นิพนธ์ต้นฉบับ | Original Articles

การวิเคราะห์แรงปฏิกิริยา ความเค้นหลักสูงสุดและการกระจายความเค้นวัสดุตะขอฟันเทียมบางส่วนถอดได้ 3 ชนิด ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ

A Three Dimensional Finite Element Analysis of Reaction Force, Maximum Principal Stress and Stress Distribution of Three Removable Partial Denture Clasp Materials

*ศศิชานันท์ ธรรมกรบัญญัติ, ท.บ., วท.ม. (ทันตกรรมประดิษฐ์)**
*เมทินี วิวัฒนาสิทธิพงศ์, ท.บ., วท.ม. (ทันตกรรมประดิษฐ์)**
*Sasichanant Thammakornbunjut, D.D.S., M.Sc. (Prosthodontics)**
*Maytinee Vivathanasittiphong, D.D.S., M.Sc. (Prosthodontics)**
**ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเวสเทิร์น จังหวัดปทุมธานี ประเทศไทย 12150*
** Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Western University, Pathum Thani Province, Thailand, 12150*
Corresponding author, E-mail address: bow_mmm@hotmail.com
Received: 09 Jul 2024. Revised: 25 Jul 2024. Accepted: 13 Aug 2024

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล : อะซีตอลเรซินและพีอีอีเคมีแนวโน้มที่ถูกนำมาทำตะของานฟันเทียมบางส่วนถอดได้มากขึ้น สิ่งที่ทันตแพทย์ต้องพิจารณาก่อนจะเลือกใช้วัสดุคือแรงปฏิกิริยา ความเค้นหลักสูงสุด และการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้น เมื่อตะขอได้รับแรงโดยเฉพาะแรงจากการถอดใส่ฟันเทียม

วัตถุประสงค์ : วิเคราะห์แรงปฏิกิริยา ความเค้นหลักสูงสุดและการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นของวัสดุทำตะขอโคบอลต์โครเมียม อะซิตอลเรซิน และพีอีอีเคที่มีอัตราส่วนความสอบและระยะการกดต่างกันด้วยวิธีระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์

วิธีการศึกษา : สร้างโมเดล 3 มิติของตะขอยาว 15 มม. ส่วนของโคนตะขอกว้าง 2 มม. และหนา 1.5 มม. และสร้างส่วนปลายให้มีอัตราส่วนความสอบแตกต่างกันคือ 0.6 0.8 และ 1 กดตะขอที่จุดห่างปลายตะขอ 3 มม. ที่ระยะ 0.5 1.0 และ 2.0 มม. วิเคราะห์ด้วยวิธีระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาแรงปฏิกิริยา ความเค้นหลักสูงสุดและการกระจายความเค้น

ผลการศึกษา : แรงปฏิกริยาเพิ่มขึ้นตามอัตราส่วนความสอบของตะขอที่เพิ่มขึ้น และตามระยะการกดที่เพิ่มขึ้นในทุกวัสดุ เรียงลำดับจากมากสุดไปน้อยสุดคือ โคบอลต์โครเมียม พีอีอีเค และอะซีตอลเรซินตามลำดับ สำหรับความเค้นหลักสูงสุดพบว่าสูงขึ้นตามอัตราส่วนความสอบและสูงขึ้นตามระยะการกดในทุกวัสดุ โดยเรียงลำดับจากมากสุดไปน้อยสุดคือ โคบอลต์โครเมียม พีอีอีเค และอะซีตอลเรซินตามลำดับ ซึ่งพบว่าทุกกลุ่มของโคบอลต์โครเมียมให้ค่ามากกว่าค่าความเค้นคราก สำหรับรูปแบบการกระจายความเค้นพบว่าทุกกลุ่มไม่แตกต่างกัน คือมีความเค้นสะสมอยู่ที่บริเวณส่วนโคนของตะขอ

สรุป : พีอีอีเคและอะซีตอลเรซินนั้นสามารถเป็นวัสดุทางเลือกสำหรับการทำตะของานฟันเทียมบางส่วนถอดได้ โดยการเพิ่มขนาดตะขอและใช้ในฟันหลักที่มีความคอดมากกว่า

คำสำคัญ : พีอีอีเค อะซีตอลเรซิน ไฟไนต์เอลิเมนต์ ตะขอ

ABSTRACT

Background : Acetal resin and polyetheretherketone (PEEK) became candidate for removable partial denture clasps. The clasps were subjected to daily movement during insertion and removal of the prostheses by the patient. Therefore, it was necessary to consider their reaction force, maximum principal stress and stress distribution prior material selection.

Objective : To analyze reaction force, maximum principal stress and stress distributions Cobalt-Chromium alloy (Co-Cr), acetal resin and PEEK clasps with different taper ratios and displacements using 3-D FEA.

