

ไทเทเนียมในงานทันตกรรม Titanium in Dentistry

เทพรัตน์ เขมาลีลากุล¹, ปฐมาภรณ์ ลำแดง²
¹ภาควิชาทันตกรรมบูรณะ ²นักศึกษาลัทธิสุตรประกาศนียบัตรบัณฑิตทางวิทยาศาสตร์การแพทย์คลินิก
สาขาทันตกรรมบูรณะคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Thepparat Khemaleelakul¹, Pattamaporn Sumdaeng²
¹Department of Restorative Dentistry, ²Postgraduated Student (Restorative Dentistry),
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

ชม.ทันตสาร 2549; 27(2) : 43-54
CM Dent J 2006; 27(2) : 43-54

บทคัดย่อ

จากข้อได้เปรียบต่างๆ เช่น ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อที่ดีเยี่ยม ความต้านทานต่อการกัดกร่อนสูง มีความหนาแน่นต่ำ และมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี ไทเทเนียมจึงได้รับการพิจารณาว่า เป็นทางเลือกใหม่ในอนาคตที่จะนำมาทดแทนโลหะผสมในทางทันตกรรมชนิดเดิม แต่อย่างไรก็ตาม ไทเทเนียมเป็นโลหะที่มีความไวต่อการเกิดปฏิกิริยาในที่มีอุณหภูมิสูง ทำให้ยากต่อการนำไปหล่อขึ้นรูป ในบทความนี้จะได้กล่าวถึงคุณสมบัติของไทเทเนียม และบททวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการนำไทเทเนียมมาใช้งานทางทันตกรรม

คำไชรหัส: ไทเทเนียม โลหะผสม ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ การกัดกร่อน

Abstract

Due to many advantages, such as its excellent biocompatibility, high corrosion resistance, low density, and good mechanical properties, titanium is considered a valuable future alternative to conventional dental alloys. However, in high temperature, titanium is a highly reactive metal that makes it difficult to be cast. This article describes the properties of titanium and literatures related to the use of titanium in dentistry

Key words: titanium, alloy, biocompatibility, corrosion

บทนำ

โลหะได้เข้ามามีบทบาทในทางทันตกรรมมาจากร้อยปี โดยเริ่มจากการนำเอาโลหะผสมทองมาใช้เป็นชนิดแรกๆ ซึ่งมีคุณสมบัติที่เหมาะสมแต่เป็นโลหะมีค่าที่มีราคาสูง จึงมีการคิดค้นโลหะผสมชนิดใหม่ๆ ขึ้นมา ไม่ว่าจะเป็นโลหะผสมพัลลาเดียม (palladium alloy) โลหะผสมพื้นฐาน (base metal alloy) ซึ่งในระยะต่อมาโลหะผสมพัลลาเดียมมีราคาสูงขึ้นเช่นกัน รวมทั้งมีรายงาน

ว่าโลหะผสมพื้นฐานอาจทำให้เกิดอาการแพ้ในผู้ป่วยบางรายและมีแนวโน้มที่จะเป็นสารก่อมะเร็ง โดยเฉพาะโลหะที่มีนิกเกิล (nickel) และเบริลเลียม (beryllium) เป็นส่วนผสม จากความกังวลเกี่ยวกับความปลอดภัยและผลกระทบต่อร่างกายที่อาจเกิดขึ้นจากการสัมผัสกับสารที่มีอยู่ในโลหะผสมพื้นฐาน จึงได้มีการพัฒนานำเอาโลหะไทเทเนียมเข้ามามีใช้ในการแพทย์และงานทางทันตกรรมเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากไทเทเนียมมีคุณสมบัติที่

ดีในการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (biocompatibility) มีความต้านทานต่อการกัดกร่อน อีกทั้งยังมีคุณสมบัติทางกายภาพและเชิงกลที่ดี⁽¹⁻³⁾

ไทเทเนียมเป็นธาตุในลำดับที่ 22 และจัดอยู่ในกลุ่มธาตุทรานซิชันในตารางธาตุ สามารถพบได้มากบนพื้นผิวโลก โดยพบเป็นอันดับที่ 9 ในบรรดาธาตุทั้งหมดและพบมากเป็นลำดับที่ 4 ของธาตุในกลุ่มโลหะ⁽⁴⁾ ไทเทเนียมส่วนใหญ่ที่พบมักอยู่ในรูปของออกไซด์ (oxide) โดยเฉพาะในรูปของไทเทเนียมไดออกไซด์ (titanium dioxide) ซึ่งพบได้ในแร่ิลเมนไนต์ (ilmenite: FeTiO_2) นอกจากนี้ยังพบได้ในสินแร่อื่นๆ เช่น รูไทล์ (rutile) ซึ่งไทเทเนียมไดออกไซด์ที่พบจะมีสีแดงของเหล็กปนอยู่ บางครั้งสามารถพบในหินอัคนี (granites) และหินปูน (limestones) การทำให้สินแร่ที่มีองค์ประกอบของไทเทเนียมไดออกไซด์ให้บริสุทธิ์นั้นสามารถทำได้โดยการนำเอาสินแร่นั้นมาผ่านกระบวนการครอลล์ (Kroll process) คิดค้นขึ้นโดย Kroll ในปี ค.ศ.1938 ซึ่งจะทำให้ได้โลหะไทเทเนียมบริสุทธิ์ที่มีลักษณะคล้ายฟองน้ำ (sponge)⁽⁵⁾

กระบวนการหลอมไทเทเนียม

ไทเทเนียมมีจุดหลอมเหลวที่สูงประมาณ 1668 องศาเซลเซียส ประกอบกับไทเทเนียมเป็นโลหะที่มีคุณสมบัติสามารถทำปฏิกิริยาอย่างรวดเร็วกับออกซิเจนในอากาศ ซึ่งทางหนึ่งก็เป็นข้อดีที่สามารถเกิดออกไซด์เคลือบอยู่บนผิวของไทเทเนียม ทำให้ต้านการกัดกร่อนได้ดี แต่ก็มีผลเสียเช่นกันคือในขณะทำการหลอมไทเทเนียม ความไวต่อการเกิดปฏิกิริยากับออกซิเจนกลับกลายเป็นผลเสียเนื่องจากถ้าอุณหภูมิสูงขึ้นจะทำให้ปฏิกิริยาเกิดขึ้นได้รวดเร็วและรุนแรงมาก ทำให้โลหะติดไฟได้ ดังนั้นจึงต้องหลอมไทเทเนียมในเตาหลอมสุญญากาศหรือในสภาวะที่มีก๊าซเฉื่อย (inert gas) เพื่อป้องกันการเกิดปฏิกิริยากับออกซิเจน ซึ่งการปนเปื้อนของออกซิเจนถึงแม้จะมีปริมาณที่เล็กน้อย ก็อาจมีผลกระทบต่อชิ้นงานได้ คือมักจะทำให้ชิ้นงานโลหะที่ได้ค่อนข้างเปราะ

ในกระบวนการหลอมนั้น ไทเทเนียมบริสุทธิ์ที่มีลักษณะคล้ายฟองน้ำที่ได้จากการถลุง จะถูกบีบอัดเข้าหากันในช่องสุญญากาศ (vacuum chamber) แล้วส่งกระแสไฟฟ้าเข้าไปเพื่อทำให้เกิดขั้วไฟฟ้าขึ้น ส่วนอีก

ด้านหนึ่งจะมีแท่งโลหะทองแดงที่ทำการหล่อเย็นด้วยน้ำเป็นขั้วไฟฟ้าตรงกันข้าม ที่จะเหนี่ยวนำให้เกิดประกายไฟฟ้าและความร้อนขึ้น ซึ่งจะทำให้ไทเทเนียมเกิดการหลอมตัวและไหลเข้าในแม่แบบอยู่ในรูปของแท่งโลหะ (ingot) ได้เป็นไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ (commercially-pure titanium: CP Ti) ซึ่งมีการปนเปื้อนด้วยออกซิเจน ไนโตรเจน ไฮโดรเจน คาร์บอน และเหล็ก ในปริมาณเล็กน้อยแตกต่างกันไปตามความบริสุทธิ์ของไทเทเนียมแต่ละชนิด⁽²⁾

ชนิดของไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์

สถาบัน ASTM (The American Society for Testing and Materials) ได้ทำการจำแนกชนิดของไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ออกเป็น 4 ระดับ ตามปริมาณของธาตุที่ปนเปื้อนในระหว่างกระบวนการทำให้บริสุทธิ์ (purification process) ดังนี้^(1,2,6)

