ว ทันต จุฬาฯ 2557;37:251-58
CU Dent J. 2014;37:251-58

บทความปริทัศน์
Review Article

โลหะผสมที่ใช้ในการสร้างตะขอสำหรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ในปัจจุบัน

ใจแจ่ม สุวรรณเวลา ท.บ., Ph.D.[1]
มุทิตา พัวพิพัฒน์พงษ์ ท.บ., ป.บัณฑิต (ศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล)[2]

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

บทคัดย่อ

ตะขอสำหรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ ควรมีคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ กายภาพสมบัติ และกลสมบัติที่เหมาะสม ปัจจุบันมีวัสดุสำหรับสร้างตะขอหลายชนิด ได้แก่ โลหะ วัสดุสีเหมือนฟัน และวัสดุสีเหมือนเหงือก บทความปริทัศน์นี้ได้รวบรวมข้อมูลเกี่ยวกับโลหะชนิดต่าง ๆ ที่ใช้ในการทำตะขอในงานฟันเทียมบางส่วนถอดได้ในแง่ขององค์ประกอบและคุณสมบัติของโลหะ รวมถึงข้อบ่งใช้ ข้อดี และข้อด้อย เพื่อเป็นข้อมูลให้ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้งานในทางคลินิกได้อย่างเหมาะสม

(ว ทันต จุฬาฯ 2557;37:251-58)

คำสำคัญ: *ตะขอ; ฟันเทียมบางส่วนถอดได้; โลหะ*

ผู้รับผิดชอบบทความ ใจแจ่ม สุวรรณเวลา jaijam1220@gmail.com

บทนำ

ฟันเทียมบางส่วนถอดได้เป็นทางเลือกหนึ่งในการใส่ฟันสำหรับผู้ที่สูญเสียฟันไปบางส่วน ฟันเทียมบางส่วนถอดได้มีตะขอเป็นส่วนประกอบโดยยึดอยู่กับฟันหลัก ทำหน้าที่ป้องกันการเคลื่อนขยับของฟันเทียมออกจากที่ในขณะที่มีการใช้งาน ตะขอควรมีคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ (biomechanics) ที่พึงประสงค์ 6 ประการ คือ การยึดอยู่ (retention) การรองรับ (support) ความมีเสถียรภาพ (stability) ความสามารถในการประคองฟัน (reciprocation) การโอบรอบ (encirclement) และการไม่มีแรงกระทำต่อฟันหลักขณะใส่เข้าที่ (passivity)[1]

หลักเกณฑ์การออกแบบและการสร้างตะขอต้องมีความเข้มงวดเพื่อให้ฟันเทียมมีการยึดอยู่ดีและไม่ก่อให้เกิดอันตรายต่อฟันหลักและอวัยวะที่เกี่ยวข้อง ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อการยึดอยู่และการสร้างตะขอ[2] ได้แก่

- ความสามารถในการคืนตัวของวัสดุที่ใช้ทำตะขอ (flexibility) ขึ้นอยู่กับ ความยาวของแขนตะขอ โดยแขนตะขอที่มีความยาวมากจะมีการคืนตัวได้มาก ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของตะขอที่มีขนาดเล็กจะทำให้ตะขอมีการคืนตัวได้มาก รูปร่างหน้าตัดของตะขอกลมจะทำให้ตะขอมีการคืนตัวได้มากกว่าตะขอครึ่งวงกลมหรือรูปไข่โดยตะขอกลมจะมีการคืนตัวได้ทุกทิศทาง ตะขอที่มีความสอบจะมีความสามารถในการคืนตัวสูง โดยปลายตะขอควรมีขนาดเป็นครึ่งหนึ่งของต้นตะขอและมีปลายมน

- มุมเข้าหาของตะขอต่อส่วนคอด (angle of approach) หากตะขอทำมุมตรง (direct angle) ต่อส่วนคอด เช่น ตะขอที่มีแขนตะขอทอดมาจากด้านเหงือกขึ้นมาจับที่ส่วนคอด (gingival approaching clasp) ให้การยึดอยู่สูงกว่าตะขอที่มีแขนตะขอทอดมาจากด้านบดเคี้ยวลงมาจับที่ส่วนคอด (occlusal approaching clasp) เนื่องจากตะขอที่มีแขนตะขอทอดมาจากด้านบดเคี้ยวลงมาจับที่ส่วนคอดจะหลุดออกด้วยแรงดึง ในขณะที่ตะขอที่มีแขนตะขอทอดมาจากด้านเหงือกขึ้นมาจับที่ส่วนคอดจะหลุดออกด้วยแรงผลัก ซึ่งให้แรงยึดอยู่ที่มากกว่าแรงดึง

- ความลึกของส่วนคอด (depth of undercut) ส่วนคอดที่มีความลึกมากสามารถเพิ่มการยึดอยู่ของตะขอสูงขึ้น ดังนั้นตะขอที่จับในบริเวณส่วนคอดลึกต้องสามารถคืนตัวได้มาก เพื่อลดแรงกระทำต่อฟันหลักในขณะถอดใส่ฟันเทียม

