บทที่ 2

แนวคิดและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

บทบาทของโครงโลหะในฟันปลอมบางส่วนถอดได้

ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ เป็นชิ้นงานทางทันตกรรมที่ใช้ทดแทนฟันธรรมชาติและเนื้อเยื่อเหงือกที่สูญเสียไป สามารถถอดและใส่ได้โดยตัวคนไข้เอง (The Academy of Prosthodontics, 1994) ซึ่งเป็นฟันปลอมที่อาจจะทดแทนฟันธรรมชาติเพียงหนึ่งซี่หรือมากกว่า ในหนึ่งตำแหน่งหรือหลายตำแหน่งของขากรรไกร ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ เป็นฟันปลอมบางส่วนถอดได้ถาวรชนิดหนึ่งที่มีโลหะเป็นส่วนประกอบส่วนใหญ่ของฟันปลอม ร่วมกับซี่ฟันปลอมซึ่งอาจจะทำด้วยอะคริลิก เรซิน โลหะ หรือพอร์ซเลน และฐานฟันปลอมที่อาจจะเป็นอะคริก เรซิน หรือโลหะ

แนวคิดในการใช้โลหะเป็นส่วนประกอบของฟันปลอม

Devan (1952) กล่าวถึงวัตถุประสงค์หลักของการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ คือ เพื่อช่วยรักษาอวัยวะบดเคี้ยวภายในช่องปากที่หลงเหลืออยู่ให้สามารถทำหน้าที่ต่อไปได้ และเป็นตัวชดเชยการทำหน้าที่ของอวัยวะบดเคี้ยวที่สูญเสียไป ฟันปลอมบางส่วนถอดได้จึงมีบทบาททั้งในส่วนของการเป็นเครื่องมือที่ช่วยในการบดเคี้ยว การออกเสียง ให้ความสวยงาม และในส่วนของการเป็นเครื่องมือป้องกันและพยุงสภาพของอวัยวะบดเคี้ยวในช่องปากมิให้เกิดความเสียหายมากขึ้น

โดยทั่วไป ฟันปลอมบางส่วนถอดได้มักเป็นทางเลือกอันดับรองจากฟันปลอมติดแน่น (Stewart, Rudd and Krubker, 1988) ข้อจำกัดต่างๆของสภาพภายในช่องปากที่ไม่สมบูรณ์มักเป็นข้อบ่งชี้สำหรับการใส่ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ เช่น ช่องว่างที่จะใส่ฟันมีความยาวมากเกินความสามารถในการรองรับของฟันหลักเพียงลำพัง ไม่มีฟันหลักด้านท้าย กระดูกสันเหงือกละลายตัวไปมาก อวัยวะปริทันต์อ่อนแอ ฟันล้มเอียงเข้าหาช่องว่าง เป็นต้น โครงสร้างของฟันปลอมบางส่วนถอดได้จึงต้องเอื้อต่อการทำงานให้บรรลุตามวัตถุประสงค์ ในขณะเดียวกันจะต้องมีความ

สอดคล้องและเข้ากันได้กับสภาพภายในช่องปากที่แวดล้อมฟันปลอมซึ่งมีข้อจำกัดมากมายอีกด้วย โลหะจึงเข้ามามีบทบาทในฟันปลอมบางส่วนถอดได้ โดยทำหน้าที่เป็นโครงหลักที่มีส่วนประกอบต่างๆภายในโครงโลหะทำหน้าที่แตกต่างกันตามความเหมาะสมกับสภาพภายในช่องปากที่เป็นอยู่

พัฒนาการของการออกแบบโครงโลหะ

โลหะเริ่มเข้ามามีบทบาทในฟันปลอมบางส่วนถอดได้พร้อมกับการเริ่มทำฟันปลอมบางส่วนถอดได้ในยุคแรก โดยในปี ค.ศ.1728 Pierre Fauchard (Girardot, 1941) ได้ใช้แกนโลหะที่มีความแข็งตรึง (rigidity) เชื่อมส่วนของชิ้นฟันปลอมที่ทดแทนฟันซึ่งสูญเสียไปในตำแหน่งต่างๆที่อยู่ห่างกันเข้าด้วยกัน และเชื่อมฟันปลอมครึ่งปากบนเข้ากับฟันปลอมล่าง (Girardot, 1941) โดยมีความคิดที่ต้องการให้ฟันปลอมทุกชิ้นเสมือนฟันปลอมชิ้นเดียวกัน และมีการทำงานเป็นหน่วยเดียวกัน จุดเริ่มต้นของบทบาทของโครงโลหะในฟันปลอมบางส่วนถอดได้ จึงเป็นส่วนโยง (connector) ที่เชื่อมซี่ฟันปลอมระหว่างตำแหน่งต่างๆเข้าด้วยกันเป็นฟันปลอมชิ้นเดียว ในลักษณะของแกนโลหะ

ในระยะต่อมา มีการศึกษาถึงข้อบกพร่องและปัญหาของฟันปลอมบางส่วนถอดได้มากขึ้น ลำพังเพียงบทบาทการทำหน้าที่เป็นส่วนโยงของโลหะมิได้ช่วยให้ฟันปลอมทำหน้าที่บรรลุตามวัตถุประสงค์ได้อย่างสมบูรณ์ จึงได้มีการมองไปถึงบทบาทอย่างอื่นของโลหะในฟันปลอมบางส่วนถอดได้เพิ่มขึ้น โดยในปี ค.ศ.1746 Marton และปี ค.ศ.1757 Bourdet (Girardot, 1941) ได้อธิบายถึงการใช้ตะขอลวดทองคำช่วยเพิ่มการยึดอยู่ให้ชิ้นฟันปลอมบางส่วนถอดได้โดยอาศัยการยึดเกาะกับฟันธรรมชาติ ซึ่งเป็นที่ยอมรับถึงความสำคัญและมีการศึกษาเพิ่มเติมในภายหลังโดยมุ่งเน้นและให้ความสำคัญต่อรูปทรงของตะขอ ดังเช่นการศึกษาโดย Emil and Gardetleในปี ค.ศ.1810 และ Desirabode ในปี ค.ศ.1847 (Girardot, 1941) เป็นต้น บทบาทของโลหะที่เพิ่มเติมขึ้นจากการทำหน้าที่เป็นส่วนโยง คือการทำหน้าที่ให้การยึดอยู่ (retention) ต่อชิ้นฟันปลอม

อย่างไรก็ตาม ยังพบปัญหาในการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่มีโครงโลหะทำหน้าที่เป็นส่วนโยงและเป็นตะขอที่ช่วยการยึดอยู่ โดยตัวตะขอและฐานฟันปลอมกระแทกสันเหงือก และก่อให้เกิดความระคายเคืองต่อเหงือกรอบฟันหลัก ในปี ค.ศ.1817 Dalabarre (Girardot, 1941) ได้เสนอแนวทางในการแก้ปัญหาโดยการวางเดือย (spurs) ชิ้นเล็กๆบนฟันธรรมชาติ เพื่อ

หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เป็นตัวยันชิ้นฟันปลอมบนฟันธรรมชาติมิให้เคลื่อนตัวลงกระแทกสันเหงือกเมื่อได้รับแรง แนวคิดนี้ได้รับการพัฒนาการจนกระทั่งเป็นเรสท์ (rest) ที่ทำหน้าที่ป้องกันฟันปลอมเคลื่อนตัวลงกระแทกสันเหงือก และให้การรองรับแรง (support) และถ่ายทอดแรงที่ฟันปลอมได้รับลงสู่ฟันธรรมชาติ

ต่อมาในปี ค.ศ.1932 Cummer (Girardot, 1941) ได้ปรับปรุงการออกแบบส่วนป้องกันการขยับของชิ้นฟันปลอมตามแนวแกนหมุนสมมติ (fulcrum line) โดยอาศัยแนวความคิดในเรื่องแกนหมุนสมมติตามที่ Prothero ได้กล่าวไว้ในปี ค.ศ.1916 ส่วนป้องกันการขยับนี้เป็นที่มาของการมี อินไดเร็ค รีเทนเนอร์ (indirect retainer) เป็นส่วนประกอบหนึ่งของโครงโลหะที่มีส่วนช่วยในเรื่องการยึดอยู่และเสถียรภาพของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ

พัฒนาการของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ ทำให้รูปลักษณ์ของโครงโลหะมีการเปลี่ยนแปลงเรื่อยมาตั้งแต่เริ่มต้นจนมีลักษณะอันเป็นที่ยอมรับตามทฤษฎีในปัจจุบัน ภายในโครงโลหะหนึ่งชิ้นประกอบด้วยส่วนประกอบต่างๆที่ทำหน้าที่หลากหลาย ซึ่งล้วนแต่มีส่วนช่วยให้ฟันปลอมบางส่วนถอดได้บรรลุตามวัตถุประสงค์ในการใช้งาน

หน้าที่ของโครงโลหะในฟันปลอม

หน้าที่ของส่วนประกอบต่างๆในโครงโลหะที่สำคัญต่อการทำงานของชิ้นฟันปลอมบางส่วนถอดได้ อาจจัดเป็นกลุ่มใหญ่ได้ดังนี้ (Academy of Prosthodontics, 1995)

1.รองรับแรงที่ฟันปลอมได้รับ โดยเรสท์ซึ่งทำหน้าที่ร่วมกับฐานฟันปลอม (denture base)

2.ให้การยึดอยู่ต่อชิ้นฟันปลอม โดยไดเร็ค รีเทนเนอร์ ซึ่งนิยมใช้ในรูปแบบของตะขอ (clasp)

3.ให้เสถียรภาพต่อชิ้นฟันปลอม โดยอินไดเร็ค รีเทนเนอร์ ส่วนโยงใหญ่ ส่วนต้นของแขนตะขอโอบยึด และตะขอโอบต้าน

4.กระจายแรงบดเคี้ยว โดยส่วนโยงหลัก (major connector)

5.เชื่อมส่วนประกอบต่างๆของโครงโลหะเข้ากับส่วนโยงใหญ่ โดยส่วนโยงย่อย

ความสำคัญของโครงโลหะ

โดยทั่วไป โครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้จะมีส่วนประกอบต่างๆดังกล่าวครบถ้วน เพื่อการทำหน้าที่อย่างสมบูรณ์ของชิ้นฟันปลอม แต่รูปลักษณ์ของโครงโลหะมีความแตกต่างกันตามสภาพของแต่ละขากรรไกร ซึ่งขึ้นอยู่กับการออกแบบให้โครงโลหะสอดคล้องกับสภาพภายในช่องปากที่เป็นอยู่ และสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ การออกแบบโครงโลหะเป็นงานที่มีขั้นตอนเพื่อให้เกิดความสัมพันธ์อย่างถูกต้องระหว่างแต่ละส่วนประกอบ โดยการพิจารณาความจำเป็นและลักษณะที่ควรจะเป็นของแต่ละส่วนประกอบก่อน แล้วจึงประกอบเข้าด้วยกันเป็นชิ้นโครงโลหะที่สมบูรณ์ (Lechner and MacGregor, 1994)

โดยข้อจำกัดของสภาพในช่องปาก ทำให้การออกแบบโครงโลหะมีความซับซ้อนและต้องคำนึงถึงผลเสียที่อาจเกิดขึ้นกับฟันหลักหรือสันเหงือกที่เหลืออยู่ Tench (1936) กล่าวถึงความสำคัญในการอาศัยหลักทางกลศาสตร์ของแรงและทางสรีรศาสตร์เกี่ยวกับเนื้อเยื่อประกอบการออกแบบ เพื่อให้ฟันปลอมสอดคล้องกับสภาพภายในช่องปากที่เป็นอยู่โดยไม่เกิดผลในทางลบ

หลักทางสรีรศาสตร์ให้ความสำคัญต่อผลของแรงที่เกิดจากฟันปลอมกระทำต่อส่วนรองรับที่เหลืออยู่ (Kelly,1953) การออกแบบควรคำนึงถึงการควบคุมแรงที่มีผลต่อฟันหลักและสันเหงือก แรงในแนวระนาบเป็นแนวแรงที่เป็นอันตราย เพราะธรรมชาติของฟันหลักและสันเหงือกให้การรองรับหรือต้านต่อแรงในแนวดิ่งได้ดี แต่ด้อยต่อการรองรับแรงหรือต้านต่อแรงในแนวระนาบ การออกแบบฟันปลอมบางส่วนถอดได้จึงต้องควบคุมแรงในแนวระนาบให้เกิดขึ้นน้อยที่สุด

