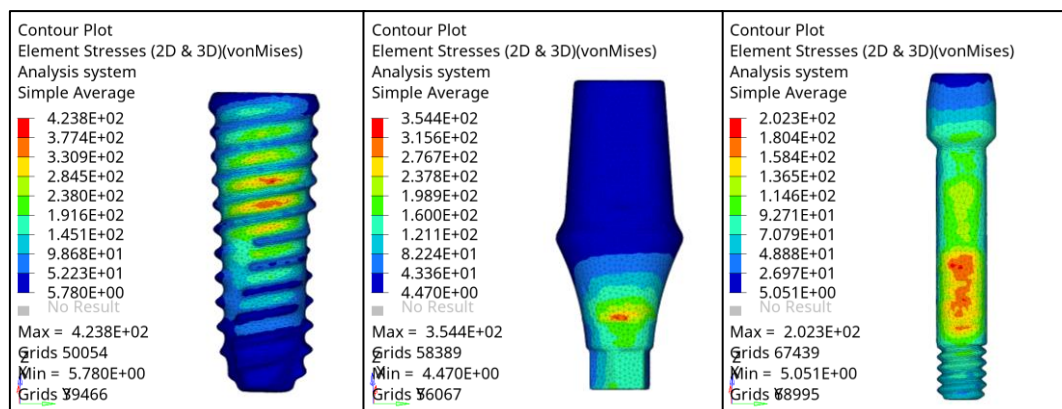
ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

เมื่อทดสอบโดยกำหนดให้แรงกระทำแบบสถิตย์ที่ 200 นิวตัน โดยทิศทางของแรงในลักษณะแนวเฉียงทำมุม 30 องศาต่อแนวแกนยาวของรากเทียม ค่าความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุดในแต่ละส่วนประกอบของรากเทียมทั้ง 3 กลุ่มแสดงดังตาราง 7

ตาราง 7 แสดงความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุดบริเวณส่วนประกอบของรากเทียม

กลุ่ม	ความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุด (MPa)		
	รากเทียม	หลักยึด	สกรูหลักยึด
ND	423.8	354.4	202.3
RD	307.5	229.5	255
WD	195.6	252.8	114.7

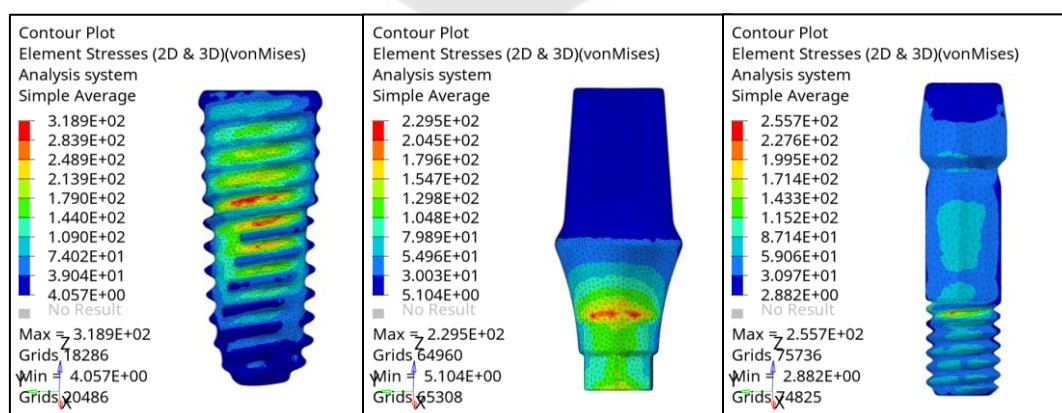
รูปแบบการกระจายความเค้นในส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมแสดงผลในลักษณะผลเชิงตัวเลข (numeric output) และแถบสี (Color-coded map) แสดงบริเวณที่เกิดความเค้น (Stress contour) โดยอธิบายแนวโน้มการกระจายความเค้นตามแถบสีโดยค่าความเค้นต่ำที่สุดคือสีน้ำเงินและไล่ระดับไปจนถึงแถบสีแดงเป็นค่าความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุด การกระจายของความเค้นในทั้ง 3 กลุ่ม ความเค้นสะสมอยู่บริเวณเดียวกันในด้านที่ให้แรงและด้านตรงข้ามการให้แรงแต่มีความเค้นสะสมบริเวณด้านตรงข้ามการให้แรงมากกว่าด้านที่ให้แรง รายละเอียดการกระจายความเค้นในแต่ละกลุ่มและการเปรียบเทียบความเค้นที่เกิดขึ้นกับตำแหน่งความล้มเหลวการทดสอบความล้า Stepwise loading แสดงภาพประกอบ 32-34 และ ตาราง 8-10



ภาพประกอบ 32 รูปแบบการกระจายความเค้นในส่วนประกอบของรากเทียมกลุ่ม ND

ตาราง 8 การกระจายความเค้นและการเปรียบเทียบกับทดสอบความล้าในกลุ่ม ND

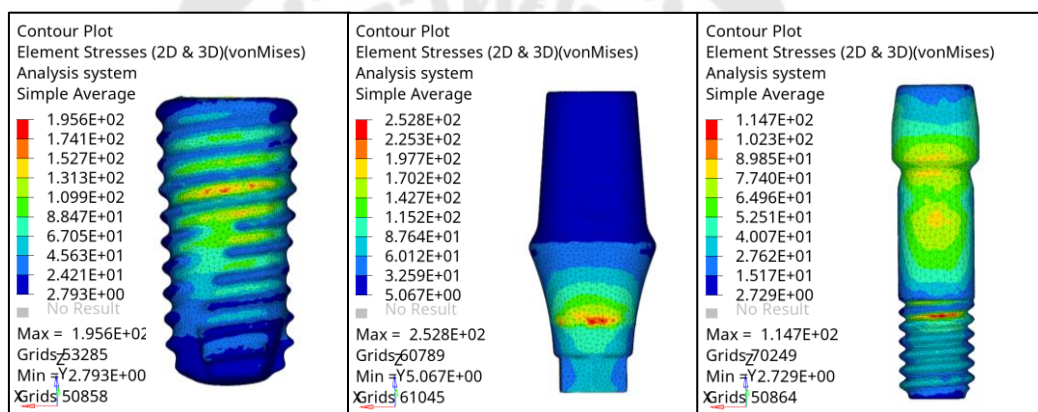
ส่วนประกอบ	การกระจายของความเค้น	ลักษณะความล้มเหลวจากการทดสอบความล้า
รากเทียม	ความเค้นสูงสุดบริเวณตำแหน่งเรซินจำลองสันกระดูก	ในด้านตรงข้ามแรง
หลักยึด	ความเค้นสูงสุดบริเวณรอยต่อระหว่างหลักยึดและรากเทียม	- การแตกหักที่รากเทียมในระดับเรซินจำลองสันกระดูก - การแตกหักของสกรูบริเวณเหนือเกลียวแรกของสกรู
สกรูหลักยึด	ความเค้นสูงสุดบริเวณเหนือเกลียวของสกรู	สกรู



ภาพประกอบ 33 รูปแบบการกระจายความเค้นในส่วนประกอบของรากเทียมกลุ่ม RD

ตาราง 9 การกระจายความเค้นและการเปรียบเทียบกับทดสอบความล้าในกลุ่ม RD

ส่วนประกอบ	การกระจายของความเค้น	ลักษณะความล้มเหลวจากการทดสอบความล้า
รากเทียม	ความเค้นสูงสุดบริเวณตำแหน่งเรซินจำลองสันกระดูก	ในด้านตรงข้ามแรง
หลักยึด	ความเค้นสูงสุดบริเวณรอยต่อระหว่างหลักยึดและรากเทียม	- การแตกหักที่รากเทียมในระดับเรซินจำลองสันกระดูกร้อยละ 80% และระดับ T1 ร้อยละ 20 - การแตกหักของสกรูบริเวณเกลียวแรกของสกรู
สกรูหลักยึด	ความเค้นสูงสุดบริเวณเกลียวแรกของสกรู	