Methods : Three taper ratio (0.6, 0.8 and 1.0) 3D clasp models were created. These models were loaded. The loading point was set at 3 mm. from the tip with three displacements (0.5, 1.0 and 2.0 mm.). All models were analyzed using finite element analysis to determine reaction force and maximum principal stress and stress distribution.

Results : The positive correlations were found between reaction force and taper ratio, and between reaction force and displacement for all models. The reaction force was maximum in Co-Cr, followed by PEEK and then acetal resin. Moreover, the positive correlations were found between maximum principal stress and taper ratio, and between maximum principal stress and displacement for all models. The maximum principal stress was maximum in Co-Cr, followed by PEEK and then acetal resin. The maximum principal stress of all Co-Cr models exceeded its yield stress.

Conclusions : PEEK and acetal resin can be materials of choice for RPD clasps. To achieve a sufficient retentive force for clinical use, they should be increased in dimension and require more undercut on the abutment tooth.

Keywords : PEEK, Acetal resin, Finite element analysis, Clasp.

หลักการและเหตุผล

ฟันเทียมบางส่วนถอดได้เป็นวิธีหนึ่งที่ทันตแพทย์นิยมนำมาใช้ในการทดแทนฟันธรรมชาติที่สูญเสียไปให้แก่ผู้ป่วย โดยตะขอเป็นองค์ประกอบสำคัญที่ทำให้ฟันเทียมบางส่วนถอดได้มีการยึดอยู่ที่ดี ซึ่งตะขอส่วนใหญ่ทำมาจากโลหะมีหลายการศึกษา[1,2] ชี้ให้เห็นถึงข้อเสียของโลหะ เช่น ข้อจำกัดเรื่องของสีโลหะเมื่อนำมาใช้ในบริเวณสวยงาม (Esthetic zone) การแพ้โลหะ เป็นต้น นอกจากนี้บางการศึกษายังชี้ให้เห็นว่าไอออนโลหะนั้นมีความเป็นพิษต่อเซลล์ เป็นสาเหตุของความดันโลหิตสูงและเนื้องอก[3] ในปัจจุบันจึงมีการนำเทอร์มอพลาสติกเรซิน เช่น พอลีเอไมด์ พอลีคาร์บอเนต มาเป็นวัสดุทำตะขอเพื่อแก้ปัญหาที่เกิดขึ้นจากการใช้ตะขอโลหะ

พอลีออกซิเมทิลีน (Polyoxymethylene) หรือที่นิยมเรียกว่าอะซีตอลเรซิน (Acetal resin) มีความแข็งแรงและมีสภาพแข็งเกร็ง (Rigidity) ได้จนถึงอุณหภูมิ

-40 องศาเซลเซียส มีสีขาวทึบ เนื่องจากองค์ประกอบส่วนใหญ่เป็นผลึก แต่สามารถผลิตให้มีหลายสีได้และขึ้นรูปด้วยการฉีด[4] อะซีตอลเรซินถูกนำมาใช้ทางทันตแพทย์ได้หลายรูปแบบ เช่น เดือยฟันและแกนฟัน[5] แบร็คเก็ต (Bracket)[6] และตะของานฟันเทียมบางส่วนถอดได้ ในรายที่ตะขออยู่ในบริเวณสวยงาม[7] ตะขออะซีตอลเรซินต้องการความคอดของฟันหลักมากกว่าตะขอโคบอลต์โครเมียม เนื่องจากมีค่ามอดูลัสยืดหยุ่น (Elastic modulus) ต่ำ[8] และสามารถนำมาใช้ในฟันหลักที่เนื้อเยื่อปริทันต์มีปัญหาได้ เนื่องจากใช้แรงในการถอดใส่ฟันปลอมน้อยกว่าตะขอโคบอลต์โครเมียม นอกจากนี้มีการศึกษาของ Sherif Sadek และคณะ[9] ที่เปรียบเทียบความขรุขระผิว การยึดอยู่ และการเปลี่ยนรูประหว่างตะขอชนิดต่างๆ พบว่าตะขออะซีตอลเรซินมีสมบัติเชิงกลที่ดีสุดในกลุ่มตะขอที่ไม่ใช่โลหะ รวมทั้งการศึกษาของ Mohamed A.Helal และคณะ[10] ที่พบว่าตะขออะซีตอลเรซินมีการเปลี่ยนรูปน้อยกว่าตะขอโคบอลต์โครเมียม

