ว ทันต จุฬาฯ 2548;28:155-66
CU Dent J. 2005;28:155-66

บทความปริทัศน์
Review Article

ไททาเนียมสำหรับฟันปลอมถอดได้

อาทร สุทธิวราภิรักษ์ ท.บ. (เกียรตินิยม)[1]
แมนสรวง อักษรนุกิจ ท.บ. (เกียรตินิยม), วท.ม., วท.ด.[2]

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

บทคัดย่อ

ไททาเนียมและโลหะผสมไททาเนียมได้ถูกนำมาใช้ในการทำโครงโลหะสำหรับฟันปลอมถอดได้เนื่องจากมีสมบัติที่เหมาะสม ได้แก่ มีความแข็งแรงสูง น้ำหนักเบา ค่ามอดุลัสยืดหยุ่นต่ำ ความต้านทานต่อการกัดกร่อนสูง และมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อสูง อย่างไรก็ตาม การใช้งานฟันปลอมที่ทำจากโลหะไททาเนียมยังคงมีข้อจำกัดบางประการซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้ไททาเนียมยังได้รับความนิยมน้อย ได้แก่ การหล่อแบบยาก การเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรของตะขอ การแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินออกจากโครงโลหะ การเปลี่ยนสีของผิวโลหะ รวมทั้งปัญหาการสึกของโลหะ บทความปริทัศน์นี้ได้บรรยายถึงสมบัติและการพัฒนาโลหะไททาเนียมเพื่อนำมาใช้ทำโครงโลหะสำหรับฟันปลอมถอดได้ นอกจากนี้ ยังได้รวบรวมความแตกต่างระหว่างไททาเนียมและโลหะผสมไททาเนียมเปรียบเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ตลอดจนข้อได้เปรียบและข้อจำกัดในการนำโลหะไททาเนียมมาใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ เพื่อเป็นแนวทางให้ทันตแพทย์สามารถพิจารณาเลือกใช้โลหะที่เหมาะสมสำหรับทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้

(ว ทันต จุฬาฯ 2548,28:155-66)

คำสำคัญ: ไททาเนียม; ฟันปลอมถอดได้; โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

บทนำ

โครงโลหะ (metal framework) เป็นส่วนประกอบสำคัญที่ทำหน้าที่หลายประการซึ่งล้วนแต่จำเป็นต่อการทำงานของฟันปลอมถอดได้ชนิดโครงโลหะ ตั้งแต่ให้การยึดอยู่ (retention) สร้างเสถียรภาพ (stability) การกระจายแรงบดเคี้ยว (distribution of force) และช่วยรองรับแรงที่ฟันปลอมได้รับ (support) โครงโลหะจึงเป็นตัวแปรสำคัญที่ช่วยเสริมประสิทธิภาพและส่งผลต่อความสำเร็จหรือความล้มเหลวของฟันปลอมถอดได้ชนิดโครงโลหะ ซึ่งทำให้มีการศึกษาและให้ความสำคัญอย่างมากต่อการออกแบบโครงโลหะ รวมทั้งวัสดุที่ใช้ทำโครงโลหะให้มีความเหมาะสมกับสมบัติที่ต้องการขององค์ประกอบต่าง ๆ และเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพในการทำงานสูงสุดในขณะเดียวกัน[1]

การเลือกใช้โลหะเพื่อนำมาใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ ต้องคำนึงถึงสมบัติที่เอื้ออำนวยต่อการทำหน้าที่ของส่วนประกอบต่าง ๆ ของฟันปลอมอย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งแต่ละส่วนนั้นต้องการสมบัติของโลหะที่แตกต่างกันตามความหลากหลายในการทำหน้าที่ โดยสมบัติที่นำมาพิจารณา ได้แก่ ความแข็งเกร็ง (rigidity) ความสามารถในการคืนตัว (flexibility) การยึดตัว

(elongation) ความแข็งผิว (hardness) ความต้านทานต่อการหมอง (tarnish resistance) น้ำหนักต่อหน่วย (unit weight) สมบัติเกี่ยวกับการหล่อแบบ (casting properties) รวมทั้งปัจจัยราคา[2]

โลหะที่ใช้ทำฟันปลอมถอดได้ในประเทศไทยมีหลายชนิด ได้แก่ โลหะผสมทองชนิดที่ 4 โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม รวมทั้งเหล็กกล้าไร้สนิม[3] ในปัจจุบันไททาเนียมทั้งในรูปแบบไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียมได้ถูกนำมาใช้ทำโครงโลหะสำหรับฟันปลอมถอดได้ในหลายประเทศ เนื่องจากมีสมบัติเด่นหลายประการ ได้แก่ มีความแข็งแรงสูง น้ำหนักเบา ค่ามอดุลัสยืดหยุ่น (elastic modulus) ต่ำ ความต้านทานต่อการกัดกร่อนสูง และมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อสูง[4,5] นอกจากนี้ไททาเนียมยังถูกนำมาใช้เป็นโลหะทางเลือกสำหรับผู้ป่วยที่แพ้โลหะชนิดอื่นที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้[6,7] อย่างไรก็ตามพบว่า การใช้งานฟันปลอมที่ทำจากโลหะไททาเนียมยังมีข้อจำกัดบางประการ ได้แก่ การหล่อแบบโลหะที่ทำได้ยาก การเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรของตะขอ การแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินออกจากโครงโลหะ การเปลี่ยนสีบริเวณผิวของไททาเนียม รวมทั้งปัญหาการสึกของโลหะไททาเนียม เช่น ครอบฟันหรือซี่ฟันปลอมโลหะเหวี่ยงซึ่งพบได้บ่อย[8] บทความนี้ได้รวบรวมข้อแตกต่างระหว่างไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ข้อได้เปรียบ ตลอดจนข้อจำกัดในการนำโลหะไททาเนียมมาใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ เพื่อเป็นแนวทางให้ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้โลหะที่เหมาะสมสำหรับทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้

ไททาเนียม

ไททาเนียม (Ti) เป็นธาตุบริสุทธิ์ในตารางธาตุมีเลขอะตอมเท่ากับ 22 มีน้ำหนักอะตอมเท่ากับ 47.9 เป็นธาตุที่มีมากเป็นอันดับที่ 9 ของโลก และเป็นธาตุโลหะที่มีมากเป็นอันดับที่ 4 รองจากอะลูมิเนียม เหล็ก และแมกนีเซียม[9] ไททาเนียมเป็นธาตุที่มีความไวต่อปฏิกิริยา ดังนั้น ในธรรมชาติจึงไม่พบไททาเนียมในรูปแบบธาตุบริสุทธิ์แต่จะอยู่ในรูปของสินแร่ไททาเนียม (Ti ores) ได้แก่ รูไทล์ (rutile; TiO_2) หรืออิลเมนไนท์ (ilmenite; $FeTiO_3$)[10]

Dr. Wilhelm Kroll ได้ค้นพบกระบวนการในการสกัดไททาเนียมบริสุทธิ์ (commercially pured titanium) ออกจากสินแร่ไททาเนียม หรือที่เรียกว่ากระบวนการของโครล (Kroll process)[11] โดยการเผาสินแร่ไททาเนียม ได้แก่ รูไทล์หรืออิลเมนไนท์กับธาตุคาร์บอนและคลอรีนที่อุณหภูมิ 500 องศาเซลเซียส จนได้ไททาเนียมเตตระคลอไรด์ ($TiCl_4$) จากนั้นรีดิวซ์ไททาเนียมเตตระคลอไรด์ด้วยโซเดียมหรือแมกนีเซียมที่อุณหภูมิ 850 องศาเซลเซียส ทำให้เกิดเป็นฟองไททาเนียม (Ti sponge) หลังจากนั้น จึงรวมฟองไททาเนียมเข้าด้วยกันภายใต้สุญญากาศหรือก๊าซอาร์กอนได้เป็นก้อนโลหะไททาเนียม (Ti ingots)[12] การค้นพบกระบวนการของ Dr. Wilhelm Kroll ทำให้เขาได้ชื่อว่าเป็นบิดาแห่งอุตสาหกรรมไททาเนียม[13]