คุณสมบัติที่สำคัญทางกายภาพ (physical properties) ที่สำคัญต่อการพิจารณาเลือกใช้โลหะผสมในการสร้างตะขอ ได้แก่

- อุณหภูมิหลอมเหลว (melting temperature) โลหะผสมจะมีช่วงการหลอมเหลวที่แตกต่างกันไปตามโลหะที่เป็นองค์ประกอบ

- การหดตัวในขณะขึ้นรูป (casting shrinkage) เกิดขึ้นเมื่อโลหะผสมที่หลอมเหลวถูกเทลงในปูนหล่อที่กำลังร้อน (heated investment) แล้วเริ่มเย็นตัวลง ทำให้ตะขอมีรูปร่างผิดไปหรือมีขนาดเล็กลงกว่าปกติ ซึ่งถูกชดเชยด้วยการขยายตัวของปูนหล่อ (investment expansion)

- ความหนาแน่นของโลหะ (density) เป็นปัจจัยที่สำคัญต่อขนาดและน้ำหนักของตะขอ ซึ่งจะมีผลต่อการยึดอยู่ของตะขอ เพื่อต้านการหลุดออกของฟันเทียมจากแรงดึงดูดของโลก

- ความต้านทานต่อการหมอง (tarnish resistance) เพื่อต้านต่อสภาวะออกซิเดชันที่สูงในช่องปาก ให้สีคงที่ และคุ้มค่า (cost effective)

กลสมบัติ (mechanical properties) ที่สำคัญต่อการพิจารณาเลือกใช้โลหะผสมในการสร้างตะขอ ได้แก่[3]

- ความแข็งผิว (hardness) เพื่อต้านทานต่อการสึก (abrasion resistance) ทำให้คงสภาพผิวที่ขัดเรียบและเงาอยู่ได้นานโดยไม่สึกกร่อน

- การยืดตัว (elongation) โลหะที่มีค่าการยืดตัวสูงจะสามารถดัดได้ง่าย มีค่าความเปราะลดลงและแตกหักยาก แต่จะมีความแข็งแรง (strength properties) ต่ำลง ค่าการยืดตัวสามารถเปลี่ยนแปลงได้จากการทำให้โลหะแข็งขึ้นโดยใช้แรงกระทำ (work hardening) ซึ่งโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจะทำได้ง่ายกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 และไททาเนียมบริสุทธิ์ ตัวอย่างเช่น การดัดตะขอ แต่การดัดบ่อยเกินไปจะทำให้โลหะมีความเปราะและแตกหักได้ง่าย

- กำลังดึงประลัย (ultimate tensile strength) คือ แรงสูงสุดที่จะทำให้โลหะเกิดการแตกหัก ใช้กำหนดความแข็งแรงโดยรวมของวัสดุ ซึ่งโลหะที่ใช้ทำตะขอควรต้องมีความแข็งแรงสูงเพื่อทนต่อแรงบดเคี้ยว

- ค่าความแข็งแรงที่จุดคราก (yield strength) คือ ความสามารถของวัสดุในการต้านทานแรงที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนรูปอย่างถาวร ค่าความแข็งแรงที่จุดครากสูงสามารถต้านทานต่อการเปลี่ยนรูปอย่างถาวรของตะขอได้

- ค่ามอดุลัสยืดหยุ่น (modulus of elasticity) คือ ค่าระดับความแกร่ง (stiffness) ในความต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุ เมื่อได้รับแรงกระทำ สามารถหาได้จากความชันของกราฟความเค้นและความเครียดของวัสดุในระยะแรกที่มีสมบัติยืดหยุ่น ตะขอที่มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นต่ำจะมีความสามารถในการคืนตัวสูง

- ความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพ (biocompatibility) โลหะผสมบางชนิดมีองค์ประกอบของโลหะที่เป็นพิษต่อร่างกาย ได้แก่ ปรอท (mercury) นิกเกิล (nickel) และเบริลเลียม (beryllium) ซึ่งอาจมีผลทำให้เกิดการแพ้และเป็นสารก่อมะเร็ง ซึ่งอุบัติการณ์ของการแพ้สารเหล่านี้พบได้มากกว่าการแพ้โลหะผสมทอง โลหะไททาเนียม (titanium) มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อที่สูงเป็นคุณสมบัติเด่น เหมาะสมต่อการนำมาใช้ในผู้ป่วยที่แพ้โลหะชนิดอื่น

- ความปลอดภัยในขณะผลิต (laboratory safety) ไอและฝุ่นจากโลหะผสม ในขณะที่มีการกรอแต่ง ขัด หรือปรับฟันเทียมก่อให้เกิดอันตรายแก่ช่างทันตกรรมในห้องปฏิบัติการ รวมทั้งทันตแพทย์และผู้ป่วยขณะทำการรักษาในคลินิกทันตกรรมได้

- ความสามารถในการขึ้นรูป (castability) ควรทำได้ง่ายไม่ยุ่งยาก การหล่อแบบตะขอด้วยโลหะไททาเนียมทำได้ยากที่สุด เนื่องจากมีจุดหลอมเหลวที่สูงมาก และต้องใช้เครื่องมือเฉพาะและก๊าซอาร์กอนในการหล่อแบบ