พอลีอีเทอร์อีเทอร์คีโตน (Polyetheretherketone) หรือพีอีอีเค (PEEK) เป็นเทอร์มอพลาสติกเรซินชนิดหนึ่งที่มีองค์ประกอบหลักเป็นคีโตน มีโครงสร้างกึ่งผลึก และมีสีขาวทึบ วัสดุชนิดนี้มีการนำมาใช้แพร่หลายทั้งในวงการแพทย์และอุตสาหกรรม เนื่องจากมีสมบัติเชิงกล ความต้านทานเคมี และความต้านทานความร้อนที่ดี สามารถนำมาทำงานฟันเทียมบางส่วนติดแน่น โครงสร้างส่วนบนของรากฟันเทียม (Implant superstructures) โครงและส่วนประกอบต่างๆของงานฟันเทียมบางส่วนถอดได้[11,12] การขึ้นรูปพีอีอีเคสามารถทำได้ 2 วิธีคือ การกลึงและการหลอมด้วยความร้อนแล้วอัดเข้าแบบ (Vacuum heat-pressing) จากการศึกษาของ Tetsuo Ichikawa และคณะ[13] ที่ติดตามผู้ป่วยหลังใส่ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ที่มีตะขอและส่วนพัก (Rest) ทำมาจากพีอีอีเคมาเป็นระยะเวลา 2 ปี พบว่าให้ผลเป็นที่น่าพอใจทั้งผู้ป่วยและทันตแพทย์ โดยตะขอและส่วนพักยังคงความแนบกับฟันหลัก ไม่ก่อให้เกิดปัญหากับการสบฟันและเนื้อเยื่อปริทันต์

ปัจจุบันพบว่าเทอร์มอพลาสติกเรซิน 2 ชนิดข้างต้นมีแนวโน้มที่จะถูกนำมาใช้ในงานฟันเทียมบางส่วนถอดได้มากยิ่งขึ้น ทำให้มีนักวิจัยหลายท่านสนใจศึกษาสมบัติต่างๆ ของวัสดุทั้ง 2 ชนิดนี้ พบว่าการศึกษาของ Peng และคณะ[14] ทำการวิเคราะห์สมบัติต่างๆ ของตะขอพีอีอีเคเปรียบเทียบกับตะขอโคบอลต์โครเมียม แต่ยังไม่มีการศึกษาในตะขออะซีตอลเรซิน จึงเป็นที่มาของวิจัยในครั้งนี้ที่มีวัตถุประสงค์คือวิเคราะห์แรงปฏิกิริยา ความเค้นหลักสูงสุดและการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นในตะขออะซีตอลเรซิน ตะขอพีอีอีเคและตะขอโคบอลต์โครเมียมเมื่อมีอัตราส่วนความสอบและระยะการกดที่แตกต่างกัน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

1. สร้างโมเดล 3 มิติของตะขอด้วยโปรแกรม ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA.) ให้ตะขอมีความยาว 15 มม. มีความกว้างที่ส่วนของโคนตะขอเท่ากับ 2 มม.และความหนา 1.5 มม. ในงานวิจัยครั้งนี้ได้สร้างการทดลองให้ตะขอมีอัตราส่วนความสอบทั้งหมด 3 ขนาดคือ 0.6 0.8 และ 1 มม. (ตารางที่ 1)

ตารางที่ 1 แสดงขนาดความกว้างและความหนาของส่วนโคนและปลายตะขอตามความสอบ

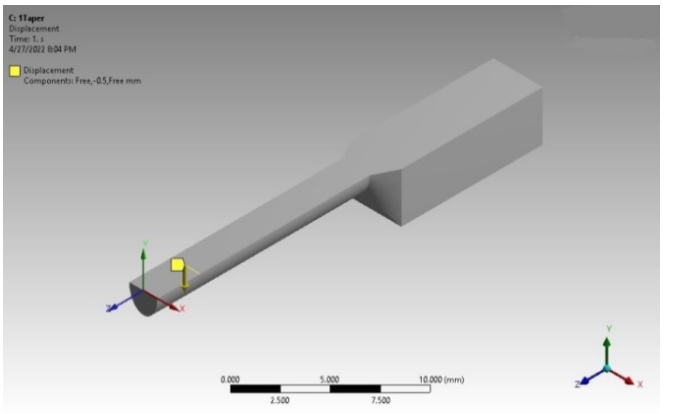
ส่วนโคนตะขอ		**ปลายตะขออัตราส่วนความสอบ 0.6 (0.6T)**		**ปลายตะขออัตราส่วนความสอบ 0.8 (0.8T)**		**ปลายตะขออัตราส่วนความสอบ 1.0 (1.0T)**	
ความกว้าง (มม.)	ความหนา (มม.)	ความกว้าง (มม.)	ความหนา (มม.)	ความกว้าง (มม.)	ความหนา (มม.)	ความกว้าง (มม.)	ความหนา (มม.)
2.00	1.50	1.20	0.90	1.60	1.20	2.00	1.50

2. กำหนดปลายด้านโคนตะขอเป็นจุดที่ไม่เคลื่อนที่ และให้จุดกดห่างจากปลาย 3 มม. โดยมีระยะในการกด (Displacement) เท่ากับ 0.5 1.0 และ 2.0 มม. จากนั้นทำการคำนวณค่าความเค้นที่เกิดขึ้นด้วยโปรแกรม Ansys Workbench R1 (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA.) ในงานวิจัยกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของวัตถุ (Boundary condition) โดยให้วัสดุมีสมบัติเป็นเนื้อเดียว (Homogeneous) มีสมบัติเชิงกลเหมือนกันทุกทิศทาง (Isotropic) มีการยืดหยุ่นเชิงเส้นตรง (Linearly elastic) รวมทั้งไม่มีองค์ประกอบใดมีความผิดปกติหรือข้อบกพร่อง โดยวัสดุที่ใช้มีสมบัติ (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 2 แสดงค่าสมบัติต่างๆ ของวัสดุที่ใช้ในงานวิจัย