ไททาเนียมบริสุทธิ์

ไททาเนียมบริสุทธิ์มีโครงสร้างผลึกทรงกระบอกหกเหลี่ยมแบบอัดแน่น (hexagonal close-pack: HCP) ที่สภาวะอุณหภูมิห้อง ซึ่งอยู่ในรูปแบบแอลฟา (alpha form) เมื่อให้อุณหภูมิสูงถึง 883 องศาเซลเซียส จะเกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกไปเป็นลูกบาศก์แบบบอดีเซ็นเตอร์ (body-centered cubic: BCC) ซึ่งอยู่ในรูปแบบเบต้า (beta form) โดยโครงสร้างผลึกลูกบาศก์แบบบอดีเซ็นเตอร์จะคงอยู่จนถึงจุดหลอมเหลวที่อุณหภูมิประมาณ 1,700 องศาเซลเซียส[10] เมื่อไททาเนียมบริสุทธิ์มีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกจะทำให้สมบัติของมันเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม[9] โดยไททาเนียมบริสุทธิ์ในรูปแบบเบต้าจะมีความแข็งแรงสูงกว่าแต่มีความเปราะมากกว่ารูปแบบแอลฟา[5,14] นอกจากนี้ การเติมธาตุบางอย่างลงไปเพียงเล็กน้อยในขั้นตอนการผลิต ได้แก่ คาร์บอน ออกซิเจน ไนโตรเจน และเหล็ก สามารถเพิ่มกลสมบัติของไททาเนียมได้อย่างมีนัยสำคัญ เช่น ความแข็งผิว กำลังดึงประลัย (utimate tensile strength) กำลังคราก (yield strength)[9,13] และยังทำให้สามารถแบ่งไททาเนียมบริสุทธิ์ได้เป็น 4 เกรด ตามการจำแนกของ The American Society of Testing and Materials (ASTM) ได้แก่ ไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 1, 2, 3 และ 4 โดยกลสมบัติของไททาเนียมบริสุทธิ์จะเพิ่มขึ้นตามเกรดที่เพิ่มขึ้น[12]

ไททาเนียมบริสุทธิ์มีน้ำหนักเบา มีความหนาแน่นต่ำประมาณ 4.5 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งน้อยกว่าทอง โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม และเหล็กกล้าไร้สนิม มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่น ประมาณ 100-104 จิกกะปาสคาล ซึ่งใกล้เคียงกับทอง

แต่น้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและเหล็กกล้าไร้สนิมประมาณครึ่งหนึ่ง มีค่ากำลังครากอยู่ระหว่าง 170 ถึง 485 เมกกะปาสคาล มีค่ากำลังดึงประลัยอยู่ระหว่าง 240 ถึง 550 เมกกะปาสคาลและมีค่าร้อยละของการยืดตัว (% elongation) ประมาณ 15-24 ซึ่งขึ้นอยู่กับไททาเนียมแต่ละเกรด[5,10,15,16] อย่างไรก็ตามพบว่า การใช้งานของไททาเนียมบริสุทธิ์ยังคงมีข้อจำกัดเนื่องจากยังมีความแข็งแรงค่อนข้างต่ำและมีความต้านทานต่อการสึกค่อนข้างต่ำ[17] ทำให้ไม่เหมาะสมต่อการใช้งานในบริเวณที่มีความเค้นสูง เช่น สะพานฟันยาวหรือโครงโลหะฟันปลอมถอดได้[18] จึงได้มีการนำโลหะผสมไททาเนียม (titanium alloys) ซึ่งมีกลสมบัติสูงกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์มาใช้ในทางทันตกรรม โดยพัฒนาจากโลหะผสมไททาเนียมที่ใช้ในทางอุตสาหกรรมและวัสดุอากาศยาน[13]

โลหะผสมไททาเนียม

โลหะผสมไททาเนียมเกิดจากการนำไททาเนียมบริสุทธิ์มาผสมกับธาตุบางชนิดในสัดส่วนที่แน่นอนซึ่งโลหะผสมไททาเนียมมีอยู่หลายชนิดด้วยกันขึ้นกับธาตุที่นำมาผสม[9] วัตถุประสงค์ของการผลิตโลหะผสมไททาเนียมเพื่อเพิ่มความแข็งแรง เพิ่มความต้านทานต่อการคืบ (creep resistance) ทำให้สามารถเชื่อมต่อได้ สามารถตอบสนองต่อการปรับปรุงสมบัติด้วยความร้อนและสามารถขึ้นรูปได้ง่าย[10]

โลหะผสมไททาเนียมที่ใช้ในทางทันตกรรมมี 3 รูปแบบ ได้แก่ รูปแบบแอลฟา รูปแบบเบต้า และรูปแบบแอลฟา-เบต้า ซึ่งแต่ละรูปแบบเกิดจากการเติมธาตุบางชนิดลงไปในสัดส่วนที่แน่นอนขณะที่มีการให้ความร้อนแก่ไททาเนียมบริสุทธิ์ ธาตุที่ผสมลงไปจะทำหน้าที่เป็นตัวคงสภาพวัฏภาค (phase-condition stabilizer)[9] ธาตุหลายชนิด ได้แก่ อะลูมิเนียม แกเลี่ยม ดีบุก รวมทั้งคาร์บอน ออกซิเจน และไนโตรเจน ทำหน้าที่เป็นตัวคงวัฏภาคแอลฟา (alpha stabilizer) ในขณะที่ธาตุหลายชนิด ได้แก่ วานาเดียม ไนโอเบียม โมลิบดินั่ม ทำหน้าที่เป็นตัวคงวัฏภาคเบต้า (beta stabilizer) ของโลหะผสมไททาเนียม[10,15] ตัวคงวัฏภาคแอลฟาจะขยายขอบเขตของวัฏภาคแอลฟาของโลหะผสมและเพิ่มอุณหภูมิในการเปลี่ยนสภาพไปเป็นวัฏภาคเบต้า (beta-transformation temperature) ส่วนตัวคงวัฏภาคเบต้าจะขยายขอบเขตของวัฏภาคเบต้าในโลหะผสมและลดอุณหภูมิในการเปลี่ยนสภาพไปเป็นวัฏภาคเบต้า

โดยทั่วไปโลหะผสมไททาเนียมวัฏภาคแอลฟา มีสมบัติสามารถเชื่อมต่อได้ และมีความต้านทานต่อการสึกกร่อนดีแต่จะขึ้นรูปได้ยากที่อุณหภูมิห้อง ส่วนโลหะผสมไททาเนียมวัฏภาคเบต้ามีสมบัติสามารถตีให้แผ่ได้ (malleable) จึงมีประโยชน์ในทางทันตกรรมจัดฟัน[19] ในขณะที่โลหะผสมไททาเนียมวัฏภาคแอลฟา-เบต้าจะมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น สามารถขึ้นรูปได้ง่ายแต่จะเชื่อมต่อได้ยาก ดังนั้น จึงต้องมีการปรับปรุงสมบัติด้วยความร้อนหรือความร้อนและเคมีหลังจากหล่อแบบซึ่งจะทำให้ได้โลหะผสมที่มีสมบัติตามต้องการ[5,20]

โลหะผสมไททาเนียมที่นิยมมากที่สุดในทางทันตกรรม ได้แก่ โลหะผสมไททาเนียมที่ประกอบด้วยไททาเนียมร้อยละ 90 โดยน้ำหนัก อะลูมิเนียมร้อยละ 6 โดยน้ำหนักและวานาเดียมร้อยละ 4 โดยน้ำหนัก หรือ Ti-6Al-4V[9,10,13] โดยที่อุณหภูมิห้องประกอบด้วย 2 วัฏภาค คือ วัฏภาคแอลฟาและเบต้า อะลูมิเนียมจะทำหน้าที่คงวัฏภาคแอลฟาทำให้โลหะมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้นและมีน้ำหนักเบา และวานาเดียมทำหน้าที่เป็นตัวคงวัฏภาคเบต้า

