ว ทันต จุฬาฯ 2553;33:185-196
CU Dent J. 2010;33:175-196

บทวิทยาการ
Original Article

ความล้าเบี่ยงเบนของตะขอโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่นำกลับมาใช้ซ้ำ

เกศินี พัฒนเจริญ ท.บ.[1]
ภาณุพงศ์ วงศ์ไทย วท.บ.(เกียรตินิยม), วท.ม., อ.ท.(ทันตกรรมประดิษฐ์)[2]

[1]นิสิตบัณฑิตศึกษา ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
[2]ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาคุณสมบัติและความต้านทานต่อการล้าของตะขอโอบฟันโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่นำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำในอัตราส่วนผสมของโลหะเก่าและโลหะใหม่โดยน้ำหนักที่แตกต่างกัน

วัสดุและวิธีการ ชิ้นงานตัวอย่างตะขอโอบฟันที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจำนวน 45 ชิ้น ถูกแบ่งเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ชิ้น โดยกลุ่มที่ 1 ทำจากโลหะใหม่ทั้งหมด กลุ่มที่ 2 ทำจากโลหะใหม่ร้อยละ 50 ผสมกับโลหะเก่าร้อยละ 50 และกลุ่มที่ 3 ทำจากโลหะเก่าทั้งหมด โดยโลหะเก่าที่ใช้ผ่านการหลอมมาแล้ว 1 ครั้งเท่านั้น ชิ้นงานตัวอย่างกลุ่มละ 10 ชิ้น ถูกนำมาทดสอบการงอ โดยให้แรงจนกระทั่งชิ้นงานหัก และทำการบันทึกค่าคุณสมบัติต่าง ๆที่สนใจ ส่วนชิ้นงานตัวอย่างที่เหลือกลุ่มละ 5 ชิ้น จะถูกนำมาทดสอบความต้านทานต่อการล้า โดยให้แรงที่ทำให้เกิดการเบนออกของชิ้นงานเป็นระยะ 0.25 มม. ซ้ำ ๆ เพื่อจำลองการดีดตัวของตะขอโอบฟันเข้าออกจากส่วนคอดของฟันหลักในขณะถอดใส่ฟันปลอม จนกระทั่งชิ้นงานเริ่มเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรเป็นระยะ 0.1 มม. ในแนวดิ่ง ทำการบันทึกจำนวนรอบของการให้แรง จากนั้นนำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ผลด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว และเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยสถิติแบบแอลเอสดี

ผลการศึกษา ค่าเฉลี่ยของแรงที่จุดดราก ค่ามอดูลัสยืดหยุ่น และแรงที่ทำให้ชิ้นงานเบนออกไปเป็นระยะ 0.25 มม. ของตะขอที่ทำจากโลหะใหม่ทั้งหมดไม่แตกต่างกับตะขอที่ทำจากโลหะใหม่ร้อยละ 50 ผสมกับโลหะเก่าร้อยละ 50 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่มีค่าสูงกว่าตะขอที่ทำจากโลหะเก่าทั้งหมดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ตะขอที่ทำจากโลหะใหม่ทั้งหมดมีความต้านทานต่อการล้าเฉลี่ย (8,457 รอบ) สูงกว่าชิ้นงานตะขอที่ทำจากโลหะใหม่ร้อยละ 50 ผสมกับโลหะเก่าร้อยละ 50 (5,479 รอบ) และสูงกว่าชิ้นงานตะขอที่ทำจากโลหะเก่าทั้งหมด (2,880 รอบ) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ตามลำดับ ($p < 0.05$)

สรุป การนำโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมกลับมาใช้ซ้ำในอัตราส่วนผสมของโลหะเก่าที่มากขึ้น มีผลทำให้คุณสมบัติต่าง ๆ และความต้านทานต่อการล้าของตะขอโลหะเหวี่ยงลดลง

(ว ทันต จุฬาฯ 2553;33:185-196)

คำสำคัญ: *ความต้านทานต่อการล้า; ตะขอโอบฟัน; นำกลับมาใช้ซ้ำ; โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม*

บทนำ

เนื่องจากในสภาวะเศรษฐกิจปัจจุบันโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (cobalt-chromium alloy) ซึ่งเป็นโลหะที่นิยมใช้ในการทำโครงโลหะของฟันปลอมบางส่วนถอดได้มีราคาสูงขึ้น ห้องปฏิบัติการหลายแห่งจึงได้นำโลหะเก่าที่เหลือจากการเหวี่ยงครั้งก่อนมาผสมกับโลหะใหม่ในการเหวี่ยงโครงโลหะชิ้นใหม่ เพื่อเป็นการประหยัดโลหะ และลดค่าใช้จ่ายในการผลิตลง[1] นอกจากนี้ยังมีการพยายามนำโลหะผสมไททาเนียม (titanium alloy) มาใช้ในการทำโครงโลหะ เนื่องจากเป็นโลหะที่มีราคาถูกและมีคุณสมบัติที่ดีหลายประการ แต่อย่างไรก็ตามพบว่ายังคงมีปัญหาในการใช้งานอยู่มาก เช่น ต้องการเครื่องมือที่มีความซับซ้อนและราคาแพงในขบวนการหล่อแบบ มีความแข็งตึง (stiffness) ต่ำ มีความต้านทานต่อการล้า (fatigue resistance) ค่อนข้างต่ำ มีการแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินออกจากโครงโลหะ มีการเปลี่ยนสีที่ผิวของโลหะ และมีผู้ป่วยบางรายได้รับรสโลหะ ถึงแม้ว่าในปัจจุบันจะมีการพัฒนาปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะไททาเนียมให้ดีขึ้น แต่โดยรวมแล้วพบว่ายังมีข้อดีไม่เพียงพอที่จะนำมาทดแทนโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมได้[2,3,4]

การผลิตโครงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมตามห้องปฏิบัติการต่างๆ มีหลักในการปฏิบัติที่แตกต่างกันในการนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำ ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อกลสมบัติ (mechanical properties) ของโครงโลหะที่ได้ จนถึงปัจจุบันยังมีงานวิจัยจำนวนน้อยที่ทำการศึกษาถึงผลของการนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำ Harcourt[5] กล่าวว่าการหลอมโลหะผสมมากเกินไป นำไปสู่การเปลี่ยนแปลงส่วนประกอบ และทำให้การไหล (fluidity) ของโลหะผสมลง จึงแนะนำให้ผสมโลหะใหม่เข้าไปด้วย ในอัตราส่วนผสมของน้ำหนักโลหะใหม่อย่างน้อยต้องเท่ากับน้ำหนักของโลหะเก่า Lewis[6] พบว่า ค่าความแข็งแรงดึง (tensile strength) ของโลหะที่หลอมด้วยกระแสไฟฟ้ามีค่าคงที่ใน 3 รุ่นแรกของการหลอม โดยใช้โลหะเก่ารุ่นก่อนหน้าที่ผ่านการทดสอบกลสมบัติแล้วเป็นวัตถุดิบเริ่มต้นโดยไม่ผสมโลหะใหม่ Hesby และคณะ[1] ได้ศึกษาถึงการเปลี่ยนแปลงกลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่ผ่านการเหวี่ยงซ้ำ 4 ครั้ง ซึ่งแต่ละครั้งใช้ชิ้นส่วนของโลหะเก่าครั้งก่อนหน้าเป็นโลหะเริ่มต้นโดยไม่มีการผสมโลหะใหม่ พบว่าสามารถนำกลับมาใช้ซ้ำได้อย่างน้อยที่สุด 4 ครั้งโดยไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญของคุณสมบัติต่างๆ ได้แก่ ค่าความแข็งแรงดึง ความแข็งผิวร็อกเวลส์ (Rockwell's hardness) และค่าร้อยละของการยืดตัว (percentage of elongation) ของตัวอย่างในแต่ละรุ่น Nelson และคณะ[7]ได้ศึกษาถึงกลสมบัติของโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมที่ผ่านการเหวี่ยงซ้ำตั้งแต่ 1-100 ครั้ง ซึ่งทุกครั้งจะผสมโลหะเก่าที่ผ่านการเหวี่ยงในครั้งก่อนเข้ากับโลหะใหม่ในอัตราส่วนร้อยละ 50 พบว่ากลสมบัติและโครงสร้างจุลภาค (microstructure) ของโลหะในแต่ละรุ่นไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ Khamis[8] ได้ทำการศึกษาถึงผลของการนำโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม และโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมกลับมาใช้ซ้ำ พบว่าสามารถหลอมกลับมาใช้ใหม่ได้ 4 ครั้ง โดยไม่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของความต้านทานต่อการกัดกร่อน (corrosion resistance) Altay และคณะ[9] พบว่าสัดส่วนที่ใช้ปริมาณโลหะเก่ามากกว่าร้อยละ 50 มีผลทำให้คุณสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเปลี่ยนไป คือ เหวี่ยงได้ยากขึ้น การไหลลดลง และความต้านทานต่อการสึก (wear resistance) ลดลง Hariraksapitak[10] พบว่าเฉพาะกลสมบัติของโลหะที่เหวี่ยงโดยมีอัตราส่วนผสมระหว่างโลหะเก่าที่ผ่านการเหวี่ยง 1 ครั้งร้อยละ 25 กับโลหะใหม่ร้อยละ 75 เท่านั้นที่ผ่านเกณฑ์มาตรฐานตามข้อกำหนดที่ 14 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา สำหรับนำมาใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้

อย่างไรก็ตาม มีรายงานว่าโดยปกติแล้วความล้มเหลวทางกลของโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้มักไม่ได้เกิดขึ้นโดยทันที แต่มักเกิดขึ้นหลังจากการใช้งานเป็นระยะเวลาหลายปี ซึ่งแสดงให้เห็นว่าความล้มเหลวนี้อาจจะเกิดจากการที่โครงโลหะเกิดความล้าจากการได้รับความเค้น (stress) ซ้ำๆ เป็นเวลานาน ดังนั้น ความต้านทานต่อการล้าจึงเป็นปัจจัยที่สำคัญอย่างหนึ่งต่อความคงทนในทางคลินิกของวัสดุทางทันตกรรม[11] ผู้ทำการวิจัยจึงเล็งเห็นว่าควรจะมีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับผลของการนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำต่อความต้านทานต่อการล้าของแขนยึด (retentive arm) ของตะขอโอบฟัน (circumferential clasp) ซึ่งเป็นส่วนประกอบที่สำคัญที่สุดต่อการให้แรงยึดแก่ฟันปลอม แขนยึดเป็นส่วนประกอบที่พบว่ามักจะเกิดปัญหาตามมาหลังจากการใช้งานฟันปลอมของผู้ป่วยในระยะเวลาหนึ่ง ได้แก่ การเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร หรือการหักของตะขอจากความล้า[12-16] ซึ่งสาเหตุหนึ่งน่าจะเป็นผลมาจากการดีดตัวซ้ำๆ ของตะขอเข้าออกจากส่วนคอดของฟันหลักจากการถอดใส่ฟันปลอม จนผู้ป่วยรู้สึกได้ว่าฟันปลอมหลวม ซึ่งจะส่งผลต่อประสิทธิภาพในการบดเคี้ยว การพูด การกลืน ความรู้สึกสบายในขณะสวม

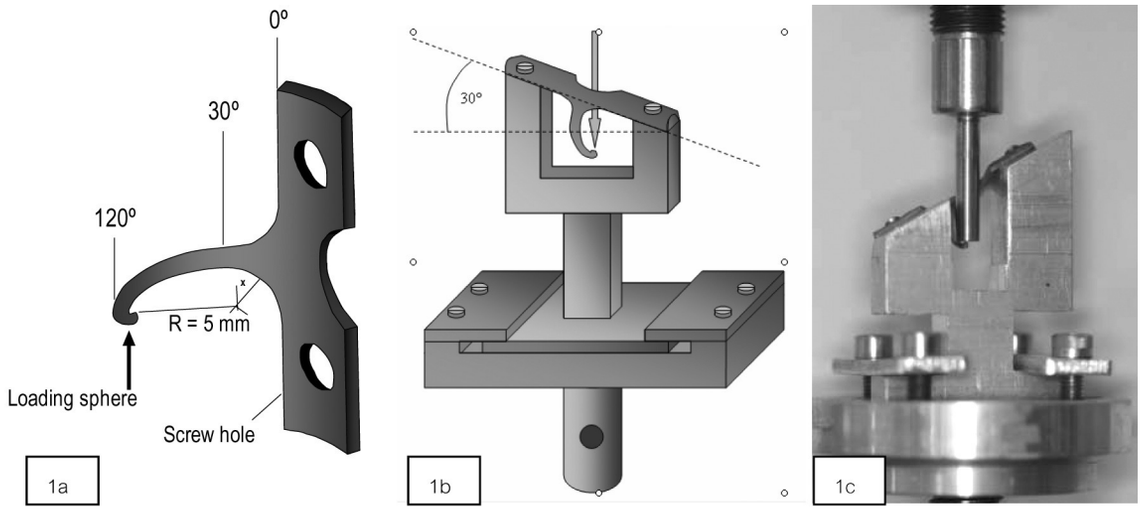
ใส่ฟันปลอม รวมถึงอาจมีผลเสียต่อฟันหรือเนื่อเยื่อในช่องปากอีกด้วย ผลที่ตามมาคือ ผู้ป่วยต้องเสียค่าใช้จ่ายเพิ่มขึ้นในการซ่อมฟันปลอมหรือทำฟันปลอมชิ้นใหม่ ดังนั้นจึงเป็นการลงทุนที่ไม่คุ้มค่าตราบใดที่ยังไม่มีการควบคุมตัวแปรที่สำคัญในการนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำอย่างถูกต้องเหมาะสม งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์ที่จะศึกษาถึงความต้านทานต่อการล้าและคุณสมบัติต่างๆ ได้แก่ แรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตกหัก แรงที่จุดคราก (yield point) ค่ามอดูลัสยืดหยุ่น (modulus of elasticity) แรงที่ทำให้ชิ้นงานเบนออกไปเป็นระยะ 0.25 มม. ระยะที่จุดคราก และระยะที่ชิ้นงานแตกหักของตะขอโอบฟันโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่ใช้อัตราส่วนผสมของโลหะเก่าและโลหะใหม่โดยน้ำหนักที่แตกต่างกัน