วัสดุ	บริษัทผู้ผลิต	ยังมอดูลัส (เมกะปาสคาล)	อัตราส่วนปัวซอง
โคบอลต์โครเมียม	Wironit product (Bego, Bremen, Germany)	211,000	0.30
อะซีตอลเรซิน	Vertex product	2,200	0.31
พีอีอีเค	Supplier Data - Polyetheretherketone (Goodfellow, Huntingdow, England)	3,950	0.39

3. กำหนดจุดกดในแนวดิ่งที่ตำแหน่งห่างจากปลายตะขอ 3 มม. (ภาพที่ 1) และให้ระยะกดในแนวดิ่ง (Displacement) กดลง 0.5 1.0 และ 2.0 มม.



ภาพที่ 1 แสดงตำแหน่งจุดกดห่างจากปลายตะขอ 3 มม.

4. ประมวลผลด้วยโปรแกรม ANSYS Workbench โดยเลือกผลลัพธ์ที่ต้องการแสดงเป็นค่าความเค้นหลักสูงสุด (Maximum principal stress) และแรงปฏิกิริยา (Reaction force)

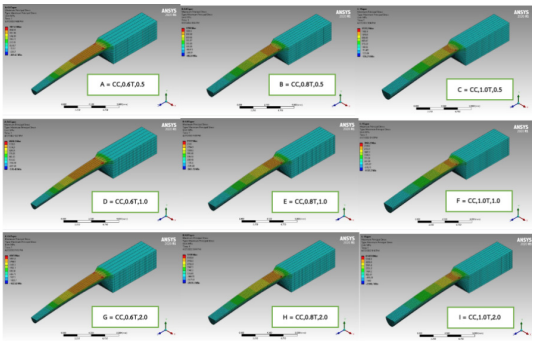
ผลการศึกษา

เมื่อทำการกดตะขอตามที่กำหนดและวัดค่าแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้น พบว่าเมื่อตะขอมีอัตราส่วนความสอบเพิ่มมากขึ้น ค่าแรงปฏิกิริยามีค่าเพิ่มขึ้นและเมื่อระยะการกดเพิ่มมากขึ้น ค่าแรงปฏิกิริยามีค่าเพิ่มขึ้นในทุกๆ วัสดุ โดยตะขอโคบอลต์โครเมียมเกิดแรงปฏิกิริยาสูงที่สุดในทุกความสอบและทุกระยะการกด ในทางกลับกันตะขออะซีตอลเรซินเกิดแรงปฏิกิริยาน้อยที่สุดในทุกความสอบและทุกระยะการกด (ตารางที่ 3)

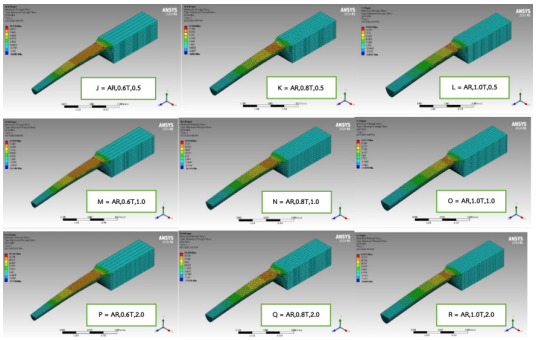
ตารางที่ 3 แสดงค่าแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นในชิ้นงานเมื่อกดตะขอโคบอลต์โครเมียม (CC) อะซีตอลเรซิน (AR) และพีอีอีเค (P) ที่มีความสอบแตกต่างกัน (0.6T, 0.8T และ 1.0T) ลงในแนวดิ่งตามระยะที่กำหนด 3 ค่า

ระยะกด (มม.)	แรงปฏิกิริยา (นิวตัน)								
	0.6T-P	0.6T-AR	0.6T-CC	0.8T-P	0.8T-AR	0.8T-CC	1.0T-P	1.0T-AR	1.0T-CC
0.5	0.76474	0.423774	40.61994	0.929768	0.514587	49.31767	1.085766	0.600196	57.51432
1	1.530154	0.84649	81.14355	1.856785	1.02826	98.54928	2.169224	1.199448	114.9377
2	3.102717	1.718269	164.7016	3.765345	2.08089	198.7825	4.388756	2.423927	232.2432

