บทที่ 2
ปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

ฟันปลอมโลหะเคลือบเซรามิก

เซรามิก

เซรามิกทางทันตกรรม มีส่วนประกอบหลักเป็น แก้วซิลิกา คริสตัล พอร์ซเลน

เซรามิกทางทันตกรรม คือ โครงสร้างอนินทรีย์ที่ไม่ใช่โลหะ มีส่วนประกอบระหว่างออกซิเจนกับสารประกอบโลหะหรือกึ่งโลหะ (Craig,2002) เซรามิกมีคุณสมบัติเปราะแตกได้ง่าย ซึ่งถือว่าเป็นปัญหาโดยจะเกิดที่บริเวณที่มีรอยร้าว (flaw) และความเค้นดึง ของวัสดุบูรณะเซรามิก

พอร์ซเลน คือชนิดของเซรามิกที่ประกอบด้วย เกาลิน ควอตซ์ และ เฟลด์สปา นำมาเผารวมกันในอุณหภูมิสูง (Anusavice,2003; Wildgoose,2004; Craig,2002; van Noort,2002)

<u>ประวัติ</u>

Pilny ถือเป็นมนุษย์คนแรกที่สร้างแก้วขึ้น จากการเผาฟืนบนผืนทรายซิลิกาแล้วเกิดการผสมของทรายและโซดาเกิดเป็นแก้วที่ยังไม่ได้สังเคราะห์ ในช่วงยุคหินเมื่อประมาณ 10,000 ปี ที่แล้ว ช่างฝีมือของยุคหินได้ใช้หินสร้างเป็นเครื่องมือและสิ่งประดิษฐ์ ต่อมาในช่วง 700 ปีก่อนคริสต์ศักราช ชาวอีทรัสแคนได้ทำฟันจากงาช้างและกระดูกซึ่งรองรับด้วยโครงโลหะทอง ในขณะที่ช่วง ค.ศ. 300-900 ชนเผ่ามายัน และ ค.ศ. 1200 ชาวเผ่าแอซเต็ค มีการใช้หินภูเขาไฟสีดำ (obsidian) และหินหยกฝังในฟันที่ถูกเตรียมไว้เพื่อความสวยงาม ในศตวรรษที่ 15-16 มีการนิยมนำดินเหนียว (clay) มาเผาให้หลอมตัวเกิดเป็นเครื่องกระเบื้อง (stoneware) ในขณะเดียวกัน มีการพัฒนาเซรามิกเทคโนโลยีในจีนมาตั้งแต่ 100 ปีก่อนคริสตศักราช จนกระทั่งในปี 1717 มิชชันนารี d'Entercoller ได้นำความรู้นี้มาใช้ผสมดินขาว (Kaolin หรือ china clay) ซึ่งก็คือ hydrated alumino silicate ร่วมกับซิลิกาในรูปของควอตซ์ และเฟลด์สปา ต่อมาพอร์ซเลนทางทันตกรรมจึงเริ่มต้นขึ้นในปี 1774 โดยเภสัชกรชื่อ Alexis Duchatea ได้ทำการสร้างฟันปลอมพอร์ซเลนชิ้นแรกขึ้น และถูกนำมา ใช้โดยทันตแพทย์ชาวฝรั่งเศส De chemant เมื่อปี 1789

ในปี 1808 Fonzi ได้สร้าง "Terrometallic" ซึ่งเป็นฟันพอร์ซเลน ที่รองรับด้วยโครงแพลตตินัม ถัดมาในปี 1817 Planteau ได้แนะนำฟันปลอมพอร์ซเลนเข้าสู่อเมริกา และ Peale ซึ่งเป็นศิลปินได้พัฒนาขบวนการเคลือบพอร์ซเลน ขึ้นที่ ฟิลาเดเฟีย ในปี 1822 ต่อมาฟันพอร์ซเลนจึงได้เริ่มเข้าสู่ตลาดในปี 1837

Charles Land (1903) ได้สร้างฟันปลอมติดแน่นเซรามิกชิ้นแรกขึ้น โดยใช้ แผ่นแพลตตินัมบางๆ เป็นส่วนรองรับเฟลสปาติก พอร์ซเลน

Mclean และ Hughes (1965) พยายามพัฒนา คุณสมบัติการต้านทานการแตกหักของฟันปลอมติดแน่นพอร์ซเลน โดยใช้อลูมินัสเซรามิกทำเป็นแกนด้านใน แต่พบว่า ฟันปลอมชนิดนี้มีอัตราการล้มเหลวสูง คือ มีการแตก ประมาณร้อยละ 15 เมื่อใช้ในฟันกราม จึงทำให้มีการพัฒนาฟันปลอมติดแน่นโลหะเคลือบเซรามิกในเวลาต่อมาอย่างต่อเนื่อง

Weinstein (1962) ได้นำครอบฟันโลหะเคลือบเซรามิกมาใช้ในผู้ป่วยเป็นครั้งแรกแต่ก็พบความล้มเหลวจากการแตกหักของพอร์ซเลน เนื่องจากการไม่เข้ากันของค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนระหว่างโครงโลหะและพอร์ซเลน จึงมีการแก้ไขปัญหานี้ด้วยการปรับปรุงคุณสมบัติของเฟลด์สปาติกพอร์ซเลน ให้มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนสูงขึ้นใกล้เคียงกับโลหะทำให้สามารถนำพอร์ซเลนมาใช้ได้อย่างมีประสิทธิภาพจนถึงปัจจุบัน

ส่วนประกอบของ เซรามิกทางทันตกรรม

ประกอบด้วย SiO_2, Al_2O_3, CaO, Na_2O, K_2O, B_2O_3, ZnO, ZrO_2 ในปริมาณที่แตกต่างขึ้นอยู่กับว่าเป็นพอร์ซเลนโอเพคหรือตัวฟันหรือปลายฟัน โดยที่พอร์ซเลนชนิดโอเพคจะมีปริมาณของออกไซด์ของโลหะที่จะปิดสีมากกว่า

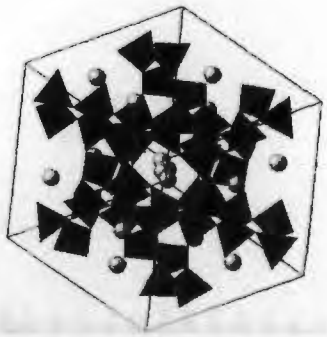
พอร์ซเลนในทางทันตกรรมโดยดั้งเดิมจะเป็นแก้วเซรามิก ที่มีส่วนประกอบหลักคือเฟลด์สปาร์ซึ่งมีอยู่ร้อยละ 75-85 ประกอบด้วย โครงข่ายซิลิกา และโพแทช แร่ธาตุให้สี สารทึบแสง และแก้วที่เติมเข้าไปเพื่อควบคุม อุณหภูมิการหลอมตัว สัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนและคุณสมบัติการละลาย

เฟลด์สปาติก พอร์ซเลน

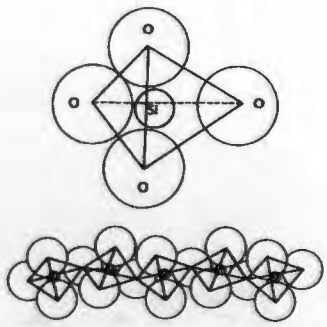
โพแทสเซียม และโซเดียม เฟลด์สปาร์ เป็นแร่ธาตุธรรมชาติและจะประกอบด้วย โพแทช (K_2O) และโซดา (Na_2O) ตามลำดับ และจะประกอบด้วย อลูมินา (Al_2O_3) และ ซิลิกา (SiO_2) รวมตัวกันเป็นโพแทสเซียมอลูมินาซิลิเกต ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) และ/หรือ โซเดียมอลูมินาซิลิเกต ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) เมื่อนำส่วนประกอบ โพแทสเซียม เฟลด์สปา ผสมกับออกไซด์ของโลหะแล้ว เผาด้วยอุณหภูมิสูงจะเกิดผลึกคริสตัลลิวไซด์และส่วนของแก้ว (glassy phase) ที่มีโครงสร้างไม่แน่นอน โดยผงพอร์ซเลนจะมีการเชื่อมกันเรียก liquid phase sintering

ลิวไซด์ คือ โพแทสเซียม-อลูมินัม-ซิลิกา ($KAlSi_2O_6$ หรือ $K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$) รวมกันซึ่งจะมีสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนสูง 20-25 ppm/°C เมื่อเทียบกับเฟลด์สปาร์ซึ่งมีค่าน้อยกว่า คือ น้อยกว่า 10^{-6}/°C เมื่อรวมกันจะทำให้มีค่าสูงขึ้นเหมาะนำมาเคลือบโลหะ

โครงสร้างพอร์ซเลนจะมีลักษณะทรงสี่เหลี่ยมด้านเท่า (tetragonal symmetry) (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 โครงสร้างพอร์ซเลน(Anusavice,2003)



รูปที่ 2 ซิลิคอนอะตอมเชื่อมกับออกซิเจน

โครงสร้างส่วนที่เป็นแก้ว (glassy matrix) จะเป็นโครงสร้าง Si-O network ซิลิคอนอะตอมจะเชื่อมกับออกซิเจนอะตอม 4 ตัว เกิดเป็นรูปร่าง เททระฮีดรอล (tetrahedral) (รูปที่ 2) ซึ่งอาจจะเชื่อมเป็นสายโซ่ด้วยพันธะโควาเลนต์และพันธะไอออนิก ซึ่งทำให้เกิดโครงสร้างที่มีเสถียรภาพ อย่างไรก็ดี Si-O network จะมีอุณหภูมิการหลอมเหลวที่สูง ดังนั้นจะต้องมีการใส่ โพแทสเซียม และ โซเดียม ลงไปในส่วนประกอบของแก้วเพื่อช่วยให้ Si-O network แตกออก

เฟลด์สปาติกพอร์ซเลน จะประกอบด้วยออกไซด์ของส่วนประกอบต่างๆ คือ SiO_2, Al_2O_3, K_2O, Na_2O, Li_2, B_2O_3 ซึ่งเซรามิกที่เรียกว่า พอร์ซเลนจะประกอบด้วยโครงสร้าง แก้วและคริสตัล

ชนิดของพอร์ซเลน

แบ่งตามความหนาแน่นของออกไซด์และคุณสมบัติแสงส่องผ่าน ได้ 3 กลุ่ม (Rosentiel,2001)

1. *โอเพคพอร์ซเลน (opaque porcelain)* เป็นเซรามิกชั้นแรก ซึ่งทำหน้าที่ปิดสีของโลหะผสม และเชื่อมยึดระหว่างโลหะและพอร์ซเลน ซึ่งชั้นนี้จะมีความหนาแน่นของออกไซด์มากกว่าส่วนของแก้ว (glass matrix) ซึ่งออกไซด์จะประกอบด้วย ดีบุก ไทเทเนียม เซอร์โคเนียม ซึ่งมีค่าดัชนีการสะท้อนแสง (reflective index) สูง โอเพคควรมีความหนาไม่เกิน 0.3-0.4 ม.ม.
2. *พอร์ซเลนเนื้อฟัน (dentin or body porcelain)* เป็นชั้นที่สองซึ่งพอกทับบนโอเพคพอร์ซเลน จะมีคุณสมบัติแสงส่องผ่าน (translucency) และมีออกไซด์ซึ่งให้สีเหมือนฟัน
3. *พอร์ซเลนเคลือบฟัน (enamel or incisal porcelain)* มีคุณสมบัติแสงส่องผ่านได้มาก จะทำให้เห็นสีของพอร์ซเลนเนื้อฟัน จะมีการหดตัวประมาณ 27-45 % โดยปริมาตรหลังการเผา

แบ่งตามอุณหภูมิการเผา แบ่งได้ 3 กลุ่ม

1. เซรามิกที่หลอมเหลวในอุณหภูมิสูง (high fusing) 1290-1370 องศาเซลเซียส
2. เซรามิกที่หลอมเหลวในอุณหภูมิปานกลาง (medium fusing) 1090-1260 องศาเซลเซียส
3. เซรามิกที่หลอมเหลวในอุณหภูมิต่ำ (low fusing) 870-1070 องศาเซลเซียส

งานบูรณะโลหะเคลือบเซรามิก จะมีอุณหภูมิการเผาที่ 950-1020 องศาเซลเซียส เพราะฉะนั้นจะจำกัดการใช้ที่เซรามิกที่หลอมเหลวในอุณหภูมิต่ำเท่านั้น

คุณสมบัติของพอร์ซเลน

สาเหตุที่ทำให้พอร์ซเลนได้รับความนิยมในทางทันตกรรมอย่างรวดเร็ว เนื่องมาจากคุณสมบัติที่โดดเด่นนั่นก็คือ พอร์ซเลนเป็นวัสดุบูรณะทางทันตกรรมที่มีความสวยงาม มีสีสันและสะท้อนแสงใกล้เคียงฟันธรรมชาติ นอกจากนี้พอร์ซเลนยังมีความเสถียรภาพทางเคมีสูง มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) กับเนื้อเยื่อช่องปากเป็นอย่างดี และความสวยงามของ พอร์ซเลนก็จะไม่เปลี่ยนแปลงเมื่อเวลาผ่านไป (Craig,2002)

ถึงแม้ว่าพอร์ซเลนจะมีกำลังความแข็งแรงอัดที่สูงมาก ถึง 350-550 MPa แต่กลับมีกำลังความแข็งแรงดึงที่ต่ำ เพียง 20-40 MPa (Noort,2002) เพราะว่าพอร์ซเลนมีคุณสมบัติของแก้วอยู่ นั่นคือ ขาดความต้านทานต่อการแตกหัก เนื่องจากแก้วสามารถทนความเครียดสูงสุดได้น้อยกว่าร้อยละ 0.1 ดังนั้นมันจึงมีความไวสูงต่อการเกิดรอยแตกขนาดเล็ก บนพื้นผิวที่จะนำไปสู่การแตกหักได้ และด้วยคุณสมบัติดังกล่าวนี้ จึงเป็นอุปสรรคสำคัญอย่างหนึ่งของการเลือกใช้พอร์ซเลน