วัสดุและวิธีการ

การเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง

ทำการออกแบบชิ้นงานตัวอย่างซึ่งดัดแปลงมาจากชิ้นงานที่ใช้ในงานวิจัยของ Mahmoud ในปี 2007[17] ดังแสดงในรูปที่ 1 โดยนำแท่งอินเวสต์เมนต์ชนิดซิลิกาบอนด์ (silica bonded investment, Dentsply, U.S.A.) รูปทรงกระบอกที่มีรัศมี 5 มม. มาเป็นแบบจำลองแทนฟันหลักสำหรับวางกระสวนขี้ผึ้งตะขอพรีฟอร์มชนิด 21M (preformed clasp wax pattern: 21M, Flexseal patterns, Dentsply, U.S.A.) โดยส่วนต้นตะขอเริ่มต้นจากเพลท (plate) ซึ่งเจาะรูขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มม. จำนวน 2 รู สำหรับยึดสกรูเข้ากับอุปกรณ์ที่ใช้ยึดชิ้นงานเข้ากับเครื่องทดสอบสากล (universal testing machine, Instron 8872, USA) และวางกระสวนขี้ผึ้งโค้งไปตามพื้นผิวทรงกระบอกเป็นระยะ 120 องศา ตามแนวระนาบของพื้นผิวหน้าตัดทรงกระบอก (รูปที่ 1a) โดยที่แขนตะขอมีความกว้างและความหนาเฉลี่ยที่มุม 30 องศา เท่ากับ 1.58 มม. และ 1.30 มม. ตามลำดับ และมีความกว้างและความหนาเฉลี่ยที่มุม 120 องศา เท่ากับ 1.31 มม. และ 0.88 มม. ตามลำดับ

นำกระสวนขี้ผึ้งแกนค้างรูเท (sprue wax pattern) มายึดเข้ากับแบบขี้ผึ้งชิ้นตัวอย่างต้นแบบ ลงอินเวสต์เมนต์ชนิดซิลิกาบอนด์แบบละเอียด (V.R. investment system, Dentsply, U.S.A.) และทำการเหวี่ยงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (cobalt-chromium alloy, Vitallium, Dentsply, U.S.A.) หมายเลขรุ่น 2223 ด้วยเครื่องเหวี่ยงชนิดอาศัยแรงหนีศูนย์กลางขับเคลื่อนด้วยไฟฟ้า (centrifugal casting



รูปที่ 1: 1a - ภาพวาดแสดงชิ้นงานตัวอย่าง (ประกอบด้วยแขนตะขอ ตุ่มในการให้แรงกด และเพลท ซึ่งมีรูสำหรับให้สกรูยึดกับอุปกรณ์ยึดชิ้นงาน), 1b - ภาพวาดแสดงการยึดชิ้นงานตัวอย่างเข้ากับอุปกรณ์ยึดชิ้นงาน, 1c - ชิ้นงานที่ยึดเข้ากับอุปกรณ์ยึดชิ้นงาน และหัวกดซึ่งวางอยู่บนตุ่มในการให้แรงกดที่ส่วนปลายตะขอ

Fig. 1: 1a - Schematic illustration of test specimen. (Specimen consists of clasp arm, loading sphere and plate with screw hole for fixation with holder.), 1b - Schematic illustration of test specimen mounted with specimen holder., 1c - Mounted specimen with testing stylus set on loading sphere at clasp tip.

machine: Induction Casting Machine ECM4, Dentsply, USA) ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต นำชิ้นงานตัวอย่างต้นแบบที่ได้มาติดตุ่มรูปทรงกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.5 มม. ที่ด้านในส่วนปลายตะขอเพื่อเป็นจุดในการให้แรงกดในการทดสอบ ทำการลอกแบบชิ้นตัวอย่างต้นแบบโดยวิธีทำเบ้าอัดชิ้นตัวอย่างแบบแยก (split mold technique) ด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนชนิดปั้นได้ (putty type silicone impression material, Lab putty 90, Vertex Dental, Zeist, Netherlands) เพื่อใช้ในการสร้างแบบอะคริลิกเรซินสำหรับเหวี่ยงโลหะ โดยใช้อะคริลิกเรซินสำหรับสร้างแบบชนิดบ่มด้วยตนเอง (self cure inlay pattern resin, Dura Lay, Worth, U.S.A.) จากนั้นนำแบบอะคริลิกเรซินทั้งหมดไปทำการทำการเหวี่ยงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมตามขั้นตอนเช่นเดียวกับการเหวี่ยงโลหะชิ้นตัวอย่างต้นแบบ โดยใช้อัตราส่วนของโลหะใหม่ต่อโลหะเก่าที่ต่างกันในแต่ละกลุ่มดังนี้ กลุ่มที่ 1 ใช้อัตราส่วนผสมโดยน้ำหนักเป็นโลหะใหม่ร้อยละ 100 จำนวน 15 ชิ้น กลุ่มที่ 2 ใช้อัตราส่วนผสมโดยน้ำหนักระหว่างโลหะใหม่กับโลหะเก่าเป็นร้อยละ 50 ต่อ 50 จำนวน 15 ชิ้น กลุ่มที่ 3 ใช้อัตราส่วนผสมโดยน้ำหนักเป็นโลหะเก่าร้อยละ 100 จำนวน 15 ชิ้น โดยโลหะเก่าที่นำมาใช้ในกลุ่มที่ 2 และ 3 เป็นโลหะที่ผ่านการเหวี่ยงมาแล้ว 1 ครั้ง ซึ่งได้มาจากการตัดแกนค้างรูเทออกจากชิ้นตัวอย่างโลหะของกลุ่มที่ 1 ด้วยแผ่นคาร์บอรันดัม (caborundum disc, Dentsply, U.S.A.) และใช้หัวกรอหินกรอเอาอินเวสต์เมนต์ออกให้หมด ทำการเป่าทรายละเอียดขนาด 70 ไมครอน และใช้เครื่องทำความสะอาดด้วยไอน้ำ (steam cleaner, Dentsply, U.S.A.) จากนั้นจึงชั่งน้ำหนักโลหะเก่าและโลหะใหม่ให้ได้ปริมาณอัตราส่วนตามที่กำหนดไว้

ทำการขัดแต่งชิ้นโลหะตัวอย่างให้น้อยที่สุดเพื่อลดความคลาดเคลื่อนจากการเปลี่ยนแปลงขนาดและรูปร่างของตะขอ โดยใช้หัวกรอหินกรอแต่งเฉพาะส่วนเกิน แล้วนำไปทำความสะอาดโดยการเป่าทรายละเอียดขนาด 70 ไมครอน เลือกชิ้นตัวอย่างที่สมบูรณ์ซึ่งไม่มีจุดบกพร่องที่สามารถสังเกตเห็นได้เมื่อส่องดูด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (stereo microscope, ML 9300, MEIJI, JAPAN) จากนั้นนำมาตรวจสอบหาตำหนิภายในด้วยการถ่ายภาพรังสี โดยตั้งค่าความเข้มรังสีที่ 90 กิโลโวลต์ 15 มิลลิแอมแปร์ เวลา 3/5 วินาที ระยะห่างระหว่างปากกระบอกกับฟิล์ม 4 นิ้ว[18,19] ใช้ฟิล์มถ่ายภาพรังสีในช่องปากโกดัก อัลตราสปีด ขนาด 4 (Kodak ultra-speed dental film: size 4, Eastman Kodak company, U.S.A.) ทำการล้างฟิล์ม เป่าฟิล์มให้แห้ง แล้วตรวจดูด้วยตู้ดูฟิล์มและแว่นขยาย (กำลังขยาย 10 เท่า) เลือกเฉพาะชิ้นตัวอย่างที่ไม่มีฟองอากาศหรือรูพรุนภายในมาทำการทดสอบ