หลักทางกลศาสตร์ให้ความสำคัญต่อการเกิดแรงในขณะถอดและใส่ฟันปลอม และขณะฟันปลอมทำงาน ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ต้องอาศัยฟันธรรมชาติและสันเหงือกเป็นตัวรับและถ่ายทอดแรงจากฟันปลอม โดยธรรมชาติของฟันหลักมีเอ็นยึดปริทันต์ยึดรากฟันกับกระดูกเบ้ารากฟัน ซึ่งมีความยืดหยุ่นในช่วง 0.25 ± 0.1 มม. ขณะที่สันเหงือกซึ่งปกคลุมด้วย เนื้อเยื่อ-เยื่อหุ้มกระดูก (mucoperiostem) มีความยืดหยุ่นเป็นระยะประมาณ 2.0 มม. (Renner and Boucher, 1987) ทำให้เกิดความแตกต่างของความสามารถในการรองรับแรงระหว่างฟันธรรมชาติกับสันเหงือก สังเกตได้จากฟันปลอมที่ไม่มีฟันหลักท้าย ซึ่งจะขยับตามแนวแกนสมมติในหลายทิศทางเมื่อได้รับแรง ได้แก่ ฐานฟันปลอมโคลงตัวในแนวซ้ายขวาบนสันเหงือก ฐานฟันปลอมหมุนรอบแกนสมมติในแนวดิ่งที่อยู่บริเวณกึ่งกลางขากรรไกร และฟันปลอมขยับตามแกนสมมติที่

อยู่ระหว่างฟันหลักที่รองรับฟันปลอมในแนวหน้าหลัง หลักการของคานดีดคานงัดจึงนำมาพิจารณาร่วมในการออกแบบโครงโลหะ โดยมีส่วนช่วยในการควบคุมการขยับของฟันปลอมระหว่างทำงาน ซึ่งเป็นการป้องกันผลเสียของแรงที่เกิดจากการขยับของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ตามหลัก สรีรศาสตร์ที่กล่าวมาในตอนต้น

ภาพรวมของบทบาทของโครงโลหะในฟันปลอมบางส่วนถอดได้ จึงเป็นโครงสร้างหลักที่สำคัญโดยมีส่วนประกอบต่างๆที่แยกกันทำหน้าที่เฉพาะส่วน เพื่อให้ชิ้นฟันปลอมสามารถทำงานได้บรรลุตามวัตถุประสงค์ รูปลักษณ์ของโครงโลหะมีความหลากหลายและแตกต่างกันในคนไข้แต่ละราย หรือแม้แต่ระหว่างขากรรไกรบนกับขากรรไกรล่างในคนไข้คนเดียวกัน ขึ้นอยู่กับความเหมาะสมกับสภาพภายในช่องปากโดยมีการตัดสินใจของทันตแพทย์ที่อิงตามหลักทฤษฎีการออกแบบโครงโลหะ เป็นตัวกำหนดรูปร่างลักษณะของโครงโลหะนั้นๆ

คุณสมบัติที่สัมพันธ์กับการทำหน้าที่ของแต่ละส่วนประกอบในโครงโลหะ

การสร้างโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ อาศัยวิธีการเหวี่ยงโลหะหลอมเหลวเข้าแทนที่กระสวนขี้ผึ้งที่มีการวางแบบให้เป็นไปตามแบบของโครงโลหะที่ทันตแพทย์ต้องการ ดังนั้นหากไม่นับรวมถึงตะขอลวดดัดที่เชื่อมเข้ากับโครงโลหะในภายหลังแล้ว โครงโลหะทั้งชิ้นจึงทำด้วยโลหะชนิดเดียวกัน ซึ่งมีข้อจำกัดในแง่ของความไม่หลากหลายในคุณสมบัติของโลหะที่จะเอื้อต่อการทำหน้าที่ของส่วนประกอบต่างๆที่แตกต่างกัน ทางแก้ปัญหาจึงต้องเลือกใช้โลหะที่มีคุณสมบัติโดยรวมครอบคลุมตามความต้องการของคุณสมบัติโครงโลหะทั้งหมด และอาศัยการออกแบบรูปร่าง รูปทรง และขนาดมิติของแต่ละส่วนประกอบให้เหมาะสมกับคุณสมบัติที่ต้องการจากบทบาทหน้าที่ที่แตกต่างกัน ทำให้แต่ละส่วนประกอบของโครงโลหะต้องการคุณสมบัติของโลหะแตกต่างกัน ดังนี้

เรสท์ (rest)

เรสท์ เป็นส่วนประกอบที่ทำหน้าที่ถ่ายถอดแรงที่ฟันปลอมได้รับลงสู่ฟันธรรมชาติเพื่อกระจายแรงผ่านเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกรองรับรากฟัน ช่วยต้านต่อการขยับตัวของฟันปลอมในแนวระนาบ ช่วยให้ตะขออยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง และป้องกันเศษอาหารอัดลงระหว่างด้านประชิดฟัน (MacGregor, 1989)

เรสท์มักวางตัวอยู่บนด้านบดเคี้ยว โดยทดแทนเป็นส่วนหนึ่งของด้านบดเคี้ยว และมีรูปร่างลอกเลียนตามลักษณะทางกายวิภาคของผิวเคลือบฟันส่วนที่ถูกกรอ จึงต้องมีความสามารถรองรับและต้านต่อแรงบดเคี้ยวตลอดจนแรงจากการสบฟัน โดยไม่เกิดการเปลี่ยนรูปร่างอย่างถาวรหรือแตกหัก Ortman (1979) กล่าวถึงสมรรถภาพของฟันธรรมชาติว่าสามารถให้แรงบดเคี้ยวได้มากถึง 175 ปอนด์ (79.5 กก.) ซึ่งปริมาณแรงจะขึ้นอยู่กับอาหารที่รับประทาน อย่างไรก็ตาม ปริมาณแรงซึ่งมีค่ามากประกอบกับความถี่ของการเกิดแรงมีหลายครั้งต่อวันทำให้เรสท์ต้องรับแรงเป็นปริมาณมาก

Grasso and Miller (1991) กล่าวถึงลักษณะของเรสท์ที่เหมาะสม ควรจะมีรูปทรงบางและกว้างมากกว่าหนาและแคบ สาเหตุน่าจะมาจากการที่เรสท์ก็ต้องมีความหนาที่เหมาะสมสำหรับความแข็งแรงของตัวมันเอง แต่ด้วยข้อจำกัดของความหนาของชั้นเคลือบฟันซึ่งทำให้แอ่งรับเรสท์มีความลึกได้มากที่สุด 1.5 มม.ซึ่งเป็นความหนาที่มากที่สุดของเรสท์ด้วยเช่นกัน เรสท์จึงมีรูปร่างที่ขยายออกในแนวกว้างและยาวได้มากกว่าแนวลึก การเพิ่มความแข็งแรงของเรสท์จึงอาศัยการกำหนดให้มีรูปทรงที่กว้างและบางแทนที่จะเป็นรูปทรงลึกและแคบ และอาศัยการเพิ่มขนาดของเรสท์ร่วมกับการเพิ่มจำนวนเรสท์บนฟันหลักให้มากพอ เป็นการช่วยเฉลี่ยแรงที่ฟันปลอมได้รับไปยังฟันหลักหลายๆซี่ โดยไม่จำกัดการทำหน้าที่เฉพาะเรสท์ตัวใดตัวหนึ่งมากเกินไป

เรสท์จึงต้องการโลหะที่มีกลสมบัติค่าความเค้นอัด (compressive strength) และความแข็งตรึง (rigidity) สูง ซึ่งจะช่วยให้เรสท์ทำหน้าที่ในการถ่ายทอดแรงได้อย่างมีประสิทธิภาพและแก้ปัญหาความจำเป็นที่จะต้องเพิ่มขนาดหรือความลึกของเรสท์เพื่อความแข็งแรง ซึ่งเป็นผลเสียต่อฟันธรรมชาติ โดยสามารถลดขนาดและความลึกลงได้โดยไม่สูญเสียการทำหน้าที่และความ แข็งแรงของเรสท์แต่อย่างไร

ส่วนโยงใหญ่ (major connector)

ส่วนโยงใหญ่เป็นส่วนที่เชื่อมโยงส่วนประกอบต่างๆของฟันปลอมที่อยู่สองฝั่งขากรรไกรเข้าด้วยกัน โดยทุกส่วนของฟันปลอมจะเชื่อมติดกับส่วนโยงใหญ่ทั้งโดยทางตรงและทางอ้อม (McGivney and Castleberry, 1989) ส่วนโยงใหญ่มีรูปร่างลักษณะแตกต่างกันระหว่างในขากรรไกรบนกับขากรรไกรล่าง ซึ่งเป็นไปตามลักษณะทางกายวิภาคของกระดูกขากรรไกร การทำหน้าที่ของส่วนโยงใหญ่ และข้อจำกัดของการทำงานของอวัยวะในช่องปาก

Applegate (1965) กล่าวถึงหน้าที่ของส่วนโยงใหญ่ ประกอบด้วย

1.สร้างความเป็นเอกภาพ (unification) ให้กับชิ้นฟันปลอม โดยการเชื่อมส่วนประกอบต่างๆ

2.เป็นตัวรับแรงบดเคี้ยวที่ฟันปลอมได้รับและถ่ายทอดต่อไปยังอวัยวะรองรับ

3.เป็นคานที่มีความยาวมากพอที่จะช่วยลดหรือทำให้แรงเค้นบิด (twisting stress) บนฟันหลักหมดไป

หน้าที่ต่างๆดังกล่าวอยู่บนพื้นฐานของความเป็นจริง เมื่อพิจารณาถึงการทำหน้าที่บดเคี้ยวอาหารของฟันปลอม ซึ่งมีส่วนประกอบต่างๆเชื่อมโยงเข้าด้วยกันเป็นชิ้นเดียวทำให้เกิดการทำงานร่วมกันตามลำดับขั้น แรงที่เกิดขึ้นโดยกระทำต่อด้านบดเคี้ยวของซี่ฟันปลอมโดยตรงจะกระจายไปตามเรสท์ ฐานฟันปลอม และส่วนโยงใหญ่ ซึ่งจะส่งผ่านต่อไปยังฟันหลักและเนื้อเยื่อสันเหงือก รวมถึงเพดานปาก ซึ่งเป็นอวัยวะรองรับแรงอีกต่อหนึ่ง

ส่วนโยงใหญ่จึงต้องมีความแข็งตรึงเป็นคุณสมบัติที่สำคัญ (Henderson, 1973a, 1973 b) ซึ่งช่วยต้านต่อการหมุนรอบแกนสมมติในระนาบต่างๆของฟันปลอม ทำให้ส่วนประกอบอื่นๆที่เชื่อมเข้ากับส่วนโยงใหญ่นั้นอยู่กับที่เมื่อมีแรงกระทำต่อฟันปลอม และสามารถทำงานตามหน้าที่ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ความแข็งตรึงยังช่วยเพิ่มความสามารถของส่วนโยงใหญ่ในการรับและถ่ายทอดแรง หากส่วนโยงใหญ่อ่อนตัวหรือมีการเด้งตัวได้ง่ายเมื่อได้รับแรง จะเกิดการเปลี่ยนแปลงความหนาแน่นของแรงและกระจายแรงบดเคี้ยวอย่างไม่สม่ำเสมอ โดยจำกัดขอบเขตของแรงอยู่เฉพาะในบางบริเวณ ซึ่งจะสะสมอยู่ตามฟันธรรมชาติและ/หรือสันเหงือก ทำให้เกิดความเสียหายต่ออวัยวะปริทันต์ กระดูกสันเหงือก และเนื้อเยื่อที่รองรับส่วนโยงใหญ่นั้น การศึกษาโดย Tsoika, Atlay and Preiskel (1990) เป็นตัวอย่างหนึ่งที่แสดงถึงว่าส่วนโยงใหญ่ช่วยให้ฟันปลอมรับแรงและมีการถ่ายทอดแรงร่วมกันอย่างเป็นเอกภาพ โดยมีข้อพิสูจน์จากการตัดส่วนโยงใหญ่ของฟันปลอมชนิดไม่มีฟันหลักท้ายแยกฟันปลอมชิ้นซ้ายและขวาออกจากกันแล้วพบว่าฟันหลักและฐานฟันปลอมมีการขยับมากขึ้น ซึ่งแสดงให้เห็นถึงการแยกกันทำหน้าที่ ทำให้ฟันปลอมข้างที่รับแรงนั้นไม่มีการเฉลี่ยแรงผ่านส่วนโยงใหญ่เพื่อกระจายไปบริเวณอื่น