คุณสมบัติของเซรามิกขึ้นอยู่กับ ส่วนประกอบ โครงสร้าง (microstructure) และปริมาณรอยร้าว (flaw) ซึ่งการที่เซรามิกมีความเปราะเนื่องมาจาก รอยร้าวที่เกิดจากความผิดพลาดในขั้นตอนการทำเช่น ขั้นตอนการอัดแน่น (condensation) หรือเกิดฟองอากาศขึ้นในขั้นตอนการเผา (sintering) รวมถึงการทำความสะอาดโครงโลหะไม่ดีพอ รูพรุน (porosity) และรอยร้าวในเซรามิกนี้ จะเป็นจุดเริ่มต้นของการแตก (fracture) โดยรอยแตกขนาดเล็ก (micro crack) จะเริ่มต้นตั้งแต่ขั้นตอนการเย็นตัวหรือเกิดจากการหดตัวเมื่อได้รับความร้อน (thermal contraction) ที่ไม่เข้ากันของลิวไซต์ และส่วนของแก้ว (thermal shock) (Craig,2002)

เนื่องจากพอร์ซเลนมีการนำความร้อนที่ต่ำ ดังนั้นเมื่อนำพอร์ซเลนออกมาจากเตาเผา เพื่อทิ้งไว้ให้เย็น จะทำให้พอร์ซเลนบริเวณพื้นผิวเย็นตัวลงเร็วกว่าพอร์ซเลนที่อยู่ภายใน และหดตัวลงมากกว่าด้วย ซึ่งจะทำให้เกิดแรงกดอัด (compressive load) ที่บริเวณผิวด้านนอก และมีความเค้นดึงตกค้าง (residual tensile stress) ที่ผิวด้านใน ถ้าหากมีความแตกต่างของการเปลี่ยนแปลงทางมิติ (dimensional change) ที่มากพอ ก็จะทำให้พื้นผิวด้านในที่อยู่ภายใต้แรงดึง (tension) ขาดออกจากกันเพื่อลดความเค้นลง ดังนั้นพื้นผิวภายในก็จะเต็มไปด้วยรอยแตกขนาดเล็ก (micro crack หรือ Griffith flaw) มากมาย (Yamamoto,1985) และจะมีการสะสมความเค้น (stress concentration) ที่ปลายรอยแตกเหล่านี้ ทำให้เป็นจุดอ่อนที่จะนำไปสู่การแตกหักของชิ้นพอร์ซเลนได้ (catastrophic failure)

เซรามิก มีค่า กำลังดัดขวาง (flexural strength) 62-90 MPa กำลังความแข็งแรงเฉือน (shear strength) 110 MPa ความแข็งผิวแบบนูป (Knoop hardness) 460 kg/mm^2 มีค่า Poisson's ratio 0.2-0.26 มีค่าสัมประสิทธิ์ความยืดหยุ่น (modulus of elasticity) 69 GPa มีค่าความหนาแน่น 2.45 g/cm^2 มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อน 12.0x10^{-6}/°C (Craig,2002)

จากที่กล่าวมาข้างต้น จะเห็นได้ว่าเป็นการยากที่จะนำพอร์ซเลนมาใช้ในงานทันตกรรมให้ได้ประสิทธิภาพ โดยไม่มีการปรับปรุงคุณสมบัติเสียก่อน ดังนั้นเพื่อเป็นการแก้ไขปัญหาจึงมีการเสริมความแข็งแรงของพอร์ซเลนหลายวิธี เช่น การทำให้เกิดความเค้นอัดคาตกค้างที่พื้นผิวของพอร์ซเลนโดยวิธีการแลกเปลี่ยนประจุ (Ion Exchange) (Anusavice ,1992) หรือ วิธีเทอร์มอลเทมเพอริง (Thermal tempering) จากอัตราการหดตัวที่ไม่เท่ากันของพื้นผิวด้านนอกกับด้านใน (Anusavice และ Craig ,1989) และวิธีการเติมอนุภาพอื่นที่มีความแข็งแรงมากกว่า เพื่อดูดซับแรงที่จะทำให้เกิดรอยแตก เช่น อนุภาคอลูมินา (Al_2O_3) (Mclean และ Hughes,1965)

อีกวิธีหนึ่ง ที่จะทำให้สามารถนำเอาพอร์ซเลนมาใช้ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ก็คือ *การนำเอาพอร์ซเลนเฟลด์สปาติกมาเคลือบบนโลหะ* โดยความพยายามนี้ได้เกิดขึ้นตั้งแต่ช่วงต้นศตวรรษ ที่ 20 (Binns,1983) แต่ไม่ค่อยประสบความสำเร็จนัก เนื่องจากมีปัญหาในเรื่องความแตกต่างของสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนของโลหะและพอร์ซเลน ต่อมาในปี 1962 Weinstein และคณะ ได้รายงานการเคลือบพอร์ซเลนบนโครงโลหะได้เป็นผลสำเร็จ เนื่องจากสามารถปรับปรุงคุณสมบัติของพอร์ซเลนให้มีการขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนสูงขึ้นจนใกล้เคียงกับโลหะ โดยการเติมส่วน K_2O frit ประมาณร้อยละ 11-15 ลงในส่วนผสมของเฟลด์สปา ซึ่งเมื่อผ่านกระบวนการการเผาจะทำให้เกิดการก่อตัวของผลึกลิวไซด์เพิ่มมากขึ้นทำให้สัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนของพอร์ซเลนสูงขึ้น

การนำโครงโลหะมาเคลือบด้วยพอร์ซเลน นอกจากจะช่วยเพิ่มความแข็งแรงของทั้งระบบแล้วยังสามารถช่วยลดความแข็งแต่เปราะ ซึ่งเป็นคุณสมบัติโดยธรรมชาติของพอร์ซเลนได้ด้วย เหตุที่เป็นเช่นนี้ เนื่องจากโครงโลหะจะทำหน้าที่ป้องกันและกระจายแรงในเนื้อพอร์ซเลน ไม่ให้เกิดความเค้นดึงที่จะทำให้รอยแตกขนาดเล็กบนพื้นผิวขยายใหญ่ขึ้น และแตกต่อไปได้ (propagation of crack) นั่นคือชิ้นพอร์ซเลนจะแตกหักได้ยากขึ้นหรือแข็งแรงมากขึ้นนั่นเอง นอกจากนี้การที่โลหะมีสัมประสิทธิ์การขยายตัวเนื่องจากความร้อนมากกว่าพอร์ซเลนเล็กน้อย คือ มีค่าไม่เกิน 0.5×10^{-6}/°C เมื่อนำโลหะไปผ่านกระบวนการเคลือบพอร์ซเลนแล้วปล่อยให้เย็นลง ชิ้นโลหะซึ่งเย็นตัวเร็วกว่าก็จะหดตัวได้เร็วกว่าชั้นพอร์ซเลนจึงก่อให้เกิดแรงเค้นอัดขึ้นที่ด้านของพอร์ซเลนตรงที่เป็นรอยต่อ ดังนั้นเมื่อมีแรงจากภายนอกมากระทำให้เกิดแรงเค้นดึงขึ้นที่พื้นผิวของพอร์ซเลนบริเวณรอยต่อ แรงนี้จะถูกหักล้างไปโดยแรงเค้นอัดที่ค้างอยู่ซึ่งเป็นการลดการขยายใหญ่ขึ้นของรอยแตกขนาดเล็กได้อีกทางหนึ่ง ผลที่ได้ก็คือ ชั้นพอร์ซเลนจะมีความแข็งแรงเพิ่มมากขึ้นและนั่นคือจุดเริ่มต้นของการทำครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลนที่ใช้กันอย่างต่อเนื่องมาจนถึงปัจจุบัน (Yamamoto,1990)

การรวมกันของเซรามิกและโลหะที่เชื่อมยึดเข้าด้วยกัน ความแข็งแรงจะขึ้นอยู่กับการเชื่อมยึดระหว่างเซรามิกและโครงโลหะ การออกแบบโครงโลหะ ความแข็งแรงของโครงโลหะ อัตราความหนาพอร์ซเลนต่อโลหะ ความเข้ากันได้ระหว่างโลหะและพอร์ซเลน ซึ่งพอร์ซเลนควรจะมีค่าสัมประสิทธิ์

การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนน้อยกว่าโลหะ เพื่อให้อยู่ภายใต้แรงเค้นอัด (compressive stress) เมื่อเย็นตัวเพราะถ้าเซรามิกหดตัวมากกว่า เซรามิกจะอยู่ภายใต้ความเค้นดึงตกค้าง (residual tensile stress) ที่ผิว ทำให้เกิดรอยร้าวและรอยแตกเล็กๆที่ผิวพอร์ซเลน แต่ความแตกต่างของสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนจะต้องไม่มากเกินไปเพราะจะทำให้เกิดรอยร้าวและรอยแตกในพอร์ซเลนเช่นกัน

โลหะผสม (Alloy)

โลหะผสม คือ วัสดุโลหะที่เกิดจากการรวมกันของโลหะ 2 ชนิดขึ้นไปหรือการรวมกันของโลหะกับอโลหะ

ก่อนปี 1975 โลหะผสมทางทันตกรรมประดิษฐ์ แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม คือ โลหะสำหรับฟันปลอมติดแน่นชนิดเป็นโลหะล้วน (full cast restoration) โลหะสำหรับฟันปลอมติดแน่นชนิดโลหะเคลือบเซรามิก และโลหะสำหรับโครงโลหะงานฟันปลอมถอดได้

ในปี 1984 ADA ได้แบ่งชนิดของ โลหะผสมเป็น 3 ชนิด ตามร้อยละส่วนประกอบของโลหะมีสกุล

ตาราง 1.1 Alloy Classification of the American Dental Association (1984)

Alloy Type	Total Noble Content
High Noble(HN)	Must contain $\geq$ 40 wt % Au and $\geq$ 60wt %of noble Metal elements Au,Pt,Pd,Rh,Ru,Ir,Os
Noble(N)	Must contain $\geq$ 25wt% of noble metal elements (Au,Pt,Pd,Rh,Ru,Ir,Os)
Predominantly Base Metal (PB)	Contain < 25 wt% of noble metal elements

(ที่มา : Wataha, J. C. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent 87 (4) :2002 : 351-163)

ในปี 1989 American Dental Association (ADA) ได้แบ่งชนิดของ โลหะผสม ออกเป็น 4 ชนิด ตามคุณสมบัติทางกายภาพ

1. โลหะผสมชนิดที่ 1 สำหรับงาน Inlay (มีความอ่อนแต่มีความสามารถกดรีดสูง และเปอร์เซ็นต์การยืดตัวสูง)
2. โลหะผสมชนิดที่ 2 สำหรับงาน Onlay (เปอร์เซ็นต์การยืดตัวและความแข็งแรงปานกลาง)
3. โลหะผสมชนิดที่ 3 สำหรับงาน ฟันปลอมติดแน่นซี่เดียวและสะพานฟันน้อยซี่ (การยืดตัวต่ำแต่แข็งแรงมากขึ้น)
4. โลหะผสมชนิดที่ 4 สำหรับงานฟันปลอมติดแน่น , สะพานฟันขนาดยาว และโครงโลหะฟันปลอมถอดได้

โลหะผสมทางทันตกรรมปัจจุบัน

ก่อนปี 1975 โลหะผสมจะแบ่งกันอย่างชัดเจนเป็น โลหะสำหรับฟันปลอมติดแน่นโลหะล้วน โลหะสำหรับฟันปลอมโลหะเคลือบเซรามิก และโลหะสำหรับโครงโลหะฟันปลอมถอดได้

ปัจจุบันโลหะผสมทั้ง 3 กลุ่มค่อนข้างเหลื่อมล้ำซึ่งกันและกัน เนื่องจาก

1. อุณหภูมิในการเหวี่ยงโลหะที่ค่อนข้างสูง (มากกว่า 1100 °C) ซึ่งทำให้นิยมเหวี่ยงโลหะในแลปทันตกรรมมากกว่า
2. ราคาทองที่เพิ่มขึ้น ทำให้มีการพัฒนาโลหะผสมใหม่ๆขึ้นมา
3. การกัดกร่อนของโลหะผสมชนิดต่างๆ ไม่มีความแตกต่างกันมาก

ปัจจุบันโลหะผสม จึงแบ่งตามส่วนประกอบและคุณสมบัติทางกายภาพ ในขณะที่การแบ่งโลหะผสม โดยADA ในปี 1984 จะแบ่งตามคุณสมบัติทางกายภาพอย่างเดียว

<u>กลุ่มโลหะผสมมีสกุลสูง (high noble alloys)</u>

จะประกอบด้วย ทองอย่างต่ำ ร้อยละ 40 โดยปริมาตร และโลหะมีสกุล ร้อยละ 60 โดยปริมาตร แบ่งเป็น

1. ทอง-แพล็ตตินัม (Au-Pt) เป็นโลหะชนิดใหม่เพื่อหลีกเลี่ยงพาลาเดียมที่มีราคาแพงขึ้น ตั้งแต่ปี 1995 เหมาะสำหรับฟันปลอมติดแน่นโลหะล้วน หรือโลหะเคลือบเซรามิก โดยจะมีสังกะสีหรือเงินช่วยเพิ่มความแข็งผิวและทำให้เกิดเป็นโลหะผสมหลายวัฏภาค (multiple-phase alloys) โลหะผสมมีสีขาวจากเงิน ความแข็งผิว ความยืดหยุ่น และความแข็งแรงปานกลาง จุดหลอมเหลวปานกลาง