- ระดับ 1: เป็นชนิดที่บริสุทธิ์ที่สุด ประกอบด้วยออกซิเจนร้อยละ 0.18 และเหล็กร้อยละ 0.2 โดยน้ำหนัก เป็นชนิดที่อ่อนที่สุด ค่าความแข็งบริเนล (Brinell Hardness Number: BHN) 120 และมีความเหนียวมากที่สุด มีค่าความยืดตัว (ductility) ร้อยละ 24 แต่มีค่าความแข็งแรงของวัสดุภายใต้แรงดึง (tensile strength) น้อยที่สุดเพียง 240 MPa

- ระดับ 2: ประกอบด้วยออกซิเจนร้อยละ 0.25 และเหล็กร้อยละ 0.3 โดยน้ำหนัก ค่าความแข็งบริเนล 160 และมีค่าความยืดตัวร้อยละ 20

- ระดับ 3: ประกอบด้วยออกซิเจนร้อยละ 0.35 และเหล็กร้อยละ 0.3 โดยน้ำหนัก ค่าความแข็งบริเนล 200 และมีค่าความยืดตัวร้อยละ 18

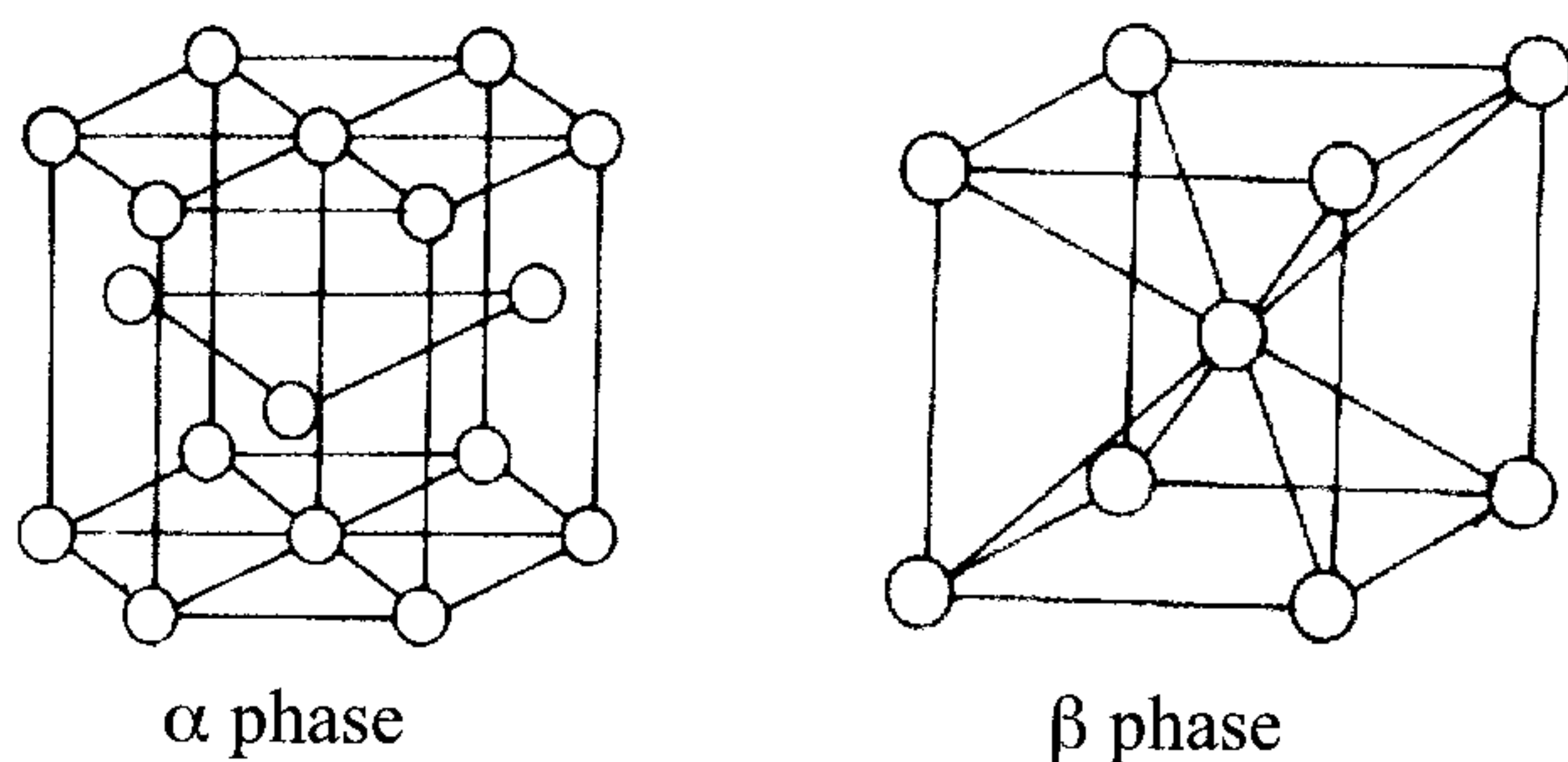
- ระดับ 4: เป็นชนิดที่มีความแข็งแรงมากที่สุด ประกอบด้วยออกซิเจนร้อยละ 0.4 และเหล็กร้อยละ 0.5 โดยน้ำหนัก ค่าความแข็งบริเนล 250 และมีค่าความยืดตัวร้อยละ 15 คือมีความเหนียวน้อยที่สุด โดยมีค่าความแข็งแรงของวัสดุภายใต้แรงดึงมากที่สุดถึง 500-800 MPa

เป็นที่น่าสังเกตว่าไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ทั้ง 4 ชนิด มีปริมาณของออกซิเจนที่แตกต่างกัน โดยถ้าหากมีปริมาณออกซิเจนมาก จะมีความแข็งแรงมาก แต่ค่าความเหนียวของวัสดุกลับลดลง ส่วนธาตุปนเปื้อนอื่นๆ

มักจะมีปริมาณที่ไม่แตกต่างกันมากนัก ซึ่งประกอบด้วย ไนโตรเจนร้อยละ 0.03 ไฮโดรเจนร้อยละ 0.015 และ คาร์บอนร้อยละ 0.1 โดยประมาณ

ชนิดของโลหะผสมไทเทเนียม

โลหะไทเทเนียม เมื่ออยู่ในสภาวะอุณหภูมิต่ำกว่า 883 องศาเซลเซียส จะมีลักษณะโครงสร้างผลึกเป็นรูปหกเหลี่ยมชนิดอัดแน่น (hexagonal closed packed: hcp) ซึ่งเรียกว่า วัฏภาคอัลฟา (α phase) แต่เมื่ออุณหภูมิสูงกว่า 883 องศาเซลเซียส จะมีการเปลี่ยนรูปเป็นโครงสร้างผลึกรูปลูกบาศก์ชนิดมีหน่วยอนุภาคที่ศูนย์กลาง (body centered cubic crystal: BCC) ซึ่งเรียกว่า วัฏภาคเบต้า (β phase) ดังภาพที่ 1 และจะหลอมเหลวที่อุณหภูมิประมาณ 1668 องศาเซลเซียส เมื่ออุณหภูมิลดลงจะเกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกในทิศทางตรงกันข้าม⁽⁴⁻⁶⁾



ภาพที่ 1 แสดงลักษณะโครงสร้างผลึกของไทเทเนียม⁽⁶⁾

การปรับปรุงคุณสมบัติของไทเทเนียมสามารถทำได้โดยการเติมธาตุบางชนิดลงไปเพื่อเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติด้านความแข็งแรง การทนต่อสภาพอุณหภูมิสูง ความต้านทานต่อการเปลี่ยนรูป ความสามารถในการเชื่อม การตอบสนองต่อกรรมวิธีทางความร้อน (heat treatment) ตลอดจนความสามารถในการขึ้นรูป โดยปกติแล้วที่อุณหภูมิห้องไทเทเนียมบริสุทธิ์จะมีลักษณะโครงสร้างเป็นวัฏภาคอัลฟา แต่เมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นถึง 883 องศาเซลเซียส โครงสร้างจะไม่เสถียร ดังนั้นจึงมีความพยายามที่จะเติมธาตุบางอย่างเข้าไป เช่น อลูมินา-โบรอน และกัลเลียม เป็นต้น ซึ่งจะแทรกอยู่ระหว่างอนุภาคของ คาร์บอน ออกซิเจน ไนโตรเจน ทำให้ทนต่อสภาวะที่มีอุณหภูมิสูงได้ โดยไม่เปลี่ยนแปลงรูปร่างโครง