- ความแม่นยำ (accuracy) วัสดุที่ใช้ต้องสามารถสร้างตะขอได้อย่างแม่นยำเป็นที่ยอมรับได้ทางคลินิก จากการศึกษาพบว่า โลหะผสมพื้นฐาน (base metal alloys) มีความแม่นยำในการผลิตน้อยกว่าโลหะผสมทอง เนื่องจากกายภาพสมบัติของโลหะ

- การขัดแต่ง (ease of finishing) โลหะผสมทองชนิดที่ 4 และโลหะผสมไททาเนียม สามารถขัดแต่งได้ง่ายกว่าโลหะผสมในกลุ่มโลหะพื้นฐาน

- การขัดสีเคลือบฟัน (wear of tooth structure) โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมอาจทำให้เกิดการขัดสีเคลือบฟันได้เล็กน้อยจากการถอดใส่ฟันเทียมเป็นเวลานาน ๆ แต่จากการศึกษา ยังไม่พบการสึกของผิวเคลือบฟันอย่างชัดเจน

- ด้านราคา (cost factor) ราคาทองที่สูงขึ้น ทำให้โลหะผสมพื้นฐานได้รับความนิยมในการนำมาใช้ ด้วยกายภาพสมบัติและกลสมบัติที่ยอมรับได้ รวมทั้งราคาค่อนข้างคงที่และต่ำกว่าทองมาก ส่วนโลหะผสมไททาเนียมราคาไม่แพง แต่เครื่องมือที่ใช้ในการผลิตมีราคาสูง

ปัจจุบันมีการใช้วัสดุสำหรับสร้างตะขอหลายชนิดได้แก่ โลหะและวัสดุสีเหมือนฟันและเหงือก โลหะที่ใช้สร้างตะขอได้แก่ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (cobalt-chromium alloy) โลหะผสมทองชนิดที่ 4 (type IV gold alloy) เหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม (nickel-chromium alloy) ไททาเนียมบริสุทธิ์ (pure titanium) โลหะผสมไททาเนียม (Ti-6Al-4V titanium alloy) และโลหะผสมไททาเนียม-นิกเกิล (Ti-Ni alloy) เมื่อพิจารณาลักษณะการสร้างตะขอโลหะ สามารถแบ่งได้เป็นตะขอเหวี่ยง (cast clasps) ซึ่งนิยมทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและโลหะผสมทองชนิดที่ 4 และตะขอดัด (wrought clasps) ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมหรือโลหะผสมทองชนิดที่ 4^4 ส่วนวัสดุสีเหมือนฟันและวัสดุสีเหมือนเหงือก ได้แก่ polyoxymethylene และ thermoplastic materials

ปัจจุบัน ยังมีการศึกษาเปรียบเทียบเกี่ยวกับการเลือกใช้โลหะชนิดต่าง ๆ ในการทำตะขอสำหรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ในแง่ของคุณสมบัติทางกลน้อย บทความปริทัศน์นี้ จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อรวบรวมข้อมูลเกี่ยวกับองค์ประกอบของโลหะชนิดต่าง ๆ ที่ใช้ในการสร้างตะขอในงานฟันเทียมบางส่วนถอดได้ รวมถึงคุณสมบัติ ข้อบ่งใช้ ข้อดี และข้อด้อย

โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

องค์ประกอบ

โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมประกอบด้วยโคบอลต์ประมาณร้อยละ 60 และโครเมียมประมาณร้อยละ 30 โดยโคบอลต์ช่วยเพิ่มความแข็งแรง ความแข็งผิว สภาพยืดหยุ่นมอดุลัส และความแกร่ง ส่วนโครเมียมช่วยให้โลหะทนทานต่อการหมองและการสึก ส่วนประกอบที่เหลือคือ โมลิบดินัม ซิลิกอน เหล็ก แมงกานีส และคาร์บอน โดยโมลิบดินัมและซิลิกอนช่วยเพิ่มความแข็งแรงและความแข็งผิวด้วยการลดขนาดเกรนให้เล็กลง เหล็กช่วยปรับปรุงสมบัติได้ด้วยกรรมวิธีทางความเย็น (cold-working) แมงกานีสช่วยเพิ่มความแข็งแรงและการยืดตัว ลดปฏิกิริยาออกซิเดชันขณะหลอมโลหะผสม[3] คาร์บอนทำให้ความแข็งแรงและความแข็งผิวเพิ่มขึ้น และลดการยืดตัวลง