ดังนั้น การออกแบบส่วนโยงใหญ่จึงเน้นรูปทรงและขนาดมิติที่ให้ความแข็งตรึง ส่วนโยงใหญ่หลายแบบให้ความแข็งตรึงสูงแต่ให้ความสบายต่อคนไข้ต่ำ เช่น พาลาตัลบาร์ (palatal

bar) และลิงกวลบาร์ (lingual bar) เป็นต้น ขากรรไกรบนมีข้อได้เปรียบตรงที่มีพื้นที่ในแนวระนาบมาก ส่วนโยงใหญ่สามารถแผ่คลุมพื้นที่ได้มากน้อยตามความต้องการจำเป็น เช่น เป็นพาลาตัลแสตรป (palatal strap) ส่วนโยงใหญ่รูปเกือกม้า (horse shoe shape) หรือ เป็นแผ่นคลุมเพดานทั้งหมด (complete palatal plate) เป็นต้น การแผ่กว้างเป็นการเพิ่มพื้นที่ในการกระจายแรงและเพิ่มความแข็งตรึง โดยลดความหนาลงได้ แต่การที่มีเรสท์และฐานฟันปลอมช่วยในการถ่ายทอดแรง ทำให้การออกแบบส่วนโยงใหญ่ในขากรรไกรบนมิได้แผ่กว้างจนคลุมเพดานในทุกกรณี แต่จะจำกัดความกว้างตามความเหมาะสมกับตำแหน่งซี่ฟันที่ใส่ และการรองรับที่ต้องการเพิ่มเติมจากเรสท์และฐานฟันปลอมเท่านั้น ซึ่งเป็นผลดีต่ออนามัยในช่องปาก ความสบาย และการทำงานของลิ้น อย่างไรก็ตามความกว้างที่น้อยที่สุดของส่วนโยงใหญ่ชนิดแผ่น (strap) ไม่ควรต่ำกว่า 8 มม. จึงไม่สูญเสียความแข็งตรึง (Stewart et al., 1988)

ส่วนในขากรรไกรล่าง มีข้อจำกัดจากลักษณะทางกายวิภาคและมีพื้นที่แคบ บริเวณที่วางส่วนโยงใหญ่ไม่ตั้งฉากกับทิศทางของแรงบดเคี้ยวในแนวดิ่ง ส่วนโยงใหญ่ในขากรรไกรล่างจึงทำหน้าที่เป็นส่วนโยงมากกว่าการรับและถ่ายทอดแรงลงสู่เนื้อเยื่อ ซึ่งได้จากฐานฟันปลอมเป็นส่วนใหญ่ ส่วนโยงใหญ่สำหรับขากรรไกรล่างจึงมีต้องความหนามากเพื่อลดความยืดหยุ่น ช่วยเพิ่มความแข็งแรงและความแข็งตรึงของส่วนโยงใหญ่ที่โยงยาวไปตามแนวโค้งของสันเหงือก ซึ่งมีโอกาสบิดตัวได้ง่ายเมื่อได้รับแรง นอกจากนี้ รูปร่างหน้าตัดของส่วนโยงใหญ่ในขากรรไกรล่างก็มีผลต่อความแข็งตรึงด้วยเช่นกัน โดยที่หน้าตัดรูปลูกแพร์มีความแข็งตรึงมากกว่าหน้าตัดรูปครึ่งวงรี และลูกแพร์ครึ่งซีกตามลำดับ (Ben-Ur, Metalon and Cardish, 1989) ซึ่งรูปแบบที่นิยมใช้ในปัจจุบันคือ ใช้ขี้ผึ้งขนาด 6 (gauge 6) รูปลูกแพร์ครึ่งซีกหรือรูปครึ่งวงรี

ส่วนโยงย่อย (minor connector)

ส่วนโยงย่อยมีหน้าที่ในการสร้างความเป็นเอกภาพของชิ้นฟันปลอมร่วมกับส่วนโยงใหญ่ โดยเป็นตัวเชื่อมส่วนประกอบต่างๆเข้ากับส่วนโยงใหญ่ ได้แก่ ตะขอ, เรสท์, อินไดเร็ค รีเทนเนอร์ และฐานฟันปลอม การเชื่อมแต่ละส่วนประกอบช่วยให้การทำหน้าที่ในแต่ละส่วนล้วนแต่เป็นส่วนหนึ่งของการทำงานของฟันปลอมทั้งชิ้น Stewart et al. (1988) แบ่งชนิดของส่วนโยงย่อยออกตามส่วนประกอบที่ตัวมันเองเชื่อมเข้ากับส่วนโยงใหญ่ เป็น 4 ชนิด แต่ละชนิดทำหน้าที่แตกต่างกัน ได้แก่

1.ชนิดที่เชื่อมกับตะขอ ทำหน้าที่ช่วยให้ชิ้นฟันปลอมต้านทานต่อแรงที่ทำให้ฟัน

ปลอมหลุด และต้านต่อการขยับในแนวระนาบของฟันปลอม

2.ชนิดที่เชื่อมกับอินไดเร็คทีเทนเนอร์ ทำหน้าที่ป้องกันการกระดกออกจากสันเหงือกของฐานฟันปลอม สำหรับฟันปลอมชนิดที่ไม่มีฟันหลักหลัง

3.ชนิดที่เชื่อมกับฐานฟันปลอม ทำหน้าที่เชื่อมฐานฟันปลอมเข้ากับโครงโลหะหรือเชื่อมตัวฟันปลอมเข้ากับโครงโลหะโดยนัย

4.ชนิดที่เป็นส่วนหนึ่งของแขนตะขอบาร์ ทำหน้าที่เป็นแขนตะขอบาร์ที่ให้การยึดอยู่ของชิ้นฟันปลอม

ส่วนโยงย่อยมีรูปร่างแตกต่างกันตามส่วนประกอบที่ตัวมันเองเชื่อมอยู่ ส่วนโยงย่อยที่เชื่อมกับตะขอมักจะวางบริเวณด้านประชิดฟันที่ติดกับช่องว่าง มีรูปร่างกว้างในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น และบางในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง มีส่วนหนาสุดในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้นอยู่ตรงเส้นมุมใกล้ลิ้น (lingual line angle) และค่อยๆบางลงจนถึงเส้นมุมใกล้แก้ม (buccal line angle) ส่วนโยงย่อยที่เชื่อมกับตะขอที่มิได้วางติดกับฟันบริเวณช่องว่างและชนิดที่เชื่อมกับอินไดเร็คทีเทนเนอร์ มีรูปร่างตามร่องประชิดฟันทางด้านใกล้ลิ้น (lingual embrassure) เพื่อมิให้ความนูนขัดขวางการทำงานของลิ้น ขณะที่ส่วนโยงย่อยที่เชื่อมกับฐานฟันปลอมมีหลายรูปร่าง เช่น เป็นซี่ไม้ระแนง รูปตาข่าย เม็ดกลม เส้นลวด หรือหัวตะปู เป็นต้น และส่วยโยงย่อยที่เป็นส่วนหนึ่งของแขนตะขอบาร์มีรูปทรงครึ่งวงกลม เรียบ และเรียวจากต้นสู่ปลายตะขอ

ส่วนโยงย่อยเป็นส่วนประกอบเดียวในโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ที่วางตัวคร่อมระหว่างฟันกับเหงือก ทำให้มีส่วนที่พาดผ่านขอบเหงือก Renner and Boucher (1987) เห็นความสำคัญของสุขภาพอวัยวะปริทันต์ของฟันหลัก โดยออกแบบส่วนโยงย่อยให้คลุมขอบเหงือกให้น้อยที่สุดเฉพาะเท่าที่จำเป็น เพื่อลดความเสี่ยงต่อการเกิดปัญหาต่างๆ ได้แก่ เหงือกร่น, เหงือกอักเสบ, ปริทันต์อักเสบ และการสูญเสียส่วนยึดเกาะ (attachment loss) เป็นต้น ซึ่งสาเหตุของปัญหาดังกล่าวน่าจะเกิดจากการสะสมแผ่นคราบจุลินทรีย์ได้ง่ายตามบริเวณที่ส่วยโยงย่อยทอดผ่าน

Runov et al. (1980) ได้ศึกษาถึงการสะสมแผ่นคราบจุลินทรีย์และการตอบสนองของร่างกายต่อแผ่นคราบจุลินทรีย์ ในฟันปลอมที่มีส่วนโยงย่อยแนบกับฟันหลักเปรียบเทียบกับฟันปลอมที่ส่วนโยงย่อยห่างจากฟันหลัก 3 มม. พบว่า ปริมาณการสะสมของแผ่นคราบจุลินทรีย์ในฟันปลอมทั้งสองแบบไม่มีความแตกต่างกัน แต่การตอบสนองของร่างกายต่อแผ่นคราบจุลินทรีย์ต่างกัน โดยอุณหภูมิในร่องเหงือกในส่วนโยงย่อยที่แนบชิดฟันหลักมีค่าสูงกว่า ซึ่งแสดงถึงการ

ระคายเคืองต่อเหงือกที่มีมากกว่า ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นถึงปัญหาที่เกิดจากการที่ส่วนโยงย่อยแนบชิดฟันหลักทำความระคายเคืองต่อเหงือกโดยตรงโดยไม่เกี่ยวข้องกับการสะสมแผ่นคราบจุลินทรีย์ ซึ่งเป็นแนวคิดที่ขัดแย้งกับข้อเสนอในการวางส่วนโยงย่อยสำหรับตะขอ RPI โดย Kratochvil (1988) ที่ให้วางส่วนโยงย่อยแนบสนิทกับฟันหลักเพื่อลดการสะสมเศษอาหารและแผ่นคราบจุลินทรีย์

Radford and Walter (1993) ได้เสนอแนวทางการแก้ไขปัญหาการสะสมแผ่นคราบจุลินทรีย์ที่เกิดจากส่วนโยงย่อยชนิดที่เชื่อมกับตะขอ โดยการย้ายตำแหน่งจากบริเวณร่องประชิดฟันมาอยู่ที่กึ่งกลางด้านใกล้ลิ้นของฟันหลัก และเปลี่ยนรูปร่างเป็นแผ่นกว้าง 4.2- 4.7 มม. หนา 1.0 มม. และยาว 6.5-7.0 มม. โดยเชื่อว่าเป็นการลดพื้นที่คลุมขอบเหงือก ทำให้อนามัยในช่องปากดีขึ้น การเปลี่ยนรูปร่างมีวัตถุประสงค์เพื่อมิให้รบกวนการทำงานของลิ้น ในขณะที่ยังคงความแข็งแรงของส่วนโยงย่อยเอาไว้ แต่ความคิดนี้มีข้อจำกัดตรงที่ใช้ได้เฉพาะในฟันบน เนื่องจากฟันล่างมีร่องแยกรากฟันตรงกึ่งกลางซี่ฟัน ทำให้ไม่เหมาะจะคลุมด้วยส่วนโยงย่อย และการเชื่อมเข้ากับส่วนด้านของตะขอทำให้แขนตะขอโอบยึดยาวขึ้น จึงน่าจะมีผลให้การเด้งตัวของตะขอเพิ่มขึ้น แนวคิดนี้จึงยังไม่แพร่หลายในปัจจุบัน