การทดสอบการงอ (Bending test)

นำชิ้นงานตัวอย่างกลุ่มละ 10 ชิ้นมาทดสอบ ทำการยึดชิ้นงานตัวอย่างเข้ากับอุปกรณ์ยึดชิ้นงาน และทำการยึดชิ้นงานเข้ากับเครื่องทดสอบสากล ให้แรงกดที่ตุ่มบริเวณด้านในส่วนปลายของตะขอ ในแนวตั้งฉากกับแนวรัศมีความโค้งของตะขอ และทำมุมกับระนาบตัดขวางของทรงกระบอกเป็นมุม 30 องศา (รูปที่ 1b และ 1c) เพื่อเป็นการจำลองมุมที่ทำให้ตะขออ้าออกในขณะที่แขนยึดของตะขอโอบฟันเคลื่อนตัวผ่านบริเวณส่วนป่อง (height of contour) ของฟัน[17] จนกระทั่งเกิดการหักของตะขอ บันทึกข้อมูลคุณสมบัติที่สนใจ รวมถึงแรงที่จุดคราก เพื่อนำไปใช้ในการควบคุมค่าแรงที่ใช้ในการทดสอบความล้าเบี่ยงเบนของตะขอให้ไม่เกินค่าแรงที่จุดคราก ทำให้ตะขอไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรตั้งแต่เริ่มต้นทำการทดสอบ

การทดสอบความล้าเบี่ยงเบน (Deflection fatigue test)

นำชิ้นงานตัวอย่างที่เหลือกลุ่มละ 5 ชิ้น มาทดสอบความล้าเบี่ยงเบนของตะขอ ซึ่งจะเป็นการจำลองสภาวะทางคลินิกในการดึงตัวซ้ำ ๆ ของแขนยึดของตะขอโอบฟันผ่านส่วนคอดของฟันปริมาณ 0.01 นิ้ว ซึ่งจะเกิดขึ้นในขณะที่คนไข้ถอดและใส่ฟันปลอม โดยให้แรงกดที่ตุ่มบริเวณด้านในส่วนปลายของตะขอเช่นเดิม ให้ตะขอเบนออก 0.25 มม. ด้วยความถี่ 2 เฮิร์ตซ์ จนกระทั่งชิ้นงานเริ่มเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร คือ ปลายตะขออ้าจากตำแหน่งเดิมเป็นระยะ 0.1 มม. ในแนวดิ่ง จึงทำการหยุดการทดสอบและบันทึกจำนวนรอบของการให้แรง

นำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ผลด้วยสถิติการวิเคราะห์ความ

แปรปรวนแบบทางเดียว (One-way Analysis of Variance) และเปรียบเทียบเชิงซ้อน (Multiple comparison) ด้วยสถิติแบบแอลเอสดี (LSD) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ผลการศึกษา

การทดสอบการงอ (Bending test) จากการทดสอบการงอจนกระทั่งเกิดการหักของตะขอ พบว่าได้ข้อมูลดังแสดงในตารางที่ 1 ซึ่งจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว พบว่าค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตกหัก ระยะที่จุดคราก และระยะที่ชิ้นงานแตกหักในแต่ละกลุ่มไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนค่าเฉลี่ยของแรงที่จุดครากค่ามอดูลัสยืดหยุ่นและแรงที่ทำให้ชิ้นงานเบนออกไปเป็นระยะ 0.25 มม. ของกลุ่มที่ 1 ไม่มีความแตกต่างกับค่าเฉลี่ยของกลุ่มที่ 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่มีค่าสูงกว่าค่าเฉลี่ยของกลุ่มที่ 3 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ค่าสถิติแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่าสถิติของผลการทดสอบเบนดิ้ง

Table 1. Means, standard deviations and p-value of bending test results.

properties	group 1	group 2	group 3	p-value
maximum load required for fracture (N) mean ± SD	121.094 ± 10.134	120.956 ± 16.860	110.014 ± 23.949	0.305
load at yield point (N) mean ± SD	74.807 ± 8.841	75.823 ± 8.792	64.920 ± 11.848	0.038*
Modulus of elasticity (MPa) mean ± SD	347.199 ± 47.903	346.302 ± 82.375	253.913 ± 114.744	0.033*
load required for 0.25 mm deflection (N) mean ± SD	39.730 ± 4.129	39.718 ± 8.945	32.045 ± 7.679	0.036*
distance at yield point (mm) mean ± SD	0.697 ± 0.069	0.612 ± 0.178	0.609 ± 0.083	0.196
distance at fracture point (mm) mean ± SD	2.240 ± 0.516	2.128 ± 0.390	1.863 ± 0.487	0.199

*significant difference at p = 0.05 level

N = Newton , MPa = Megapascal, mm = Millimeter

การทดสอบความล้าเบี่ยงเบน (Deflection fatigue test)

จากการทดสอบความล้าเบี่ยงเบนจนกระทั่งปลายตะขออ้าจากตำแหน่งเดิมเป็นระยะ 0.1 มม. ในแนวดิ่ง ได้ข้อมูลดังแสดงในตารางที่ 2 ซึ่งจากการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว พบว่าค่าเฉลี่ยของจำนวนรอบที่ตะขอเริ่มเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรในแต่ละกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังแสดงในตารางที่ 2 โดยพบว่าค่าเฉลี่ยของจำนวนรอบที่ตะขอเริ่มเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรของกลุ่มที่ 1 มีค่าสูงกว่ากลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 ตามลำดับ

วิจารณ์

จากผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตกหักพบว่า ค่าของชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 สามารถทนแรงได้มากที่สุดก่อนจะเกิดการแตกหัก รองลงมาคือ กลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 ตามลำดับ ถึงแม้ว่าค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตกหักจะไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ แต่เมื่อพิจารณาถึงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตกหัก จะเห็นได้ว่าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของกลุ่มที่ 3 มีค่าสูงที่สุด รองลงมาคือ กลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 1 ตามลำดับ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าคุณภาพของชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 มีความคงที่มากกว่าชิ้นงานในกลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 ตามลำดับ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตกหักของชิ้นงานในกลุ่มที่ 3 มีค่าสูงถึง 23.949 ซึ่งสูงกว่าค่าของกลุ่มที่ 1 ถึง 2 เท่า ซึ่งหากนำโลหะในกลุ่มที่ 3 นี้ไปทำโครงโลหะของฟันปลอมจะมีโอกาสสูงที่คนไข้จะได้รับชิ้นงานที่มีคุณภาพต่ำ ซึ่งหากชิ้นงานได้รับแรงในปริมาณที่สูง เช่น ฟันปลอมได้รับแรงกระแทกอย่างแรงในกรณีที่คนไข้ทำฟันปลอมตก จะทำให้ตะขอฟันปลอมหักได้

จากผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงที่จุดคราก พบว่าค่าของกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนค่าของกลุ่มที่ 3 มีค่าต่ำกว่าค่าของกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แสดงให้เห็นว่าชิ้นงานในกลุ่มที่ 3 สามารถเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรได้ด้วยแรงที่ต่ำกว่าชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ซึ่งสอดคล้องกับผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของค่ามอดูลัสยืดหยุ่นที่ให้ผลในทำนองเดียวกัน คือพบว่าค่าเฉลี่ยของค่ามอดูลัสยืดหยุ่นของชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนค่าของกลุ่มที่ 3 มีค่าต่ำกว่าค่าของกลุ่มที่ 1 และ 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ค่ามอดูลัสยืดหยุ่นเป็นค่าที่บ่งบอกถึงความแข็งตึงของวัสดุ การที่ชิ้นงานในกลุ่มที่ 3 มีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นหรือความแข็งตึงต่ำจึงเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรได้ง่ายกว่าเมื่อได้รับแรงที่ต่ำกว่ากลุ่มที่ 1 และ 2 ซึ่งหากนำโลหะในกลุ่มที่ 3 ไปทำโครงโลหะของฟันปลอมบางส่วนถอดได้จะมีผลเสียอย่างมากต่อส่วนโยงใหญ่ (Major connector) ซึ่งเป็นส่วนประกอบที่ต้องการความแข็งตึงสูง

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่าสถิติของผลการทดสอบความล้าเบี่ยงเบน

Table 2. Means, standard deviations and p-value of fatigue test results.

	Group1	Group2	Group3	p-value
Loading cycles (cycles) mean ± SD	8,457 ± 2,371.25	5,479 ± 1,466.28	2,880 ± 1,471.93	0.001*

*significant difference at p = 0.05 level

ค่าเฉลี่ยของแรงที่ทำให้ชิ้นงานในกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 เบนออกไปเป็นระยะ 0.25 มม. ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่มีค่ามากกว่าค่าเฉลี่ยของแรงที่ทำให้ชิ้นงานในกลุ่มที่ 3 เบนออกไปเป็นระยะ 0.25 มม. อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แสดงให้เห็นว่าตะขอโอบฟันที่ทำจากโลหะในกลุ่มที่ 3 ให้แรงยึดแก่ฟันปลอมได้ไม่ดีเท่าตะขอโอบฟันที่ทำจากโลหะในกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 เนื่องจากสามารถถูกทำให้อ้าออกจนพ้นจากส่วนคอดของฟันหลักที่มีปริมาณความคอดเท่ากับ 0.25 มม. หรือ 0.01 นิ้ว ได้ด้วยแรงที่น้อยกว่า

ผลการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของระยะที่จุดดรากซึ่งเป็นระยะที่ชิ้นงานตะขอได้รับแรงจนเบนไปจนถึงจุดดรากหรือจุดที่ตะขอเริ่มเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร พบว่าค่าในแต่ละกลุ่มไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เช่นเดียวกับค่าเฉลี่ยของระยะที่ชิ้นงานแตกหักในแต่ละกลุ่ม ซึ่งไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลที่ได้นี้สามารถนำไปอธิบายทางคลินิกได้ว่าเมื่อตะขอฟันปลอมได้รับแรงซึ่งทำให้ตะขออ้าออกเกิน 0.6 มม. ตะขอจะเริ่มเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร ซึ่งหากทันตแพทย์ไม่ได้ทำการวาดเส้นสำรวจ (survey line) อาจทำให้ออกแบบฟันปลอมไม่เหมาะสม เช่น วางปลายแขนยึดของตะขอไว้ที่ส่วนคอดของฟันในปริมาณที่มากเกินกว่า 0.6 มม. อาจทำให้ตะขอเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรได้ และหากออกแรงอ้าตะขอออกเกินระยะ 1.8 มม. จะทำให้ตะขอหักได้

ถึงแม้ว่าโดยรวมแล้วคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ได้จากการทดสอบการงอของชิ้นงานในกลุ่มที่ 2 จะไม่แตกต่างจากกลุ่มที่ 1 อย่างมีนัยสำคัญ แต่จากผลการทดสอบความล้าเบี่ยงเบนพบว่า ความต้านทานต่อการล้าของชิ้นงานในกลุ่มที่ 2 ต่ำกว่ากลุ่มที่ 1 อย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งหากประเมินอายุการใช้งานของตะขอตามรายงานของ Snyder[20] ในปี 1992 ซึ่งได้ประเมินไว้ว่า คนไข้จะถอดใส่ฟันปลอมประมาณ 1,500 ครั้งต่อปี พบว่าชิ้นงานตะขอในกลุ่มที่ 1 มีอายุการใช้งานเฉลี่ยก่อนที่จะเกิดการหลวมของตะขอเป็นเวลา 5.63 ปี ชิ้นงานตะขอในกลุ่มที่ 2 มีอายุการใช้งานเฉลี่ย 3.65 ปี ส่วนชิ้นงานตะขอในกลุ่มที่ 3 มีอายุการใช้งานเฉลี่ย 1.92 ปี ซึ่งจะเห็นได้ว่าการผลิตโครงโลหะโดยนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำในอัตราส่วนผสมร้อยละ 50 ทำให้อายุการใช้งานของตะขอลดลงเกือบ 2 ปี และการผลิตโครงโลหะโดยใช้โลหะเก่าทั้งหมดทำให้อายุการใช้งานลดลงถึง 3.71 ปี ซึ่งมีผลเสียทำให้คนไข้ต้องเสียค่าใช้จ่ายในการทำฟันปลอมชุดใหม่ก่อนเวลาอันควร ดังนั้นการนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำในอัตราส่วนผสมร้อยละ 50 จึงยังไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการผลิตโครงโลหะของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ควรทำการวิจัยเพื่อหาวิธีการหรืออัตราส่วนผสมของโลหะเก่าที่เหมาะสมต่อไป