คุณสมบัติ ข้อบ่งใช้ ข้อดี และข้อด้อย

โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมสามารถทนต่อความเค้นสูงได้โดยไม่แตกหักซึ่งใกล้เคียงกับโลหะผสมทองชนิดที่ 4 มีน้ำหนักเบา เนื่องจากมีความหนาแน่นของโลหะน้อย มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นสูงกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ทำให้มีค่าความแกร่งสูงมาก ไม่เปลี่ยนรูปง่าย[5] แต่เนื่องจากมีการดีดตัว ระยะการยืดตัวและขีดยืดปฏิภาคต่ำ ทำให้มีโอกาสหักหรือเปลี่ยนรูปถาวร (permanent deformation) ได้[6] ทำให้ไม่เหมาะสมที่จะวางในตำแหน่งที่มีส่วนคอดลึก เพราะจะเกิดแรงกระทำต่อฟันหลักมาก ควรใช้ในบริเวณที่มีความลึกของส่วนคอด ประมาณ 0.01 นิ้ว[7] และควรมีความยาวแขนตะขอเท่ากับ 15 มิลลิเมตรจึงจะมีความยืดหยุ่นเพียงพอ[8]

โลหะผสมทองชนิดที่ 4

องค์ประกอบ

โลหะผสมทองชนิดที่ 4 เป็นโลหะมีตระกูล (noble metal alloy) ชนิดแข็งพิเศษ (extra hard) ประกอบด้วยทองประมาณร้อยละ 71-74 แพลเลเดียมประมาณร้อยละ 2-5 แพลทินัมประมาณร้อยละ 0-1 และธาตุอื่น ๆ เพื่อช่วยควบคุมช่วงหลอมเหลวและทำให้เกรนละเอียดขึ้น[3]

คุณสมบัติ ข้อบ่งใช้ ข้อดี และข้อด้อย

โลหะผสมทองชนิดที่ 4 มีจุดเด่นทางกายภาพสมบัติและกลสมบัติที่สำคัญ ได้แก่ มีการยืดตัวเพียงพอที่จะดัดแปลงรูปร่าง มีความเที่ยงของมิติสูง มีค่าความแข็งแรงที่จุดครากสูงและค่ามอดุลัสยืดหยุ่นต่ำ มีความแกร่งต่ำกว่า และช่วงยืดหยุ่น (elastic range) กว้างกว่าโลหะผสมพื้นฐาน[9] เช่น โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม และให้ความหยุ่นตัว (resiliency) ดี รวมทั้งให้ความสวยงาม[7] สามารถปรับปรุงกลสมบัติได้ด้วยกรรมวิธีทางความร้อน (heat treatment) จึงทำให้อ่อนตัวสำหรับปรับแต่งตะขอได้ และเพิ่มความแข็งด้วยกรรมวิธีทางความร้อน (hardening heat treatment) เพื่อเพิ่มขีดยืดปฏิภาคและค่ามอดุลัสยืดหยุ่นได้ ซึ่งเป็นการเพิ่มความต้านทานต่อแรงเค้นและแรงบิดต่าง ๆ สามารถทำให้บางลงโดยไม่สูญเสียความแข็งแรง โลหะชนิดนี้สามารถเชื่อมเข้ากับโลหะอื่น ๆ ได้ง่าย จึงสามารถนำมาใช้เป็นตะขอลวดดัด (wrough wire) และเชื่อมกับโครงโลหะที่ทำจากโลหะชนิดอื่นได้[10] นอกจากนั้นยังมีความสามารถในการคืนตัวสูงกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเกือบ 2 เท่า โดยตะขอที่สร้างด้วยโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ต้องการส่วนคอดลึก 0.03 นิ้ว สามารถใช้ในกรณีที่ต้องการวางตำแหน่งปลายตะขอบริเวณผิวของฟันหลักใกล้ขอบเหงือก (gingival 1/3)[11] มีข้อดีในการวางตะขอในตำแหน่งที่ต้องการความสวยงามหรือมีปัญหาปริทันต์ได้ โดยจะเกิดแรงงัดต่อฟันหลักน้อยกว่าโลหะผสมชนิดอื่น แต่มีข้อด้อยคือ ราคาสูงและสามารถเกิดการเปลี่ยนรูปถาวรได้หลังจากใช้งานเป็นเวลานาน[2]

โลหะผสมทองชนิดที่ 4 มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นต่ำ จึงสามารถนำมาสร้างตะขอดัด ซึ่งมีสมบัติในการคืนตัวได้มากกว่าตะขอเหวี่ยง โดยใช้ร่วมกับส่วนโยงใหญ่ที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ทำให้ตะขอมีความยืดหยุ่นและช่วยผ่อนความเค้น (stress-breaker) ให้กับฟันหลักได้ นอกจากนั้นแล้วตะขอดัดที่สร้างจากโลหะผสมทองชนิดที่ 4 สามารถปรับปรุงสมบัติด้วยกรรมวิธีทางความเย็น ซึ่งทำให้มีความแข็งผิว และกำลังดึงประลัยดีมากขึ้น สามารถใช้ในบริเวณที่มีความลึกของส่วนคอด 0.03 นิ้ว