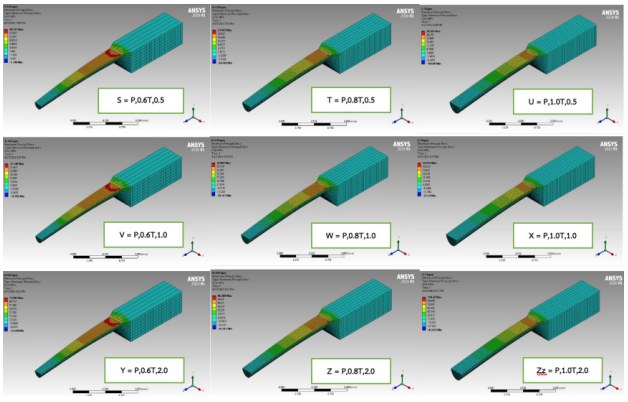
สำหรับการกระจายความเค้น (Stress distribution) แล้วพบว่ารูปแบบการกระจายของทุกกลุ่มไม่แตกต่างกัน คือมีความเค้นสะสมอยู่ที่บริเวณส่วนโคนของตะขอ มีความเค้นสะสมเป็นบริเวณกว้างในตะขอที่มีความสอบ 0.6 รองลงมาคือ 0.8 และ 1 ตามลำดับ (ภาพที่ 2-4)



ภาพที่ 2 แสดงการกระจายความเค้นของตะขอโคบอลต์โครเมียม



ภาพที่ 3 แสดงการกระจายความเค้นของตะขออะซีตอลเรซิน



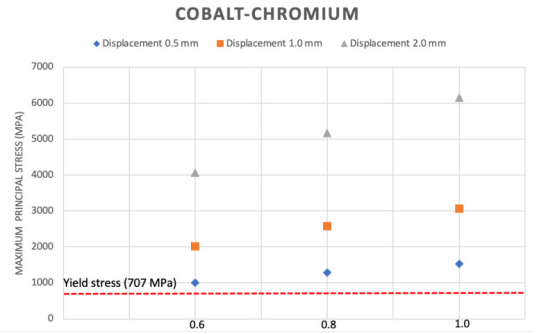
ภาพที่ 4 แสดงการกระจายความเค้นของตะขอพีอีอีเค

และเมื่อพิจารณาค่าความเค้นหลักสูงสุดพบว่ามีค่าสูงขึ้นตามระยะการกดเรียงจากค่ามากสุดไปน้อยสุดดังนี้ 2.0 1.0 และ 0.5 มม. และมีค่าสูงขึ้นตามอัตราส่วนความสอบเรียงจากน้อยสุดไปมากสุดคือ 0.6T 0.8T และ 1.0T ในทุกวัสดุ โดยค่าความเค้นหลักสูงสุดมีค่ามากที่สุดในตะขอโคบอลต์โครเมียม รองลงมาคือตะขอพีอีอีเค และน้อยที่สุดในตะขออะซีตอลเรซิน (ตารางที่ 4)

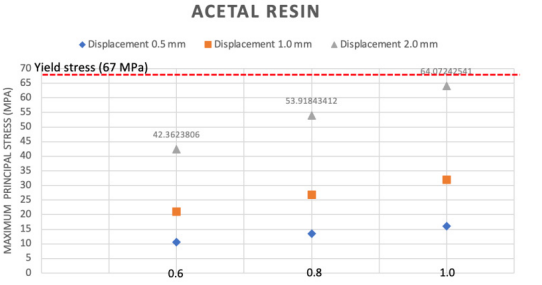
ตารางที่ 4 แสดงค่าความเค้นหลักสูงสุด

	ระยะการกด (มม.)	0.6T (เมกะปาสคาล)	0.8T (เมกะปาสคาล)	1T (เมกะปาสคาล)
พีอีอีเค	0.5	18.77487571	23.96508599	28.50510044
พีอีอีเค	1	37.54803864	47.89703913	56.97230783
พีอีอีเค	2	75.58165956	96.30941761	114.4209352
อะซีตอลเรซิน	0.5	10.53776453	13.44223167	15.99541204
อะซีตอลเรซิน	1	21.05465739	26.8544292	31.95050848
อะซีตอลเรซิน	2	42.3623806	53.91843412	64.07242541
โคบอลต์โครเมียม	0.5	1011.316278	1290.046551	1535.176009
โคบอลต์โครเมียม	1	2020.549765	2577.046987	3066.235861
โคบอลต์โครเมียม	2	4064.967356	5168.986522	6147.826846