2. ทอง-พาลาเดียม (Au-Pd) มีความแข็งแรง สัมประสิทธิ์ความยืดหยุ่นและความแข็งผิวปานกลาง มีจุดหลอมเหลวปานกลาง มีเงินเพิ่มความแข็งแรงและให้สีขาว มีลักษณะเป็นโลหะผสมวัฏภาคเดียว (single-phase alloys) เหมาะสำหรับฟันปลอมติดแน่นโลหะล้วนหรือโลหะเคลือบเซรามิก มีดีบุก อินเดียม กัลเลียม เป็นสารทำให้เกิดออกไซด์ มักนิยมใช้ในงาน โลหะเคลือบเซรามิก

3. ทอง-คอปเปอร์-เงิน-พาลาเดียม (Au-Cu-Ag-Pd) เหมาะสำหรับฟันปลอมติดแน่นโลหะล้วนเพราะมีเงินและคอปเปอร์มาก และมีอุณหภูมิการหลอมตัวต่ำ มีสีเหลือง มีความแข็งแรงและแข็งผิวปานกลาง เป็นโลหะผสมวัฏภาคเดียว ซึ่งกลุ่มโลหะมีสกุลมากจะมีการกัดกร่อนต่ำคล้ายกัน

<u>กลุ่มโลหะผสมมีสกุล (Noble alloys)</u>

ประกอบด้วย โลหะมีสกุลอย่างน้อย ร้อยละ 25 โดยปริมาตร โดยลดปริมาณทอง เพิ่มปริมาณคอปเปอร์ เงินหรือพาลาเดียม ทำให้มีสัมประสิทธิ์การยืดหยุ่นตัวปานกลาง มีความแข็งแรงและแข็งผิวเพิ่มขึ้น แบ่งเป็น

1. *ทอง-คอปเปอร์-เงิน-พาราเดียม (Au-Cu-Ag-Pd)* สามารถใช้กับโลหะเคลือบพอร์ซเลนได้ แต่มักใช้ในงานฟันปลอมติดแน่นโลหะล้วน อุณหภูมิหลอมตัวต่ำกว่ากลุ่มโลหะมีสกุลมาก มีสีตั้งแต่เหลืองไปถึงแดงเหลือง ขึ้นอยู่กับปริมาณเงิน เป็นโลหะผสมวัฏภาคเดียว
2. *พาลาเดียม-คอปเปอร์ (Pd-Cu)* เหมาะสำหรับ ฟันปลอมติดแน่นโลหะล้วนหรือชนิดโลหะเคลือบเซรามิก ซึ่งกัลเลียมช่วยเพิ่มการยึดกับพอร์ซเลนและเพิ่มความแข็งแรงและแข็งตึง (Papazaglon,1993; Wu,1997) เป็นโลหะผสมหลายวัฏภาค และมีจุดหลอมเหลวสูง ยากในการเหวี่ยงโลหะให้ได้ความแนบสนิทรวมถึงการขัดแต่งและอาจเปลี่ยนรูปขณะเผาพอร์ซเลน
3. *พาลาเดียม-เงิน (Pd-Ag)* มีพาลาเดียมร้อยละ 60-70 เงิน ร้อยละ 20 มีแนวโน้มการเกิดการกัดกร่อนสูงในโลหะที่มีเงินในส่วนผสมมาก ส่วนทองที่ผสมอยู่ร้อยละ 1-2 ไม่มีผลต่อคุณสมบัติทางกายภาพ มีความแข็งแรง ความยืดหยุ่นและความแข็งผิวสูง ใช้ในงานโลหะเคลือบพอร์ซเลน มีจุดหลอมเหลวสูง เหวี่ยงโลหะให้ความแนบสนิทดี เหมาะสำหรับงานสะพานฟันขนาดยาว

กลุ่มโลหะผสมมีสกุล อาจมีสีเหลืองหรือขาวก็ได้ แต่มักเป็นสีขาวและมักจะมีความแข็งแรงดี ความแข็งผิวดี และร้อยละการยืดตัวออกปานกลาง สัมประสิทธิ์การยืดหยุ่นสูง อัตราการกัดกร่อนขึ้นอยู่กับโครงสร้างย่อย เงินและคอปเปอร์มีแนวโน้มเพิ่มความแข็งผิวทำให้ยากต่อการกรอแต่งและขัด

<u>กลุ่มโลหะผสมพื้นฐาน (Base-metal alloys)</u>

ประกอบด้วย โลหะมีสกุลน้อยกว่า ร้อยละ 25 โดยปริมาตร แบ่งเป็น

1. *นิกเกิล-โครเมียม (Ni-Cr)* เหมาะสำหรับฟันปลอมติดแน่นโลหะล้วน หรือโลหะเคลือบเซรามิก มักมีนิกเกิลผสมมากกว่าร้อยละ 60 และเป็นโลหะผสมหลายวัฏภาค เบริลเลียมในส่วนประกอบจะช่วยลดอุณหภูมิการหลอมเหลว ทำให้เหวี่ยงโลหะได้ง่ายขึ้น แต่จะเพิ่มอัตราการกัดกร่อนของโลหะผสม โลหะกลุ่มนี้มีค่าสัมประสิทธิ์การยืดหยุ่นสูง ความแข็งผิวและความแข็งแรงสูง
2. *โคบอลต์-โครเมียม (Co-Cr)* เป็นโลหะผสมหลายวัฏภาค ไม่ค่อยนิยมใช้

กลุ่มโลหะพื้นฐาน จะมีการกัดกร่อนสูงในสภาวะแวดล้อมที่เป็นกรด มีข้อเสียที่กรอแต่งยากและขัดยาก มีสีออกไซด์ที่ดำและค่อนข้างหนา มีความเสี่ยงต่อการแพ้นิกเกิล อุณหภูมิการหลอมตัวสูงทำให้ยากต่อการเหวี่ยงโลหะ และทำให้มีความแนบสนิทของขอบวัสดุบูรณะยาก (Wataha,1996,1998; Craig,2002)

กลุ่มโลหะพื้นฐานมีข้อดี คือ มีราคาถูก ราคาโลหะค่อนข้างคงที่ไม่เหมือนกลุ่มโลหะมีสกุล เบริลเลียม ไม่เป็นพิษต่อผู้ป่วยเพราะจะมีพิษเมื่อระเหยเท่านั้น สัมประสิทธิ์การยืดหยุ่นสูง (stiffness) ทำให้ลดความหนาโครงโลหะได้ ความแข็งผิวสูง ความหนาแน่นต่ำ ความต้านทานต่อการแอ่นตัว (sag resistance) สูง และยังไม่มีผลการศึกษายืนยันการกัดกร่อนของนิกเกิลในช่องปาก (Anusavice,2003)

การเชื่อมยึด (Bonding) ระหว่างพอร์ซเลนและโลหะ

แบ่งเป็น 4 แบบ

1. *การยึดแน่นทางกลศาสตร์ระหว่างโลหะกับพอร์ซเลน (mechanical interlocking)* ได้จากความขรุขระบนผิวโลหะ จะถูกเซรามิกแทรกเข้าไปยึดเกิดการยึดทางกลกับโลหะ ซึ่งความขรุขระอาจได้จากการเป่าทราย (sandblast) ด้วยผงอลูมินา แต่ถ้ามีความขรุขระแต่เซรามิกไม่สามารถเข้าไปยึดได้จะเกิดเป็นรูพรุน

2. *การเชื่อมยึดทางเคมี (chemical bonding)* อาศัยกระบวนการออกซิเดชันของโลหะ เกิดเป็นชั้นออกไซด์ที่มีความหนาพอเหมาะเพื่อเชื่อมยึดกับพอร์ซเลน (Lacy,1977; Mclean,1980) ออกไซด์บนพื้นผิวจะละลายบนชั้นโอเพคพอร์ซเลนและส่วนพอร์ซเลนจะเชื่อมผ่านการสัมผัสทางอะตอมของพื้นผิวโลหะเพื่อเพิ่มการไหลแผ่ และจะมีการเชื่อมยึดทางเคมีโดยตรงของโลหะและพอร์ซเลนที่มีอิเล็กตรอนร่วมกัน (Mclean,1980; Yamamoto,1985) ในโลหะมีสกุลพบว่าต้องอาศัยการเติม อินเดียมและดีบุก เพื่อสร้างออกไซด์ ในขณะที่โลหะกลุ่มพื้นฐานจะมีปัญหาชั้นออกไซด์หนาเกินจึงต้องใส่เบริลเลียมเพื่อควบคุมความหนา *แรงเค้นอัดตกค้าง (residual compressive stress)* ถ้ามากเกินจะทำให้เกิดความล้มเหลว เพราะถ้ามีความเค้นที่สูงเกินบนชิ้นงานเซรามิกจะทำให้เกิดการแตกและแยกออกจากผิวโลหะ แต่ถ้ามีความเค้นน้อยไปจะเป็นจุดอ่อนแอของการเชื่อมยึด โดยปกติพอร์ซเลนควรมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อน 13-14x10^{-6}/°C และโลหะควรมีค่า 13.5-14.5 x 10^{-6}/°C ความแตกต่างประมาณ 0.5x10^{-6}/°C จะทำให้โลหะหดตัวมากกว่าเซรามิกเล็กน้อยขณะเย็นตัวหลังเผา ซึ่งจะทำให้เซรามิกอยู่ภายใต้แรงเค้นตกค้างที่เหมาะสม (Craig,2002; Anusavice,2003; Rosentiel,2001; Shillingberg ,1997; Naylor,1992)

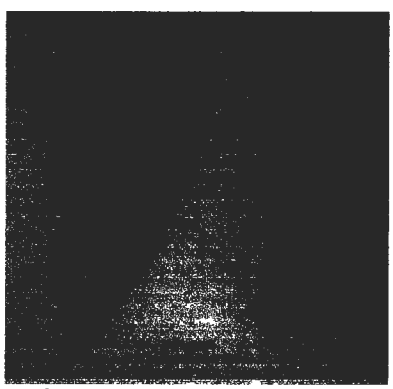
3. *แรงวันเดอวาลส์ (Van der Waal's force)* เป็นแรงดึงดูดระหว่างขั้วโมเลกุล (charge molecules) ซึ่งมีการสัมผัสกันแต่ยังไม่ได้มีการแลกเปลี่ยนอิเล็กตรอนกัน (Lacy,1977) ซึ่งโดยปกติแรงนี้จะค่อนข้างอ่อนแอเพราะจะมีลักษณะอะตอมเป็นโมเลกุลเดี่ยว (Garret,1972) เชื่อว่าการเชื่อมยึดอาศัยการไหลแผ่ (wetted) ของพอร์ซเลนที่อ่อนตัวบนโครงโลหะ (Lacy,1977) ถ้ามีการไหลแผ่ดี ค่าแรงวันเดอร์วาล์ลจะมาก

การศึกษาของ Borom และ Pask (1966) แสดงการเชื่อมต่อแบบอุดมคติของโครงสร้างตาข่ายต่อเนื่องบริเวณรอยต่อโลหะและเซรามิกเป็นการเชื่อมยึดพันธะเคมี โดยเชื่อว่าธาตุที่ทำให้เกิดออกไซด์จะละลายเชื่อมเข้าไปในเนื้อพอร์ซเลนและเนื้อโลหะผสม (Rosentiel,2001)

แต่การศึกษาของ Brantly (1996) และ Kerber (1998) พบว่าออกไซด์ ของโลหะผสมมีความซับซ้อนและลักษณะของออกไซด์ที่มีหลายวัฏภาค (multiphase) บ่งชี้ว่า อะตอมที่เกิดการเชื่อมยึดไม่สามารถข้ามผ่านรอยต่อระหว่างโลหะและเซรามิกไปได้ยกเว้นว่าส่วนแก้ว (glassy phase) ของพอร์ซเลนจะมาสัมผัสกับส่วนแข็ง (solid solution matrix) ของโลหะผสม

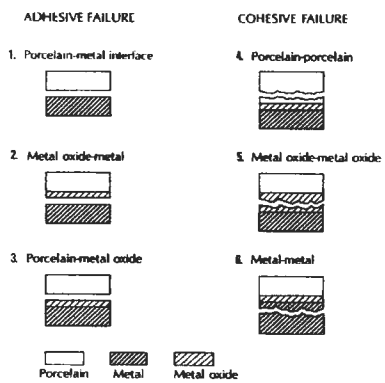
แม้จะมีขั้นตอนการเชื่อมยึดระหว่างพอร์ซเลนและโลหะดังกล่าวแต่ก็ยังพบการแตกหักของฟันปลอมโลหะ-เซรามิกในคลินิก ซึ่ง O'Brien (1977) ได้แบ่งลักษณะการแตกหัก ไว้ 6 แบบ ดังนี้ (รูปที่ 4)

1. แตกบริเวณรอยต่อระหว่างชั้นโอเพคพอร์ซเลนและโลหะ
2. แตกบริเวณรอยต่อระหว่างชั้นออกไซด์ของโลหะและโลหะ
3. แตกบริเวณรอยต่อระหว่างชั้น โอเพคพอร์ซเลน กับชั้นออกไซด์ของโลหะ
4. แตกบริเวณกึ่งกลางภายในชั้นออกไซด์ของโลหะ
5. แตกบริเวณกึ่งกลางภายในชั้นพอร์ซเลน
6. แตกบริเวณกึ่งกลางภายในชั้นโลหะ



รูปที่ 3 การแตกของโลหะ-พอร์ซเลน

(Anusavise,2003)