เหล็กกล้าไร้สนิม

องค์ประกอบ

เหล็กกล้าไร้สนิมประกอบด้วยเหล็กเป็นองค์ประกอบหลักและโครเมียมประมาณร้อยละ 12-30 โดยมีคาร์บอนรวมอยู่ด้วยไม่เกินร้อยละ 1.2 โครเมียมทำให้เกิดการสร้างฟิล์มป้องกัน (passivation effect) และสร้างชั้นออกไซด์ (oxide layer) บนผิวโลหะ จึงต้านทานต่อการเกิดการหมองและการสึกได้ โดยเฉพาะเหล็กกล้าไร้สนิมผสมพิเศษ (austenitic form) ซึ่งมีการเพิ่มธาตุนิเกิล (Nickel) ทำให้เปลี่ยนโครงสร้างระดับจุลภาคทำให้มีความต้านทานต่อการสึกสูงที่สุด[12]

คุณสมบัติ ข้อบ่งใช้ ข้อดี และข้อด้อย

เหล็กกล้าไร้สนิมจะนิยมนำมาใช้เป็นตะขอดัด เนื่องจากมีกำลังดึงที่สูง และมีขีดจำกัดการผันแปรตรง (proportional limit) สูง สามารถดีดตัวได้ทั้งในแนวดิ่งและแนวราบ แตกต่างจากตะขอเหวี่ยงซึ่งสามารถดีดตัวในแนวราบได้เพียงอย่างเดียว จากการที่มีความสามารถในการคืนตัวได้ดี จึงสามารถใช้ในบริเวณที่มีส่วนคอดลึกกว่าตะขอเหวี่ยงได้ โดยตะขอดัดที่ทำด้วยเหล็กกล้าไร้สนิม ต้องการส่วนคอดลึก ประมาณ 0.02 นิ้ว นอกจากนั้นยังให้ความสวยงาม เพราะการสะท้อนแสงจากผิวกลมของลวดและมองเห็นได้น้อยกว่า ตะขอดัดมีข้อด้อยในเรื่องความแนบสนิท และการสูญเสียความแนบสนิทภายหลังการใช้งานเป็นเวลานาน รวมทั้งมีโอกาสหักได้ง่าย[13]

โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม

องค์ประกอบ

โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม ประกอบด้วยนิกเกิล ร้อยละ 67-80 โครเมียม ร้อยละ 12-20 เบริลเลียม ร้อยละ 0.5-2.0 และธาตุอื่น ได้แก่ ซิลิกอน คาร์บอน อะลูมิเนียม โมลิบดีนัม แมงกานีส และเหล็ก ร้อยละ 1.0[14] เกิดเป็นสารประกอบเชิงโลหะ Ni_3Al จากนิกเกิลและอะลูมิเนียม ช่วยเพิ่มความแข็งแรงและความแข็งผิว ส่วนเบริลเลียมช่วยลดช่วงการหลอมลงและสร้างโครงสร้างของเกรนใหม่ให้มากขึ้น[3]

คุณสมบัติ ข้อบ่งใช้ ข้อดี และข้อด้อย

จากสมบัติของนิกเกิลซึ่งเป็นองค์ประกอบแทนโคบอลต์ เมื่อเปรียบเทียบกับโลหะผสมโครเมียม-โคบอลต์ พบว่า มีกลสมบัติจะคล้ายคลึงกัน แต่โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมมีความแกร่งต่ำกว่า มีช่วงการหลอมต่ำกว่า ค่าดึงยืด (value of elongation) สูงกว่า ค่าความทนแรงดึงและขีดยืดปฏิภาคมีค่าต่ำกว่าโลหะผสมโครเมียม-โคบอลต์ สามารถปรับปรุงกลสมบัติโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมได้ด้วยกรรมวิธีทางความร้อน ทำให้ใช้งานได้ง่าย เหมาะสมต่อการใช้งานทางคลินิก ข้อด้อยของโลหะผสมชนิดนี้คือ มีองค์ประกอบของโลหะนิกเกิลมักทำให้เกิดการแพ้ได้ง่าย[11] ดังนั้น ปัจจุบันโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมจึงไม่เป็นที่นิยมใช้นำมาสร้างตะขอ

ไททาเนียม และ โลหะผสมไททาเนียม

องค์ประกอบ

ไททาเนียมประกอบด้วยไททาเนียมบริสุทธิ์ ร้อยละ 99.5-99.9 โดยมีไนโตรเจน ไฮโดรเจน และคาร์บอน อยู่ไม่เกินร้อยละ 0.03, 0.015 และ 0.1 โดยน้ำหนักตามลำดับ ส่วนโลหะผสมไททาเนียมเป็นไททาเนียมบริสุทธิ์ผสมกับธาตุหลายชนิด ได้แก่ อะลูมิเนียม แกเลียม ดีบุก คาร์บอน ออกซิเจน ไนโตรเจน วาเนเดียม ไนโอเบียม และโมลิบดีนัม โดยโลหะผสมไททาเนียมถูกผลิตขึ้นมาเพื่อเพิ่มกลสมบัติ เช่น ความแข็งผิว กำลังดึงประลัย ค่าความแข็งแรงที่จุดคราก[15] และความต้านทานการคืบ (creep resistance) เพื่อให้สามารถเชื่อมได้ (weldability) และตอบสนองต่อการปรับปรุงกลสมบัติด้วยกรรมวิธีทางความร้อนและสามารถขึ้นรูปได้ง่าย[16]

