การทดสอบความล้าทางห้องปฏิบัติการของครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิก ที่รองรับด้วยรากเทียม

IN VITRO FATIGUE TESTING OF IMPLANT SUPPORTED MONOLITHIC CERAMIC CROWN

ณัฐรัตน์ นุชอุดม

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2564

การทดสอบความล้าทางห้องปฏิบัติการของครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิก ที่รองรับด้วยรากเทียม

ณัฐรัตน์ นุชอุดม

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมทั่วไปขั้นสูง
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2564
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

IN VITRO FATIGUE TESTING OF IMPLANT SUPPORTED MONOLITHIC CERAMIC CROWN

NUTTARUT NOOCHUDOM

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of MASTER OF SCIENCE

(Master of Science (Advanced General Dentistry))

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2021

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

การทดสอบความล้าทางห้องปฏิบัติการของครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิก

ที่รองรับด้วยรากเทียม

ของ

ณัฐรัตน์ นุชอุดม

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมทั่วไปขั้นสูง

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก
(อาจารย์ ทพญ.อุษณีย์ ปึงไพบูลย์)

..... ประธาน
(รองศาสตราจารย์ ดร. ทพ.ชูชัย อนันต์มานะ)

..... ที่ปรึกษาร่วม
(รองศาสตราจารย์ ดร. ทพญ.ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิดรอน)

..... กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. ทพญ.พรสวรรค์ ธนธรวงศ์)

ชื่อเรื่อง	การทดสอบความล้าทางห้องปฏิบัติการของครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิกที่รองรับด้วยรากเทียม
ผู้วิจัย	ณัฐรัตน์ นุชอุดม
ปริญญา	วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2564
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ทพญ. อุษณีย์ ปึงไพบูลย์
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	รองศาสตราจารย์ ดร. ทพญ. ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิดรอน

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาขีดจำกัดความล้าและเปรียบเทียบรูปแบบความล้มเหลวของส่วนประกอบรากเทียมที่บูรณะด้วยครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิกชนิดเซอร์โคเนียเสริมลิเธียมซิลิเกตและชนิดเซอร์โคเนีย ทำครอบฟันทั้งหมด 22 ชิ้นบนหลักยึดสำเร็จรูปของรากเทียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มม. ยาว 10 มม. ทดสอบขีดจำกัดความล้าตามมาตรฐานการทดสอบ ISO 14801:2016 ในสภาวะเปียกที่ความถี่ 15 Hz จำนวน 5 ล้านรอบ แบ่งชิ้นงานกลุ่มละ 3 ชิ้นมาทดสอบแรงกดแบบคงที่ ส่วนชิ้นงานอีกกลุ่มละ 8 ชิ้น นำมาทดสอบขีดจำกัดความล้า เซอร์โคเนียเสริมลิเธียมซิลิเกตใช้ระดับแรงร้อยละ 10 20 30 และ 40 เซอร์โคเนียใช้ระดับแรงร้อยละ 10 40 45 และ 60 ของค่าเฉลี่ยแรงกดแบบคงที่โดยกดระดับแรงละ 2 ชิ้นงานจนชิ้นงานเกิดความเสียหายหรือครบ $5x10^6$ รอบ ค่าเฉลี่ยแรงที่ทำให้เกิดความล้มเหลวของเซอร์โคเนียเสริมลิเธียมซิลิเกตอยู่ที่ 1,316.68 ± 50.59 นิวตัน ค่าขีดจำกัดความล้าคือ 395 นิวตัน ขณะที่ของเซอร์โคเนียอยู่ที่ 1,511.47±126.10 นิวตัน ขีดจำกัดความล้าคือ 680 นิวตัน ชิ้นงานกลุ่มเซอร์โคเนียเสริมลิเธียมซิลิเกตเกิดการแตกที่ส่วนครอบฟัน โดยไม่พบความเสียหายของส่วนประกอบของรากเทียม ขณะที่กลุ่มเซอร์โคเนียเกิดการแตกหักของหลักยึดรากเทียมและสกรู ไม่พบการแตกของครอบฟัน สรุปได้ว่าครอบฟันชนิดเซอร์โคเนียเสริมลิเธียมซิลิเกตที่รองรับด้วยรากเทียมมีขีดจำกัดความล้าน้อยกว่าครอบฟันชนิดเซอร์โคเนีย ในการประยุกต์ทางคลินิกพบว่า ครอบฟันชนิดเซอร์โคเนียเสริมลิเธียมซิลิเกตสามารถใช้เป็นวัสดุบูรณะบนรากเทียมที่รองรับแรงบดเคี้ยวตั้งแต่ตำแหน่งฟันหน้าถึงฟันเขี้ยว ส่วนขณะที่ครอบฟันชนิดเซอร์โคเนียสามารถรองรับแรงบดเคี้ยวในบริเวณฟันกรามหลังได้ 5 ปี

คำสำคัญ : รากเทียม เซอร์โคเนีย ลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย ขีดจำกัดความล้า ความล้มเหลวทางกล

Title	IN VITRO FATIGUE TESTING OF IMPLANT SUPPORTED MONOLITHIC CERAMIC CROWN
Author	NUTTARUT NOOCHUDOM
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2021
Thesis Advisor	Usanee Puengpaiboon
Co Advisor	Associate Professor Dr. Pavinee Padipatvuthikul Didron

The purpose of this study is to evaluate the fatigue limit and the failure mode of implant-supported monolithic zirconia reinforced lithium silicate (ZLS) and zirconia crowns. There were 22 implant-supported ZLS and Zirconia crowns (implant diameter 5 mm x 10 mm in length) were fabricated for fatigue testing. Following ISO 14801:2016, samples were tested in wet conditions at 15 Hz until failure or reaching 5x106 cycles. There were three samples in each group subjected to static load for the evaluation of single load to failure. The nominal peak levels were at 10%, 20%, 30%, 40% and at 10%, 40%, 45%, and 60% of the previously obtained static load were used for fatigue limit testing for ZLS and zirconia, respectively. Then two samples were tested at each load level until catastrophic failure or the maximum of 5x106 cycles were reached. The mean single load to failure and fatigue limit of ZLS were 1,316.68 ± 50.59 N and 395 N, while those of zirconia were 1,511.47±126.10 N and 680 N. The fracture area of the failed samples of ZLS were found only at the crowns, none were observed in the implant components, while the failed samples of zirconia were fractured only at abutments and retaining screws. To conclude, the fatigue limit of the implant-supported ZLS crown was lower than that of zirconia. For clinical applications, ZLS can be used efficiently for restoration on dental implants from the incisor to the canine region, while zirconia can be used efficiently in the molar region for up to five years.

Keyword : Dental implants Zirconia Zirconia-reinforced lithium silicate Fatigue limit Mechanical failure

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี โดยได้รับความกรุณาจากคำแนะนำและความช่วยเหลือตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่อง ปรับปรุงด้วยความละเอียดและเอาใจใส่เป็นอย่างดีจาก อ.ทพญ.อุษณีย์ปึง ไพบูลย์ และอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม รศ.ดร.ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิดรอน ที่ให้ความรู้และชี้แนะแนวทางให้แก่ลูกศิษย์ จนทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำงานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ อ.ศรัณย์ กีรติหัตถยากร ศูนย์วิจัยวิศวกรรมชีวเวช คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับคำแนะนำเรื่องวิธีการทดสอบความล้า และความรู้ทางด้านวัสดุศาสตร์เพื่อนำมาปรับใช้ในงานวิจัยครั้งนี้

ขอขอบคุณคณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ และคณะทันตแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ให้ความอนุเคราะห์ในการใช้สถานที่และเครื่องมือในการทำงานวิจัย

สุดท้ายนี้ผู้วิจัยขอขอบพระคุณบิดา และมารดา ผู้ซึ่งเป็นกำลังใจและคอยให้การสนับสนุนในทุก ๆ ด้านเสมอมา จนทำให้ผู้วิจัยสามารถทำวิจัยนี้จนสำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

ณัฐรัตน์ นุชอุดม

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย ..... ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ..... จ

กิตติกรรมประกาศ ..... ฉ

สารบัญ ..... ช

สารบัญตาราง ..... ฌ

สารบัญรูปภาพ ..... ญ

บทที่ 1 บทนำ 1

ภูมิหลัง 1

ความมุ่งหมายของงานวิจัย 8

ความสำคัญของการวิจัย 9

ขอบเขตของการวิจัย 9

ประชากรที่ใช้ในการวิจัย 9

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย 9

กรอบแนวคิดในงานวิจัย 9

สมมุติฐานในการวิจัย 10

บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 11

รากเทียม 11

ครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม 11

โมโนลิทธิกเซอร์โคเนีย (Monolithic Zirconia) 12

โมโนลิทธิกลิเธียมไดซิลิเกตและลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย (Monolithic Lithium disilicate and zirconia-reinforced lithium silicate) 12

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 13
การทดสอบเชิงกลของรากเทียมและฟันเทียม 19
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย 24
การกำหนดประชากรและการสุ่มกลุ่มตัวอย่าง 24
การสร้างเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย 24
การจัดกระทำข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล 29
บทที่ 4 ผลการดำเนินงานวิจัย 31
ผลการทดสอบจากค่าแรงแตกหักสูงสุดและขีดจำกัดความล้า (Maximum Breaking Load and Fatigue Limit) 31
ลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน (Failure mode) 34
วิเคราะห์การแตกของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscope) 37
ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาค (Micro-Computed Tomography, Micro CT) 40
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ 44
บรรณานุกรม 52
ประวัติผู้เขียน 60

สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการทำวิจัย 8

ตาราง 2 แสดงค่าแรงแตกหักสูงสุด (maximum breaking loads) 32

ตาราง 3 แสดงการทดสอบขีดจำกัดความล้า(Fatigue limit) ทั้งสองกลุ่มตัวอย่าง 33

ตาราง 4 แสดงขั้นแรง รอบการทดสอบ และภาพชิ้นงานหลังการทดสอบ..... 35

ตาราง 5 แสดงลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานแต่ละกลุ่มเมื่อมองด้วยตาเปล่า 37

ตาราง 6 แสดงภาพถ่ายกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงการแตกบริเวณรากเทียมแต่ละกลุ่ม 38

ตาราง 7 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคกลุ่ม Celtra Duo® 41

ตาราง 8 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคกลุ่ม Cercon HT® 42

ตาราง 9 สรุปรวมลักษณะความล้มเหลวของชิ้นงานที่พบเจอ 43

สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพประกอบ 1 ครอบฟันพอร์ซเลนเชื่อมโลหะที่รองรับด้วยรากเทียม 1

ภาพประกอบ 2 ครอบฟันเซรามิกชนิดโมโนลิทธิกเซอร์โคเนียที่รองรับด้วยรากเทียม 3

ภาพประกอบ 3 ครอบฟันเซรามิกชนิดโมโนลิทธิกลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย ที่รองรับด้วยรากเทียม 5

ภาพประกอบ 4 การแตกหักของรากเทียมและส่วนประกอบของรากเทียม 15

ภาพประกอบ 5 การบิ่นของครอบฟันชนิดพอร์ซเลนเชื่อมกับโลหะรองรับด้วยรากฟันเทียม 16

ภาพประกอบ 6 การแตกหักของผิวรากเทียมชนิด Ti6Al4V โดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ภาพA เป็นภาพรวมของรอยแตกที่ผิวรากเทียม ซึ่งแบ่งได้เป็น 2 ส่วน คือเส้นประแสดงถึงพื้นผิวที่เกิดจากความล้า และส่วนที่แสดงถึงการแตกหักรุนแรง ภาพB แสดงถึงพื้นผิวในตำแหน่งที่เกิดความล้าโดยสังเกตจากรอยเส้นจางๆในแนวขนาน (fine parallel lines) และภาพC แสดงช่องว่างระดับจุลภาค (microvoids) ในตำแหน่งที่เกิดความเสียหายรุนแรง 18

ภาพประกอบ 7 การทดสอบความต้านทานความล้าแบบขั้นบันได (staircase method) 20

ภาพประกอบ 8 การทดสอบการทดสอบขั้นความเค้นแบบเร่ง (Step-stress accelerated life testing; SSALT) 22

ภาพประกอบ 9 อุปกรณ์นำแนวในการหล่อรากเทียมในเรซิน 25

ภาพประกอบ 10 บ่ารากเทียมห่างจากเรซินชนิดแข็ง 3 มิลลิเมตร 26

ภาพประกอบ 11 การออกแบบครอบฟันบนหลักยึดเป็นรูปครึ่งทรงกลมคว่ำขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร 27

ภาพประกอบ 12 แผนผังการวางระบบทดสอบในหลักยึดรากเทียมแบบไม่มีมุมตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016 28

ภาพประกอบ 13 กราฟแสดงการให้แรงจนเกิดความล้มเหลว (Single load to Failure; SLF) โดยจุดสูงสุดของกราฟแสดงถึงค่าแรงที่ชิ้นงานเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง(deformation) 32

ภาพประกอบ 14 กราฟแสดง S-N curves จากผลการทดสอบ cyclic loading ทั้งสองกลุ่มตัวอย่าง โดยแสดงจำนวนรอบของความล้า (แกนX) และค่าแรงที่เพิ่มขึ้นเป็นระดับ (แกนY) Nf คือจำนวนรอบสูงสุดที่ชิ้นงานสามารถทนได้โดยไม่เกินการแตกหัก Lf แสดงค่าแรงสูงสุดที่ชิ้นงานไม่แตกหักเมื่อครบจำนวนรอบตามที่กำหนด ชิ้นงานที่แตกแทนด้วยจุดสีแดง และชิ้นงานที่รอดแทนด้วยจุดสีฟ้า 34

บทที่ 1
บทนำ

ภูมิหลัง

ในปัจจุบันรากเทียมได้รับความนิยมอย่างสูงสำหรับการทดแทนฟันในตำแหน่งที่สูญเสียฟันธรรมชาติไป ทั้งในแง่ของความสวยงามและการใช้งาน ทั้งด้านการบดเคี้ยวหรือออกเสียง รากเทียมจะทดแทนส่วนของรากฟัน สำหรับส่วนของตัวฟันนั้นจะถูกทดแทนด้วยครอบฟัน วัสดุบูรณะเซรามิกร่วมกับโลหะ (metal-ceramic restoration) ได้รับการยอมรับว่าเป็นวัสดุมาตรฐานสำหรับใช้ทำครอบฟันบนฟันธรรมชาติและรากเทียม([1])แต่ยังมีจุดด้อยในเรื่องความทึบแสงของโครงโลหะทำให้ขาดความโปร่งแสง (transparency) ส่งผลให้ดูไม่สวยงามเหมือนฟันธรรมชาติ และมักเกิดการบิ่นแตกของพอร์ซเลนที่ฉาบบนโครงโลหะ (veneering porcelain) ในช่วงหลายทศวรรษที่ผ่านมา การบูรณะฟันด้วยวัสดุที่ปราศจากโลหะได้รับความนิยมมากขึ้น เนื่องจากคุณสมบัติด้านความสวยงาม ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ ความเหมือนธรรมชาติ และความคงอยู่ของวัสดุบูรณะในระยะยาว([2])การบูรณะโดยใช้ครอบฟันเซรามิกล้วน (all ceramic restoration) ได้รับความนิยมและมีการพัฒนาคุณภาพมากขึ้นอย่างต่อเนื่อง มีหลายการศึกษาที่คิดค้นเทคนิคต่างๆ เพื่อที่จะปรับปรุงคุณสมบัติของเซรามิก ทั้งการพัฒนารูปร่าง และการปรับปรุงลักษณะพื้นผิว เพื่อเพิ่มอัตราความสำเร็จทางคลินิก([1])

ภาพประกอบ 1 ครอบฟันพอร์ซเลนเชื่อมโลหะที่รองรับด้วยรากเทียม

ที่มา: Cheng et al. (2018). Journal of Prosthodontics

ปัจจุบันมีหลายวิธีในการผลิตครอบฟันเซรามิกล้วน การใช้เทคนิคแคดแคมคือ การผสมผสานการออกแบบด้วยระบบคอมพิวเตอร์และการใช้เครื่องกลึงหรือเครื่องพิมพ์สามมิติสร้าง

ชิ้นงาน ซึ่งการออกแบบและผลิตด้วยวิธีนี้ให้ผลลัพธ์ที่แตกต่างจากวิธีดั้งเดิม โดยสามารถลดขั้นตอนในการผลิต ลดเวลาการทำงานและลดความผิดพลาดจากช่างทันตกรรมที่เกิดขึ้นในห้องปฏิบัติการ วัสดุที่จำหน่ายในท้องตลาดมีหลายชนิดที่พัฒนามาให้ใช้กับระบบแคดแคม เช่น วัสดุประเภทเรซิน ได้แก่ คอมโพสิต(composites) พีค(PEEK) อะคริลิคเรซิน วัสดุประเภทเซรามิก ได้แก่ เฟลสปาร์ (feldspar) เซอร์โคเนีย (zirconia) ลิเธียมไดซิลิเกต (lithium disilicate) ลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย (zirconia-reinforced lithium silicate) และเซรามิกที่มีโครงข่ายของพอลิเมอร์ (polymer-infiltrated ceramic) อยู่ภายใน ซึ่งทำได้ด้วยเซรามิกทั้งชิ้นแบบโมโนลิทธิก (monolithic) และแบบใช้พอร์ซเลนฉาบพื้นผิวบนแกนเซรามิก([3]) ห้องปฏิบัติการทันตกรรมในประเทศไทยส่วนใหญ่ผลิตครอบฟันบนรากเทียมด้วยเซอร์โคเนียมากขึ้น เนื่องจากเซอร์โคเนียมีค่าความแข็งแรงดัดสูงที่สุดในกลุ่มวัสดุเซรามิกสำหรับทำครอบจากระบบแคดแคมทั้งหมด มีความเข้ากันทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อเหงือก และที่สำคัญคือประหยัดค่าใช้จ่ายจากการใช้โลหะมีตระกูลบนงานครอบเซรามิกเชื่อมโลหะ แต่ระยะเวลาการส่งงานไปผลิตครอบเซอร์โคเนียจากห้องปฏิบัติการใช้เวลาอย่างต่ำ 3 วัน เพราะเวลาในการเผาเซอร์โคเนียที่กลึงมาแล้วใช้เวลาถึง 8 ชั่วโมง บริษัทผู้ผลิตเทคโนโลยีแคดแคมพยายามพัฒนาทั้งกระบวนการ อุปกรณ์และวัสดุเซรามิกเพื่อลดเวลาในการขึ้นรูปชิ้นงาน ด้วยระบบแคดแคมที่สามารถผลิตข้างเก้าอี้ทำฟันได้ทันที โดยการใช้เครื่องสแกนภาพในช่องปาก (intraoral scanner) เครื่องกลึงและเตาเผา ที่สามารถสร้างชิ้นงานได้ภายในวันเดียวกับที่ผู้ป่วยมากรอเตรียมฟัน แนวคิดนี้เรียกว่าการกลึงครอบข้างเก้าอี้ (chairside cad/cam restoration)([4]) ผู้ป่วยส่วนใหญ่พึงพอใจกับระบบแคดแคมเนื่องจากสามารถทำนัดแบบครั้งเดียวได้ ไม่ต้องใส่ครอบชั่วคราว มีความแม่นยำและมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน ([5])

เซอร์โคเนีย (zirconia) หรือเซอร์โคเนียมไดออกไซด์ (zirconium dioxide) เป็นวัสดุที่ได้รับความนิยมในงานทันตกรรมบูรณะในยุคปัจจุบัน เนื่องจากคุณสมบัติเชิงกลที่มีความแข็งแรงมากกว่าเซรามิกชนิดอื่นๆ ซึ่งเป็นผลจากคุณสมบัติเฉพาะตัวของวัสดุที่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของผลึกเมื่อมีแรงเค้นมากระทำ เซอร์โคเนียมีรูปร่างหลายแบบ (polymorphism) และสามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างผลึกจากเททระโกนอลเฟส (tetragonal phase) เป็นโมโนคลินิกเฟส (monoclinic phase) เมื่อมีแรงมากระทำบนพื้นผิววัสดุ ซึ่งทำให้ผลึกมีปริมาตรมากขึ้น และส่งผลให้ในบริเวณที่เกิดแรงเค้นนั้นสามารถต้านต่อการขยายตัวของรอยร้าวในเซรามิกได้ กระบวนการนี้เรียกว่า ทรานสฟอร์เมชันทัฟเฟนนิง (transformation toughening) ด้วยคุณสมบัตินี้เองที่ทำให้เซอร์โคเนียมีคุณสมบัติทางกลสูงขึ้น มีรายงานว่าเซอร์โคเนียมีความแข็งแรงสูงสุดในวัสดุประเภทเซรามิกและมีลักษณะเป็นธรรมชาติเมื่อเทียบกับวัสดุบูรณะเซรามิกร่วมกับโลหะ แต่ข้อด้อยคือมี

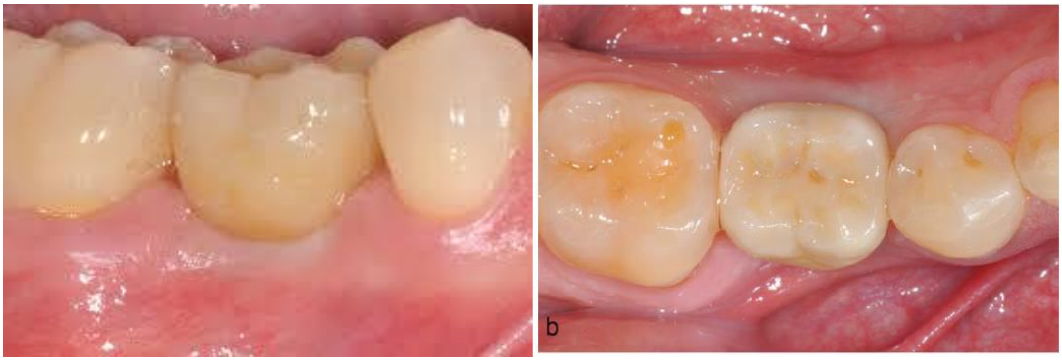
ความทึบมากกว่าเมื่อเทียบกับวัสดุเซรามิกชนิดอื่น เซอร์โคเนียได้ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในงานทันตกรรมบูรณะ แต่ด้วยความแข็งผิวที่สูงมากทำให้ยากต่อการกรอแต่ง จึงได้มีการพัฒนากระบวนการขึ้นรูปวัสดุนี้โดยใช้เทคโนโลยีแคดแคม โดยการกลึงวัสดุเซอร์โคเนียเป็นโครงแทนการใช้โครงโลหะและฉาบผิวด้วยพอร์ซเลนประเภทอื่นที่มีความใสสวยงามกว่าไว้ด้านนอก หรืออาจกลึงวัสดุเซอร์โคเนียร์ชนิดที่ถูกพัฒนาด้านความใสจนมีความสวยงามที่ยอมรับได้เป็นชิ้นงานบูรณะทั้งชิ้น หรือที่เรียกว่าโมโนลิทธิกเซอร์โคเนีย (monolithic zirconia) โดยไม่ต้องทำการฉาบผิวชิ้นงานด้วยพอร์ซเลนทับอีกชั้น ข้อดีของโมโนลิทธิกเซอร์โคเนียคือ การที่มีโครงสร้างเพียงชั้นเดียวจะช่วยลดและหลีกเลี่ยงการแตกและการบิ่นของชิ้นงานในระยะยาว นอกจากนี้คุณสมบัติทางเคมีที่ดี เสถียรภาพทางมิติที่ดี (dimensional stability) ค่าความแข็งแรงเชิงกลสูง (high mechanical strength) ค่าความเหนียวของการแตกหักสูง (fracture toughness) ที่ 9-10 MPa/m2 ค่าความทนต่อแรงดัด (flexural strength) อยู่ที่ 900-1200 MPa ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) มีค่า 210 GPa ซึ่งใกล้เคียงกับโลหะผสมเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีค่า 193 GPa เซอร์โคเนียจึงมีคุณสมบัติเหมาะสมต่อการนำมาเป็นวัสดุบูรณะฟัน และยังช่วยลดการสึกของฟันคู่สบ สามารถทำได้บางแต่ยังคงความแข็งแรงจึงช่วยลดปริมาณการกรอเนื้อฟันธรรมชาติลง มีความเฉื่อยทางชีวภาพ (bioinert) ไม่มีออกไซด์ของโลหะ มีความทึบรังสี (radiopacity) และมีศักยภาพในการกัดกร่อนที่ต่ำ (low corrosion potential) นอกจากนี้ยังมีความแม่นยำในการขึ้นรูปสูง จึงถูกคาดหวังว่าจะให้ผลทางคลินิกที่ดีเมื่อถูกนำมาใช้บูรณะในตำแหน่งที่รับแรงบดเคี้ยวมาก([6])

ภาพประกอบ 2 ครอบฟันเซรามิกชนิดโมโนลิทธิกเซอร์โคเนียที่รองรับด้วยรากเทียม

ที่มา: Cheng et al.(2018). Journal of Prosthodontics.