รูปที่ 4 การแตกของโลหะ-พอร์ซเลน

(O'Brien,1977)

การแตกหักของพอร์ซเลนในฟันปลอมโลหะเคลือบพอร์ซเลน

ความล้มเหลวที่พบได้บ่อยที่สุด ของฟันปลอมโลหะเคลือบพอร์ซเลนฟันหลัง คือการแตกหักของเซรามิกที่เคลือบบนโครงโลหะภายใต้การรับแรงอย่างต่อเนื่อง (Christensen,2005) ซึ่งเกิดจากการขยายตัวของรอยแตก (crack) ในพอร์ซเลน โดยการแตกหักนี้มักจะมีสาเหตุมาจาก ความเค้นดึงที่เกิดขึ้นหลังจากการเผาและการเย็นตัว รวมถึงความไม่เข้ากันของสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อน (Anusavice,1996; Ozcan,2002)

อัตราความล้มเหลวของฟันปลอมโลหะเคลือบพอร์ซเลน

ในอดีตถึงปัจจุบัน มีผู้ทำการศึกษาอัตราความล้มเหลวของฟันปลอมโลหะเคลือบพอร์ซเลน ดังนี้

Izikowiz (1971,1976,1984) ทำการศึกษาพบอัตราความล้มเหลว ร้อยละ 2 – 51 ในช่วงระยะเวลา 5-20 ปี ใน ขณะที่ Vanderhaug (1991) ศึกษาพบ ร้อยละ 4 ในช่วง 5 ปี และร้อยละ 12 ในเวลา 10 ปี และร้อยละ 32 ใน 15 ปี และ Linquist (1998) ศึกษาพบ ร้อยละ 35 ในเวลา 20 ปี และ Walton (2002) ศึกษาพบ ร้อยละ 13 ใน 10 ปี และร้อยละ 15 ใน 15 ปี

Schwartz (1970) ศึกษาพบ*สาเหตุความล้มเหลวที่พบมากที่สุด คือ ฟันผุ* ร้อยละ 36.8 ในช่วง 11.1 ปี และ มีการแตกหักของอะคริลิกวีเนียร์ ร้อยละ 3.7 ในเวลา 5.1 ปี ในขณะที่ Cornaert (1984) ศึกษาพบ สาเหตุหลักคือการออกแบบที่ไม่ดีและผู้ป่วยนอนกัดฟัน และ Walton (1986) พบสาเหตุหลัก คือ ฟันผุ ร้อยละ 22 รองลงมาคือการแตกหักของพอร์ซเลน ร้อยละ16 และ Randow (1986) พบสาเหตุหลักคือ ฟันผุ ร้อยละ 18-31 รองลงมา การแตกหักของฟันปลอมหรือการหลวมหลุด ร้อยละ 8-34 ในขณะที่ Karlsson (1989) ศึกษาพบสาเหตุจากหลัก คือ ฟันผุ ร้อยละ 5 การแตกหัก ร้อยละ 1.4

แต่ Cheung (1991) ศึกษาพบ*สาเหตุหลักความล้มเหลวคือ การแตกหักของฟันปลอม* ร้อยละ 5.3 ใน 8 ปี และ Glantz (1993) ศึกษาพบ สาเหตุหลัก จากการแตกหักหรือสูญเสียการยึดแน่น ร้อยละ 51.7 และฟันผุ ร้อยละ 9.6 และ Scurria (1998) พบว่า ความล้มเหลว มีค่า ตั้งแต่ร้อยละ 8.9 ในเวลา 3 ปี - 28.3 ใน 15 ปี โดยมีสาเหตุหลักจากการแตกหักของพอร์ซเลน ตั้งแต่ ร้อยละ 0.6 -3.3 และ Nieuwenhuysen (2003) ศึกษาพบความล้มเหลว ร้อยละ 27 และมีสาเหตุหลักมาจากการแตกหัก ร้อยละ 8 และ Strub (1988) ศึกษาพบอัตราการแตกหักของพอร์ซเลน จำนวน 25 ซี่จาก ฟันปลอมโลหะเคลือบพอร์ซเลน 975 ซี่ ใน 7 ปี และ Ozcan (2003) ศึกษาพบอัตราการแตกหักของพอร์ซเลน ร้อยละ 5 ใน 10 ปี

ทันตกรรมรากเทียม

ยุคของการรักษาทันตกรรมรากเทียม เริ่มต้นตั้งแต่ พฤษภาคม ปี 1982 ในการประชุมที่จัดขึ้นที่ เมืองโตรอนโต เกี่ยวกับการยึดติดโดยตรงระหว่างกระดูกกับรากเทียม (osseointegration) ในงานทันตกรรม ซึ่งมีการบรรยายของ Per Ingvor Branemark ในเรื่องการยึดติดโดยตรงระหว่างกระดูกกับรากเทียม ซึ่งก่อนการประชุมครั้งนี้ งานทันตกรรมรากเทียมยังไม่เป็นที่ยอมรับอย่างแพร่หลายเท่ากับในปัจจุบัน (Schnitman,1980)

มหาวิทยาลัยโตรอนโต เป็นศูนย์แห่งแรกในอเมริกาเหนือที่ใช้ ทันตกรรมรากเทียมที่มีการยึดติดโดยตรงกับกระดูก (osseointegration dental implants) ในทางคลินิก (Zarb,1991) และจากความสำเร็จในการประชุมในปี 1982 ทำให้มีการใช้ทันตกรรมรากเทียมอย่างแพร่หลายในอเมริกา

เริ่มแรกของการใช้งานทันตกรรมรากเทียม มักจะนิยมใช้ในการรักษาสันเหงือกว่างของกระดูกขากรรไกรล่าง โดยความคิดเริ่มต้นของ Branemark จะฝังรากเทียม 4-6 ตัว ในบริเวณด้านหน้าของขากรรไกรล่างหน้าต่อ เมนทัล ฟอราเมน หลังจากนั้น 3-4 เดือน จึงใส่ฟันปลอมติดแน่นที่ยึดกับฟันหลักยึดด้วยสกรู (screw retained fixed prosthesis) ที่จะมีการขยายส่วนของฟันปลอมที่ไม่มีฟันหลักหลัง (cantilever) ไปด้านหลัง ซึ่งสาเหตุที่ทำแบบนี้เนื่องจากการฝังหน้าต่อ เมนทัล ฟอราเมน จะได้รากเทียมที่มีความยาวเพียงพอที่จะมีเสถียรภาพ ลดความเสี่ยงที่จะทำลายเส้นประสาท อินฟีเรีย อัลวีโอลา และ

จากการที่ขากรรไกรล่างจะมีการงอตัว ซึ่งจะมีผลต่อการยึดกับกระดูกของรากเทียมและการทำหน้าที่ของรากเทียม ถ้าฝังที่ด้านหลังของขากรรไกรล่าง

ต่อมาเริ่มมีการใช้ทันตกรรมรากเทียมในขากรรไกรบน แต่เนื่องจากข้อแตกต่างทางกายภาพของกระดูกขากรรไกร ซึ่งขากรรไกรบนเมื่อกระดูกละลายจะมีขนาดเล็กลง ทำให้ตำแหน่งของฟันปลอมจะอยู่ห่างจากตำแหน่งกระดูกรองรับและตัวรากเทียม

ในส่วนของวัสดุที่ใช้สร้างฟันปลอมบนรากเทียม Skalak (1985) แนะนำว่าด้านสบฟันปลอมที่เป็นเรซิน จะช่วยป้องกันภยันตราย (traumatic) ดูดซับแรงบดเคี้ยวและแรงที่ลงบริเวณรอยต่อรากเทียมกับกระดูก ต่อมาในปี 1980 เมื่อทันตกรรมรากเทียม มีการเริ่มใช้ในบริเวณช่องฟันหายบางส่วนกันอย่างแพร่หลาย ทำให้เกิดความต้องการใช้วัสดุที่หลากหลายมากขึ้นเพราะเรซินมีข้อเสีย ที่มีการสึกการแตกได้ง่ายและมีการเปลี่ยนสีได้ง่าย จึงมีการเปลี่ยนมาใช้พอร์ซเลนเคลือบบนโลหะเพื่อปรับปรุงความสวยงาม (Taylor DT.,2002)

ความแตกต่างระหว่างฟันหลักยึดรากเทียมกับฟันธรรมชาติ

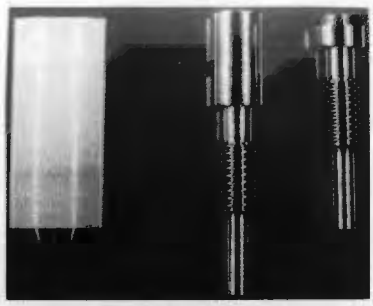
ฟันหลักยึดรากเทียม จะมีความสอบ (taper) มากกว่าฟันหลักยึดธรรมชาติ โดยปกติแล้วบริษัทมักผลิตให้มีความสอบมากกว่า 25 องศา ซึ่งจะส่งผลทำให้มีพื้นที่สำหรับยึดแน่น (retentive surfaces) น้อยกว่าฟันธรรมชาติและปกติซีเมนต์จะมีการยึดกับฟันธรรมชาติได้ดีกว่าผิวไททาเนียม

ฟันหลักยึดรากเทียมมักจะมีความสูงที่น้อยกว่าฟันหลักยึดธรรมชาติ ซึ่งบางบริษัทจะผลิตให้มีความสูงเพียง 5 ม.ม. เพื่อประหยัดเวลาในการกรอแต่งสำหรับทันตแพทย์ แต่จะส่งผลให้มีความต้านทานต่อการหลุดของครอบฟันน้อยลง ซึ่งในบางบริษัทอาจแก้ไขโดยการออกแบบหลุมร่องเพิ่มเติมบนผิวฟันหลักยึดเพื่อต้านทานการหมุนตัวของครอบฟัน

ฟันหลักยึดรากเทียมจะมี เส้นผ่านศูนย์กลางเล็กกว่าฟันหลักยึดธรรมชาติ เนื่องมาจากการละลายตัวของกระดูกและข้อจำกัดทางด้านกายภาพ ทำให้ขนาดของรากเทียมที่ใช้มีเส้นผ่านศูนย์กลางเล็กกว่ารากฟันและคอฟันของฟันธรรมชาติ (รูปที่ 5)

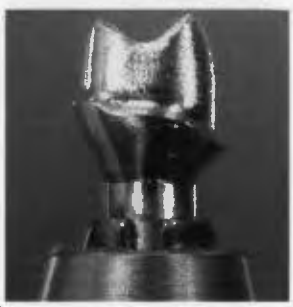
เนื่องจากข้อแตกต่างดังที่กล่าวมาแล้วรวมถึงขนาดของครอบฟันที่จะใหญ่และสูงขึ้นเนื่องจากการละลายของกระดูก (Schiffleger,1985) จึงทำให้พื้นที่ของโครงโลหะและพอร์ซเลนของฟันปลอมโลหะเคลือบพอร์ซเลนชนิดยึดแน่นบนฟันหลักยึดรากเทียมมีความหนามากกว่าฟันปลอมที่ยึดแน่นบนฟันหลักยึดธรรมชาติ (Misch,2005) ยกเว้น ในกรณีที่เลือกใช้ฟันหลักยึดรากเทียมชนิด UCLA จึงจะสามารถสร้างฟันหลักรากเทียมที่มีความสูงและมิติใกล้เคียงฟันธรรมชาติ (รูปที่ 6,7,8)

รูปที่ 5 แสดงฟันหลักยึดรากเทียมที่มีขนาดลดลงเมื่อเทียบกับฟันธรรมชาติ



รูปที่ 6 แสดงฟันหลักยึดรากเทียมชนิด UCLA (Misch,2005)

รูปที่ 7 แสดงฟันหลักยึดรากเทียมชนิดUCLA



รูปที่ 8 แสดงฟันหลักยึดรากเทียมชนิด UCLA

การสบฟันในฟันปลอมรากเทียม

ความแตกต่างของการสบฟันระหว่างฟันธรรมชาติกับรากเทียม

ฟันธรรมชาติจะมีเอ็นยึดปริทันต์ล้อมรอบทำหน้าที่ดูดซับแรง ซึ่งจะช่วยลดความเค้นที่ถ่ายทอดไปสู่กระดูก และทำให้เมื่อมีการสบฟันที่มีภยันตรายฟันจะมีการขยับตัวได้เพื่อลดความเสียหาย รวมถึงการที่ค่าสัมประสิทธิ์การยืดหยุ่นของฟันธรรมชาติมีค่าใกล้เคียงกระดูกมากกว่ารากเทียม ทำให้ความเค้นและความเครียดของรากเทียมจะถ่ายทอดไปที่ยอดของกระดูกมากกว่า

ทิศทางของแรง

แรงบดเคี้ยวบนฟันปลอมรากเทียม จะก่อให้เกิดแรงดึง (tensile force) แรงกดอัด (compressive force) และแรงเฉือน (shear force) (Misch,2002) โดยแรงทางด้านข้างจะก่อให้เกิดความเค้นอัดเพิ่มขึ้นจากแรงในแนวดิ่งถึง 50-200% (Kakudo,1972) และแรงเฉือนจะไม่พบเมื่อได้รับแรงในแนวดิ่งแต่จะเกิดขึ้นเมื่อได้รับแรงในแนวเฉียง ซึ่งแรงนี้จะก่อให้เกิดการหลวมของสกรูและการแตกหักของพอร์ซเลน (Mish,2005)