เมื่อเปรียบเทียบกลสมบัติของโลหะผสมไททาเนียม (Ti-6Al-4V) กับไททาเนียมบริสุทธิ์ พบว่า โลหะผสมไททาเนียม (Ti-6Al-4V) มีความหนาแน่นใกล้เคียงกับไททาเนียมบริสุทธิ์มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นสูงกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์เล็กน้อย โดยอะลูมิเนียมและวาเนเดียมที่เป็นองค์ประกอบในโลหะผสมจะทำให้ค่ามอดุลัสยืดหยุ่นเพิ่มขึ้นได้ประมาณร้อยละ 10 มีร้อยละของการยืดตัวต่ำกว่าเล็กน้อย มีสัมประสิทธิ์การขยายตัวเพื่อได้รับความร้อนใกล้เคียงกับไททาเนียมบริสุทธิ์ แต่มีกำลังดึงประลัยและค่าความแข็งแรงที่จุดครากสูงกว่าประมาณร้อยละ 60 และมีค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ (Vicker hardness number: CHN) สูงกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์ประมาณ 3 เท่า[15-17]

คุณสมบัติ ข้อบ่งใช้ ข้อดี และข้อด้อย

คุณสมบัติเด่นของไททาเนียมและโลหะผสมไททาเนียม คือ มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อสูง สามารถต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดี[18] เหมาะสมต่อการนำมาใช้ในผู้ป่วยที่แพ้โลหะชนิดอื่น[19] มีความแข็งแรงสูง และมีน้ำหนักเบา มีข้อเสียคือการหล่อแบบทำได้ยาก เนื่องจากจุดหลอมเหลวที่สูงมาก คือประมาณ 1700 องศาเซลเซียส และต้องใช้ก๊าซอาร์กอนในการหล่อแบบ เนื่องจากก๊าซออกซิเจนทำให้เกิดรูพรุน ซึ่งเป็นปัญหาด้านความสวยงาม และความเสี่ยงต่อการแตกหัก อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาพบว่า ปริมาณของรูพรุนที่เกิดขึ้นไม่ได้สัมพันธ์กับการแตกหักหรือการเปลี่ยนรูปถาวร (permanent deformation)[6] ปัญหาที่พบได้ในการใช้งานของตะขอไททาเนียมคือ การเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรของตะขอ การเปลี่ยนสีบริเวณผิวของไททาเนียม และการสึกของโลหะ[21]

ไททาเนียมและโลหะผสมไททาเนียมมีความหนาแน่นต่ำกว่าทองโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม และเหล็กกล้าไร้สนิม มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นหรือความแกร่งต่ำใกล้เคียงกับทอง แต่น้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและเหล็กกล้าไร้สนิมประมาณครึ่งหนึ่ง[16-18,22] ดังนั้น ตะขอฟันเทียมที่ทำจากโลหะไททาเนียมและโลหะผสมไททาเนียมจึงมีความสามารถในการคืนตัวสูงกว่า แข็งแกร่งน้อยกว่า สามารถใช้ในบริเวณที่มีความลึกของส่วนคอดได้มากกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เป็นประโยชน์ในการวางตะขอในตำแหน่งที่ต้องการความสวยงามหรือมีปัญหาปริทันต์ได้โดยไม่เกิดแรงงัดต่อฟันหลัก[6] และสามารถทำตะขอให้มีความยาวน้อยกว่าหรือหนากว่าตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมได้

จากสมบัติของไททาเนียมและโลหะผสมไททาเนียมที่มีความหนาแน่นน้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมประมาณครึ่งหนึ่ง ทำให้ฟันเทียมที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียม มีน้ำหนักเบากว่า ทำให้ผู้ป่วยรู้สึกพึงพอใจ สามารถถอดใส่ได้ง่าย และรู้สึกว่ามีความแนบสนิทกว่า อย่างไรก็ตามเนื่องจากสมบัติของ

โลหะที่มีความแกร่งต่ำ มีความยืดหยุ่นสูง ทำให้ต้องเพิ่มความหนาของส่วนโยงหลักเพื่อลดการบิดตัว ทำให้ฟันเทียมมีความหนาเพิ่มขึ้น จนอาจเป็นสาเหตุให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่สบายได้[23]

ไททาเนียมและโลหะผสมไททาเนียมมีความต้านทานต่อการล้าน้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม และโลหะผสมทองชนิดที่ 4 จึงควรหลีกเลี่ยงการดัดตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียม[5] นอกจากนั้น ตะขอที่สร้างจากโลหะผสมไททาเนียมสามารถคงสภาพการยึดอยู่ของตะขอได้ดีกว่า แต่จะมีแรงยึดอยู่น้อยกว่าตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม[24] และเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรได้ง่ายกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เนื่องจากมีความแกร่งต่ำกว่า[25]

