

การทดสอบความล้าของครอบฟันลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียที่รองรับด้วย รากเทียม

FATIGUE TESTING OF IMPLANT SUPPORTED ZIRCONIA REINFORCED LITHIUM SILICATE CROWN

ณัฐรัตน์ นุชอุดม¹, ศรัณย์ กิระดิษฐ์², ภาวิณี ปฎิพัทธ์วุฒิกุล ดิดรอน¹, อุษณี เบิงไพบูลย์^{1*}
Nuttarut Noochudom¹, Sarun Keeratihattayakorn², Pavinee Padipatvuthikul Didron¹,
Usanee Puengpaiboon^{1*}

¹ภาควิชาทันตกรรมทั่วไป คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

¹Department of General Dentistry, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University.

²ศูนย์วิจัยวิศวกรรมชีวเวช คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

²Biomedical Engineering Research Center, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University.

*Corresponding author, e-mail: usaneep@g.swu.ac.th

Received: 11 May 2022.; **Revised:** 6 July 2022; **Accepted:** 11 July 2022

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาขีดจำกัดความล้าของครอบฟันชนิดลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียที่รองรับด้วยรากเทียม โดยทำครอบฟันโมโนลิทิกเซรามิกทั้งหมด 11 ชิ้น บนหลักยึดสำเร็จรูปของรากเทียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร นำมาทดสอบขีดจำกัดความล้าตามมาตรฐานการทดสอบ ISO 14801:2016 ด้วยเครื่องทดสอบความล้าในน้ำเกลือความเข้มข้นร้อยละ 0.9 อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่ความถี่ 15 Hz จำนวน 5 ล้านรอบ แบ่งชิ้นงาน 3 ชิ้น มาทดสอบแรงกดแบบคงที่ที่ทำให้เกิดความล้า เหลว ส่วนชิ้นงานอีก 8 ชิ้น นำมาทดสอบขีดจำกัดความล้า ให้แรงกดแบบเป็นวงจร (Cyclic Load) โดยใช้ระดับแรงร้อยละ 10 20 30 และ 40 ของค่าเฉลี่ยแรงกดแบบคงที่ที่ทำให้เกิดการแตกหัก โดยกดระดับแรงละ 2 ชิ้นงาน จนชิ้นงานเกิดความเสียหายหรือครบ 5,000,000 รอบ พบว่าค่าเฉลี่ยการรับแรงที่ทำให้เกิดความล้าอยู่ที่ $1,316.68 \pm 50.59$ นิวตัน ค่าขีดจำกัดความล้าเท่ากับ 395 นิวตัน ชิ้นงานที่ล้าเหลวเกิดการแตกที่ส่วนครอบฟัน โดยที่ส่วนประกอบของรากเทียมไม่เกิดความเสียหายใด ๆ จึงสรุปจากระดับแรงของการทดสอบความล้า พบว่าครอบฟันชนิดลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียที่รองรับด้วยรากเทียม มีขีดจำกัดความล้าเพียงพอที่จะรองรับแรงบดเคี้ยวตั้งแต่ตำแหน่งฟันหน้าถึงฟันเขี้ยวได้ถึง 5 ปี

คำสำคัญ: รากเทียม ครอบฟัน ความล้า ความล้าเหลวทางกล

Abstract

The purpose of this study was to evaluate fatigue limit of implant-supported zirconia reinforced lithium silicate (ZLS) crown. Eleven implant-supported ZLS crowns (Implant diameter 5 mm x 10 mm in length) were fabricated for fatigue limit test using a standard fatigue tester. Following ISO 14801: 2016, samples were tested at 37°C in 0.9% saline at 15 Hz until failure or reach 5×10^6 cycles. Three samples were subjected to static load for evaluation of single load to failure. Nominal peak levels at 10%, 20%, 30%, 40% of previously obtained static failure load were used for fatigue limit test. Two samples were tested at each load until catastrophic failure or the maximum of 5×10^6 cycles were reached. The mean failure load was $1,316.68 \pm 50.59$ N and the fatigue limit was 395 N. The fracture of failed samples was found only at the crowns, no failure was observed in implant components. In conclusion the fatigue limit value of implant-supported ZLS crowns obtained from this study show that ZLS can be used efficiently as restoration on dental implant from incisor to canine region for up to 5 years.