นอกจากหน้าที่ในการเชื่อมส่วนประกอบต่างๆเข้ากับส่วนโยงใหญ่แล้ว ส่วนโยงย่อยยังมีส่วนช่วยในการถ่ายทอดความเค้น หรือแรงที่เกิดขึ้นในส่วนประกอบต่างๆไปยังส่วนอื่น เป็นการป้องกันการสะสมความเค้นที่ตำแหน่งใดตำแหน่งหนึ่งมากเกินไป ทำให้แรงกระจายไปสู่ส่วนรองรับได้กว้างขึ้น

ส่วนโยงย่อยจึงเปรียบเสมือนตัวกลางในการถ่ายทอดแรง มีหน้าที่ต้องต้านต่อแรงในหลายระนาบ และต้องรับแรงบดเคี้ยวโดยตรงสำหรับส่วนที่เชื่อมกับฐานฟันปลอม ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีความแข็งตึงเช่นเดียวกับส่วนโยงใหญ่ หากส่วนโยงย่อยมีความยืดหยุ่นหรือเด้งตัว จะทำให้แรงกระจายไม่ทั่วชิ้นฟันปลอม ส่วนประกอบต่างๆที่เชื่อมอยู่ไม่สามารถคงตำแหน่งอยู่ได้เมื่อมีแรงมากระทำ ทำให้สูญเสียการทำหน้าที่ ยกเว้นส่วนโยงย่อยที่เป็นส่วนของแขนตะขอบาร์จะต้องมีการดีดตัวมากพอ สำหรับให้ตะขอเคลื่อนผ่านส่วนป่องของฟันเพื่อเข้าหรือออกจากความคอดตามคุณสมบัติของตะขอโอบยึด

ไดเร็ครีเทนเนอร์ (direct ratainer)

ไดเร็ครีเทนเนอร์เป็นส่วนประกอบที่ให้การยึดอยู่แก่ชิ้นฟันปลอม โดยการต้านต่อแรงที่ทำให้ฟันปลอมหลุดในแนวดิ่ง มีสองรูปแบบตามตำแหน่งที่สัมพันธ์กับตัวฟัน คือชนิดที่อยู่ในตัวฟัน (intracoronal retainer) และชนิดที่อยู่นอกตัวฟัน (extracoronal retainer)

ไดเร็ครีเทนเนอร์ชนิดที่อยู่นอกตัวฟันเป็นชนิดที่นิยมและใช้บ่อยที่สุด มีหลักการทำงานแบบตะขอ อาศัยการเกาะบนผิวฟันหลักในบริเวณต่ำกว่าส่วนป่องของฟันตามทฤษฎีกรวย (cone theory) ของ Prothero (Applegate,1940) ซึ่งเสนอการยึดอยู่ของฟันปลอมโดยอาศัยส่วนป่องสุดของตัวฟัน เป็นตัวกันตะขอเคลื่อนออกจากความคอดเมื่อมีแรงดึงในแนวดิ่ง แรงยึดดังกล่าวจะต้องอยู่ภายในขีดจำกัดที่ไม่ขัดขวางต่อการถอดหรือใส่ฟันปลอมโดยคนไข้ และไม่ทำให้เกิดแรงดันในแนวระนาบต่อฟันหลักมากจนเป็นอันตราย

ดังนั้นแนวคิดในเรื่องปริมาณการยึดอยู่ จึงจำกัดอยู่เพียงแค่ควรเป็นปริมาณน้อยที่สุดที่ไม่ทำให้ฟันปลอมหลุดในขณะใช้งาน ปริมาณการยึดอยู่วัดจากระยะระหว่างตำแหน่งปลายตะขอโอบยึดในความคอดกับส่วนป่องสุดของฟันในแนวระนาบ ซึ่งเรียกว่าปริมาณความคอด (depth of undercut) Hartford (1955) and McCracken (1964) (quoted in Avant,1971) ให้ความสำคัญต่อปริมาณความคอดว่าเป็นค่าที่แสดงถึงแรงยึดอยู่ (retentive force) ของฟันปลอมโดยตรงโดยไม่เกี่ยวข้องกับระยะในแนวดิ่งจากตำแหน่งความคอดถึงส่วนป่องของฟัน

Bates (1965a) ได้เสนอแนะถึงปริมาณความคอดที่น้อยที่สุดสำหรับตะขอโลหะเหวี่ยงที่ให้การยึดอยู่ที่ดี ควรมีขนาด 0.25 มม. หรือ 0.01นิ้ว ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับและใช้ในปัจจุบัน การจำกัดปริมาณความคอดเป็นการจำกัดแรงยึดอยู่และความจำเป็นในการอ้าหรือดีดตัวออกของแขนตะขอ เมื่อเคลื่อนผ่านส่วนป่องของฟันเข้าหรือออกจากตำแหน่งความคอด ซึ่งทางหนึ่งเป็นการป้องกันแรงในแนวระนาบที่เกิดจากตะขอเบียดฟันหลักมิให้มากจนเป็นอันตราย อีกทางหนึ่งเป็นรักษาสภาพของแขนตะขอมิให้มีการเปลี่ยนรูปเกินขีดยืดปฏิภาค (proportional limit) ปริมาณความคอดจึงมีความสัมพันธ์โดยตรงกับแรงยึดอยู่ ความปลอดภัยของฟันหลัก และความปลอดภัยของแขนตะขอ

ตะขอโอบยึดเป็นส่วนประกอบของฟันปลอมที่ต้องรองรับความเค้นสะสมสูงมาก ซึ่งเป็นผลรวมจากการที่ตะขอจะต้องเด้งตัวผ่านส่วนป่องของฟันเข้าหรือออกจากตำแหน่งความคอดทุกครั้งที่ใส่หรือถอดฟันปลอม ทำให้เกิดความเค้นสะสมภายในตะขอทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนรูปร่าง

อีกทั้งยังมีความเค้นที่เกิดจากการต้านต่อแรงในแนวดิ่งที่พยายามดึงฟันปลอมให้หลุด และความเค้นในแนวระนาบที่เกิดจากการส่งผ่านแรงบดเคี้ยว (Bates,1966)

ดังนั้น อาจกล่าวได้ว่าในการทำงานของตะขอโอบยึด มีความเกี่ยวข้องกับองค์ประกอบสำคัญสามประการ ซึ่งล้วนแต่มีผลต่อความสำเร็จของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ได้แก่

1.การยึดอยู่ของฟันปลอม

2.ความปลอดภัยของฟันหลักที่จะขอโอบยึดจับอยู่ ซึ่งขึ้นอยู่กับแรงที่ฟันหลักได้รับในขณะที่ตะขอเคลื่อนผ่านส่วนป่องของฟัน

3.สมรรถภาพของตะขอโอบยึด ในแง่ของความแข็งแรง มีกลสมบัติเหมาะสมกับการทำหน้าที่ เช่น การดีดตัว (flexibility) การอ้า (displacement) ขีดจำกัดการคืนตัวตามน้ำหนักและระยะอ้าของตะขอ (load and displacement proportional limit) และความทนทานต่อการปรับแต่ง เป็นต้น

แบบของตะขอโอบยึดที่ดีควรเอื้อต่อการเกิดองค์ประกอบดังกล่าวทั้งสามประการ Bates (1965a) ได้แจกแจงถึงปัจจัยสามประการหลักที่มีอิทธิพลต่อการออกแบบตะขอ และการทำงานของตะขอโอบยึด ได้แก่

1.กลสมบัติของโลหะผสม

2.รูปทรงของตะขอ ได้แก่ ความยาว, ความโค้ง, รูปร่าง, ความสอบ และขนาดรูปร่างของพื้นที่หน้าตัดขวาง

3.การดีดตัวของตะขอที่สัมพันธ์กับปริมาณความคอดที่ใช้

ปัจจัยทั้งสามประการมีความเกี่ยวข้องและมีอิทธิพลซึ่งกันและกัน กลสมบัติของโลหะผสมที่ใช้จะเป็นตัวบ่งบอกถึงคุณสมบัติของแขนตะขอที่ได้ โดยที่รูปทรงของตะขอเป็นตัวกำหนดคุณสมบัติของแขนตะขอในขั้นสุดท้าย ซึ่งรวมถึงการดีดตัวของแขนตะขอ รูปทรงของตะขอจึงเป็นปัจจัยสำคัญที่สามารถสร้างความแตกต่างในคุณสมบัติของแขนตะขอที่ทำจากโลหะผสมชนิดเดียวกันได้ หลายการศึกษาได้ให้ความสำคัญต่อรูปทรงของตะขอโอบยึด โดยพยายามศึกษาถึงรูปทรงที่มีประโยชน์มากที่สุด และมีอันตรายในการใช้งานน้อยที่สุด ซึ่งอาจแยกพิจารณาเป็น

- รูปร่างของตะขอตามความยาว
- ขนาดและรูปร่างของพื้นที่หน้าตัดขวาง
- ความยาวของแขนตะขอ

- ความโค้งของตะขอ

รูปร่างของตะขอตามความยาว

ตลอดความยาวของแขนตะขอโอบยึดมีความสัมพันธ์ต่อตำแหน่งเส้นสำรวจความคอดแตกต่างกัน Stewart et al. (1988) แบ่งแขนตะขอโอบยึดออกเป็นสามส่วน ประกอบด้วยส่วนปลาย 1/3 ที่อยู่ในความคอดใต้เส้นสำรวจความคอด เป็นส่วนที่ให้การยึดอยู่และต้องการการดีดตัวสูง ส่วนกลาง 1/3 อยู่เหนือและใต้ต่อเส้นสำรวจความคอด ซึ่งต้องการการดีดตัวเล็กน้อยและความแข็งเล็กน้อย และส่วนต้น 1/3 อยู่เหนือเส้นสำรวจความคอดซึ่งต้องการความแข็งตรึงเพื่อช่วยให้เกิดเสถียรภาพของแขนตะขอ และช่วยต้านการขยับในแนวระนาบของฟันปลอม ดังนั้นแขนตะขอโอบยึดหนึ่งข้างจึงต้องการกลสมบัติของโลหะที่แตกต่างกันตามการทำหน้าที่ของแต่ละตำแหน่ง

การกำหนดรูปร่างของตะขอให้มีลักษณะเรียวจากต้นตะขอไปยังปลายตะขอทั้งในแนวความกว้างและความหนา โดยมีอัตราส่วนระหว่างความกว้างและความหนาที่ต้นตะขอต่อความกว้างและความหนาที่ปลายตะขอเท่ากับ 2:1 จะช่วยให้ตะขอมีการดีดตัวเพิ่มขึ้นเป็นสองเท่า (Stewart et al., 1988; McGivney and Castleberry, 1989) ทำให้ส่วนปลายตะขอมีการดีดตัว เพียงพอกับการทำหน้าที่ อัตราส่วนดังกล่าวเป็นค่าที่ยอมรับทางทฤษฎีในปัจจุบัน Bates (1965) ได้มองถึงประโยชน์ของการเรียวปลายตะขอในแง่ของการป้องกันผลเสียที่เกิดจากการทำหน้าที่ จากการทำงานในลักษณะที่เป็นคาน (cantilever) ทำให้ปลายตะขอมีการเคลื่อนที่มากกว่าส่วนต้นตะขอที่เชื่อมกับเรสท์และส่วนโยงย่อย เกิดความเค้นสะสมที่ต้นตะขอมากกว่าส่วนปลายตะขอ การเรียวปลายตะขอช่วยกระจายความเค้นให้ทั่วทั้งแขนตะขอ ซึ่งน่าจะเป็นผลจากการเพิ่มการดีดตัวของส่วนปลายตะขอ ทำให้ความเค้นที่สะสมบริเวณต้นตะขอลดลง เป็นการช่วยแก้ปัญหาการล้าที่เกิดขึ้นเร็วเกินไปของตะขอด้วยอีกทางหนึ่ง (Applegate, 1965) และลดโอกาสเกิดการเปลี่ยนรูปร่างอย่างถาวรจากการถอดฟันปลอมอย่างไม่ระมัดระวัง

ขนาดและรูปร่างของพื้นที่หน้าตัดขวาง

รูปร่างของพื้นที่หน้าตัดขวางของตะขอโอบยึดที่ใช้ในปัจจุบัน มีลักษณะครึ่งวงกลมตลอดความยาวของตะขอ ซึ่งเป็นรูปร่างที่อิงตามแนวความคิดของ Bates (1965a) ที่ได้จากการศึกษาในตะขอความยาว 15 มม. ที่มีอัตราส่วนความกว้างต่อความหนาแตกต่างกันแล้วพบว่า