สร้างผลึกเป็น วัฏภาคเบต้า ดังนั้นธาตุที่เติมเข้าไปเพื่อเพิ่มอุณหภูมิในการคงตัวจึงเรียกว่า อัลฟา สเตบิลไลเซอร์ (α -stabilizers) ในทางตรงข้ามธาตุที่เติมเข้าไปเพื่อลดอุณหภูมิเพื่อป้องกันไม่ให้โครงสร้างผลึกเปลี่ยนไปเป็น วัฏภาคอัลฟา จะเรียกว่า เบต้า สเตบิลไลเซอร์ (β -stabilizers) ซึ่งเป็นธาตุในกลุ่ม ธาตุทรานซิชัน หรือกลุ่มโลหะมีค่า เช่น ทอง เงิน ทองแดง เหล็ก พัลลาเดียม และวานาเดียม เป็นต้น ทำให้โลหะผสมที่ได้มีความเหนียวไม่เปราะแตกง่าย สามารถขึ้นรูปได้ ซึ่งโดยปกติแล้วโลหะผสมที่ได้เมื่ออยู่ในอุณหภูมิห้อง มักจะมีโครงสร้างทั้งวัฏภาคอัลฟา และวัฏภาคเบต้า เพื่อให้ได้คุณสมบัติที่เหมาะสมกับการนำมาใช้งานในแต่ละประเภท⁽⁴⁻⁷⁾

จากการที่ไทเทเนียมสามารถหลอมรวมกับธาตุชนิดอื่นๆ ทำให้เกิดเป็นโลหะผสม ซึ่งมีคุณสมบัติที่แตกต่างกัน สถาบัน ASTM จึงได้จำแนกชนิดของโลหะผสมไทเทเนียมที่นิยมใช้ในทางทันตกรรมออกเป็น 3 ชนิด⁽⁶⁾ ดังนี้

- โลหะผสม Ti-6Al-4V เป็นชนิดโลหะผสมอัลฟา เบต้า (α - β alloy) ซึ่งมีความแข็งแรงมากกว่าไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ เนื่องจากมีอลูมิเนียม (Aluminium) ที่ทำหน้าที่เป็น อัลฟา สเตบิลไลเซอร์ ทำให้มีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น ในขณะที่ค่าความเหนียวของวัสดุจะลดลง ส่วนวานาเดียม ทองแดง และพัลลาเดียมจะทำหน้าที่เป็นเบต้า สเตบิลไลเซอร์ เพื่อจำกัดปริมาณการสร้าง TiAl₃ ให้มีเพียงร้อยละ 6 หรือน้อยกว่า เพื่อลดความไวในการเกิดการกัดกร่อน โลหะผสมนี้จึงเป็นชนิดที่นิยมนำมาใช้ในทางทันตกรรมมากที่สุด⁽⁶⁾

- โลหะผสม Ti-6Al-4V ELI (Extra low Interstitial) เป็นชนิดที่มีออกซิเจนและเหล็กในปริมาณที่ต่ำ ทำให้มีค่าความเหนียวของวัสดุที่ดีขึ้นกว่าชนิดแรก

- โลหะผสม Ti-Al-Nb เช่น Ti-6Al-7Nb เป็นโลหะผสมที่พัฒนาขึ้นมาเพื่อใช้ผลิตสะพานเทียม หัวเข้าเทียม และข้อต่อเทียมต่างๆ มีคุณสมบัติเชิงกลและต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดีกว่าโลหะผสม Ti-6Al-4V⁽⁸⁾

นอกจากนี้ยังได้มีการผลิตโลหะผสมไทเทเนียมชนิดใหม่ๆ โดยใช้เติมธาตุอื่นๆ ลงไปแทน อลูมิเนียม และวานาเดียม ซึ่งมีคุณสมบัติต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดี

ขึ้น ได้แก่ Ti-13Nb-13Zr, Ti-15Mo-2.8Nb เป็นต้น แต่ก็ยังไม่เป็นที่นิยมใช้กันมากนัก⁽⁶⁾

คุณสมบัติของไทเทเนียม

คุณสมบัติด้านการกัดกร่อน

ไทเทเนียมมีคุณสมบัติสามารถทำปฏิกิริยากับออกซิเจนในอากาศ และเกิดเป็นชั้นของออกไซด์เคลือบที่บริเวณผิว ซึ่งช่วยป้องกันการกัดกร่อนจากสารเคมี เช่นเดียวกับโครเมียมที่ผสมอยู่ในเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) โดยชั้นของออกไซด์ที่เกิดขึ้นจะเป็นชั้นบางๆ ซึ่งมีความแข็งแรงและยึดแน่นกับบริเวณพื้นผิว ทำให้ไทเทเนียมมีความต้านทานต่อการกัดกร่อนที่สูงซึ่งต่างกับเหล็ก ที่จะทำปฏิกิริยากับออกซิเจนในอากาศเกิดเป็นออกไซด์ของเหล็กเช่นกัน แต่การยึดติดกับผิวเหล็กด้านในไม่แข็งแรงพอ จึงเกิดการกะเทาะหลุดร่อนออกเป็นแผ่นหรือเป็นสะเก็ด ที่เรียกว่าสนิมเหล็ก⁽¹⁻⁴⁾

คุณสมบัติทางกายภาพและเชิงกล

คุณสมบัติทางกายภาพและเชิงกลของไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียม จะมีความแตกต่างกัน ขึ้นกับ

ปริมาณของธาตุต่างๆ ที่เป็นองค์ประกอบ ซึ่งสามารถสรุปคุณสมบัติทางกายภาพและเชิงกล โดยเปรียบเทียบ กับโลหะชนิดอื่นๆ ตลอดจนเนื้อเยื่อแข็งของร่างกาย ดังตารางที่ 1

จากตารางที่ 1 จะพบว่าไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมมีความหนาแน่นต่ำ ทำให้มีน้ำหนักเบา ตลอดจนค่ามอดูลัสยืดหยุ่นของไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์มีค่าใกล้เคียงกับเคลือบฟัน และโลหะผสมมีค่า (noble alloys) แต่น้อยกว่าโลหะพื้นฐานชนิดอื่นๆ จึงไม่จัดอยู่ในกลุ่มของโลหะผสมพื้นฐาน (base metal alloy)⁽⁶⁾

จากการที่ไทเทเนียมมีความแข็งแรงเชิงกลสูง และค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ต่ำ ทำให้ทนต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิได้ดี อีกทั้งมีน้ำหนักเบาเนื่องจากมีความถ่วงจำเพาะที่ค่อนข้างต่ำประมาณ 4.5 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร (g/cm³) ดังนั้นไทเทเนียมจึงกลายเป็นโลหะที่มีความสำคัญมากในทางอุตสาหกรรม และได้มีการเพิ่มกำลังการผลิตมากขึ้นเพื่อนำมาใช้ในการผลิตเครื่องยนต์และโครงสร้างของเครื่องบิน นอกจากนี้ยังมีการนำไปใช้งานในด้านอื่นๆ มากขึ้น เช่น ใช้ในการผลิตอุปกรณ์กีฬา การเดินเรือ การ

ตารางที่ 1 แสดงคุณสมบัติเชิงกลของไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียม⁽⁶⁾

Material	Grade or Condition	Yield Strength (MPa)	Elongation (%)	Modulus of Elasticity (GPa)	Tensile Strength (MPa)	Density (g/cm ³)
CP Titanium	1	170	24	102	240	4.5
	2	275	20	102	345	4.5
	3	380	18	102	450	4.5
	4	483	15	104	550	4.5
Ti-6AL-4V		860	10	113	930	4.4
Ti-6AL-4V Eli		795	10	113	860	4.4
Co-Cr-Mo	Cast	450	8	240	700	8.0
Stainless steel	Annealed	190	40	200	490	8.0
	Cold-worked	690	12	200	860	8.0
Aluminum	Polycrystalline	400*(550)	0.1	380	220	3.96
oxide		(flexure)				
Zirconium oxide	Y ₂ O ₃ (stabilized)	1200 (flexure)	0.1	200	350	6.0
Cortical bone		N/A	1	18	140	0.7
Dentin		N/A	0	18.3	52	2.2
Enamel		N/A	0	84	10	3.0