Keywords: Dental Implant, Crown, Fatigue, Mechanical Failure

บทนำ

ในช่วงหลายทศวรรษที่ผ่านมาการทำครอบฟันด้วยวัสดุที่ปราศจากโลหะได้รับความนิยมมากขึ้นเนื่องจากคุณสมบัติด้านความสวยงาม ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ ความเหมือนธรรมชาติ และความคงอยู่ของวัสดุบูรณะในระยะยาว [1] มีหลายการศึกษาที่คิดค้นเทคนิคต่าง ๆ เพื่อที่จะปรับปรุงคุณสมบัติของเซรามิก ทั้งการพัฒนารูปร่าง และการปรับปรุงลักษณะพื้นผิว เพื่อเพิ่มอัตราความสำเร็จทางคลินิก [2] ปัจจุบันห้องปฏิบัติการทางทันตกรรมมีการใช้เทคโนโลยีแคดแคมมาผลิตครอบฟันเซรามิกจำนวนมากขึ้น โดยเป็นการผสมผสานการออกแบบครอบฟันด้วยระบบคอมพิวเตอร์และการใช้เครื่องกลึงสร้างชิ้นงาน ซึ่งวิธีนี้ให้ผลลัพธ์ที่แตกต่างจากวิธีดั้งเดิม โดยมีข้อได้เปรียบในการลดขั้นตอนการผลิต ลดเวลาการทำงานและลดความผิดพลาดจากช่างทันตกรรม [3] นอกจากนี้บริษัทผู้ผลิตเทคโนโลยีดังกล่าวพยายามพัฒนาทั้งกระบวนการ อุปกรณ์และวัสดุเซรามิกเพื่อลดเวลาในการขึ้นรูปชิ้นงาน ด้วยระบบแคดแคมที่สามารถผลิตข้างแก้อ้าทำฟันได้ทันที โดยการใช้เครื่องสแกนภาพในช่องปาก เครื่องกลึงและเตาเผา ที่สามารถสร้างชิ้นงานได้ภายในวันเดียวกับที่ผู้ป่วยมารอเตรียมฟัน แนวคิดนี้เรียกว่า การกลึงครอบข้างแก้อ้า (chairside) [4] ผู้ป่วยส่วนใหญ่พึงพอใจกับระบบนี้เนื่องจากสามารถทำนัดแบบครั้งเดียวได้ ไม่ต้องใส่ครอบชั่วคราว มีความแม่นยำและมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน [5] มีการพัฒนาวัสดุชนิดใหม่ ที่เป็นการเติมผงเซอร์โคเนียลงไปใวัสดุประเภทลิเทียมซิลิเกต ประมาณร้อยละ 10 โดยปริมาตร เรียกว่าวัสดุลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย (zirconia-reinforced lithium silicate, ZLS) ซึ่งทำให้โครงสร้างเซรามิกชนิดนี้แข็งแรงขึ้น แสดงให้เห็นถึงคุณสมบัติเชิงกลและความสวยงามที่เพิ่มขึ้นของวัสดุเชิงบวกของเซอร์โคเนียและเซรามิกแก้ว [6] มีรายงานว่าลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียเป็นวัสดุที่เข้ากันได้ทางชีวภาพ มีความต้านทานการแตกหัก ซึ่งสามารถทนต่อแรงบดเคี้ยวได้ โดยมีความแข็งแรงหลังการกลึงและขัดแต่งที่ 210 MPa ขณะที่การเผาชิ้นงานหลังจากกลึงเพิ่มเพียง 15 นาทีเสร็จ สามารถเพิ่มความแข็งแรงเป็น 420 MPa และลดการเกิดความล้มเหลวเนื่องจากความล้าด้วยคุณสมบัติการหดตัวเชิงปริมาตรของวัสดุ ในปัจจุบันถือว่าลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียเป็นวัสดุอีกทางเลือกหนึ่งของเซรามิกที่นำมาใช้ในการบูรณะครอบฟันเดี่ยว [7] เนื่องจากลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียมีค่าความโปร่งแสงและค่าความต้านแรงดัดงอแบบสองแกนที่สูง ได้รับการทดสอบสำหรับการ

บูรณะเป็นครอบฟันทั้งซี่หรือเป็นชิ้นงานบูรณะแบบบางส่วน (single partial and full restoration) ทั้งที่รองรับฟันธรรมชาติและรากฟันเทียมทั้งบริเวณฟันหน้าและฟันหลัง รวมทั้งการบูรณะแบบฉาบด้วยพอร์ซเลนทางด้านบดเคี้ยว (occlusal veneers) [8] นอกจากนี้ยังได้มีการทดสอบสำหรับครอบฟันรักษาราก แต่ผลลัพธ์ยังไม่เป็นที่น่าพอใจ [9] ลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียได้ถูกแนะนำให้เป็วัสดุที่มีความสวยงามโดยคุณสมบัติเป็นแก้วเซรามิกโปร่งแสงที่มีผลึกซิลิเกตอยู่ข้างในแมทริกซ์และเพิ่มความแข็งแรงโดยมีคุณสมบัติเชิงกลที่มากขึ้น ในปีที่ผ่านมา มีงานวิจัยหลายชิ้นที่พิสูจน์ว่าการบูรณะด้วยลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียมีค่าความต้านทานการแตกหักมากกว่าค่าแรงบดเคี้ยวทางสรีรวิทยา [10] โดยพบการศึกษาทางคลินิกเป็นเวลา 12 เดือนสรุปว่าการบูรณะฟันกรามน้อยและฟันกรามใหญ่ด้วยลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย มีอัตราความสำเร็จสูง คือร้อยละ 96.7 [11] ขณะที่การจำลองทดสอบอายุความล้าของครอบฟันบนหลักยึดยึดกับด้วยแคดแคมเซรามิกในตำแหน่งกรามล่าง ซี่ที่หนึ่งด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ พบว่าอายุความล้าของลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียมีค่า 10 ปีในค่าแรงประมาณ 250-400 นิวตัน ซึ่งต่ำกว่าลิเทียมไดซิลิเกตและเซอร์โคเนียอย่างชัดเจน [12] ส่วนงานวิจัยเกี่ยวกับการใช้ลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียในการบูรณะบนรากเทียมของฟันกรามหลัง โดยพบว่ามีความแข็งแรงที่ทำให้ครอบฟันกรามลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียเกิดการแตกหักนั้น ไม่แตกต่างกันทั้งในการบูรณะบนฟันธรรมชาติและรากเทียม [3]

ความล้มเหลวทางกล (mechanical failures) หมายถึงความเสียหายที่เกิดขึ้นทั้งรากเทียม ส่วนประกอบต่าง ๆ ของรากเทียม รวมถึงโครงสร้างที่อยู่เหนือรากเทียม เช่น การแตกของรากเทียม (implant fracture) การแตกของหลักยึด (abutment fracture) การแตกของสกรูหลักยึด (retaining screw fracture) การแตกของครอบฟันเซรามิก (crown fracture) โดยสภาวะในช่องปากมีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา ทั้งองค์ประกอบทางเคมีและความถี่ในการรับแรง งานวิจัยจึงจำเป็นต้องจำลองสภาวะที่เสี่ยงต่อความล้มเหลวของรากเทียมให้ใกล้เคียงกับในช่องปากมากที่สุด จากสารานุกรมบริตานิกา (Encyclopedia Britannica) ความล้า คือสภาพที่อ่อนแอของโลหะซึ่งอาจเป็นชิ้นส่วนของเครื่องยนต์ พาหนะ หรือโครงสร้างต่าง ๆ ที่เกิดจากการรับแรงหรือความเค้นซ้ำ ๆ จนทำให้เกิดความแตกหักภายใต้สภาวะที่วัตถุอ่อนแอกว่าที่จะเกิดจากการแตกในขณะที่รับแรงเพียงครั้งเดียว [13] โดยการทดสอบความล้าเป็นการทดสอบทางห้องปฏิบัติการวิธีหนึ่งที่ใช้ประเมินความน่าเชื่อถือทางคลินิกของรากเทียม มีข้อดีคือเป็นการจำลองการได้รับแรงเสมือนการบดเคี้ยวในช่องปาก จนแสดงผลให้เห็นในลักษณะรอยร้าวหรือแตกหักของวัสดุ