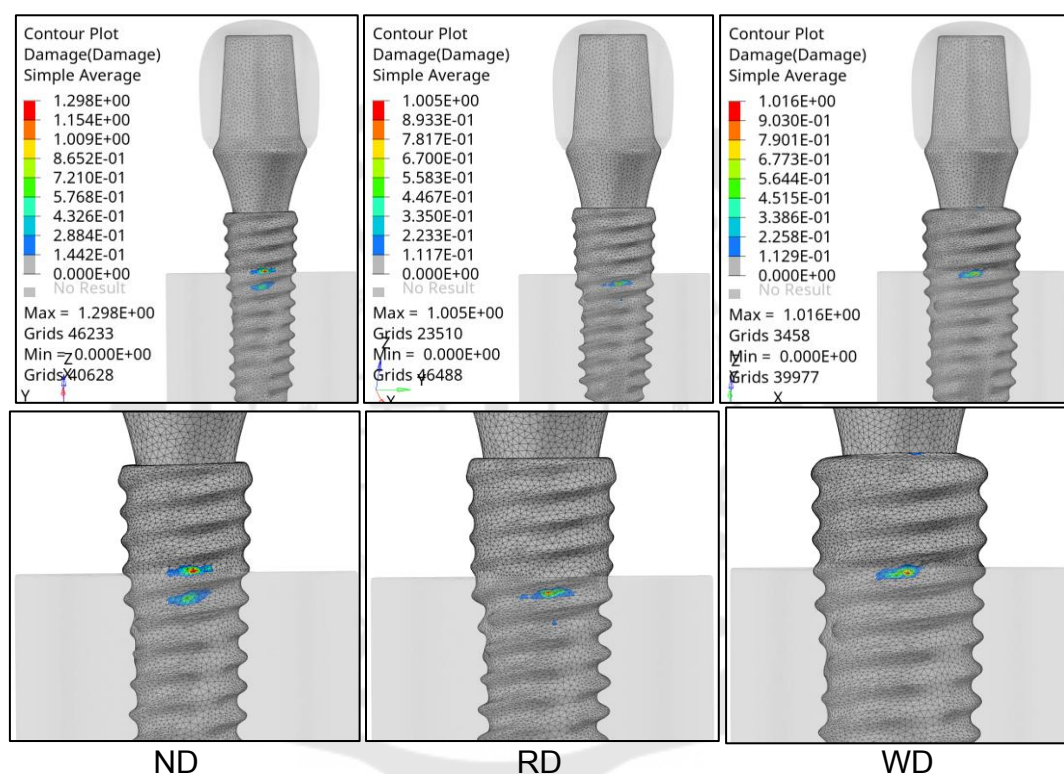


ภาพประกอบ 34 รูปแบบการกระจายความเค้นในส่วนประกอบของรากเทียมกลุ่ม WD

ตาราง 10 การกระจายความเค้นและการเปรียบเทียบกับทดสอบความล้าในกลุ่ม WD

ส่วนประกอบ	การกระจายของความเค้น	ลักษณะความล้มเหลวจากการทดสอบความล้า
รากเทียม	ความเค้นสูงสุดบริเวณตำแหน่งเรซินจำลองสันกระดูก	ในด้านตรงข้ามแรง
หลักยึด	ความเค้นสูงสุดบริเวณรอยต่อระหว่างหลักยึดและรากเทียม	- การแตกหักที่รากเทียมในระดับ T2/3 ร้อยละ 90 และ T1 ร้อยละ 10 - การแตกหักของสกรูบริเวณเกลียวแรกของสกรู
สกรูหลักยึด	ความเค้นสูงสุดบริเวณเกลียวแรกของสกรู	

เมื่อทดสอบโดยให้แรงกระทำแบบวัฏจักรตามรูปแบบการทดสอบความล้า Stepwise loading วิเคราะห์ความเสียหายโดยการหาค่าความเสียหายสะสมด้วยกฎการสะสมความเสียหายเชิงเส้นและตรวจสอบบริเวณส่วนประกอบของรากเทียมที่พบความเสียหายมากกว่าหรือเท่ากับ 1 เป็นบริเวณแรกซึ่งจะมีความเสี่ยงในการล้มเหลวสูงสุด ผลการทดสอบในแต่ละกลุ่มแสดงในเชิงตัวเลขและแถบสีโดยบริเวณที่มีค่าความเสียหายมากกว่าหรือเท่ากับ 1 มีสีแดง รายละเอียดดังภาพประกอบ 35 และตาราง 11



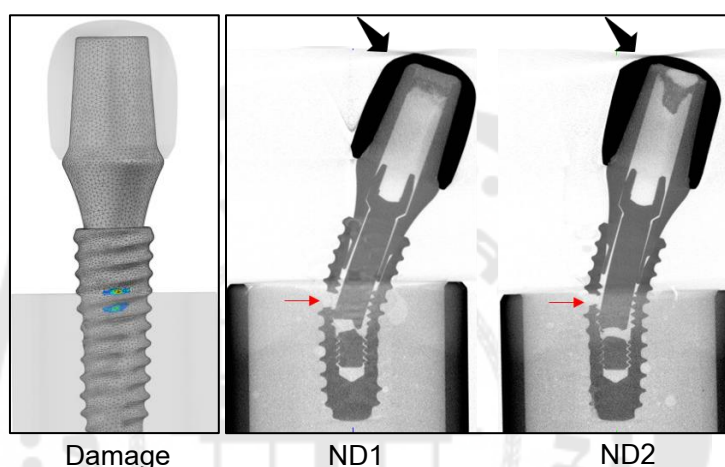
ภาพประกอบ 35 ความเสียหายบริเวณรากเทียมกลุ่ม ND RD และ WD

ตาราง 11 ความเสียหายบริเวณรากเทียมกลุ่ม ND RD และ WD

กลุ่ม	บริเวณที่มีความเสียหายมากกว่าหรือเท่ากับ 1 เป็นบริเวณแรก
ND	รากเทียมที่ตำแหน่งระดับเรซินจำลองสันกระดูกในด้านให้แรง
RD	รากเทียมที่ตำแหน่งระดับเรซินจำลองสันกระดูกในด้านให้แรง
WD	รากเทียมที่ตำแหน่งระดับเรซินจำลองสันกระดูกในด้านให้แรง

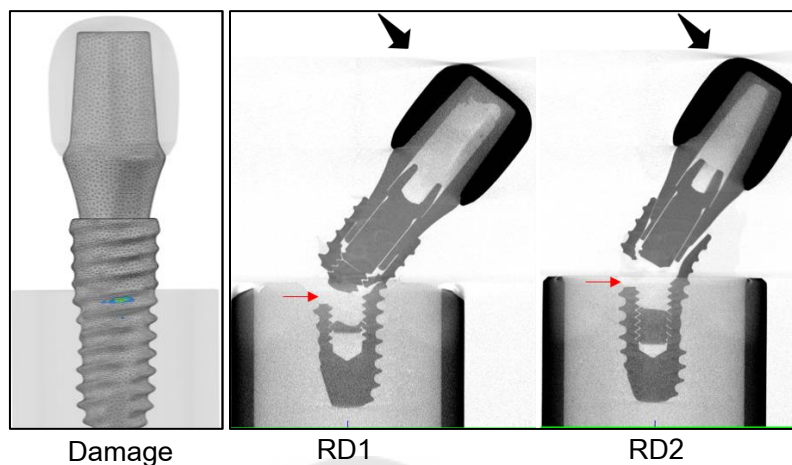
เมื่อนำผลการทดสอบความเสียหายไปเปรียบเทียบกับผลการทดสอบความล้าพบว่า

ในกลุ่ม ND บริเวณที่มีความเสียหายมากกว่าหรือเท่ากับ 1 เป็นบริเวณแรกคือ รากเทียมที่ตำแหน่งระดับเรซินจำลองส้นกระดูกในด้านให้แรงซึ่งในการทดสอบความล้าพบการแตกหักของรากเทียมที่บริเวณนี้ในทุกชิ้นงาน โดยตัวอย่างการเปรียบเทียบด้วยภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับคุณภาพของกลุ่ม ND1 และ ND2 แสดงด้านที่ให้แรง (ลูกศรสีดำ) และการแตกหักบริเวณดังกล่าว (ลูกศรสีแดง) ดังภาพประกอบ 36