ลิเธียมไดซิลิเกต (Lithium disilicate) เป็นอีกหนึ่งวัสดุที่ได้รับความนิยม เนื่องจากมีความโปร่งแสงที่ดี (translucency) มีคุณสมบัติทางกายภาพที่ดี (physical properties) มีค่าความทนต่อแรงดัด 360-400 MPa มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น 64 GPa ค่าความเหนียวของการแตกหักสูงที่ 2.5 MPa/m2 มีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อในช่องปาก (biocompatibility) มีความสวยงามมากและเป็นดูธรรมชาติ จึงนิยมนำมาใช้ในการบูรณะฟันในลักษณะงานวีเนียร์ (veneer) อินเลย์ (inlay) ออนเลย์ (onlay) ครอบฟันหน้า ครอบฟันกรามหลัง หรือสะพานฟันไม่เกิน 3 ซี่ บริเวณฟันหน้าถึงฟันกรามน้อยซี่ที่สอง([7]) และได้รับการแนะนำเป็นวัสดุตัวแรกในการเลือกใช้เป็นโครงสร้างภายในหรือวัสดุทำแกน (core) และได้รับการพัฒนาต่อเนื่องจนสามารถผลิตแบบโมโนลิทธิกได้ เนื่องจากมีคุณสมบัติความโปร่งแสงดีกว่าวัสดุเซรามิกที่ใช้ทำแกนชนิดอื่น นอกจากนี้ยังมีรายงานว่าการใช้ลิเธียมไดซิลิเกตเป็นวัสดุทำครอบฟันธรรมชาติ 1 ซี่มีอัตราการอยู่รอดที่ 5 ปีถึงร้อยละ 97.8 โดยความล้มเหลวส่วนใหญ่พบในฟันกรามหลัง([8]) ลิเธียมไดซิลิเกตสำหรับงานแคดแคมยี่ห้อ Emax CAD ผลิตมาในรูปแบบก้อนสีฟ้า (blusih ingot) แบบ partially-crystallized ทำให้กลึงได้ง่ายแต่หลังกลึงต้องเข้าเตาเผาประมาณ 25 นาที เพื่อให้เกิดการสร้างคริสตัล (crystallization) เพื่อเพิ่มความแข็งแรงและเข้าเตาหลังจากแต่งสีอีก 15 นาที เพื่อเคลือบเงาให้มีความสวยงามมากขึ้น([9])

เมื่อประมาณปีค.ศ.2012 มีการพัฒนาวัสดุชนิดใหม่ ที่เป็นการเติมผงเซอร์โคเนียลงไปในวัสดุประเภทลิเธียมซิลิเกต ประมาณร้อยละ 10 โดยปริมาตร เรียกว่าวัสดุลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย (zirconia-reinforced lithium silicate) ซึ่งทำให้โครงสร้างเซรามิกชนิดนี้แข็งแรงขึ้น โดยวัสดุชนิดนี้มีโครงสร้างทางจุลภาคที่ละเอียดเป็นเนื้อเดียวกัน มีค่าความทนต่อแรงดัดเทียบเท่ากับลิเธียมไดซิลิเกต ไม่เกิดการขยายตัวของรอยร้าว (crack propagation) และแสดงให้เห็นถึงคุณสมบัติเชิงกลและความสวยงามที่เพิ่มขึ้นจากกับการรวมกันของคุณสมบัติของวัสดุเชิงบวกของเซอร์โคเนียและเซรามิกแก้ว([10])



ภาพประกอบ 3 ครอบฟันเซรามิกชนิดโมโนลิทิกลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย ที่รองรับด้วยรากเทียม

ที่มา : Tim Joda, Marco Ferrari, Urs Brägger. (2017). Clin Implant Dent Relat Res.

มีรายงานว่าลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียเป็นวัสดุที่เข้ากันได้ทางชีวภาพ มีความต้านทานการแตกหักซึ่งสามารถทนต่อแรงบดเคี้ยวได้ โดยมีความแข็งแรงหลังการกลึงและขัดแต่งที่ 210 MPa ขณะที่การเผาชิ้นงานหลังจากกลึงเพียง 15 นาทีก็สามารถเพิ่มความแข็งแรงเป็น 420 MPa และลดการเกิดความล้มเหลวเนื่องจากความล้าด้วยคุณสมบัติการหดตัวเชิงปริมาตรของวัสดุ ในปัจจุบันถือว่าลิเธียมซิลิเกตที่เสริมด้วยเซอร์โคเนียเป็นวัสดุอีกทางเลือกหนึ่งของเซรามิกที่นำมาใช้ในการบูรณะครอบฟันดี่ยว([11]) เนื่องจากลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียมีค่าความโปร่งแสงและค่าความต้านแรงดัดงอแบบสองแกนที่สูง ได้รับการทดสอบสำหรับการบูรณะเป็นครอบฟันทั้งซี่หรือเป็นชิ้นงานบูรณะแบบบางส่วน (single partial and full restoration) ทั้งที่รองรับฟันธรรมชาติและรากฟันเทียมทั้งบริเวณฟันหน้าและฟันหลัง รวมทั้งการบูรณะแบบ ฉาบด้วยพอร์ซเลนทางด้านบดเคี้ยว (occlusal veneers)([12, 13]) นอกจากนี้ยังได้มีการทดสอบสำหรับครอบฟันรักษาราก แต่ผลลัพธ์ยังไม่เป็นที่น่าพอใจ([14]) และบางการศึกษา([15]) ยังพบว่าลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียยังได้ชื่อว่าเป็นวัสดุที่กลึงยากที่สุดในบรรดาเซรามิก ลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียได้ถูกแนะนำให้เป็นวัสดุที่มีความสวยงามโดยคุณสมบัติเป็นแก้วเซรามิกโปร่งแสงที่มีผลึกซิลิเกตอยู่ข้างในแมทริกซ์และเพิ่มความแข็งแรงโดยมีคุณสมบัติเชิงกลที่มากขึ้น ในปี 2017 มีงานวิจัยที่พิสูจน์ว่าการบูรณะด้วยลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียมีค่าความต้านทานการแตกหักมากกว่าค่าแรงบดเคี้ยวทางสรีรวิทยา([16])

เนื่องจากคุณสมบัติของเซรามิกตามที่กล่าวมา เช่น ความสวยงาม เสถียรภาพทางเคมี ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ และสัมประสิทธิ์การขยายตัวที่ใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ เซรามิกจึงเป็นวัสดุทางเลือกที่ดีสำหรับครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม

Taskonak และคณะ([17]) ได้ตรวจสอบหาสาเหตุของความล้มเหลวในวัสดุทำครอบฟันที่มีเซอร์โคเนียร์เป็นแกน พบว่ารอยแตกหักเริ่มต้นเกิดที่พอร์ซเลนชั้นฉาบผิว (veneering porcelain) โดย Kanat และคณะ([18]) ได้ศึกษาเพิ่มเติมพบว่ารอยต่อระหว่างพอร์ซเลนชั้นฉาบผิวและแกนเซอร์โคเนียถือเป็นองค์ประกอบที่อ่อนแอที่สุดในโครงสร้างแต่ละชั้นของครอบฟันเซรามิกล้วน นักวิจัยทางทันตวัสดุศาสตร์จึงได้พัฒนาวัสดุสำหรับงานเซรามิกล้วนแบบโมโนลิทธิกเพื่อที่จะแก้ไขปัญหาดังกล่าว วัสดุบูรณะชนิดโมโนลิทธิกมีค่าความทนแรงดัดสูง และไม่มีชั้นพอร์ซเลนฉาบผิว ได้ถูกแนะนำให้ใช้ในผู้ป่วยที่มีระยะปลอดการสบขณะกัดไม่เพียงพอสำหรับการยึดอยู่ของครอบฟัน ผู้ป่วยที่มีพฤติกรรมนอนกัดฟันและกัดเค้นฟัน นอกจากนี้ยังพบว่าครอบฟันที่มีรอยต่อของโครงสร้างหลายชั้น เช่น ครอบฟันแบบที่มีการฉาบผิวพอร์ซเลนจะมีการกระจายแรงเค้นและมีความสามารถในรับแรงกัดที่แตกต่างกันมากกว่าวัสดุบูรณะที่เป็นชิ้นเดียวและไม่มีรอยต่อ ([19]) การศึกษาสมบัติเชิงกลด้านความต้านทานต่อความล้าของครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม และทดสอบค่าแรงกดที่ทำให้เกิดการแตกหัก โดยเปรียบเทียบครอบฟันเซรามิกกลุ่มที่เป็นวัสดุโมโนลิทธิกแบบลิเธียมไดซิลิเกตชิ้นเดียวและกลุ่มที่ฉาบผิวพอร์ซเลนด้วยมือโดยมีเซอร์โคเนียเป็นแกน พบว่ากลุ่มที่ทำจากโมโนลิทธิกมีสมบัติเชิงกลสูงกว่า ซึ่งตำแหน่งที่เกิดการแตกหักมากที่สุดคือตำแหน่งของชั้นฉาบผิวพอร์ซเลน([20]) นอกจากนี้การทดสอบในสภาวะเร่งการเสื่อมสภาพตามอายุ (aging) โดยนำชิ้นทดสอบไปผ่านการจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิแบบร้อนเย็นเป็นจังหวะ (thermocycling) พบว่าเซรามิกชนิดที่มีชั้นฉาบผิวจะเกิดการแตกหักที่รุนแรง (catastrophic failure) มากกว่าชนิดโมโนลิทธิก โดยพบว่าโมโนลิทธิกเซอร์โคเนียมีค่าความต้านทานการแตกหักสูงสุด ตามมาด้วยโมโนลิทธิกลิเธียมไดซิลิเกต([21])

มีรายงานเกี่ยวกับอัตราการรอดของรากเทียม (survival rate) หลังจากใช้งาน 15 ปี พบว่ามีอัตราการรอดมากกว่าร้อยละ 95 อย่างไรก็ตามยังพบปัญหาที่เกิดหลังจากการใช้งานในระยะยาว โดยความล้มเหลวของรากเทียมส่งผลให้เกิดความล้มเหลวตามมาทั้งในทางชีวภาพ เช่น เยื่อเมือกรอบรากเทียมอักเสบ (peri-implant mucositis) และเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบ (peri-implantitis) และปัญหาเชิงกล เช่น การแตกหักของหลักยึดรากเทียม (abutment fracture) การแตกหักของวัสดุบูรณะ (restoration fracture) การหลวมของสกรู (screw loosening) การหักของสกรู (screw fracture) เป็นต้น([22]) ซึ่งความล้า (fatigue) ของวัสดุบูรณะที่รองรับด้วยรากเทียม

ก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้เกิดความล้มเหลวเชิงกล โดยอ้างอิงจากสารานุกรมบริทานิกา (Encyclopedia Britannica) ความล้า คือสภาพที่อ่อนแอลงของโลหะซึ่งเป็นชิ้นส่วนของเครื่องยนต์ พาหนะ หรือโครงสร้างต่างๆ ที่เกิดจากการรับแรงหรือความเค้นซ้ำๆ จนทำให้เกิดการแตกหักภายใต้สภาวะที่วัตถุอ่อนแอมากกว่าที่จะเกิดจากการแตกในขณะที่รับแรงเพียงครั้งเดียว ซึ่งการทำซ้ำนั้นหมายถึงการที่วัตถุยังคงรับแรงไปต่อเรื่อยๆ (sustained)([23]) โดยการทดสอบความล้าเป็นการทดสอบทางห้องปฏิบัติการวิธีหนึ่งที่ใช้ประเมินความน่าเชื่อถือทางคลินิกของรากเทียม มีข้อดีคือเป็นการจำลองการได้รับแรงเสมือนการบดเคี้ยวในช่องปาก จนแสดงผลให้เห็นในลักษณะรอยร้าวหรือแตกหักของวัสดุที่ทำครอบฟันและส่วนประกอบของรากเทียม

เนื่องจากในฟันธรรมชาติมีการเชื่อมต่อลักษณะกึ่งยืดหยุ่นระหว่างฟันธรรมชาติกับกระดูกด้วยเอ็นยึดปริทันต์ (periodontal ligament) ในขณะที่รากเทียมมีการเชื่อมกันโดยตรงที่ค่อนข้างแข็ง (rigid) ระหว่างรากเทียมกับกระดูก คือไม่มีการยืดหยุ่นเหมือนกับในฟันธรรมชาติ เพราะรากเทียมไม่มีเอ็นยึดปริทันต์ แรงที่ลงไปโดยตรงระหว่างรากเทียมกับกระดูกโดยที่ไม่มีองค์ประกอบที่ดูดซับแรงกระแทก ทำให้แรงลงไปที่รากเทียมโดยตรง ซึ่งถ้าเป็นแรงปกติ (physiologic loading) ร่างกายจะมีการปรับตัวระหว่างรากเทียมกับกระดูก แต่ถ้าแรงที่ลงเป็นแรงที่ทำให้เกิดพยาธิสภาพ (pathologic loading) ก็จะทำให้เกิดการแตกของรากเทียมได้([24]) ด้วยเหตุผลที่กล่าวมาจึงมีความสำคัญที่เราจำเป็นต้องควบคุมแรงที่ส่งไปยังรากเทียมและกระดูก ดังนั้นในส่วนของชิ้นงานทันตกรรมประดิษฐ์ (prosthesis) ที่รองรับด้วยรากเทียม จึงควรจะบูรณะเพื่อหลีกเลี่ยงความเสี่ยงที่จะทำให้แรงลงไปที่รากเทียมมากเกินไป

วัสดุโมโนลิทธิกเซรามิกที่รองรับด้วยรากเทียมทั้ง 2 ชนิดที่กล่าวมาข้างต้น มีค่ามอดุลัสสภาพยืดหยุ่นที่ต่างกันมาก ทำให้มีการกระจายแรงบดเคี้ยวไปยังรากเทียมต่างกัน ซึ่งน่าจะมีผลต่อส่วนประกอบต่างๆ ของรากเทียม โดยเฉพาะส่วนโยงภายในระหว่างรากเทียมและหลักยึด การศึกษาผลของวัสดุที่ใช้ทำครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียมหนึ่งซี่ เพื่อลดความเสี่ยงที่จะเกิดความล้มเหลวในทางคลินิกเป็นประเด็นที่น่าค้นหา จึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้

ตาราง 1 คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการทำวิจัย

Material	CPTitanium gradeIV	Titanium gradeV	Monolithic zirconia (Cercon®HT)	Monolithic zirconia-reinforced lithiumsilicate (Celtra® Duo)
Elastic Modulus	105 GPa	114 GPa	210 GPa	63.6 GPa
Poisson' Ratio	0.37	0.33	0.3	0.22
Fracture Toughness	99-140 MPa-m½	43 MPa-m½	10 MPa-m½	2.3 MPa-m½

ดัดแปลงจาก :http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTU040 [cited 2020 Apr 11]

: Lawson NC. (2016). Dent Mater.

: Marghalani TY. (2012). J Prosthodont.

จากตาราง แสดงถึงค่ามอดุลัสสภาพยืดหยุ่น อัตราส่วนปัวซอง ค่าความเหนียวการแตกหัก ของส่วนประกอบต่างๆ ที่แตกต่างกัน ที่อาจส่งผลต่อโครงสร้างโดยรวมของครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม 1 ชิ้

ความมุ่งหมายของงานวิจัย

1. เพื่อเปรียบเทียบค่าขีดจำกัดความล้าทางห้องปฏิบัติการของรากเทียมเมื่อบูรณะด้วยครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิก 2 ชนิด

2. เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบรูปแบบความล้มเหลวของส่วนประกอบรากเทียมที่บูรณะด้วยครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิก 2 ชนิด

ความสำคัญของการวิจัย

ปัจจุบันทันตกรรมรากเทียมได้รับการพัฒนาขึ้นเรื่อยๆ จนถือได้ว่าเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพในการทดแทนสันเหงือกไร้ฟัน นอกจากนี้ยังแสดงให้เห็นถึงอัตราความสำเร็จทางคลินิกในระยะยาว แม้ว่าความล้มเหลวบางกรณียังไม่เป็นที่เข้าใจได้อย่างสมบูรณ์ มีหลายงานวิจัยที่แสดงให้เห็นว่าแรงบดเคี้ยวเป็นปัจจัยที่สำคัญที่ส่งผลต่อช่วงระยะการคงสภาพของรากเทียมและอัตราความสำเร็จของรากเทียมในระยะยาว ซึ่งถ้าแรงบดเคี้ยวถูกส่งต่อไปยังรากเทียมโดยตรงโดยที่ไม่มีองค์ประกอบที่ดูดซับแรงกระแทก แรงจะลงไปที่ส่วนประกอบของรากเทียมและส่งผลให้เกิดความล้มเหลวของรากเทียมได้ งานวิจัยชิ้นนี้จึงมีประโยชน์ต่อการตัดสินใจเลือกวัสดุทำครอบฟันที่สามารถรองรับแรงบดเคี้ยวและส่งต่อไปยังรากเทียมได้อย่างเหมาะสม ซึ่งจะส่งผลดีทั้งทางด้านการรักษาและลดเวลาในการแก้ไขข้อผิดพลาดต่างๆ ที่เกิดขึ้น ในด้านการเผยแพร่องค์ความรู้ผู้วิจัยจะเผยแพร่ผลงานวิจัยผ่านวารสารวิชาการต่างประเทศเพื่อนำเสนอทางเลือกในการใช้วัสดุทำครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม เพื่อเป็นทางเลือกให้กับผู้ป่วยได้มากขึ้น

ขอบเขตของการวิจัย

ประชากรที่ใช้ในการวิจัย

โครงการวิจัยนี้เป็นการวิจัยพัฒนาทดลอง (Experimental development research) ในการเลือกประชากรและกลุ่มตัวอย่างใช้การเลือกกลุ่มตัวอย่างแบบเจาะจง (Purposive sampling)

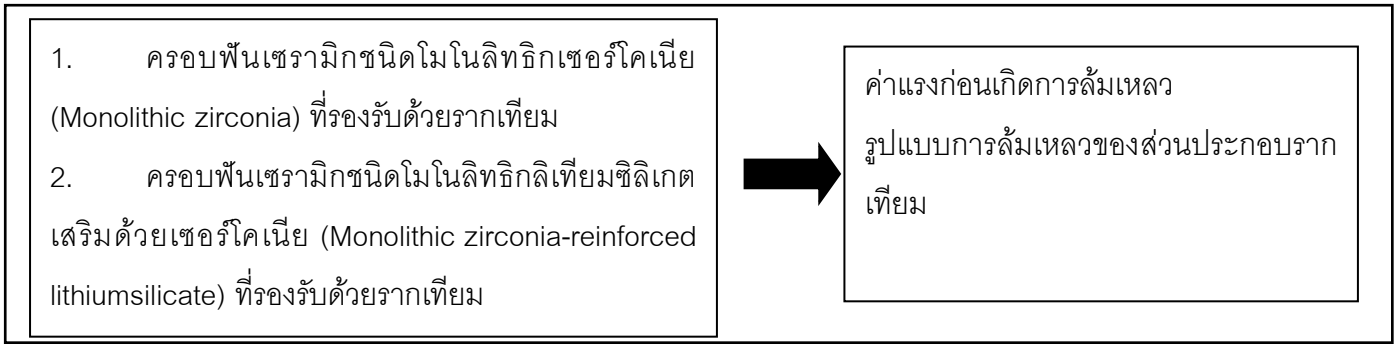
กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย

ได้แก่ รากเทียมที่บูรณะด้วยครอบฟันโมโนลิทิกเซรามิกชนิดเซอร์โคเนีย และ ชนิดลิเธียมไดซิลิเกต 2 ชนิด ชนิดละ 11 ชิ้น

ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรอิสระ แบ่งเป็นดังนี้
    1.1 ชนิดของครอบฟันโมโนลิทิกเซรามิกที่รองรับด้วยรากเทียม
2. ตัวแปรตาม ได้แก่
    2.1 ค่าแรงก่อนเกิดการล้มเหลวของชิ้นงาน
    2.2 รูปแบบการล้มเหลวของส่วนประกอบรากเทียม

กรอบแนวคิดในงานวิจัย



สมมุติฐานในการวิจัย

1.ชนิดของครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิกที่รองรับด้วยรากเทียมไม่มีผลต่อขีดจำกัดความล้าของรากเทียม

2.รูปแบบความล้มเหลวของรากเทียมภายหลังทดสอบขีดจำกัดความล้ามีลักษณะไม่แตกต่างกัน

บทที่ 2
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง นำเสนอตามหัวข้อต่อไปนี้