งานวิจัยครอบฟันกรามหลังที่รองรับด้วยรากเทียมยังพบไม่มากนัก เช่น การทดสอบการดูดกลืนแรงกระแทก (shock absorption) ด้วยวัสดุประเภทแคดแคมเซรามิก โพลีเมอร์ เรซินคอมโพสิต และไทเทเนียมพบว่าในกลุ่มที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่สูง จะมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (deformation) น้อยกว่า ซึ่งอาจเป็นสาเหตุให้วัสดุกลุ่มโมโนลิทริกมีการแตกหักน้อยเมื่อใช้ในทางคลินิก แต่ทำให้ค่าแรงสูงสุดกระจายไปยังรอบ ๆ รากเทียมได้เร็วกว่าและมากกว่ากลุ่มที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่ต่ำกว่า [14] นอกจากนี้มีการเปรียบเทียบค่าแรงที่ทำให้เกิดความล้มเหลวโดยเทียบค่าแรงที่ได้กับแรงกัดในฟันธรรมชาติ พบว่าลิเทียมไดซิลิเกตมีความแข็งแรงเพียงพอที่ใช้เป็นครอบฟันรองรับรากฟันเทียมในตำแหน่งฟันหลัง โดยค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักอยู่ที่ 3852.1 นิวตัน [15] ซึ่งถือว่าเพียงพอเมื่อเปรียบเทียบกับค่าแรงกัดในฟันธรรมชาติที่สูงสุดอยู่ที่ 1221 นิวตัน [16] แต่ยังไม่พบการทดสอบขีดจำกัดความล้าของสถานการณ์ดังกล่าว ที่คาดว่าจะเป็ตัวแทนการใช้งานครอบฟันกลุ่มกลาสเซรามิกบนรากเทียมบริเวณฟันกรามหลังได้เหมาะสมกว่าการให้แรงที่ทำให้เกิดความล้มเหลวครั้งเดียว (single load to failure, SLF).

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาขีดจำกัดความล้าของครอบฟันลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียที่รองรับด้วยรากเทียม

วิธีดำเนินการวิจัย

การเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง

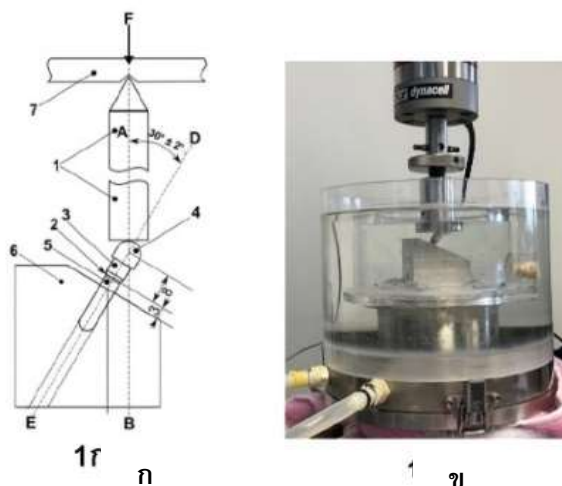
งานวิจัยนี้ใช้รากเทียมจำลอง (implant dummy) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร (รุ่น IS3 บริษัท Neobiotech ประเทศเกาหลี Lot F010117101264) และหลักยึดสำเร็จรูป (stock abutment) เส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร สูง 5.5 มิลลิเมตร ขอบเหงือกหนา 1 มิลลิเมตร (Cemented abutment, Lot P020118030528) จำนวน 11 ชุด โดยออกแบบวงแหวนที่ใช้ในการจับยึดและสร้างอุปกรณ์นำแนวในการหล่อรากเทียมในเรซิน (Chockfast orange®, Shannon, Ireland; Lot 902) โดยเรซินมีค่ามอดุลัสของยัง (Young's modulus) มากกว่า 3 GPa ตามข้อกำหนดจาก ISO 14801:2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) หล่อรากเทียมให้ตั้งฉากกับแนวราบ โดยให้ปากของรากเทียมต่ำกว่าขอบเรซิน 3 มิลลิเมตร เพื่อจำลองการละลายตัวของสันกระดูกครอบรากเทียม หลังจากเรซินก่อตัวเต็มที่เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ต่อหลักยึดสำเร็จรูปบนรากเทียมโดยขันยึดหลักยึดกับรากเทียม 30 นิวตัน 2 รอบตามบริษัทผู้ผลิตกำหนด ปิดทางออกรูสกรูดั้ววัสดุอุดฟันชั่วคราว (Cavition® บริษัท GC ประเทศญี่ปุ่น Lot 2003181) จากนั้นออกแบบครอบฟันแบบโมโนลิทิกเซรามิกบนหลักยึดเป็นรูปครึ่งทรงกลม (hemisphere) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร สูง 8 มิลลิเมตร ความหนาของขอบครอบฟันจุดบางสุดคือ 1 มิลลิเมตร ตามที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ โดยคำนวณขนาดเพื่อให้แรงลงตามข้อกำหนดจาก ISO 14801:2016 ด้วยโปรแกรมออกแบบครอบฟัน Dental System (บริษัท 3shape ประเทศเดนมาร์ก) จากนั้นกลึงครอบฟันตามที่ออกแบบโดยใช้ก้อนเซรามิกชนิด ลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียยี่ห้อ CeltraDuo® (บริษัท Dentsply Sirona ประเทศสหรัฐอเมริกา Lot 16000111, 16002156, 16008175) ด้วยเครื่องกลึงแบบ 4 แกน ยี่ห้อ inLab MC XL (บริษัท Sirona dental systems GmbH ประเทศเยอรมันนี) แล้วนำครอบฟันมาเคลือบด้วย Vita Vacumat® 6000M (บริษัท VITA Zahnfabrik ประเทศเยอรมันนี) จนถึงอุณหภูมิ 820 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 15.20 นาที แล้วนำครอบฟันมาลองบนหลักยึดจนขอบครอบฟันแนบสนิทกับเส้นสิ้นสุด (finish line) ของหลักยึด