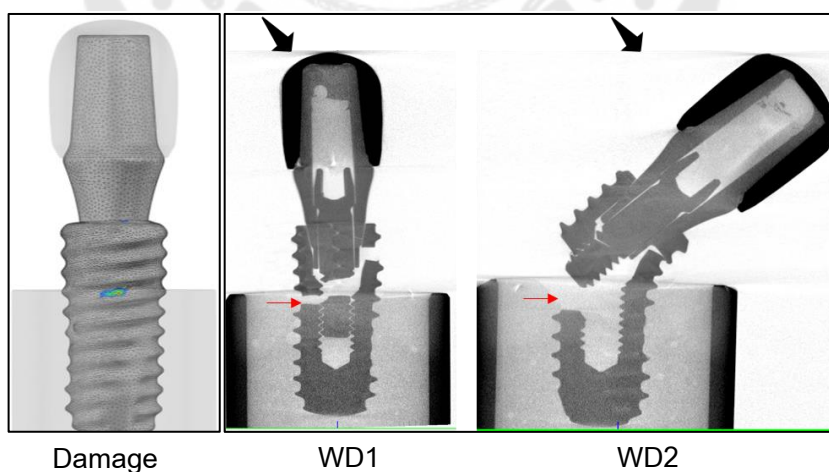
ภาพประกอบ 36 การเปรียบเทียบระหว่างความเสียหายและภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีของกลุ่ม ND1 และ ND2

ในกลุ่ม RD บริเวณที่มีความเสียหายมากกว่าหรือเท่ากับ 1 เป็นบริเวณแรกคือ รากเทียมที่ตำแหน่งระดับเรซินจำลองส้นกระดูกในด้านให้แรงซึ่งในการทดสอบความล้าพบการแตกหักของรากเทียมที่บริเวณนี้ในทุกชิ้นงาน โดยตัวอย่างการเปรียบเทียบด้วยภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับคุณภาพของกลุ่ม RD1 และ RD2 แสดงด้านที่ให้แรง (ลูกศรสีดำ) และการแตกหักบริเวณดังกล่าว (ลูกศรสีแดง) ดังภาพประกอบ 37



ภาพประกอบ 37 การเปรียบเทียบระหว่างความเสียหายและภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี
ของกลุ่ม RD1 และ RD2

ในกลุ่ม WD บริเวณที่มีความเสียหายมากกว่าหรือเท่ากับ 1 เป็นบริเวณแรกคือ ราก
เทียมที่ตำแหน่งระดับเรซินจำลองสันกระดูกในด้านให้แรงซึ่งในการทดสอบความล้มปการ
แตกหักของรากเทียมที่บริเวณนี้ในทุกชิ้นงาน โดยตัวอย่างการเปรียบเทียบด้วยภาพถ่ายรังสี
คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคของกลุ่ม WD1 และ WD2 แสดงด้านที่ให้แรง (ลูกศรสีดำ)
และการแตกหักบริเวณดังกล่าว (ลูกศรสีแดง) ดังภาพประกอบ 38



ภาพประกอบ 38 การเปรียบเทียบระหว่างความเสียหายและภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี
ของกลุ่ม WD1 และ WD

บทที่ 5

อภิปรายผลและสรุปผล

ในช่วงทศวรรษที่ผ่านมารากเทียมได้รับความนิยมมาก โดยสามารถทดแทนการสูญเสียของฟันบางส่วนและทั้งปากได้ทั้งในด้านประสิทธิภาพการบดเคี้ยวและความสวยงามด้วยอัตราความสำเร็จที่สูง อย่างไรก็ตามความล้มเหลวของรากเทียมยังคงพบได้และเป็นปัญหาในการเพิ่มระยะเวลาในการรักษาและค่าใช้จ่าย^(70, 71) ซึ่งหนึ่งในปัจจัยสำคัญของความล้มเหลวทางกลคือขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียม^(5, 6, 16) การทดสอบความล้าเป็นหนึ่งในวิธีที่ใช้ศึกษาชีวกลศาสตร์รากเทียมสามารถหาความต้านทานความล้าและวิเคราะห์รูปแบบของความล้มเหลว ในขณะที่การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งเป็นการจำลองการทดสอบด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นเครื่องมือที่มีประโยชน์ในการทดสอบและเปรียบเทียบปัจจัยต่างๆที่มีอิทธิพลต่อความเค้นได้รวดเร็วและสามารถทำซ้ำได้ง่าย การศึกษาความล้มเหลวของรากเทียมขึ้นอยู่กับความเข้าใจในการกระจายความเค้นบนรากเทียมและบริเวณกระดูกรอบรากเทียมเมื่อรากเทียมได้รับแรง^(5, 13, 32) วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้คือเพื่อทดสอบความต้านทานความล้าในห้องปฏิบัติการ วิเคราะห์ความล้มเหลวจากการทดสอบและนำไปเปรียบเทียบกับผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน โดยผู้วิจัยได้อภิปรายและสรุปผลดังนี้

1. ความต้านทานความล้าของรากเทียม
2. รูปแบบความล้มเหลวจากการทดสอบความล้า
3. การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยการให้แรงแบบสถิตย์
4. การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยการให้แรงแบบวัฏจักร

ความต้านทานความล้าของรากเทียม

ผลการทดสอบความล้าด้วย Stepwise loading เมื่อนำจำนวนรอบสูงสุดที่ชิ้นงานเกิดความล้มเหลวมาวิเคราะห์ด้วยสถิติ One-Way ANOVA และวิเคราะห์ด้วยการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยรายคู่โดยใช้การทดสอบ Tukey's HSD ค่าเฉลี่ยจำนวนรอบที่ชิ้นงานเกิดความล้มเหลวในรากเทียมทั้ง 3 กลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทั้งหมด ($p < 0.01$) โดยรากเทียมกลุ่ม WD มีค่าเฉลี่ยความต้านทานความล้าสูงที่สุดตามด้วยกลุ่ม RD และ ND ตามลำดับ แสดงให้เห็นว่าการลดลงของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมีผลทำให้ความต้านทานความล้าลดลง

การทดสอบความล้าแบบ Stepwise loading เป็นการทดสอบความล้าแบบเร่ง (Accelerated fatigue testing) ซึ่งลดระยะเวลาทดสอบทำให้ชิ้นงานเกิดความล้าเร็วขึ้นและเน้นการศึกษารูปแบบความล้าของส่วนต่างๆของรากเทียม⁽³⁵⁾ Stepwise loading เป็นวิธีที่สมดุระหว่าง การทดสอบความล้าตามมาตรฐานที่ใช้ระยะเวลานานกับการทดสอบให้แรงแบบครั้งเดียวจนเกิดความล้าที่ใช้เวลารวดเร็วแต่ไม่จำลองสภาพทางคลินิก เป็นหนึ่งในวิธีการที่นักวิจัยได้มีการนำมาใช้ในหาความต้านทานความล้าในงานทันตกรรม เช่น ผลของวัสดุทำครอบฟันบนฟันธรรมชาติและรากเทียม แต่ยังไม่มีการนำมาใช้ศึกษาในรากเทียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน^(38-40, 42-44, 72-74) ในการศึกษานี้ได้ใช้วิธีการ Stepwise loading ในการทดสอบ เนื่องจากต้องการทดสอบความล้าในรากเทียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางต่างๆโดยลดระยะเวลาในการทดสอบ และต้องการวิเคราะห์รูปแบบความล้าที่เกิดขึ้นและนำไปเปรียบเทียบกับผลของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การทดสอบความล้าในรากเทียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกันในการศึกษาที่ผ่านมา มีรูปแบบและสภาวะการทดสอบแตกต่างกัน เช่นวิธีการทดสอบ รูปแบบการทดสอบ ชนิดของรากเทียม เป็นต้น^(5, 9-12, 45) อย่างไรก็ตามด้วยข้อจำกัดในแต่ละการศึกษามีความแตกต่างกัน จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าพฤติกรรมความล้าของรากเทียมแต่ละการศึกษาเมื่อเปรียบเทียบกับ การศึกษานี้มีผลไปในทิศทางเดียวกันคือ ขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางมีผลต่อความต้านทานความล้าของรากเทียม โดยขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรากเทียมที่ลดลงส่งผลให้ความต้านทานความล้าลดลงและเพิ่มความเสี่ยงของการเกิดความล้าของรากเทียม ยกตัวอย่างเช่นในการศึกษาของ So-Yeon Song และคณะ ได้ทดสอบผลของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมต่อความล้าโดยทดสอบในรากเทียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.3 2.8 3.1 และ 4.0 มิลลิเมตร พบว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรากเทียมที่ลดลงส่งผลให้จำนวนรอบจากการทดสอบความล้าลดลง⁽⁴⁵⁾ การศึกษาของ Allum และคณะ ทดสอบรากเทียมระบบและขนาดต่างๆกัน (2.3 - 4.1 มิลลิเมตร) โดยใช้วิธีการทดสอบส่วนใหญ่ตามข้อกำหนด ISO ได้สรุปว่ารากเทียมทนต่อแรงกระทำได้ดีลงเมื่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางลดลง⁽¹⁰⁾ การศึกษาของ Christopher และคณะ ได้ทดสอบความล้าในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางต่างกัน 3 กลุ่มได้แก่ 3.3 3.75 และ 5 มิลลิเมตร ที่ระดับแรงบิด (torque) ระหว่างรากเทียมกับหลักยึดต่างกัน 3 รูปแบบ โดยให้แรงที่ 21 นิวตันและเอียง 45 องศาต่อแนวแกนยาวและให้แรงจนกระทั่งเกิดความล้าของรากเทียมหรือครบ 5×10^6 รอบ พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างรากเทียมขนาดเล็กและขนาดใหญ่ในจำนวนรอบที่เกิดความล้า และจากการศึกษานี้ได้สรุปว่าในสถานการณ์ทางคลินิกที่รากเทียมได้รับแรงกระทำ