*ASTM Standard : Minimum Values

ผลิตรถยนต์ ตลอดจนเครื่องมือแพทย์ ข้อต่อเทียม ขาเทียม หัวใจเทียม และในงานทางทันตกรรม⁽¹⁻⁴⁾

ความสามารถในการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (Biocompatibility)

นอกเหนือจากคุณสมบัติดังกล่าวข้างต้นแล้ว ลักษณะที่สำคัญของไทเทเนียมที่ทำให้มีการนำมาใช้งานในทางทันตกรรมก็คือ ความสามารถที่ดีในการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ โดยที่โลหะผสมไทเทเนียมจะมีชั้นของออกไซด์ที่มีความหนาประมาณ 5 ถึง 10 นาโนเมตร (nm) ซึ่งมีความแข็งแรงและยึดแน่นกับพื้นผิวของไทเทเนียม และเป็นออกไซด์ที่เฉื่อยต่อปฏิกิริยาต่างๆ สามารถทนต่อน้ำเกลือและสภาวะแวดล้อมต่างๆ ภายในร่างกายได้โดยไม่เกิดการสลายตัว ซึ่งเชื่อว่าชั้นที่ไม่เกิดปฏิกิริยานี้ ทำให้ไทเทเนียมมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ในกรณีที่ชั้นออกไซด์นี้ถูกกำจัดออกไปจากกระบวนการผลิต การเป่าทราย การทำลายจากสารเคมี หรือการสัมผัสกับพลาสมา ชั้นออกไซด์จะก่อตัวขึ้นทดแทนทันที^(1,2,4)

ชั้นของออกไซด์ที่เฉื่อยต่อปฏิกิริยาทางเคมีที่เกิดบนพื้นผิวไทเทเนียม นอกจากจะมีความสามารถต้านทานการกัดกร่อนที่ดีแล้ว ยังยอมให้ของเหลว โปรตีน เนื้อเยื่อแข็งและเนื้อเยื่ออ่อนต่างๆ เข้ามายึดเกาะได้อย่างแนบสนิท ซึ่งปัจจุบันนี้ก็ยังไม่มีใครทราบกลไกที่แน่ชัดว่าเกิดได้อย่างไร แต่อาจเนื่องด้วยเหตุผลบางประการ เช่น ไทเทเนียมไดออกไซด์ มีคุณสมบัติเป็นฉนวนไฟฟ้า ทำให้เกิดพันธะวันเดอร์วาลส์ที่แข็งแรงกว่าออกไซด์ชนิดอื่นๆ หรือชั้นไทเทเนียมไดออกไซด์นี้อาจจะเป็นตัวเร่งปฏิกิริยาทำให้สารอินทรีย์และสารอนินทรีย์เกิดปฏิกิริยาทางเคมีเป็นผลให้เกิดกระบวนการทางชีวเคมีบริเวณพื้นผิว ทำให้ชีวโมเลกุล (biomolecule) ต่างๆ สามารถเข้ามายึดเกาะได้⁽⁴⁾

การนำมาใช้ในทางทันตกรรม

จากคุณสมบัติเชิงกลและทางกายภาพที่ดีของไทเทเนียม ทำให้มีการพัฒนานำมาใช้งานในทางทันตกรรมในด้านต่างๆ ดังนี้

1. ทันตกรรมรากเทียม (Dental Implants)

โลหะผสมไทเทเนียมได้มีบทบาทในการนำมาใช้งานทางทันตกรรมรากเทียมมานานกว่า 25 ปี โดยโลหะผสมที่นิยมนำมาใช้ ได้แก่ Ti-6Al-4V⁽⁹⁾ จากคุณสมบัติเชิงกลที่มีความแข็งแรง และมีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นต่ำกว่าโลหะชนิดอื่นๆ ทำให้ไทเทเนียมมีคุณสมบัติใกล้เคียงกับกระดูก ซึ่งจะทำให้เกิดการกระจายแรงที่ดีและเกิดแรงเค้นที่ต่ำ โดยเฉพาะบริเวณจุดสัมผัสระหว่างกระดูกและรากเทียม⁽³⁻⁴⁾ อีกทั้งชั้นของออกไซด์ที่เกิดขึ้นทำให้โปรตีนของเหลว และเนื้อเยื่อต่างๆ ที่อยู่ล้อมรอบเกิดการยึดเชื่อมเข้าด้วยกันอย่างแนบสนิท ทำให้กระดูกโดยรอบรากเทียมสามารถเจริญเข้าไปยึดกับผิวรากเทียมได้ แต่อย่างไรก็ตามยังต้องมีการพัฒนาปรับปรุงอย่างต่อเนื่องทั้งในด้านการออกแบบและเทคนิคที่ใช้ในการฝังรากเทียม เพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานที่ดียิ่งขึ้นต่อไป

2. ทันตกรรมจัดฟัน (Orthodontics)

ในงานทางทันตกรรมจัดฟันได้นำโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียม (nickel-titanium alloy) มาใช้ในการผลิตลวดจัดฟัน เนื่องจากมีคุณสมบัติด้านความแข็งแรง และมีความสามารถในการจดจำและกลับสู่ตำแหน่งเดิมได้ นอกจากนี้ยังมีค่ามอดุลัสยืดหยุ่นที่ต่ำ ทำให้ใช้แรงเพียงเล็กน้อยก็สามารถโค้งงอได้มาก เหมาะที่จะใช้ในการเคลื่อนฟันในงานทันตกรรมจัดฟัน⁽¹⁰⁾

3. งานรักษารากฟัน (Endodontics)

หลังจากที่ได้มีการคิดค้นและผลิตโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียมขึ้น ซึ่งมีคุณสมบัติที่ดีคือมีความแข็งแรงสูง ค่ามอดุลัสยืดหยุ่นที่ต่ำ เมื่อเปรียบเทียบกับโลหะผสมเหล็กกล้าไร้สนิมและจากคุณสมบัติที่มีความยืดหยุ่นสูงสามารถกลับคืนรูปร่างเดิมโดยไม่เกิดการเปลี่ยนรูป จึงมีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้ในงานรักษารากฟัน โดยผลิตเป็นเครื่องมือขยายคลองรากฟันทั้งชนิดที่ใช้มือและใช้ร่วมกับด้ามกรอฟันในการขยายคลองรากฟันที่มีความโค้งมาก⁽¹⁰⁾

4. งานศัลยกรรมช่องปาก (Oral surgery)

งานทางด้านศัลยกรรมช่องปากมีการนำเอาโลหะ

ผสมไทเทเนียมมาใช้เป็นแผ่นยึดกระดูก (bone plate) และ สกรู (screw) เพื่อใช้ยึดกระดูกเข้าฟันและกระดูกขากรรไกรที่มีการแตกหัก เนื่องจากมีคุณสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อที่ดี มีความแข็งแรงที่สูง ด้านทานต่อแรงที่เกิดขึ้นในขณะบดเคี้ยวได้ดี อีกทั้งยังมีความสามารถในการจดจำรูปร่างเดิมและสามารถกลับเข้าสู่ตำแหน่งเดิมได้โดยไม่เปลี่ยนรูปถึงแม้ว่าจะได้รับแรงแบบซ้ำๆ⁽¹⁰⁾

5. งานฟันปลอมถอดได้และฟันปลอมทั้งปาก (Partial denture and complete denture frameworks)