ตะขอหน้าตัดรูปครึ่งวงกลมมีการดัดตัวดีที่สุด ผลการศึกษานี้นำไปสู่ข้อสรุปว่า หน้าตัดขวางของตะขอโอบยึดโลหะเหวี่ยงควรมีอัตราส่วนระหว่างความกว้างต่อความหนาเป็น 2:1 จึงจะมีการอ้าของตะขอเหมาะสมที่สุดสำหรับทำหน้าที่เป็นแขนตะขอโอบยึด ขณะที่ตะขอโอบด้านควรมีค่าอัตราส่วนดังกล่าวเป็น 1:1 จึงจะมีความแข็งสูง

การศึกษาของ Bates (1965a) ได้ข้อสรุปในรูปของสมการอธิบายความสัมพันธ์ระหว่างรูปร่างและขนาดพื้นที่หน้าตัดขวางของตะขอกับความแข็งและการอ้าของตะขอ โดยที่การอ้าของตะขอแปรผกผันกับค่าความกว้างและกำลังสามของความหนาดังสมการ

$$\text{elastic defection} = 4PL^3/Ebd$$

เมื่อ P = load , L = length,

E = Young's modulus of elasticity,

b = width

d = thickness

สมการดังกล่าวอาจแสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างและความหนาของตะขอกับความแข็งของตะขอดังที่ Morris, Asgar and Tillitson (1981) ได้กล่าวไว้ ซึ่งอาจแสดงค่าผ่านทางปริมาณแรงที่ใช้ในการขยับให้จะขออ้าออก หากตะขอมีค่าความกว้างและความหนามากจะมีความแข็งมาก (อ้าได้น้อย) ต้องใช้แรงมากในการอ้าตะขอ Yuasa et al. (1990) ทำการศึกษาถึงอิทธิพลของมิติของตะขอที่มีต่อการดัดตัวด้วย finite element ได้สรุปความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณแรงที่ใช้ในการทำให้ตะขอเคลื่อนตัวอ้าออก 1 หน่วยกับความหนาและความกว้างของพื้นที่หน้าตัดของตะขอ ว่ามีการแปรผันตามกัน ดังสมการ

$$F(d) = E/K \times (t_1^{1.87} \times t_2^{0.72} \times w_1^{0.70} \times w_2^{0.30})$$

เมื่อ F(d) = the load producing a 1 mm. displacement of the clasp tip

E = Young's modulus of elasticity,

t1 = thickness of the base of the clasp

t2 = thickness of the tip of the clasp

w1 = width of the base of the clasp

w2 = width of the tip of the clasp

การศึกษาโดย Morris et al. (1983) ในตะขอยาว 10 มม.ที่มีค่าอัตราส่วนความกว้างต่อความหนาแตกต่างกัน 4 ค่า อาจเป็นข้อพิสูจน์ถึงความสัมพันธ์ดังกล่าวได้เป็นอย่างดี ผลที่ได้พบว่า ในการอ้าตะขอออกด้วยระยะเท่ากันคือ 0.25 และ 0.5 มม. ตะขอที่มีอัตราส่วนความกว้างต่อความหนามาก (2.5) จะใช้แรงในการอ้าตะขอออกน้อยกว่าตะขอที่มีอัตราส่วนความกว้างต่อความหนาต่ำกว่า (2.1, 1.7 และ 1.3) ตามลำดับ

ดังนั้น ความกว้างและความหนาของพื้นที่หน้าตัดขวางของตะขอโลหะเหวี่ยงรูปครึ่งวงกลม จึงมีผลต่อการดีดตัวและแรงที่ใช้ในการอ้าตะขอ ซึ่งต้องอาศัยการเลือกขนาดความกว้างและความหนาที่เหมาะสม เพื่อให้มีการดีดตัวมากพอที่จะอ้าออกและเคลื่อนตัวผ่านส่วนป่องของฟันโดยมีแรงกระทำต่อฟันหลักน้อยที่สุด

ตะขอโลหะเหวี่ยงมีความแข็งสูงกว่าตะขอลวดดัด เนื่องจากมีความแข็งตามกลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมที่ใช้ และมีโครงสร้างพื้นฐานเป็นผลึก (crystalline structure) ประกอบกับหน้าตัดรูปครึ่งวงกลม ในขณะที่ตะขอลวดดัดมีโครงสร้างพื้นฐานแนวยาว (longitudinal structure) และหน้าตัดรูปวงกลม แรงที่ใช้ในการอ้าตะขอโลหะเหวี่ยง 0.25 มม. มีค่าสูงถึง 970-3,140 ก. ซึ่งสูงกว่าแรงที่ทำให้ฟันเคลื่อนที่หลายเท่า (300 ก.) (Morris et al., 1983) ต่างจากตะขอลวดดัดขนาด 18 ที่ใช้แรง 390-580 ก. (Morris et al., 1981; Budvik and Morris, 1981)

ตะขอโลหะเหวี่ยงจึงเหมาะกับฟันหลักที่มีความแข็งแรง และในฟันปลอมที่มีฟันธรรมชาติรองรับ โดยต้องมีตะขอโอบด้านที่ดี ส่วนในฟันหลักที่อ่อนแอเหมาะสำหรับตะขอโลหะเหวี่ยงรูปบาร์ ซึ่งมีความยาวมากกว่า ทำให้มีความยืดหยุ่นสูงขึ้น อย่างไรก็ตาม Applegate (1940) ได้กล่าวถึงความไม่เหมาะสมในการใช้ตะขอโลหะเหวี่ยงรูปบาร์ในฟันปลอมที่ไม่มีฟันหลักท้าย โดยอ้างถึงหน้าตัดรูปครึ่งวงกลมของตะขอบาร์ทำให้ความยืดหยุ่นจากการเพิ่มความยาวมีไม่พอที่จะลดการส่งผ่านแรงบิดฟันหลัก การเลือกใช้ตะขอลวดดัดเป็นที่ยอมรับสำหรับฟันปลอมชนิดที่ไม่มีฟันหลักท้าย จากความสามารถในการกระจายแรงเค้นและแรงดีดแรงงัดได้ดี เนื่องจากหน้าตัดตะขอเป็นรูปวงกลมมีความยืดหยุ่นสูง สามารถดีดตัวได้ทุกทิศทาง และมีความเหนียวสูง ทำให้เลือกใช้ขนาดเล็กได้ (Krol, 1973)

ตะขอลวดดัดจึงมีข้อได้เปรียบในเรื่องความยืดหยุ่นมากกว่าตะขอโลหะเหวี่ยง ปัจจัยอย่างหนึ่งที่แตกต่างกันระหว่างตะขอสองชนิด คือรูปร่างของพื้นที่หน้าตัด Frank et al.(1983) ได้ศึกษาเปรียบเทียบคุณสมบัติของตะขอโลหะเหวี่ยงโคบอลต์โครเมียมหน้าตัดรูปครึ่งวงกลมที่มี

อัตราส่วนความกว้างต่อความหนาเท่ากับ 2 กับตะขอโลหะเหวี่ยงโคบอลต์โครเมียมหน้าตัดรูปวงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.219 มม. (ลวดขนาด 18) พบว่าแรงที่ใช้ในการอ้าตะขอออกเป็นระยะ 0.25 มม. มีค่าใกล้เคียงกัน แต่มากกว่าตะขอลวดดัดโคบอลต์โครเมียมรูปวงกลมขนาดเดียวกันถึง 2 เท่า โดยค่าของแรงจะใกล้เคียงกันหากลดขนาดของตะขอโลหะเหวี่ยงรูปวงกลมลงเป็นขนาด 19 และ 20 ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นถึงผลของการเปลี่ยนแปลงรูปร่างหน้าตัดของตะขอโลหะเหวี่ยงเป็นรูปวงกลม ไม่ทำให้การดีดตัวของตะขอต่างจากตะขอโลหะเหวี่ยงหน้าตัดรูปครึ่งวงกลมในขนาดเดียวกัน นอกจากจะลดขนาดของตะขอโลหะเหวี่ยงรูปวงกลมให้มีขนาดเล็กลง จึงจะมีผลให้การดีดตัวของตะขอเพิ่มขึ้นในระดับใกล้เคียงกับตะขอลวดดัดที่มีขนาดใหญ่กว่า ดังนั้น รูปร่างและขนาดของพื้นที่หน้าตัดขวางของตะขอโลหะเหวี่ยงจึงเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่อาจเปลี่ยนแปลงเพื่อปรับปรุงคุณสมบัติของตะขอให้ดียิ่งขึ้น

ความยาวของตะขอ

จากสมการความสัมพันธ์ระหว่างการอ้ากับขนาดมิติของตะขอ (Bates, 1965) ความยาวของตะขอแปรผันตามการอ้าในปริมาณมากถึงยกกำลังสามเท่า การศึกษาของ Johnson and Duncanson (1985) ได้แสดงให้เห็นถึงอิทธิพลของความยาวของตะขอต่อการควบคุมความแข็งมีมากกว่าองศาและรัศมีที่ตะขอโอบ ตะขอยาวมีความแข็งต่ำกว่าตะขอสั้นที่รัศมีและองศาของการโอบเท่ากัน ในกรณีที่ต้องการความยืดหยุ่นของตะขอมากจึงเหมาะที่จะใช้ตะขอยาวมากกว่าตะขอสั้น Bate (1965) กล่าวว่าการเพิ่มความยาวของตะขอในสัดส่วนร้อยละ 50 มีผลให้การอ้าของตะขอเพิ่มขึ้นถึงร้อยละ 90 ดังนั้นในทางปฏิบัติ การออกแบบตะขอโอบยึดจึงมีการเพิ่มความยาวในแนวบนล่าง เพื่อเพิ่มการดีดตัวของตะขอนอกเหนือจากความโค้งตามผิวฟันหลักในแนวหน้าหลัง ในทางทฤษฎีแล้ว ตะขอโลหะเหวี่ยงโคบอลต์โครเมียมหน้าตัดรูปครึ่งวงกลมควรมีความยาวประมาณ 15 มม. หากตะขอสั้นกว่า 15 มม.จะอ้าได้น้อยกว่า 0.05 มม.ที่บริเวณขีดยึดปฏิภาค (ทนง ฉัตรอุทัย, 2528) ทำให้อายุการใช้งานลดลง

ในความเป็นจริงแล้ว ความยาวของตะขอถูกจำกัดโดยขนาดเส้นรอบวงของฟันที่ตะขอโอบ, ตำแหน่งความคอดที่ปลายตะขอสิ้นสุด และความสูงของฟันหลัก ตะขอที่โอบยึดฟันหลักที่มีขนาดเล็กจึงมีความยาวน้อยและมีความแข็งเพิ่มขึ้น ซึ่งน่าจะลดความคอดให้มีขนาดน้อยกว่า 0.25 มม. เพื่อลดแรงที่กระทำต่อฟันหลัก แต่ความคิดดังกล่าวไม่ประสบความสำเร็จในทางคลินิก เนื่องจากฟันปลอมมีการยึดอยู่ลดลง ความยาวของตะขอจึงเป็นปัจจัยที่ตายตัวเนื่องจากถูก

กำหนดโดยขนาดของฟันหลัก การแก้ปัญหาในเนื่องความแข็งและแรงจากตะขอจึงต้องพิจารณาถึงปัจจัยอื่นประกอบกับการเพิ่มความยาวของตะขอให้มากที่สุด