จากการศึกษาไฟไนต์อีลีเมนต์ของ Binderman (1970) พบว่าแรงในแนวดิ่งที่ลงตามแนวแกนของรากเทียมจะสร้างให้เกิดความเค้นอัดมากกว่าแรงดึงหรือแรงเฉือน ในขณะที่แรงในแนวนอนหรือแนวเฉียง จะทำให้เกิดความเค้นมากกว่าแรงในแนวดิ่ง 3 เท่า และเกิดแรงดึงและแรงเฉือน เพิ่มขึ้น 10 เท่า

ความกว้างด้านสบฟัน

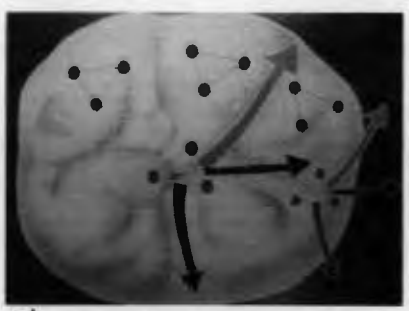
ด้านสบฟันที่มีขนาดใหญ่จะทำให้เกิด การสัมผัสนอกแกน (offset contact) ระหว่างเคี้ยวและยังก่อให้เกิดแรงปริมาณสูงขณะเคี้ยวอาหาร ด้านสบฟันที่แคบจะลดโอกาสการแตกของพอร์ซเลน การสร้างขนาดของฟันปลอมที่มีขนาดเหมือนกับฟันธรรมชาติบนรากเทียมที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางเล็ก จะทำให้มีส่วนพอร์ซเลนที่ไม่ได้รับการรองรับจากโครงโลหะ โดยเฉพาะบริเวณคอฟันหรือที่ปุ่มฟันทำงาน (functional cusp) ทำให้มีความเสี่ยงต่อการเกิดการแตกของพอร์ซเลน

วัสดุด้านสบฟัน

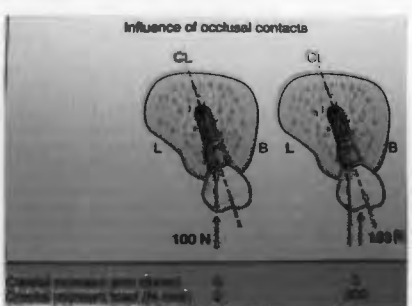
วัสดุด้านสบฟันที่ใช้กันมากคือ พอร์ซเลน อะคริลิก และโลหะ ซึ่งการแตกหักของวัสดุด้านสบฟันเป็นหนึ่งในความล้มเหลวที่พบได้บ่อยที่สุดของฟันปลอมที่ยึดแน่นบนฟันธรรมชาติ หรือกรณีฟันปลอมรากเทียม (Goodacre,1999) โดยพบว่าการแตกหักของ พอร์ซเลน เป็นสาเหตุอันดับสองของความล้มเหลวในส่วนฟันปลอม แต่เนื่องด้วยสาเหตุของความต้องการด้านความสวยงามจึงมีความจำเป็นต้องใช้ด้านสบฟันเป็นพอร์ซเลน

ตำแหน่งการสบฟัน

ตำแหน่งการสบฟันในฟันธรรมชาติแบบอุดมคติจะมีการสบฟันแบบ สบสัมผัส 3 จุด (tripod contacts) ตัวอย่างเช่นในฟันกรามซี่แรกจะมีการสบฟันแบบ สบสัมผัส 3 จุด (tripod contacts) ที่ปุ่มฟันด้านแก้ม แอ่งกลางฟัน (central fossa) และสันริมฟัน (marginal ridge) (รูปที่ 9) ซึ่งในกรณีฟันปลอมรากเทียม การสัมผัสบริเวณสันริมฟันจะก่อให้เกิดแรงนอกแนวแกนรากเทียม (cantilever load) ซึ่งการสัมผัสนี้จะก่อให้เกิดแรงเพิ่มขึ้นจาก 100 นิวตัน เป็น 300 นิวตันได้ เมื่อสัมผัสนอกแนวแกนในระยะ 3 ม.ม. จากแกนรากเทียม (รูปที่ 10)



รูปที่ 9 ตำแหน่งการสบฟันในฟันกรามซี่แรก (Misch,2005)



รูปที่ 10 แสดงแรงที่เพิ่มขึ้นเมื่อออกนอกแนวแกน (Misch,2005)

เพราะฉะนั้นการสัมผัสบริเวณสันริมฟันจะเป็นอันตราย โดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้าหากฟันปลอมมีลักษณะการสร้างให้ส่วนพอร์ซเลนบริเวณสันริมฟันปราศจากการรองรับของส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิดของโครงโลหะ ก็จะมีโอกาสเสี่ยงต่อการแตกหักของพอร์ซเลน ดังนั้นในกรณีครอบฟันบนฟันหลักยึดรากเทียม จึงควรหลีกเลี่ยงการสบสัมผัสบริเวณสันริมฟันหรือต้องมีการรองรับของส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิดของโครงโลหะรองรับพอร์ซเลนบริเวณสันริมฟันอย่างเพียงพอ (รูปที่ 11 ,12 ,13) ในกรณีปุ่มฟันด้านแก้มของฟันล่างและปุ่มฟันด้านลิ้นฟันบนก็เช่นกัน เป็นลักษณะที่ พอร์ซเลนนูนออกนอกแนวแกนรากเทียม โดยไม่มีโลหะรองรับเพียงพอ จึงมีความเสี่ยงต่อการแตกหักเช่นกัน (Misch,2005)

รูปที่ 11 ขี้ผึ้งแสดงส่วนรองรับด้านประชิด (Misch,2005)

รูปที่ 12 แสดงส่วนโครงโลหะรองรับด้านประชิด (Misch,2005)

รูปที่ 13 ภาพถ่ายรังสีแสดงส่วนโลหะรองรับด้านประชิดของโครงโลหะ (Misch,2005)

ความล้มเหลวของฟันปลอมติดแน่นโลหะเคลือบพอร์ซเลนที่ยึดบนฟันหลักยึดรากเทียม

ความล้มเหลวของฟันปลอมติดแน่นบนฟันหลักยึดธรรมชาติ ที่พบได้บ่อยคือ ฟันผุ ร้อยละ 22-39 ซีเมนต์ละลาย ร้อยละ 17 และการแตกหักของพอร์ซเลน ร้อยละ 16 (Walton,1986; Libby,1997; Barreto,1984; Anderson,1995; Allen,1997) ในขณะที่ความล้มเหลวของฟันปลอมติดแน่นโลหะเคลือบพอร์ซเลนที่ยึดบนฟันหลักยึดรากเทียมจะประกอบด้วย การละลายของกระดูก การละลายของซีเมนต์ ความล้มเหลวหรือแตกหักของตัวรากเทียม ส่วนประกอบต่างๆหรือสกรูหลวมแตกหัก ส่วน

ของฟันหลักยึดไม่แนบสนิทกับรากเทียม ส่วนของฟันปลอมไม่แนบสนิทกับฟันหลักยึด ครอบฟันหลุดหรือเกิดการแตกหักของฟันปลอมในส่วนของพอร์ซเลนวีเนียร์ ซึ่งอาจเกี่ยวข้องกับแรงที่ได้รับทั้งขณะทำงานและนอกเหนือการทำงาน รวมถึงความถูกต้องของการออกแบบฟันปลอม (Taylor,1998; Simon,2003; Mish,2005)

อัตราความล้มเหลวของครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลนบนฟันหลักยึดรากเทียมชนิดชิ้นเดียว

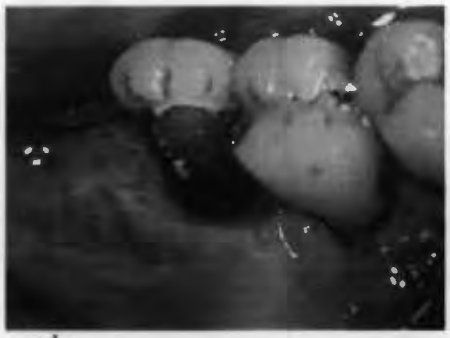
ครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลนที่ยึดแน่นบนฟันหลักยึดรากเทียมชนิดชิ้นเดียว มีความล้มเหลว คือ การหลวมหลุดของสกรู การแตกหักของส่วนวีเนียร์ (Jemtt,1990; Henry,1996; Mcmillian,1998; Scheller,1998) ซึ่งมีผู้ศึกษาอัตราความสำเร็จและล้มเหลวของครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลนที่ยึดแน่นบนฟันหลักยึดรากเทียมชนิดชิ้นเดียวพบว่ามีค่าแตกต่างกัน ดังนี้

Count (1993) ทำการศึกษาพบว่าในฟันปลอมติดแน่นโลหะเคลือบพอร์ซเลนชิ้นเดียวที่ยึดบนฟันหลักยึดรากเทียมพบอัตราความล้มเหลว ร้อยละ 1.5 ในขณะที่ Laney (1994) ศึกษาพบความล้มเหลว ร้อยละ 2.8 และ Gomez-Romann (1997) ศึกษาพบความล้มเหลว ร้อยละ 4.7 ในการศึกษารากเทียม 376 ชิ้น เป็นเวลา 5 ปี และ Porein (1997) ศึกษาพบความล้มเหลว ร้อยละ 11.5 ในการศึกษา 3-6 เดือน และ Priest (1999) ศึกษาพบความล้มเหลว ร้อยละ 2.6 ในการศึกษา 10 ปี และ Naert (2000) ศึกษาพบความล้มเหลว ร้อยละ 7 ในส่วนของ รากเทียมและร้อยละ 3.5 ในส่วนฟันปลอม และ Simon (2003) ศึกษาพบมีค่าตั้งแต่ ร้อยละ 11.5 ในช่วง 3-6 เดือน จนถึง ร้อยละ 2.6-3.5 ใน 10 ปี (Poren,1997; Naert,2000; Priest,1999)

การแตกหักของวัสดุที่ใช้สร้างฟันปลอมติดแน่นบนฟันหลักยึดรากเทียม

การแตกหักของวัสดุฟันปลอม ถือได้ว่าเป็นหนึ่งในสาเหตุหลักของการเปลี่ยนฟันปลอม (Parein,1997; Goodacre,1999) พอร์ซเลน อะคริลิกและคอมโพสิต จะแตกภายใต้แรงที่มากเกินหรือแรงน้อยๆแต่ได้รับเป็นระยะเวลานานหรือแรงลักษณะทำมุมกับแนวนอน เพราะฉะนั้นด้านสบฟันพอร์ซเลนไม่แนะนำให้ใช้ในผู้ป่วยที่มีการทำงานนอกหน้าที่ของการสบฟัน

การแตกหักของพอร์ซเลน เป็นสาเหตุที่พบรองลงมาเป็นอันดับ 2 ที่ทำให้ต้องเปลี่ยนหรือซ่อมแซมฟันปลอมติดแน่นในฟันธรรมชาติ และความหนาของพอร์ซเลน ที่ป้องกันการแตกหักควรหนาประมาณ 2 ม.ม. (Seghi RR,1990; Walton,1981) ซึ่งการแตกหักของพอร์ซเลนในฟันปลอมรากเทียม พบได้บ่อยกว่าในฟันธรรมชาติ เนื่องมาจากการขาดการยืดหยุ่นตัวของอวัยวะปริทันต์ ที่จะช่วยลดความเค้นทำให้เกิดแรงกระแทก (impact force) ปริมาณสูงไปสู่วัสดุบูรณะด้านสบฟัน (รูปที่ 14,15)



รูปที่ 14 แสดงการแตกหักของพอร์ซเลนในฟันปลอมรากเทียม (Mish,2005)

รูปที่ 15 แสดงการแตกหักของฟันปลอมและสกรู (Mish,2005)

อีกสาเหตุหนึ่งก็เนื่องมาจากพอร์ซเลนบริเวณที่ไม่มีโลหะรองรับเนื่องจากมีช่องว่างเยอะ ในงานฟันปลอมรากเทียม มักเกิดจากการออกแบบที่ไม่เหมาะสม แลปทันตกรรมมักจะใช้วิธีการสร้างโครงโลหะบางๆบนฟันหลักยึดรากเทียมและเติมพอร์ซเลนเพิ่มเข้าไปจนได้รูปร่างฟัน ซึ่งจะทำให้บางครั้งมีพอร์เลนที่ไม่ได้รับการรองรับหนามากกว่า 6 ม.ม. ซึ่งวิธีแก้ไขพอร์ซเลนที่ไม่ได้รับการรองรับต้องใช้วิธีสร้างขี้ผึ้งรูปร่างสมบูรณ์ของฟันปลอมแล้วจึงตัดออก (cut back) 2 ม.ม. เป็นพื้นที่สำหรับพอร์ซเลน (รูปที่ 16) เพื่อให้มีความหนาของโครงโลหะรองรับพอร์เลนที่เหมาะสม (Misch,2005)

รูปที่ 16 แสดงโครงโลหะที่ออกแบบให้มีพื้นที่สำหรับพอร์ซเลน 2 ม.ม. (Mish,2005)

อัตราการแตกหักของครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลนที่ยึดแน่นบนฟันหลักยึดรากเทียม

Mcmillian (1998) ทำการศึกษาพบว่าในฟันปลอมติดแน่นโลหะเคลือบพอร์ซเลนชี่เดียวที่ยึดบนฟันหลักยึดรากเทียม มีการแตกหักของ พอร์ซเลน ร้อยละ 3 ถือเป็นสาเหตุอันดับสองของความล้มเหลวในส่วนฟันปลอม รองลงมาจากการหลวมหลุดของสกรูยึดฟันหลักและการละลายของซีเมนต์ ร้อยละ 4 และ Bragger (2005) ทำการศึกษา พบอัตราความล้มเหลว ร้อยละ 7.2 จากสาเหตุทางชีวภาพ และร้อยละ 2.9 จากขั้นตอนการสร้างฟันปลอม (หลวมหลุดหรือมีการแตกหักของพอร์ซเลนวีเนียร์)