เนื่องจากไทเทเนียมมีค่าความหนาแน่นน้อย ซึ่งต่ำกว่าโลหะผสมทองและโลหะผสมพื้นฐาน จึงทำให้มีน้ำหนักเบากว่าโลหะผสมชนิดอื่นๆ อีกทั้งยังมีความแข็งแรงที่สูงสามารถตีเป็นแผ่นบางๆ ได้ มีการนำความร้อนที่ต่ำ ด้านทานต่อการกัดกร่อนและค่าความแข็งแรงผิวที่ดี ตลอดจนคุณสมบัติการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและยังสามารถตรวจสอบจุดบกพร่องภายในเช่นฟองอากาศได้จากภาพถ่ายรังสี เพราะมีความทึบรังสีที่ต่ำกว่าโลหะชนิดอื่นที่มีความทึบรังสีมากกว่า⁽¹¹⁾ ทำให้มีการนำมาประยุกต์ใช้งานผลิตเป็นโครงฟันปลอมบางส่วนชนิดถอดได้และฟันปลอมทั้งปาก ซึ่งสามารถใช้งานได้ดีและให้ความรู้สึกสบายแก่ผู้ป่วยเพราะมีน้ำหนักเบา และเนื่องจากตัววัสดุมีชั้นของออกไซด์ที่ช่วยปกป้องบริเวณพื้นผิว ซึ่งแม้จะถูกขีดข่วนที่ผิวก็มีความสามารถที่จะสร้างชั้นออกไซด์ขึ้นมาทดแทนได้ใหม่อย่างรวดเร็ว ทำให้สามารถทนต่อสภาวะแวดล้อมต่างๆ ภายในช่องปากได้ดี นอกจากนี้ตะขอที่ทำจากโลหะผสมไทเทเนียมจะให้การยึดเกาะที่ดีกว่าโลหะผสมชนิดที่ทำจาก โคบอลท์ โครเมียม และมีความยืดหยุ่นที่ดี มากกว่าโลหะผสม นิเกิล โครเมียม อีกทั้งยังไม่เกิดการเปลี่ยนรูปร่างอย่างถาวร จึงทำให้มีคุณสมบัติที่ดีกว่าวัสดุชนิดอื่นๆ^(1,4) แต่ก็มีการศึกษาที่พบว่าไทเทเนียมยังมีข้อด้อยกว่ากลุ่มโลหะผสมทองและโลหะผสมโคบอลท์โครเมียม ในด้านความขรุขระที่ผิวสูง⁽¹²⁻¹³⁾ และมักจะพบปัญหาในการเหวี่ยงโลหะไทเทเนียม ที่มีลักษณะเป็นโครงโลหะร่างตาข่ายของฟันปลอมชนิดถอดได้ ซึ่งมักพบการเปลี่ยนแปลงขนาดเกิดขึ้นได้⁽¹⁴⁾

6. งานครอบฟันและฟันปลอมชนิดติดแน่น (Crown and Fixed partial denture)

โดยทั่วไปแล้วโลหะที่ใช้ในงานครอบฟันและฟันปลอมชนิดติดแน่น ควรมีคุณสมบัติที่มีความแข็งแรง คงรูป มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปาก ไม่เกิดการกัดกร่อนสามารถเกิดแรงยึดที่แข็งแรงกับพอร์ซเลน และในระหว่างขั้นตอนการเผาพอร์ซเลน ออกไซด์ที่ผิวของโลหะสามารถแพร่เข้าไปในเนื้อพอร์ซเลนทำให้เกิดแรงยึดทางเคมีขึ้น นอกจากนี้ถ้าโลหะจะต้องไม่ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของพอร์ซเลน⁽¹⁵⁾ จะเห็นได้ว่าไทเทเนียมเป็นโลหะที่มีคุณสมบัติเหมาะที่จะนำมาใช้ในงานครอบฟันและฟันปลอมติดแน่น เนื่องจากมีการสร้างชั้นของออกไซด์บริเวณพื้นผิวได้อย่างรวดเร็ว ทำให้ด้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดี อีกทั้งยังมีความหนาแน่นต่ำทำให้สามารถสร้างชิ้นงานที่มีน้ำหนักเบา แต่มีความแข็งแรงที่สูง และชั้นออกไซด์ยังสามารถหลอมและเกิดการยึดเชื่อมกับพอร์ซเลนได้ ทำให้สามารถนำมาใช้ในงานสร้างสิ่งบูรณะที่ต้องมีการเชื่อมต่อระหว่างโลหะกับพอร์ซเลน จึงทำให้โลหะไทเทเนียมเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่ใช้ทดแทนโลหะผสมชนิดดั้งเดิม

แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในการใช้งานร่วมกับพอร์ซเลนในทางทันตกรรม เนื่องมาจากปัจจัยที่สำคัญสองประการคือ ประการแรก อุณหภูมิในการเผาพอร์ซเลนจะต้องต่ำกว่า 800 องศาเซลเซียส เพื่อลดการเกิดปฏิกิริยากับออกซิเจน (oxidation) และป้องกันการเปลี่ยนแปลงของไทเทเนียมจากวัฏภาคอัลฟา ไปเป็นวัฏภาคเบต้า และประการที่สองคือค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของพอร์ซเลนจะต้องใกล้เคียงกับโลหะไทเทเนียม จึงจะทำให้เกิดการยึดติดที่ดีได้⁽⁴⁻⁶⁾

จากการศึกษาการนำเอาไทเทเนียมมาผลิตเป็นเดือยฟันสำเร็จรูป พบว่าไทเทเนียมมีคุณสมบัติเหมาะสมที่จะนำมาใช้ เนื่องจากมีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นที่ไม่สูงมากเมื่อเทียบกับเหล็กกล้าไร้สนิม จึงทำให้เกิดแรงเครียดต่อรากฟันน้อยกว่า ลดโอกาสของการเกิดรากแตกได้⁽¹⁶⁻¹⁹⁾ แต่อย่างไรก็ตามก็ยังมีข้อด้อยในด้านความสวยงามที่อาจจะทอนสีของตัวโลหะได้ นอกจากนี้โลหะไทเทเนียมยังมีความแข็งแรงน้อยกว่าเดือยฟันชนิดที่ทำจากโลหะเหล็กกล้าไร้สนิม จึงไม่เหมาะที่จะใช้ในกรณีที่ต้องรับแรง

มาก เช่นผู้ป่วยที่มีการสบลึก นอนกัดฟัน หรือผู้ที่มีประวัติการแตกหักหรือบดงของเดือยฟันมาก่อน⁽²⁰⁾ อีกทั้งยังมีความที่บดงที่ใกล้เคียงกับกัดตาเปอร์ชา อาจเป็นอุปสรรคในการวินิจฉัยและวางแผนการรักษาในกรณีที่ต้องจำเป็นต้องทำการรักษาคลองรากฟันใหม่ จึงมีข้อแนะนำว่าเมื่อต้องใช้เดือยฟันที่ทำมาจาก ไทเทเนียม ควรจะใช้ร่วมกับเรซินซีเมนต์ (resin cement) ชนิดที่มีความที่บดงที่ เพื่อจะได้กำหนดขอบเขตของเดือยฟันในกรณีที่ต้องจำเป็นต้องทำการรื้อ^(21,22)

ข้อควรพิจารณาเมื่อจะนำมาใช้งานในทางทันตกรรม

การกัดกร่อนภายในช่องปาก (Intraoral corrosion)

ถึงแม้ว่าไทเทเนียมจะมีคุณสมบัติสามารถเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ และต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดี แต่อย่างไรก็ตามชั้นของออกไซด์ที่ปกป้องบริเวณพื้นผิวของไทเทเนียมอาจถูกทำลายได้จากการใช้สารต่างๆ ในงานทันตกรรมเช่นฟลูออไรด์ที่มีค่าความเป็นกรดต่ำ โดยพบว่าฟลูออไรด์ไอออนสามารถละลายและแทรกซึมเข้าไปอยู่ในชั้นของออกไซด์ ทำให้ไทเทเนียมถูกกัดกร่อนและมีผิวที่ขรุขระเพิ่มขึ้น⁽¹⁴⁾ อีกทั้งภายในช่องปากยังประกอบด้วยกรดและเอนไซม์ต่างๆ มากมาย ซึ่งอาจจะทำให้เกิดการแยกออกของชั้นไทเทเนียมไดออกไซด์ในบริเวณผิววัสดุได้ ดังนั้นทันตแพทย์จึงควรสังเกตความผิดปกติของชิ้นงานที่บ่งบอกถึงการกัดกร่อนที่เกิดขึ้น อาทิเช่น มีการเปลี่ยนสี หรือผิวของชิ้นงานที่ขรุขระมากขึ้น มีการศึกษาที่พบการเปลี่ยนสีของฟันปลอมบางส่วนชนิดถอดได้ที่ทำจากโลหะผสมไทเทเนียมชนิด Ti-6Al-4V ขณะที่ส่วนของซีฟันทึ่ทำจากไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์ ไม่เกิดการเปลี่ยนสี ซึ่งแสดงให้เห็นว่าถึงแม้โลหะผสมไทเทเนียมจะมีคุณสมบัติทางกลที่ดี แต่ก็ยังมีข้อด้อยในด้านความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อเมื่อเปรียบเทียบกับไทเทเนียมบริสุทธิ์เชิงพาณิชย์⁽²³⁾

กระบวนการเหวี่ยงโลหะไทเทเนียม (Titanium casting)

ไทเทเนียมจัดได้ว่าเป็นโลหะที่เหวี่ยงได้ยาก เนื่องจากมีอุณหภูมิหลอมเหลวสูง และโดยธรรมชาติของตัววัสดุไทเทเนียมเองที่สามารถทำปฏิกิริยาอย่างรุนแรงกับ