ผลการวิจัยนี้มีความสอดคล้องกับงานวิจัยของ Harirak-sapitak[10] ที่พบว่ากลสมบัติของโลหะที่เหวี่ยงโดยมีอัตราส่วนผสมระหว่างโลหะเก่าร้อยละ 50 กับโลหะใหม่ร้อยละ 50 โดยที่โลหะเก่าผ่านการใช้ซ้ำ 1 ครั้งไม่ผ่านเกณฑ์มาตรฐานตามข้อกำหนดที่ 14 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา สำหรับนำมาใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ แต่มีความขัดแย้งกับผลงานวิจัยของ Lewis[6] ในปี 1975 และ Hesby1 ในปี 1980 ที่ยอมให้มีการนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำได้โดยไม่มีการผสมโลหะใหม่ลงไป และขัดแย้งกับผลการศึกษาของ Nelson[7] ในปี 1986 Altay[9] ในปี 1990/1991 และ Henrique[21] ในปี 1997 ที่ยอมให้มีการนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำได้ ในอัตราส่วนผสมของโลหะเก่าร้อยละ 50 โดย Nelson[7] พบว่าสามารถนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำกี่ครั้งก็ได้ หากผสมโลหะใหม่ในอัตราส่วนไม่ต่ำกว่าร้อยละ 50 โดยไม่มีผลกระทบต่อการใช้งานทางคลินิก กลสมบัติ และโครงสร้างจุลภาคของโลหะที่เหวี่ยงได้ ซึ่งการสรุปผลของการศึกษานี้อาศัยเพียงการประเมินค่าเฉลี่ยของข้อมูลจากตัวอย่างแต่ละรุ่นเปรียบเทียบกัน มิได้เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยด้วยสถิติ บทสรุปดังกล่าวจึงมีความน่าเชื่อถือน้อย ส่วน Henrique[21] ซึ่งศึกษาความต้านทานต่อการล้าของโลหะโดยการให้แรงเบนแท่งโลหะทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1.7 มม. ไปกลับ ข้างละ 2 องศา ซ้ำ ๆ จนกระทั่งชิ้นงานหัก สรุปว่าสามารถนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำได้ในอัตราส่วนร้อยละ 50 โดยไม่ทำให้ความต้านทานต่อการล้าของโครงโลหะเสียไป แต่งานวิจัยนี้ก็มีจุดบกพร่องตรงที่ไม่มีการควบคุมคุณภาพของชิ้นงานที่ดีพอ เนื่องจากไม่มีการถ่ายภาพรังสีเพื่อคัดชิ้นงานที่มีรูพรุนภายในออกก่อนทดสอบ แต่จากการส่องกล้องดูพื้นผิวของชิ้นงานที่แตกหักจากการทดสอบพบว่ามีรูพรุนในชิ้นงานเกิดขึ้น ซึ่งอาจทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนของผลการวิจัยได้ นอกจากนี้ลักษณะชิ้นงานยังแตกต่างจากตะขอฟัน

ปลอมที่ใช้ในทางคลินิกอีกด้วย

มีหลายการศึกษาที่พยายามอธิบายถึงสาเหตุที่การนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำทำให้กลสมบัติของโลหะด้อยลง Altay และคณะ[9] ได้เสนอแนวคิดว่าการผสมโลหะเก่าทำให้มีโอกาสที่จะเกิดการแทรกตัวของสิ่งปนเปื้อน ออกไซด์ และเศษวัสดุแปลกปลอม (inclusion) ในโลหะเพิ่มมากขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อผสมโลหะเก่าในปริมาณมาก จะยิ่งมีสิ่งปนเปื้อนที่อยู่ภายในโลหะเก่ามากขึ้น ซึ่งอาจสังเกตไม่เห็นด้วยตาเปล่า แต่ก็ส่งผลให้กลสมบัติของโลหะด้อยลงได้ ดังนั้นจึงมีนักวิจัยหลายท่านแนะนำว่าก่อนการนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำควรทำความสะอาดเอาอินเวสเมนต์ออกจากชิ้นงานให้ได้มากที่สุด โดยทำการเป่าทรายด้วยผงอะลูมินัมออกไซด์ และนำไปเข้าเครื่องทำความสะอาดแบบอัลตราโซนิคโดยใช้น้ำกลั่น เพื่อลดสิ่งปนเปื้อนซึ่งจะก่อให้เกิดผลเสียต่อกลสมบัติของโลหะให้น้อยที่สุด[21,1,7,22]

นอกจากนี้การหลอมโลหะเก่าซ้ำยังมีผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบภายในของโลหะ ซึ่งผลจะมากขึ้นตามจำนวนครั้งในการหลอมซ้ำ การได้รับความร้อนถึงระดับที่มีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางจุลภาคหลายครั้งอาจทำให้มีการสูญเสียธาตุโลหะบางตัวจากสภาวะออกซิเดชั่นหรือจากการระเหยได้ จึงก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงกลสมบัติของโลหะจากการเปลี่ยนแปลงปริมาณธาตุโลหะที่เป็นองค์ประกอบในแต่ละครั้งที่มีการนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำ ซึ่งถึงแม้ว่าการผสมโลหะใหม่อาจมีส่วนช่วยชดเชยธาตุโลหะบางตัวที่ขาดหายไป แต่ก็มิได้ช่วยให้กลสมบัติของโลหะที่เหวี่ยงได้ดีขึ้นแต่อย่างใด[23]

นอกจากปัญหาดังกล่าว การเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบภายในโลหะเมื่อผ่านการหลอมซ้ำยังส่งผลต่อกลสมบัติได้โดยทางอ้อม จากการที่โลหะเหวี่ยงได้ยากขึ้น เนื่องจากการไหลลดลง ทำให้เกิดการแยกตัวของโลหะ และปรากฏเป็นฟองอากาศหรือรูพรุนภายในโลหะหลังจากแข็งตัว ดังเช่นปัญหาที่พบในการ ศึกษาของ Hesby[1] ในปี 1980 และ Henriques[21] ในปี 1997

งานวิจัยนี้ได้ทำการถ่ายภาพรังสีเพื่อตรวจสอบรูพรุนภายในชิ้นงาน เพื่อคัดชิ้นงานที่ตรวจพบรูพรุนทั้งหมดออกจากการทดสอบ โดยพบว่ากลุ่มที่ 1 พบรูพรุนใน 2 ชิ้นงาน ซึ่งเป็นเพียงรูพรุนขนาดเล็ก และพบชิ้นละ 1 ตำแหน่งเท่านั้น กลุ่มที่ 2 พบรูพรุนในชิ้นงานจำนวน 5 ชิ้น ส่วนกลุ่มที่ 3 พบรูพรุนในชิ้นงานจำนวน 7 ชิ้น ซึ่งถึงแม้รูพรุนจะมีขนาดไม่ใหญ่มากนัก แต่กระจายอยู่หลายตำแหน่งในชิ้นงาน

งานวิจัยนี้ใช้โลหะไวทาเลียม (Vitallium®) ซึ่งเป็นโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย โดยได้แบ่งชิ้นงานตามอัตราส่วนผสมโดยน้ำหนักของโลหะเก่าและโลหะใหม่ที่แตกต่างกัน ออกเป็น 3 กลุ่มคือ กลุ่มที่ 1 ทำจากโลหะใหม่ทั้งหมด กลุ่มที่ 2 ทำจากโลหะใหม่ร้อยละ 50 ผสมกับโลหะเก่าร้อยละ 50 และกลุ่มที่ 3 ทำจากโลหะเก่าทั้งหมด เนื่องจากผู้ทำการวิจัยมุ่งเน้นที่จะทำการทดสอบข้อสรุปของงานวิจัยส่วนใหญ่[7,9,21] ที่กล่าวว่า สามารถนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำได้ในอัตราส่วนผสมของโลหะเก่าร้อยละ 50 โดยไม่ทำให้คุณภาพของโครงโลหะเสียไป รวมถึงคำแนะนำในการหล่อโลหะของบริษัทผู้ผลิตไวทาเลียมเองก็ได้กล่าวไว้ว่าสามารถนำโลหะเก่ากลับมาใช้ซ้ำได้โดยที่ควรมีอัตราส่วนของโลหะใหม่อย่างน้อยที่สุดร้อยละ 50 และในงานวิจัยนี้ใช้กระสวนขี้ผึ้งตะขอแบบพรีฟอร์มซึ่งใช้กันทั่วไปตามห้องปฏิบัติการ โดยเลือกแบบตะขอ 21M ซึ่งอาศัยหลักการจากการศึกษาของ Morris[24] ในปี 1983 และ Sato[25] ในปี 1995 ที่พบว่าแขนตะขอที่มีความกว้างและบางจะมีความเค้นน้อยกว่ารูปร่างหน้าตัดแบบอื่น ๆ โดยแขนของตะขอควรจะมีความกว้างที่สุดภายใต้ข้อจำกัดของสภาวะทางคลินิก เช่น ตำแหน่งของเส้นสำรวจ ความสูงของฟันหลัก และความสัมพันธ์ของการสบฟัน