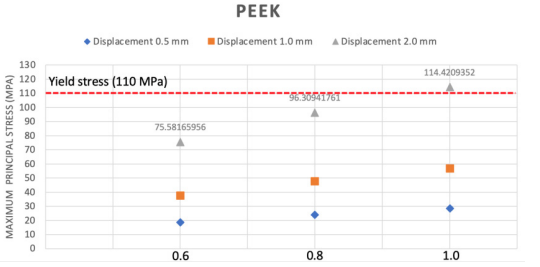
เมื่อนำค่าความเค้นหลักสูงสุดไปทำการเปรียบเทียบกับค่าความเค้นคราก (Yield stress) ของแต่ละวัสดุพบว่า ตะขอโคบอลต์โครเมียมให้ค่าความเค้นหลักสูงสุดมากกว่าค่าความเค้นคราก (707 เมกะปาสคาล) ในทุกการทดลอง (ภาพที่ 5) ตะขอพีอีอีเคให้ค่าความเค้นหลักสูงสุดต่ำกว่าค่าความเค้นคราก (110 เมกะปาสคาล) ยกเว้นเมื่อตะขอมีความสอบเท่ากับ 1.0T และกดลงในระยะ 2 มม. (ภาพที่ 6) และตะขออะซีตอลเรซินให้ค่าความเค้นหลักสูงสุดต่ำกว่าค่าความเค้นคราก (67 เมกะปาสคาล) ในทุกการทดลอง (ภาพที่ 7)



ภาพที่ 5 แสดงค่าความเค้นหลักสูงสุดเมื่อเทียบกับความเค้นครากของตะขอโคบอลต์โครเมียม



ภาพที่ 6 แสดงค่าความเค้นหลักสูงสุดเมื่อเทียบกับความเค้นครากของตะขออะซีตอลเรซิน



ภาพที่ 7 แสดงค่าความเค้นหลักสูงสุดเมื่อเทียบกับความเค้นครากของตะขอพีอีอีเค

อภิปรายผล

Frank และคณะ[15] สรุปว่าแรงที่เหมาะสมในการยึดอยู่จากตะของงานฟันเทียมบางส่วนถอดที่ไม่มีฟันหลักด้านท้ายนั้นมีค่า 2.94-7.35 นิวตัน นอกจากนี้ยังมีปัจจัยอื่นอีกมากมายที่มีผลต่อการยึดอยู่ของชิ้นฟันเทียม เช่น การออกแบบส่วนประกอบต่างๆ แต่อย่างไรก็ตาม แรงยึดจากตะขอต่ำที่สุดที่สามารถยอมรับได้คือ 1.6 นิวตัน[16,17] เมื่อเปรียบเทียบกับค่าแรงปฏิกิริยาจากงานวิจัยครั้งนี้ ซึ่งถือเป็นแรงยึดที่เกิดขึ้นของตะขอพบว่าตะขอโคบอลต์โครเมียมทุกกลุ่มให้ค่าแรงยึดอยู่สูงสุด รองลงมาคือตะขอพีอีอีเคและน้อยที่สุดในตะขออะซีตอลเรซิน ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Ravindra และ Dayala[18] ที่แรงยึดอยู่ตะขออะซีตอลเรซินมีค่าต่ำกว่าตะขอพีอีอีเค ทั้งนี้พบว่าตะขอพีอีอีเคให้ค่าแรงยึดอยู่ที่ยอมรับได้เมื่อมีอัตราส่วนความสอบ 0.8 และ 1.0 มีระยะการกดที่ 1.0 และ 2.0 มม. ตะขออะซีตอลเรซินให้ค่าแรงยึดอยู่ที่ยอมรับได้ในทุกอัตราส่วนความสอบระยะการกดที่ 2.0 มม. ซึ่งระยะการกดในงานวิจัยครั้งนี้เป็นการจำลองการดีดตัวผ่านความคอดฟันหลักของตะขอ ผลที่ได้สอดคล้องกับงานวิจัยของ Fitton และคณะ[19] และ Peng และคณะ[14] ที่กล่าวว่าเพื่อให้ตะขอเรซินได้แรงยึดอยู่ที่เพียงพอ ตะขอควรมีพื้นที่หน้าตัดมากกว่าตะขอโลหะ เนื่องมาจากมีค่าขีดจำกัดการแปรผันตรงสูง (High proportional limit) และค่ามอดูลัสดัดที่ต่ำ (Low flexural modulus) และสอดคล้องกับงานวิจัยของ Turner และคณะ[7] และงานวิจัยของ Peng และคณะ[14] และที่กล่าวว่าตะขอเรซินต้องการความคอดของฟันหลักมากกว่าตะขอโลหะจึงจะทำให้เกิดการยึดอยู่ที่ดี และเมื่อพิจารณาระหว่างวัสดุเทอร์มอพลาสติกพบว่าตะขอพีอีอีเคให้ค่าแรงยึดอยู่มากกว่าตะขออะซีตอลเรซิน เช่นเดียวกับงานวิจัยของ Fah Tannous และคณะ[20] ที่พบว่าตะขอพีอีอีเคให้แรงยึดอยู่มากกว่าตะขออะซีตอลเรซินในทุกกลุ่มตัวอย่าง