จากการบดเคี้ยว รากเทียมขนาดเล็กมีความเสี่ยงสูงที่จะเกิดความล้มเหลวจากความล้าได้มากกว่า⁽¹¹⁾

ผลการศึกษานี้เมื่อเปรียบเทียบกับผลการศึกษาทางคลินิกพบว่ามีการศึกษาไปในทิศทางเดียวกันคือการลดลงของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมีผลให้ความต้านทานความล้าลดลง จึงทำให้มีความเสี่ยงต่อความล้มเหลวทางกลมากกว่า⁽⁷⁵⁻⁷⁷⁾ ยกตัวอย่างเช่นในการศึกษาของ Steven และคณะที่ติดตามผลย้อนหลังของรากเทียม 4,397 ตัว พบว่าการแตกหักของรากเทียมอยู่ในกลุ่ม 3.75 มิลลิเมตรทั้งหมด⁽⁷⁵⁾ การศึกษาของ Albiol และคณะติดตามผลย้อนหลังในรากเทียม 1500 ตัว พบมีการแตกหักของรากเทียม 20 ตัวที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.75 มิลลิเมตร และ 1 ตัวที่ขนาด 4.0 มิลลิเมตร⁽⁷⁷⁾ เช่นเดียวกับผลจากการศึกษาแบบทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบของ Lee และคณะที่ศึกษาปัจจัยเสี่ยงและอัตราการล้มเหลวในรากเทียม 19006 ตัวพบว่าเส้นผ่านศูนย์กลางมีผลต่อการแตกหักของรากเทียมและการใช้รากเทียมขนาดใหญ่มีความเสี่ยงต่อการแตกหักน้อยกว่า⁽⁷⁸⁾ อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ของ Jae-Hong Lee และคณะศึกษาย้อนหลังทางคลินิกในรากเทียม 19807 ตัวพบว่าอัตราการแตกหักในรากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลางน้อยกว่า 3.75 มิลลิเมตร อยู่ในอัตราที่ต่ำซึ่งทางผู้ศึกษาถือว่าสาเหตุของอัตราการแตกหักที่ต่ำนี้เพราะมีการใช้รากเทียมกลุ่มนี้ในบริเวณพื้นหน้าและพื้นกรามน้อยซึ่งรับแรงน้อยกว่าบริเวณพื้นกราม⁽⁷⁰⁾

ค่าเฉลี่ยแรง (ช่วงแรง) ที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลวในรากเทียมกลุ่ม ND RD และ WD คือ 960 (800-1000) 1060 (1000-1200) และ 1680 (1600 -1800) ตามลำดับ จากการทบทวนวรรณกรรมของ Bonfante ได้รวบรวมการศึกษาค่าเฉลี่ยแรงบดเคี้ยวในช่องปากสูงสุด ในขณะรู้ตัว (Mean maximum voluntary bite forces) โดยการศึกษาทั้งหมดวัดค่าจากบริเวณพื้นกรามพบว่า การวัดค่าแรงบดเคี้ยวแบบ Unilateral ในเพศชายมีค่าระหว่าง 490 - 878 นิวตัน ส่วนในเพศหญิงมีค่าระหว่าง 418 – 690 นิวตัน⁽³²⁾ ในขณะที่การศึกษาของ Al-Omiri และคณะศึกษาแรงบดเคี้ยวในช่องปากสูงสุดในขณะรู้ตัวในรากเทียมตำแหน่งพื้นกรามแท้ซึ่งแรกพบว่ามีค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) อยู่ที่ 577.9 (78.5)⁽⁷⁹⁾ เมื่อนำข้อมูลจากการศึกษานี้มาเปรียบเทียบพบว่าค่าแรงที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลวในรากเทียมทั้ง 3 กลุ่มมีค่าสูงกว่าแรงบดเคี้ยวในช่องปากทุกกลุ่ม อย่างไรก็ตามด้วยข้อจำกัดของการทดสอบแบบ stepwise ซึ่งเป็นการทดสอบความล้าแบบเร่งและมีการใช้ความเค้นที่สูงกว่าแรงบดเคี้ยวในช่องปากปกติ การนำข้อมูลจากการศึกษานี้เพื่ออ้างอิงต่อแรงบดเคี้ยวในช่องปากอาจให้ความแม่นยำได้น้อยกว่าการหาอายุความล้าด้วยความเค้นต่ำและจำนวนรอบสูงซึ่งสามารถจำลองสถานการณ์ในช่องปากได้ใกล้เคียงกว่า

จากข้อมูลของแรงที่ขึ้นงานเกิดความล้มเหลวจากการศึกษานี้สามารถนำมาใช้ประโยชน์ในการหาอายุความล้าซึ่งใช้ระยะเวลาและจำนวนขึ้นตัวอย่างสูงได้ จากการศึกษาของ Marchetti และคณะในปี 2014 และ 2016 ได้ทำการทดสอบความล้าโดยอ้างอิงตามวิธีการที่ ISO 14801:2016 กำหนด โดยทั้งสองการศึกษานี้ได้ใช้จำนวนขึ้นงานกลุ่มละ 5 ขึ้นในการทดสอบหา ค่าแรงเริ่มต้นโดยการทดสอบแบบให้แรงอัดจนเกิดความล้มเหลวเพื่อนำค่าเฉลี่ยแรงที่ได้มา กำหนดขอบเขตของการทดสอบหาอายุความล้า ซึ่งจากข้อมูลค่าเฉลี่ยของแรงจากการทดสอบนี้ สามารถนำมาใช้แทนขั้นตอนดังกล่าวซึ่งจะช่วยลดจำนวนการเตรียมขึ้นงานและระยะเวลาทดสอบ ลงได้และเป็นประโยชน์ต่อการทดสอบหาอายุความล้าในการทำวิจัยในอนาคต^(80, 81)

รูปแบบความล้มเหลวจากการทดสอบความล้า

ผลการวิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลวพบว่าขึ้นงานทั้งหมดเกิดความล้มเหลว 2 รูปแบบ คือ การแตกหักของรากเทียมและการแตกหักของสกรูหลักยึดในทุกขึ้นงาน และพบการแตกหักของหลักยึดที่กลุ่ม WD ร้อยละ 10 ตำแหน่งการแตกหักของรากเทียมพบการแตกหักบริเวณระหว่างเกลียวที่ 5 และเกลียวที่ 6 (T5/T6) มากที่สุดในทุกกลุ่มซึ่งเป็นบริเวณระดับเรซินจำลองสันกระดูก ในขณะที่กลุ่ม RD พบการแตกหักของรากเทียมบริเวณเกลียวที่ 1 (T1) ร้อยละ 20 ส่วนกลุ่ม WD พบการแตกหักของรากเทียมบริเวณเกลียวที่ 1 (T1) ร้อยละ 10 และระหว่างเกลียวที่ 2 และเกลียวที่ 3 (T2/T3) ร้อยละ 90