โลหะผสมไททาเนียม-นิกเกิล

โลหะผสมไททาเนียม-นิกเกิล หรือที่มักเรียกว่าไนทินอล (nitinol) ประกอบด้วยนิกเกิลและไททาเนียมในปริมาณที่เท่ากัน[26] โดยจะมีคุณสมบัติเชิงกลเด่น ได้แก่ การจดจำรูปทรง (memory of shape) คือความสามารถในการทนต่อการเปลี่ยนรูปร่างที่อุณหภูมิหนึ่งโดยเมื่อถูกทำให้อยู่ในรูปร่างใหม่จะมีการคืนสภาพเดิมได้ จนกระทั่งถึงอุณหภูมิที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนรูปร่าง (transformation temperature) จึงมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างถาวร และความยืดหยุ่น (elastic characteristics) โดยความยืดหยุ่นยิ่งยวด (superelasticity) จะเกิดขึ้นเมื่ออยู่ในช่วงอุณหภูมิแคบ ๆ (narrow temperature) เหนือต่ออุณหภูมิที่ให้เกิดการเปลี่ยนรูปร่าง โดยความยืดหยุ่นที่ได้จะสูงกว่า 10-30 เท่าของโลหะทั่วไป[27]

โลหะผสมไททาเนียม-นิกเกิลไม่เป็นพิษต่อเซลล์และมีความเข้ากันได้กับยีน (genocompatible)[28-29] แต่อาจเกิดปัญหาการแพ้นิกเกิลได้[30] มีความต้านทานต่อการสึกกร่อนสูงกว่าเหล็กกล้าไร้สนิมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม[31] และการมีช่วงการยืดหยุ่นกว้าง ทำให้โลหะผสมชนิดนี้เหมาะสมต่อการเป็นตะขอ[32] ดังนั้น จึงนิยมใช้ในกรณีฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน (distal extension RPD) หรือฟันหลักที่ไม่แข็งแรง[33] นอกจากนั้นแล้วยังมีค่าแรงยึดอยู่เปลี่ยนแปลงน้อยภายหลังการใช้งานเป็นเวลานาน[11] ต่างจากตะขอที่ทำจากโลหะผสมชนิดอื่น และไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรทำให้เหมาะสมต่อการวางไว้ในตำแหน่งที่มีส่วนคอดที่ลึกกว่าได้[34] การใช้ตะขอเหวี่ยงที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียม-นิกเกิลแทนตะขอดัดมีข้อดีคือ ตะขอเป็นชิ้นส่วนเดียวกับโครงโลหะ ไม่ต้องมีการเชื่อม จึงมีความสามารถในการคืนตัวได้ดี และไม่เสียพื้นที่สำหรับการวางลวด ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในกรณีที่มีพื้นที่จำกัด ตะขอเหวี่ยงจะให้ความแนบมากกว่าตะขอดัดและมีความแกร่งที่คงที่กว่าโลหะผสมอื่น[11]

สรุป

โลหะผสมที่นำมาสร้างตะขอสำหรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ในปัจจุบันมีหลายชนิด ทันตแพทย์จำเป็นต้องทราบถึงองค์ประกอบของโลหะชนิดต่าง ๆ ที่นำมาสร้างตะขอ อีกทั้งคุณสมบัติ ข้อดี ข้อด้อย เพื่อเป็นแนวทางในการเลือกใช้ให้เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยแต่ละราย โลหะผสมที่ได้รับความนิยมมากที่สุดในปัจจุบันได้แก่ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เนื่องจากราคาถูก ทำได้ง่าย แต่สิ่งที่ควรคำนึงในการใช้โลหะผสมกลุ่มนี้ก็คือ โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจะมีความแกร่งเป็นสองเท่าของโลหะผสมทองหรือโลหะผสมไททาเนียม จึงต้องใช้ความลึกของส่วนคอดเพียง 0.01 นิ้ว ในขณะที่โลหะผสมทองหรือโลหะผสมไททาเนียมใช้ความลึกของส่วนคอด 0.02-0.03 นิ้ว ขึ้นกับความยาวของตะขอและขนาดของตัวฟัน นอกจากนั้นแล้วโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมมีการหดตัวในขณะขึ้นรูปมากกว่าทอง อาจทำให้ตะขอผิดรูปร่างหรือมีขนาดของไม่ถูกต้องตรงกับความเป็นจริงได้

แม้ว่าจะยังไม่มีโลหะชนิดใดที่มีคุณสมบัติที่เป็นอุดมคติ แต่โลหะที่ใช้อยู่ในปัจจุบันมีคุณสมบัติเป็นที่ยอมรับได้ ซึ่งวงการทันตกรรมได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีให้ก้าวหน้าอยู่ตลอดเวลา ไม่ว่าจะเป็นการพัฒนาในส่วนของวัสดุให้มีคุณสมบัติที่ดีขึ้น หรือเครื่องจักรที่ใช้ให้สามารถผลิตชิ้นงานได้ง่าย แม่นยำ และราคาถูกลงเพื่อให้ทันสมัยและเหมาะสมต่อการให้การรักษาแก่ผู้ป่วย

เอกสารอ้างอิง

1. Krol AJ. Clasp design for extension base removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1973;29:408-15.
2. McGiveney GP, Carr AB. McCracken's removable partial prosthodontics. 10th ed. St. Louis: Mosby, 1999.
3. Schneider R. Metal used to fabricate removable partial denture frameworks. J Dent Technol. 1996;13:35-42
4. Waldmeier MD, Grasso JE, Norberg GJ, Nowak MD. Bend testing of wrought wire removable partial denture alloys. J Prosthet Dent 1996;76:559-65.
5. Vallittu PK, Kokkonen M. Deflection fatique of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy denture clasp. J Prosthet Dent. 1995;74:412-9.
6. Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW, Pace LL. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent. 1997;78:187-93.