กลสมบัติของโลหะผสมไททาเนียมแอลฟาและเบต้าถูกกำหนดโดยปริมาณ ขนาด รูปร่าง และโครงสร้างของวัฏภาคแอลฟา รวมทั้งความหนาแน่นของรอยต่อระหว่างวัฏภาคแอลฟาและเบต้า (alpha-beta interface) โดยพบว่า โครงสร้างเกรนผลึกที่มีเกรนแอลฟาขนาดเล็ก (น้อยกว่า 20 ไมครอน) มีการกระจายตัวของวัฏภาคเบต้าสม่ำเสมอและมีพื้นที่ผิวรอยต่อระหว่างวัฏภาคแอลฟาและเบต้าน้อย จะสามารถต้านทานต่อการเกิดรอยแตกจากความล้า (fatigue crack initiation) และมีกำลังล้า (fatigue strength) สูง[5]

เมื่อเปรียบเทียบกลสมบัติของโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V กับไททาเนียมบริสุทธิ์ พบว่า โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V มีความหนาแน่นใกล้เคียงกับไททาเนียมบริสุทธิ์ มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นสูงกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์เล็กน้อย มีค่าร้อยละของการยืดตัวต่ำกว่าเล็กน้อย มีสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนใกล้เคียงกับไททาเนียมบริสุทธิ์ แต่มีกำลังดึงประลัยและกำลังครากสูงกว่าประมาณร้อยละ 60 และมีค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์สูงกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์ประมาณ 3 เท่า[9,10,13,15]

อย่างไรก็ตาม ความเป็นพิษต่อเซลล์ (cytotoxicity) ของธาตุวานาเดียมยังเป็นที่ถกเถียงกัน[21-25] จึงได้มีการนำธาตุไนโอเบียม (Nb) ซึ่งเป็นธาตุโลหะในตารางธาตุหมู่ Va มีเลข

อะตอมเท่ากับ 41[12] มาใช้ทดแทนธาตุวานาเดียมในโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V เนื่องจากไนโอเบียมมีสมบัติคล้ายวานาเดียม คือ สามารถทำหน้าที่เป็นตัวคงวัฏภาคเบต้าในโลหะผสมซึ่งจำเป็นในการเกิดรูปแบบแอลฟา-เบต้า ทำให้เกิดโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb โดย Semlitsch และคณะได้รายงานการใช้โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb เพื่อเป็นวัสดุสำหรับงานศัลยกรรมกระดูกเป็นครั้งแรกในปี 1992[26]

Kobayashi และคณะได้เปรียบเทียบกลสมบัติระหว่างโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb และ Ti-6Al-4V พบว่าโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb มีกำลังดึงต่ำกว่า Ti-6Al-4V เล็กน้อย แต่มีร้อยละของการยืดตัวสูงกว่าประมาณร้อยละ 40 และเมื่อเปรียบความต้านทานต่อการกัดกร่อนโดยนำโลหะผสมทั้งสองชนิดแช่ในสารละลายกรดแลคติกร้อยละ 1 เป็นเวลานาน พบว่า โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb มีการปลดปล่อยไททาเนียมอิออนออกมาในสารละลายน้อยกว่า[27] นอกจากนี้ Wang และคณะพบว่า โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb มีความสามารถในการหล่อแบบต่ำกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์แต่มีรูพรุนจากการหล่อแบบน้อยกว่า[28]

ในปี 1983 The American Society for Testing and Materials (ASTM) ได้จำแนกไททาเนียมออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ[10,12-15] คือ

1. ไททาเนียมบริสุทธิ์ 4 ชนิด ได้แก่ ไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 1, 2, 3, 4

2. โลหะผสมไททาเนียม 3 ชนิด ได้แก่ โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V Extra Low Interstitial; ELI (low components) และ Ti-Al-Nb

โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V ชนิด Extra Low Interstitial (ELI) หมายถึงโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V ที่มีธาตุออกซิเจนเป็นองค์ประกอบแทรกอยู่ระหว่างวัฏภาคในระดับต่ำ ซึ่งการมีธาตุออกซิเจนในปริมาณน้อยและมีธาตุเหล็กหลงเหลืออยู่ในโลหะ ทำให้สามารถปรับปรุงสภาพดึงยืดได้ (ductility) ของโลหะให้เพิ่มขึ้นได้เล็กน้อย[15]

สมบัติของไททาเนียม

Craig และ Power ได้กล่าวไว้ว่า ไททาเนียมเป็นวัสดุที่เหมาะสมที่สุด (material of choice) ในทางทันตกรรม[5] เนื่องจากมีสมบัติที่โดดเด่นหลายประการ ได้แก่ มีน้ำหนักเบา มีความหนาแน่นต่ำ มีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นหรือความแข็งตึง (stiffness) ต่ำ นอกจากนี้ ยังมีชั้นออกไซด์ที่มีเสถียรภาพสูงปกคลุม ทำให้มีความต้านทานต่อการกัดกร่อนและมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่ออย่างดีเยี่ยม[4,5] Wang และ Li พบว่า โลหะไททาเนียม ที่ใช้ทำฟันปลอมติดแน่นและฟันปลอมถอดได้ไม่มีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของยีน (mutagenic) รวมทั้งมีความเสี่ยงต่อการเป็นพิษต่อเซลล์ในเซลล์สร้างเส้นใยของหนู (mouse fibroblast) น้อยมากเมื่อเทียบกับโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม[29] จากสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อนี้เองทำให้ไททาเนียมถูกนำมาใช้เป็นโลหะทางเลือกสำหรับผู้ป่วยที่แพ้โลหะชนิดอื่นๆ Latta และ McDougal ได้รายงานการรักษาผู้ป่วยหญิงที่มีประวัติการแพ้นิกเกิลโดยใส่ฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมให้กับผู้ป่วยและติดตามผล พบว่า ผู้ป่วยสามารถใช้งานฟันปลอมดังกล่าวได้โดยไม่เกิดปฏิกิริยาอันไม่พึงประสงค์หรือปฏิกิริยาการแพ้โลหะดังกล่าว และได้แนะนำฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมไททาเนียมเพื่อเป็นทางเลือกสำหรับผู้ป่วยที่แพ้นิกเกิล[6] Kononen และคณะได้รายงานการวางแผนการรักษาผู้ป่วยชายซึ่งมีประวัติการแพ้โลหะโคบอลต์ด้วยฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 และได้เสนอว่าโลหะไททาเนียมเป็นวัสดุที่เหมาะสมต่อการนำมาใช้ทำโครงโลหะสำหรับผู้ป่วยที่แพ้โลหะชนิดอื่น ๆ[7]

โลหะไททาเนียมทั้งในรูปไททาเนียมบริสุทธิ์หรือโลหะผสมไททาเนียมสามารถเกิดออกไซด์ได้หลายชนิดขึ้นอยู่กับชนิดของโลหะและสภาพแวดล้อม พบว่า ไททาเนียมไดออกไซด์ (TiO_2) เป็นออกไซด์ที่มีความเสถียรมากที่สุดโดยสามารถคงตัวที่อุณหภูมิและความเป็นกรด-ด่างในช่วงกว้าง ทำให้สามารถทนต่อสภาวะรีดิวซ์อย่างอ่อน สภาวะเป็นกลาง สภาวะออกซิไดซ์ที่รุนแรง รวมทั้งอุณหภูมิสูงได้[9,13] Kasemo พบว่า เมื่อให้ไททาเนียมสัมผัสกับอากาศในเวลาเป็นมิลลิวินาทีจะเกิดชั้นออกไซด์หนาประมาณ 10 อังสตรอม และเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นเป็นนาที ชั้นออกไซด์ดังกล่าวจะหนาขึ้นถึง 100 อังสตรอม ชั้นออกไซด์ที่เกิดขึ้นทำให้โลหะไททาเนียมมีสมบัติเฉื่อยต่อการเกิดปฏิกิริยา[30] จึงมีความต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดีที่สภาวะปกติพบว่า อัตราการละลายตัวของไททาเนียมไดออกไซด์มีค่าน้อยมาก โดยจะพบการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยที่ผิวของโลหะไททาเนียมเมื่อเวลาผ่านไป นอกจากนี้พบว่า ชั้นออกไซด์ที่เกิดขึ้นสามารถซ่อมแซมตัวเองได้เมื่อถูกทำลาย โดยการ