ความโค้งของตะขอ

ตะขอโอบยึดมีความโค้งตามการโอบรอบฟันหลักในแนวใกล้กลางไกลกลาง โดยหันด้านที่เป็นพื้นระนาบเข้าหาฟันหลัก Stewart et al. (1988) ได้เสนอแนวคิดว่าตะขอควรมีความโค้งมากที่สุดเพื่อเพิ่มความยาวให้มีการดัดตัวสูงขึ้น ตามสมการความสัมพันธ์ของ Bates (1965) การเพิ่มความโค้งสามารถทำได้ทั้งในแนวใกล้กลางไกลกลางและในแนวบนล่าง ซึ่งเป็นความโค้งในระนาบที่แตกต่างกันของตัวตะขอที่มีหน้าตัดครึ่งวงกลม ในแนวใกล้กลางไกลกลางเป็นความโค้งของตะขอทั้งชิ้น ขณะที่ในแนวบนล่างจะเป็นความโค้งตามระนาบแบนของฐานหน้าตัดครึ่งวงกลมเท่านั้น Johnson, Stratton and Duncanson (1983) ทำการศึกษาถึงผลของความโค้งตามระนาบแบนของฐานหน้าตัดครึ่งวงกลมที่มีต่อคุณสมบัติของตะขอ พบว่าตะขอที่มีองศาความโค้งมากหรือรัศมีความโค้งน้อย มีความแข็งสูงกว่าและต้องใช้แรงมากกว่าในการอ้าตะขอออกจากความคอดที่มีความลึกเท่ากัน เมื่อเปรียบเทียบกับตะขอที่มีองศาความโค้งน้อยหรือรัศมีความโค้งมาก ผลที่ได้สอดคล้องกับความคิดเห็นของ Bates (1965b) ซึ่งกล่าวไว้ว่า ตะขอที่โค้งงอจะมีความแข็งเพิ่มขึ้นทำให้การอ้าน้อยกว่าตะขอตรง ผลของความโค้งงอเห็นได้ชัดเจนในตะขอลวดดัดซึ่งมีการเปลี่ยนรูปอย่างถาวรของโครงสร้างพื้นฐานภายในโลหะได้ง่ายณ ตำแหน่งที่โค้งงอจากการดัดทำให้มีความแข็งเพิ่มขึ้น การดัดตัวน้อยลง และต้องออกแรงมากขึ้น Brudvik and Morris (1981) ได้เสนอแนวความคิดใหม่ในการป้องกันปัญหาดังกล่าว โดยการออกแบบตะขอลวดดัดให้มีความโค้งเพียงหนึ่งระนาบตามความโค้งของฟันเท่านั้น โดยอ้างถึงคุณสมบัติของตะขอที่ได้มีความใกล้เคียงกับลวดที่เป็นเส้นตรง

ความโค้งของตะขอที่เพิ่มขึ้น อาจเป็นผลจากความพยามยามในการเพิ่มความยาวของตะขอ เป็นความโค้งที่เพิ่มขึ้นบนระนาบของฐานครึ่งวงกลมของหน้าตัดตะขอ ซึ่งจากผลการศึกษาต่างพบว่ามีผลต่อคุณสมบัติของตะขอแตกต่างกัน ความยาวที่เพิ่มขึ้นทำให้การดัดตัวของจะขอเพิ่มขึ้น แต่ความโค้งที่เพิ่มขึ้นทำให้ตะขอแข็งขึ้นเช่นกัน ทางแก้ปัญหาอาจทำได้โดยในการเพิ่มความยาวนั้นพยายามให้ตะขอมีความโค้งน้อยที่สุด อย่างไรก็ตาม ความโค้งของตะขอเป็นปัจจัยที่ค่อนข้างตายตัวเพราะขึ้นอยู่กับความโค้งของผิวฟันและตำแหน่งความคอดเป็นหลัก จึงยากที่จะกำหนดความโค้งของตะขอในทางที่จะเกิดประโยชน์ต่อการออกแบบตะขอโดยรวมเช่นเดียวกับ

I17537861

ความยาวของตะขอ ต่างจากรูปร่างของตะขอตามความยาว ขนาดและรูปร่างของพื้นที่หน้าตัดขวางของตะขอที่สามารถเปลี่ยนได้ไม่จำกัด

ผลการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ

เกณฑ์ในการวัด

Renner and Boucher (1987) ได้นิยามความล้มเหลวของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ว่าเป็นการที่ฟันปลอมหยุดทำงานตามที่ทันตแพทย์ตั้งใจให้เป็น หรือตามความคาดหวังของคนไข้ ความคิดนี้มิได้จำกัดเฉพาะในส่วนของความเสียหายของชิ้นฟันปลอม แต่กลับมองไปถึงความสำคัญของปัจจัยทุกอย่างที่มีส่วนเกี่ยวข้อง ได้แก่ การออกแบบ การเตรียมช่องปาก การวางแผนการรักษา ตลอดจนการวินิจฉัยคนไข้ เป็นต้น โดยเหตุที่ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะมีโครงสร้างที่เกี่ยวข้องและจำเป็นต้องอาศัยฟันและสันเหงือกในหลายตำแหน่งสำหรับการทำหน้าที่ ปัญหาต่างๆที่เกิดขึ้นจากการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ นอกเหนือจากปัญหาความเสียหายของชิ้นฟันปลอมแล้ว ยังพบปัญหาที่เกิดขึ้นกับอวัยวะรองรับฟันปลอม เช่น ฟันหลักโยกคลอน, ฟันผุ โรคเหงือกอักเสบ โรคปริทันต์อักเสบ เกิดพยาธิสภาพของเนื้อเยื่ออ่อน กระดูกสันเหงือกละลายตัวมากและเร็วเป็นต้น ความเปลี่ยนแปลงเหล่านี้นับเป็นส่วนหนึ่งของความล้มเหลวในการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ การคงสภาพที่ดีของฟันปลอมจึงขึ้นอยู่กับทั้งสภาพของฟันปลอมและสุขภาพของอวัยวะรองรับ ซึ่ง Krajicek (1972) ได้กล่าวถึงความสำเร็จของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ว่าเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความสามารถในการต้านทานแรงที่เกิดจากฟันปลอมโดยเนื้อเยื่อที่มีชีวิต การมีสภาพที่สมบูรณ์ของเนื้อเยื่อและอวัยวะในช่องปากที่เกี่ยวข้องกับฟันปลอม มีความสำคัญมากกว่าสภาพที่สมบูรณ์ของชิ้นฟันปลอม ดังนั้นการวัดความสำเร็จในการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ จึงควรให้ความสำคัญต่อเนื้อเยื่อและฟันปลอมควบคู่กัน

วิธีที่ดีที่สุดสำหรับประเมินประสิทธิภาพของแบบและฟันปลอม จึงอาศัยการติดตามผลโดยการตรวจทางคลินิกภายหลังจากที่คนไข้ได้ใช้ฟันปลอมไปชั่วระยะเวลาหนึ่ง (Tomlin and Osborne, 1961) ถึงแม้ว่าในปัจจุบันยังไม่มีหลักเกณฑ์ใดที่เป็นมาตรฐานในการประเมินผลการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่สามารถใช้เปรียบเทียบผลการประเมินระหว่างแต่ละการศึกษาได้ก็ตาม หลักเกณฑ์ส่วนใหญ่มีความหลากหลายไปตามส่วนที่ผู้ประเมินให้ความสำคัญ ซึ่งโดยรวม

แล้วมักประกอบด้วยตัวชี้วัดสภาพเนื้อเยื่อในช่องปากในส่วนของอวัยวะปริทันต์ และตัวชี้วัดสภาพของฟันปลอม

Kratochvil, Davidson and Tandarts (1982) ได้เสนอวิธีการที่ใช้ในการประเมินผลการรักษาคนไข้ด้วยฟันปลอมบางส่วนถอดได้ และพยายามกำหนดค่าและผลการใช้งานที่เป็นมาตรฐานเบื้องต้น สำหรับใช้เป็นเกณฑ์ที่ชัดเจนในการประเมิน ซึ่งประกอบด้วยตัววัดสภาพของเนื้อเยื่อในช่องปากเป็นหลัก ได้แก่ ความเปลี่ยนแปลงของระดับความลึกของร่องลึกปริทันต์ ระดับการโยกคลอนของฟันหลัก ปริมาณกระดูกรองรับรากฟัน ความชุกของการเกิดโรคฟันผุ สภาวะอนามัยในช่องปากที่วัดจากดัชนีแผ่นคราบจุลินทรีย์ และจำนวนฟันหลักที่ต้องถอน ข้อเสนอของ Kratochvil et al. (1982) จำกัดแค่เฉพาะการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับอวัยวะในช่องปากส่วนที่เกี่ยวข้องกับชิ้นฟันปลอมบางส่วนถอดได้เท่านั้น ยังขาดในส่วนของการประเมินสภาพของชิ้นฟันปลอม ซึ่งอาจประกอบด้วยการยอมรับของคนไข้ในแง่ของความสบายและการใช้งาน การยึดอยู่และเสถียรภาพของฟันปลอม ลักษณะการสบฟัน และการแตกหัก ซึ่งมีหลายการศึกษาได้รวมหลักเกณฑ์เหล่านี้เข้าไว้ด้วยกัน เกณฑ์ของ Kratochvil et al. (1982) จึงไม่ครอบคลุมพอที่จะใช้เป็นเกณฑ์มาตรฐานได้

อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่าจะมีความแตกต่างของเกณฑ์ที่ใช้วัดในแต่ละการศึกษาซึ่งทำให้การเปรียบเทียบผลทำได้ยาก และได้ข้อสรุปที่ไม่เป็นรูปธรรมชัดเจน . แต่การติดตามผลการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ ก็ช่วยให้ทราบถึงแนวโน้มที่จะเกิดการเปลี่ยนแปลงใดๆขึ้นจากการใช้ฟันปลอม ผลรวมของการศึกษาที่ได้จะเป็นตัวบอกถึงคุณภาพของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ว่าเป็นชิ้นงานทางทันตกรรมที่ช่วยคงสภาพ หรือมีผลในทางทำลายเนื้อเยื่อในช่องปาก และมีความคุ้มค่าเมื่อเทียบกับงานที่ได้รับจากฟันปลอมหรือไม่

ผลกระทบของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่มีต่อเนื้อเยื่อในช่องปาก

การศึกษาจำนวนมากได้ติดตามผลกระทบจากการใส่ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อในช่องปากภายหลังการใช้งานในช่วงระยะเวลาต่างๆ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นเป็นตัววัดอย่างหนึ่งถึงประสิทธิภาพของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ

ในปี 1961 Carlsson, Hedegard and Koivuman ได้ติดตามผลการใช้งานฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะที่ไม่มีฟันหลักท้าย ในช่วงระยะเวลา 12-15 เดือนหลังใส่ฟันในคนไข้ 48

ราย พบว่า มีการโยกของฟันหลักเพิ่มมากขึ้นถึงร้อยละ 15 โดยที่แนวโน้มที่ฟันหลักจะโยกมากขึ้นมีค่าเป็นร้อยละ 9 และฟันหลักมีสภาวะเหงือกอักเสบเพิ่มมากขึ้นถึงร้อยละ 58 ค่าที่ได้มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญจากกลุ่มคนไข้ที่ไม่ใส่ฟันปลอม ในขณะที่ตัววัดที่เป็นความลึกของร่องลึก ปริทันต์ และการเผยผึ่งของรอยต่อเคลือบรากฟันกับรากฟัน ไม่มีความแตกต่างกันระหว่างกลุ่มคนไข้ ความไม่สัมพันธ์กันระหว่างระดับการโยกของฟันหลักกับระดับความลึกของร่องลึกปริทันต์ และการเผยผึ่งของรอยต่อเคลือบรากฟันกับรากฟันนี้ นำไปสู่ข้อสรุปถึงสาเหตุที่ฟันหลักโยกว่าเป็นผลจากแรงที่ฟันหลักได้รับการถ่ายทอดจากฟันปลอมมากเกินไป ทำให้มีแนวโน้มที่ฟันจะโยกเพิ่มขึ้นอีกในอนาคต