ด้วยวิธีการการทดสอบซึ่งอ้างอิงตาม ISO 14801:2016 กำหนดให้ทิศทางของแรงมี ลักษณะของแรงแนวเฉียงทำมุม 30 องศาต่อแนวแกนยาวของรากเทียม บ่าของรากเทียมจะถูกฝัง สูงกว่าระดับเรซินจำลองสันกระดูก 3.0 ± 0.5 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นการจำลองการสูญเสียสันกระดูก รอบรากเทียมในสถานการณ์ทางคลินิก การทดสอบในลักษณะดังกล่าวทำให้เกิดลักษณะคานงัด และเกิดโมเมนต์ดัด (Bending moment) บริเวณรอบรากเทียมและสกรูหลักยึดที่ระดับเรซินจำลอง สันกระดูก ความเค้นจะสะสมที่บริเวณ T5/T6 นี้มากที่สุด^(82, 83) รูปแบบความล้มเหลวลักษณะนี้ ตรงกับการศึกษาอื่นๆที่มีการจำลองกระดูกในลักษณะเดียวกันและเกิดการแตกหักของรากเทียม บริเวณระดับที่มีการจำลองการสูญเสียสันกระดูกรอบรากเทียม^(13, 82) โดยการศึกษาของ Suzuki และคณะศึกษาผลของระดับสันกระดูกรอบรากเทียมที่สูญเสียต่อความล้มเหลวเชิงกลของราก เทียมพบว่าการฝังรากเทียมในลักษณะที่บ่าของรากเทียมสูงกว่าการจำลองสันกระดูกทำให้เกิดจุด หมุนและมีความเค้นสะสมบริเวณรากเทียมและเรซินส่วนจำลองสันกระดูกบริเวณนั้นมากขึ้นส่งผล ให้พบการแตกหักบริเวณรากเทียมมากกว่ากลุ่มที่ไม่มีการสูญเสียสันกระดูก⁽⁸⁴⁾ การศึกษาของ

Manzoor และคณะทดสอบความล้าในรากเทียมขนาด 3.3 มิลลิเมตรในการจำลองการสูญเสียสันกระดูก 0 1.5 3 และ 4.5 มิลลิเมตร ผลการทดสอบปรากฏว่ารากเทียมที่มีการจำลองการสูญเสียสันกระดูกมากกว่า 3 มิลลิเมตรขึ้นไปพบการแตกหักในแนวนอนที่บริเวณรากเทียมทั้งหมดในขณะที่เมื่อจำลองการสูญเสียสันกระดูก 0 และ 1.5 มิลลิเมตรพบการแตกหักบริเวณหลักยึด จากผลการศึกษานี้พบว่าตำแหน่งของความล้มเหลวจะอยู่บริเวณตำแหน่งที่มีการจำลองการสูญเสียสันกระดูก⁽⁸⁵⁾

จากการศึกษาทางคลินิกพบว่าการสูญเสียสันกระดูกรอบรากเทียมล้วนมีความเกี่ยวข้องกับการแตกหักของรากเทียม^(75, 76, 86-88) โดย Adell และคณะพบว่ารากเทียมที่มีการสูญเสียสันกระดูกอย่างรวดเร็วคือ 3 มิลลิเมตรต่อปี รากเทียมทั้งหมดเกิดความล้มเหลวทางกล เช่นการแตกหักของรากเทียม หรือสกรูลหลักยึด⁽⁸⁹⁾ จากผลการทบทวนวรรณกรรมพบว่าในแต่ละการศึกษาสรุปผลในลักษณะเดียวกันคือเมื่อเกิดการละลายของสันกระดูกรอบรากเทียม อัตราส่วนระหว่างครอบและรากเทียม (Crown to implant ratio) สูงขึ้นทำให้รากเทียมเสี่ยงต่อแรงดัด (Bending force) และโอกาสเกิดการรับแรงเกินพิกัด (Overload) ที่บริเวณตำแหน่งการละลายของสันกระดูกเพิ่มขึ้น^(90, 91)

การวิเคราะห์ผลของรูปแบบความล้มเหลวจากการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาคโดยการวัดผนังของรากเทียมบริเวณที่เกิดการแตกหักพบว่ากลุ่ม ND มีความหนาของผนังรากเทียมบริเวณ T5/6 ที่แตกหัก 0.35 - 0.47 มิลลิเมตร กลุ่ม RD มีความหนาของผนังรากเทียมบริเวณที่แตกหัก T5/6 และ T1 คือ 0.47 - 0.51 และ 0.35 มิลลิเมตรตามลำดับ กลุ่ม WD มีความหนาของผนังรากเทียมบริเวณที่แตกหัก T5/6 และ T2 คือ 0.82 - 1.00 และ 0.72 มิลลิเมตรตามลำดับ ซึ่งผลการศึกษาทางคลินิกมีลักษณะไปในทิศทางเดียวกัน โดย Yu และคณะได้ศึกษาปัจจัยเสี่ยงในการแตกหักของรากเทียมพบว่าการแตกหักของรากเทียมมีความเสี่ยงสูงขึ้นเมื่อมีการสูญเสียของกระดูกและความหนาที่ลดลงของแต่ละตำแหน่งของรากเทียม⁽⁹²⁾ เช่นเดียวกับการศึกษาของ Lee และคณะที่สรุปว่าการแตกหักของรากเทียมมีความสัมพันธ์กับการสูญเสียกระดูกและบริเวณโครงสร้างที่อ่อนแอ⁽⁷⁰⁾ ความหนาของผนังรากเทียมเป็นหนึ่งในปัจจัยที่ส่งผลต่อความต้านทานความล้าและรูปแบบความล้มเหลว ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Shemtov-Yona และคณะที่พบว่าความบางของผนังรากเทียมโดยเฉพาะเมื่อมีค่าน้อยกว่า 0.7 มิลลิเมตรทำให้ความต้านทานความล้าลดลงและเสี่ยงต่อการแตกหักมากขึ้น^(70, 93)

ในการศึกษานี้รูปแบบความล้มเหลวที่เกิดขึ้นคือการแตกหักบริเวณ T5/T6 ในทุกกลุ่มซึ่งเป็นระดับการจำลองสันกระดูกซึ่งมีความเค้นสะสมมากที่สุดดังที่กล่าวมาแล้ว นอกจากนี้รูปแบบ

ความล้มเหลวในกลุ่ม RD พบการแตกหักของรากเทียมบริเวณ เกลียวที่ 1 (T1) ร้อยละ 20 ส่วนกลุ่ม WD พบการแตกหักของรากเทียมบริเวณ เกลียวที่ 1 (T1) ร้อยละ 10 และระหว่างเกลียวที่ 2 และเกลียวที่ 3 (T2/T3) ร้อยละ 90 ทางผู้วิจัยเชื่อว่าเกิดจากรูปแบบและมิติของส่วนโยงภายในรากเทียม (internal connection) ทำให้ความหนาของวัสดุบริเวณนั้นลดลง^(12, 94) โดยกลุ่ม RD มีความหนาของผนังรากเทียมบริเวณ T1 เพียง 0.35 มิลลิเมตร จากการศึกษาของ Maeda และคณะพบว่ารากเทียมแบบที่ใช้ส่วนโยงภายในมีผนังของรากเทียมบริเวณนั้นบางลงและมักสัมพันธ์กับการเกิดการแตกหักของรากเทียม นอกจากนี้มีการศึกษาย้อนหลังทางคลินิกยังพบรากเทียมที่ใช้ส่วนโยงภายในมีความเสี่ยงต่อความล้มเหลวทางกลของการแตกหักของรากเทียมเพิ่มขึ้น^(95, 96)

การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยการให้แรงแบบสถิตย์

ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยการให้แรงแบบสถิตย์ 200 นิวตัน เมื่อวิเคราะห์การกระจายของความเค้นฟอนมิสเชสบริเวณส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมพบว่ากลุ่ม ND มีค่าความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุดตามด้วยกลุ่ม RD และกลุ่ม WD ตามลำดับ โดยแนวโน้มของความเค้นฟอนมิสเชสมีลักษณะลดลงเมื่อเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมเพิ่มขึ้น

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าการศึกษาดัวยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกันนั้นส่วนใหญ่วิเคราะห์ความเค้นบริเวณสันกระดูกรอบรากเทียมเป็นหลัก เนื่องจากเชื่อว่าความเค้นที่กระจายไปสู่บริเวณสันกระดูกรอบรากเทียมสูงทำให้เกิดการละลายของสันกระดูกรอบรากเทียมและนำมาสู่ความล้มเหลวของรากเทียม^(58, 97-99) ในขณะที่การศึกษานี้วิเคราะห์ความเค้นฟอนมิสเชสในส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมเป็นหลัก ด้วยเหตุผลว่ามีการจำลองสันกระดูกรอบรากเทียมด้วยเรซินโดยมีการละลายของสันกระดูกรอบรากเทียม 3 มิลลิเมตรตามรูปแบบการทดสอบความล้าในห้องปฏิบัติการ และต้องการเปรียบเทียบความเค้นในส่วนประกอบต่างๆกับผลการวิเคราะห์รูปแบบความล้มเหลวจากการทดสอบความล้า โดยในการศึกษาดัวยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรากเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน ที่วิเคราะห์การกระจายความเค้นในส่วนประกอบของรากเทียมพบว่าสอดคล้องกับการศึกษานี้โดยมีความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุดลดลงเมื่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมเพิ่มขึ้น^(52, 100, 101)