ซ่อมแซมจะเกิดขึ้นทันทีเมื่อชั้นออกไซด์ได้รับความเสียหาย[9,13] และเนื่องจากชั้นออกไซด์มีสมบัติไม่ยอมให้สารซึมผ่านได้ ดังนั้น เมื่อเกิดชั้นออกไซด์ขึ้น ออกซิเจนจากภายนอกจึงไม่สามารถผ่านเข้าไปสัมผัสกับโลหะไททาเนียมเกิดเป็นชั้นออกไซด์ได้อีก ผลก็คือเมื่อชั้นออกไซด์ถูกสร้างได้ความหนาระดับหนึ่งก็จะหยุดการสร้างทันที โดยองค์ประกอบ โครงสร้าง ความหนาของชั้นออกไซด์ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่าง ได้แก่ วิธีการขึ้นรูป ความหยาบของผิว ชนิดของสารหล่อเย็นขณะขึ้นรูป และขั้นตอนการทำให้ปราศจากเชื้อ และชั้นออกไซด์ดังกล่าวยังมีสมบัติที่ยอมให้ของเหลว โปรตีน รวมทั้งเนื้อเยื่ออ่อนและเนื้อเยื่อแข็งภายในร่างกายเข้ามาสัมผัสและยึดติดกับพื้นผิวได้โดยตรงจึงมีประโยชน์ในทางทันตกรรมรากเทียม[10] จากสมบัติต่างๆ ที่กล่าวมาทำให้ไททาเนียมทั้งในรูปไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียมถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมอย่างมากมาย รวมทั้งเป็นโลหะสำหรับโครงโลหะฟันปลอมถอดได้

ความแตกต่างระหว่างไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม

ความแตกต่างของกลสมบัติบางประการระหว่างไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงกลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ไททาเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมไททาเนียม

Table 1 Mechanical properties of cobalt-chromium alloy, commercially pured titanium, and titanium alloys

Metal	Cobalt-chromium alloy	Grade 1-4 commercially pured titanium	Titanium alloys
Elastic modulus (GPa)	218-240[10,15]	100-104[10,15,16]	110-114[15,16]
Ultimate tensile strength (MPa)	700[10,15]	240-550[10,15,16]	895-930[15,16]
Yield strength (MPa)	450[15]	170-485[15,16]	825-869[15,16]
% Elongation	8-10[10,15]	15-2410,[15,16]	6-10[15,16]
Density (g/cm^3)	8.5[10,15]	4.5[5,10,15]	4.4[15]

จากตารางที่ 1 พบว่า ไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียมมีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นต่ำกว่าค่ามอดุลัสยืดหยุ่นของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมประมาณครึ่งหนึ่ง โลหะผสมไททาเนียมมีค่ากำลังดึงประลัยและกำลังครากสูงสุด รองลงมาได้แก่โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและไททาเนียมบริสุทธิ์ตามลำดับ ไททาเนียมบริสุทธิ์มีค่าร้อยละของการยืดตัวมากกว่าโลหะผสมไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม นอกจากนี้ไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียมมีค่าความหนาแน่นน้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมประมาณครึ่งหนึ่ง

ความแตกต่างที่สำคัญระหว่างไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม ได้แก่ ค่ามอดุลัสยืดหยุ่นหรือความแข็งตึง[5] ค่ามอดุลัสยืดหยุ่นของไททาเนียมที่มีค่าน้อยกว่าค่ามอดุลัสยืดหยุ่นของโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมประมาณครึ่งหนึ่งเป็นข้อได้เปรียบของโลหะไททาเนียม ทำให้ตะขอฟันปลอมที่ทำจากไททาเนียมมีความสามารถในการคืนตัวสูงกว่า เกิดแรงงัดต่อฟันหลักน้อยกว่าและสามารถจับปริมาณความคอดได้มากกว่า[31] Bates แนะนำว่าตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมควรใช้ปริมาณความคอดเท่ากับ 0.25 มิลลิเมตรและควรมีความยาวแขนตะขอเท่ากับ 15 มิลลิเมตรจึงจะมีความยืดหยุ่นเพียงพอ[32,33] ในทางปฏิบัติ ฟันบางซี่ เช่น ฟันกรามน้อยที่ไม่สามารถทำตะขอให้มีความยาวของแขนตะขอดังกล่าวได้ จะทำให้เกิดแรงงัดต่อฟันหลักเพิ่มขึ้นโดย Yuasa และคณะพบว่า การถอดตะขอออกจากฟันหลักซึ่งเป็นฟันกรามน้อยที่มีความยาวเพียง 8 มิลลิเมตรต้องใช้แรงในการถอดตะขอถึง 150 นิวตัน หรือประมาณ 15 กิโลกรัม[34]

Rodrigues และคณะ ได้เปรียบเทียบแรงยึดของตะขอ

ที่ทำจากโลหะไททาเนียมเทียบกับตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม พบว่า ตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์สามารถคงสภาพการยึดอยู่ของตะขอได้ดีกว่า แต่จะมีแรงยึดอยู่ของตะขอน้อยกว่าตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเมื่อใช้งานเป็นระยะเวลา 5 ปี[35] Bridgeman และคณะพบว่า ที่ปริมาณความคอดน้อย (0.25 มม.) การยึดอยู่ของตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมและโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมไม่แตกต่างกันเมื่อใช้งานเป็นระยะเวลา 3 ปี แต่ที่ปริมาณความคอดมาก (0.75 มม.) ตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมมีการสูญเสียการยึดอยู่ของตะขอน้อยกว่า[31] อย่างไรก็ตาม Vallittu และ Kokkonen ได้เปรียบเทียบความต้านทานต่อการล้า (fatigue resistance) ของตะขอ พบว่า ตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมมีความต้านทานต่อการล้าต่ำกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 และโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม นอกจากนี้ยังพบว่า การกระตุ้นตะขอด้วยการดัดจะทำให้ความต้านทานต่อการล้าของตะขอที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเพิ่มขึ้นได้ตั้งแต่ร้อยละ 43 ถึง 165 แต่ทำให้ความต้านทานต่อการล้าของตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V ลดลงร้อยละ 18 และ 54 ตามลำดับ จึงแนะนำว่าควรหลีกเลี่ยงการดัดตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียม[36]

นอกจากนี้ จากสมบัติของไททาเนียมที่มีความหนาแน่นน้อยกว่าและน้ำหนักเบากว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมประมาณครึ่งหนึ่ง ถือเป็นข้อดี คือ ทำให้ฟันปลอมมีน้ำหนักเบา Mori และคณะพบว่า โครงโลหะที่ทำจากไททาเนียมมีน้ำหนักเบากว่าโครงโลหะที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมแบบเดียวกันประมาณ 1.3-1.9 กรัม ซึ่งความแตกต่างของน้ำหนักจะเพิ่มมากขึ้นเมื่อปริมาตรของโครงโลหะเพิ่มมากขึ้น โดยเฉพาะในฟันปลอมบน[37] อย่างไรก็ดี แม้ว่าโลหะจะมีน้ำหนักเบากว่า แต่จากสมบัติของโลหะที่มีความแข็งตึงต่ำ มีความยืดหยุ่นสูง ทำให้ห้องปฏิบัติการมักต้องเพิ่มความหนาของส่วนโยงหลักเพื่อลดการบิดตัว ทำให้ฟันปลอมมีความหนามากขึ้น อาจเป็นสาเหตุให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่สบาย และรู้สึกว่าฟันปลอมหนาและคับในช่วงแรกมากกว่าฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม[38]