การศึกษาดังกล่าวได้ดำเนินต่อเนื่องมาอีก 12 เดือนในกลุ่มคนไข้กลุ่มเดิม แต่จำนวนคนไข้ที่เข้ารับการตรวจลดลงเหลือ 45 ราย (Carlsson, Hedegard and Koivumaa, 1962) ผลการศึกษาพบว่าฟันปลอมบางส่วนถอดได้ยังคงมีผลเสียต่อเนื้อเยื่อในช่องปากอย่างต่อเนื่อง โดยเฉพาะอย่างยิ่ง มีจำนวนฟันหลักโยกเพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 28 และแนวโน้มที่จำนวนฟันจะโยกเพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 25 ในขณะที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงในกลุ่มที่ไม่ใส่ฟันปลอม ในปีที่สองนี้พบว่าอัตราการเกิดโรคเหงือกอักเสบในฟันหลักไม่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญจากปีก่อน แต่มีความแตกต่างกันหากแยกพิจารณาระหว่างกลุ่มคนไข้ที่มีจำนวนฟันธรรมชาติที่เหลืออยู่แตกต่างกัน โดยในกลุ่มที่มีฟันเหลืออยู่ 2-5 ซี่ พบว่ามีความชุกของสภาวะเหงือกอักเสบร้อยละ 100 ของจำนวนฟันหลัก ขณะที่กลุ่มที่มีฟันเหลือ 6 ซี่ขึ้นไป มีค่าความชุกเพียงร้อยละ 58 Carlsson et al (1962) ได้เสนอแนะว่าผลเสียต่างๆที่เกิดขึ้นมีสาเหตุมาจากฟันปลอมเป็นสำคัญ จากผลกระทบโดยตรงที่ฟันปลอมกระทำต่อฟันหลักและเนื้อเยื่อโดยรอบ และผลต่อเนื่องจากการที่ฟันปลอมทำให้การทำความสะอาดช่องปากทำได้ยากขึ้น ความบกพร่องในการดูแลอนามัยช่องปาก นิสัยในการใส่ฟันปลอมตลอดเวลา ซึ่งส่งผลรวมไปถึงการเกิดโรคฟันผุ และเนื้อเยื่อสันเหงือกอักเสบ ฟันปลอมบางส่วนถอดได้จึงก่อให้เกิดผลเสียต่อเนื้อเยื่อในช่องปากอย่างเห็นได้ชัด

ต่อมาในปีค.ศ.1965 Carlsson et al. ได้รายงานผลการติดตามการใส่ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะที่ไม่จำกัดแบบเป็นระยะเวลา 4 ปี ในคนไข้ 109 ราย ในจำนวนนี้มีคนไข้เก่าจากการศึกษาในปีค.ศ.1961 และ 1962 รวมอยู่ 28 ราย ผลที่ได้สอดคล้องกับการศึกษาในช่วงแรก โดยพบจำนวนฟันหลักโยกมีร้อยละ 18 และจำนวนฟันที่มีแนวโน้มจะโยกเพิ่มขึ้นอีกมีร้อยละ 25 จำนวนฟันหลักที่มีสภาวะเหงือกอักเสบมีร้อยละ 68 และฟันหลักที่มีการเพิ่มความลึกของร่องลึกปริทันต์มีร้อยละ 25 ผลการศึกษาในส่วนนี้ยังคงสนับสนุนความคิดเห็นที่ว่าฟันปลอม

บางส่วนถอดได้มีผลเสียต่อเนื้อเยื่อในช่องปากทั้งโดยทางตรงและทางอ้อม แต่ในการศึกษาเดียวกันนี้มีผลในคนไข้อีกส่วนหนึ่งที่ไม่พบการเปลี่ยนแปลงในทางที่เสียหายเพิ่มขึ้น ทั้งจากการตรวจทางคลินิกและภาพถ่ายรังสี ซึ่งจัดว่าผลการตรวจเนื้อเยื่อนั้นอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ คิดเป็นร้อยละ 41 ของจำนวนคนไข้ที่เข้ารับการตรวจ หรือร้อยละ 56 ของจำนวนคนไข้ที่ใส่ฟันปลอม ผลที่พบในคนไข้กลุ่มนี้น่าจะเป็นสิ่งที่แสดงถึงการไม่ทำลายเนื้อเยื่อในช่องปากของฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะได้

ถึงแม้ว่าผลการศึกษาของ Carlsson et al. (1961,1962,1965) จะพบการเปลี่ยนแปลงไปในทางทำลายเนื้อเยื่อในช่องปากอย่างเห็นได้ชัด แต่ก็ยังไม่อาจสรุปได้อย่างชัดเจนว่าเป็นผลโดยตรงจากฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะหรือไม่ เนื่องจากตัวชี้วัดที่ใช้ประกอบด้วยสภาพของอวัยวะปริทันต์เป็นหลัก ซึ่งการเปลี่ยนแปลงนั้นเกิดขึ้นได้จากหลายปัจจัยร่วมกัน การศึกษาโดย Rission et al. (1979) ถึงผลของอายุคนไข้และฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่มีต่อโรคเหงือกอักเสบและปริทันต์อักเสบ ก็ไม่สามารถบ่งชี้ได้ว่าการใส่ฟันปลอมบางส่วนถอดได้นั้นทำให้สุขภาพเหงือกและอวัยวะปริทันต์แย่ลงหรือไม่ ถึงแม้ว่าในคนไข้ที่ใส่ฟันปลอมนาน 7 ปี จะพบสภาวะของร่องลึกปริทันต์ การสูญเสียกระดูก และฟันหลักโยกต่างจากคนที่ไม่ใส่ฟันปลอมก็ตาม เนื่องจากพบว่าปัจจัยที่มีบทบาทสำคัญที่สุดที่ก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงคือหินปูน จึงเป็นไปได้ว่าปัญหาของอวัยวะปริทันต์ที่เกิดขึ้นนั้นเป็นผลรวมอย่างต่อเนื่องกันจากหลายๆปัจจัย เช่น แผ่นคราบจุลินทรีย์ หินปูน รวมถึงผลจากชิ้นฟันปลอมบางส่วนถอดได้ ซึ่งอาจเป็นผลโดยตรงหรือโดยอ้อม แนวคิดนี้ตรงกับความเชื่อของ Cecconi (1978) ที่เชื่อว่าฟันปลอมเป็นปัจจัยร่วมที่ส่งผลต่อการโยกของฟันหลัก และการมีสภาวะเหงือกอักเสบ

ตรงกันข้ามกับแนวความคิดของ Carlsson et al. (1961,1962,1965) มีหลายการศึกษาที่เชื่อว่าฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะไม่ก่อให้เกิดผลเสียต่อสุขภาพของอวัยวะปริทันต์และฟันโดยตรง การศึกษาโดย Anderson and Bates (1959) ในคนไข้จำนวน 327 ราย ซึ่งใส่ฟันปลอมในช่วงระยะเวลาตั้งแต่น้อยกว่า 2 ปีจนถึงมากกว่า 4 ปี ไม่พบว่าฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะทำให้เกิดผลเสียต่อเนื้อเยื่อแต่อย่างใด แต่อนามัยในช่องปากกลับเป็นปัจจัยที่มีผลต่อสุขภาพของเนื้อเยื่อมากที่สุด เช่นเดียวกับ Tomlin and Osborne (1961) ซึ่งได้ติดตามผลการใช้ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ในช่วงระยะเวลา 3-5 ปี ในคนไข้จำนวน 111 ราย ได้สรุปความสำคัญของอนามัยในช่องปากเป็นปัจจัยที่มีบทบาทสำคัญต่อสุขภาพฟัน เหงือก และเนื้อเยื่อที่เกี่ยวข้อง

กับฟันปลอมมากกว่าฟันปลอมบางส่วนถอดได้ โดยปัญหาต่างๆจะไม่เกิดขึ้นหากคนไข้มีความตระหนัก และปฏิบัติตนในการดูแลอนามัยในช่องปากที่ดีพอ

ผลการศึกษาในระยะต่อมา ยังคงให้ความสำคัญต่อสาเหตุของปัญหาที่มาจากอนามัยในช่องปากของคนไข้มากกว่าชิ้นฟันปลอม ในปีค.ศ.1971 Bergman, Hugoson and Olsson ได้รายงานผลการติดตามคนไข้จำนวน 30 รายภายหลังจากใส่ฟันปลอมนาน 2 ปี โดยคนไข้ได้รับการตรวจเป็นระยะทุก 12 เดือน ซึ่งระหว่างตรวจเช็คจะได้รับคำแนะนำเพิ่มเติมเกี่ยวกับการรักษาความสะอาดและขูดหินปูนตามที่จำเป็น พบว่าไม่มีความเปลี่ยนแปลงของค่าตัวชี้วัดเมื่อเปรียบเทียบระหว่างก่อนกับหลังใส่ฟัน ผลที่ได้สนับสนุนแนวความคิดที่ว่าฟันปลอมบางส่วนถอดได้มิได้เป็นตัวทำลายสุขภาพเหงือกและฟัน หากมีการควบคุมและดูแลความสะอาดที่ดีพอ

Schwalm, Smith and Ericlson (1977) สนับสนุนแนวคิดดังกล่าวเช่นกันโดยอ้างผลการศึกษาในคนไข้จำนวน 161 รายที่ใส่ฟันปลอม 1-2 ปี ซึ่งไม่สามารถสรุปได้ว่าการทำลายเนื้อเยื่อในช่องปากเป็นผลโดยตรงจากฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ แต่ก็พบว่าในบริเวณที่โครงโลหะสัมผัสกับตัวฟันนั้นมีการสะสมแผ่นคราบจุลินทรีย์มากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ผลเสียต่างๆที่เกิดขึ้นน่าจะเป็นเพราะการละเลยอนามัยช่องปากของคนไข้มากกว่า เช่นเดียวกับ Benson and Spolsky (1979) ที่ได้ติดตามผลหลังจากที่คนไข้ 37 รายใช้ฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะเป็นระยะเวลา 7 ปี พบว่าสุขภาพเหงือกของฟันหลักที่รองรับฟันปลอมและเนื้อเยื่อส่วนที่รองรับฐานฟันปลอมมีความแตกต่างจากสุขภาพเหงือกของฟันซี่อื่นๆอย่างไม่มีนัยสำคัญ ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาโดย Bregman et al. (1982) ในคนไข้ 30 รายในช่วงระยะเวลาที่ใช้ฟันปลอม 10 ปี และผลการศึกษาโดย Kratochvil et al. (1982) ในคนไข้ 25 รายในช่วงระยะเวลา 1 และ 5 ปี

จากผลการศึกษาในระยะหลัง อาจกล่าวได้ว่าฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะมิได้เป็นผลเสียต่อสุขภาพเหงือก, ฟันหลัก, กระดูกสันเหงือก และเนื้อเยื่ออ่อน แต่การดูแลอนามัยในช่องปากเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อการเกิดโรคฟันผุ, เหงือกอักเสบ, เนื้อเยื่ออักเสบ และโรคปริทันต์ ดังนั้นภายหลังจากใส่ฟันปลอมจึงต้องมีการตรวจเช็คเป็นระยะเพื่อติดตามสภาวะของเนื้อเยื่อในช่องปาก รวมถึงสภาพของชิ้นฟันปลอมเพื่อทำการแก้แซ ฟันปลอมบางส่วนถอดได้มีส่วนช่วยเพิ่มโอกาสการเกาะติดของแผ่นคราบจุลินทรีย์บนฟันหลักมากกว่าปกติ จึงนับเป็นปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อสุขภาพของเนื้อเยื่อในช่องปากในทางอ้อม หากฟันปลอมนั้นได้รับการออกแบบที่ถูกต้องตามหลักการที่ได้กล่าวไว้ในตอนต้น

โลหะผสมที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้

โลหะผสมที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้จะต้องมีคุณสมบัติที่เอื้ออำนวยต่อการทำหน้าที่ของส่วนประกอบต่างๆของฟันปลอมอย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งแต่ละส่วนประกอบนั้นมีความต้องการกลสมบัติของโลหะผสมแตกต่างกันตามความหลากหลายในการทำหน้าที่ การเลือกใช้โลหะผสมจึงควรอยู่บนพื้นฐานความรู้เกี่ยวกับกลสมบัติอันเป็นที่ต้องการสำหรับการใช้งานภายในช่องปาก โดยคำนึงถึงการควบคุมความเค้นจากแรงให้อยู่ภายในขอบเขตที่ปลอดภัย และเนื้อเยื่อช่องปากสามารถต้านทานได้ ซึ่งจะช่วยกระตุ้นอวัยวะรองรับให้มีการทำงานอยู่ภายในขอบเขตที่เหมาะสม (Applegate, 1960)

โลหะผสมทองชนิดที่ 4 (type IV gold alloys)