การยึดครอบฟันด้วยซีเมนต์ทางทันตกรรม

เป่าผิวหลักยึดด้วยผงอลูมินาขนาด 50 ไมครอนและทาสารยึดติดยี่ห้อ Optibond Universal adhesive (บริษัท Kerr ประเทศสหรัฐอเมริกา Lot 777375) ขณะที่ผิวด้านในของครอบฟันใช้กรดไฮโดรฟลูออริกยี่ห้อ Pulpdent ความเข้มข้นร้อยละ 9.5 (ประเทศสหรัฐอเมริกา Lot 190429) กัดผิวเป็นเวลา 20 วินาที จากนั้นทาสารคู่ควบไซเลน (Silane coupling agent) ยี่ห้อ Kerr (บริษัท Kerr ประเทศสหรัฐอเมริกา Lot 7508809) เป็นเวลา 3 นาที แล้วยึดครอบฟันบนหลักยึดด้วยเรซินซีเมนต์ยี่ห้อ NX3 luting cement (บริษัท Kerr ประเทศสหรัฐอเมริกา Lot 7778476) กดชิ้นงานลงบนหลักยึดให้สนิท กำจัดส่วนเกินของซีเมนต์ จากนั้นนำชิ้นงานไปให้แรงกดที่ 100 นิวตัน ด้วยเครื่องทดสอบเอนกประสงค์ชนิดตั้งโต๊ะ (Compact Table-Top universal/tensile tester, EZ-test, Shimadzu; Japan) เป็นระยะเวลา 5 นาที เพื่อให้การยึดครอบฟันด้วยซีเมนต์เสร็จสมบูรณ์ แล้วฉายแสงโดยรอบขอบครอบฟันเป็นเวลา 20 วินาที

การทดสอบความล้า

นำชิ้นงานตัวอย่างทั้ง 11 ชิ้นมาทดสอบขีดจำกัดความล้าตามมาตรฐานการทดสอบ ISO 14801:2016 ด้วยเครื่องทดสอบความล้าไฮดรอลิก Instron รุ่น E1000 จากประเทศอังกฤษ ทดสอบความล้าที่สภาวะเปียก อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในน้ำเกลือความเข้มข้นร้อยละ 0.9 ใช้หัวกดทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 20 มิลลิเมตร โดยชิ้นงานจะถูกยึดทำมุม 30 ± 2 องศา กับแนวการลงแรงบนแท่นยึดชิ้นงาน ดังภาพที่ 1



ภาพที่ 1 ก การวางระบบทดสอบในหลักยึดรากเทียมแบบไม่มีมุมตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016

ข การวางชิ้นงานตัวอย่างในอ่างน้ำเกลือขณะทดสอบความล้าตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016

ที่มา: International Organization for Standardization (ISO). Dentistry-Implants Dynamic loading test for endosseous dental implants. 2016.

แบ่งชิ้นงานที่เตรียมไว้ 3 ชิ้น เริ่มจากการกดแบบแรงคงที่ (static load) เพื่อหาค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ทำให้กลุ่มตัวอย่างเกิดความล้า (SLF) จากนั้นทดสอบขีดจำกัดความล้าด้วยชิ้นงานอีก 8 ชิ้นที่เหลือ การทดสอบควบคุมด้วยโปรแกรม BlueHill version 2.0 (บริษัท Instron Corporation ประเทศสหรัฐอเมริกา) โดยกดแบบเป็นวงจร (cyclic load) กลุ่มละ 2 ชิ้น ด้วยความถี่ 15 Hz ที่สภาวะเปียก โดยปรับค่าระดับแรงกดเป็นแบบไซน์ โคไซน์รูปไซน์ (sinusoidal loading) เริ่มกดที่ค่าแรงเฉลี่ยต่ำสุด (minimum loading) ที่ร้อยละ 10 ของค่าแรงสูงสุด (maximum loading) โดยกดที่ระดับค่าแรงร้อยละ 10 20 30 และ 40 จนครบ 4 ระดับตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016 ทำซ้ำขั้นตอนเดิมจนครบค่าแรงละ 2 ชิ้นงาน โปรแกรมกำหนดให้การผิดตำแหน่ง (displacement) ของชิ้นงานไปจากระยะเริ่มต้น 4 มิลลิเมตรจะให้เครื่องทดสอบหยุดทำงานและถือว่าเกิดความเสียหายโดยถาวร และให้สิ้นสุดการทดสอบในชิ้นงานนั้นหรือจนกว่าจะครบ 5,000,000 รอบ วิเคราะห์การทดสอบขีดจำกัดความล้า แสดงผลการทดสอบเป็นจำนวนรอบของความล้า (แกน X) และค่าแรงที่เพิ่มขึ้นเป็นระดับ (แกน Y) โดย nf คือ จำนวนรอบสูงสุดที่ชิ้นงานสามารถทนได้โดยไม่เกิดการแตกหัก สำหรับการทดสอบนี้ คือ 5×10^6 รอบ L_f แสดงค่าแรงสูงสุดที่ชิ้นงานไม่แตกหักเมื่อครบจำนวนรอบตามที่กำหนด ชิ้นงานที่แตกแทนด้วยจุดสีแดง และชิ้นงานที่รอดแทนด้วยจุดสีฟ้า กำหนดรูปแบบความล้าของชิ้นงานได้แก่ การแตกหักของครอบฟัน การแตกหักของสกรูหลักยึด การแตกหักของหลักยึด การแตกหักของรากเทียม

ผลการวิจัย

1. ผลการทดสอบจากค่าแรงแตกหักสูงสุดและค่าขีดจำกัดความล้า (Maximum Breaking Load and Fatigue Limit)