1.รากเทียม

2. ครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม

3. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

4. การทดสอบเชิงกลของรากเทียมและฟันเทียม

รากเทียม

รากเทียม (Dental implant) คือ อุปกรณ์เทียมที่สร้างขึ้นจากวัสดุสังเคราะห์เพื่อใช้ยึดติดกับกระดูกขากรรไกรของคนไข้ในตำแหน่งที่สูญเสียฟันและรากฟันไป โดยทำหน้าที่ทดแทนรากฟันธรรมชาติเพื่อรองรับชิ้นงานทันตกรรมฟันเทียม([20])

ครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม

คือการบูรณะฟันประเภทหนึ่งที่รองรับด้วยรากเทียมเพื่อทดแทนฟันธรรมชาติที่สูญเสียไป การบูรณะเหล่านี้ไม่เพียงแต่ทำให้ดูเหมือนธรรมชาติ แต่ควรต้องมีความคงทน มีอายุการใช้งานที่ยาวนาน แม้ว่าจะมีทางเลือกที่หลากหลายสำหรับวัสดุที่ใช้ทำครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม ในปัจจุบันยังพบการใช้ครอบฟันชนิดพอร์ซเลนเชื่อมโลหะที่รองรับด้วยรากเทียมอยู่ แม้พบรายงานการแตกของวัสดุจากการบูรณะชนิดนี้เกิดขึ้นขณะเยื้องขากรรไกรออกจากศูนย์ขณะบดเคี้ยว (eccentric movement) จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าเมื่อใช้วัสดุบูรณะพอร์ซเลนเชื่อมกับโลหะที่รองรับด้วยรากเทียม พบการบิ่นหรือแตกของพอร์ซเลนร้อยละ 4.5 และ ร้อยละ 14 ในระยะเวลา 5 และ 10 ปีตามลำดับขณะที่ครอบฟันชนิดดังกล่าวที่รองรับด้วยฟันธรรมชาติพบความเสียหายเพียงแค่ร้อยละ 3.2 ที่เกิดการบิ่นหรือแตกของพอร์ซเลนในระยะเวลา 10 ปี([25]) ความแตกต่างนี้แสดงให้เห็นว่ามีการเพิ่มขึ้นของแรงบดเคี้ยวบนรากเทียมเนื่องจากขาดอวัยวะปริทันต์และขาดความยืดหยุ่นของวัสดุทำครอบฟันบนหลักยึดรากเทียม([26]) และเนื่องด้วยในยุคปัจจุบันที่ผู้ป่วยคาดหวังในเรื่องของความสวยงาม ทำให้มีงานวิจัยหลายงานออกมาเกี่ยวกับวัสดุบูรณะชนิดเซรามิกล้วนทั้งในการรองรับฟันธรรมชาติ และรองรับรากเทียม โดยเฉพาะอย่างยิ่งในฟันกรามหลังที่รองรับแรงบดเคี้ยวและอุปนิสัยการทำงานนอกหน้าที่ (parafunctional habit) มากกว่าฟันหน้า เซรามิกที่ใช้สำหรับการบูรณะจึงต้องมีคุณสมบัติเชิงกลที่แข็งแรงเพียงพอ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิด

ความล้มเหลว([27]) เซรามิกสำหรับงานทันตกรรมในท้องตลาดมีหลายประเภท จึงเป็นหน้าที่ของทันตแพทย์ที่จะต้องเลือกเซรามิกแต่ละชนิดมาใช้ให้เหมาะสมกับชนิดของงาน

โมโนลิทธิกเซอร์โคเนีย (Monolithic Zirconia)

ปัจจุบันเซรามิกที่ใช้ในงานทันตกรรมบูรณะได้พัฒนามาจนมีสมบัติเชิงกลที่ดี มีความสวยงาม มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ มีเสถียรภาพต่อสารเคมี และมีประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิก แต่ปัญหาส่วนใหญ่ที่เกิดขึ้นยังคงเป็นการบิ่นหรือแตกของวัสดุ วัสดุบูรณะชนิดโมโนลิทธิกเซอร์โคเนียคือการออกแบบวัสดุเพื่อการบูรณะโดยที่ไม่มีการฉาบผิวด้วยพอร์ซเลนอีกชั้นหนึ่ง โดยมีรายงานว่ามีประสิทธิภาพในการเพิ่มความแข็งแรงแก่ครอบฟันเซรามิกล้วน แต่ยังมีข้อด้อยในเรื่องความสวยงามเพราะแสงส่องผ่านได้น้อย การศึกษาดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าไม่พบภาวะแทรกซ้อนเกิดขึ้นเมื่อใช้โมโนลิทธิกเซอร์โคเนียเป็นวัสดุบูรณะรองรับรากเทียมนานถึง 68 เดือน([28]) โมโนลิทธิกเซอร์โคเนียถูกนำมาใช้บูรณะในตำแหน่งฟันกรามหลัง โดยเฉพาะอย่างยิ่งการใช้ทำครอบฟันเพื่อลดปัญหาในการเกิดรอยร้าว นอกจากนี้ยังถูกใช้ในผู้ป่วยที่มีระยะปลอดการสบ (interocclusal clearance) ไม่เพียงพอสำหรับการทำครอบฟันพอร์ซเลนเชื่อมโลหะ เพราะมีความสามารถในการต้านแรงบดเคี้ยวด้วยความหนาทางด้านบดเคี้ยวเพียง 0.5 มิลลิเมตร ([6])Carames และคณะ([29]) ใช้โมโนลิทธิกเซอร์โคเนียเป็นทางเลือกในการทำชิ้นงานทันตกรรมประดิษฐ์รองรับรากเทียมทั้งปาก โดยพบว่าอัตราความสำเร็จอยู่ที่ร้อยละ 96 และมีข้อดีคือมีความแม่นยำ ลดการบิ่นหรือแตกของพอร์ซเลน ต้องการระยะปลอดการสบน้อย ซึ่งการศึกษานี้แสดงให้เห็นความสำเร็จในด้านของการใช้งาน ความสวยงาม การออกเสียง และเป็นที่พึงพอใจของผู้ป่วย

โมโนลิทธิกลิเธียมไดซิลิเกตและลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย (Monolithic Lithium disilicate and zirconia-reinforced lithium silicate)

โมโนลิทธิกลิเธียมไดซิลิเกต (Monolithic Lithium disilicate) เป็นวัสดุอีกชนิดหนึ่งที่มีลักษณะคล้ายแก้วและมีลิเธียมออกไซด์เป็นส่วนประกอบ ความแข็งแรงที่สูงของลิเธียมไดซิลิเกตจึงมีคุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับนำมาใช้เป็นครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม และสามารถนำมาประยุกต์ใช้กับระบบแคด-แคม (CAD/CAM) สำหรับการสร้างเป็นครอบฟันทั้งชิ้นจากวัสดุชิ้นเดียว (full contour monolithic)([30]) เริ่มนิยมใช้ในตำแหน่งฟันหน้าเนื่องจากมีความสวยงาม ความใสเป็นที่ยอมรับ แต่เนื่องจากมีความแข็งแรงสูงจึงได้นำมาประยุกต์ใช้ในตำแหน่งฟันหลังด้วย([31]) โดยพบการศึกษาทางคลินิกของ Zimmermann และคณะ([32]) เป็นเวลา 12 เดือนสรุปว่าการบูรณะฟันกรามน้อยและฟันกรามใหญ่ด้วยลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย มีอัตราความสำเร็จสูง คือร้อยละ 96.7 มีงานวิจัยไม่มากนักเกี่ยวกับการใช้ลิเธียมไดซิลิเกต และลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์

โคเนียในการบูรณะบนรากเทียมของฟันกรามหลัง โดยพบว่ามีค่าแรงที่ทำให้ครอบฟันกรามลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียเกิดการแตกหักนั้น ไม่แตกต่างกันทั้งในการบูรณะบนฟันธรรมชาติและรากเทียม แม้ว่าค่าแรงที่ได้จากการทดลองจะต่ำกว่าเซอร์โคเนีย([3]) ขณะที่ครอบฟันบนรากเทียมชนิดโมโนลิทธิกลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียมีค่าแรงล้มเหลว (failure load) ต่ำกว่าลิเธียมไดซิลิเกต([10, 33]) อย่างไรก็ตามแรงกดของลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียที่มีค่าต่ำ อาจเกิดจากการกลึงเปิดทางออกรูสกรูบนด้านบดเคี้ยวของครอบฟันในการใช้บูรณะบนรากเทียมแบบยึดด้วยสกรู([34]) หรือความหนาของวัสดุที่น้อยกว่า 1 มิลลิเมตร([35]) จากการทบทวนวรรณกรรมการศึกษาทางห้องปฏิบัติการของการทำครอบฟันกรามหลังที่รองรับด้วยรากเทียมด้วยเซรามิกส่วนใหญ่จะเป็นการเปรียบเทียบค่าแรงกดที่ทำให้เกิดความล้มเหลวครั้งเดียว (single load to failure, SLF) โดยเทียบค่าแรงที่ได้กับแรงกัดในฟันธรรมชาติ เช่น Kim และคณะ พบว่าลิเธียมไดซิลิเกตมีความแข็งแรงเพียงพอที่ใช้เป็นครอบฟันรองรับรากฟันเทียมในตำแหน่งฟันหลัง โดยค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักอยู่ที่ 3852.1 นิวตัน([36]) ซึ่งถือว่าเพียงพอเมื่อเปรียบเทียบกับค่าแรงกัดในฟันธรรมชาติที่สูงสุดอยู่ที่ 1221 นิวตัน([37]) แต่ยังไม่พบการทดสอบความล้าของสถานการณ์ดังกล่าว ที่คาดว่าน่าจะเป็นตัวแทนการให้แรงซ้ำๆ บนครอบฟันกลุ่มกลาสเซรามิกบนรากเทียมบริเวณฟันกรามหลังทางคลินิกได้เหมาะสมกว่าการให้แรงที่ทำให้เกิดความล้มเหลวครั้งเดียว

จากการผลิตวัสดุเซรามิกที่หลากหลายมากขึ้นในปัจจุบัน ทำให้มีการศึกษาคุณสมบัติของวัสดุทำครอบฟันที่สามารถดูดซับแรงกระแทกบนรากเทียม โดยพบว่าวัสดุที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่มากกว่า จะทำให้แรงสูงสุดส่งผ่านไปยังโครงสร้างรอบๆรากเทียมได้เร็วกว่า โดยเปรียบเทียบระหว่างเซอร์โคเนีย กลาสเซรามิกและอัลลอยด์ที่มีทองผสม พบว่าแรงจะส่งผ่านไปยังโครงสร้างรอบรากเทียมได้มากกว่า ในทางตรงกันข้ามวัสดุบูรณะประเภทเรซินคอมโพสิตจะสามารถลดแรงที่ส่งผ่านไปยังรากเทียมได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่อย่างไรก็ตามครอบฟันที่ทำมาจากเซรามิกมีความแข็งแรง สวยงามและคงทนเมื่อติดตามผลทางคลินิกในระยะยาวที่ดีกว่าครอบฟันที่ทำจากวัสดุบูรณะประเภทเรซินคอมโพสิต([24])

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

Keren Shemtov-Yona and Daniel Rittel ได้กล่าวว่า เกณฑ์สำหรับวัดความสำเร็จของรากเทียม ควรคำนึงถึงปัจจัยดังต่อไปนี้([23])

1. ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) ซึ่งมีจุดมุ่งหมายคือ เพื่อลดปฏิกิริยาต้านทานต่อภูมิคุ้มกันของร่างกายผู้ป่วย ซึ่งก็คือการเลือกวัสดุที่มีความสามารถในการผลิตเป็นรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมมักทำมาจากไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (CP titanium grade4)

ซึ่งมีความแข็ง (stiffness) ที่ต่ำเมื่อเทียบกับเหล็ก ซึ่งเมื่อความแข็งของไทเทเนียมใกล้เคียงกับความแข็งของกระดูกบริเวณที่ฝังรากเทียม จะช่วยลดระดับแรงเค้น (stress) ที่จะส่งไปยังกระดูกรอบรากเทียม หรือเรียกได้ว่าเป็นการลดระดับของความหลากหลายทางกล ทำให้การฝังรากเทียมมีลักษณะคล้ายธรรมชาติมากขึ้น

2. การเชื่อมกันของกระดูกกับรากเทียม (Osseointegration) เป็นปัจจัยที่มีความสำคัญถัดมา โดย Branemark (1952) ได้กล่าวไว้ว่า คือการเชื่อมต่อโดยตรงระหว่างโครงสร้างและการทำงานที่เชื่อมกันระหว่างกระดูกที่ยังมีชีวิตกับพื้นผิวของรากเทียมที่รองรับแรง

3. การจัดการทางคลินิก (clinical manageability) การพิจารณาในทางคลินิกคือรากเทียมต้องมีเส้นผ่านศูนย์กลางและความยาวที่เหมาะสม (diameter and length) ซึ่งเป็นสิ่งที่จำเป็นเบื้องต้นในการเกิดการเชื่อมระหว่างกระดูกและรากเทียม ทำให้รากเทียมมีการยึดอยู่ที่มั่นคงในระยะแรก (initial stability)

4. พื้นผิวของรากเทียม (surface condition) เป็นอีกหนึ่งปัจจัยที่มีความสำคัญในการทำให้การเชื่อมกันของกระดูกและรากเทียมประสบความสำเร็จ มีการยอมรับว่าการทำให้ผิวรากเทียมมีความขรุขระ (Surface roughening) ถือว่าเป็นวิธีมาตรฐาน โดยวิธีที่ทำให้เกิดความขรุขระของผิวรากเทียม เช่น การเลเซอร์ (laser processing) การเคลือบพื้นผิวด้วยวัสดุพิเศษที่สามารถเข้าได้กับร่างกาย (special coatings) การพ่นผิวด้วยโลหะ (grit blasting) และการกัดผิวด้วยกรด (acid etching)

สิ่งที่ดีที่สุดที่ทำให้เกิดการเชื่อมกันของกระดูกและรากเทียม คือ การมีอัตราการรอดชีวิตในระยะยาวของรากเทียม ซึ่งมีข้อกังวลอยู่ 2 อย่างคือ ความล้มเหลวเชิงชีวภาพ (Biological failures) และ ความล้มเหลวเชิงกล (Mechanical failures)

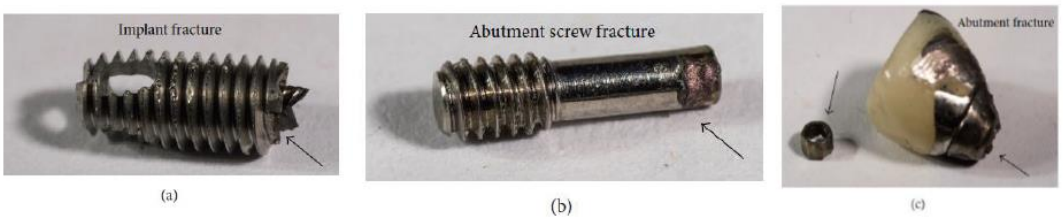
ภาวะแทรกซ้อนจากการรักษาด้วยรากเทียมสามารถแบ่งเป็น 2 ประเภท ([38]) คือ

1. ความล้มเหลวเชิงชีวภาพ (Biological failures) ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 2 ช่วงคือ

1.1 ภาวะแทรกซ้อนระยะเริ่มแรก (Early complication) ซึ่งจะเกิดไม่เกิน 6 เดือนหลังจากมีการใส่รากเทียมในช่องปาก ซึ่งมักเป็นความล้มเหลวเชิงชีวภาพ เช่นกระบวนการเชื่อมของกระดูกกับรากเทียม โดยอาจมีสาเหตุมาจากการบาดเจ็บจากการฝังรากเทียม การติดเชื้อ และการรับแรงก่อนถึงระยะเวลาที่เหมาะสมทำให้เกิดเคลื่อนที่ของรากเทียมระดับไมครอน การสูญเสียรากเทียมมากกว่าร้อยละ 50 เป็นผลมาจากภาวะแทรกซ้อนในระยะเริ่มแรก

1.2 ภาวะแทรกซ้อนที่เกิดขึ้นภายหลัง (Late complication) เกิดขึ้นหลัง 6 เดือนหลังจากการฝังรากเทียม สาเหตุที่มาจากปัจจัยทางชีวภาพคือ การสูญเสียกระดูกรองรับรากเทียมจากการติดเชื้อหรือการอักเสบของเนื้อเยื่อรอบรากเทียม (peri-implantitis)

2. ความล้มเหลวเชิงกล (mechanical failures) นิยามนี้ครอบคลุมถึงความเสียหายที่เกิดขึ้นทั่วไป ไม่ว่าจะเป็นรากเทียมหรือส่วนประกอบต่างๆ ของรากเทียม รวมถึงโครงสร้างที่อยู่เหนือรากเทียม การสูญเสียรากเทียม การแตกของรากเทียม การแตกของหลักยึด การแตกของสกรูหลักยึด การแตกของพอร์ซเลน ล้วนแต่มีความสัมพันธ์กับความล้มเหลวเชิงกล



ภาพประกอบ 4 การแตกหักของรากเทียมและส่วนประกอบของรากเทียม

ที่มา : An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. (2015).BioMed Research International.

มีงานวิจัยต่างๆ ที่ศึกษาเกี่ยวกับการทดสอบเชิงกลของครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม เช่น Wittneben และคณะ([39]) ศึกษาภาวะแทรกซ้อนและอัตราการเกิดความล้มเหลวที่เกิดขึ้นกับรากเทียมรองรับวัสดุบูรณะติดแน่นและครอบฟันเดี่ยวเป็นเวลา 10 ปีย้อนหลัง ใน 397 ราย มี 18 รายที่เกิดภาวะล้มเหลวของรากเทียม โดย 9 ราย ที่ภาวะล้มเหลวสัมพันธ์กับวัสดุบูรณะที่รองรับรากเทียม แม้ว่าจะเป็นอัตราที่ต่ำ คือ ร้อยละ 4.5 แต่เป็นสาเหตุของภาวะแทรกซ้อนที่เกิดได้บ่อย โดยภาวะแทรกซ้อนที่พบบ่อยสุดคือครอบฟันเซรามิกบิ่น (ceramic chipping) ตามมาด้วยการหลวมของรูสกรูทางด้านบดเคี้ยว (occlusal screw loosening) และการสูญเสียการยึดอยู่ของครอบฟัน (loss of retention)

ภาพประกอบ 5 การบิ่นของครอบฟันชนิดพอร์ซเลนเชื่อมกับโลหะรองรับด้วยรากฟันเทียม

ที่มา : Julia-Gabriela Wittneben. (2013). Clinical Implant Dentistry and Related Research

จากการศึกษาอัตราการอยู่รอดและภาวะแทรกซ้อนย้อนหลังเป็นเวลา 5 ปีของครอบฟันพอร์ซเลนเชื่อมโลหะรองรับรากฟันเทียมเดี่ยวในตำแหน่งฟันหลัง([40]) แสดงให้เห็นว่ามีภาวะแทรกซ้อนทางคลินิกเกิดขึ้นร้อยละ18 คือ การหลวมของสกรูในหลักยึดรากเทียมพบบ่อยที่สุดร้อยละ 12.7 ตามมาด้วยการแตกของพอร์ซเลนร้อยละ4.5 และการแตกของหลักยึดรากเทียมร้อยละ 0.35

Dogan และคณะ ได้ศึกษาเกี่ยวกับค่าความต้านทานการแตกหักของครอบฟันกราม 3 กลุ่มที่รองรับด้วยหลักยึดไทเทเนียม ได้แก่ โมโนลิทธิกลิเธียมไดซิลิเกต (IPS E.max CAD) เฟลสปาติกกลาสเซรามิก (Vita Mark II) เรซินนาโนเซรามิก (Lava Ultimate) โดยวัดจากค่าแรงเริ่มต้นที่ชิ้นงานเริ่มแตกและค่าแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตก พบว่าค่าความต้านทานการแตกหักในกลุ่มโมโนลิทธิกลิเธียมไดซิลิเกตมีค่าสูงสุด ตามมาด้วยเรซินนาโนเซรามิก และเฟลสปาติกกลาสเซรามิก([1]) นอกจากนี้ ได้มีการทดสอบเกี่ยวกับการรับแรงกระแทกของครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียมในวัสดุโมโนลิทธิกเซอร์โคเนีย โมโนลิทธิกลิเธียมไดซิลิเกต ไทเทเนียม เรซินคอมโพสิต โพลีเมทธิลเมทาไคเลท และโพลีอีเธออีเธอคีโตน โดยโหลดแรงไปที่ด้านบดเคี้ยวของครอบฟัน พบว่า ในกลุ่มที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่สูง จะมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (deformation) น้อยกว่า ซึ่งอาจเป็นสาเหตุให้วัสดุกลุ่มโมโนลิทธิกมีการแตกหักน้อยเมื่อใช้ในทางคลินิก แต่ทำให้ค่าแรงสูงสุด

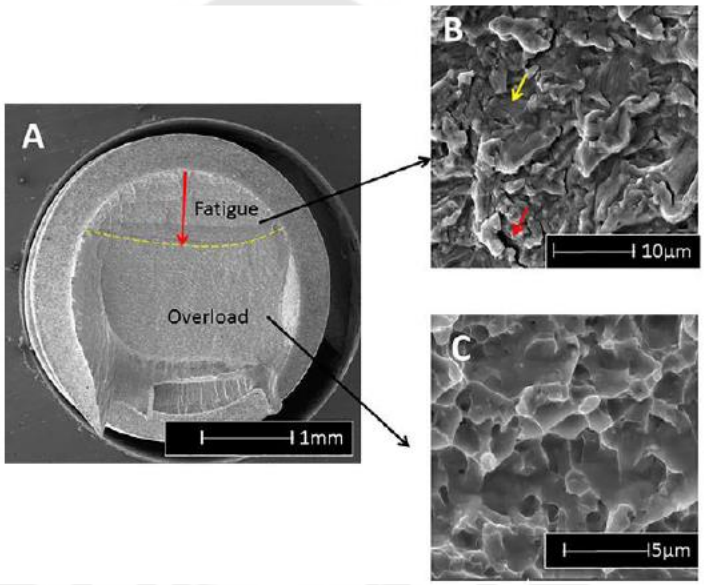
กระจายไปยังรอบๆ รากเทียมได้เร็วกว่าและมากกว่ากลุ่มที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่ต่ำกว่า ([41])

ขณะที่ Kok([42]) รายงานในปี 2015 ว่าครอบเซอร์โคเนียชนิดฉาบผิวด้วยพอร์ซเลนที่รองรับด้วยรากเทียมมีค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักต่ำกว่าชนิดโมโนลิทธิก และครอบฟันโมโนลิทธิกที่รองรับด้วยรากเทียมเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร ที่ทำจากวัสดุต่างชนิดกันทั้งเซอร์โคเนียลิเธียมไดซิลิเกต คอมโพสิต เมื่อรับแรงกดจนทำให้ครอบฟันแตก (SLF) กลับพบว่าไม่เกิดความเสียหายแก่ส่วนประกอบของรากเทียมเลย