อย่างไรก็ตามการเปรียบเทียบผลระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการศึกษาที่ผ่านมา มีข้อจำกัดหลายประการ เช่น โครงสร้างของโมเดลจำลอง สภาวะและรูปแบบการทดสอบ และซอฟต์แวร์ที่ใช้แตกต่างกัน ทำให้การตรวจสอบผลทางอ้อมในลักษณะนี้ขาดความแม่นยำและน่าเชื่อถือ^(56, 61) ในการศึกษานี้จึงเปรียบเทียบผลโดยการตรวจสอบทางตรงด้วยการทดสอบความ

ล้าในห้องปฏิบัติการในรูปแบบการทดสอบเดียวกัน เมื่อเปรียบเทียบค่าความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุดในแต่ละกลุ่มพบว่ามีความโน้มในทิศทางเดียวกันกับการทดสอบความล้า คือเมื่อเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมเพิ่มขึ้นทำให้ความเค้นฟอนมิสเชสบริเวณรากเทียมลดลงจึงส่งผลให้ความต้านทานความล้าเพิ่มขึ้น

การสะสมของความเค้น พบความเค้นบริเวณเดียวกันในด้านที่ให้งแรงและด้านตรงข้ามการให้งแรงแต่มีการสะสมในด้านตรงข้ามการให้งแรงมากกว่า เมื่อเปรียบเทียบตำแหน่งที่มีการสะสมความเค้นฟอนมิสเชสกับรูปแบบความล้มเหลวและภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่ระดับจุลภาคจากการทดสอบความล้า พบว่ามีความสอดคล้องกันในกลุ่ม ND และ RD โดยในกลุ่ม ND มีความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุดที่รากเทียมบริเวณเรซินจำลองสันกระดูกและมีความเค้นสะสมสูงที่สกรูหลักยึดบริเวณเหนือเกลียวแรกของสกรู ซึ่งจากรูปแบบความล้มเหลวพบการแตกหักของรากเทียมบริเวณเรซินจำลองสันกระดูกในด้านตรงข้ามการให้งแรงทุกชิ้นงาน และพบการแตกหักบริเวณเหนือเกลียวแรกของสกรูหลักยึด ในกลุ่ม RD มีความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุดที่รากเทียมบริเวณเรซินจำลองสันกระดูกและมีความเค้นสะสมสูงที่สกรูหลักยึดบริเวณเกลียวแรกของสกรู จากรูปแบบความล้มเหลวพบการแตกหักของรากเทียมบริเวณเรซินจำลองสันกระดูกในด้านตรงข้ามการให้งแรงร้อยละ 80 และพบการแตกหักบริเวณเกลียวแรกของสกรูหลักยึด ในขณะที่กลุ่ม WD พบว่าผลไม่สอดคล้องกัน โดยกลุ่ม WD มีความเค้นฟอนมิสเชสสูงสุดที่หลักยึดบริเวณรอยต่อของหลักยึดและรากเทียม และมีความเค้นสะสมสูงที่รากเทียมบริเวณเรซินจำลองสันกระดูก แต่จากรูปแบบความล้มเหลวพบการแตกหักของหลักยึดเพียงร้อยละ 10 และการแตกหักด้านตรงข้ามการให้งแรงที่บริเวณ T2/T3 อย่างไรก็ตามการสะสมของความเค้นฟอนมิสเชสไม่สามารถบ่งบอกถึงความล้มเหลวของบริเวณนั้นโดยตรงแต่บอกถึงตำแหน่งที่มีความเสี่ยงต่อการได้รับแรงมากเกินไป⁽⁵³⁻⁵⁵⁾ นอกจากนี้ความเค้นข้างต้นเป็นการวิเคราะห์โดยให้งแรงแบบสถิตย์ซึ่งไม่สามารถจำลองสถานการณ์ได้เสมือนการให้งแรงตามรูปแบบการทดสอบความล้า

การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยการให้งแรงแบบวัฏจักร

การทดสอบความล้าแบบ Stepwise loading มีการให้งแรงแบบลักษณะวัฏจักรและมีแอมพลิจูดที่เปลี่ยนไปตามเวลา ทางผู้วิจัยจึงทดสอบระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยการให้งแรงแบบวัฏจักรตามรูปแบบ Stepwise loading ร่วมกับการหาความเสียหายสะสมด้วยกฎการสะสมความเสียหายเชิงเส้นและใช้ความเค้นในแนวแกนหลักสูงสุดเป็นเกณฑ์ในการวิเคราะห์เนื่องจากความล้มเหลวจากความล้ามีความเกี่ยวข้องกับทิศทางของความเค้นเป็นหลัก⁽¹⁰²⁾ ผลการวิเคราะห์ความเสียหายจากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยการให้งแรงแบบ Stepwise loading พบว่า

บริเวณที่มีค่าความเสียหายสะสมมากกว่าหรือเท่ากับ 1 เป็นบริเวณแรกในแต่ละกลุ่มเกิดที่บริเวณใกล้เคียงกันคือรากเทียมบริเวณเรซินจำลองสันกระดูกในด้านที่ให้แรงที่ตำแหน่งระหว่างเกลียว ซึ่งถือว่าบริเวณมีความเสี่ยงต่อความล้มเหลวเป็นบริเวณแรก เมื่อเปรียบเทียบกับรูปแบบความล้มเหลวจากการทดสอบความล้าพบว่ามีความสอดคล้องกันในทุกกลุ่มโดยชิ้นงานทั้งหมดเกิดการแตกหักที่รากเทียมบริเวณเรซินจำลองสันกระดูกในด้านที่ให้แรงเช่นกัน ผลการวิเคราะห์เปรียบเทียบนี้ยืนยันผลข้างต้นว่าความเค้นจะสะสมสูงบริเวณตำแหน่งที่จำลองสันกระดูกและความล้มเหลวมักเกิดบริเวณตำแหน่งระหว่างเกลียวที่มีความบางของผนังรากเทียม⁽⁹³⁾ ผลการศึกษานี้สอดคล้องกับผลการศึกษากการทดสอบความล้าร่วมกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์โดยพบว่าตำแหน่งที่เกิดความล้มเหลวบริเวณแรกเกิดในด้านที่ให้แรงและสัมพันธ์กับระดับการจำลองสันกระดูก^(13, 46, 103)

ในการวิจัยนี้ใช้การทดสอบความล้าแบบ Stepwise loading ซึ่งเป็นการทดสอบความล้าแบบเร่งและมีการให้แอมพลิจูดเพิ่มขึ้นในแต่ละลำดับขั้น ในขณะที่ความล้มเหลวจากความล้ามักเกิดขึ้นที่ความเค้นที่ต่ำกว่าความแข็งแรงครากและจำนวนรอบที่สูงและผลความล้มเหลวอาจมีความแตกต่างจากการทดสอบความล้าแบบเร่ง⁽¹⁰⁴⁾ ดังนั้นการทดสอบความล้าโดยหาอายุความล้าในช่วงความเค้นจากการใช้งานจริงในช่องปากอาจให้ผลที่ใกล้เคียงกับสถานการณ์จริงมากกว่า ในขณะที่การวิเคราะห์ผลด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการศึกษานี้มีข้อจำกัดหลายประการ เช่นการกำหนดให้ส่วนประกอบต่างๆของรากเทียม และกระดูกยึดติดกันโดยสมบูรณ์ การจำลองเรซินแทนกระดูกจริง ซึ่งไม่อาจจำลองได้เสมือนสถานการณ์จริง นอกจากนี้ผลของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ยังขึ้นกับปัจจัยหลายประการทั้งการขึ้นรูปโครงสร้างของแบบจำลอง คุณสมบัติต่างๆของวัสดุ การให้แรงและการกำหนดเงื่อนไขขอบ การกำหนดเกณฑ์ต่างๆในการวิเคราะห์ซึ่งล้วนเป็นปัจจัยที่ส่งผลได้มาก⁽²²⁾ ดังนั้นจึงไม่ควรพิจารณาการวิเคราะห์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยวิธีการเดียว การทดลองในห้องปฏิบัติการและการศึกษาทางคลินิกจะช่วยในการวิเคราะห์และยืนยันผลให้เกิดความแม่นยำและน่าเชื่อถือได้มากยิ่งขึ้น⁽⁵²⁾