ออกซิเจนที่อุณหภูมิสูง ทำให้ขณะทำการหลอมโลหะควรทำภายใต้สุญญากาศหรือก๊าซเฉื่อยเช่น ก๊าซอาร์กอน เพื่อป้องกันการทำปฏิกิริยากับออกซิเจนในอากาศในภาวะที่มีอุณหภูมิสูง ซึ่งอาจเกิดอันตรายได้ แต่ถ้าหากเกิดการรวมตัวกับออกซิเจนในปริมาณที่น้อย แม้ไม่เกิดอันตรายแต่ก็จะทำให้โลหะที่ได้ค่อนข้างเปราะ และสูญเสียคุณสมบัติความเหนียวไป⁽²⁾ นอกจากนี้โลหะผสมไทเทเนียมขณะหลอมเหลวยังสามารถเกิดปฏิกิริยากับวัสดุหล่อแบบ (investment) เป็นผลให้เกิดชั้นการปนเปื้อนที่เรียกว่า อัลฟา เคส (α -case) ซึ่งประกอบด้วยสารประกอบของไทเทเนียมกับซิลิกา ฟอสฟอรัส และออกซิเจน ชั้นการปนเปื้อนที่เกิดขึ้นจะประกอบด้วยรูพรุนแต่กำจัดออกได้ยากเนื่องจากมีความแข็งผิวที่สูงและเป็นชั้นที่อาจถูกกัดกร่อนภายในช่องปากได้⁽²⁴⁻²⁵⁾ เพื่อลดการเกิดอัลฟา เคส จึงได้มีการผลิตวัสดุหล่อแบบที่ประกอบด้วยออกไซด์ที่ไม่ทำปฏิกิริยากับไทเทเนียม⁽³⁾ เช่นวัสดุหล่อแบบที่มีธาตุแมกนีเซียมเป็นองค์ประกอบพื้นฐาน (magnesia-based investment)⁽²⁶⁾

กระบวนการเหวี่ยงโลหะไทเทเนียมมักนิยมใช้วิธีการเหวี่ยงโดยการเผาไล่ซีฟี่เช่นเดียวกับการเหวี่ยงโลหะโดยทั่วไป⁽²⁷⁾ แต่มีเครื่องมือเฉพาะสำหรับการหลอมเหลว ที่ใช้กระแสไฟฟ้าหรือคลื่นความถี่สูงเหนี่ยวนำให้เกิดความร้อน ร่วมกับการเหวี่ยงโดยใช้แรงดันก๊าซ หรือใช้แรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลาง โดยโลหะไทเทเนียมจะถูกหลอมเหลวในช่องหลอมที่มีก๊าซเฉื่อย หรือภายใต้สุญญากาศ จากนั้นโลหะเหลวจะถูกส่งผ่านไปยังเบ้าหล่อ โดยใช้แรงเหวี่ยงหรือแรงดันก๊าซ ซึ่งเครื่องเหวี่ยงโลหะมีผลิตรอกมาด้วยกันหลายระบบ โดยมีการศึกษาเปรียบเทียบพบว่าโลหะที่ใช้ระบบการเหวี่ยงโดยใช้แรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางจะได้ชิ้นงานที่มีคุณภาพดีกว่าการเหวี่ยงภายใต้ความดัน⁽⁷⁾

ถึงแม้ว่าจะมีการพัฒนาเครื่องมือที่ใช้ในกระบวนการเหวี่ยงโลหะผสมไทเทเนียม แต่ก็ยังมักพบตำหนิที่เกิดขึ้นภายในชิ้นงาน เช่นเกิดรูพรุนในเนื้อโลหะ หรือไม่สามารถเหวี่ยงชิ้นงานได้เต็ม⁽²⁷⁾ ซึ่งเกิดได้จากหลายปัจจัย อาทิเช่น ความสามารถในการแทรกตัวของก๊าซผ่านออกไปจากวัสดุหล่อแบบ ความแตกต่างของแรงดันก๊าซเฉื่อยระหว่างช่องหลอมโลหะและช่องที่ใส่หล่อ

แบบ⁽²⁷⁻²⁹⁾ ซึ่งจะมีผลต่อการแทรกตัวของก๊าซผ่านออกไปจากแบบหล่อในขณะเหวี่ยง การทำปฏิกิริยากันระหว่างไทเทเนียมกับวัสดุหล่อแบบ การออกแบบรูเท และช่องระบายอากาศ⁽³⁰⁾ ชนิดของก๊าซ และความดันที่ใช้ก็มีผลต่อคุณสมบัติเชิงกลและรูพรุนในเนื้อโลหะเช่นกัน โดยมีการศึกษาพบว่าการใช้ก๊าซคริปตัน (Krypton) หรือก๊าซซีนอน (Xenon) แรงดันต่ำจะสามารถลดการเกิดรูพรุนในโลหะหล่อได้ ทำให้ได้โลหะที่มีคุณสมบัติที่ดีขึ้น⁽³¹⁾

กระบวนการกลึงไทเทเนียม (Titanium machining)

นอกจากกระบวนการเหวี่ยงแล้ว ยังสามารถสร้างชิ้นงานโลหะผสมไทเทเนียมได้จากการกลึง ซึ่งเริ่มนำมาใช้งานครั้งแรกในการผลิตรากเทียมโดย Andersson และคณะ จากนั้นมีการนำมาใช้ในงานครอบฟันและฟันปลอมชนิดติดแน่นโดยระบบโปรเซรา (Procera) ซึ่งเป็นระบบที่ใช้คอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการออกแบบ และผลิตชิ้นงาน โดยการกลึงแท่งโลหะผสมไทเทเนียมเพื่อสร้างชิ้นงาน แต่ก็ยังมีข้อด้อยคือ ผลิตชิ้นงานได้ช้า ดังนั้นจึงเหมาะที่จะใช้สำหรับงานครอบฟันซี่เดียว ในกรณีฟันปลอมชนิดติดแน่น มักจะทำเป็นครอบฟันซี่เดียวๆก่อนแล้วจึงใช้เลเซอร์ หรือกระแสไฟฟ้าทำการเชื่อมฟันปลอมแต่ละซี่เข้าด้วยกัน⁽¹⁾

ความแม่นยำ (Accuracy of fit)

ไทเทเนียม เป็นโลหะที่มีการนำมาใช้งานครอบฟันและฟันปลอมชนิดติดแน่นเพื่อทดแทนโลหะผสมชนิดดั้งเดิม แต่อย่างไรก็ตาม จากความยุ่งยากในกระบวนการเหวี่ยงทำให้ชิ้นงานที่ได้มักมีขอบที่ไม่สมบูรณ์ ซึ่งพบว่าครอบฟันไทเทเนียมจะมีความแม่นยำบริเวณขอบน้อยกว่าครอบฟันที่ทำจากพัลลาเดียม แต่ดีกว่าครอบฟันที่ทำจากกลุ่มโลหะผสมพื้นฐาน⁽³²⁾ แต่มีบางการศึกษาให้ผลในทางตรงกันข้ามโดยที่กลุ่มโลหะพื้นฐานมีความแม่นยำที่ดีกว่า⁽³³⁾ ทำให้ในเรื่องของความแม่นยำกับขอบยังมีความไม่แน่นอนอยู่ ซึ่งอาจเกิดจากกระบวนการสร้างชิ้นงานที่มีผลต่อความแม่นยำ โดยมีการศึกษาพบว่ากระบวนการสร้างชิ้นงานไทเทเนียมจากระบบโปรเซรา มีความแม่นยำที่มากกว่าระบบการเหวี่ยง⁽³⁴⁾ ซึ่งชี้ให้เห็นว่าในการนำไทเทเนียมมาใช้งาน

ครอบฟันและฟันปลอมชนิดติดแน่นยังคงประสบปัญหาทางด้านความแม่นยำในกระบวนการเหวี่ยงโลหะ แต่ในระบบโปรเซรา ซึ่งใช้คอมพิวเตอร์มาช่วยในการกลึงชิ้นงานเป็นระบบที่สามารถสร้างชิ้นงานที่มีความแม่นยำมากกว่า⁽⁴⁾ แต่บางการศึกษาก็พบว่าไม่มีความแตกต่างกันมากนัก⁽³⁵⁾ แต่อย่างไรก็ตามเมื่อเปรียบเทียบกับในกลุ่มโลหะผสมทอง พบว่าครอบฟันไทเทเนียมมีความแม่นยำในบริเวณขอบน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญ⁽³⁵⁻³⁷⁾ จึงมีการศึกษาที่แนะนำให้ นำครอบฟันไทเทเนียมมาตัดแต่งบริเวณขอบของครอบฟัน โดยใช้ระบบคอมพิวเตอร์ซ้ำอีกครั้ง เพื่อให้ได้รายละเอียดมากขึ้นเป็นการแก้ไขความแม่นยำบริเวณขอบของชิ้นงานให้ดีขึ้นได้⁽³⁸⁾