เนื่องจากสภาพแวดล้อมในช่องปากมีการเปลี่ยนแปลงอย่างหลากหลายตามระยะเวลาการใช้งานและตำแหน่งการฝังรากเทียม นอกจากนี้ของเหลวในช่องปากประกอบไปด้วยความเข้มข้นของอิเล็กโทรไลต์ ค่าความเป็นกรดด่าง เอนไซม์ โปรตีน และเซลล์ที่แตกต่างกัน เมื่อเกลียวของรากเทียมได้สัมผัสกับของเหลวในช่องปากจากภาวะเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบ (periimplantitis) ตัวรากเทียมจะสัมผัสกับน้ำลาย อาหาร และมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิอย่างต่อเนื่อง จึงยังเป็นที่น่าสงสัยว่าสิ่งแวดล้อมในช่องปากและแรงบดเคี้ยวมีความสัมพันธ์กับการทำให้อายุการใช้งานของรากเทียมลดลงหรือไม่ Shemtov-Yomaและ Rittel([23]) เสนอให้ศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อการพบรอยร้าวและการขยายตัวของรอยร้าวในรากเทียม โดยปัจจัยที่ควรพิจารณาเช่น สภาวะในช่องปาก เนื่องจากสภาวะในช่องปากมีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ทั้งองค์ประกอบทางเคมี และความถี่ในการรับแรง งานวิจัยจึงจำเป็นต้องจำลองสภาวะที่เสี่ยงต่อความล้มเหลวของรากเทียมเพื่อให้เกิดการพัฒนาการทดสอบรากเทียมให้ใกล้เคียงกับสภาวะช่องปากมากที่สุด

จากโครงสร้างเมื่อมองจากด้านบน รอยแตกสามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิด([23]) คือ 1. รอยแตกที่เกิดทันที (immediate fracture) ซึ่งเกิดจากแรงลงที่ตำแหน่งนั้นๆ มากเกินค่ากำลังคราก (yield, plastic flow) หรือเกินค่าความต้านทานการแตกหักของวัสดุที่เลือกใช้เป็นส่วนประกอบ ซึ่งความล้มเหลวที่พบได้บ่อยที่สุดการเลือกใช้วัสดุที่ไม่เหมาะสม 2. ความล้มเหลวที่ขึ้นอยู่กับเวลา (time-dependent) เวลาถือว่าเป็นปัจจัยหลักที่นำมาพิจารณาในความล้มเหลวประเภทนี้ เนื่องจากความเสียหายจะมากขึ้นเมื่อเวลาผ่านไปรวมถึงการใช้งานที่มากด้วย จนถึงระดับค่าวิกฤตที่ทำให้รากเทียมเกิดความเสียหายรุนแรง โดยความล้มเหลวทั้งทางเคมีและเชิงกลที่ขึ้นอยู่กับเวลาได้แก่ การกัดกร่อน (corrosion) ซึ่งขึ้นอยู่กับตัวแปรต่างๆ และ ความล้าของรากเทียม จากที่กล่าวมาการศึกษาความล้มเหลวเชิงกลจึงมุ่งเน้นไปที่ความล้าซึ่งเป็นกลไกการแตกหักของรากเทียม จากภาพประกอบ 6 เมื่อตรวจสอบพื้นผิวที่แตกของไทเทเนียมและโลหะโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscope: SEM) ที่เห็นได้ชัดเจนเป็น

อันดับแรกคือ สิ่งที่แตกต่างกันระหว่างรอยร้าวที่เกิดจากความล้าในตำแหน่งนั้น แล้วตามมาด้วยการเกิดความเสียหายรุนแรงจากการรับแรงที่เกินพิกัด (catastrophic overload) ดังรูป A แสดงตำแหน่งที่เกิดความล้าซึ่งจะมีรูปแบบของเส้นขนานที่ละเอียด (striations) โดยสามารถมองเห็นขอบเขตได้โดยใช้กล้องกำลังขยายสูงดังรูป B ซึ่งเป็นรอยร้าวที่ระบุความชัดเจนของการเกิดความล้มเหลวจากความล้าในวัสดุนี้ จนถึงระดับแรงที่รอยร้าวของความล้าไม่เสถียร การแตกหักโดยแรงที่มากเกิน (overload) จึงเกิดขึ้น โดยจะสังเกตเห็นช่องว่างระดับจุลภาค (microvoids) ดังแสดงในภาพประกอบ 6C



ภาพประกอบ 6 การแตกหักของผิวรากเทียมชนิด Ti6Al4V โดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ภาพA เป็นภาพรวมของรอยแตกที่ผิวรากเทียม ซึ่งแบ่งได้เป็น 2 ส่วน คือเส้นประแสดงถึงพื้นผิวที่เกิดจากความล้า และส่วนที่แสดงถึงการแตกหักรุนแรง ภาพB แสดงถึงพื้นผิวในตำแหน่งที่เกิดความล้าโดยสังเกตจากรอยเส้นจางๆในแนวขนาน (fine parallel lines) และภาพC แสดงช่องว่างระดับจุลภาค (microvoids) ในตำแหน่งที่เกิดความเสียหายรุนแรง

ที่มา : Keren Shemtov-Yona and Daniel Rittel. (2016). Dent. J.

การทดสอบเชิงกลของรากเทียมและฟันเทียม

การทดสอบเชิงกลเป็นการจำลองประสิทธิภาพของรากเทียมและฟันเทียมโดยเป็นการสร้างความล้มเหลวที่เกิดขึ้นในคลินิก การทดสอบเชิงกลของรากเทียมและฟันเทียมมีได้หลากหลายวิธี([43]) เช่น

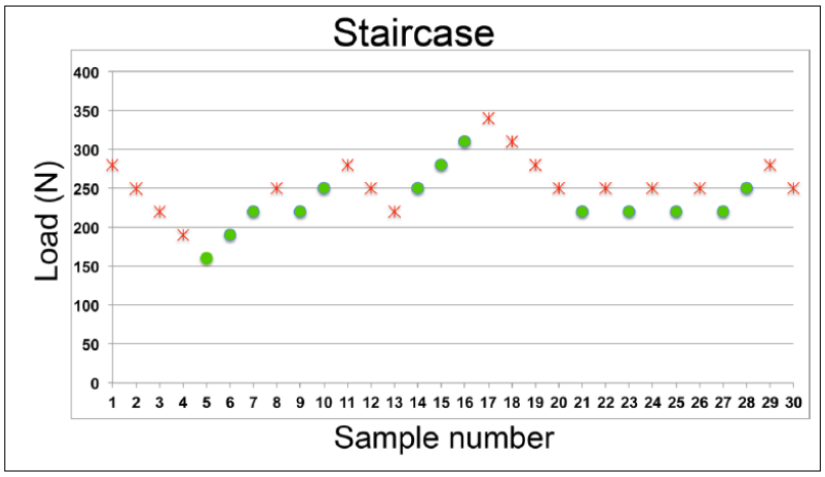
1. การให้แรงจนเกิดความล้มเหลว (Single load to Failure; SLF) ใช้ในการพิจารณาความแข็งแรงของวัสดุ โดยการให้แรงจนเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานในครั้งเดียว และบันทึกขนาดแรงมากที่สุดที่ทำให้เกิดการแตกหักของชิ้นงาน เป็นเครื่องมือที่มีประโยชน์สำหรับการคัดกรองเบื้องต้นและออกแบบการทดสอบความล้า อย่างไรก็ตามการทดสอบโดยใช้วิธีนี้เพียงวิธีเดียวไม่เป็นที่นิยมในปัจจุบัน

2. ความล้า (Fatigue) เป็นกระบวนการที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงเฉพาะที่ของโครงสร้างอย่างถาวรโดยการ สร้างความเค้นและความเครียดจนถึงจุดที่มีรอยร้าวหรือเกิดการแตกหักอย่างสมบูรณ์ของวัสดุ เมื่อวัสดุได้รับแรงซ้ำไปซ้ำมา ความเค้นที่เกิดขึ้นจะเป็นปัจจัยที่ลดความต้านทานการแตกหักของวัสดุทั้งช่วงก่อนและระหว่างการแตก

2.1 อายุของความล้า (Fatigue life) คือจำนวนรอบของแรงที่วัสดุสามารถต้านทานได้ก่อนที่จะเกิดการล้มเหลว โดยอาจมีการกำหนดจำนวนรอบสูงสุดและต่ำสุด โดยยังไม่มีการกำหนดความถี่และจำนวนรอบที่แน่นอน Rosentritt และคณะ ได้แนะนำให้ใช้แรงกดต่อเนื่อง 50 นิวตัน เป็นจำนวน 1,200,000 รอบแทนการใช้งานเป็นเวลา 5 ปี([44]) และ 800,000 รอบ แทนการใช้งาน 1 ปี([45]) Zahran และคณะ([46]) ใช้จำนวนรอบ 500,000 รอบ แทนการใช้งาน 10 ปี นอกจากนี้ยังได้มีการประมาณคร่าวๆ([47]) โดยใช้ความถี่ 1 รอบต่อวินาที ที่ 1,000,000 รอบ แทนการใช้งานในช่องปากเป็นเวลา 1 ปี ในกลุ่มตัวอย่างที่ทานอาหารวันละ 3 มื้อ มื้อละ 15 นาที แต่ปัจจุบัน ยังไม่มีข้อมูลที่ชัดเจนที่สามารถระบุความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนรอบและปีที่ใช้งานได้อย่างแน่นอน เนื่องจากธรรมชาติของแต่ละคน และการทำงานในช่องปากที่ซับซ้อน ข้อเสียของการหาอายุของความล้าคือต้องใช้จำนวนชิ้นงานในการทดลองค่อนข้างมาก ทำให้มีค่าใช้จ่ายสูงและใช้เวลาในการทดลองนาน จึงมักจะใช้วิธีการนี้ในการประมาณจำนวนรอบ โดยแรงที่ใช้จะมาจากการทดสอบการให้แรงจนเกิดความล้มเหลว (SLF) จากการทบทวนวรรณกรรมของ U.R.Patil และคณะ พบว่าความน่าเชื่อถือของหลักยึดรากเทียมและพื้นผิวระหว่างรากเทียมและกระดูกมีบทบาทสำคัญในการประเมินความสำเร็จในระยะยาวของรากฟันเทียม โดยทั่วไปอายุของความล้าขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น ตัวรากเทียม คุณสมบัติทางกายภาพของกระดูก ลักษณะของผู้ป่วย([48]) ข้อกำหนดจาก ISO14801: 2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous

dental implants)([49]) ได้ใช้หลักการตามหลักทั่วไปที่ใช้ทดสอบความล้าตาม ISO1099 โดยมีการสร้างข้อมูลสำหรับกำหนดรอบการให้แรง โดยให้แรงเป็นชุด จนกระทั่งถึงแรงต่ำสุดที่ชิ้นงานอย่างน้อย 2 ชิ้นงานสามารถอยู่ได้ และไม่เกิดความล้มเหลวในแต่ละจำนวนรอบที่ระบุ ถือว่าเป็นค่าแรงสูงสุดที่ชิ้นงานสามารถทนได้ การทดสอบจะต้องทำเป็นชุดของแต่ละแรง อย่างน้อยควรทดสอบค่าแรง 4 ระดับ แต่ละระดับแรงควรใช้ชิ้นงานอย่างน้อย 2-3 ชิ้นงาน อธิบายรูปแบบความล้มเหลวของรากเทียมและวาดเส้นกราฟเพื่อจะแสดงค่าแรงสูงสุดที่รากเทียมสามารถทนอยู่ได้

2.2 ความต้านทานความล้าหรือขีดจำกัดของความล้า (Fatigue resistance/ limit) คือค่าของแรงเค้นที่กลุ่มตัวอย่างสามารถอยู่รอดได้เมื่อได้ให้แรงครบตามจำนวนรอบที่กำหนด ในการศึกษาแบบขั้นบันได (staircase method) กลุ่มตัวอย่างจะถูกทดสอบเพื่อหาค่ามัธยฐานของค่าความต้านทานความล้า แต่ละชิ้นงานจะถูกทดสอบตามอายุการใช้งานที่กำหนด ซึ่งสอดคล้องกับจำนวนรอบที่ได้รับการทดสอบไปแล้วก่อนหน้า ในงานทันตกรรม นักวิจัยบางท่านแนะนำให้ใช้ 1,000,000 รอบ แทนเวลา 1 ปี ขณะที่งานวิจัยอีกจำนวนหนึ่งนิยมใช้ 5,000,000 รอบ แทนระยะเวลาบดเคี้ยวในช่องปาก 5 ปี เพื่อเป็นหลักในการอ้างอิง fatigue limit([50])



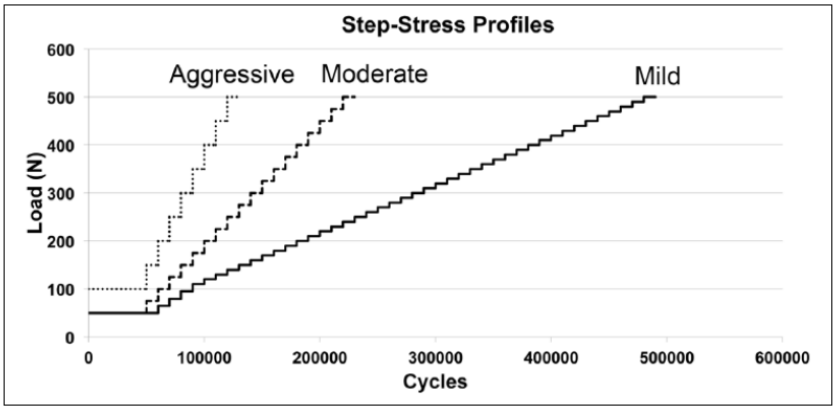
ภาพประกอบ 7 การทดสอบความต้านทานความล้าแบบขั้นบันได (staircase method)

ที่มา : Bonfante EA, Coelho PG. (2016). Advances in Dental Research.

จากรูป แสดงวิธีการทดสอบโดยถ้าชิ้นงานเกิดความล้มเหลวก่อนกำหนด ชิ้นงานต่อไปจะถูกลดระดับความเค้นลง แต่ถ้าชิ้นงานไม่เกิดความล้มเหลวตามที่กำหนดไว้ ชิ้นงานชิ้นต่อไปจะเพิ่ม

ระดับความเค้นขึ้น ดังนั้นความเค้นที่ใช้ทดสอบชิ้นงานจะขึ้นอยู่กับการทดสอบก่อนหน้าด้วย จากการสืบค้นพบงานวิจัยของ Marchetti และคณะ([51]) ได้ทำการประเมินมาตรการในการทดสอบความล้าของ ISO 14801 เพื่อประเมินค่าการแตกหักสูงสุดและและประสิทธิภาพทางกลของการทดสอบความล้าแบบให้แรงเป็นวงจร (cyclic loading) โดยใช้ชิ้นงาน 13 ชิ้น แบ่งเป็นกดด้วยค่าแรงคงที่ 5 ชิ้น (static load) เพื่อหาค่าแรงเฉลี่ยสูงสุดที่ทำให้วัสดุเกิดความล้มเหลว และนำค่าแรงเฉลี่ยที่ได้มากดแบบเป็นระดับ (sinusoidal load) ตามร้อยละของค่าแรงเฉลี่ยระดับละ 2 ชิ้นงาน เป็นจำนวน 8 ชิ้น โดยเริ่มกดที่ค่าแรงต่ำสุดคือร้อยละ 10 ของค่าแรงแต่ละระดับ จนกดถึงค่าแรงสูงสุด (Maximum loading)ที่ร้อยละ 80 50 45 และ40 วัดจำนวนรอบที่วัสดุคงอยู่ได้ก่อนเกิดความล้มเหลว (nf)

2.3 การทดสอบขั้นความเค้นแบบเร่ง (Step-stress accelerated life testing; SSALT) ในการทดสอบ กลุ่มตัวอย่างจะถูกทดสอบให้ระดับความเค้นอย่างต่อเนื่อง โดยตอนแรกกลุ่มตัวอย่างจะถูกให้ความเค้นอย่างต่อเนื่องเป็นค่าคงที่ ค่าความเค้นจะเพิ่มขึ้นเป็นลำดับจนชิ้นงานเกิดการล้มเหลว การทดสอบด้วยวิธีนี้ถูกนำไปใช้อย่างกว้างขวางเพื่ออธิบายลักษณะของวัสดุ เนื่องจากในทางอุตสาหกรรมต้องการการทดสอบและออกแบบชิ้นงานเครื่องจักรที่รวดเร็ว ในขณะเดียวกัน ก็ใช้วิธีนี้ในการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุประเภทเซรามิก คอมโพสิต และรากเทียม ก่อนที่จะมีการทดสอบความเค้นแบบเร่ง ต้องเริ่มจากการทดสอบการให้แรงจนเกิดความล้มเหลว (SLF) ก่อน เพื่อที่จะใช้เป็นข้อมูล โดยหาค่าแรง 3 ระดับ คือ น้อย ปานกลาง และมาก ซึ่งแรงทั้ง 3 ระดับนี้ จะแสดงถึงการกระจายแรงจนเกิดความล้มเหลวในการให้แรงแต่ละขั้นตอน ซึ่งจะนำข้อมูลเหล่านี้มาใช้ โดยแรงเริ่มต้นจะใช้เป็นร้อยละ 30 ของค่าแรงเฉลี่ยที่เกิดจากทดสอบการให้แรงจนเกิดความล้มเหลวและค่าแรงสิ้นสุดจะอยู่ที่ร้อยละ60 ของค่าแรงเดียวกัน



ภาพประกอบ 8 การทดสอบการทดสอบขั้นความเค้นแบบเร่ง (Step-stress accelerated life testing; SSALT)

ที่มา : Bonfante EA, Coelho PG. (2016). Advances in Dental Research

2.4 การให้แรงแบบเป็นขั้นตอน (Stepwise loading) เป็นอีกหนึ่งในวิธีการทดสอบความล้าแบบเร่ง ซึ่งจะจำลองความล้มเหลวของวัสดุโดยภายใต้การทดสอบความล้าที่ให้ขนาดแรงที่เพิ่มขึ้นเป็นขั้น การศึกษาของ Kaweewongprasert และคณะ([52]) ทดสอบความล้าในลิเทียมไดซิลิเกต 3 ชนิด ที่ความถี่ 20 รอบต่อวินาที โดยให้แรงเริ่มต้นที่ 100 นิวตัน เป็นจำนวน 5000 รอบ เพื่อเป็นเงื่อนไขเบื้องต้นเพื่อทดสอบตำแหน่งการวางชิ้นงาน หลังจากนั้นจะให้แรง 400-1400 นิวตันโดยเพิ่มแรงขั้นละ 200 นิวตัน ช่วงแรงละ 30,000 รอบ ทดสอบจนเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานหรือให้แรงครบ 215,000 รอบ นอกจากนี้การให้แรงแบบเป็นขั้นตอนยังถูกนำมาใช้ในอีกหลายการศึกษา ซึ่ง Kuijsa และคณะ([53]) ได้อธิบายการทดสอบความล้าด้วยวิธีนี้ว่าการให้แรงแบบเป็นขั้นตอนถือเป็นการให้แรงคงที่แบบแฝง (Pseudo-static loading) ที่จำลองสถานการณ์ทางคลินิกได้ดีกว่าการทดสอบแบบใช้แรงคงที่ค่าเดียว (static load test) ซึ่งการทดสอบนี้ได้ออกแบบมาให้ใช้แรงที่ต่ำเป็นแรงเริ่มต้น แล้วค่อยๆเพิ่มจนถึงแรงสูงสุดที่ทำให้วัสดุเกิดความล้มเหลว ซึ่งแรงที่ได้นั้นมาจากการทดสอบนำร่อง (pilot study) การทดสอบนี้ถือว่าเป็นทางเลือกที่ดีระหว่างการทดลองในห้องปฏิบัติการและสถานการณ์ทางคลินิก

สำหรับความถี่ที่ใช้ในการทดสอบความต้านทานความล้ามีค่าแตกต่างออกไป โดย ISO 14801:2016 ได้ระบุไว้ว่าความถี่ที่ควรใช้ทดสอบความล้าไม่ควรเกิน 15 Hz. และการทดสอบในของเหลวควรใช้ความถี่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 2 Hz. โดยถ้าทดสอบที่ความถี่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 2 Hz. จำนวนรอบการทดสอบจะอยู่ที่ $2x10^6$ รอบ แต่ถ้าทดสอบที่ความถี่มากกว่า 2 Hz. จำนวนรอบที่ใช้ทดสอบจะอยู่ที่ $5x10^6$รอบ การทดสอบที่ความถี่ต่ำต้องใช้เวลาการทดสอบที่นานและมีค่าใช้จ่ายที่เพิ่มมากขึ้น จึงมีบางการศึกษาที่ทดลองใช้ความถี่มากกว่าคำแนะนำของ ISO 14801: 2016 เช่น Yuanyuan Duan และคณะ([54])ได้ศึกษาเกี่ยวกับผลของความถี่และจำนวนรอบในการทดสอบความล้าของชิ้นงานรากเทียมที่บรรจุในภาชนะใส่ของเหลว โดยทดสอบที่ความถี่ 2 Hz. และ 15 Hz. พบว่า ความถี่ 15 Hz. มีความเหมาะสมที่จะทดสอบความล้าของรากเทียมในสภาวะเปียกได้ โดยการใช้ความถี่ที่เพิ่มขึ้นไม่ได้มีผลต่อจำนวนรอบที่ทำให้เกิดความล้มเหลว จากงานวิจัยของ Cornell K. Lee และคณะ([55]) เกี่ยวกับการประเมินตัวแปรที่หลากหลายสำหรับการทำวิจัยทดสอบความล้าของรากเทียม ซึ่งมีกลุ่มชิ้นงานที่ทดสอบในสภาวะของเหลวที่ความถี่ 2

Hz. จำนวน7 ชิ้นงาน พบว่า 5 ชิ้นงานเกิดความล้มเหลวที่จำนวนรอบน้อยกว่า 300,000 รอบ และ 2 ชิ้นงาน เกิดความล้มเหลวที่จำนวนรอบมากกว่า $1.5x10^{6}$ รอบ ซึ่งยังต้องทำการทดสอบเพื่อหาจำนวนรอบและความถี่ที่แน่นอนต่อไปอีกในอนาคต

บทที่ 3
วิธีดำเนินการวิจัย

มีขั้นตอนตามลำดับดังนี้

1.การกำหนดประชากรและการสุ่มกลุ่มตัวอย่าง

2.การสร้างเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

3.การเก็บรวบรวมข้อมูล

4.การจัดกระทำและการวิเคราะห์ข้อมูล

การกำหนดประชากรและการสุ่มกลุ่มตัวอย่าง

ประชากร

ครอบฟันเซรามิก 2 ชนิด ที่บูรณะบนรากเทียม

1. ครอบฟันที่บูรณะบนรากเทียม ชนิดโมโนลิทธิกเซอร์โคเนีย (Monolithic zirconia) 1 ชนิด