7. Khan SB, Greerts G. Aesthetic clasp design for removable partial dentures: a literature review. SADJ. 2005;60:190-4.
8. Bates JF. The mechanical properties of the cobalt-chromium alloys and their relation to partial denture design. Br Dent J. 1965;119:389-96.
9. VandenBrink JP, Wolfaardt JF, Faulkner MG. A comparison of various removable partial denture clasp materials and fabrication procedure for placing clasps on canine and premolar teeth. J Prosthet Dent. 1993;70:180-8.
10. MacGregor AR Fenn, Liddelow and Gimson's Clinical Dental Prosthetics. 3rd ed. London: Betterworths, 1989:241-2.
11. Kim D, Park C, Yi Y, Cho L. Comparison of cast Ti-Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps. J Prosthet Dent. 2004;91:374-82.
12. Manappallil JJ. Basic Dental Materials. 2nd ed. New Delhi: Jaypee Brothers, 2003:346-76.
13. Morris HF, Manz M, Stoffer W, Weir D. Casting alloys: the materials and the clinical effects. Adv Dent Res.1992;6:28-31.
14. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd ed. Chicaco: Quintessence, 1978:165-74.
15. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence Int. 1996;27:401-8.
16. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J. 1993;43:245-53.
17. McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. J Prosthodont. 1999;8:40-3.
18. Craig RG, Power JM. Restorative dental material. 11th ed. St.Louis: C.V. Mosby, 2002:488-94.
19. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1996:439.
20. Okabe T, Hero H. The use of titanium in dentistry. Cells Mater. 1995;5:211-30.
21. 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.
22. Togaya T, Kuwamura Y, Tsutsumi S, Tani Y, Ohyagi S. Aluminous cement bonded magnesia investment for titanium casting. J Jap Soc Dent Mater Devices. 1992;11:264-5.
23. Yamauchi M, Sakai M, Kawano J. Clinical application of pure titanium for cast plate dentures. Dent Mater J. 1988;7:39-47.
24. 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
25. Combe EC, Grant AA. The selection and properties of materials for dental practice. Br Dent J. 1973; 134:333-6.
26. Castleman LS, Motzkin SM, Alicandri FP, Bonawit VL. Biocompatibility of nitinol alloy as an implant material. J Biomed Mater Res. 1976;10:695-731.
27. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986;90:1-10.
28. Assad M, Chernyshov A, Leroux MA, Rivard CH. A new porous titanium-nickel alloy: Part 1. Cytotoxicity and genotoxicity evaluation. Biomed Mater Eng. 2002;12:225-37.
29. Assad M, Chernyshov A, Leroux MA, Rivard CH. A new porous titanium-nickel alloy: Part 2. Sensitization, irritation and acute systemic toxicity evaluation. Biomed Mater Eng. 2002;12:339-46.
30. TaiY, De Long R, Goodkind RJ, Douglas WH. Leaching of nickel, chromium, and beryllium ions from base metal alloy in an artificial oral environment. J Prothstet Dent.1992;68:692-7.
31. Speck KM, Fraker AC. Anodic polarization behavior of Ti-Ni and Ti-6A 1-4 V in simulated physiological solutions. J Dent Res. 1980;59:1590-5.
32. Miyazaki S, Otsuka K, Wayman CM. The shape memory mechanism associated with the martensitic transformation in Ti-Ni alloys. Part I: self-accommodation. Acta Metall. 1989;37:1873-84.
33. Frank RP, Brudvik JS, Nicholls JI. A comparison of the flexibility of wrought wire and cast circumferential clasps. J Prosthet Dent. 1983;49:471-6.
34. Kotake M. Retention of superelastic Ti-Ni alloy cast clasps. J Dent Mater. 1994;13:459-66.

Current metal alloys for removable partial denture clasp

Jaijam Suwanwela D.D.S., Ph.D.[1]
Mutita Puapipatpong D.D.S., Grad.Dip.in Clin.Sc. (Oral & Maxillofacial Surgery)[2]

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

Abstract

The ideal material for removable partial denture clasp should have good biomechanics, physical properties and mechanical properties. To date, there are varieties of clasp materials such as metal, tooth colored and gingiva colored materials. This article reviews composition, property and indication of materials used in removable partial denture clasp which can be used for the best clinical implication.

(CU Dent J. 2014;37:251-58)

***Key words**: clasp; metals; removable partial denture*

Correspondence to Jaijam Suwanwela, jaijam1220@gmail.com