การเชื่อมโลหะไทเทเนียม (Titanium welding)

ไทเทเนียมเป็นโลหะที่มีความไวต่อเกิดปฏิกิริยากับออกซิเจนในอากาศ ในที่มีอุณหภูมิสูงซึ่งทำให้มีความหนาของชั้นออกไซด์บริเวณพื้นผิวเพิ่มขึ้นและทำให้หลุดออกจากพื้นผิวโลหะได้ง่าย นอกจากนี้ยังอาจติดไฟได้ ดังนั้นจึงไม่สามารถใช้วิธีการเชื่อมตามปกติได้ เนื่องจากจะทำให้เกิดการปนเปื้อนของออกซิเจนในการเชื่อม ทำให้บริเวณข้อต่อไม่แข็งแรงและมีความเปราะ วิธีที่เหมาะสมที่ใช้ในกระบวนการเชื่อมโลหะไทเทเนียมมักใช้การเชื่อมโดยเลเซอร์ในสภาวะที่มีก๊าซอาร์กอน การเชื่อมโดยใช้เลเซอร์จะทำให้เกิดความร้อนสูงเฉพาะจุดจึงไม่ส่งผลกระทบต่อบริเวณที่ไม่ต้องการเชื่อม ประกอบกับชิ้นงานที่เชื่อมอยู่ในก๊าซอาร์กอนซึ่งเป็นก๊าซเฉื่อย ทำให้ไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบของไทเทเนียมที่จุดเชื่อม จึงสามารถคงคุณสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อที่ดี และลดโอกาสในการถูกกัดกร่อน⁽⁶⁾

การยึดติดของไทเทเนียมกับพอร์ซเลน (Porcelain bonded to Titanium)

เนื่องจากไทเทเนียมเป็นโลหะที่มีอุณหภูมิในการหลอมเหลวที่สูงกว่าโลหะชนิดอื่นๆ ดังนั้นจึงสามารถต้านทานต่อการเปลี่ยนรูปของโครงโลหะขณะเผาพอร์ซเลนที่อุณหภูมิสูงได้ ประกอบกับค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนที่ต่ำ คือประมาณ 9.4×10^{-6} นิ้วต่อองศาเซลเซียส (in/°C) ซึ่งใกล้เคียงกับพอร์ซเลนที่มีค่า

สัมประสิทธิ์การขยายตัวประมาณ 8.5×10^{-6} นิวต์ต่อองศาเซลเซียส ในขณะที่โลหะผสมชนิดอื่นมีค่าประมาณ $13-16 \times 10^{-6}$ นิวต์ต่อองศาเซลเซียส⁽³⁹⁾ แต่ข้อจำกัดของโลหะผสมไทเทเนียม คือที่อุณหภูมิสูงสามารถทำปฏิกิริยากับออกซิเจนได้ง่ายมาก โดยพบว่าที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส จะเกิดขึ้นของออกไซด์หนาถึง 1 ไมครอน ซึ่งเป็นความหนาที่มากเกินไป ทำให้แรงยึดเกาะกับพื้นผิวไทเทเนียมลดลง เนื่องจากเกิดการแตกหักบริเวณชั้นออกไซด์ ซึ่งความหนาที่เหมาะสมนั้นควรเผื่อที่อุณหภูมิ 750 องศาเซลเซียส จะทำให้เกิดชั้นออกไซด์หนาประมาณ 32 นาโนเมตร ซึ่งเหมาะที่จะใช้ยึดกับพอร์ซเลน⁽⁴⁰⁾ ประกอบกับการใช้อุณหภูมิเผื่อที่สูงมากกว่า 883 องศาเซลเซียส จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของไทเทเนียมจากวัฏภาคอัลฟา ไปเป็นวัฏภาคเบต้า ดังนั้นพอร์ซเลนที่เหมาะสมกับการใช้ควรมีอุณหภูมิการเผื่อที่ต่ำกว่า 883 องศาเซลเซียส

นอกจากนี้ไทเทเนียมหลอมเหลวยังสามารถเกิดปฏิกิริยากับวัสดุหล่อแบบ ทำให้เกิดขึ้นของการปนเปื้อนที่กำจัดออกได้ยากเนื่องจากมีความแข็งแรงผิวที่สูงกว่าเนื้อโลหะไทเทเนียมภายในถึง 3 เท่า โดยมีรายงานว่าอาจจะมีความหนาของชั้นนี้ถึง 200 ไมครอน ซึ่งจะมีผลทำให้ค่าแรงยึดระหว่างไทเทเนียมกับพอร์ซเลนลดลง⁽²⁶⁾ ดังนั้นต้องพิจารณาเลือกใช้วัสดุหล่อแบบให้เหมาะสม โดยที่จะต้องเกิดปฏิกิริยาน้อยที่สุด เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดชั้นปนเปื้อนที่หนามากเกินไป ดังนั้นจึงมีผู้แนะนำว่า การเตรียมพื้นผิวของไทเทเนียมก่อนพอกพอร์ซเลน ควรทำการเป่าทราย จากนั้นใช้กรดกัดและทาด้วยสารยึดติด ก่อนที่จะทำการพอกพอร์ซเลน จะช่วยเสริมทำให้เกิดแรงยึดติดที่ดีระหว่างไทเทเนียมกับพอร์ซเลน⁽⁴¹⁾ สารยึดติดที่ใช้มักจะเป็นประกอบด้วยส่วนผสมของทองคำบริสุทธิ์ ทาเคลือบบนพื้นผิวของไทเทเนียมก่อนที่จะพอกพอร์ซเลนลงไป โดยชั้นของออกไซด์ที่อยู่บนพื้นผิวไทเทเนียมจะทำปฏิกิริยาเกิดการยึดทางเคมีกับอนุภาคทอง และช่วยลดแรงซึ่งเกิดจากความแตกต่างของค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัว เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของโลหะไทเทเนียมและพอร์ซเลน อีกทั้งสีของทองยังช่วยปิดสีของโลหะผสมไทเทเนียมที่มีสีค่อนข้างเทาได้อีกด้วย⁽⁴²⁾

การยึดติดของไทเทเนียมกับเรซินคอมโพสิต

จากข้อจำกัดในการสร้างชิ้นงานร่วมกับพอร์ซเลน จึงได้มีการคิดค้นพัฒนาวิธีการอื่นๆ โดยใช้วัสดุเรซินคอมโพสิต ทดแทนการใช้พอร์ซเลน โดยวัสดุเรซินคอมโพสิตที่ใช้มักเป็นชนิดที่มีการเติมอนุภาคที่ใช้เพิ่มความแข็งแรงให้กับวัสดุค่อนข้างสูงประมาณร้อยละ 90 โดยน้ำหนัก ทำให้ต้านทานต่อการสึกกร่อนได้ดี อีกทั้งยังมีความสมบัติภายหลังการก่อตัวที่ดี การทำให้เรซินคอมโพสิตยึดติดกับผิวของโลหะผสมไทเทเนียมได้ดีสามารถทำได้โดยทำการเป่าทรายบริเวณพื้นผิวโครงโลหะผสมไทเทเนียมด้วยอนุภาคอลูมินา ขนาด 50 ไมครอน เพื่อทำความสะอาดและเป็นการเพิ่มพื้นที่ผิวในการยึดติด ร่วมกับการทาสารปรับสภาพผิวโลหะ ก่อนที่จะพอกเรซินคอมโพสิตเพื่อแต่งรูปร่าง จากนั้นจึงทำการบ่มตัวที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส⁽⁴³⁾