จากการศึกษานี้สามารถสรุปผลได้ว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมมีผลต่อความต้านทานความล้าโดยขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมที่เพิ่มขึ้นทำให้ความต้านทานความล้าเพิ่มขึ้น รูปแบบความล้มเหลวในทุกกลุ่มพบการแตกหักของรากเทียมระดับเดียวกับเรซินจำลองสันกระดูกและการแตกหักของสกรูหลักยึด ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เมื่อเปรียบเทียบกับ การทดสอบความล้าในห้องปฏิบัติการพบว่ามีความสอดคล้องกัน

บรรณานุกรม

1. Goodacre CJ, Naylor WP. Single implant and crown versus fixed partial denture: A cost-benefit, patient-centred analysis. *Eur J Oral Implantol.* 2016; 9 Suppl 1: S59-68.
2. Vogel R, Smith-Palmer J, Valentine W. Evaluating the health economic implications and cost-effectiveness of dental implants: a literature review. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 2013; 28(2): 343-56.
3. Shemtov-Yona K, Rittel D. An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. *Biomed Res Int.* 2015; 2: 1-11.
4. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 2014; 29 Suppl: 308-24.
5. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: mechanical behavior. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014; 16(2): 172-7.
6. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. The effect of oral-like environment on dental implants' fatigue performance. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25(2): e166-70.
7. Papadimitriou DE, Friedland B, Gannam C, Salari S, Gallucci GO. Narrow-Diameter versus Standard-Diameter Implants and Their Effect on the Need for Guided Bone Regeneration: A Virtual Three-Dimensional Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015; 17(6): 1127-33.
8. Hasan I, Bourauel C, Mundt T, Stark H, Heinemann F. Biomechanics and load resistance of small-diameter and mini dental implants: a review of literature. *Biomed Eng-Biomed Te.* 2014; 59(1): 1-5.
9. Freitas GP, Hirata R, Bonfante EA, Tovar N, Coelho PG. Survival Probability of Narrow and Standard-Diameter Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *Int J Prosthodont.* 2016; 29(2): 179-85.
10. Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res.*

2008; 19(6): 553-9.

11. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 2006; 21(6): 929-36.
12. Bonfante EA, Almeida EO, Lorenzoni FC, Coelho PG. Effects of implant diameter and prosthesis retention system on the reliability of single crowns. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 2015; 30(1): 95-101.
13. Duan Y, Gonzalez JA, Kulkarni PA, Nagy WW, Griggs JA. Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system: Numerical and experimental study. *Dent Mater.* 2018; 34(9): 1299-309.
14. Bicudo P, Reis J, Deus AM, Reis L, Vaz MF. Mechanical behaviour of dental implants. *Procedia Structural Integrity.* 2016; 1(1): 26-33.
15. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(6): 585-98.
16. Javed F, Romanos GE. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2015; 19(1): 1-10.
17. Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaheed S, Alalola B. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J Prosthet Dent.* 2017; 26(3): 252-60.
18. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Badri S, Daneshparvar N, Rokn A. The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *J Dent (Tehran).* 2013; 10(5): 449-55.
19. Gomez-Polo M, Ortega R, Gomez-Polo C, Martin C, Celemin A, Del Rio J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg.* 2016; 74(7): 1344-53.
20. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005; 94(4): 377-81.
21. Lee JH, Lee W, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Impact of Intentional Overload on Joint Stability of Internal Implant-Abutment Connection System with Different Diameter. *J Prosthet Dent.* 2017: 1-8.

22. Cinel S, Celik E, Sagirkaya E, Sahin O. Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2018; 119(3): 417-25.
23. Ortega-Oller I, Suarez F, Galindo-Moreno P, Torrecillas-Martinez L, Monje A, Catena A, et al. The influence of implant diameter on its survival: a meta-analysis based on prospective clinical trials. *J Periodontol.* 2014; 85(4): 569-80.
24. Herrmann J, Hentschel A, Glauche I, Vollmer A, Schlegel KA, Lutz R. Implant survival and patient satisfaction of reduced diameter implants made from a titanium-zirconium alloy: A retrospective cohort study with 550 implants in 311 patients. *J Craniomaxillofac Surg.* 2016; 44(12): 1940-4.
25. Klein MO, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 2014; 29 Suppl: 43-54.
26. Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg.* 2015; 6(1): 3-8.
27. Shemtov Yona K, Rittel D. Identification of failure mechanisms in retrieved fractured dental implants. *Eng Fail Anal.* 2014: 58-65.
28. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 1993; 8(4): 409-14.
29. Kumar P, Mahanty M, Chattopadhyay A. An Overview of Stress-Strain Analysis for Elasticity Equations. In: Günay E, editor. *Elasticity of Materials: Basic Principles and Design of Structures.* London: IntechOpen; 2018. p. 11-30.
30. Roylance D, Cohen K, Jenkins C, Khanna S. Mechanics of materials: A materials science perspective. *P I Mech Eng L-J Mat.* 2001; 215: 141-5.
31. Campbell F. *Elements of Metallurgy and Engineering Alloys.* Ohio: ASM International; 2008.
32. Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res.* 2016; 28(1): 18-27.
33. Bhat S, Patibandla R. Metal Fatigue and Basic Theoretical Models: A Review. In: Morales EV, editor. *A Review, Alloy Steel - Properties and Use.* London: IntechOpen; 2011.

34. Reddy MS, Rajasekar S, Abdemagyd HAE. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry. *EC Dental Science*. 2018; 17(11): 1950-7.
35. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009; 25(11): 1419-25.
36. International Organization for Standardization. *Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants ISO 14801:2016*. London, United Kingdom: BSI Standards Limited; 2016.
37. Fraga S, Pereira GKR, Freitas M, Kleverlaan CJ, Valandro LF, May LG. Loading frequencies up to 20Hz as an alternative to accelerate fatigue strength tests in a Y-TZP ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 61: 79-86.
38. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonshot N, Creugers NH. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodontics*. 2004; 17(3): 313-7.
39. Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater*. 2009; 25(10): 1264-8.
40. Boff LL, Oderich E, Cardoso AC, Magne P. Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom metal-composite resin premolar implant abutments. *J Oral Maxillofacial Imp*. 2014; 29(2): 364-73.
41. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016; 32(12): e338-e50.
42. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010; 104(3): 149-57.
43. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2013; 109(5): 304-12.

44. Kaweewongprasert P, Phasuk K, Levon JA, Eckert GJ, Feitosa S, Valandro LF, et al. Fatigue Failure Load of Lithium Disilicate Restorations Cemented on a Chairside Titanium-Base. *J Prosthodont*. 2018; 00: 1-9.
45. Song SY, Lee JY, Shin SW. Effect of Implant Diameter on Fatigue Strength. *Implant dentistry*. 2017; 26(1): 59-65.
46. Bordin D, Bergamo ETP, Fardin VP, Coelho PG, Bonfante EA. Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017; 71: 244-9.
47. Castro CG, Zancoppe K, Verissimo C, Soares CJ, Neves FD. Strain analysis of different diameter Morse taper implants under overloading compressive conditions. *Braz Oral Res*. 2015; 29: 1-6.
48. Lucie Himmlova´ TjDI, Alois Ka´covsky ´, Svatava Konvic´ kova´. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(1): 20-5.
49. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2009; 18(5): 393-402.
50. Yamaguchi S, Yamanishi Y, Machado LS, Matsumoto S, Tovar N, Coelho PG, et al. In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models. *J Prosthodont Res*. 2018; 62(1): 24-30.
51. Borie E, Orsi IA, de Araujo CP. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontol Scand*. 2015; 73(5): 321-9.
52. Raaj G, Manimaran P, Kumar CD, Sadan DS, Abirami M. Comparative Evaluation of Implant Designs: Influence of Diameter, Length, and Taper on Stress and Strain in the Mandibular Segment-A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Pharm Bioallied Sci*. 2019; 11(Suppl 2): S347-s54.
53. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2014; 4(3): 200-3.