การหล่อแบบ (casting) และวัสดุทำเบ้า (investment) สำหรับโลหะไททาเนียม

แม้ว่าสมบัติบางประการของไททาเนียม เช่น การมีจุดหลอมเหลวสูง (ประมาณ 1,700 องศาเซลเซียส) ความหนาแน่นต่ำและสามารถเกิดปฏิกิริยาเคมีได้อย่างรวดเร็ว ทำให้การหล่อแบบของโลหะไททาเนียมทำได้ยาก แต่จากการพัฒนาของเทคโนโลยีการหล่อแบบตลอดระยะเวลาที่ผ่านมา ทำให้สามารถเอาชนะปัญหาดังกล่าวได้[39] ในปัจจุบันการขึ้นรูปโลหะไททาเนียมสามารถทำได้หลายวิธี แต่ในทางปฏิบัติพบว่า การหล่อแบบชิ้นงานเป็นวิธีที่เหมาะสมที่สุด โดยทั่วไปแล้วเครื่องหล่อแบบสำหรับโลหะไททาเนียมสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ระบบ[13,40] ได้แก่

1. ระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลาง (centrifugal casting type) ได้แก่ เครื่องหล่อแบบใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลางแนวนอนหรือแนวดิ่งร่วมกับการหลอมภายใต้ก๊าซเฉื่อย (Inert gas arc-melting with vertical or horizontal centrifugal casting machine) ซึ่งเป็นระบบที่ทำการหลอมโลหะด้วยกระแสไฟฟ้าภายใต้สุญญากาศหรือก๊าซเฉื่อยและใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลางเพื่อเหวี่ยงโลหะเข้าสู่เบ้าเพื่อขึ้นรูป ตัวอย่างของเครื่องหล่อแบบระบบนี้ ได้แก่ Titaniumer-VF (Ohara, Japan), Ticast Super R (Selec, Japan), Tycast3000 (Tom Yoshida, Japan)

2. ระบบที่ใช้แรงดันก๊าซหรือแรงดูด (gas pressure/suction type) สามารถแบ่งย่อยได้เป็น 2 ชนิด คือ

2.1 ชนิดที่มี 2 ห้อง (two-chamber type) ได้แก่ เครื่องหล่อแบบใช้แรงดันก๊าซร่วมกับการหลอมภายใต้ก๊าซเฉื่อย (Inert gas arc-melting/gas pressure casting machine) ระบบนี้ประกอบด้วย 2 ห้องแยกจากกัน โดยห้องที่อยู่ด้านบนเป็นห้องสำหรับหลอมเหลว โลหะจะถูกหลอมด้วยกระแสไฟฟ้าภายใต้บรรยากาศเฉื่อย เช่น ก๊าซอาร์กอน จากนั้นโลหะที่หลอมเหลวจะถูกผลักดันลงสู่ห้องล่างซึ่งเป็นห้องสำหรับขึ้นรูปด้วยแรงโน้มถ่วงและแรงดันก๊าซเฉื่อย ตัวอย่างของเครื่องในระบบนี้ ได้แก่ Castmatic (Yoshida, Japan)

2.2 ชนิดที่มีห้องเดียว (one-chamber type) ได้แก่ เครื่องหล่อแบบใช้แรงดันก๊าซร่วมกับการหลอมโดยการเหนี่ยวนำไฟฟ้าความถี่สูง (High-frequency induction-melting/gas pressure casting machine) เป็นระบบที่มีเพียง 1 ห้องซึ่งทำหน้าที่ทั้งหลอมและขึ้นรูปโลหะ โดยใช้กระบวนการเหนี่ยวนำไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนเพื่อหลอมโลหะและใช้แรงดันก๊าซในการขึ้นรูป ตัวอย่างของเครื่องระบบนี้ ได้แก่ Cyclarc (Morita, Japan)

3. ระบบผสม (mixed-type) เป็นระบบที่ใช้แรงเหวี่ยง

จากศูนย์กลางร่วมกับแรงดันก๊าซ ตัวอย่างของเครื่องในระบบนี้ได้แก่ Valcan-T (Shofu, Japan)

เมื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของเครื่องหล่อแบบแต่ละระบบ พบว่า ระบบที่ใช้แรงเหวี่ยงจากศูนย์กลางมีความสามารถในการหล่อแบบดีที่สุด[41,42] โดยการหล่อแบบโลหะไททาเนียมมีการเปลี่ยนแปลงมิติของชิ้นงานเช่นกัน แต่การเปลี่ยนแปลงดังกล่าวมีค่าใกล้เคียงกับการเปลี่ยนแปลงมิติของโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม[43] นอกจากนี้ พบว่าการปักแกนค้างรูเท (sprue)[44,45] รวมทั้งชนิดและความดันของก๊าซเฉื่อยที่ใช้ในการหล่อโลหะ[46] มีผลต่อความสำเร็จของการหล่อโลหะไททาเนียม เมื่อเปรียบเทียบความสามารถในการหล่อแบบของไททาเนียมกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม พบว่า ผลที่ได้มีความแตกต่างกันไป ทั้งใกล้เคียงกัน[47] สูงกว่า[48] และต่ำกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม[37] ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับวิธีที่ใช้ทดสอบและวัดผล

สมบัติของวัสดุทำเบ้าเป็นปัจจัยสำคัญอีกปัจจัยหนึ่งที่เป็นตัวกำหนดความสำเร็จหรือความล้มเหลวของการหล่อแบบไททาเนียม ซึ่งสมบัติที่ต้องการของวัสดุทำเบ้า ได้แก่ สามารถทนความร้อนสูงได้โดยแบบหล่อยังคงมีความเสถียรและแข็งแรงเพียงพอที่จุดหลอมเหลวของไททาเนียม มีการขยายตัวเพียงพอเพื่อชดเชยต่อการหดตัวของไททาเนียมจากการหล่อแบบและมีเสถียรภาพทางเคมีโดยไม่เกิดปฏิกิริยากับไททาเนียม

วัสดุทำเบ้าสำหรับการหล่อแบบไททาเนียมมีหลายชนิด ตั้งแต่ซิลิกา (silica-based phosphate) ซึ่งเป็นวัสดุทำเบ้าที่ใช้ในระยะแรกๆ แต่เนื่องจากสมบัติของซิลิกาที่มีจุดหลอมเหลวใกล้เคียงกับไททาเนียมจึงสามารถเกิดปฏิกิริยากับไททาเนียมได้ง่าย จึงไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้งาน ต่อมาจึงได้มีการพัฒนาวัสดุทำเบ้าที่มีจุดหลอมเหลวสูงขึ้น ได้แก่ อะลูมินา (Alumina) แมกนีเซีย (Magnesia) เซอร์โคเนีย (Zirconia) และแคลเซีย (Calcia) โดยอะลูมินาเป็นวัสดุทำเบ้าที่เกิดปฏิกิริยากับไททาเนียมได้ง่ายกว่าเมื่อเทียบกับวัสดุทำเบ้าตัวอื่น ส่วนแมกนีเซียมีข้อด้อย คือ มีเวลาแข็งตัว (setting time) นาน มีการขยายตัวน้อยและมักเกิดรอยแตกเมื่อได้รับความร้อน เซอร์โคเนียและแคลเซียเป็นวัสดุที่เกิดปฏิกิริยากับไททาเนียมน้อยที่สุด ทำให้สามารถแกะชิ้นงานออกจากแบบหล่อได้ง่ายและได้ผิวโลหะที่มีความมันวาว จึงเป็นวัสดุทำเบ้าที่เหมาะสมที่สุดสำหรับไททาเนียม อย่างไรก็ดี เซอร์โคเนียและแคลเซียยังคงมีข้อด้อยคือ มีอายุการใช้งานสั้นและเวลาแข็งตัวนาน[40] Togaya และคณะได้เสนอวิธีการปรับปรุงสมบัติของแมกนีเซียให้สามารถใช้งานได้ดีขึ้นโดยการเติมอะลูมินาและหรือเซอร์โคเนียลงไปเพื่อให้มีการขยายตัวมากขึ้น สามารถชดเชยต่อการหดตัวของไททาเนียมได้ดีขึ้น[49,50]