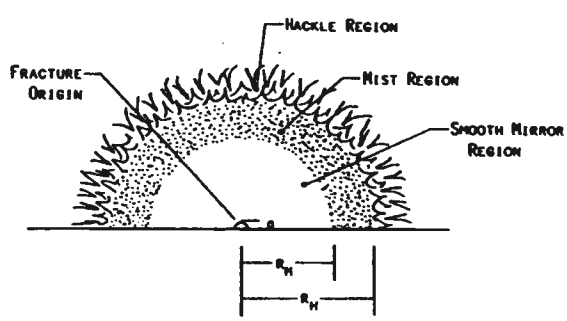
Hebel (1997) และTorrado (2003) ศึกษาพบว่าการมีรูเปิดสกรูในฟันปลอมที่ยึดแน่นบนฟันหลักยึดรากเทียมด้วยสกรู จะลดความแข็งแรงในการต้านทานการแตกหักของพอร์ซเลนอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเปรียบเทียบกับฟันปลอมที่ยึดแน่นบนฟันหลักยึดรากเทียมด้วยซีเมนต์ ไม่ว่าจะมีตำแหน่งรูเปิดตรงไหน

กระบวนการแตกหัก (Fracture mechanism) ของพอร์ซเลนในฟันปลอมโลหะเคลือบพอร์ซเลน

เมื่อทำการวิเคราะห์ผลของรอยร้าว (flaw) และความเค้น ที่มีผลร่วมกันทำให้เกิดการดำเนินไปของรอยแตกในวัสดุที่มีความแข็งแต่เปราะ หลักการของการแตกหักในวัสดุที่มีความเปราะ (linear elastic brittle fracture) เริ่มต้นพัฒนาขึ้นตั้ง แต่ปี 1950 โดย Irwin (1957) เริ่มการศึกษาวิจัยปรากฏการณ์การแตกโดยอาศัยพื้นฐานจากการศึกษาของ Griffit (1921) [รอยแตกที่ยาวขึ้นสัมพันธ์กับการลดลงของพลังงานยืดหยุ่น (elastic energy) และการเพิ่มขึ้นของพลังงานพื้นผิว (surface energy)] และ Orawan (1944,1949,1955) ซึ่ง Irwin พบว่า เมื่อวัสดุที่มีความเปราะได้รับความเค้นแรงดึงจะมีรูปร่างรอยแตกที่มีลักษณะเฉพาะเกิดขึ้นที่บริเวณที่มีการเพิ่มสะสมของความเค้น ซึ่งเขากล่าวว่า ดังนั้นจึงมีความสำคัญที่จะต้องวัดพลังงานที่ใช้ทำให้เกิดการแตกหักของวัสดุ เพื่อจะทราบความสามารถในการต้านทานการแตกหักของวัสดุ

ลักษณะการแตกจะเกิดรอยแตกขึ้นภายในวัสดุ และเมื่อมีการสะสมของความเค้นมากขึ้นบริเวณปลายรอยแตก จะทำให้เกิดการขยายตัวของรอยแตก (slow crack growth) จนกระทั่งมีการแยกตัวออกอย่างสมบูรณ์ (Riley,1977และ Scherrer,1999) เพราะฉะนั้นความแข็งแรงของเซรามิก (ceramic strength) จะมีความสัมพันธ์กับพลังงานที่ใช้ทำให้เกิดการแตกหักของเซรามิก (fracture toughness or critical stress intensity) และขนาดของรอยร้าว (Kelly,1990)

ภาพแสดงการแตกหักของเซรามิก (Fractography) (Kelly JR,1965)



รูปที่ 17 แสดง พื้นผิวการแตกหัก (fracture surface) ซึ่งจะประกอบด้วย

1. *ส่วนพื้นผิวเรียบ (smooth mirror region)* เป็นส่วนถัดมาจากบริเวณต้นกำเนิดรอยแตกซึ่งมีพลังงานมากพอจะสร้างให้เกิดรอยแตกอันถัดมา (secondary crack)
2. *ส่วนพื้นผิวหยาบ (rough mist region)* เป็นผลมาจากรอยแตกที่มีพลังงานมากพอจะทำให้เกิดรอยแตกอันถัดมาแต่ไม่เพียงพอจะขยายรอยแตกต่อไปอีก
3. *ส่วนที่มีลักษณะคล้ายขนยาวๆ (hackle region)* เป็นบริเวณที่แสดงการแผ่ขยายออกไปของรอยแตก

ปัจจัยที่มีผลต่อการแตกหักของพอร์ซเลนในฟันปลอมโลหะเคลือบพอร์ซเลน

ปัจจัยทางกลศาสตร์ (Ozcan,2003 ; Yamikogin,2004)

ฟันปลอมโลหะเคลือบเซรามิก จะมีความแตกต่างระหว่างสัมประสิทธิ์ความยืดหยุ่นของโลหะและเซรามิก เมื่อพอร์ซเลนเย็นตัวลงหลังเผา ลิวไซต์คริสตัลที่เกิดขึ้นจะหดตัวมากกว่าส่วนของแก้วที่อยู่โดยรอบ ทำให้เกิดความเค้นอัดบริเวณรอบลิวไซต์ และเกิดเป็นรอยแตกขนาดเล็กรอบคริสตัล (Hasselman และFulathy,1966; Mackert,1988; Anusavice และ Zhang,1998; Denny,Hollowy และRosentiel,1998)

ของเหลวในช่องปาก มีส่วนลดความแข็งแรงของฟันปลอมโลหะเคลือบเซรามิกลงมากถึงร้อยละ 30 (Sherill และ O'Brein, 1974) โดย Michalskeและ Freiman (1982) พบว่าการเชื่อมยึดของซิลิเกต ในแก้วเซรามิกจะถูกไฮโดรไลสิส (hydrolysis) ด้วยของเหลวทำให้เกิดความเค้น

ปัจจัยการได้รับแรงลักษณะคงที่จนเกิดการล้า (static fatique)

แรงที่มีลักษณะคงที่จะทำให้เกิดการขยายตัวของการแตกหักเนื่องมาจากรอยแตกขนาดเล็ก (Dauskordi,Marshall และ Ritchie,1990)

ปัจจัยจากการได้รับแรงลักษณะเป็นวัฏจักร (cyclic loading)

แรงจากการบดเคี้ยว เป็นการได้รับความเค้นและความเครียดในลักษณะซ้ำๆซึ่งจะทำให้เกิดการขยายตัวของรอยแตกอย่างช้าๆ (Ozcan,2003 ; Yamikogin,2004)

ปัจจัยการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของโครงโลหะที่รองรับพอร์ซเลน (metal coping distort)

เกิดได้จากหลายสาเหตุ เช่น จากออกไซด์ของโลหะที่สร้างขึ้นที่พื้นผิว หรือจากการหดตัวของพอร์ซเลนหลังเผา หรือจากความแตกต่างระหว่างสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนของโลหะและพอร์ซเลน รวมทั้งจากการออกแบบโครงโลหะที่ไม่ถูกต้อง (Stangel,1987; Shillingberg,1973)

ปัจจัยจากรอยแตกภายในเซรามิก

รอยขูดขีดที่ปรากฏที่พื้นผิวเซรามิก บางครั้งจะพบเป็นรอยบากแหลมที่มีปลายยอดแคบๆที่เป็นช่องระหว่างอะตอมของวัสดุ ซึ่งจะมีความเค้นสะสมที่ปลายยอดแหลมนี้และความเค้นจะเพิ่มขึ้นเมื่อวัสดุได้รับแรงที่มีค่าใกล้เคียงกับความต้านทานสูงสุดของวัสดุ โดยการเชื่อมยึดที่รอยบากจะแตกออกเมื่อมีความเค้นสะสมที่ปลายรอยแตกจนกระทั่งเกิดการแตกหักของเซรามิก (Lamon และEvan,1983)

ปัจจัยความผิดพลาดในขั้นตอนการสร้างชิ้นงาน

รูพรุนที่เกิดขึ้นภายในเซรามิก จะก่อให้เกิดความอ่อนแอภายในและทำให้เซรามิกแตกหักในที่สุด (Oram และ Cruickshank,1984) ในขณะที่ รอยแตกขนาดเล็ก (crack) ภายในเซรามิกที่เกิดจากขั้นตอนการอัดแน่น (condensation) การเผาและการหลอม ก็ก่อให้เกิดความอ่อนแอในเซรามิกเช่นกัน

ปัจจัยจากแรงสบฟัน (Diaz-Arnold , Schneider และ Aquillino,1989)

การสบฟันนอกหน้าที่การทำงาน (parafunction occlusion) เช่น การนอนกัดฟัน (Bruxism) เป็นการได้รับแรงลักษณะซ้ำเป็นเวลายาวนาน ก่อให้เกิดความเค้นในเซรามิก

ปัจจัยด้านคุณสมบัติ โครงสร้าง รูปร่าง และความหนาของวัสดุ

Riley (1977) และ Cambell (1989) และ Mclean (1979) และ Munoz และ Goodacre (1982) และ Banและ Anuasavice (1990) กล่าวว่าคุณสมบัติของวัสดุโครงโลหะ ทั้งปัจจัยทางกล ความหนา รูพรุน และรูปร่าง รวมทั้งความต้านทานต่อความเค้นของวัสดุวีเนียร์ ล้วนมีผลต่อความแข็งแรงของครอบฟันโลหะเคลือบเซรามิก

ความหนาของเซรามิก

ความหนาของเซรามิกมีผลต่อความสามารถในการต้านทานการแตกหัก เพราะถ้ามีความหนามากกว่า 2 ม.ม.จะทำให้ความสามารถในการต้านทานการแตกหักลดลงเนื่องมาจากค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนที่เปลี่ยนแปลงไป ปริมาณรอยร้าวและรอยแตกเล็กๆที่เพิ่มขึ้นและความหนาของพอร์ซเลนที่ไม่ได้รับการรองรับจากโลหะที่มากเกิน ซึ่งทั้งหมดนี้ล้วนมีความสัมพันธ์กับการออกแบบโครงโลหะที่ไม่ถูกต้อง(Straussberg,1966; Hobo,1973; Preston,1977; Miller,1977; Lau และ Yamada,1980; McLean,1980; Bell,1983; Connor,1984; Yamamoto,1985 ; Martigoni,1990; Naylor,1992; Shillingberg,1997; Tsai,1998)

วิธีการวัดความแข็งแรง (Strength) ของพอร์ซเลน

การทดสอบความต้านทานต่อแรงกดอัด (test compressive strength) โดยสร้างชิ้นงานครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลนขึ้นมา ไม่เหมือนกับการทดสอบการงอตัวของแท่งชิ้นตัวอย่าง (bending test bar เช่น 4-point or 3-point bending และ biaxial bending) ที่มักจะมีแนวโน้มทำให้เกิดการแตกหักภายในชั้นพอร์ซเลนร่วมกับการแตกหักที่รอยต่อโลหะและพอร์ซเลนซึ่งอาจไม่ใช่การแตกหักที่แท้จริงเหมือนในคลินิกที่พบการแตกหักได้ทั้งในชั้นพอร์ซเลนอย่างเดียวหรือพบร่วมกับการแตกหักที่รอยต่อเนื่องจากเพราะมีหลายปัจจัยเข้ามาเกี่ยวข้อง ทั้งความหนาของครอบฟัน มุมในการให้แรง ตำแหน่งในการให้แรง และรัศมีของหัวกด (Torrado,2004)

วิธีการทดสอบบนชิ้นงานครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลน น่าจะเป็นวิธีที่ดีที่สุด ในการวัดความแข็งแรง เพราะเป็นการทดสอบชิ้นงานที่ทำตามขั้นตอนแลปทันตกรรมจริงๆ รวมถึงในขั้นตอนการทำงานทางคลินิก เพราะการสร้างชิ้นงานทดสอบมาตรฐานเช่น bend bars ไม่สามารถสะท้อนขั้นตอนหรือสภาวะของฟันปลอมที่แท้จริงได้ (Kang,2002; Kelly,1999; Dehoff,1982; Zeng,1996; Ban S,1990; Papazoglou,1998;)

การออกแบบโครงโลหะ (metal substructure Design)

การออกแบบโครงโลหะ ถือว่ามีส่วนสำคัญในงานฟันปลอมโลหะเคลือบเซรามิก เพราะการออกแบบจะมีผลต่อความสำเร็จหรือล้มเหลวของชิ้นงาน โดยโครงโลหะควรจะออกแบบให้พอร์ซเลนอยู่ภายใต้แรงเค้นอัดโดยมีโลหะรองรับพอร์ซเลน ทั้งในส่วนปลายฟัน (incisal) ด้านสบฟัน (occlusal table) และสันริมฟัน (marginal ridge) เพราะเมื่อมีแรงสบฟันลงมาจะถ่ายทอดแรงไปสู่พอร์ซเลน ถ้าไม่มีส่วนโลหะรองรับ พอร์ซเลนจะเกิดการแตก

พอร์ซเลนทางทันตกรรม มีคุณสมบัติต้านทานแรงเค้นอัดได้ดีแต่มีแนวโน้มจะเกิดการแตกหักเมื่อได้รับความเค้นแรงดึง (tensile stress) ดังนั้นโครงโลหะจึงควรต้องได้รับการออกแบบเพื่อทำให้เกิดความเค้นแรงดึงในพอร์ซเลนน้อยที่สุด เพื่อป้องกันการแตกหัก ความหนาของเซรามิกวีเนียร์จะต้องไม่มากเกินกว่า 2 ม.ม. ซึ่งถ้าพอร์ซเลนมีความหนาไม่เท่ากันในแต่ละบริเวณ จะมีโอกาสเกิดการแตกหักของพอร์ซเลนในส่วนที่ไม่ได้รับการรองรับจากโครงโลหะ ซึ่งเหตุผลนั้นเกิดจากการคาดคะเนว่าในขั้นตอนการเย็นตัวของพอร์ซเลน จะเกิดความเค้นอัดที่ด้านนอกของโครงโลหะเป็นระยะทาง 2 ม.ม. เพราะฉะนั้นบริเวณระยะที่มากกว่า 2 ม.ม.จะเกิดความเค้นแรงดึงซึ่งจะทำให้เกิดการแตกของพอร์ซเลน (Weiss,1977)