2. ครอบฟันที่บูรณะบนรากเทียม ชนิดโมโนลิทธิกลิเธียมซิลิเกต (Monolithic zirconia-reinforced lithium silicate) 1 ชนิด

รวมทั้งหมด 22 ชิ้น ชนิดละ 11 ชิ้น

การเลือกกลุ่มตัวอย่าง

ใช้ข้อมูลจาก ISO 14801:2016 และจากการศึกษาของ Marchetti และคณะ([51]) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และอำนาจทดสอบร้อยละ 80 ได้ขนาดกลุ่มตัวอย่างกลุ่มละ 11 ชิ้น

การสร้างเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. รากเทียม (Dental implant) ยี่ห้อนีโอไบโอเทค (Neobiotech®, Korea) รุ่น IS-III ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร จำนวน 22 อัน Lot F010117101264
2. หลักยึดรากเทียมสำเร็จรูป (Stock titanium abutment) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร สูง 5.5 มิลลิเมตร จำนวน 22 อัน Lot P020118030528
3. เซอร์โคเนียแบบแผ่นสำหรับกลึง (Cercon®HT) จำนวน 1 แผ่น Lot 18036820
4. ลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียแบบก้อนสำหรับกลึง (Celtra® Duo) จำนวน 11 ก้อน Lot 16000111, 16002156, 16008175
5. กรดไฮโดรฟลูออริกความเข้มข้นร้อยละ 9.6 ยี่ห้อ Pulpdent Lot 190429
6. เรซินซีเมนต์ (Resin cement) ยี่ห้อ NX3 Lot 7778476

7. สารยึดติด ยี่ห้อ Optibond Universal Lot 7539211

8. สารไซเลนปรับสภาพพื้นผิวครอบฟัน (Silane primer) ยี่ห้อ Kerr Lot 7508809

9. วัสดุอุดฟันชั่วคราว (Cavitron®) Lot 2003181

10. น้ำเกลือความเข้มข้นร้อยละ 0.9

11. อ่างอะคริลิกสำหรับทดสอบรากเทียมในน้ำ

12. เครื่องให้ความร้อนและแผงควบคุมอุณหภูมิ

13. เรซินเพื่อหล่อรากเทียม (Chockfast orange®, Ireland)

14. ประแจวัดแรงบิด (Torque wrench) ยี่ห้อนีโอไบโอเทค (Neobiotech®, Korea)

15. เครื่องกลึง 4 แกน (inLab MC XL, Sirona dental systems GmbH, Bensheim, Germany)

16. เครื่องกลึง 5 แกน (vhf Model S2, Germany)

17. เครื่องทดสอบความล้า (Fatigue Tester) รุ่นE1000, INSTRON, England

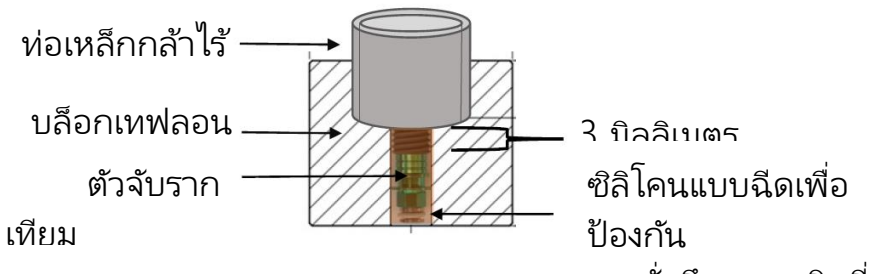
18. เครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาค (Micro-Computed Tomography, Micro CT) ด้วยเครื่อง Skyscan 1173, Bruker (Kontich Belgium)

19. กล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราด (Scanning electron microscope) JEOL, 6510LV (Tokyo, Japan)

20. โปรแกรม InVeSalius3.1

ขั้นตอนในการสร้างเครื่องมือขั้นที่ 1

1. ออกแบบวงแหวนที่ให้ในการจับยึดและสร้างอุปกรณ์นำแนวในการหล่อรากเทียมในเรซิน โดยเรซินมีค่ามอดุลัสสภาพยืดหยุ่น มากกว่า 3 GPa ตามข้อกำหนดจาก ISO14801: 2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) เพื่ อ ใช้ทดแทนกระดูกขากรรไกร



ภาพประกอบ 9 อุปกรณ์นำแนวในการหล่อรากเทียมในเรซิน

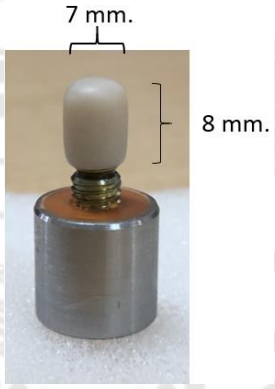
2. หล่อรากเทียมให้ตั้งฉากกับแนวราบ โดยให้บ่าของรากเทียมห่างจากเรซิน 3 มิลลิเมตร ตามข้อกำหนดจาก ISO 14801:2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants)

ภาพประกอบ 10 บ่ารากเทียมห่างจากเรซินชนิดแข็ง 3 มิลลิเมตร

3. ต่อหลักยึดรากเทียมเข้ากับรากเทียมทั้ง 22 ชิ้น ใช้ประแจวัดแรงบิดหมุนให้ได้ค่าแรงทอร์ก (torque) 30 นิวตัน 2 รอบให้บิดหมุนทิ้งช่วงเวลาห่างกันรอบละ 10 นาที ตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด ปิดรูสกรูของหลักยึดด้วยวัสดุอุดฟันชั่วคราว และปิดส่วนรอยต่อระหว่างหลักยึดและบ่ารากเทียมด้วยเทปเทฟลอน (Teflon tape) เพื่อป้องกันผงอลูมินาแทรกเข้าไปในส่วนเชื่อมต่อระหว่างหลักยึดและรากเทียม พ่นผงอะลูมินา (Alumina blast) ขนาด 50 ไมครอน แรงดัน 2 บาร์ ที่หลักยึดรากเทียมโดยในปลายหัวพ่นผงอลูมินาห่างออกมาจากผิวหลักยึดระยะ 10 มิลลิเมตร เป็นเวลา 10 วินาที จ้างห้องปฏิบัติการทางทันตกรรมเพื่อทำครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิกที่ใช้ในการทดลองทั้ง 2 ชนิด จากนั้นสแกนภาพหลักยึดทั้ง 2 กลุ่มแล้วออกแบบครอบบนหลักยึดเป็นรูปครึ่งทรงกลม (Hemisphere) คว่ำขนาดสูง 8 มิลลิเมตรและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร โดยคำนวณขนาดจาก ISO 14801:2016 (Dentistry Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) ด้วยโปรแกรม Dental System (3Shape, Copenhagen, Denmark) กลึงครอบฟันแต่ละกลุ่มตามรูปร่างที่ออกแบบมา โดยในกลุ่ม Celtra® Duo กลึงด้วยเครื่องกลึงข้างเก้าอี้แบบ 4 แกน (inLab MC XL, Sirona dental systems GmbH, Bensheim, Germany) จากนั้นนำครอบเข้าเตาเผา Vita Vacumat 15-20 นาที หลังกลึงเสร็จ เพื่อเพิ่มค่าความทนต่อแรงดัด (Flexural strength)ให้มีค่า 370 MPa ขณะที่กลุ่ม Cercon®HT กลึงด้วยเครื่องกลึง 5 แกน (vhf Model S2, Germany) แล้วเข้าเตาเผา SiNTRAPlus (Shenpaz, Israel) ที่อุณหภูมิ 1550 องศาเซลเซียส 7 ชั่วโมง จากนั้นนำไปลองบนหลักยึดให้พอดี แล้วพ่นผงอะลูมินาขนาด 50

ไมครอนที่ด้านในครอบฟันห่างจากผิวด้านในออกมาระยะ 10 มิลลิเมตร เป็นเวลา 10 วินาที ด้วยแรงดัน 2 บาร์

4. ยึดครอบฟันทุกชิ้นด้วยเรซินซีเมนต์ตามขั้นตอนที่บริษัทผู้ผลิตเซรามิกแต่ละชนิดกำหนด เฉพาะในกลุ่ม CeltraDuo® ได้ใช้กรดไฮโดรฟลูออริกความเข้มข้นร้อยละ 9.6 ทาที่ผิวด้านในของครอบเป็นเวลา 20 วินาที ทาสารไซเลนปรับสภาพพื้นผิวครอบฟันที่ด้านในของครอบทั้งกลุ่ม Celtra® Duo และ Cercon®HT 3 นาที ให้เวลาเท่ากันทุกชิ้นงาน แล้วเป่าเบาๆ หลังจากนั้นทาสารยึดติด Optibond Universal® ที่หลักยึดรากเทียมทุกชิ้น ยึดครอบฟันด้วยเรซินซีเมนต์ NX3 และฉายแสงโดยรอบขอบครอบฟัน 20 วินาที จากนั้นนำชิ้นงานกลุ่มละ 1 ชิ้นไปถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคเพื่อดูมิติของส่วนประกอบแต่ละส่วนในชิ้นงานและนำชิ้นงานกลุ่มละ 1 ชิ้นไปวัดช่องว่างระหว่างผิวหลักยึดรากเทียมกับผิวด้านในของครอบฟันด้วยโปรแกรมด้วยโปรแกรม InVeSalius3.1 โดยมีการเทียบมาตราส่วนจากท่อเหล็กที่ใช้ยึดรากเทียมและถ่ายภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดก่อนเริ่มทดสอบความล้า



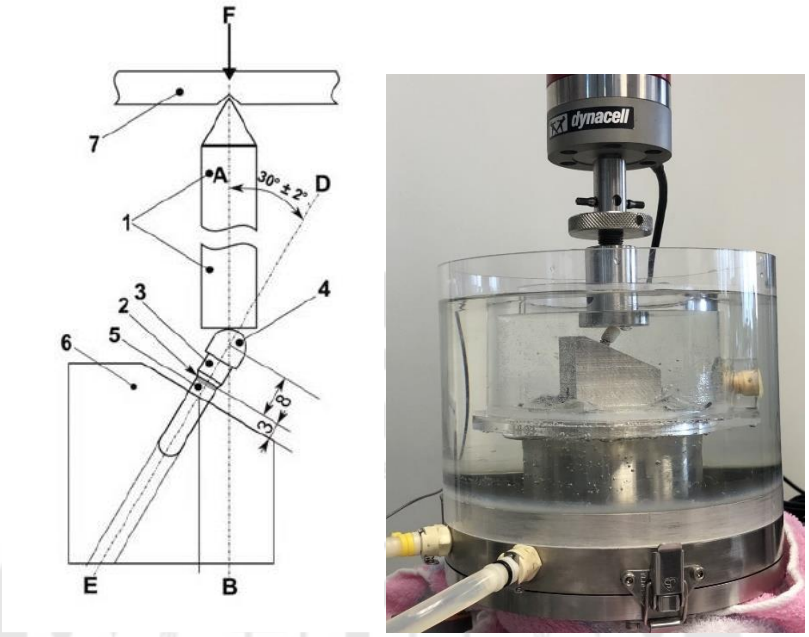
ภาพประกอบ 11 การออกแบบครอบฟันบนหลักยึดเป็นรูปครึ่งทรงกลมคว่ำขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร

วิธีการหาคุณภาพเครื่องมือชิ้นที่ 1

การทดสอบความล้า

1. นำชิ้นงานทั้ง 22 ชิ้นมาทดสอบขีดจำกัดความล้าตามมาตรฐานการทดสอบ ISO 14801:2016 ด้วยเครื่องทดสอบความล้า โดยชิ้นงานจะถูกยึดทำมุม 30±2 องศากับแนวการให้แรงบนแท่นยึดชิ้นงาน ทั้งนี้เครื่องทดสอบได้รับการเทียบระดับมาตรฐานทุกครั้งในการเริ่มการทดสอบ โดยผู้ทดสอบชำนาญการ ทดสอบความล้าในสภาวะเปียกที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส

ในน้ำเกลือความเข้มข้นร้อยละ 0.9 ใช้หัวกดทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 20 มิลลิเมตร โดยชิ้นงานจะถูกยึดทำมุม 30±2 องศากับแนวการลงแรงบนแท่นยึดชิ้นงาน ดังภาพ



ภาพประกอบ 12 แผนผังการวางระบบทดสอบในหลักยึดรากเทียมแบบไม่มีมุมตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016

โดยกำหนดให้

1 = อุปกรณ์ให้แรง (Loading device)

2 = ระดับกระดูก (Nominal bone level)

3 = หลักยึดรากเทียม (Implant abutment)

4 = ครอบฟันรูปครึ่งวงกลม (Hemisperical loading member)

5 = รากเทียม (Implant body)

6 = แท่นยึดชิ้นงาน (Specimen holder)

7 = โปรแกรมการให้แรง (Force application)

F = ค่าแรง (Loading force)

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

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

2. นำชิ้นงานที่เตรียมไว้จากกลุ่มทดสอบกลุ่มละ 3 ชิ้น โดยเริ่มจากการกดแบบแรงคงที่เพื่อหาค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ทำให้กลุ่มตัวอย่างเกิดความล้มเหลว (Maximum Tolerated Loads in Static Loading)

3. ทดสอบความขีดจำกัดความล้า โดยนำชิ้นงานอีกกลุ่มละ 8 ชิ้น การทดสอบควบคุมด้วยโปรแกรม BlueHill version 2.0 (Instron Corporation, Norwood, MA, US) โดยกดแบบเป็นวงจร (cyclic load) กลุ่มละ 2 ชิ้น ด้วยความถี่ 15 Hz. ที่สภาวะเปียก โดยปรับค่าระดับแรงกดเป็นแบบเส้นโค้งรูปไซน์ (sinusoidal loading) เริ่มกดที่ค่าแรงเฉลี่ยต่ำสุด (Minimum loading) ที่ร้อยละ10 ของค่าแรงสูงสุด (Maximum loading) โดยในกลุ่ม Cercon®HT กดที่ระดับค่าแรงร้อยละ 10 40 45 จนเพิ่มขึ้นถึงระดับแรงร้อยละ 60 ของค่าเฉลี่ยแรงสูงสุดที่ทำให้กลุ่มตัวอย่างเกิดความล้มเหลวที่ได้มาจากขั้นตอนการกดด้วยแรงคงที่จากข้อ 2 กลุ่ม Celtra® Duo กดที่ระดับค่าแรงร้อยละ 10 20 30 และ 40 จนครบอย่างน้อย 4 ระดับตามข้อกำหนดของ ISO14801 ทำซ้ำขั้นตอนเดิมจนครบค่าแรงละ 2 ชิ้นงาน โปรแกรมกำหนดให้การผิดตำแหน่ง (Displacement) ของชิ้นงานไปจากระยะเริ่มต้น 4 มิลลิเมตรจะให้เครื่องทดสอบหยุดทำงานและถือว่าเกิดความเสียหายโดยถาวรและให้สิ้นสุดการทดสอบในชิ้นงานนั้นหรือจนกว่าจะครบ 5,000,000 รอบ หลังจากนั้นนำชิ้นงานมาวิเคราะห์ความเสียหายของส่วนประกอบรากเทียม โดยกำหนดให้ความล้มเหลวเบื้องต้นตาม ISO ได้แก่ การบิดเบี้ยวของรากเทียม (Implant deformation) การบิดเบี้ยวของสกรูหลักยึด (Abutment screw deformation) การบิดเบี้ยวของหลักยึด (Abutment deformation) และกำหนดความเสียหายรุนแรงคือ เกิดการแตกหักในส่วนประกอบใดประกอบหนึ่งของรากเทียม

4. การตรวจสอบความล้มเหลวของรากเทียม โดยนำชิ้นงานที่ผ่านการทดสอบจนเกิดความล้มเหลวทั้งหมด และชิ้นงานก่อนถึงขั้นแรงที่เกิดความล้มเหลวที่ชิ้นงานอยู่รอดจนครบ 5,000,000 รอบ นำทั้งหมดมาวิเคราะห์ตรวจหาความเสียหายเพิ่มเติมด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดตั้งแต่กำลังขยาย 16 ถึง 5000 เท่า และเครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาค

การจัดกระทำข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล

1. แสดงกราฟการทดสอบความล้า (S-N curve) โดยแสดงจำนวนรอบของความล้า (แกนX) และค่าแรงที่เพิ่มขึ้นเป็นระดับ (แกนY) Nf คือจำนวนรอบสูงสุดที่ชิ้นงานสามารถทนได้โดยไม่เกิดการแตกหัก Lf แสดงค่าแรงสูงสุดที่ชิ้นงานไม่แตกหักเมื่อครบจำนวนรอบตามที่กำหนด

2. กำหนดให้ชิ้นงานที่แตกแทนด้วยจุดสีแดง ชิ้นงานที่อยู่รอดแทนด้วยจุดสีฟ้า ขีดจำกัดความล้าของทั้ง 2 กลุ่มจะถูกเปรียบเทียบโดย

1. นำข้อมูลค่าแรงและจำนวนรอบที่ทำให้ชิ้นงานแต่ละชิ้นเกิดการล้มเหลวของแต่ละกลุ่มมาเปรียบเทียบค่า Nf และ Lf

2. วิเคราะห์ตำแหน่งที่เกิดความล้มเหลวของชิ้นงานภายหลังการทดสอบความล้าในห้องปฏิบัติการด้วยภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคและภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดโดยใช้สถิติเชิงพรรณนา (Descriptive Statistics)

3. สถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

3.1 สถิติเชิงพรรณนา

บทที่ 4
ผลการดำเนินงานวิจัย

จากผลการวิจัย ผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนต่างๆ จนได้ผลลัพธ์ออกมาดังนี้

1. ผลการทดสอบจากค่าแรงแตกหักสูงสุดและขีดจำกัดความล้า (Maximum Breaking Load and Fatigue Limit)
2. ลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน (Failure mode)
3. วิเคราะห์การแตกของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscope)
4. ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาค (Micro-Computed Tomography, Micro CT)

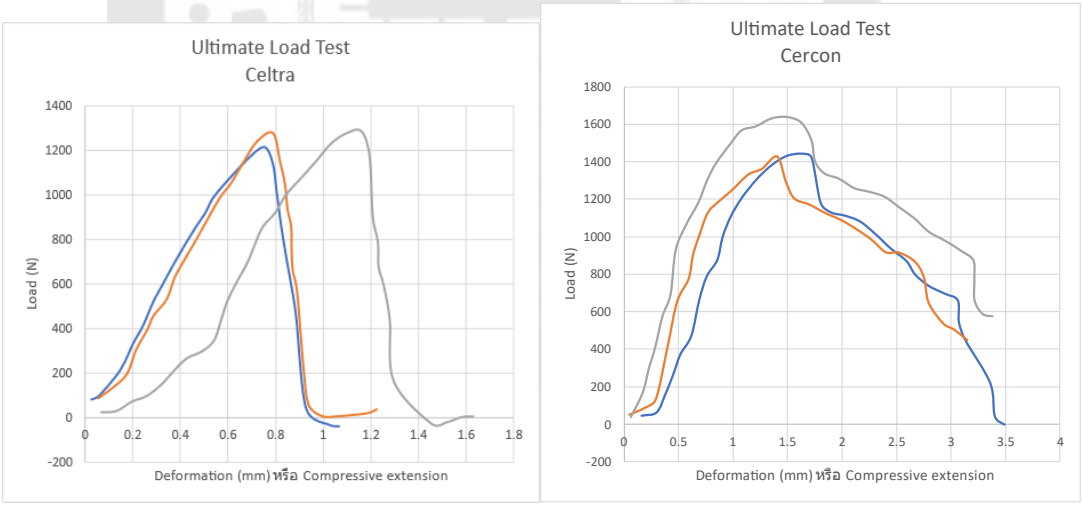
ผลการทดสอบจากค่าแรงแตกหักสูงสุดและขีดจำกัดความล้า (Maximum Breaking Load and Fatigue Limit)

กลุ่มตัวอย่างชิ้นงานครอบฟัน Celtra duo ที่รองรับด้วยรากเทียมภายใต้การให้แรงจนเกิดความล้มเหลว (SLF) มีค่าเฉลี่ยการรับแรงสูงสุดอยู่ที่ 1,316.68±50.59 นิวตัน และกลุ่ม Cercon HTอยู่ที่ 1,511.47±126.10 นิวตัน ดังตารางที่ 2 และแนวโน้มของค่าแรงกดและการแตกหักของชิ้นงานแสดงดังภาพประกอบที่ 14 โดยจุดสูงสุดคือจุดที่ชิ้นงานเริ่มเกิดความเสียหายต่อระบบรากเทียม(implant–abutment complex) และผลการทดสอบขีดจำกัดความล้า (Fatigue Limit) ได้แสดงดังตารางที่ 3 โดยแสดงความสัมพันธ์เป็นเส้นโค้งค่า S-N curve แสดงจำนวนรอบของความล้า (แกนX) และค่าแรงที่เพิ่มขึ้นเป็นระดับ (แกนY) แสดงดังภาพประกอบที่15 โดย nf คือจำนวนรอบสูงสุดที่ชิ้นงานสามารถทนได้โดยไม่เกิดการแตกหัก Lf แสดงค่าแรงสูงสุดที่ชิ้นงานไม่แตกหักเมื่อครบจำนวนรอบตามที่กำหนด ค่า Nf ของ Celtra duoและ Cercon HT คือ $5x10^6$ รอบ ค่า Lf ของ Celtra duo อยู่ที่ร้อยละ 30 ของค่าแรงแตกหักสูงสุด คือ 395 นิวตัน Cercon HT® อยู่ที่ร้อยละ 45 ของค่าแรงแตกหักสูงสุด คือ 680 นิวตัน ดังนั้นขีดจำกัดความล้า (fatigue limit) ของ Celtra duo คือ 395 นิวตัน และ Cercon HT คือ 680 นิวตัน ตามลำดับ

ตาราง 2 แสดงค่าแรงแตกหักสูงสุด (maximum breaking loads)

ชิ้นงาน Celtra duo	Maximum Breaking Load (N)	ชิ้นงาน Cercon HT	Maximum Breaking Load (N)
1	1,258.47	1	1,448.91
2	1,350.06	2	1,428.88
3	1,341.51	3	1,656.61
Load at break (N) Mean± SD	1,316.68±50.59	Load at break (N) Mean± SD	1,511.47±126.10

ตารางที่ 2 แสดงค่าแรงแตกหักสูงสุด (maximum breaking loads) ในการให้แรงจนเกิดความล้มเหลวในครอบฟัน 2 ชนิด โดยค่าเฉลี่ยการรับแรงสูงสุดของ Celtra Duo อยู่ที่ 1,316.68±50.59 นิวตัน และ Cercon HT อยู่ที่ 1,511.47±126.10นิวตัน