การขัดชิ้นงานโลหะไททาเนียมมีขั้นตอนที่ยุ่งยากซับซ้อนและต้องใช้ความระมัดระวังมากกว่าการขัดโลหะทั่วไป[51] Russell และคณะพบว่า ขั้นตอนการขัดที่ทำให้เกิดผิวไททาเนียมที่ดีที่สุดสำหรับโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 ประกอบด้วยการใช้หัวกรอหินอะลูมินารูปทรงกระบอก (aluminium oxide cylindrical stone) ตามด้วยหัวขัดยางรูปล้อสีเขียว (green flexie rubber abrasive wheel) หัวขัดยางรูปล้อสีขาว (white flexie rubber abrasive wheel) หัวขัดผ้ารูปล้อและผงพัมมิส (flour of pumice on a wet rag wheel) หัวขัดสักหลาดรูปล้อและสารขัดเงา (buffing bar compound on a felt wheel) หัวขัดสักหลาดรูปล้อและรูจ (rouge on a felt wheel) และหัวขัดชามัวส์รูปล้อและรูจ (rouge on a chamois wheel)[52] อย่างไรก็ตาม วิธีการขัดที่เหมาะสมยังมีความแตกต่างกันตามประเภทของโลหะและคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต

การใช้งานฟันปลอมถอดได้ที่ทำจากโลหะไททาเนียม

Wakabayashi และ Ai ได้ประเมินการใช้งานและติดตามผลผู้ป่วยจำนวน 5 ราย ในระยะเวลา 6 เดือนถึง 3 ปี พบว่าฟันปลอมที่ทำจากไททาเนียมทั้งหมดสามารถทำหน้าที่ได้เป็นอย่างดีและไม่เกิดปัญหาเกี่ยวกับการใช้งาน โดยพบเพียงการเปลี่ยนสีของผิวโลหะไททาเนียมในผู้ป่วย 1 ราย และผู้ป่วยทั้งหมดมีความพึงพอใจกับฟันปลอม[53] Thomas และคณะได้เปรียบเทียบการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ทำจากไททาเนียมกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โดยให้ผู้ป่วยใส่ฟันปลอมแต่ละชนิดเป็นเวลา 2 สัปดาห์ พบว่า ผู้ป่วยส่วนใหญ่รู้สึกพึงพอใจฟันปลอมที่ทำจากไททาเนียมมากกว่า เพราะสามารถถอดใส่ได้ง่าย ยอมรับได้ง่าย และรู้สึกว่าฟันปลอมมีความแนบสนิทมากกว่า นอกจากนี้ ยังได้ศึกษาถึงอัตราการอยู่รอด (survival rate) ของฟันปลอมไททาเนียมในระยะเวลา 2 ปี พบว่า มีอัตราการอยู่รอดของส่วนพัก (rest) และส่วนยึด (retainers) เท่ากับร้อยละ 91[54] อย่างไรก็ตาม การใช้งานฟันปลอมถอดได้ที่ทำจากโลหะไททาเนียมยังคงพบปัญหาอยู่บางประการได้แก่ การเปลี่ยนแปลงรูปร่างถาวร การแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกจากโครงโลหะ การเปลี่ยนสีบริเวณผิวของไททาเนียมรวมทั้งการสึกของโลหะไททาเนียม[8]

ตะขอฟันปลอมและส่วนโยงหลักที่ทำจากไททาเนียมสามารถเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรได้ง่ายกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมเนื่องจากมีความแข็งตึงต่ำกว่า โครงโลหะจึงมีโครงสร้างที่แข็งแรงน้อยกว่าและสามารถเปลี่ยนรูปตามแรงที่มากระทำได้ง่ายกว่า[55] Yamauchi และคณะได้เสนอวิธีแก้ไขว่า โครงโลหะที่ทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์ควรมีความหนา 0.7 มิลลิเมตร ซึ่งหนากว่าความหนาปกติของโครงโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมคือ 0.35 มิลลิเมตร เพื่อช่วยลดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรและทำให้สามารถหล่อโลหะได้ง่ายขึ้น[56] นอกจากนี้ Vallittu และ Kokkonen พบว่า ตะขอโลหะไททาเนียมมีความต้านทานต่อการล้าต่ำกว่าตะขอโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมและได้แนะนำว่า ควรหลีกเลี่ยงการดัดตะขอที่ทำจากโลหะไททาเนียมเพราะทำให้ความต้านทานต่อการล้าของตะขอลดลง[36]

Au และคณะ พบการแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินออกจากโครงโลหะไททาเนียมในฟันปลอม 3 ชิ้นจากฟันปลอมทั้งหมด 20 ชิ้นหลังการใช้งานเป็นเวลา 1 ปี โดยไม่พบปัญหาดังกล่าวในฟันปลอมที่ทำจากโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมจำนวน 29 ชิ้น และได้เสนอว่าการแยกตัวของฐานฟันปลอมออกจากโครงโลหะเกิดจากสมบัติของไททาเนียมที่มีความยืดหยุ่นสูง[38] ทำให้เกิดความล้มเหลวของฟันปลอมดังกล่าว การแก้ไขปัญหานอกจากการเพิ่มการยึดอยู่เชิงกล Ohkubo และคณะได้เสนอให้ใช้ไพรเมอร์สำหรับโลหะร่วมกับสารบอนดิ้งซึ่งสามารถช่วยเพิ่มแรงยึดเฉือนระหว่างฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกกับโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V ได้อย่างมีนัยสำคัญ[57] นอกจากนี้ Yanagida และคณะได้ศึกษาแรงยึดเฉือนระหว่างเรซินคอมโพสิตและโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb เมื่อใช้เทคนิคการปรับสภาพผิว (surface modification technique) และใช้สารปรับสภาพผิวโลหะ (metal conditioners) พบว่า วิธีที่ให้แรงยึดเฉือนมากที่สุดได้แก่ เทคนิคการปรับสภาพผิวด้วยระบบไซลอค (Siloc system) รองลงมาคือ การใช้สารปรับสภาพผิวโลหะยี่ห้อ Cesead II opaque primer และยี่ห้อ Alloy primer ตามลำดับ[58]

โครงโลหะที่ทำจากไททาเนียมบางชิ้นสามารถเกิดการเปลี่ยนสีบริเวณผิวได้ โดย Sutton และ Rogers ได้รายงานการเปลี่ยนสีของผิวโลหะไททาเนียมที่ใช้ทำฟันปลอมบางส่วนถอดได้บนและล่างให้แก่ผู้ป่วยซึ่งส่วนโครงโลหะทำจากโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V และซี่ฟันปลอมด้านบดเคี้ยวทำจากโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 1 โดยพบว่า หลังใส่ฟันปลอมผู้ป่วยรู้สึกว่าได้รับรสโลหะและหนึ่งสัปดาห์ต่อมาบริเวณผิวของโครงโลหะเกิดการเปลี่ยนสีเป็นสีน้ำตาลเข้มปานกลาง ในขณะที่บริเวณซี่ฟันปลอมไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงใดๆ หลังจากการขัดผิวโลหะดังกล่าวออกก็พบการเปลี่ยนสีอีกเช่นเดิม ซึ่งการเปลี่ยนสีของโลหะดังกล่าวส่งผลต่อความสวยงามของฟันปลอม โดยกลไกที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีดังกล่าวยังไม่ทราบแน่ชัดและยังมีการศึกษากันอยู่[59]