บทสรุป

ไทเทเนียมถูกนำมาใช้ในการทางทันตกรรมมาตั้งแต่ปีค.ศ. 1970 โดยนำมาใช้ในการสร้างครอบฟันและฟันปลอมชนิดติดแน่น ตลอดจนการผลิตฐานฟันปลอมบางส่วนและฐานฟันปลอมทั้งปาก เนื่องจากคุณสมบัติเชิงกลและกายภาพที่ดีใกล้เคียงกับโลหะมีค่า ตลอดจนคุณสมบัติในการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ อีกทั้งเป็นโลหะที่มีมากในธรรมชาติ ราคาของวัตถุดิบค่อนข้างถูก แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในการใช้งานต่างๆ มากมาย ไม่ว่าจะเป็นกระบวนการเหวี่ยงหรือสร้างชิ้นงานที่ยุ่งยาก ต้องใช้เครื่องมือที่มีราคาค่อนข้างแพง จึงทำให้ราคาต่อหน่วยในการนำมาใช้ในงานทางทันตกรรม ยังมีราคาค่อนข้างแพงอยู่ อีกทั้งวัสดุแบบหล่อที่ใช้ต้องสามารถเข้ากันได้ และต้องไม่ทำปฏิกิริยากับไทเทเนียม ส่วนพอร์ซเลนที่ใช้ร่วมกับไทเทเนียมต้องมีอุณหภูมิในการเผื่อที่ต่ำ จึงทำให้ไทเทเนียมยังไม่ค่อยเป็นที่นิยมในการนำมาใช้งานมากนัก แต่ก็ถือได้ว่าเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่สามารถใช้ทดแทนโลหะในงานทางทันตกรรมชนิดอื่นๆ ไม่ว่าจะเป็นโลหะมีค่าที่มีราคาแพง หรือโลหะพื้นฐานที่อาจทำให้เกิดอาการแพ้ได้ แต่อย่างไรก็ตามในการเลือกใช้วัสดุไทเทเนียม จะต้องมีความรู้ความเข้าใจถึงคุณสมบัติ จุดเด่น จุดด้อยของวัสดุ และการเลือกใช้กระบวนการสร้างชิ้น

งาน ตลอดจนต้องมีทักษะการผลิตที่ดี ซึ่งจะประสบความสำเร็จในการนำไทเทเนียมมาใช้ ซึ่งยังจะต้องมีการศึกษาถึงผลสำเร็จในทางคลินิก และพัฒนากระบวนการในการผลิตชิ้นงานอีกมากเพื่อแก้ไขข้อจำกัดต่างๆ

เอกสารอ้างอิง

1. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic application: a review of the literature. *Quintessence Int* 1996; 27(6): 401-408
2. Brown D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *Br Dent J* 1997; 182(10): 393-394
3. ADA council on scientific affairs. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(3): 347-349
4. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. Dent J* 1993; 43(3): 245-253
5. <http://www.mine-engineer.com/mining/mineral/rutile.htm> [2006, September 16]
6. Anusavice KJ: *Phillip's Science of Dental Material*. 11th edition, Saunders 2003
7. Okabe T. *Dental casting of Titanium and Titanium alloys. Innovative Dental Materials for The New Millennium*. Proceedings First Thailand International Symposium on Dental Materials. p 114-127.
8. Matsumura H, Yoneyama T, Shimoe S. Veneering technique for a Ti-6Al-7Nb framework used in a resin-bonded fixed partial denture with a highly filled indirect composite. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6): 636-639
9. Spickermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richter J. *Color atlas of dental medicine: Implantology*. Thieme medical publisher 1995: p 14-17
10. Thomson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endodon J* 2000; 33(4): 297-310
11. Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, Cambuy da Silva TB. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium. *J Prosthet Dent* 2004; 92(9): 274-277
12. Suthiwarapirak A, Suprichakorn S, Takahashi H, Arksornnukit M. Wear resistance of titanium and Co-Cr alloys opposing enamel. *วารสารสมาคมทันตกรรมประดิษฐ์ไทย ปีที่ 2 ฉบับ 1 สิงหาคม 2548 น. 27-31*
13. Ohkubo C, Shimura I, Aoki T, Hanatani S, Hosoi T, Okabe T. In vitro wear assessment of titanium alloy teeth. *J Prosthodont* 2002; 11(4): 263-269
14. Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1991; 65(2): 309-315
15. Brown D. Alloys for metal-ceramic restorations. *Dent Update* 2005; 32(10): 583-586.
16. Artopoulou II, O'Keefe KL, Powers JM. Effect of core diameter and surface treatment on the retention of resin composite cores to prefabricated endodontic posts. *J Prosthodont* 2006; 15(3): 172-179
17. Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 2000; 27(7): 595-601
18. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmager P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture

- resistance of pre-fabricated post systems. *J Oral Rehabil* 2005; 32(6): 433-440
19. Omiri MK, Wahadni AM. An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems. *Int Endodon J* 2006; 39(11): 890-899
20. Hew YS, Purton DG, Love RM. Evaluation of pre-fabricated root canal posts. *J Oral Rehabil* 2001; 28(3): 207-211
21. Wright WJ. Clinical observations of a titanium-alloy prefabricated post. *Compend Contin Educ Dent* 1990; 11(4): 248-251
22. Goss JM, Wright WJ, Bowles WF. Radiographic appearance of titanium alloy prefabricated posts cemented with different luting materials. *J Prosthet Dent* 1992; 67(5): 632-637
23. Sutton AJ, Rogers PM. Discoloration of a titanium alloy removable partial denture: A clinical report. *J Prosthodont* 2001; 10(2): 102-104
24. Eliopoulos D, Zinelis S, Papadopoulos T. Porosity of CPTi casting with four different casting machines. *J Prosthet Dent* 2004; 92(4): 377-381
25. Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager E, Chern Lin JH, Moser JB, Greener EH. Casting pure titanium into commercial phosphate-boned SiO₂ investment molds. *J Dent Res* 1990; 69(2): 1800-1805
26. Eliopoulos D, Zinelis S. The effect of investment material type on the contamination zone and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent* 2005; 94(6):539-548
27. Her H, Syverud M, Waarli M. Mold filling and porosity in casting of titanium. *Dent Mater* 1993; 9(1): 15-18
28. Syverud M, Her H. Mold filling of Ti castings using investments with difference gas permeability. *Dent Mater* 1995; 11(1):14-18
29. Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res* 1997; 76(3): 773-779
30. Chan D, Guillory V, Blackman R, Chung KH. The effects of spru design on roughness and porosity of titanium castings. *J Prosthet Dent* 1997; 78(4): 400-404
31. Zinelis S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent* 2000; 84(5): 575-582
32. Ida K, Tani Y, Tsutsumi S, Togaya T, et al. Clinical application of pure titanium crowns. *Dent Mater* 1985; 4(2): 191-195
33. Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 314-318
34. Jesus Suarez M, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Marginal fit of titanium metal-ceramic crown. *Int J Prosthodont* 2005; 18(5): 390-391
35. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7(5): 440-447
36. Stoll R, Fischer C, Springer M, Stachniss V. Marginal adaptation of partial crowns cast in pure titanium and in a gold alloy-an in vivo study. *J Oral Rehabil* 2002; 29(1): 1-6
37. Harris IR, Wickens JL. A comparison of the fit of spark-eroded titanium copings and cast gold alloy copings. *Int J Prosthodont* 1994; 7(4): 348-355

38. Ruiz Contreras EF, Pessanha Henrique GE, Giolo SR, Arruda Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys crowns before and after marginal refinement by electric discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002; 88(5): 467-472
39. Low D, Sumii T, Swan M. Thermal expansion coefficient of titanium casting. *J Oral Rehabil* 2001; 28(3): 239-242
40. Adachi M, Mackert JR Jr, Parry EE, Fairhurst CW. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy. *J Dent Res* 1990; 69(6): 1230-1235
41. Hussaini IA, Wazzan KA. Effect of surface treatment on bond strength of low fusing porcelain to commercially pure titanium. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4): 350-356
42. Yamada K, Onizuka T, Sumii T, Swain MV. The effect of Goldbonder™ on the adhesion between porcelain and pure titanium. *J Oral Rehabil* 2004; 31(8): 775-784
43. Matsumura H, Yoneyama T, Shimoe S. Veneering technique for a Ti-6Al-7Nb framework used in a resin bonded fixed partial denture with a highly filled indirect composite. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6): 636-639

ขอสำเนาบทความที่:

อ. ทพ.เทพรัตน์ เขมาลีลากุล ภาควิชาทันตกรรมบูรณะ
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อ.เมือง
จ.เชียงใหม่ 50202

Reprint request:

Dr. Thepparat Khemaleelakul, Department of
Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang
Mai University, Muang, Chiang Mai, 50202.