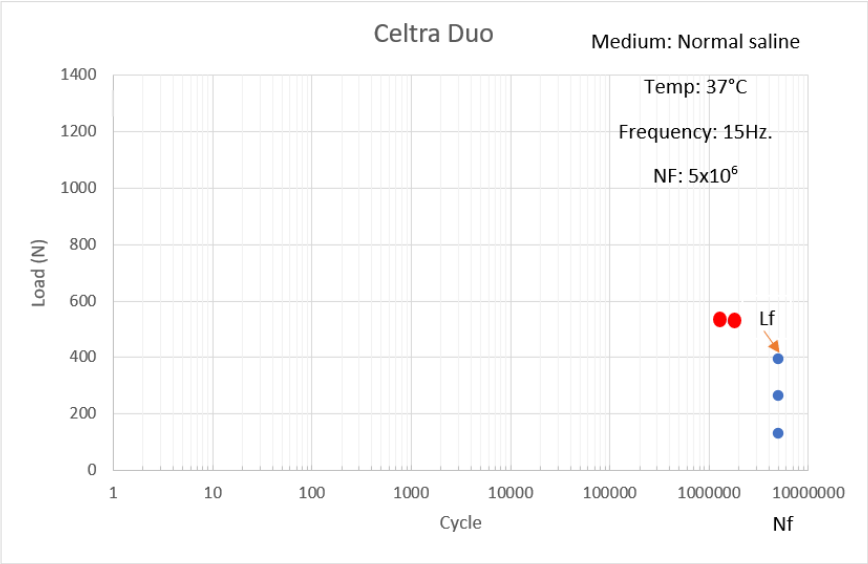


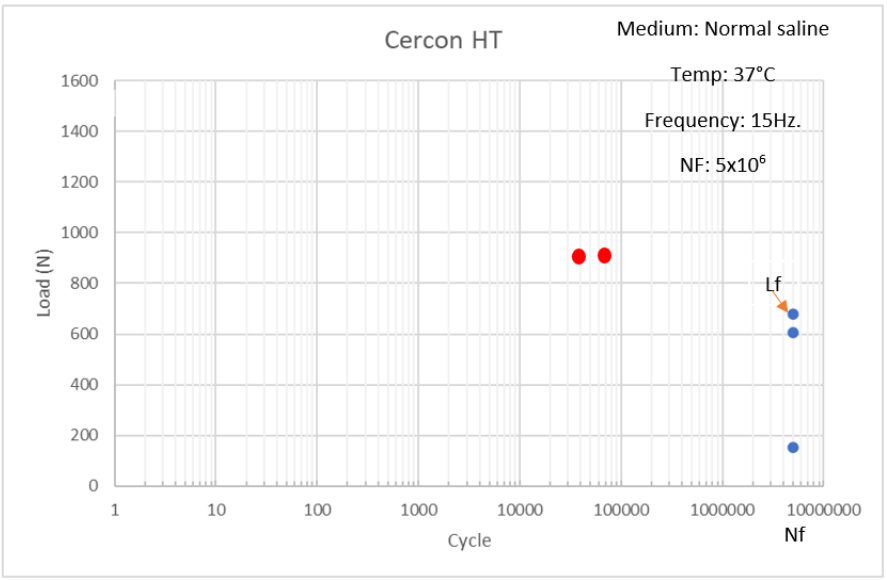
ภาพประกอบ 13 กราฟแสดงการให้แรงจนเกิดความล้มเหลว (Single load to Failure; SLF) โดยจุดสูงสุดของกราฟแสดงถึงค่าแรงที่ชิ้นงานเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง(deformation)

ตาราง 3 แสดงการทดสอบขีดจำกัดความล้า(Fatigue limit) ทั้งสองกลุ่มตัวอย่าง

Celtra duo®				
No.	Sinusoidal Loading		Cycle	Mean
	% load	Oblique force (N)		
1	10%	13-131	5000000	5000000
2	10%	13-131		
3	20%	26-264	5000000	5000000
4	20%	26-264		
5	30%	39-395	5000000	5000000
6	30%	39-395		
7	40%	52-527	1313783	1,536,633
8	40%	52-527	1759483	

Cercon HT®				
No.	Sinusoidal Loading		Cycle	Mean
	% load	Oblique force (N)		
1	10%	15-151	5000000	5000000
2	10%	15-151		
3	40%	60-605	5000000	5000000
4	40%	60-605		
5	45%	68-680	5000000	5000000
6	45%	68-680		
7	60%	90-907	37213	53,289
8	60%	90-907	69365	





ภาพประกอบ 14 กราฟแสดง S-N curves จากผลการทดสอบ cyclic loading ทั้งสองกลุ่มตัวอย่าง โดยแสดงจำนวนรอบของความล้า (แกนX) และค่าแรงที่เพิ่มขึ้นเป็นระดับ (แกนY) Nf คือจำนวนรอบสูงสุดที่ชิ้นงานสามารถทนได้โดยไม่เกินการแตกหัก Lf แสดงค่าแรงสูงสุดที่ชิ้นงานไม่แตกหักเมื่อครบจำนวนรอบตามที่กำหนด ชิ้นงานที่แตกแทนด้วยจุดสีแดง และชิ้นงานที่รอดแทนด้วยจุดสีฟ้า

ลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงาน (Failure mode)

รูปแบบความล้มเหลวแตกหักของชิ้นงานทั้งสองกลุ่มตัวอย่าง แสดงดังตารางที่ 4 ชิ้นงานทั้งสองกลุ่มเกิดการแตกหักที่แตกต่างกันออกไปตามแต่ละค่าแรง โดยในกลุ่ม Celtra duo เมื่อให้

ค่าแรงที่ร้อยละ 40 ของค่าแรงแตกหักสูงสุด พบว่าเกิดการแตกที่ครอบฟัน เมื่อให้ค่าแรงร้อยละ 20 เกิดรอยร้าวที่ครอบฟัน ซึ่งแตกต่างจากกลุ่ม Cercon HT ซึ่งจะเกิดการแตกหักของหลักยึดรากเทียมและสกรูของหลักยึด โดยไม่พบการแตกของครอบฟัน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 16 และในตารางที่ 4

ตาราง 4 แสดงขั้นแรง รอบการทดสอบ และภาพชิ้นงานหลังการทดสอบ

No.	Celtra duo			Cercon HT		
	Sinusoidal Loading	Cycle		Sinusoidal Loading	Cycle	
1	10%=13-131	5,000,000		10%=15-151	5,000,000	
2						
3	20%=26-264	5,000,000		40%=60-605	5,000,000	
4						
5	30%=39-395	5,000,000		45%=68-680	5,000,000	

ตาราง 4 (ต่อ)

No.	Celtra duo			Cercon HT		
	Sinusoidal Loading	Cycle		Sinusoidal Loading	Cycle	
6						
7	40%= 52-527	1,313,783		60%= 90-907	37,213	
8		1,759,483			69,365	

จากตารางที่ 4 แสดง ลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานพร้อมภาพประกอบ โดย Cercon7 และCercon8 เสียหายบริเวณหลักยึดรากเทียมร่วมกับสกรูของหลักยึดรากเทียม ขณะที่ Celtra7 และCeltra8 พบเพียงการแตกหักของครอบฟัน

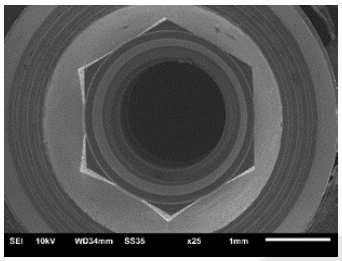
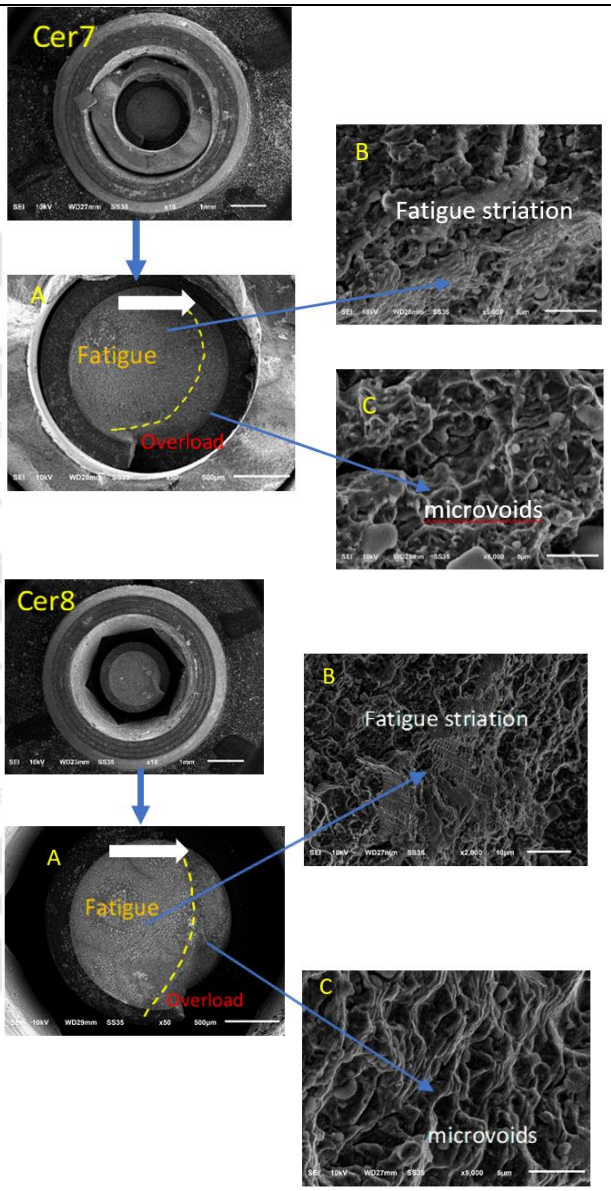
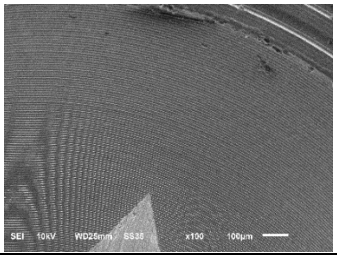
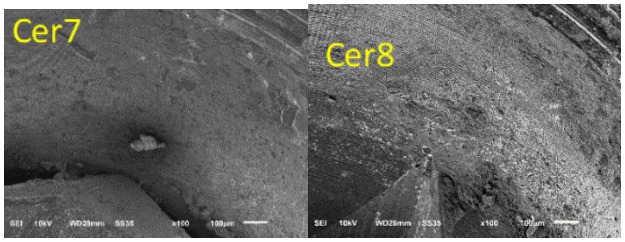
ตาราง 5 แสดงลักษณะการเกิดความล้มเหลวของชิ้นงานแต่ละกลุ่มเมื่อมองด้วยตาเปล่า

Fractured Area	Failure Aspect (Celtra duo)		Failure Aspect (Cercon HT)	
	Static Load	Cyclic Load	Static Load	Cyclic Load
Crown	3	2	-	-
Abutment and Retaining screw	-	-	2	2
Fixture	-	-	1	-
No Fractured Area	-	6	-	6

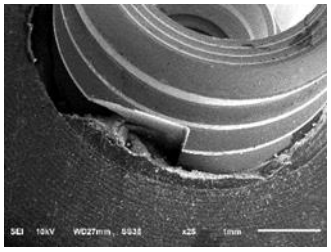
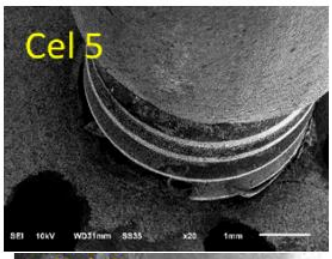
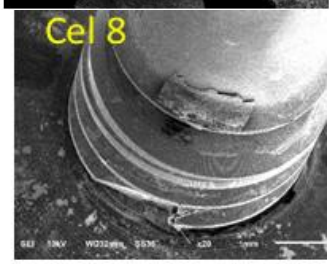
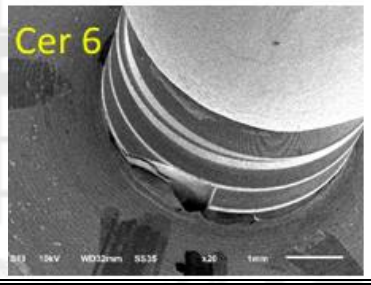
วิเคราะห์การแตกของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscope)

ลักษณะการแตกของชิ้นงานทั้ง 2 กลุ่ม ที่มีการบูรณะด้วยครอบฟันต่างชนิด มีรูปแบบการแตกหักที่ต่างกัน ดังแสดงในตารางที่ 6 ซึ่งก่อนการทดสอบ ทั้งรากเทียม หลักยึดรากเทียม และบริเวณส่วนโยงภายในของหลักยึดรากเทียม ไม่พบรอยแตกร้าวของชิ้นงาน หลังจากทดสอบความล้าพบว่ามีเพียงชิ้นงานในกลุ่ม Cercon HT ที่ส่วนประกอบของรากเทียมเกิดความล้มเหลว โดยทั้ง 2 ชิ้น มีการแตกหักของหลักยึดรากเทียมและสกรูหลักยึดเหมือนกันทั้ง 2 ชิ้น เมื่อมองเห็นด้วยตาเปล่าและจากการส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

ตาราง 6 แสดงภาพถ่ายกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงการแตกบริเวณรากเทียมแต่ละกลุ่ม

ก่อนทดสอบ	หลังทดสอบ
Fixture level 	
Internal implant surface 	

ตาราง 6 (ต่อ)

ก่อนทดสอบ	หลังทดสอบ
External implant surface	
	  

จากตารางที่ 6 พบการแตกหักของหลักยึดรากเทียมและสกรูของหลักยึดรากเทียมที่ชิ้นงาน Cercon HT 7 และ 8 แต่ไม่พบการแตกหักของหลักยึดรากเทียมที่ชิ้นงาน Celtra Duo ชิ้นที่ 6 7 8 และ Cercon HT ชิ้นที่ 6 จึงไม่สามารถนำมาวิเคราะห์ได้ ทำให้มีเพียงการแตกหักของชิ้นงาน Cercon HT 7 และ Cercon HT 8 เท่านั้น ที่แสดงให้เห็นบริเวณรากเทียม (Fixture level) ส่วนเชื่อมต่อของรากเทียม (Implant connection) และด้านในของพื้นผิวรากเทียม (Internal implant surface)

บริเวณส่วนเชื่อมต่อของรากเทียมพบว่าชิ้นงาน Cercon HT 7 มีการหักของหลักยึดรากเทียมติดอยู่ด้านใน และชิ้นงาน Cercon HT 8 มีสกรูของหลักยึดรากเทียมหักคาอยู่ด้านในเมื่อมองด้วยตาเปล่าและเมื่อส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด และจากภาพของพื้นผิวภายในของรากเทียมก่อนการทดสอบพบว่าผิวรากเทียมอยู่ในสภาพสมบูรณ์ไม่มีรอยครูด หรือรอยสึกของผิวรากเทียม ขณะที่ภายหลังการทดสอบพบว่ามีลักษณะถูกครูดและมีการสึกหรอที่พื้นผิว

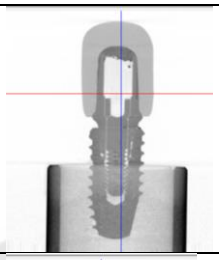
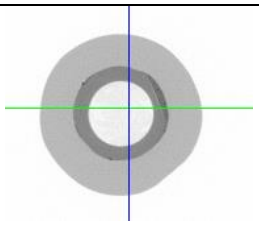
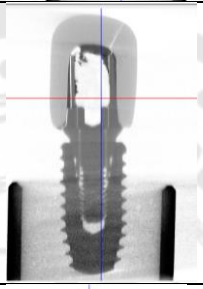
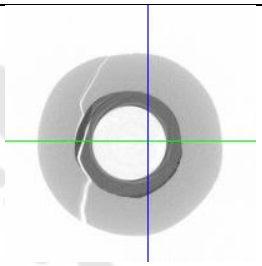
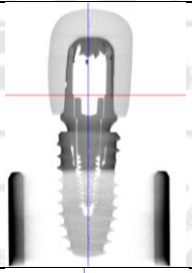
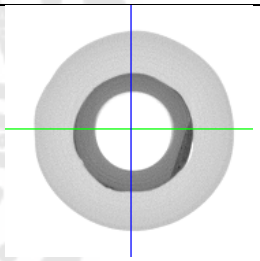
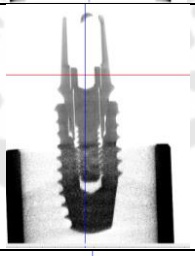
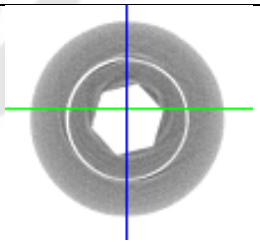
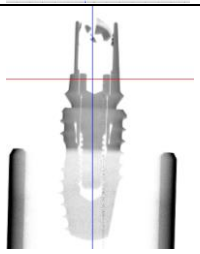
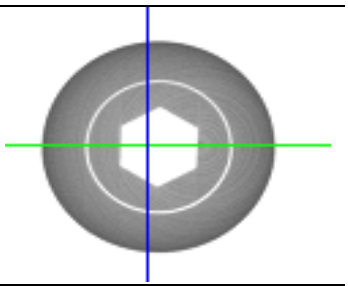
ภายในของรากเทียมบริเวณส่วนเชื่อมต่อกับหลักยึด (worn surface at implant connection) แต่ไม่พบการแตกหัก รอยร้าว และความเสียหายใดๆ ที่ผิวรากเทียมด้านนอกของทุกชิ้นงาน (external implant surface) เมื่อนำชิ้นงาน Cercon HT ชิ้นที่ 7 และชิ้นที่ 8 มาวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด กำลังขยาย 5,000 เท่า ที่บริเวณพื้วผิวของหลักยึดรากเทียมที่ได้รับความเสียหาย พบว่าทั้ง 2 ชิ้นงาน ตำแหน่งที่เกิดความล้าซึ่งจะมีรูปแบบของเส้นขนานที่ละเอียด (striations) ซึ่งเป็นรอยร้าวที่ระบุความชัดเจนของบริเวณที่เกิดความล้าในชิ้นงาน ไปยังตำแหน่งที่ชิ้นงานแตกหักโดยเกิดจากการได้รับแรงที่มากเกินพิกัด (overloaded) จะทำให้เห็นช่องว่างระดับจุลภาค (microvoids) ที่เกิดขึ้นตามทิศทางของลูกศรสีขาว ดังตารางแสดงที่ 6

จากตารางที่ 6 แสดงให้เห็นว่าภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดระดับรากเทียม แสดงพื้นผิวการแตกบริเวณสกรู และหลักยึดของชิ้นงาน Cercon ชิ้นที่ 7 และชิ้นที่ 8 โดยลูกศรสีขาวแสดงทิศทางการได้รับแรงและการขยายตัวของรอยแตก ภาพ A เป็นภาพรวมของรอยแตกที่ผิวหลักยึดรากเทียม ซึ่งแบ่งได้เป็น 2 ส่วน คือเส้นประแสดงถึงรอยต่อการแบ่งพื้นผิวที่เกิดจากความล้า และส่วนที่แสดงถึงความเสียหายรุนแรง ภาพ B แสดงถึงพื้นผิวในตำแหน่งที่เกิดความล้าโดยสังเกตจากรอยเส้นจางๆในแนวขนาน (fine parallel lines) และภาพ C แสดงช่องว่างระดับจุลภาค (microvoids) ในตำแหน่งที่เกิดความเสียหายรุนแรง

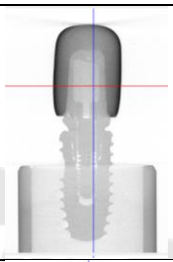
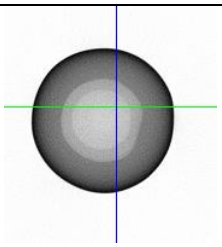
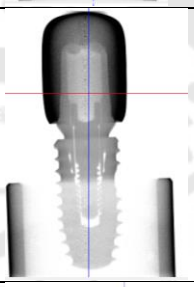
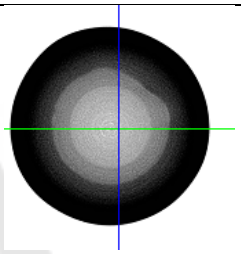
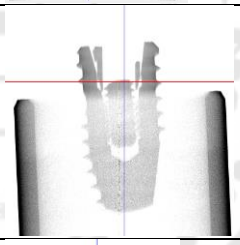
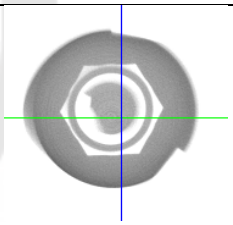
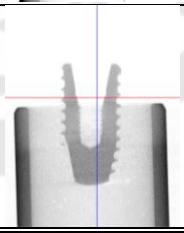
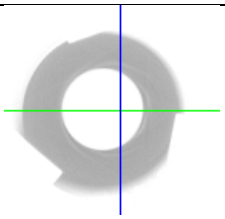
ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาค (Micro-Computed Tomography, Micro CT)

นำตัวอย่างชิ้นงานที่ครอบฟันพบความผิดปกติ ชิ้นงานก่อนหน้าที่จะเกิดความล้มเหลว ชิ้นงานที่เกิดความล้มเหลวซึ่งไม่ผ่านการทดสอบ 5,000,000 รอบ ของกลุ่ม Celtra Duo และกลุ่ม Cercon HT ได้แก่ Celtra3 Celtra6 Celtra7 Celtra8 และ Cercon6 Cercon7 Cercon8 มาวิเคราะห์ความล้มเหลวโดยละเอียดด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาค จากการตัดภาพในแนวระนาบหน้าหลัง (Coronal plane) และในแนวระนาบตัดขวาง (Transverse plane) พบรายละเอียดดังตารางที่ 7 และ 8 ซึ่งพบว่า Cercon ชิ้นที่ 8 มีสกรูหลวมและบังเอิญหลุดออกจากชิ้นงานก่อนการถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาค จึงทำให้ไม่เห็นสกรูในภาพถ่ายรังสีของชิ้นตัวอย่างนี้

ตาราง 7 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคกลุ่ม Celtra Duo®

Celtra Duo	Sinusoidal Loading	Cycle	Coronal plane	Transverse plane
Before	-	-		
Celtra3	20%=26-264	5,000,000		
Celtra5	30%=39-395	5,000,000		
Celtra7	40%=52-527	1,313,783		
Celtra8	40%=52-527	1,759,483		