สำหรับรูปแบบการกระจายความเค้นนั้นพบว่าทุกกลุ่มมีความเค้นสะสมอยู่ที่บริเวณส่วนโคนของตะขอ โดยตะขอโคบอลต์โครเมียมมีค่าความเค้นหลักสูงสุด รองลงมาคือตะขอพีอีอีเคและน้อยที่สุดคือตะขออะซีตอลเรซิน ค่าความเค้นหลักสูงสุดมีค่าสูงขึ้นตามอัตราส่วนความสอบเรียงจากน้อยสุดไปมากสุดคือ 0.6T 0.8T และ 1.0T ในทุกวัสดุ ซึ่งเป็นไปในทางเดียวกับงานวิจัยของ Peng และคณะ[14] ที่ศึกษาการกระจายความเค้นในตะขอพีอีอีเคที่มีขนาดแตกต่างกันและงานวิจัย Urano และคณะ[21] ที่ศึกษาการกระจายความเค้นในตะขอโคบอลต์โครเมียมและตะขอนาโนคอมโพสิต (Ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite) และเมื่อพิจารณาโอกาสเกิดการเปลี่ยนรูปถาวร โดยจะเกิดขึ้นเมื่อค่าความเค้นหลักสูงสุดมากกว่าค่าความเค้นคราก แล้วพบว่าตะขอโคบอลต์โครเมียมมีโอกาสเกิดการเปลี่ยนรูปถาวรมากที่สุด สอดคล้องกับงานวิจัยของ Mohamed และคณะ[10] ที่พบว่าเมื่อผ่านการถอดใส่ 2,920 รอบ ตะขอโคบอลต์โครเมียมมีการเปลี่ยนรูปถาวรมากกว่าตะขออะซีตอลเรซินอย่างมีนัยสำคัญ และงานวิจัยของ Sunil และคณะ[22] ที่พบว่าเมื่อผ่านการถอดใส่ 360 รอบ ตะขอโคบอลต์โครเมียมมีการเปลี่ยนรูปถาวรมากกว่าตะขอพีอีอีเคอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งการเปลี่ยนรูปถาวรของตะขอนั้นส่งผลให้การยึดอยู่ของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ลดลง[23-25]

สรุป

ตะขอทั้ง 3 กลุ่มมีแรงปฏิกิริยาซึ่งเทียบเท่าแรงยึดของตะขอเพิ่มมากขึ้น เมื่ออัตราส่วนความสอบเพิ่มมากขึ้น และระยะการกดเพิ่มมากขึ้น โดยตะขอโคบอลต์โครเมียมมีค่ามากที่สุด รองลงมาคือตะขอพีอีอีเค และตะขออะซีตอลเรซินมีค่าน้อยที่สุด พบว่าตะขออะซีตอลเรซินนั้นให้แรงยึดที่สามารถยอมรับได้เมื่อมีระยะการกดเท่ากับ 2 มม.ในทุกอัตราส่วนความสอบ นอกจากนี้ตะขอทั้ง 3 กลุ่มมีความเค้นหลักสูงสุดเพิ่มมากขึ้นเมื่ออัตราส่วนความสอบเพิ่มมากขึ้น และระยะการกดเพิ่มมากขึ้น โดยตะขอโคบอลต์โครเมียมมีค่ามากที่สุด รองลงมาคือตะขอพีอีอีเค และตะขออะซีตอลเรซินมีค่าน้อยที่สุด พบว่าตะขอโคบอลต์โครเมียมมีค่าความเค้นหลักสูงสุดเกินความเค้นครากในทุกอัตราส่วนความสอบและระยะการกด สำหรับการกระจายความเค้นพบความเค้นสะสมอยู่ที่บริเวณส่วนโคนของตะขอในทุกกลุ่ม จากผล

การวิจัยสรุปว่าเพื่อให้เกิดแรงยึดอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ ในตะขอพีอีอีเคและอะซีตอลเรซินนั้นควรเพิ่มขนาดตะขอและนำไปใช้ในฟันหลักที่มีความคอดมากกว่าฟันหลักของตะขอโคบอลต์โครเมียม นอกจากนี้ยังพบว่าตะขอพีอีอีเคและอะซีตอลเรซินมีโอกาสเปลี่ยนรูปถาวรน้อยกว่าตะขอโคบอลต์โครเมียม