หน้าที่ของโครงโลหะ (Naylor,1992)

1. ให้ความแนบสนิทของสิ่งบูรณะกับฟันหลักยึด (internal adaptation)
2. สร้างออกไซด์เพื่อให้เกิดการเชื่อมยึดทางเคมีกับพอร์ซเลน
3. ให้ความแข็งตึงเพื่อเพิ่มความแข็งแรงและการรองรับแก่พอร์ซเลน
4. สร้างให้เกิดมุมการเคลือบพอร์ซเลนบริเวณคอฟันต่อกับรากฟันได้อย่างถูกต้อง

ปัจจัยที่มีผลต่อการออกแบบโครงโลหะ

การที่ครอบฟันโลหะเคลือบเซรามิกจะสามารถต้านทานการแตกหักได้ ไม่ได้ขึ้นอยู่กับชนิดของวัสดุเพียงอย่างเดียว แต่ยังขึ้นอยู่กับ การออกแบบโครงโลหะ ซึ่งปัจจัยที่สำคัญในการออกแบบ มีดังนี้

1. <u>เพื่อลดความเค้นในพอร์ซเลน</u>

เมื่อทำการเผาพอร์ซเลนบนโลหะ รูปร่างของโลหะจะมีผลต่อการเกิดความเค้นภายในพอร์ซเลน ถ้าการออกแบบโครงโลหะเป็นลักษณะพอร์ซเลนคลุมด้านสบฟันทั้งหมดและมีโลหะรองรับ ขณะเย็นตัวโลหะจะเกิดการหดตัวเร็วกว่าพอร์ซเลน ทำให้โลหะอยู่ภายใต้แรงดึงและพอร์ซเลนอยู่ภายใต้แรงกด ในขณะที่การออกแบบลักษณะด้านสบฟันเป็นโลหะคลุมบางส่วน พอร์ซเลนวีเนียร์ที่รอยต่อกับโลหะจะเป็นที่สะสมความเค้นปริมาณสูงเพราะฉะนั้น จึงควรปฏิบัติดังนี้

- ควรออกแบบให้โครงโลหะมีพอร์ซเลนล้อมรอบ เพื่อให้ความเค้นดึงทั้งหมดเกิดขึ้นบนโลหะขณะเย็นตัว ซึ่งจะสมดุลกับความเค้นแรงอัดในพอร์ซเลน

- ไม่ควรมีจุดสบฟันบริเวณรอยต่อระหว่างโลหะและพอร์ซเลน

- พื้นผิวของโลหะที่มีพอร์ซเลนมายึด จะต้องมนกลม เรียบโค้ง

- *โครงโลหะต้องให้การรองรับพอร์ซเลนทุกบริเวณ* เนื่องจากพอร์ซเลนถ้าปราศจากการรองรับจากโลหะจะมีโอกาสเกิดการแตกหักได้

- โครงโลหะจะต้องแข็งแรงไม่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างขณะเผาพอร์ซเลน เพราะจะก่อให้เกิดความเครียดแรงดึงภายในพอร์ซเลน และเกิดการแตกหักของพอร์ซเลน รวมทั้งโครงโลหะจะต้องทนต่อแรงบดเคี้ยวทั้งทำงานและนอกเหนือการทำงาน (parafunction)

2. <u>การควบคุมแรงเค้นอัดและแรงดึง</u>

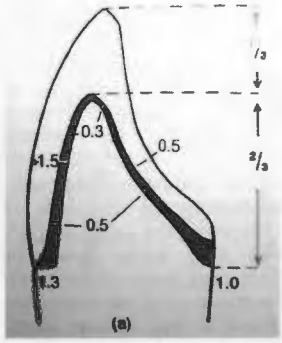
พอร์ซเลนเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติค่อนข้างเปราะ พลังงานที่ทำให้เกิดการแตก (fracture toughness) ปริมาณไม่สูงและจะแตกหักได้ง่ายเมื่อได้รับแรงดึง แต่พอร์ซเลนจะสามารถต้านทานต่อแรงเค้นอัดได้ดี การออกแบบจึงเน้นไปที่โครงโลหะที่รองรับ โดยจะต้องหลีกเลี่ยงมุมแหลมและเส้นตรงเพื่อลดความเค้นและความหนาของพอร์ซเลนวีเนียร์ต้องการการควบคุมเป็นอย่างดีเพราะถ้าพอร์ซเลนมีความหนาที่เหมาะสมเมื่อได้รับความร้อน โลหะก็จะมีการหดตัวมากกว่าพอร์ซเลนทำให้ พอร์ซเลนอยู่ภายใต้แรงเค้นกดอัดซึ่งดี ในขณะที่ถ้าพอร์ซเลนมีความหนาเกิน จะเกิดแรงเค้นดึงมากกว่าแรงเค้นอัดซึ่งมีแนวโน้มทำให้พอร์ซเลนแตก พอร์เลนที่มีความหนามากกว่า 1.5-2 ม.ม. จะมีโอกาสแตกได้มากขึ้นเมื่อได้รับแรงเฉือน ซึ่งการแตกนี้เกิดจากรอยร้าวขนาดเล็ก (flaw mechanism) ร่วมกับการได้รับแรงดึงหรือปราศจากแรงเค้นอัดในพอร์ซเลน (McLean,1980; Kimondollo,1986; Miller,1977; Miller และ Mclean ,1983)

3. <u>การต้านทานแรงเฉือน</u>

ถ้าปราศจากการออกแบบโครงโลหะที่เหมาะสม พอร์ซเลนจะมีการต้านทานต่อแรงเฉือนจากการบดเคี้ยวไม่เพียงพอ ซึ่งมีบริเวณที่ต้องระวัง คือ ปลายฟันหน้า จะต้องจำกัดความหนา พอร์ซเลนไม่เกิน 2 ม.ม. ปุ่มฟันฟันหลัง พอร์ซเลนจะต้องรองรับด้วยปุ่มฟันโครงโลหะเพื่อต้านทานแรงเฉือนและเพิ่มความต้านทานแรงเค้นอัด และ***พอร์ซเลนด้านประชิดของฟันหลัง ควรมีส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิด***เพื่อให้การรองรับต้านทานการแตก

4. <u>เพื่อลดการเปลี่ยนรูปร่างของโลหะและได้ขอบที่แนบสนิทไม่เปลี่ยนแปลงหลังเผาพอร์ซเลน</u>

โลหะควรมีความแข็งแรงในอุณหภูมิสูงและมีเกรน (Grain) ที่เล็ก และควรมีการออกแบบขอบเป็นขอบโลหะ ซึ่งลักษณะขอบโลหะจะมีความแนบสนิทมากกว่าขอบพอร์ซเลนล้วน สิ่งที่สำคัญสำหรับการออกแบบขอบโลหะคือความหนาเพื่อให้สามารถต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างขณะเผาพอร์ซเลน โดยควรมีความหนาในแนวดิ่งอย่างน้อย 1 ม.ม. แนวนอนอย่างน้อย 0.5 ม.ม. (รูปที่ 18)



รูปที่ 18 แสดงความหนาของ โลหะ-พอร์ซเลน (Mclean,1980)

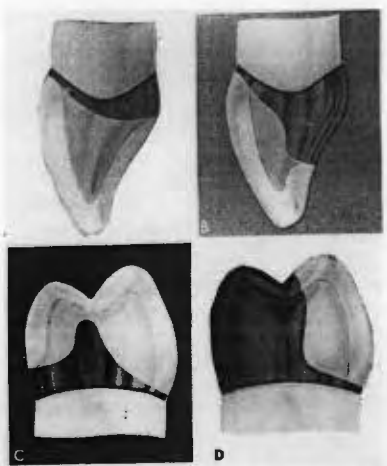
5. <u>เพื่อความสวยงามของพอร์ซเลนวีเนียร์ด้านหน้า</u>
6. <u>เพื่อให้มีความแข็งแรงเพียงพอสามารถต้านทานแรงบดเคี้ยวได้</u>
7. <u>ไม่ทำอันตรายเนื้อเยื่อและง่ายต่อการซ่อมแซม</u> (Shelby,1962)

หลักการการออกแบบโครงโลหะในแต่ละบริเวณ (Naylor,1992)

1. <u>ด้านสบฟัน</u>

ด้านสบฟันถ้าเป็นโลหะต้องการความหนา 1-1.5 ม.ม ด้านสบฟันที่เป็นพอร์ซเลน ต้องการช่องว่างโลหะและพอร์ซเลนรวม 2 ม.ม. ในฟันหลัง และ 1-1.5 ม.ม. ในฟันหน้า

การออกแบบด้านสบฟันเป็นพอร์ซเลน จะต้องมีการรองรับของโลหะในฟันหลังเพื่อต้านแรงทั้งในแนวดิ่งและแนวนอน (รูปที่ 19)



รูปที่ 19 แสดงด้านสบฟันที่เป็นโลหะและบ่าโลหะทางด้านลิ้นและด้านข้างฟัน (Miller,1977)

ข้อดีของการใช้ด้านสบฟันโลหะคือง่ายต่อการกรอแต่งและขัดแต่ง การกรอแต่งพอร์ซเลนในปากจะลดความแข็งแรงลงครึ่งหนึ่ง (Phillip,1982)

2. <u>ตำแหน่งรอยต่อ โลหะ-พอร์ซเลน</u>

ควรห่างจากจุดสบฟัน 1.5-2 ม.ม. เพื่อลดโอกาสการแตกของพอร์ซเลน (Rosentiel,1988; Dykema,1986) เนื่องจากจุดสบฟันที่อยู่บริเวณรอยต่อจะก่อให้เกิดความเค้นแรงดึงปริมาณสูง

3. <u>ด้านประชิดฟัน</u>

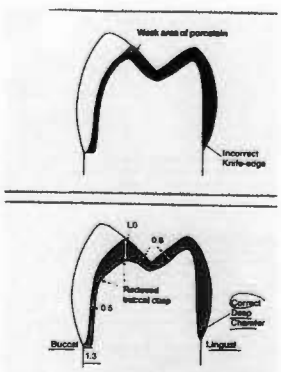
ในฟันหน้า ด้านประชิดฟันอาจจะต้องออกแบบเป็นพอร์ซเลนเพื่อความสวยงาม ในขณะที่ในฟันหลังควรจะออกแบบให้มี *โลหะที่ให้การรองรับที่เพียงพอต่อพอร์ซเลนบริเวณสันริมฟัน* เพื่อป้องกันการแตกหัก

4. <u>บริเวณยอดปุ่มฟันและปลายฟัน</u>

พอร์ซเลนบริเวณนี้ควรมีความหนาประมาณ 1-2 ม.ม. ถ้าหนาเกินไปโดยไม่มีการรองรับจากโครงโลหะที่ดี จะทำให้เกิด ความล้มเหลวมีการแตกหักจากแรงเฉือน

<u>การออกแบบโครงโลหะสำหรับฟันหลัง</u> (McLean,1980 ; Naylor WP,1992)

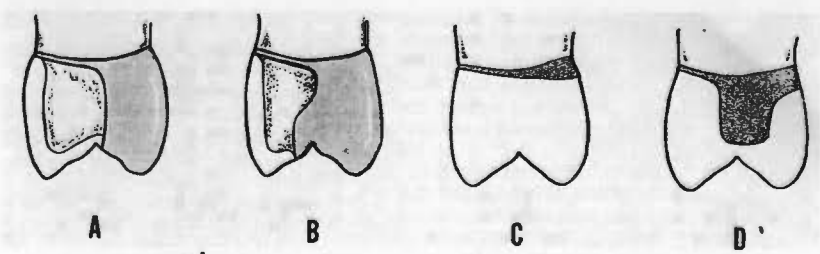
ด้านสบฟันในฟันหลังถ้าเป็นโลหะ จะต้องไม่มีพอร์ซเลนคลุมเป็นลักษณะครีบบาง (Feather edge) เพราะพอร์ซเลนส่วนที่บางจะง่ายต่อการแตกหัก และควรมีรอยต่อเป็นมุมชัดเจน (Butt joint) (รูปที่ 20)



รูปที่ 20 รอยต่อควรเป็น Butt joint (Mclean,1980)

รูปที่ 21 การออกแบบโครงโลหะฟันหลัง (Mclean,1980)

<u>การออกแบบฟันหลังบน</u>



รูปที่ 22 แสดงการออกแบบฟันหลังบน (Naylor,1992)

Naylor (1992) แนะนำการออกแบบโครงโลหะฟันหลังบน ดังนี้

a) ด้านสบฟันครึ่งหนึ่งเป็นพอร์ซเลน ด้านประชิดฟันเป็นพอร์ซเลน

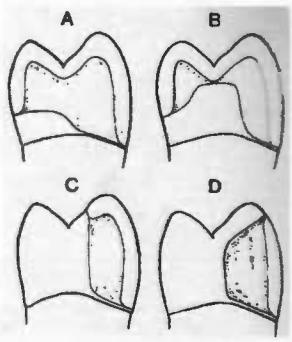
b) ด้านสบฟันครึ่งหนึ่งเป็นพอร์ซเลน ด้านประชิดฟันเป็นโลหะ

c) ด้านสบฟันเป็นพอร์ซเลนทั้งหมด ปราศจากการรองรับด้วยโครงโลหะที่ด้านประชิด

d) ด้านสบฟันเป็นพอร์ซเลนทั้งหมด มี*ส่วนรองรับด้วยโครงโลหะที่ด้านประชิด*

ShilinbergและHobo (1981) แนะนำให้ออกแบบด้านสบฟันครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลน ฟันหลังบนเป็นพอร์ซเลนทั้งหมด