ตาราง 8 ภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคกลุ่ม Cercon HT®

Cercon HT	Sinusoidal Loading	Cycle	Coronal plane	Transverse plane
Before	-	-		
Cercon 6	45%=68-680	5,000,000		
Cercon 7	60%=90-907	37,213		
Cercon 8	60%=90-907	69,365		

ตาราง 9 สรุปรวมลักษณะความล้มเหลวของชิ้นงานที่พบเจอ

ชิ้นงาน	ลักษณะภายนอกเมื่อมองด้วยตาเปล่า	SEM	Micro CT
Celtra Duo6	ไม่พบความเสียหาย	ไม่สามารถตรวจบริเวณรอยต่อหลักยึดและรากเทียม	ไม่พบความเสียหายที่ส่วนประกอบรากเทียม แต่พบชั้นซีเมนต์ที่กว้างบริเวณระหว่างผนังด้านข้างและด้านบดเคี้ยวของหลักยึดกับด้านในครอบฟันและพบฟองอากาศในชั้นซีเมนต์
Celtra Duo7	ครอบแตก	ไม่สามารถตรวจบริเวณรอยต่อหลักยึดและรากเทียม	ไม่พบความเสียหายที่ส่วนประกอบรากเทียม
Celtra Duo8	ครอบแตก	ไม่สามารถตรวจบริเวณรอยต่อหลักยึดและรากเทียม	ไม่พบความเสียหายที่ส่วนประกอบรากเทียม
Cercon HT6	ไม่พบความเสียหาย	ไม่สามารถตรวจบริเวณรอยต่อหลักยึดและรากเทียม	ไม่พบความเสียหายที่ส่วนประกอบรากเทียม
Cercon HT7	มีการหักของหลักยึดรากเทียมและสกรูหลักยึดรากเทียม	พบ striation และ microvoids ที่หลักยึดรากเทียม	มีการแตกของหลักยึดและสกรูอยู่ในชิ้นงาน
Cercon HT8	มีการหักของหลักยึดรากเทียมและสกรูหลักยึดรากเทียม	พบ striation และ microvoids ที่หลักยึดรากเทียม	มีการแตกของหลักยึดและสกรู โดยสกรูหลวมหลุดออกมาจากชิ้นงาน

บทที่ 5
สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

จากผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าปัจจัยที่ทำให้เกิดความล้มเหลวของรากเทียมมีด้วยกันหลายอย่าง การเลือกชนิดของวัสดุบูรณะครอบฟันที่รองรับรากเทียมที่แตกต่างกันออกไป มีความสำคัญต่อการกระจายแรงไปยังส่วนประกอบต่างๆของรากเทียม ซึ่งส่งผลให้รูปแบบความล้มเหลวของรากเทียมแตกต่างกันออกไปในแต่ละกลุ่ม ความล้มเหลวของรากเทียมที่เกิดขึ้นภายหลัง(Late implant failures) สังเกตได้หลังจากใส่ครอบฟันบนรากเทียมแล้ว ซึ่งมีความสัมพันธ์เป็นอันดับแรกกับภาวะแทรกซ้อนทางชีวกลศาสตร์ (biomechanical complications) แรงจากการบดเคี้ยวจะถูกส่งต่อไปยังส่วนเชื่อมประสานระหว่างกระดูกกับรากเทียมโดยผ่านทางวัสดุบูรณะครอบฟัน ซึ่งก็มีอีกหลายปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อชีวกลศาสตร์ของแรงที่กระจายลงไปยังกระดูก รากเทียม และวัสดุบูรณะ(bone-implant-prosthesis complex)([56]) จากหลายๆปัจจัย ที่ส่งผลกระทบต่อระบบของรากเทียม จึงนำมาเป็นหัวข้อที่ศึกษาในงานวิจัยครั้งนี้ เพื่อเปรียบเทียบขีดจำกัดความล้า และรูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงานทางห้องปฏิบัติการของครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิก 2 ชนิดที่รองรับด้วยหลักยึดรากเทียมแบบสำเร็จรูป

มีงานวิจัยจำนวนมากที่ตีพิมพ์เกี่ยวกับรายงานความล้มเหลวทางเทคนิคและกลไกทางกลของครอบฟันเดี่ยวบนรากเทียม (single-implant restorations) ได้แก่ การหลวมของหลักยึดหรือสกรู(loosening of the abutment or screw) ซึ่งพบมากเป็นอันดับหนึ่งโดยเกิดจากการออกแบบส่วนเชื่อมต่อของรากเทียม (implant connection) ที่ส่งผลอย่างมากต่อการเกิดการหลวมของหลักยึดหรือสกรู ซึ่งส่วนเชื่อมโยงภายนอก (external connection) จะเกิดมากกว่าส่วนเชื่อมโยงภายใน (internal connection) ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยทอร์ก 2 ครั้ง ห่างกัน 5 นาที ตามมาด้วยการแตกของครอบฟันหรือพอร์ซเลนชั้นฉาบผิวครอบฟัน (veneering porcelain) นอกจากนี้ยังพบ การแตกของหลักยึดรากเทียมหรือบ่ารากเทียมส่วนต้น (prosthetic platform of implant) การแตกของสกรูหลักยึดรากเทียม การเสื่อมสภาพของซีเมนต์ยึดครอบฟัน (decementation)([57]) จากการวิจัยครั้งนี้รูปแบบความล้มเหลวที่พบได้แก่ การแตกของหลักยึดรากเทียม การแตกของสกรูหลักยึดรากเทียม การแตกของครอบ และจากงานวิจัยที่ศึกษารูปแบบความล้มเหลวของรากเทียมทั้ง 3 ขนาด ได้แก่ 3.3 มิลลิเมตร 3.75 มิลลิเมตร 5 มิลลิเมตร พบว่ารากเทียมขนาด 5 มิลลิเมตร มีการแตกที่คอของหลักยึดรากเทียมและสกรู (abutment neck and screw) เท่านั้น ซึ่งต่างจากขนาดรากเทียมที่เส้นผ่านศูนย์กลางแคบกว่า 5 มิลลิเมตร ที่เกิดความล้มเหลวเฉพาะที่รากเทียม โดยไม่เกิดความล้มเหลวที่หลักยึดรากเทียมเลย([58]) โดยปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อการกระจายแรงลงไปยังรากเทียม

ได้แก่ โครงสร้าง การออกแบบรากเทียม จำนวน ความยาว เส้นผ่านศูนย์กลาง ความหนาของผนังรากเทียมบริเวณรอยต่อระหว่างหลักยึดและรากเทียม มุมของรากเทียมที่ฝังไว้ ตำแหน่งของรากเทียมในขากรรไกร ชนิดและโครงสร้างของวัสดุบูรณะ วัสดุที่ใช้เป็นครอบฟัน ความแนบของวัสดุบูรณะบนรากเทียม ตำแหน่ง ทิศทางและขนาดแรงที่ลงไปยังด้านบดเคี้ยวของวัสดุบูรณะ ฟันคู่สบที่เป็นฟันเทียมหรือฟันธรรมชาติ ความปกติของขากรรไกรล่าง ความหนาแน่นของกระดูก อายุและเพศของผู้ป่วย ความหยาบของอาหาร([56])

จากผลการทดลอง รูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงานมีความสัมพันธ์กับค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่ต่างกันของส่วนประกอบต่างๆของรากเทียม ดังตารางที่ 1 ซึ่งประกอบไปด้วยรากเทียม หลักยึดรากเทียม และครอบฟัน ครอบฟันชนิด Celtra Duo มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่น้อยที่สุดในส่วนประกอบของครอบฟันรองรับรากเทียม จากชิ้นงาน Celtra7 และ Celtra8 จะเห็นว่าเกิดความล้มเหลวที่ครอบฟัน โดยที่ส่วนประกอบของรากเทียมไม่เกิดความเสียหายใดๆ ทั้งจากการดูด้วยภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคและภาพถ่ายกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ในขณะที่ Cercon HT ที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่มากกว่าส่วนของรากเทียมและหลักยึดรากเทียม จึงเห็นการเกิดความล้มเหลวที่หลักยึดรากเทียมและสกรูหลักยึดรากเทียมโดยส่วนของครอบฟันไม่เกิดความเสียหายใดๆ และจากการศึกษาที่สรุปว่าวัสดุที่มีความแข็งแรงที่มากกว่า แรงที่จะส่งผ่านไปยังรากเทียมได้มากกว่า([56]) จากกฎของฮุค (Hook law) กล่าวว่าถ้ามอดุลัสสภาพยืดหยุ่นของวัสดุยิ่งสูง วัสดุจะเปลี่ยนแปลงรูปร่างภายใต้แรงกดได้น้อยและยิ่งมีแนวโน้มว่าแรงจะถูกส่งผ่านวัสดุไปยังบริเวณรอบๆได้มากกว่า ซึ่งเซอร์โคเนียมีการส่งแรงไปยังกระดูกรอบๆรากเทียม ได้มากที่สุดเมื่อเทียบกับวัสดุบูรณะประเภทอื่น([24]) นอกจากนี้ยังมีการกล่าวถึงวัสดุบูรณะบนรากเทียมที่สามารถดูดซับแรงกระแทกได้ ทำให้แรงลงไปที่รากเทียมได้น้อยกว่า แต่วัสดุประเภทนี้จะมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่น้อย ส่งผลให้ไม่สามารถรองรับแรงบดเคี้ยวในฟันหลังได้ มีการศึกษาที่ได้เปรียบเทียบชนิดของครอบฟันหลายชนิด วัสดุบูรณะที่ดีควรกระจายแรงที่ลงไปทางหลักยึดรากเทียมและรากเทียมได้เท่าๆกัน ระบบของรากเทียมและวัสดุบูรณะต้องสามารถส่งแรงบดเคี้ยวไปยังกระดูกรอบๆรากเทียมได้ การดูดซับแรงกระแทกของวัสดุบูรณะครอบฟันจึงเป็นหัวข้อที่น่าสนใจ Skalak([59]) ได้แนะนำว่าการใช้ฟันเทียมที่ทำจากอะคลิริกเรซิน มีผลในการช่วยลดแรงกระแทกที่จะส่งไปยังรากเทียมได้ Branemark และคณะ([60])ก็ได้แนะนำให้ใช้อะคลิริกเรซินในรากเทียมรองรับฟันเทียมแบบถอดได้ (implant-retained prostheses) ความยืดหยุ่นของวัสดุนี้ได้รับการแนะนำเพื่อป้องกันแรงกระแทกด้านลบและการแตกหักด้านระดับจุลภาค (microfracture)ของส่วนเชื่อมต่อกระดูกและรากฟันเทียม(bone-

implant interface) วัสดุที่มีการดูดซับแรงกระแทกต่ำและมีความแข็งแรงสูง เช่น เซอร์โคเนีย อาจส่งผลให้เกิดการงอของส่วนประกอบของรากเทียมจนชิ้นงานเสียหาย แทนที่จะเกิดการเสียหายที่ครอบฟัน ซึ่งจัดว่าเป็นการเสียหายที่รุนแรง ไม่สามารถซ่อมแซมได้ จนอาจต้องรื้อรากเทียมออกทั้งหมด[3]

การประมวลภาพจากภาพถ่ายกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของค่าแรงโหลดสูงสุดที่ 907 นิวตัน บนชิ้นงาน Cercon HT ชิ้นที่ 7และ8 จำนวนรอบที่ล้มเหลวอยู่ที่ 69,365 และ 37,213 รอบ จุดเริ่มต้นของรูปแบบความล้มเหลวสามารถสังเกตได้ตั้งแต่กำลังขยาย 16 เท่า พื้นผิวที่แตกหักของชิ้นงาน Cercon กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 5,000 เท่า สามารถระบุพื้นผิวที่แตกหักได้แตกต่างกัน ภาพพื้นผิวที่แตกแบ่งได้เป็น 2 ส่วน คือเส้นขนานละเอียด (fine parallel) และช่องว่างระดับจุลภาค (microvoids) โดยเส้นขนานที่ละเอียดเป็นรูปแบบหลักที่สังเกตได้โดยกำลังขยายสูง จากภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของชิ้นงานรากเทียมที่ทดสอบความล้าในสภาวะเปียกกับสภาวะแห้งมีความแตกต่างกันโดยที่กำลังขยาย 2000 เท่า พื้นผิวแตกหักของชิ้นงานทดสอบแห้งมีลักษณะค่อนข้างเป็นระนาบในขณะที่ชิ้นงานที่ทดสอบในสภาวะเปียกจะมีพื้นผิวที่หยาบและขรุขระกว่า นอกจากนี้ยังพบว่ารูปแบบการแตกของชิ้นงาน มีด้วยกัน 3 ระยะ เมื่อส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยายสูง คือ ระยะที่1 พบรอยร้าวอยู่ข้างในและเกาะรวมกัน พื้นผิวที่แตกหักค่อนข้างเรียบและยังไม่เห็นเส้นขนานที่ละเอียด ระยะที่2 พบรอยร้าวจากความล้าเริ่มขยายตัว ทำให้เริ่มเห็นการแตกร้าว และเห็นเส้นขนานที่ละเอียด โดยแถบแต่ละเส้นเป็นผลมาจากรอบการโหลดหนึ่งรอบ ระยะที่3 เกิดความล้มเหลวที่รุนแรงหรือเป็นความล้มเหลวถาวร (catastrophic or ductile failure)([55]) แต่เนื่องจากในงานวิจัยนี้มีเพียงชิ้นงาน Cercon HT เท่านั้นที่หลักยึดหักจนเห็นพื้นผิวภายในรากเทียมที่สามารถดูรายละเอียดการขยายของรอยแตกจากความล้าได้ ขณะที่ชิ้นงานอื่นไม่มีรูปแบบการแตกของชิ้นงานที่สามารถส่องได้ จึงต้องใช้การดูด้วยภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคเพื่อยืนยันผลอีกรอบว่าไม่มีความเสียหายภายในส่วนประกอบต่างๆของรากเทียมจริงๆ

ในกลุ่มของ Celtra Duo ชิ้นงาน Celtra Duo ชิ้นที่ 7และ 8 ซึ่งครอบฟันมีการแตกเสียหายเมื่อส่องชิ้นงานทั้งหมดในขั้นแรงที่ยังไม่ล้มเหลวด้วยภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคพบว่ามีช่องว่างระหว่างหลักยึดรากเทียมและครอบฟัน โดยเมื่อวัดช่องว่างระหว่างผิวหลักยึดรากเทียมกับผิวด้านในของครอบฟันด้วยโปรแกรม InVeSalius3.1 โดยมีการเทียบโปรแกรมก่อนทำการวัดโดยเทียบกับท่อเหล็กที่ใช้ยึดรากเทียม พบว่าครอบฟันชนิด Celtra Duo ก่อน

ทดสอบที่ผนังด้านข้างและด้านบดเคี้ยว อยู่ที่ 335 ไมโครเมตร และ 731 ไมโครเมตร ตามลำดับ ในขณะที่Cercon แทบไม่พบช่องว่างของเรซินซีเมนต์เลย ซึ่งจากการทบทวนวรรณกรรม([11]) พบว่า ครอบฟันลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียควรมีช่องว่างระหว่างผิวด้านในครอบฟันและเนื้อฟัน และขอบครอบฟันที่ยอมรับได้คือน้อยกว่า 150 ไมโครเมตร การที่ครอบฟันชนิด Celtra Duo แตก มีได้หลายปัจจัย[(1)]วัสดุบูรณะจะต้องมีความแข็งแรงที่เพียงพอสำหรับรองรับแรงบดเคี้ยวซ้ำๆ ภายใต้การใช้งานในช่องปาก การที่ครอบฟันแตกเป็นอีกสาเหตุหนึ่งที่พบได้มากที่สุดในครอบที่ทำมาจากเซรามิก เนื่องจากการเคี้ยว ผลของแรงได้ส่งต่อไปยังกระดูกส่วนที่เชื่อมประสานกับรากเทียม รากเทียม และส่วนประกอบของเซรามิก แนวโน้มที่จะเกิดการแตกหักส่งผลต่อความสำเร็จโดยรวมและการจัดการในการใช้งานระยะยาว การแตกหักของวัสดุบูรณะเซรามิกควรได้รับการประเมินความเสี่ยงของความล้มเหลวเพื่อให้ได้รับข้อมูลเชิงลึก เนื่องจากวัสดุมีความเปราะ การทดสอบแบบพื้นฐานทั่วไปคือใช้แรงกดแบบคงที่ (static load) บนชิ้นงานที่มีรูปร่างเป็นแท่ง (standard bar) หรือเป็นรูปทรงกลมแบน (disk shaped) จนกระทั่งกลุ่มตัวอย่างเกิดความล้มเหลว อย่างไรก็ตามในทางคลินิก มีปัจจัยหลายประการที่ส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของครอบฟันเซรามิก รวมถึงช่องว่างสำหรับเรซินซีเมนต์ (cement gap) เทคนิคการติดยึด (adhesive technique) การปรับสภาพของพื้นผิว (surface treatment) ส่วนประกอบและความหนาของเซรามิก ซึ่งความหนามีบทบาทสำคัญในการต้านทานการแตกหักของครอบฟัน Tao Yuได้ศึกษาว่าความหนาของครอบฟันโมโนลิทธิกลิเธียมไดซิลิเกต (e.max) มีผลอย่างมากต่อการต้านทานการแตกหักในการรองรับฟันหลัง โดยความต้านทานการแตกหักจะเพิ่มขึ้น เมื่อความหนาเพิ่มขึ้น โดยความหนาที่แนะนำสำหรับครอบฟันหลังคือ 1-1.2 มิลลิเมตร([61]) ซึ่งงานวิจัยครั้งนี้มีความหนาครอบฟันที่จุดบางสุดคือ 1 มิลลิเมตร ซึ่งถือว่าเป็นความหนามาตรฐานที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำสำหรับขอบครอบฟันชนิดCeltra Duo ในการศึกษาของ Gomes และคณะ([33]) พบว่าผิวด้านในของลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียไม่แนบกับผิวหลักยึดรากเทียมบริเวณขอบครอบฟันมากกว่าลิเธียมไดซิลิเกต นอกจากนี้ปัจจัยเรื่องเครื่องกลึงยังมีความสำคัญที่ส่งผลต่ออายุการใช้งานของวัสดุบูรณะ บางการศึกษา([15])ยังพบว่าลิเธียมซิลิเกตที่เสริมด้วยเซอร์โคเนียยังได้ชื่อว่าเป็นวัสดุที่กลึงยากที่สุดในบรรดาเซรามิก วัสดุในกลุ่มของโมโนลิทธิกลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียพบครอบแตกได้ง่าย ด้วยเหตุผลที่ CeltraDuo เป็นวัสดุแบบ fully-crystallized ที่ถูกผลิตขึ้นมาเพื่อตอบสนองความต้องการของผู้ป่วยที่ต้องการใส่ครอบฟันที่สามารถทำเสร็จภายในครั้งเดียว เซรามิกชนิดนี้จึงสามารถกลึงในคลินิกข้างเก้าอี้แล้วขัดแต่งได้เลย โดยให้ความแข็งแรงดัดงอ (flexurall strength) ใกล้เคียงกับลิเธียมไดซิลิเกตที่ต้องมีการเผาหลังกลึง แต่สภาพ fully-

crystallized ของCeltraDuo ก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้กลึงได้ยากกว่าลิเธียมไดซิลิเกตที่มีสภาพ partially-crystallized ([62]) โดย Seen-Young Kang พบว่าถ้าเครื่องกลึงกลึงพื้นผิวด้านในได้ไม่ถูกต้อง จะทำให้วัสดุบูรณะมีอายุการใช้งานที่สั้นลง([63]) จากการศึกษานี้พบว่าข้อผิดพลาดที่พบได้ของการออกแบบและกลึงครอบเซรามิกข้างเก้าอี้ คือมีการไม่แนบที่ผิวด้านในครอบตรงแนวผนังด้านข้างของหลักยึด (axial area) และทางด้านบดเคี้ยว (occlusal area) ทั้งนี้เกิดจากการที่ผิวด้านนี้ถูกตัดออกมากเกินไประหว่างการกลึง (over-milling) ทั้งจากขนาดหัวกรอกากเพชร (diamond coat carbide)ส่วนปลายมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.2 มิลลิเมตร (12S step bur) ของเครื่องกลึง inLab MXCL เป็นเครื่องกลึง 4 แกน([64]) ส่งผลให้หัวกรอกากเพชรขนาดดังกล่าวไม่สามารถกลึงเข้ามุมให้พอดีกับรายละเอียดบริเวณเส้นมุมคมที่ผนังด้านข้างและด้านบดเคี้ยวของหลักยึดสำเร็จรูป ซึ่งเป็นผลมาจากรูปร่างผนังโดยรอบของหลักยึดสำเร็จรูปของรากเทียมหลายยี่ห้อ จะมีเส้นมุมที่คม (sharp line angle) ในขณะที่ Cercon HT ใช้เครื่องกลึง vhf Model S2 ซึ่งเป็นเครื่องกลึง 5 แกน และหัวกรอกากเพชรขนาดเล็กสุดคือ1.0 มิลลิเมตร จึงทำให้เกิดความแนบมากกว่า นอกจากนี้ซอฟต์แวร์ที่ออกแบบครอบฟันได้เผื่อช่องว่างไว้ไม่ให้ผิวด้านในของวัสดุกลุ่มกลาสเซรามิกสัมผัสกับบริเวณที่มีความคมจากเส้นมุมด้านข้างของหลักยึดที่ 261 ไมโครเมตร และที่ผนังด้านบดเคี้ยว 371 ไมโครเมตร ส่งผลให้ไม่สามารถกลึงให้พอดีกับรายละเอียดบริเวณเส้นมุมของหลักยึดสำเร็จรูปได้โดยเฉพาะบริเวณเส้นมุมด้านบดเคี้ยว ทำให้พบช่องว่างบริเวณผนังด้านข้างซึ่งเป็นที่อยู่ของเรซินซีเมนต์ของ Celtra Duoกว้างเพิ่มขึ้นจากค่าที่ตั้งไว้อีก 74-360 ไมโครเมตร สาเหตุที่ครอบฟันผลิตจากลิเธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียมีช่องว่างสำหรับเรซินซีเมนต์มากกว่าลิเธียมไดซิลิเกต เกิดจากการเพิ่มเซอร์โคเนียร้อยละ 10 ส่งผลให้กลึงได้ยากกว่า ([33]) ซึ่งการไม่แนบของผิวด้านในส่งผลให้เกิดความหนาของชั้นเรซินซีเมนต์บริเวณผนังด้านบดเคี้ยวและด้านข้างของหลักยึดที่มากกว่า 150 ไมโครเมตร ในชิ้นงานก่อนกด ในขณะที่กลุ่ม Cercon HTมีความหนาของเรซินซีเมนต์น้อยกว่า ชั้นเรซินซีเมนต์ที่หนากว่าพบว่าจะมีค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นของซีเมนต์ต่ำ จะส่งผลให้การยึดติดของวัสดุเซรามิกและหลักยึดล้มเหลว([65]) อย่างไรก็ดีงานวิจัยเกี่ยวกับอิทธิพลของความหนาของซีเมนต์ยึดครอบฟันโมโนลิทิกลิเธียมไดซิลิเกตในการต้านทานการแตกหักยังมีน้อย จากความไม่แนบของผนังด้านในในกลุ่ม CeltraDuo ที่ตรวจพบจากเครื่องถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาค ทางผู้วิจัยคาดว่าถ้ามีการเปลี่ยนรูปร่างหลักยึด โดยไม่มีเส้นมุมที่คมด้วยการออกแบบหลักยึดสำเร็จรูป (custom milling abutment) น่าจะทำให้ผนังด้านในของครอบ CeltraDuo แนบกับหลักยึดมากขึ้น ซึ่งอาจจะทำให้ขั้นแรงที่ชิ้นงานสามารถผ่านการทดสอบขีดจำกัดความล้าสูงขึ้นได้ ฉะนั้นการทำครอบฟันด้วยลิ

เธียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียเพื่อบูรณะบนรากเทียม น่าจะต้องออกแบบกลึงหลักยึดเฉพาะบุคคลโดยไม่มีเส้นมุมและจุดมุมที่แหลมคม

ชิ้นงาน Cercon HT ที่เกิดความล้มเหลวก่อนครบจำนวนรอบที่กำหนด มีการแตกหักของหลักยึดรากเทียมและสกรูหลักยึดรากเทียม เมื่อดูด้วยตาเปล่าและส่องด้วยภาพถ่ายรังสีคอมพิวเตดโทโมกราฟฟีระดับจุลภาคขณะที่ครอบฟันที่ผลิตจากโมโนลิทธิกเซอร์โคเนียยังไม่พบความเสียหายเลย จึงอาจเกิดเป็นคำถามที่ว่า วัสดุชนิดใดเหมาะสำหรับการใช้บูรณะด้วยรากเทียมในตำแหน่งฟันกรามหลัง ควรเป็นวัสดุที่สามารถรองรับแรงบดเคี้ยวในตำแหน่งฟันกรามหลังและไม่แข็งเกินไปหรือไม่ เพราะเมื่อเกิดแรงที่มากเกิน เช่น การนอนกัดฟัน การเคี้ยวอาหารข้างเดียว หรือมีระบบบดเคี้ยวที่ผิดปกติ วัสดุชนิดโมโนลิทธิกลิทเธียมซิลิเกตเสริมเซอร์โคเนีย Celtra Duo จะสามารถซ่อมแซมทำเฉพาะครอบฟันใหม่ได้ทันทีจากระบบการกลึงข้างเก้าอี้ โดยไม่ต้องรื้อส่วนหลักยึดของรากเทียมออก ซึ่งต่างจากในกลุ่มของ Cercon HT ที่ถึงแม้ว่าวัสดุทำครอบฟันจะมีความแข็งแรงมาก แต่รูปแบบความล้มเหลวที่พบคือการแตกหักของหลักยึดรากเทียมและสกรูของหลักยึด ซึ่งถือเป็นความเสียหายที่รุนแรงเหมือนกับการศึกษาของ Preis V และคณะ([3]) ต่างจากการศึกษาของ Kok ที่สรุปว่าครอบฟันโมลิทธิกเซรามิกน่าจะมีคุณสมบัติในการบูรณะบนรากเทียมในตำแหน่งฟันหลังได้ดีกว่าครอบฟันที่ทำมาจากวัสดุบูรณะประเภทเรซินคอมโพสิต([42]) การรื้อหลักยึดหรือสกรูหลักยึดเป็นขั้นตอนทางคลินิกที่ต้องใช้เวลา เครื่องมือ ค่าใช้จ่าย และประสบการณ์ของทันตแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ ซึ่งบางกรณีก็ไม่สามารถรื้อหลักยึดออกได้ จนอาจต้องถึงขั้นผ่าตัดรื้อรากเทียมออกจากกระดูกเบ้าฟัน วัสดุบูรณะทำครอบฟันบนรากเทียมที่มีมอดุลัสสภาพยืดหยุ่นน้อยกว่าจะลดการเคลื่อนที่ในระดับจุลภาค(micromovement) ที่ลงไปที่ส่วนเชื่อมต่อของรากทียมและหลักยึด ทำให้เกิดความล้มเหลวเชิงกลน้อยลง([24]) จากผลการทดสอบความล้าในการศึกษานี้ เมื่อพิจารณาจากค่าแรงที่ทำให้วัสดุแตกหัก พบว่าชิ้นงานกลุ่ม Celtra Duo มีขีดจำกัดความล้าเพียงพอที่จะรองรับแรงบดเคี้ยวที่ตำแหน่งฟันหน้าถึงฟันเขี้ยว ขณะที่ CerconHT มีขีดจำกัดความล้าในตำแหน่งฟันกรามหลังในผู้ป่วยที่มีระบบบดเคี้ยวปกติ([66]) มีงานวิจัยวัดแรงบดเคี้ยวในผู้ป่วยที่มีรูปหน้าหลายแบบ พบว่าในคนที่มีรูปหน้าเป็นสี่เหลี่ยมจัตุรัส (square face) พบว่าค่าแรงเฉลี่ยบดเคี้ยวสูงถึง 918 นิวตัน([67]) แต่เมื่อเทียบกับผลการทดสอบความล้าในครอบฟันกลุ่ม Cercon HTเมื่อรับแรงระดับร้อยละ60 ที่ค่าแรง 907 นิวตันก็ยังไม่แตก แต่เกิดความเสียหายที่หลักยึดรากเทียม และสกรูของหลักยึดแทนดังแสดงไว้ในตารางที่ 4 และ 8

งานวิจัยชิ้นนี้ได้ปฏิเสธสมมติฐานที่ว่า ชนิดของครอบฟันโมโนลิทธิกเซรามิกที่รองรับด้วยรากเทียมไม่มีผลต่อขีดจำกัดความล้า และรูปแบบความล้มเหลวของส่วนประกอบรากเทียม

ภายหลังทดสอบขีดจำกัดความล้ามีลักษณะไม่แตกต่างกัน กลไกความน่าเชื่อถือและการคงอยู่ของรากเทียมมีความสัมพันธ์อย่างมากกับระบบของรากเทียมอันได้แก่ ชนิดของครอบฟันที่บูรณะบนรากเทียมที่ต่างกัน ส่วนประกอบต่างๆที่เกี่ยวข้องกับรากเทียม กระดูกเบ้าฟัน ที่จะส่งผลลัพธ์ต่อการกระจายแรงลงไปที่ส่วนประกอบของรากเทียมที่ต่างกัน ทั้งสกรูของหลักยึดรากเทียม หลักยึดรากเทียม ส่วนเชื่อมต่อของหลักยึดและรากเทียม (implant-abutment connection) และตัวรากเทียมที่ฝังในกระดูก ซึ่งอาจเกี่ยวข้องกับงอ (bending) ของข้อต่อสกรู (screw joint) มากเกินไป หรือเกินขีดจำกัดคราก (yield strength) ของวัสดุ ทำให้เกิดความล้มเหลวที่ชิ้นตัวอย่างได้ อย่างไรก็ตามผลกระทบของการออกแบบตรงส่วนเชื่อมต่อ มีผลต่อขีดจำกัดความล้า ด้วยเหตุผลนี้ การศึกษาคุณสมบัติทางกลของระบบรากเทียมและส่วนบูรณะบนรากเทียมจึงเป็นสิ่งที่ผู้วิจัยให้ความสำคัญ

ตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) แนะนำให้ทำการทดสอบภายใต้สภาวะวิกฤติ(Worst-case scenario) โดยกำหนดให้ระดับบ่าของรากเทียมอยู่เหนือกว่าระดับกระดูก 3±0.5มิลลิเมตร ยึดอยู่ในเรซินที่มีค่ามอดุลัสของยัง (Young's modulus) มากกว่า 3 GPa โดยในการศึกษานี้ใช้เรซินยี่ห้อ Chockfast orange® ซึ่งมีค่ามอดุลัสของยัง 3.678 GPa และการทดสอบในสภาวะเปียก ความถี่ที่ใช้ไม่ควรเกิน 2 Hz โดยถ้าทดสอบที่ความถี่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 2 Hz. จำนวนรอบการทดสอบจะอยู่ที่ $2x10^6$ รอบ แต่ถ้าทดสอบที่ความถี่มากกว่า 2 Hz. จำนวนรอบที่ใช้ทดสอบจะอยู่ที่ $5x10^6$ รอบ การทดสอบที่ความถี่ต่ำต้องใช้เวลาการทดสอบที่นานและมีค่าใช้จ่ายที่เพิ่มมากขึ้น Yuanyuan Duan และคณะ([54])ได้ศึกษาเกี่ยวกับผลของความถี่และจำนวนรอบในการทดสอบความล้าในสภาวะของเหลว โดยทดสอบที่ความถี่ 2Hz และ 15Hz. พบว่า ความถี่ 15Hz. มีความเหมาะสมที่จะทดสอบความล้าของรากเทียมในสภาวะของเหลวได้ โดยการใช้ความถี่ที่เพิ่มขึ้นไม่ได้มีผลต่อจำนวนรอบที่ทำให้เกิดความล้มเหลว โดยทดสอบเป็นชุดของค่าแรงที่ 4 ระดับ แต่ละระดับใช้ชิ้นงาน 2 ชิ้นงาน โดยแต่ละชุดของค่าแรงที่กดขึ้นอยู่กับการกดแบบค่าแรงคงที่ที่ทดสอบไปก่อนหน้า งานวิจัยครั้งนี้ได้ทำตามมาตรฐานของ Marchetti และคณะ([51]) ได้ทำการปรับเพิ่มจาก ISO 14801 ที่มีประสิทธิภาพในการทดสอบการรับแรงเชิงกลของระบบรากเทียม โดยการวิจัยครั้งนี้ตั้งค่าให้เหมือนการทำงานในช่องปาก โดยปรับอุณหภูมิในการทดสอบที่ 37 องศาเซลเซียส และทดสอบในน้ำเกลือความเข้มข้นร้อยละ 0.9 การทดสอบใช้แรงกดแบบเป็นวงจร (cyclic loading) ที่จำลองการเคี้ยวได้เหมือนมนุษย์ ซึ่งมีเพียงไม่กี่งานศึกษาที่ได้ทดลองในสภาวะนี้ การพิจารณาเลือกรอบการกดเป็น $5X10^6$รอบ จาก ISO 14801 เนื่องจากการพบปัญหาทางชีวกล

ศาสตร์ในคลินิกภายหลังการใช้งานครอบฟันบนรากเทียมจะเกิดขึ้นในระยะเวลา 5 ปีขึ้นไป และมีการศึกษาให้แรงเป็นวงจรของรากเทียมหลายฉบับที่ใช้ 5,000,000 รอบ แทนระยะเวลาบดเคี้ยวในช่องปาก 5 ปี([50]) เพื่อเป็นหลักในการอ้างอิงในการหาขีดจำกัดความล้า

ด้วยข้อจำกัดของชิ้นงานที่มีจำนวนน้อยและระยะเวลาจำกัด ทำให้การพิจารณาใช้ค่าแรงในแต่ละระดับมีค่าห่างกัน ในอนาคตอาจแนะนำให้ใช้ค่าแรงที่เพิ่มขึ้นไม่เกินร้อยละ 5 ของค่าแรงก่อนหน้า เพื่อผลลัพธ์ที่แม่นยำมากขึ้น ซึ่งในกลุ่ม Cercon HT ที่มีความแข็งแรงมาก ยากต่อการที่ครอบจะแตก แนะนำให้ค่อยๆเพิ่มค่าแรงจาก 45 เพิ่มมาที่ 50 ก่อน ซึ่งความจริงแล้วครอบฟันจากกลุ่มCercon อาจจะเกิดความล้มเหลวที่ ขั้นแรงร้อยละ 46 หรือ 47 ก่อนที่จะเกิดความล้มเหลวที่ขั้นแรงที่ 60 ก็ได้ แต่เนื่องจากชิ้นงานมีจำนวนจำกัด รอลำดับในการทดสอบนาน และค่าใช้จ่ายในการทำชิ้นงานและการทดสอบมีราคาสูงมาก จึงจำเป็นต้องประมาณค่าแรงที่ชิ้นแรงจะเกิดความล้มเหลว โดยอ้างอิงมาจากการศึกษาต่างๆก่อนหน้านี้([51, 68])

จากผลการทดลอง สามารถนำไปประยุกต์ใช้ทางคลินิกได้ว่า ในการทดสอบ 5,000,000 รอบ วัสดุโมโนลิทธิกเซรามิกชนิด CeltraDuo รับแรงจากขีดจำกัดความล้าได้ 395 นิวตัน ส่วนโมโนลิทธิกเซรามิกชนิด CerconHT รับแรงจากขีดจำกัดความล้าได้ 680 นิวตัน ในการใช้งานครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม 1 ซี่เป็นเวลา 5 ปี โดยไม่พบความเสียหายทั้งในส่วนครอบฟันและรากเทียม แต่ถ้ากรณีผู้ป่วยมาแรงบดเคี้ยวที่มากเกินปกติ การทำครอบฟันบนรากเทียมด้วยโมโนลิทธิกเซรามิกชนิด CerconHT มีโอกาสทำให้เกิดความเสียหายที่สกรูและหลักยึดของรากเทียม

บรรณานุกรม

1. Dogan DO, Gorler O, Mutaf B, Ozcan M, Eyuboglu GB, Ulgey M. Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. J Prosthodont. 2017; 26(4): 309-14.

2. Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, et al. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. Braz Oral Res. 2018; 11(32): 1-8.

3. Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. Dent Mater. 2017; 33(4): 427-33.

4. Vág J, Nagy Z, Bocklet C, Kiss T, Nagy Á, Simon B, et al. Marginal and internal fit of full ceramic crowns milled using CADCAM systems on cadaver full arch scans. BMC Oral Health. 2020; 20(189): 1-12.

5. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc. 2006; 137: 22-31.

6. Özkurt-Kayahan Z. Monolithic zirconia: A review of the literature. Biomed Res. 2016; 27(4): 1427-36.

7. Peampring C, Sanohkan S. All-ceramic systems in Esthetic Dentistry: A review. M Dent J 2014; 34(1): 82-92.

8. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. Dent Mater. 2016; 32(7): 908-14.

9. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. J Prosthet Dent. 2018; 119(4): 593-9.

10. Yeğin E, Atala MH. Comparison of CAD/CAM manufactured implant-supported crowns with different analyses. Int J Implant Dent. 2020; 6(69).

11. Zarone F, Ruggiero G, Leone R, Breschi L, Leuci S, Sorrentino R. Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. J Dent. 2021; 109.

12. Majed Al-Akhali, Mohamed Sad Chaar, Adham Elsayed, Abdulaziz Samran, Kern M. Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. J Mech Behav Biomed Mater. 2017; 74 245–50.

13. von Maltzahn NF, El Meniawy OI, Breitenbuecher N, Kohorst P, Stiesch M, Eisenburger M. Fracture strength of ceramic posterior occlusal veneers for functional rehabilitation of an abrasive dentition. Int J Prosthodont. 2018; 31: 451–2.

14. El Ghoul W, Ozcan M, Silwadi M, Salameh Z. Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. J Esthet Restor Dent. 2019; 31: 378–87.

15. Chen XP, Xiang ZX, Song XF, Yin L. Machinability: Zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic versus lithium disilicate glass ceramic. J Mech Behav Biomed Mater. 2020; 101.

16. M. Al-Akhali, M.S. Chaar, A. Elsayed, A. Samran, Kern M. Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. J Mech Behav Biomed Mater. 2017; 74: 245–50.

17. Taskonak B, Borges GA, Jr. JJM, Anusavice KJ, Moorea BK, Yana J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. Dent Mater. 2008; 24(9): 1149-55.

18. Kanat B, Cömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Sen BH, Ozcan M, Güngör MA. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. J Prosthodont. 2014; 23(6): 445-55.

19. Kang S-H, Chang J, Son H-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. Restor Dent Endod. 2013; 38(3): 134-40.

20. Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. J Prosthodont. 2019; 28(1): 259-64.

21. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NRFA, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. Int J Prosthodont. 2010; 23(5): 434-42.

22. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012; 27(4): 894-904.

23. Shemtov-Yona K, Rittel D. Fatigue of Dental Implants: Facts and Fallacies. Dent J (Basel). 2016; 4(2): 1-11.

24. Maria Menini EC, Tiziano Tealdo, Marco Bevilacqua, Francesco Pera, Alessio Signori,Paolo Pera. Shock Absorption Capacity of Restorative Materials for Dental Implant Prostheses: An In Vitro Study. Int J Prosthodont. 2013; 26(6).

25. Linkevicius T, Vladimirovas E, Grybauskas S, Puisys A, Rutkunas V. Veneer fracture in implant-supported metal-ceramic restorations. Part I: Overall success rate and impact of occlusal guidance. Stomatologija. 2008; 10(4): 133-9.

26. Schulte W. Implants and the periodontium. Int Dent J. 1995; 45(1): 16-26.

27. Rao S, Chowdhary R. Comparison of Fracture Toughness of All-Ceramic and Metal–Ceramic Cement Retained Implant Crowns: An In Vitro Study. J Indian Prosthodont Soc. 2014; 14(4): 408-14.

28. Moscovitch M. Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. Int J Periodontics Restorative Dent. 2015; 35(3): 315-23.

29. Carames J, Suinaga LT, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. Int J Dent. 2015; 6(4): 1-7.

30. Joda T, Burki A, Bethge S, Bragger U, Zysset P. Stiffness, strength, and failure modes of implant-supported monolithic lithium disilicate crowns: influence of titanium and zirconia abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015; 30(6): 1272-9.

31. Tribst JPM, Piva AMD, Özcan M, Borges ALS, Bottino MA. Influence of Ceramic Materials on Biomechanical Behavior of Implant Supported Fixed Prosthesis with Hybrid Abutment. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2019; 27(2): 76-82.

32. Zimmermann M KC, Mehl A, Hickel R. Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: preliminary clinical results after 12 months. Quintessence

Int. 2017; 48: 19-25.

33. Gomes RS, Mathias C, Souza Cd, Bergamo ETP, Bordin D, Del Bel Cury AA. Misfit and fracture load of implant supported monolithic crowns in zirconia-reinforced lithium silicate. J Appl Oral Sci. 2017; 25(3): 282-9.

34. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. Clin Oral Invest. 2017; 21: 1213–9.

35. Bergamo ETP, Bordin D, Ramalho IS, Lopes ACO, Gomes RS, Kaizer M, et al. Zirconia-reinforced lithium silicate crowns: Effect of thickness on survival and failure mode. Dent Mater. 2019; 35(7): 1007-16.

36. Kim JH, Lee S-J, Park JS, Ryu JJ. Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic Crowns and Veneered Zirconia Crowns as a Posterior Implant Restoration. Implant Dent. 22(1): 66-70.

37. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. J Dent. 2004; 32(6): 451-7.

38. Shemtov-Yona K, Rittel D. An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. Biomed Res Int. 2015; 2: 1-11.

39. Wittneben J-G, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and Failure Rates with Implant-Supported Fixed Dental Prostheses and Single Crowns: A 10-Year Retrospective Study. Clin Implant Dent Relat Res. 2014; 16(3): 356-64.

40. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res. 2008; 19(2): 119-30.

41. Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Behr M, V P. In Vitro Shock Absorption Tests on Implant-Supported Crowns: Influence of Crown Materials and Luting Agents. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018; 33(1): 116-22.

42. Kok Pd, Kleverlaan CJ, Jager Nd, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. J Prosthet Dent. 2015; 114(1): 59-66.

43. Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants

and Prostheses. Adv Dent Res. 2016; 28(1): 18-27.

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

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

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

47. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study. Dent Mater. 1994; 10(3): 215-20.

48. U.R.Patil, P.N.Dhatrak, B.M.Shinde. Fatigue Life of Dental Implant- A Review. Journal of Mechanical & Civil Engineering. 2016: 1-5.

49. International Organization for Standardization (ISO). Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants; ISO 14801. 2016: 1-16.

50. García-González M, Blasón-González S, García-García I, Lamela-Rey MJ, Fernández-Canteli A, Álvarez-Arenal Á. Optimized Planning and Evaluation of Dental Implant Fatigue Testing: A Specific Software Application. Biology. 2020; 9: 372.

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

52. 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. 2019; 28(9): 973-81.

53. Kuijs RH, Fennisb WMM, Kreulenb C, Roetersa F, Verdonschotc N, Creugers N. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. J Dent. 2006; 34(1): 19-25.

54. Duan Y, Griggs JA. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetimeof a standard-diameter implant with an internalabutment connection. Dent Mater. 34(12): 1711-

66.

55. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. Dent Mater. 2009; 25: 1419–25.

56. Saime S¸ahin, Murat C. C¸ ehreli, Yalc¸ın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. J Dent. 2002; 30: 271–82.

57. Ramtin Sadid-Zadeh AK, Hyeongil Kim. Prosthetic Failure in Implant Dentistry. Dent Clin North Am. 2014; 59(1): 195-214.

58. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L. Effect of Dental Implant Diameter on Fatigue Performance. Part II: Failure Analysis. Clin Implant Dent Relat Res. 2012.

59. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983; 49(6): 843-8.

60. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 1977; 16: 1-132.

61. Yu T, Wang F, Liu Y, Wu T, Deng Z, Chen J. Fracture behaviors of monolithic lithium disilicate ceramic crowns with different thicknesses. The Royal Society of Chemistry. 2017; 7: 25542–8.

62. Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016; 31(2): 304-9.

63. Seen-Young Kang , Ji-Min Yu, Jun-Seok Lee, Park K-S, Lee S-Y. Evaluation of the Milling Accuracy of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Crowns Fabricated Using the Dental Medical Device System: A Three-Dimensional Analysis. Materials. 2020; 13: 1-11.

64. Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Digital evaluation of the fit of zirconia-reinforced lithium silicate crowns with a new three-dimensional approach. Quintessence Int. 2018; 49(1): 9-15.

65. Jager ND, Pallav P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. Dent Mater. 2004; 20(5): 457-62.

66. van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and

moment. Arch Oral Biol. 1991; 36(7): 535-9.

67. Bonakdarchian M, Askari N, Askari M. Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. Arch Oral Biol. 2009; 54: 201–4.

68. 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 Dent. 2014; 23(6): 665-71.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ณัฐรัตน์ นุชอุดม
วัน เดือน ปี เกิด	11 กันยายน 2533
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	ทันตแพทยศาสตร์บัณฑิต มหาวิทยาลัยขอนแก่น ปี 2558
ที่อยู่ปัจจุบัน	120/2114 ซอยอู่ทอง 37/3 ตำบลท้ายบ้านใหม่ อำเภอเมือง จังหวัดสมุทรปราการ 10280
ผลงานตีพิมพ์	-
รางวัลที่ได้รับ	-