54. Aleksandar G, Dimitrije M. Practical Aspects of Finite Element Method Applications in Dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine*. 2017; 21(2): 69-77.
55. Gultekin A, Turkoglu P, Yalcin S. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry, Finite Element Analysis. In: Ebrahimi F, editor. *New Trends and Developments*. London: IntechOpen; 2012.
56. Omori M, Sato Y, Kitagawa N, Shimura Y, Ito M. A biomechanical investigation of mandibular molar implants: reproducibility and validity of a finite element analysis model. *Int J Implant Dent*. 2015; 1(1): 10-23.
57. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2006; 9(4): 257-70.
58. Ding X, Liao S-H, Zhu X-H, Zhang X-H, Zhang L. Effect of Diameter and Length on Stress Distribution of the Alveolar Crest around Immediate Loading Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009; 11(4): 279-87.
59. Christensen RM. *The Theory of Materials Failure*. Oxford: Oxford University Press; 2015.
60. González-Velázquez J. *Mechanical Behavior and Fracture of Engineering Materials*. Switzerland: Springer International Publishing; 2020.
61. Chang Y, Tambe AA, Maeda Y, Wada M, Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *Int J Implant Dent*. 2018; 4(1): 7-21.
62. Rezende CE, Chase-Diaz M, Costa MD, Albarracin ML, Paschoeto G, Sousa EA, et al. Stress Distribution in Single Dental Implant System: Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on an In Vitro Experimental Model. *J Craniofac Surg*. 2015; 26(7): 2196-200.
63. Vargas LC, de Almeida EO, Rocha EP, Kina S, Anchieta RB, Junior AC, et al. Regular and switching platform: bone stress analysis with varying implant diameter. *J Oral Implantol*. 2013; 39(3): 326-31.
64. Eazhil R, Swaminathan SV, Gunaseelan M, Kannan GV, Alagesan C. Impact of

implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016; 6(6): 590-6.

65. Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol.* 2013; 39(4): 425-31.

66. Karipidis A, Pearson GJ. The effect of seating pressure and powder/liquid ratio of zinc phosphate cement on the retention of crowns. *J Oral Rehabil.* 1988; 15(4): 333-7.

67. Piemjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(5): 412-6.

68. Gerhard W, Boyer R, Collings EW. *Materials properties handbook: Titanium alloys.* Ohio: ASM International; 1994.

69. Matthias G. *Learn Fatigue Analysis with Altair OptiStruct.* Michigan, USA: Altair Engineering, Inc.; 2018. Retrieved December 24, 2018, from

<https://altairuniversity.com/free-ebook-learning-fatigue-analysis-with-optistruct/>

70. Lee JH, Kim YT, Jeong SN, Kim NH, Lee DW. Incidence and pattern of implant fractures: A long-term follow-up multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018; 20(4): 463-9.

71. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in Implant Dentistry over the Last Decade: Comparison of Survival and Complication Rates in Older and Newer Publications. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 2014; 29: 308-24.

72. Anami LC, Lima JM, Valandro LF, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Bottino MA. Fatigue Resistance of Y-TZP/Porcelain Crowns is Not Influenced by the Conditioning of the Intaglio Surface. *Oper Dent.* 2016; 41(1): E1-12.

73. Campos F, Valandro LF, Feitosa SA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, de Jager N, et al. Adhesive Cementation Promotes Higher Fatigue Resistance to Zirconia Crowns. *Oper Dent.* 2017; 42(2): 215-24.

74. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mater.* 2016; 32(12): e338-e50.

75. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 2000; 15(5): 662-7.
76. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 1996; 11(5): 660-6.
77. Gargallo Albiol J, Satorres-Nieto M, Puyuelo Capablo JL, Sanchez Garces MA, Pi Urgell J, Gay Escoda C. Endosseous dental implant fractures: an analysis of 21 cases. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008; 13(2): E124-8.
78. Lee DW, Kim NH, Lee Y, Oh YA, Lee JH, You HK. Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators: An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients. *Clin Oral Implants Res.* 2019; 30(3): 206-17.
79. Al-Omiri MK, Sghaireen MG, Alhijawi MM, Alzoubi IA, Lynch CD, Lynch E. Maximum bite force following unilateral implant-supported prosthetic treatment: within-subject comparison to opposite dentate side. *J Oral Rehabil.* 2014; 41(8): 624-9.
80. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, et al. Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol. *Implant dentistry.* 2014; 23(6): 665-71.
81. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, et al. Mechanical Reliability Evaluation of an Oral Implant-Abutment System According to UNI EN ISO 14801 Fatigue Test Protocol. *Implant dentistry.* 2016; 25(5): 613-8.
82. Reis TAD, Zancoppe K, Karam FK, Neves FDD. Biomechanical behavior of extra-narrow implants after fatigue and pull-out tests. *J Prosthet Dent.* 2019; 122(1): 54.e1-.e6.
83. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Marginal bone loss influence on the biomechanics of single implant crowns. *J Craniofac Surg.* 2013; 24(4): 1459-65.
84. Suzuki H, Hata Y, Watanabe F. Implant fracture under dynamic fatigue loading: influence of embedded angle and depth of implant. *Odontology.* 2016; 104(3): 357-62.
85. Manzoor B, Suleiman M, Palmer RM. The effects of simulated bone loss on the implant-abutment assembly and likelihood of fracture: an in vitro study. *Intl J Oral Maxillofacial Imp.* 2013; 28(3): 729-38.

86. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M, Vaia E, Matarasso S. Hollow implants retrieved for fracture: a light and scanning electron microscope analysis of 4 cases. *J Periodontol*. 1998; 69(2): 185-9.
87. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Intl J Oral Maxillofacial Imp*. 1995; 10(3): 326-34.
88. Velasquez-Plata D, Lutonsky J, Oshida Y, Jones R. A close-up look at an implant fracture: a case report. *Int J Periodont Rest*. 2002; 22(5): 483-91.
89. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1981; 10(6): 387-416.
90. Eckert S, Salinas T, Akça K. Implant fractures: Etiology, prevention, and treatment. In: Froum SJ, editor. *Dental Implant Complications: Etiology, Prevention, and Treatment*, Second Edition. New York: Wiley-Blackwell; 2015. p. 132-44.
91. Virdee P, Bishop K. A review of the aetiology and management of fractured dental implants and a case report. *Br Dent J*. 2007; 203: 461-6.
92. Yu HJ, Zhu YB, Wang X, Qiu LX. Analysis of risk factors of 19 fractured implants. *Chinese journal of stomatology*. 2018; 53(12): 815-20.
93. Shemtov-Yona K, Rittel D, Machtei EE, Levin L. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: failure analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014; 16(2): 178-84.
94. Yi Y, Koak JY, Kim SK, Lee SJ, Heo SJ. Comparison of implant component fractures in external and internal type: A 12-year retrospective study. *J Adv Prosthodont*. 2018; 10(2): 155-62.
95. Chae S-W, Kim Y-S, Lee Y-M, Kim W-K, Lee Y-K, Kim S-H. Complication incidence of two implant systems up to six years: a comparison between internal and external connection implants. *J Periodontal Implant Sci*. 2015; 45(1): 23-9.
96. Cha HS, Kim YS, Jeon JH, Lee JH. Cumulative survival rate and complication rates of single-tooth implant; focused on the coronal fracture of fixture in the internal connection

implant. *J Oral Rehabil.* 2013; 40(8): 595-602.

97. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(1): 20-5.

98. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Hubalkova H, Nesvit V, Shevchenko A. Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014; 17(4): 443-9.

99. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008; 100(6): 422-31.

100. Mohammed Ibrahim M, Thulasingham C, Nasser KSGA, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2011; 11(3): 165-71.

101. Eazhil R, Swaminathan S, Gunaseelan M, Kannan G, Alagesan C. Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016; 6(6): 590-6.

102. Mikkil P. Introduction to Metal Fatigue. 2018. Retrieved November 20, 2018, from <https://tidsskrift.dk/me/article/view/110952>

103. Freitas-Junior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater.* 2012; 28(10): e218-28.

104. Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *J Prosthodont.* 2018; 27(7): 659-64.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	วิทวัส วณิชานุวัตร
วัน เดือน ปี เกิด	11 กุมภาพันธ์ 2532
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต มหาวิทยาลัยมหิดล ปีการศึกษา 2556
ที่อยู่ปัจจุบัน	90/251 ถนนพระราม9 แขวงห้วยขวาง เขตห้วยขวาง กทม 10310
ผลงานตีพิมพ์	Mitrakul K, Laovoravit V, Vanichanuwat V, Charatchaiwanna A, Charatchaiwanna A, Bunpradit W, Arunakul M. (2012). Factors associated with parent capability on child's oral health care. The Southeast Asian journal of tropical medicine and public health. 43. 249-55.