สภาวะที่จำลองขึ้นเพื่อใช้ในงานวิจัยนี้อาจมีความแตกต่างจากสภาวะที่พบได้ในทางคลินิกจริงทั้งในแง่ขนาดและทิศทางของแรง นอกจากนี้ยังทำในบรรยากาศที่แห้ง แตกต่างจากสภาวะในช่องปากจริงที่มีน้ำลาย[26] จึงไม่สามารถควบคุมบางปัจจัยให้เหมือนในช่องปากได้จริง เช่น อุณหภูมิและความชื้น ซึ่งจากงานวิจัยของ Lassila[27] ในปี 1998 พบว่าสภาวะแวดล้อมที่เปียกอาจทำให้อัตราการสึกกร่อนสูงขึ้นและลดความต้านทานต่อการล้าของโลหะได้ และงานวิจัยนี้ไม่ได้ทำการทดสอบความล้าจนกระทั่งชิ้นงานหักดังเช่นในงานวิจัยอื่น ๆ เนื่องจากในงานวิจัยของ Mahmoud[26] ในปี 2005 ซึ่งได้ทำการทดสอบความล้าเบี่ยงเบนของตะขอโลหะที่ทำ

จากวัสดุต่างชนิดกันที่ปริมาณความคอดต่าง ๆ กัน พบว่าที่ปริมาณความคอด 0.25 มม. มีเพียง 1 ชิ้นงานจากทั้งหมด 15 ชิ้นที่เกิดการแตกหัก นอกนั้นพบว่าชิ้นงานตะขอสามารถทนแรงได้จนถึง 10^6 รอบ โดยไม่เกิดการแตกหัก ส่วนงานวิจัยอื่น ๆ[17,20,27,28,29] จะให้แรงเบนตะขอออกไปเป็นปริมาณ 0.5-0.75 มม. ซึ่งสูงกว่าปริมาณความคอดที่เหมาะสมสำหรับตะขอโอบฟันโลหะเหวี่ยงมากจึงเกิดการแตกหักของตะขอได้ ผู้ทำการวิจัยจึงได้เลือกที่จะทำการทดสอบโดยให้แรงกดให้ตะขอเบนออกไป 0.25 มม. ซึ่งเท่ากับปริมาณความคอดที่เหมาะสมสำหรับตะขอโอบฟันโลหะเหวี่ยง และหยุดการทดสอบเมื่อตะขอเริ่มเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร คือปลายตะขออ้าออกจากตำแหน่งเดิมในแนวดิ่งเป็นระยะ 0.1 มม ซึ่งน่าจะทำให้คนไข้รู้สึกได้ว่าตะขอฟันปลอมหลวม ซึ่งถือว่าเป็นความล้มเหลวอย่างหนึ่งในงานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ และจากการสำรวจพื้นผิวของหัวกดหลังการทดสอบไม่พบว่ามีการสึกของหัวกด มีเพียงรอยขีดข่วนเล็กน้อยเท่านั้น ซึ่งไม่ได้ทำให้ผลการวิจัยคลาดเคลื่อนแต่อย่างใด

ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของการทดสอบความล้าเบี่ยงเบนในงานวิจัยนี้มีค่าค่อนข้างสูง ซึ่งเป็นลักษณะที่พบได้ทั่วไปในงานทดสอบความล้า และยังมีข้อจำกัดในด้านงบประมาณและเวลาจึงไม่สามารถใช้จำนวนชิ้นงานที่มากได้ แต่อย่างไรก็ตามสามารถนำผลที่ได้ภายใต้ข้อจำกัดของงานวิจัยไปเป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับนำไปประยุกต์ใช้ในทางคลินิกต่อไปได้ นอกจากนี้ยังควรมีการศึกษาเพิ่มเติมถึงโครงสร้างจุลภาคและวิเคราะห์องค์ประกอบของธาตุโลหะเพื่อให้ได้ข้อมูลที่สามารถอธิบายถึงสาเหตุของกลสมบัติที่ต่ำลงรวมถึงความต้านทานต่อการล้าที่ลดลงได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น

สรุป

จากการศึกษาคุณสมบัติและความต้านทานต่อการล้าของตะขอโอบฟันโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมที่นำโลหะเก่าที่ผ่านการหลอม 1 ครั้ง กลับมาใช้ซ้ำในอัตราส่วนผสมของโลหะเก่าและโลหะใหม่โดยน้ำหนักที่แตกต่างกัน ภายใต้สภาวะแวดล้อมและข้อจำกัดของการวิจัย พบว่า

1. ค่าเฉลี่ยของแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตกหัก ค่าเฉลี่ยของระยะที่จุดคราก และค่าเฉลี่ยของระยะที่ชิ้นงานแตกหักในแต่ละกลุ่มไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนค่าเฉลี่ยของแรงที่จุดคราก ค่าเฉลี่ยของค่ามอดูลัสยืดหยุ่น และค่าเฉลี่ยของแรงที่ทำให้ชิ้นงานเบนออกไปเป็นระยะ 0.25 มม. ของตะขอที่ทำจากโลหะใหม่ทั้งหมดไม่มีความแตกต่างกับค่าเฉลี่ยของชิ้นงานตะขอที่ทำจากโลหะใหม่ร้อยละ 50 ผสมกับโลหะเก่าร้อยละ 50 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่มีค่าสูงกว่าค่าเฉลี่ยของชิ้นงานตะขอที่ทำจากโลหะเก่าทั้งหมด อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

2. ชิ้นงานที่ทำจากโลหะใหม่ทั้งหมดมีความต้านทานต่อการล้าเฉลี่ย (8,457 รอบ) สูงกว่าชิ้นงานที่ทำจากโลหะใหม่ร้อยละ 50 ผสมกับโลหะเก่าร้อยละ 50 (5,479 รอบ) และสูงกว่าชิ้นงานที่ทำจากโลหะเก่าทั้งหมด (2,880 รอบ) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ตามลำดับ ($p < 0.05$)

กิตติกรรมประกาศ

คุณความดีหรือประโยชน์ใด ๆ ที่ได้จากงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยขออุทิศแด่ รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ภาณุพงศ์ วงศ์ไทย อาจารย์ที่ปรึกษาผู้ซึ่งกรุณาชี้แนะแนวทางและให้คำแนะนำต่าง ๆ ที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งตลอดการทำงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยจะขอระลึกถึงพระคุณของอาจารย์ตลอดไป ขอให้อาจารย์ไปสู่สุคติเทอญ

งานวิจัยนี้ได้รับเงินทุนสนับสนุนจากทุนอุดหนุนวิทยานิพนธ์สำหรับนิสิต ครั้งที่ 2 ประจำปีงบประมาณ 2552 เลขที่ 77 จากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และได้รับความอนุเคราะห์จากสายน้ำทิพย์แลปที่ให้ความช่วยเหลือในการผลิตชิ้นงานวิจัย ผู้วิจัยขอขอบพระคุณทุกฝ่ายที่ให้การสนับสนุน รวมทั้งที่ไม่ได้กล่าวถึงมา ณ ที่นี้ด้วย

เอกสารอ้างอิง

1. Hesby DA, Kobes P, Garver DG, Pelleu GB Jr. Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. J Prosthet Dent. 1980;44:291-3.
2. Ohkubo C, Shimura I, Aoki T, Hanatani S, Hosoi T, Okabe T. In vitro wear assessment of titanium alloy teeth. J Prosthodont. 2002;11:263-9.
3. Sutton AJ, Rogers PM. Discoloration of a titanium

alloy removable partial denture: a clinical report. J Prosthodont. 2001;10:102-4.

4. Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos Mda G, Bezzon OL. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. J Prosthet Dent. 2002;88:290-6
5. Harcourt HJ. The remelting of cobalt-chromium alloys. Br Dent J. 1962;112:198-204. Cited in Henriques GE, Consani S, Rollo JM, Andrade e Silva F. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. J Prosthet Dent. 1997;78:146-52.
6. Lewis AJ. The effect of remelting on the mechanical properties of a nickel base partial denture casting alloy. Aust Dent J. 1975;20:89-93.
7. Nelson DR, Palik JF, Morris HF, Comella MC. Recasting a nickel-chromium alloy. J Prosthet Dent. 1986;55:122-7.
8. Khamis E, Seddik M. Corrosion evaluation of recasting non-precious dental alloys. Int Dent J. 1995;45:209-17.
9. Altay OT, Oktemet M, Demirel F, Kocaderell M. A comparative study of the internal structure, hardness and remelting properties of different combination of new chromium-cobalt alloys. Quintessence Dent Tech. 1990/1991:153-5.
10. Hariraksapitak P. Mechanical properties of the recycled cobalt-chromium alloys [dissertation]. Bangkok(BKK): Chulalongkorn University; 1997.
11. Gapido CG, Kobayashi H, Miyakawa O, Kohno S. Fatigue resistance of cast occlusal rests using Co-Cr and Ag-Pd-Cu-Au alloys. J Prosthet Dent. 2003;90:261-9.
12. Derry A, Bertram U. A clinical survey of removable partial dentures after 2 years usage. Acta Odontol Scand. 1970;28:581-98.
13. Bergman B, Hugoson A, Olsson CO. Caries, periodontal and prosthetic findings in patients with removable partial dentures: a ten-year longitudinal study. J Prosthet Dent. 1982;48:506-14.
14. Ben-Ur Z, Patael H, Cardash HS, Baharav H. The fracture of cobalt-chromium alloy removable partial dentures. Quintessence Int. 1986;17:797-801.
15. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. Acta Odontol Scand. 1993;51:363-9.
16. Sandu L, Faur N, Bortun C. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. J Prosthet Dent. 2007;97:39-44.
17. Mahmoud A. Pre-overloading to extend fatigue life of cast clasps. J Dent Res. 2007;86:868-72.
18. Wise HB, Kaiser DA. A radiographic technique for examination of internal defects in metal frameworks. J Prosthet Dent. 1979;42:594-5.
19. Elarbi EA, Ismail YH, Azarbal M, Saini TS. Radiographic detection of porosities in removable partial denture castings. J Prosthet Dent. 1985;54:674-7.
20. Snyder HA, Duncanson MG. The effect of clasp form on permanent deformation. Int J Prosthodont. 1992;5:345-50.
21. Henriques GE, Consani S, Rollo JM, Andrade e Silva F. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. J Prosthet Dent. 1997;78:146-52.
22. Hong JM, Razzoog ME, Lang BR. The effect of recasting on the oxidation layer of a palladium-silver porcelain alloy. J Prosthet Dent. 1988;59:420-5.
23. Asgar K, Techow BO, Jacobson JM. A new alloy for partial dentures. J Prosthet Dent. 1970;23:36-43.
24. Morris HF, Asgar K, Brudvik JS, Winkler S, Roberts EP. Stress-relaxation testing. Part IV: Clasp pattern dimensions and their influence on clasp

behavior. J Prosthet Dent. 1983;50:319-26.

25. Sato Y, Yuasa Y, Akagawa Y, Ohkawa S. An investigation of preferable taper and thickness ratios for cast circumferential clasp arms using finite element analysis. Int J Prosthodont. 1995;8: 392-7.

26. Mahmoud A, Wakabayashi N, Takahashi H, Ohyama T. Deflection fatigue of Ti-6Al-7Nb, Co-Cr, and gold alloy cast clasps. J Prosthet Dent. 2005;93:183-8.

27. Lassila LV, Vallittu PK. Effect of water and artificial saliva on the low cycle fatigue resistance of cobalt-chromium dental alloy. J Prosthet Dent. 1998;80:708-13.

28. Vallittu PK, Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. J Prosthet Dent. 1995;74:412-9.

29. Iwama CY, Preston JD. Cobalt-chromium-titanium alloy for removable partial dentures. Int J Prosthodont. 1997;10:309-17.

Deflection fatigue of recycled cobalt-chromium alloys cast clasp

Kesinee Pattanachareon D.D.S.[1]
Parnupong Wongthai BSc., D.D.S.(Hons.), M.S., Diplomate, Thai Board of Prosthodontics[2]

[1]Graduate student, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
[2]Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Abstracts

Objective The aim of this study was to investigate properties and fatigue resistance of cobalt-chromium alloy cast circumferential clasps recycled in different mixing ratios by weight between used alloy and new alloy.

Materials and methods Forty-five circumferential clasp samples made from cobalt-chromium alloy were divided into 3 groups (n=15 per group): 100% new alloy; 50% used alloy mixed with 50% new alloy; and 100% used alloy, which the used alloy was utilized only once. Ten samples per group were subjected to the bending test until fractured and data were recorded. The remaining 5 samples per group were subjected to cyclic deflection. The preset value of 0.25 mm was used to simulate the clasp deflection during insertion and removal of the removable partial denture over the undercut of the abutment, until a 0.1 mm permanent deformation occurred vertically. The number of loading cycles of each sample was recorded. One-way analysis of variance and LSD multiple comparison tests were used to compare the results of the 3 groups.

Results The 100% new alloy cast clasps showed significantly higher mean loads at yield point, modulus of elasticity and loads required for 0.25 mm deflection compared to the 100% used alloy cast clasps ($p < 0.05$), but showed no significant difference from those of the 50% used alloy mixed with 50% new alloy cast clasps. The mean fatigue resistance of the 100% new alloy cast clasps (8,457 cycles) was significantly higher than the 50% used alloy and 50% new alloy cast clasps (5,479 cycles) and the 100% previously used alloy cast clasps (2,880 cycles) respectively ($p < 0.05$).

Conclusion Recycle of cobalt-chromium alloy in the higher ratio of the used alloy reduces the properties and fatigue resistance of the cast clasp.

(CU Dent J. 2010;33:185-196)

Key words: *circumferential clasp; cobalt-chromium alloy; fatigue resistance; recycle*