<u>การออกแบบฟันหลังล่าง</u>



รูปที่ 23 แสดงการออกแบบฟันหลังล่าง (Naylor,1992)

Nylor (1992) แนะนำการออกแบบโครงโลหะฟันหลังล่าง ดังนี้

a) ด้านสบฟันเป็นพอร์ซเลนทั้งหมด ปราศจากการรองรับด้วยโครงโลหะที่ด้านประชิด

b) ด้านสบฟันเป็นพอร์ซเลนทั้งหมด มี*ส่วนรองรับด้วยโครงโลหะที่ด้านประชิด*

c) ด้านสบฟันเป็นโลหะและมีพอร์ซเลนขยายไปถึงครึ่งหนึ่งของปุ่มฟันด้านแก้ม

d) ด้านสบฟันเป็นโลหะและมีพอร์ซเลนขยายไปถึงด้านแก้ม

Shilinberg และ Hobo (1981) แนะนำให้ออกแบบด้านสบฟันครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลน ฟันหลังล่างเป็นโลหะทั้งหมด

โดยการออกแบบฟันหลัง Kimondollo (1986) แนะนำว่าควรออกแบบแถบโลหะด้านลิ้นสูงประมาณ 2 ม.ม. เพื่อให้ความแข็งแรงแก่พอร์ซเลน

การศึกษาของ Marker (1986) พบว่าการออกแบบด้านสบฟันฟันหลังแบบที่พอร์ซเลนคลุมปุ่มฟันทางด้านหน้า สามารถต้านทานการแตกหักของพอร์ซเลนได้ดีกว่า ด้านสบฟันแบบเป็นพอร์ซเลนครึ่งซี่และดีกว่าแบบที่ด้านสบฟันเป็นพอร์ซเลนทั้งหมด แต่ก็พบว่าคุณสมบัติด้านกายภาพและกลศาสตร์ของโลหะและความเค้นตกค้างบริเวณรอยต่อโลหะและพอร์ซเลน มีผลต่อการแตกหักพอร์ซเลนมากกว่าการออกแบบโครงโลหะ

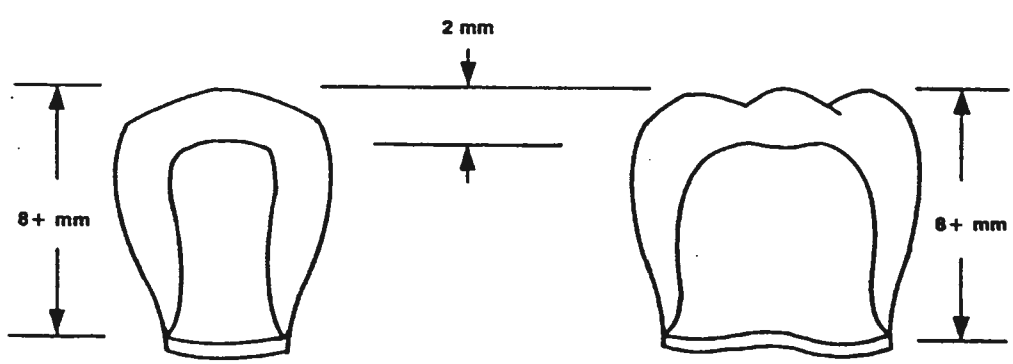
ในขณะที่ McLean (1980)และ SteinและKuwata (1966)และ Miller (1983) และJarvis,1977 สนับสนุนการออกแบบครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลนให้มีด้านสบฟันเป็นพอร์ซเลนล้วนเพราะเชื่อว่าการเพิ่มบริเวณของพอร์ซเลนวีเนียร์จะเพิ่มความแข็งแรงในการต้านทานแรง

การศึกษาของ Lund (1992) พบว่า การออกแบบครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลน แบบที่มีพอร์ซเลนเฉพาะด้านหน้าจะมีความแข็งแรงมากกว่า การออกแบบที่มีพอร์ซเลนขยายไปถึงครึ่งซี่ และมากกว่าการออกแบบที่มีพอร์ซเลนขยายไปคลุมปุ่มฟันด้านแก้ม และมากกว่าการออกแบบที่มีพอร์ซเลนคลุมด้านสบฟันทั้งหมด ซึ่งตรงกับการศึกษาของ WaltonและO'Brien (1985) และ NielsenและTuccillo (1978) ที่พบว่ารอยร้าวและความเค้นตกค้าง ในการออกแบบที่มีพอร์ซเลนคลุมด้านสบฟันทั้งหมด มีมากกว่าการออกแบบที่มีพอร์ซเลนเฉพาะด้านหน้า

<u>การออกแบบส่วนด้านประชิดของฟันหลังบนและล่าง (Approximal shoulder area)</u>

สำหรับฟันหลังพอร์ซเลนด้านประชิดต้องการการรองรับ เนื่องจากเป็นบริเวณที่อ่อนแอ โครงโลหะควรมีส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิด ขยายขึ้นมาสู่ด้านสบฟันและด้านแก้ม ซึ่งจะช่วยเพิ่มความแข็งตึงแก่โครงโลหะ ช่วยป้องกันการเปลี่ยนรูปร่างขณะเผาพอร์ซเลน *ส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิด (Approximal strut) สามารถช่วยป้องกันการแตกหักของพอร์ซเลนบริเวณสันริมฟัน (marginal ridged)* ซึ่งการแตกออกมักไม่ค่อยพบลักษณะแตกออกจากโลหะแบบสมบูรณ์แต่จะแตกออก (chipping) จากสันริมฟันในลักษณะ 45 องศาต่อระนาบสบฟัน (Naylor WP,1992)

ปัญหาการออกแบบโครงโลหะรองรับทางด้านข้างของฟัน (Kostka,1985)



รูปที่ 24 แสดงความหนาพอร์ซเลน (Kostka CM,1985)

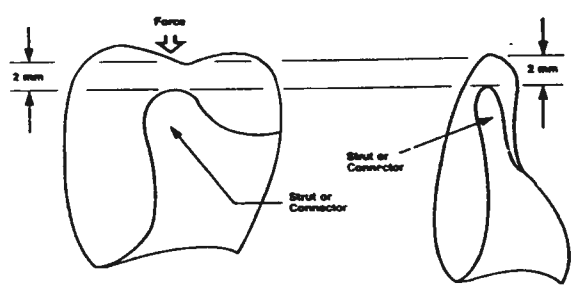
บริษัทผู้ผลิตแนะนำว่าพอร์ซเลน ไม่ควรมีความหนามากกว่า 2 ม.ม. ในบริเวณด้านสบฟันและปลายฟัน แต่จากรูปที่ 24 พบว่าพอร์ซเลนด้านประชิดมีความหนา 8-10 ม.ม. ซึ่งมีโอกาสที่จะเกิดการแตกหัก

โดยการออกแบบโครงโลหะจะต้องควบคุมไม่ให้พอร์ซเลนมีความหนามากเกิน และพอร์ซเลนจะต้องมีการรองรับด้วยโลหะที่เพียงพอ

บริเวณที่พบพอร์ซเลนแตกหักได้บ่อย คือบริเวณสันริมฟันที่ไม่มีส่วนโลหะรองรับด้านประชิด ซึ่งเป็นจุดที่พอร์ซเลนอ่อนแอ เนื่องจากเมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวมีแนวโน้มจะเกิดความเค้นเฉือนขึ้นภายในพอร์ซเลน (Bell,1983)

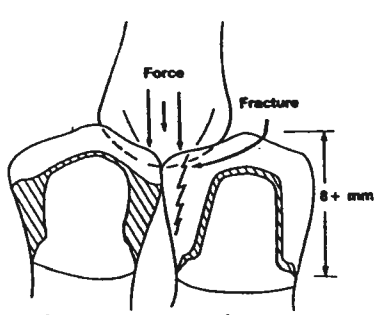
การออกแบบให้มีส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิดสูงในแนวดิ่ง (high interproximal struts) จะช่วยให้การรองรับแก่พอร์ซเลนในบริเวณสันริมฟัน ซึ่งได้รับความเค้นจากแรงบดเคี้ยวและแรงจากการนอนกัดฟัน การเพิ่มความแข็งแรงจะได้จากการเชื่อมต่อกันอย่างราบรื่นของส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิดและแถบโลหะทางด้านหน้าและด้านลิ้น ซึ่งแถบโลหะนี้จะให้ลักษณะเป็นบ่าเพื่อรองรับพอร์ซเลนเช่นกัน (Bell ,1983; Koshihara,1976; Kimondollo,1986; Miller,1977)

การออกแบบโครงโลหะ ให้มีส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิดสูงในแนวดิ่ง (รูปที่ 25) จะทำให้พอร์ซเลนบริเวณสันริมฟันมีความหนาในแนวดิ่งที่เหมาะสม คือมีความหนาไม่เกิน 2 ม.ม.

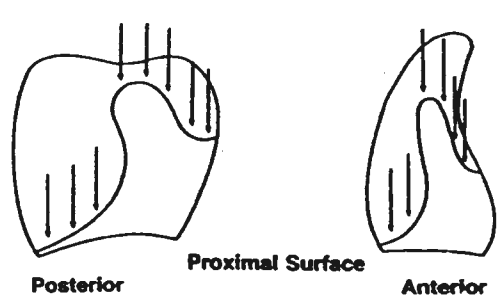


รูปที่ 25 แสดงการออกแบบส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิดฟัน

ในกรณีที่มีการรองรับจากส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิดของฟันพอร์ซเลน จะไม่เกิดการแตกหักเมื่อได้รับแรง ในขณะที่บริเวณสันริมฟันที่มีพอร์ซเลนที่ไม่ได้รับการรองรับหนาถึง 8 ม.ม. หรือมากกว่า ซึ่งมักจะเป็นบริเวณที่เกิดการแตกหักในแนวดิ่งเมื่อได้รับแรง (รูปที่26) ซึ่งการออกแบบที่แนะนำคือพอร์ซเลนต้องได้รับการรองรับด้วยโครงโลหะทุกบริเวณ (รูปที่ 27)

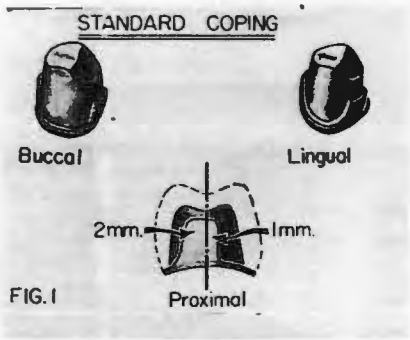


รูปที่ 26 พอร์ซเลนที่มีการรองรับจะไม่แตก



รูปที่ 27 การรองรับแรงด้วยโครงโลหะในทุกส่วน

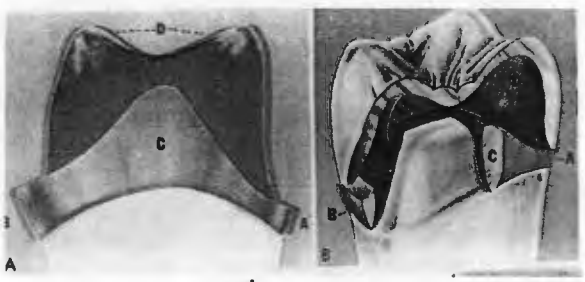
ในอดีตที่ผ่านมามีการแนะนำออกแบบส่วนโลหะรองรับทางด้านประชิดของฟัน (proximal strut) ดังนี้



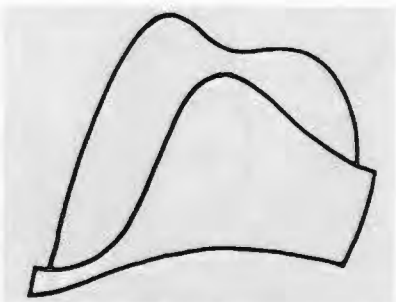
รูปที่ 28 Weinberg LA,1967

รูปที่ 29 Stein และ Kuwata,1977

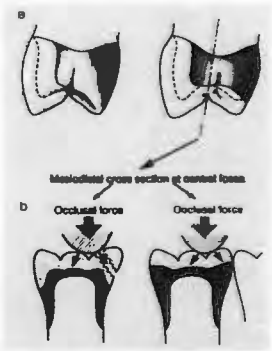
รูปที่ 30 Mclean,1983



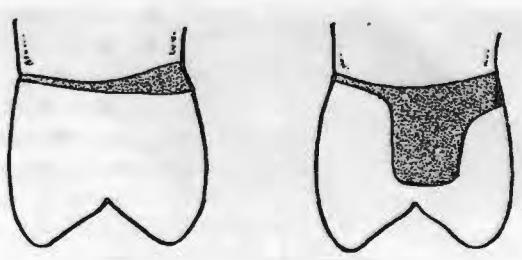
รูปที่ 31 Miller,1983



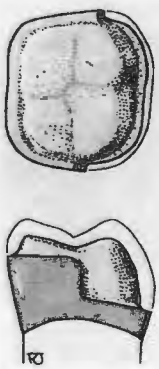
รูปที่ 32 Bell,1983



รูปที่ 33 Yamamoto,1985



รูปที่ 34 Naylor,1992



รูปที่ 35 Shillingberg,1997