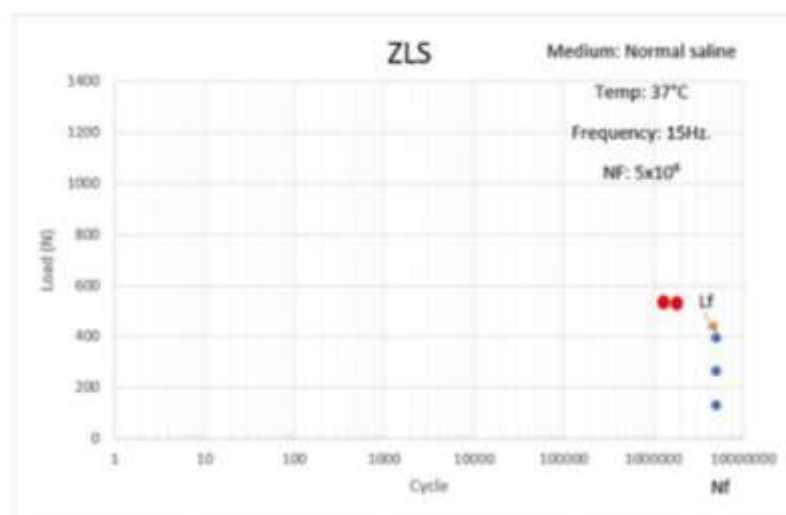
ชิ้นงานครอบฟัน ZLS ที่รองรับด้วยรากเทียมภายใต้การให้แรงจนเกิดความล้าเพียงครั้งเดียว (SLF) มีค่าเฉลี่ยการรับแรงสูงสุดอยู่ที่ $1,316.68 \pm 50.59$ นิวตัน ดังตารางที่ 1 ผลการทดสอบขีดจำกัดความล้าแสดงดังตารางที่ 2 โดยแสดงความสัมพันธ์เป็นเส้นโค้งค่า S-N curve แสดงจำนวนรอบของความล้า (แกน X) และค่าแรงที่เพิ่มขึ้นเป็นระดับ (แกน Y) แสดงดังภาพที่ 2 ค่า N_f ของ ZLS คือ 5×10^6 รอบ ค่า L_f ของ ZLS อยู่ที่ร้อยละ 30 ของค่าแรงแตกหักสูงสุด คือ 395 นิวตัน ดังนั้นขีดจำกัดความล้า (Fatigue Limit) ของ ZLS คือ 395 นิวตัน

ตารางที่ 1 แสดงค่าแรงแตกหักสูงสุด (maximum breaking loads) ภายใต้การให้แรงจนเกิดความล้าเพียงครั้งเดียว (SLF)

ชิ้นงานที่	ค่าแรงแตกหักสูงสุด (นิวตัน)
1	1,258.47
2	1,350.06
3	1,341.51
ค่าเฉลี่ยของแรงที่เกิดการแตกหัก (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)	1,316.68(50.59)

ตารางที่ 2 แสดงการทดสอบขีดจำกัดความล้า (Fatigue limit)

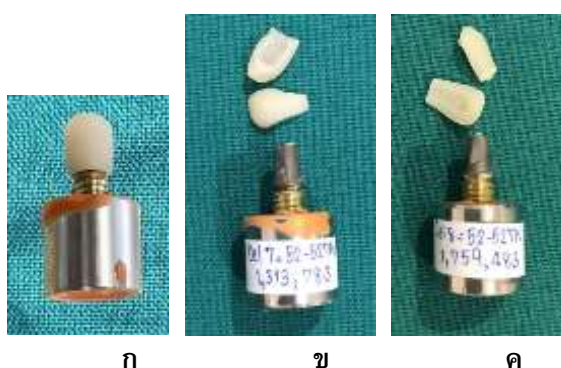
ชิ้นงานที่	ลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนีย			ค่าเฉลี่ย
	การให้แรงแบบเป็นวงจร	จำนวนรอบ	ค่าเฉลี่ย	
	ร้อยละของแรงกด	ค่าแรงกด (นิวตัน)		
1	10	13-131	5000000	5000000
2	10	13-131		
3	20	26-264	5000000	5000000
4	20	26-264		
5	30	39-395	5000000	5000000
6	30	39-395		
7	40	52-527	1313783	1,536,633
8	40	52-527	1759483	



ภาพที่ 2 กราฟแสดง S-N curves แสดงผลการทดสอบความล้า โดยแกน X แสดงจำนวนรอบของความล้า และแกน Y แทนค่าแรงที่เพิ่มขึ้นเป็นระดับ Nf คือจำนวนรอบสูงสุดที่ชิ้นงานสามารถทนได้โดยไม่เกิดการแตกหัก Lf แสดงค่าแรงสูงสุดที่ชิ้นงานไม่แตกหักเมื่อครบจำนวนรอบตามที่กำหนด ชิ้นงานที่แตกแทนด้วยจุดสีแดง และชิ้นงานที่รอดแทนด้วยจุดสีฟ้า

2. รูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงาน (Failure Mode)

ชิ้นงาน 3 ชิ้นในเบื้องต้นหลังจากให้แรงจนเกิดความล้มเหลวครั้งเดียว (SLF) พบว่าครอบฟันแตกทุกชิ้น โดยไม่พบความเสียหายที่ส่วนประกอบใด ๆ ของรากเทียม ขณะที่ชิ้นงานอีก 8 ชิ้นหลังจากให้แรงกดแบบวงจร พบว่าชิ้นงาน ZLS ชั้นที่ 1 ถึงชั้นที่ 6 ไม่พบความเสียหายที่ครอบฟันเลย มีเพียง ZLS ชั้นที่ 7 และ ZLS ชั้นที่ 8 เมื่อให้ค่าแรงที่ร้อยละ 40 ของค่าแรงแตกหักสูงสุด เกิดการแตกที่ครอบฟันโดยที่ไม่เกิดความล้มเหลวที่ส่วนประกอบใด ๆ ของรากเทียมแสดงดังภาพที่ 3ข และ 3ค



ก คือ ชิ้นงานก่อนการทดสอบ, ข คือ CeltraDuo ชั้นที่ 7 หลังการทดสอบ, ค คือ CeltraDuo ชั้นที่ 8 หลังการทดสอบ

ภาพที่ 3 แสดงชิ้นงานก่อนการทดสอบและหลังการทดสอบความล้า

ตารางที่ 3 แสดงรูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงาน

ตำแหน่งที่แตก	ลักษณะความล้มเหลว	
	แรงกดคงที่	แรงกดเป็นวงจร
ครอบ	3	2
หลักยึดและสกรูหลักยึด	-	-
รากเทียม	-	-
ไม่มีตำแหน่งที่เกิดการแตกหัก	-	6