ปัญหาการสึกของโลหะไททาเนียมเป็นปัญหาที่สำคัญปัญหาหนึ่ง เนื่องจากการสึกของวัสดุบูรณะช่องปากทำให้เกิดผลเสียตามมา คือ การสูญเสียมิติแนวดิ่ง สูญเสียเสถียรภาพของการสบฟัน สูญเสียการสบฟันในศูนย์และทำให้เกิดสิ่งกีดขวางการสบฟัน[60] พบว่า ซี่ฟันปลอมที่ทำจากไททาเนียมบริสุทธิ์มีการสึกมากกว่าซี่ฟันปลอมโลหะทั่วไป[61] โดยการสึกจะเกิดอย่างมากเมื่อคู่สบเป็นโลหะชนิดเดียวกัน โดยเฉพาะไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 3[62] โลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-4V และ Ti-6Al-7Nb เป็นโลหะที่มีการสึกน้อยสุดในกลุ่มไททาเนียมเมื่อคู่สบเป็นโลหะชนิดเดียวกัน แต่ยังคงมีความต้านทานต่อการสึกต่ำกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4[8] นอกจากนี้พบว่าโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb มีการสึกน้อยกว่าไททาเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 และ 3 และผิวสึก (worn surface) ของโลหะผสมไททาเนียม Ti-6Al-7Nb มีความเรียบมากกว่าผิวสึกของไททาเนียมบริสุทธิ์[63]

วิจารณ์

ตลอดระยะเวลาที่ผ่านมาได้มีการคิดค้นและปรับปรุงสมบัติของไททาเนียมอย่างต่อเนื่องเพื่อให้ไททาเนียมมีความเหมาะสมในการใช้งานทางทันตกรรมมากขึ้น[10] ในปัจจุบันอาจกล่าวได้ว่า ไททาเนียมมีสมบัติเพียงพออยู่ในระดับยอมรับได้ทางเทคนิคเพื่อใช้ในทางคลินิกสำหรับนำมาทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้[64] อย่างไรก็ตาม ฟันปลอมถอดได้ชนิดโครงโลหะที่ทำจากไททาเนียมยังได้รับความนิยมน้อยมากในประเทศไทยเมื่อเทียบกับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม อาจมีสาเหตุมาจากข้อจำกัดหลายประการ ได้แก่ สมบัติของไททาเนียมที่มีจุดหลอมเหลวสูง ความหนาแน่นต่ำและสามารถเกิดปฏิกิริยาเคมีได้อย่างรวดเร็ว ทำให้การหล่อแบบมีขั้นตอนที่ซับซ้อนและต้องใช้เครื่องหล่อแบบเฉพาะ[39] ค่าใช้จ่ายสำหรับฟันปลอมถอดได้ชนิดโครงโลหะไททาเนียมจึงอยู่ในเกณฑ์สูงเมื่อเทียบ

กับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม การขัดชิ้นงานโลหะไททาเนียมที่มีขั้นตอนที่ยุ่งยากและต้องใช้ความระมัดระวังมากกว่าการขัดโลหะทั่วไป[51] รวมทั้งกลสมบัติบางประการซึ่งด้อยกว่าโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เช่น ความต้านทานต่อการสึก[8,61-63] นอกจากนี้ การใช้งานฟันปลอมถอดได้ที่ทำจากไททาเนียมก็ยังคงพบปัญหาบางประการ เช่น การเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร[55] การแยกตัวของฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกจากโครงโลหะ[38] และการเปลี่ยนสีของผิวโลหะ[53,58] ซึ่งปัญหาดังกล่าวทำให้ต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อปรับปรุงสมบัติบางประการของไททาเนียมให้เหมาะสมต่อการใช้งานมากยิ่งขึ้น[10,13] ในขณะที่โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียมยังคงเป็นโลหะที่มีสมบัติที่เหมาะสมสำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ แม้จะมีข้อจำกัดบางประการ เช่น มีความสามารถในการคืนตัวของตะขอต่ำกว่าและความแข็งผิวสูงทำให้ขัดแต่งยาก[65] แต่ยังมีข้อดี คือ มีกลสมบัติสูงในขณะที่ต้นทุนการผลิตต่ำ จึงได้รับความนิยมสูงกว่า

สรุป

ในปัจจุบันยังไม่มีโลหะชนิดใดที่มีสมบัติครบถ้วนตามต้องการ จากสมบัติต่างๆ ของไททาเนียมที่ได้เสนอในบทความนี้สามารถสรุปได้ว่า ไททาเนียมเป็นเพียงโลหะอีกทางเลือกหนึ่งที่เหมาะสมสำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้

อย่างไรก็ดี การเลือกโลหะสำหรับทำโครงโลหะฟันปลอมถอดได้ นอกจากจะเลือกตามสมบัติของวัสดุและความถนัดของทันตแพทย์แล้ว ยังต้องคำนึงถึงวัตถุประสงค์ของการรักษา ข้อดี ข้อเสีย ของโลหะแต่ละชนิด รวมทั้งปัจจัยด้านราคาเพื่อนำมาประยุกต์ใช้ในผู้ป่วยแต่ละรายเพื่อให้เกิดประโยชน์สูงสุด นอกจากนี้ ความสำเร็จของฟันปลอมถอดได้ชนิดโครงโลหะไม่ได้ขึ้นกับชนิดของโลหะที่ใช้เพียงอย่างเดียว แต่ยังขึ้นกับปัจจัยอีกหลายประการ เช่น การออกแบบฟันปลอม ความสามารถของทันตแพทย์ การใช้งานและสภาพอนามัยช่องปากของผู้ป่วย ดังนั้น ทันตแพทย์ผู้ทำการรักษาจึงต้องพิจารณาปัจจัยดังกล่าวร่วมด้วย

เอกสารอ้างอิง

1. McGivney GT, Carr AB. McCracken's removable partial prosthodontics. 10th edition. Missouri: Mosby, 2000:35-58.
2. Applegate OC. Factors to be considered in choosing an alloy. Dent Clin North Am. 1960;4(3):583-90.
3. ยาหยีศรีเฉลิม ศิลปบรรเลง. ฟันปลอมถอดได้ เล่ม 1. กรุงเทพ-มหานคร: ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล, 2538:4-5.
4. Anusavice KJ. Philipes' science of dental materials. 10th edition. Philadelphia: WB. Saunders Company, 1996:655-66.
5. Craig RG, Power JM. Restorative dental material. 11th edition. Missouri: The CV. Mosby Company, 2002: 488-94.
6. Latta GH, McDougal S. Response of known nickel-sensitive patient to a removable partial denture with a titanium alloy framework: a clinical report. J Prosthet Dent. 1993;70:109-10.
7. Kononen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. J Prosthet Dent. 1995;73(1): 4-7.
8. Ohkubo C, Shimura I, Aoki T, Hanatani S. In vitro wear assessment of titanium alloy teeth. J Prosthodontics. 2002;11(4):263-9.
9. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental material aspects. J Prosthet Dent. 1985;54(3):410-4.
10. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloy as dental material. Int Dent J. 1993;43: 245-53.
11. Renner AM. The versatile use of titanium in implant prosthodontics. Quintessence Dent Technol. 2001: 188-97.
12. Brown D. All you want to know about Titanium, but were afraid to ask. Br dent J. 1997;182:398-9.
13. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic. applications: a review of literature. Quintessence Int. 1996;27:401-8.
14. ADA council on scientific affairs: Titanium application in dentistry. JADA. 2003;134:347-9.
15. McCraken M. Dental implants materials: commercially pure titanium and titanium alloys. J Prosth Dent. 1999;8(1):40-3.
16. Bonollo F, Natali AN, Pavan PG. Dental biomechanics. 1st edition. London: Taylor&Francis, 2003:90-110.