เอกสารอ้างอิง

1. Faurschou A, Menné T, Johansen JD, Thyssen JP. Metal allergen of the 21st century--a review on exposure, epidemiology and clinical manifestations of palladium allergy. Contact Dermatitis 2011;64(4):185-95. doi: 10.1111/j.1600-0536.2011.01878.x.
2. Chen J, Cai H, Suo L, Xue Y, Wang J, Wan Q. A systematic review of the survival and complication rates of inlay-retained fixed dental prostheses. J Dent 2017;59:2-10. doi: 10.1016/j.jdent.2017.02.006.
3. Jamari J, Ammarullah MI, Santoso G, Sugiharto S, Supriyono T, van der Heide E. In Silico Contact Pressure of Metal-on-Metal Total Hip Implant with Different Materials Subjected to Gait Loading. Metals 2022;12(8): 1241. https://doi.org/10.3390/met12081241
4. Pious CV, Thomas S. 2-Polymeric Materials—Structure, Properties, and Applications. In: Izdebska J, Thomas S, editors. Printing on Polymers Fundamentals and Applications. Amsterdam : Elsevier Inc ; 2016 : 21-39.
5. Corrente G, Vergnano L, Pascetta R, Ramadori G. A new custom-made abutment for dental implants: a technical note. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(5): 604-8. PMID: 7591006
6. Singh K, Aeran H, Kumar N, Gupta N. Flexible thermoplastic denture base materials for aesthetical removable partial denture framework. J Clin Diagn Res 2013;7(10):2372-3. doi: 10.7860/JCDR/2013/5020.3527.
7. Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. J Prosthodont 1999; 8(3):188-95. doi: 10.1111/j.1532-849x.1999.tb00034.x.
8. Osada H, Shimpo H, Hayakawa T, Ohkubo C. Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force. Dent Mater J 2013;32(3):381-9. doi: 10.4012/dmj.2012-284.PMID: 23718997
9. Aly Sadek S, Dehis WM, Hassan H. Comparative Study Clarifying the Most Suitable Material to Be Used as Partial Denture Clasps. Open Access Maced J Med Sci 2018;6(6): 1111-9. doi: 10.3889/oamjms.2018.226.
10. A.Helal M, Abd-Elrahman IA, Saqar HM, Salah A, Abas M. Evaluation of Acetal Resin and Cobalt–Chromium Clasp Deformation and Fatigue Resistance in Removable Partial Denture Clasps - An In Vitro Study. Clinical Research in Dentistry 2018;1(1):1-5. DOI:10.33309/2639-8281.010102
11. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. J Prosthodont Res 2016;60(1):12-9. doi:10.1016/j.jpor.2015.10.001.
12. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. Dent J (Basel) 2017;5(4):35. doi: 10.3390/dj5040035.

13. Ichikawa T, Kurahashi K, Liu L, Matsuda T, Ishida Y. Use of a Polyetheretherketone Clasp Retainer for Removable Partial Denture: A Case Report. Dent J (Basel) 2019; 7(1):4. doi: 10.3390/dj7010004.
14. Peng TY, Ogawa Y, Akebono H, Iwaguro S, Sugeta A, Shimoe S. Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures. J Prosthodont Res 2020;64(3):250-6. doi: 10.1016/j.jpor.2019.07.012.
15. Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. J Prosthet Dent 1981; 45(3):259-67. doi: 10.1016/0022-3913(81) 90386-3.
16. Soo S, Leung T. Hidden clasps versus C clasps and I bars: a comparison of retention. J Prosthet Dent 1996;75(6):622-5. doi: 10.1016/s0022-3913(96)90247-4.
17. Helal MA, Baraka OA, Sanad ME, Ludwig K, Kern M. Effects of long-term simulated RPD clasp attachment/detachment on retention loss and wear for two clasp types and three abutment material surfaces. J Prosthodont 2012;21(5):370-7. doi: 10.1111/j.1532-849X. 2012.00844.x.
18. Ravindra KA, Dayalan M. A Comparative Evaluation of Stress Distribution, Deformation and Retentive Force of Three Different Partial Denture Framework in Two Removable Partial Denture Designs: A Finite Element Analytical Study. Int j innov 2023;8(2):1357-65. doi : https://doi.org/10.5281/zenodo. 7691914
19. Fitton JS, Davies EH, Howlett JA, Pearson GJ. The physical properties of a polyacetal denture resin. Clin Mater 1994;17(3):125-9. doi: 10.1016/0267-6605(94)90135-x.
20. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. Dent Mater 2012; 28(3):273-8. doi: 10.1016/j.dental.2011.10.016.
21. Urano S, Hotta Y, Miyazaki T, Baba K. Bending properties of Ce-TZP/A nanocomposite clasps for removable partial dentures. Int J Prosthodont 2015;28(2):191-7. doi: 10. 11607/ijp.4113.
22. Vaddamanu SK, Alhamoudi FH, Chaturvedi S, Alqahtani NM, Addas MK, Alfarsi MA, et al. Retentive Forces and Deformation of Fitting Surface in RPD Clasp Made of Polyether-Ether-Ketone (PEEK). Polymers (Basel) 2023; 15(4):956. doi: 10.3390/polym15040956.
23. Bates JF. The mechanical properties of the cobalt-chromium alloys and their relation to partial denture design. Br Dent J 1965; 119(9):389-96. PMID: 5215087
24. Ghani F, Mahood M. A laboratory examination of the behaviour of cast cobalt-chromium clasps. J Oral Rehabil 1990;17(3):229-37. doi: 10.1111/j.1365-2842.1990.tb00003.x.
25. Kotake M, Wakabayashi N, Ai M, Yoneyama T, Hamanaka H. Fatigue resistance of titaniumnickel alloy cast clasps. Int J Prosthodont 1997;10(6):547-52. PMID: 949 5176