สรุปและอภิปรายผล

งานวิจัยนี้พบว่า ชิดจำกัดความล้มเหลวของครอบฟันลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียที่รองรับด้วยรากเทียม มีค่า 395 นิวตัน โดยที่ยังไม่เคยมีงานวิจัยอื่นที่ทดสอบความล้มเหลวของครอบฟันบนรากเทียมที่ผลิตจากวัสดุชนิดเดียวกันนี้มาก่อน ความล้มเหลวของรากเทียมที่เกิดขึ้นภายหลังใส่ฟันเทียมแล้ว (Late implant failures) มีความสัมพันธ์เป็นอันดับแรกกับภาวะแทรกซ้อนทางชีวกลศาสตร์ (Biomechanical Complications) แรงจากการบิดเคี้ยวจะถูกส่งต่อไปยังส่วนเชื่อมประสานระหว่างกระดูกกับรากเทียมโดยผ่านทางวัสดุทำครอบฟัน มีงานวิจัยจำนวนมากที่ตีพิมพ์เกี่ยวกับรายงานความล้มเหลวทางเทคนิคและกลไกทางกลของครอบฟันเดี่ยวบนรากเทียม (Single-Implant Restoration) ได้แก่ การหลวมของหลักยึดหรือสกรู ซึ่งพบมากเป็นอันดับหนึ่งโดยเกิดจากการออกแบบส่วนเชื่อมต่อโยงระหว่างรากเทียมและหลักยึด (Implant-Abutment Connection) ที่ส่งผลอย่างมากต่อการเกิดการหลวมของหลักยึดหรือสกรู ตามมาด้วยการแตกของครอบฟันหรือพอร์ซเลนชั้นฉาบผิวครอบฟัน (Veneering Porcelain) นอกจากนี้ยังพบ การแตกของหลักยึดรากเทียมหรือปารากเทียมส่วนต้น (Prosthetic Platform of Implant) การแตกของสกรูหลักยึดรากเทียม การเสื่อมสภาพของซีเมนต์ยึดครอบฟัน (Decementation) [17] จากการวิจัยครั้งนี้รูปแบบความล้มเหลวที่พบได้แก่ การแตกของครอบฟัน โดยรูปแบบความล้มเหลวของชิ้นงานมีความสัมพันธ์กับค่ามอดุลัสของสภาพยึดหยุ่นที่ต่างกันของส่วนประกอบต่าง ๆ ของรากเทียม ครอบฟันชนิด ZLS มีค่ามอดุลัสของสภาพยึดหยุ่นที่น้อยที่สุดในส่วนประกอบของครอบฟันรองรับรากเทียม จากชิ้นงาน ZLS ชั้นที่ 7 และ ชั้นที่ 8 จะเห็นว่าเกิดความล้มเหลวที่ครอบฟัน โดยที่ส่วนประกอบของรากเทียมไม่เกิดความเสียหายใด ๆ

การที่ครอบฟันชนิด ZLS แตกในระดับค่าแรงเพียงร้อยละ 40 มีได้หลายปัจจัย [2] ทั้งนี้วัสดุบูรณะจะต้องมีความแข็งแรงที่เพียงพอสำหรับรองรับแรงบดเคี้ยวซ้ำ ๆ ภายใต้การใช้งานในช่องปาก การที่ครอบฟันเซรามิกแตกจากแรงบดเคี้ยวเป็นสาเหตุหนึ่งที่พบได้มากที่สุด ผลของแรงได้ส่งต่อไปยังกระดูกส่วนที่เชื่อมประสานกับรากเทียม ตัวรากเทียม และส่วนประกอบของเซรามิก แนวโน้มที่จะเกิดการแตกหักส่งผลต่ออัตราความสำเร็จโดยรวมและการคงสภาพในการใช้งานระยะยาว ในทางคลินิกมีปัจจัยหลายประการที่ส่งผลต่อความต้านทานการแตกหักของครอบฟันเซรามิก รวมถึงช่องว่างสำหรับเรซินซีเมนต์ (Cement Gap) เทคนิคการติดยึด (Adhesive Technique) การปรับสภาพของพื้นผิวเซรามิก (Surface Treatment) ส่วนประกอบ และความหนาของเซรามิก ซึ่งความหนา มีบทบาทสำคัญในการต้านทานการแตกหักของครอบฟัน Tao Yu ได้ศึกษาว่าความหนาของครอบฟันโมโนลิทิกลิเทียมไดซิลิเกตมีผลอย่างมากต่อการต้านทานการแตกหักในการรองรับฟันหลัง โดยความต้านทาน