17. Hirata T, Nakamura T, Takashima F, Maruyama T, Taira M, Takahashi J. Studies on polishing of Ti and Ag-Pd-Cu-Au alloy with five dental abrasives. J Oral Rehabil. 2001;28:773-7.
18. Kawazoe T, Suese K. Clinical application of titanium crown. J Dent Med. 1989;30(3):317-28.
19. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am J Orthod. 1980;77:121-32.
20. Taira M. Studies of Ti alloys for dental casting. Dent Mater. 1989;5:45-50.
21. Wang TJ, Kobayashi E, Doi H, Yoneyama T. Castability of Ti-6Al-7Nb alloy for dental casting. J Med Dent Sci. 1999;46(1):13-9.
22. Rae T. The toxicity of metals used in orthopedic prostheses. An experimental study using cultured human synovial fibroblast. J Bone Joint Surg Br. 1981;63(3):435-40.
23. Evan EJ. Cell damage in vitro following direct contact with fine particle of titanium, titanium alloy and cobalt-chrome-molybdenum alloy. Biomaterials. 1994;15(9):713-7.
24. Thompson GJ, Puleo DA. Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype: a function of differentiation timecourse in vitro. Biomaterials. 1996;17(20):1949-54.
25. Roger SD, Howie DW, Graves SE, Pearcy MJ, Haynes DR. In vitro human monocyte response to wear particles of titanium alloy containing vanadium or niobium. J Bone Joint Surg Br. 1997;79(2):311-5.
26. Doran A, Law FC, Allen MJ, Rushton N. Neoplastic transformation of cells by soluble but not particular forms of metals used in orthopaedic implants. Biomaterials. 1998;9(7-9):751-9.
27. Semlitsch MF, Weber H, Streicher RM. Joint replacement components made of hot forged and Ti-6Al-7Nb alloy. Biomaterials. 1992;13:781-8.
28. Kobayashi E, Wang TJ, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties and corrosion resistance of Ti-6Al-7Nb alloy dental castings. J Mater Sci. 1998;9:567-74.
29. Wang RR, Li Y. In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. J Prosthet Dent. 1998;80:495-500.
30. Kasemo B. Biocompatability of titanium implants: Surface science aspects. J Prosthet Dent. 1983;49:832-7.
31. 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(2):187-93.
32. Bates JF. Cast clasps for partial dentures. Int Dent J. 1963;13:610.
33. Bates JF. The mechanical properties of the Cobalt-Chromium alloys and their relation to partial denture design. Br Dent J. 1965;119:389.
34. Yuasa Y, Sato Y, Ohkawa S, Nagasawa T, Tsuru H. Finite element analysis of the relationship between clasp dimension and flexibility. J Dent Res. 1990;69:1664.
35. Rodrigues RC, Ribeiro RF, Mattos MG, Bezzon OL. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial denture. J Prosthet Dent. 2002;88(3):290-6.
36. Vallittu PK, Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium and gold alloy cast denture clasp. J Prosthet Dent. 1995;74(4):412-9.
37. Mori T, Togaya T, Jean-Louis M, Yabugami M. Titanium for removable partial dentures I. Laboratory procedures. J Oral Rehabil. 1997;24:338-41.
38. Au AR, Lechner SK, Thomas CJ, Mori T, Chung P. Titanium for removable partial denture (III): 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme. J Oral Rehabil. 2000;27:978-84.
39. Okabe T, Hero H. The use of Titanium in dentistry. Cells Mater. 1995;5:211-30.
40. Tani Y. Recent developments in the applications of titanium in Japan. Proceedings of the third international symposium on the titanium in dentistry; 1995 Aug 29-31; Leura, New South Wales, Australia. Sydney: SC Graphic Design; 1996.
41. Takahashi J, Zhang J, Okazaki M. Effect of casting methods on castability of pure titanium. Dent Mater J. 1993;12:245-52.
42. Wang RR, Boyle AM. A method for inspection of porosity in Ti casting. J Prosthet Dent. 1993;70:275-7.

43. Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent. 1991;65(2):309-15.

44. Baltag I, Watanabe K, Kusakari H, Miyakawa O. Internal porosity of cast titanium removable partial denture: influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinical framework design. J Prosthet Dent. 2002;88:151-8.

45. Al-Mesmar HS, Morgano SM, Mark LE. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. J Prosthet Dent. 1999; 182:15-21.

46. Zinelis S. Effect of pressure of helium, argon, krypton and xenon on the porosity, microstructure and mechanical properties of commercially pure titanium casting. J Prosthet Dent. 2000;84:575-82.

47. Jang KS, Youn SK, Kim YS. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture framework. J Prosthet Dent. 2001;86:93-8.

48. Fenton AH, Afzali D. Accuracy of Ti RPD casting [abstract 1189]. J Dent Res. 1996;75(special issue):166.

49. Togaya T, Suzuki M, Ida K, Nakamura M, Uemura T. Studies on magnesia investment for casting of titanium-improvement of fitness on casting by utilizing an expansion due to oxidation of additive Zr powder in the investment. J Jap Soc Dent Mater Devices. 1985; 4:344-9.

50. 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(special issue):264-5.

51. Hirata T, Nakamura T, Takashima F, Maruyama T, Taira M, Takahashi J. Studies on polishing of Ti and Ag-Pd-Cu-Au alloy with five dental abrasives. J Oral Rehabil. 2001;28:773-7.

52. Russell MM, May KB, Razzoog ME. Polishing sequence for titanium using dental armamentarium: a pilot study. Implant Dent. 1993;2:117-21.

53. Wakabayashi N, Ai M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1997;77:583-7.

54. Thomas CJ, Lechner S, Mori T. Titanium for removable denture II. Two-year clinical observation. J Oral Rehabil. 1997;24:414-8.

55. Combe EC, Grant AA. The selection and properties of materials for dental practice. Br Dent J. 1973;134: 240-4.

56. Yamauchi M, Sakai M, Kawano J. Clinical application of pure titanium for cast plate dentures. Dent Mater J. 1998;7(1):39-47.

57. Ohkubo C, Watanabe I, Hosoi T, Okabe T. Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers. J Prosthet Dent. 2000;83:50-7.

58. Yanagida H, Matsumura H, Atsuta M. Bonding of prosthetic composite material to Ti-6Al-7Nb alloy with eight metal conditioners and a surface modification technique. Am J Dent. 2001;14:291-4.

59. Sutton AJ, Rogers PM. Discoloration of a titanium alloy removable partial denture: a clinical report. J Prosthodont. 2001;10(2):102-4.

60. Ivanhoe JR, Vaught RD. Occlusion in combination fixed removable prosthodontic patient. Dent Clin North Am. 1987;31(3):305-22.

61. Kabe S. Studies on attrition of CP titanium as metal teeth. Tsurumi Univ Dent J. 1998;24:69-79.

62. Shimura I. In vitro study evaluated the relative wear resistance of CP titanium and artificial teeth materials. Tsurumi Univ Dent J. 2001;27:45-58.

63. Iijima D, Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Kurosaki N. Wear properties of Ti and Ti-6Al-7Nb castings for dental prostheses. Biomaterials. 2003;24:1519-24.

64. Cecconi BT, Koeppen RG, Phoenix RD, Cecconi ML. Casting titanium partial denture frameworks: a radiographic evaluation. J Prosthet Dent. 2002;87: 277-80.

65. Cunningham DM. Comparison of base metal alloys and type IV gold alloys for removable partial denture frameworks. Dent Clin North Am. 1973;17:719-22.

Titanium for removable denture

Artorn Suthiwarapirak D.D.S. (Hons)[1]
Mansuang Arksornnukit D.D.S. (Hons), M.S., Ph.D.[2]

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

Abstract

Titanium (Ti) and some of its alloy have been the alternative metal for removable denture framework due to their high strength, light weight, low modulus, excellent corrosion resistance and excellent biocompatibility. However, several practical problems including casting difficulty, permanent deformation of Ti clasps, debonding of the denture base resin from the Ti framework, discoloration of Ti surface and poor wear resistance have limited their popularity. This article describes the development and properties of titanium and reviews the differences between titanium and its alloys comparing to cobalt-chromium alloy. The recent improvements and limitations of the usage have also been listed as the guideline for metal selection in removable denture framework construction.

(CU Dent J. 2005;28:155-66)

***Key words**: cobalt-chromium alloys; removable denture; titanium*