การแตกหักจะเพิ่มขึ้น เมื่อความหนาเพิ่มขึ้น โดยความหนาที่แนะนำสำหรับครอบฟันหลังคือ 1-1.2 มิลลิเมตร [18] ซึ่งงานวิจัยครั้งนี้มีความหนาของขอบครอบฟัน ZLS ที่จุดบางสุดคือ 1 มิลลิเมตร ซึ่งถือว่าเป็นความหนามาตรฐานที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำสำหรับบริเวณขอบครอบฟัน ขณะที่ปัจจัยจากช่องว่างสำหรับเรซินซีเมนต์ได้สืบค้นจากการศึกษาของ Gomes และคณะ [19] พบว่าผิวด้านในของลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียไม่แนบกับผิวหลักยึดรากเทียมที่ตำแหน่งขอบครอบฟันมากกว่าลิเทียมไดซิลิเกต นอกจากนี้ปัจจัยเรื่องเครื่องกลึงยังมีความสำคัญที่ส่งผลต่ออายุการใช้งานของวัสดุบูรณะ ลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียที่ใช้ในการศึกษานี้คือ Celtra® Duo ซึ่งเป็นวัสดุแบบ fully-crystallized ที่ถูกผลิตขึ้นมาเพื่อตอบสนองความต้องการของผู้ป่วยที่ต้องการใส่ครอบฟันที่สามารถทำเสร็จภายในครั้งเดียว เซรามิกชนิดนี้จึงสามารถกลึงในคลินิกข้างแก้อแล้วขัดแต่งได้เลย โดยให้ความแข็งแรงดัดงอ (flexural strength) ใกล้เคียงกับลิเทียมไดซิลิเกตที่ต้องมีการเผาหลังกลึง แต่สภาพ fully-crystallized ของ Celtra® Duo ก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้กลึงได้ยากกว่าลิเทียมไดซิลิเกตที่มีสภาพ partially-crystallized [20-21] โดย Seen-Young Kang พบว่าถ้าเครื่องกลึงกลึงพื้นผิวด้านในของครอบฟันไม่ถูกต้องตามผิวด้านนอกของหลักยึด จะทำให้วัสดุบูรณะมีอายุการใช้งานที่สั้นลง [22] ซึ่งการไม่แนบระหว่างผิวด้านในครอบฟันและหลักยึดรากเทียมส่งผลให้เกิดความหนาของชั้นเรซินซีเมนต์ในชั้นงานก่อนกดบริเวณผนังด้านบดเคี้ยวและด้านข้างของหลักยึดอาจจะมีมากกว่า 150 ไมครอนซึ่งเป็นความหนาของชั้นซีเมนต์ที่ยอมรับได้ทางคลินิก [7] ความหนาของชั้นเรซินซีเมนต์ที่มากกว่าพบว่าจะมีค่ามอดุลัสสภาพยึดหยุ่นของซีเมนต์ต่ำ จะส่งผลให้การยึดติดของวัสดุเซรามิกและหลักยึดล้มเหลว [23] อย่างไรก็ตามงานวิจัยเกี่ยวกับอิทธิพลของความหนาของซีเมนต์ยึดครอบฟันโมโนลิทิกลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียในการต้านทานการแตกหักยังมีน้อย โดยข้อจำกัดของงานวิจัยนี้คือไม่ได้วัดช่องว่างสำหรับเรซินซีเมนต์ในชั้นงานทั้งก่อนทดสอบและชั้นงานหลังทดสอบที่ไม่เกิดความล้มเหลวด้วยการถ่ายภาพรังสีแบบสามมิติด้วยเครื่องโคนมิมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีระดับจุลภาค (Micro CT) และไม่ได้ใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) ส่องดูพื้นผิวของรอยแตกในชั้นที่ 7 และชั้นที่ 8 ทำให้ไม่สามารถยืนยันได้ว่าการแตกของครอบฟันเกิดจากสาเหตุใด

ตามข้อกำหนดของ ISO 14801:2016 (Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants) แนะนำให้ทำการทดสอบภายใต้สภาวะวิกฤติ(Worst-case scenario) โดยกำหนดให้ระดับบ่าของรากเทียมอยู่เหนือกว่าระดับกระดูก 3 ± 0.5 มิลลิเมตร ยึดอยู่ในเรซินที่มีค่ามอดุลัสของยัง (Young's modulus) มากกว่า 3 GPa โดยในการศึกษานี้ใช้เรซินยี่ห้อ Chockfast orange® ซึ่งมีค่ามอดุลัสของยัง 3.678 GPa และการทดสอบในสภาวะเบี่ยง ความถี่ที่ใช้ไม่ควรเกิน 2 Hz โดยถ้าทดสอบที่ความถี่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 2 Hz จำนวนรอบการทดสอบจะอยู่ที่ 2×10^6 รอบ แต่ถ้าทดสอบที่ความถี่มากกว่า 2 Hz จำนวนรอบที่ใช้ทดสอบจะอยู่ที่ 5×10^6 รอบ การทดสอบที่ความถี่ต่ำต้องใช้เวลาการทดสอบที่นานและมีค่าใช้จ่ายที่เพิ่มมากขึ้น Yuanyuan Duan และคณะ [24] ได้ศึกษาเกี่ยวกับผลของความถี่และจำนวนรอบในการทดสอบความล้าในสภาวะของเหลว โดยทดสอบที่ความถี่ 2 Hz และ 15 Hz พบว่า ความถี่ 15 Hz มีความเหมาะสมที่จะทดสอบความล้าของรากเทียมในสภาวะของเหลวได้ โดยการใช้ความถี่ที่เพิ่มขึ้นไม่ได้มีผลต่อจำนวนรอบที่ทำให้เกิดความล้มเหลว โดยทดสอบเป็นชุดของค่าแรงที่ 4 ระดับ แต่ละระดับใช้ชั้นงาน 2 ชั้นงาน โดยแต่ละชุดของค่าแรงที่กดขึ้นอยู่กับการกดแบบค่าแรงคงที่ที่ทดสอบไปก่อนหน้านี้ งานวิจัยครั้งนี้ได้ทำตามมาตรฐานของ Marchetti และคณะ [25] ได้ทำการปรับเปลี่ยนจาก ISO 14801 ที่มีประสิทธิภาพในการทดสอบการรับแรงทางกลของระบบรากเทียม โดยการวิจัยครั้งนี้ตั้งค่าให้เหมือนการทำงานในช่องปาก โดยปรับอุณหภูมิในการทดสอบที่ 37 องศาเซลเซียส และทดสอบในน้ำเกลือความเข้มข้นร้อยละ 0.9 การทดสอบใช้แรงกดแบบเป็นวงจร (cyclic loading) ที่จำลองการเคี้ยวได้

เหมือนมนุษย์ ซึ่งยังพบการศึกษาไม่มากนักที่ได้ทดลองในสภาวะนี้ การพิจารณาเลือกรอบการกดเป็น 5×10^6 รอบ จาก ISO 14801 เนื่องจากการพบปัญหาทางชีวกลศาสตร์ในคลินิกภายหลังการใช้งานครอบฟันบนรากเทียม จะเกิดขึ้นในระยะเวลา 5 ปีขึ้นไป และมีการศึกษาให้แรงเป็นวงจรของรากเทียมหลายฉบับที่ใช้ 5,000,000 รอบ แทนระยะเวลาบาดเจ็บในช่องปาก 5 ปี [26] เพื่อเป็นหลักในการอ้างอิงในการหาขีดจำกัดความล้ม

จากผลการทดลองสามารถนำไปประยุกต์ใช้ทางคลินิกคือ การใช้งานครอบฟันที่รองรับด้วยรากเทียม 1 ซี่ เป็นเวลา 5 ปี เมื่อพิจารณาจากค่าแรงที่ทำให้วัสดุแตกหักจากความล้ม พบว่าครอบฟันที่ผลิตจากโมโนลิทิก เซรามิกชนิดลิเทียมซิลิเกตเสริมด้วยเซอร์โคเนียสามารถทนแรงบาดเจ็บในบริเวณฟันหน้าได้ แต่ควรระมัดระวัง หากต้องการใช้บาดเจ็บในตำแหน่งฟันกรามหลัง ซึ่งอ้างอิงจากค่าแรงกีดสูงสุดใมนุษย์ [27]

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ปีงบประมาณ 2563

เอกสารอ้างอิง

- [1] Nishioka, G., Prochnow, C., Firmino, A., Amaral, M., Bottino, M.A., Valandro, L.F., & Marques, de M.R. (2018). Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Brazilian oral research*, 32, e53. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0053>
- [2] Dogan, D.O., Gorler, O., Mutaf, B., Ozcan, M., Eyuboglu, G.B., & Ulgey, M. (2017). Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. *Journal of prosthodontics*, 26(4), 309-314.
- [3] Preis, V., Hahnel, S., Behr, M., Bein, L., and Rosentritt, M. (2017). In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM materials in implant-supported molar crowns. *Dental materials*, 33(4), 427-433.
- [4] Vág, J., Nagy, Z., Bocklet, C., Kiss, T., Nagy, Á., Simon, B., and Renne, W. (2020). Marginal and internal fit of full ceramic crowns milled using CAD/CAM systems on cadaver full arch scans. *BMC Oral Health*, 20(189), 1-12.
- [5] Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 22S-31S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0395>
- [6] Yeğün E., & Atala, M. H. (2020). Comparison of CAD/CAM manufactured implant-supported crowns with different analyses. *Int J Implant Dent.*, 6(69).
- [7] Zarone, F., Ruggiero, G., Leone, R., Breschi, L., Leuci, S., & Sorrentino, R. (2021). Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of dentistry*, 109, Article 103661. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103661>

- [8] Al-Akhali, M., Chaar, M.S., Elsayed, A., Samran, A., & Kern, M. (2017). Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 74, 245-250.
- [9] von Maltzahn, N. F., El Meniawy, O. I., Breitenbuecher, N., Kohorst, P., Stiesch, M., & Eisenburger, M. (2018). Fracture strength of ceramic posterior occlusal veneers for functional rehabilitation of an abrasive dentition. *Int. J. Prosthodont*, 31(5), 451-452.
- [10] El Ghouli, W., Ozcan, M., Silwadi, M., & Salameh, Z. (2019). Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. *J. Esthet. Restor. Dent*, 31, 378-387.
- [11] Zimmermann, M., Koller, C., Mehl, A., & Hickel, R. (2017). Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: preliminary clinical results after 12 months. *Quintessence international*, 48, 19-25.
- [12] Bataineh, k. (2021). Fatigue of full crown monolithic CAD/CAM restorations for posterior teeth. *research square*, 1-11. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-892465/v1>
- [13] Shemtov-Yona, K., & Rittel, D. (2016). Fatigue of dental implants: Facts and fallacies. *Dentistry journal*, 4(2), 1-11.
- [14] Rosentritt, M., Schneider-Feyrer, S., Behr, M., & Preis, V. (2018). In vitro shock absorption tests on implant-supported crowns: Influence of crown materials and luting agents. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*, 33(1), 116-122.
- [15] Kim, J.H., Lee, S.-J., Park, J.S., & Ryu, J.J. (2013). Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic Crowns and Veneered Zirconia Crowns as a Posterior Implant Restoration. *Implant Dentistry*, 22(1), 66-70.
- [16] Ferrario, V. F., Sforza, C., Zanotti, G., & Tartaglia, G. M. (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent*, 32(6), 451-457.
- [17] Sadid-Zadeh, R., Kutkut, A., & Kim, H. (2014). Prosthetic Failure in Implant Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 59(1), 195-214.
- [18] Yu, T., Wang, F., Liu, Y., Wu, T., Deng, Z., & Chen, J. (2017). Fracture behaviors of monolithic lithium disilicate ceramic crowns with different thicknesses. *RSC Advances*, 7(41), 25542-25548. <https://doi.org/10.1039/c6ra28847b>
- [19] Gomes, R. S., Souza, C.M.C., Bergamo, E. T. P., Bordin, D., & Del Bel Cury, A. A. (2017). Misfit and fracture load of implant supported monolithic crowns in zirconia-reinforced lithium silicate. *Journal of applied oral science*, 25(3), 282-289.
- [20] Chen, X. P., Xiang, Z. X., Song, X. F., & Yin, L. (2020). Machinability: Zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic versus lithium disilicate glass ceramic. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 101, Article 103435. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103435>

- [21] Weyhrauch, M., Igiel, C., Scheller, H., Weibrich, G., & Lehmann, K. M. (2016). Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 31(2), 304-309.
- [22] Kang, S.-Y., Yu, J.-M., Lee, J.-S., Park, K.-S., & Lee, S.-Y. (2020). Evaluation of the Milling Accuracy of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Crowns Fabricated Using the Dental Medical Device System: A Three-Dimensional Analysis. *Materials (Basel)*, 13(20), 4680.
<https://doi.org/10.3390/ma13204680>
- [23] Jager, N. D., Pallav, P., & Feilzer, A. J. (2004). The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. *Dental materials*, 20(5), 457-462.
- [24] Duana, Y., & Griggs, J. A. (2018). Effect of Loading Frequency on Cyclic Fatigue Lifetime of a Standard-Diameter Implant with an Internal Abutment Connection. *Dental materials*, 34(12), 1711-1716.
- [25] Marchetti, E., Ratta, S., Mummolo, S., Tecco, S., Pecci, R., Bedini, R., & Marzo, G. (2016). Mechanical Reliability Evaluation of an Oral Implant-Abutment System According to UNI EN ISO 14801 Fatigue Test Protocol. *Implant Dentistry*, 25(5), 613-618.
- [26] García-González, M., Blasón-González, S., García-García, I., Lamela-Rey, M. J., Fernández-Canteli, A., & Álvarez-Arenal, Á. (2020). Optimized Planning and Evaluation of Dental Implant Fatigue Testing: A Specific Software Application. *Biology (Basel)*, 9(11), 372.
<https://doi.org/10.3390/biology9110372>
- [27] van Eijden, T. M. (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of oral biology*, 36(7), 535-539.