ในทางทันตกรรมนิยมใช้โลหะผสมทองมากกว่าทองคำบริสุทธิ์ เนื่องจากโลหะผสมทองมีความแข็งแรงและความแข็งผิวมากกว่าทองคำบริสุทธิ์ซึ่งนิ่มเกินกว่าจะคงรูปร่างอยู่ได้ภายใต้แรงที่มากระทำ โลหะผสมทองมี 4 ชนิดแตกต่างกันตามปริมาณทองคำและโลหะธาตุอื่นที่เป็นส่วนผสม โดยที่ความแข็งแรง ความแข็งผิว และขีดยืดปฏิภาคมีค่าสูงขึ้น ในขณะที่การยืดตัวและความต้านทานต่อการสึกกร่อนมีค่าลดลงตามปริมาณทองคำที่ลดลง โลหะผสมทองชนิดที่ 4 เป็นโลหะผสมที่ใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ในระยะแรก (McCabe, 1990) เนื่องจากมีจุดเด่นของกายภาพสมบัติและกลสมบัติที่สำคัญหลายประการ ได้แก่ (MacGregor, 1989)

- มีการยืดเพียงพอที่จะดัดแปลงรูปร่างได้เล็กน้อย
- ขนาดมิติของโครงโลหะมีความเที่ยงตรงสูงหากมีการชดเชยการหดตัวของโลหะโดยวัสดุหล่อเบ้าเพียงพอ
- สามารถปรับปรุงกลสมบัติได้ด้วยกรรมวิธีทางความร้อน (heat treatment) เนื่องจากมีทองแดงเป็นส่วนประกอบในช่วงร้อยละ 12-15 จึงทำให้อ่อนตัวสำหรับปรับแต่งตะขอได้ และทำให้แข็งตัวเพื่อเพิ่มขีดยืดปฏิภาคและค่ายืดหยุ่นมอดูลัสได้ (hardening heat treatment) ซึ่งเป็นการเพิ่มความต้านทานต่อแรงเค้นและแรงบิดต่างๆ ทำให้บางลงได้โดยไม่สูญเสียความแข็งแรง โดยอยู่ในค่าที่ไม่รบกวนการดัดตัวของตะขอ
- เชื่อมเข้ากับโลหะอื่นๆได้ง่าย เช่นตะขอลวดดัด เป็นต้น

โดยคุณสมบัติแล้วโลหะผสมทองชนิดที่ 4 เหมาะสำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ แต่เนื่องจากทองคำมีราคาสูงขึ้น ประกอบกับโลหะผสมทองมีทองคำเป็นส่วนประกอบถึงร้อยละ 60-70 ทำให้ค่าใช้จ่ายสำหรับฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะอยู่ในเกณฑ์สูง ในระยะต่อมาจึงมีการพัฒนาโลหะผสมชนิดอื่นเพื่อใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้แทนโลหะผสมทองชนิดที่ 4 นั่นคือโลหะในกลุ่มโครงโลหะผสม (base metal alloys) ได้แก่ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม และ นิกเกิลโครเมียม (Nickel-Chromium alloys) (Morris et al.,1992)

โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม

ในปัจจุบันโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้นิยมทำด้วยโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม โดยเป็นที่ยอมรับและใช้งานมากกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ถึง 5 เท่า (Applegate, 1960) เป็นโลหะผสมที่ผ่านการดัดแปลงจากโลหะผสมตัวแรกเริ่มที่พัฒนาโดย Elwood Haynes เพื่อใช้ในงานอุตสาหกรรมอากาศยานภายใต้ชื่อ Stellite ซึ่งมีโครเมียม โคบอลต์ ทังสเตน และโมลิบดีนัมเป็นส่วนประกอบหลัก Stellite มีความแข็งผิว ความแข็งแรง และต้านทานการสึกกร่อน การติดสี และทนสูงอุณหภูมิสูงได้ดี ทำให้มีการนำมาผลิตเครื่องมือศัลยแพทย์ แพทย์ออโธปิดิก และเครื่องมือทันตแพทย์ด้วยเช่นกัน (Peyton, 1988) โดยมีการจดทะเบียนสิทธิบัตรในปีค.ศ.1907 ในชนิดของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม (Paffenbarger and Dickson, 1943)

ในปีค.ศ.1929 R.W.Erdle และ C.H.Prange ประสบความสำเร็จในการพัฒนาวัสดุ วิธีการ และคุณสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมสำหรับเหวี่ยงเป็นชิ้นงานทันตกรรม ภายใต้ชื่อทางการค้าว่า "Vitallium" โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมจึงเป็นที่นิยมใช้แทนโลหะผสมทองชนิดที่ 4 มากขึ้น และแพร่หลายในปัจจุบันด้วยข้อได้เปรียบในเรื่องของราคาที่ถูกกว่า ตลอดจนมีการพัฒนากายภาพสมบัติและกลสมบัติให้ดีขึ้นโดยมีโลหะผสมทองชนิดที่ 4 เป็นตัวเปรียบเทียบ

องค์ประกอบ

การผลิตโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมในระยะเริ่มแรกนั้นใช้โลหะผสม Stellite เป็นต้นแบบโดยเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบบางอย่าง ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ได้แก่ Ticonium, Niranium และ Vitallium ข้อกำหนดที่ 11 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกาสำหรับโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมในทางทันตกรรมได้กำหนดให้โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมต้องมีปริมาณโครเมียม

โคบอลต์ และนิกเกิลรวมกันไม่ต่ำกว่าร้อยละ 85 โดยน้ำหนัก (ADA, 1976-1978) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อ

1.เป็นข้อกำหนดสำหรับโลหะผสมที่จะจัดเข้าอยู่ในกลุ่มโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม

2.เป็นองค์ประกอบหลักที่ช่วยให้เกิดความต้านทานต่อการสึกกร่อนภายในช่องปาก สำหรับโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมในปัจจุบันมีองค์ประกอบแตกต่างกันในแต่ละบริษัทที่ผลิต ทำให้คุณสมบัติมีความแตกต่างกันออกไป อย่างไรก็ตามองค์ประกอบมาตรฐานของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมควรจะประกอบด้วย (เจน รัตนไพศาล, 2533)

องค์ประกอบ	ปริมาณ (ร้อยละ)
โคบอลต์	62.6
โครเมียม	20.0
โมลิบดีนัม	6.0
นิกเกิล	2.0
แมงกานีส	0.6
อื่นๆ	1.8

ตารางที่ 2 องค์ประกอบมาตรฐานของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม

(ที่มา: A.S.M. Metals Handbook, American Society for metals, 1948, p.578)

องค์การมาตรฐานนานาชาติ (International Standarization for Organization, ISO, 1994) ได้กำหนดองค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมตามข้อกำหนด ISO 6871-1 ในแนวกว้างที่ไม่จำเพาะเหมือนสมาคมโลหะแห่งสหรัฐอเมริกา ไว้ดังนี้

องค์ประกอบ	ปริมาณ (ร้อยละ)	หมายเหตุ
โครเมียม	ไม่ต่ำกว่า 25	-
โคบอลต์	-	ไม่กำหนดแน่นอน
โมลิบดีนัม	ไม่ต่ำกว่า 4	-
โคบอลต์+นิกเกิล+โครเมียม	ไม่ต่ำกว่า 85	เท่ามาตรฐาน ADA

องค์ประกอบ	ปริมาณ (ร้อยละ)	หมายเหตุ
นิกเกิล	หากมากกว่า 0.1% ควรระบุปริมาณและข้อควรระมัดระวัง หากน้อยกว่า 0.1% อาจระบุว่าเป็นโลหะผสมปลอดนิกเกิลได้	

ตารางที่ 3 องค์ประกอบทางเคมีของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมตามมาตรฐานขององค์การมาตรฐานนานาชาติ (ที่มา: International organization for standardization, metal casting alloys part 1: Cobalt based alloys ISO 6871-1, 1st ed., 1994)

โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมในทางทันตกรรมจึงมีโครเมียม โคบอลต์ และนิกเกิลเป็นองค์ประกอบหลัก โดยมีธาตุอื่นเป็นองค์ประกอบส่วนน้อยเพื่อเพิ่มคุณสมบัติบางอย่างที่ต้องการ (Peyton, 1958) ซึ่งแต่ละองค์ประกอบมีผลต่างกันได้แก่ (Lane and Mass, 1949; Peyton, 1958; เจน รัตนไพศาล, 2533)

โครเมียม

โครเมียมมีอุณหภูมิหลอมเหลว 1,890 องศาเซลเซียส ความถ่วงจำเพาะ 7.18 เป็นองค์ประกอบหลักที่ทำให้โลหะผสมมีความเฉื่อย (passive) จากการเกิดโครเมียมออกไซด์ที่ผิวโลหะผสม ช่วยต้านทานการสึกกร่อน แต่ปริมาณโครเมียมที่มากกว่าร้อยละ 32 จะเกิดการสร้างสารประกอบโลหะ (intermetallic compound) ของโครเมียมและโคบอลต์ ทำให้โลหะผสมเปราะ โลหะผสมโคบอลต์โครเมียมที่ประกอบด้วยโคบอลต์ร้อยละ 70 และโครเมียมร้อยละ 30 จะมีคุณสมบัติที่ดีกว่าอัตราส่วนอื่นๆ (Paffenbarger and Dickson, 1943)

โคบอลต์

โคบอลต์เป็นโลหะพื้นฐาน มีอุณหภูมิหลอมเหลว 1,495 องศาเซลเซียส ความถ่วงจำเพาะ 8.9 เมื่อผสมกับโครเมียมในช่วงจำกัดช่วงหนึ่งได้เป็นสารประกอบละลายของแข็ง (solid solution compound) โคบอลต์มีส่วนช่วยเพิ่มความแข็งแรง ความแข็งผิว สภาพยืดหยุ่นมอดุลัส และความแข็งตรึงของโลหะผสม

นิกเกิล

นิกเกิลเป็นธาตุที่นำมาใช้แทนโคบอลต์เนื่องจากมีราคาถูกกว่าและคุณสมบัติคล้ายคลึงกัน แต่มีผลทำให้ความแข็งแรงลดลง การยืดตัวเพิ่มขึ้น และลดอุณหภูมิหลอมเหลวของโลหะผสมให้ต่ำลง

ทังสเตน

ทังสเตนจะทำปฏิกิริยากับคาร์บอนเกิดเป็นทังสเตนคาร์ไบด์ ซึ่งช่วยเพิ่มเสถียรภาพของโลหะผสม และทำให้คุณสมบัติเป็นเอกภาพในแต่ละชิ้นโลหะที่เหวี่ยงได้

โมลิบดีนัม

โมลิบดีนัมช่วยเพิ่มความแข็งแรงและความแข็งให้กับโลหะผสม ลดขนาดเกรนของโลหะผสมให้เล็กลง

เบอริลเลียม

เบอริลเลียมทำให้อุณหภูมิหลอมเหลวของโลหะผสมลดลง เพิ่มการไหล (fluidity) ทำให้เหวี่ยงได้ง่ายขึ้น ช่วยควบคุมการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันที่ผิวโลหะ และทำให้โลหะผสมมีเกรนขนาดเล็ก

แมงกานีส

แมงกานีสมีความสำคัญต่อเสถียรภาพของโลหะผสม ทำให้อุณหภูมิมีความเด่นชัดและสามารถทำนายได้ ช่วยเพิ่มความแข็งแรงและการยืดตัว และทำหน้าที่ลดการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันในขณะที่โลหะผสมหลอม (deoxidizing agent)

คาร์บอน

คาร์บอนทำให้ความแข็งแรงและความแข็งผิวของโลหะผสมเพิ่มขึ้นและการยืดตัวลดลงจากการเกิดโลหะคาร์ไบด์ (metallic carbide) ปริมาณคาร์บอนที่ใส่ในโลหะผสมจะขึ้นอยู่กับความสามารถในการละลาย ซึ่งปริมาณที่แน่นอนเป็นปัจจัยหลักอย่างหนึ่งที่ควบคุมคุณสมบัติของโลหะผสม (McCabe, 1990) ในอัตราส่วนโคบอลต์ต่อโครเมียม 70 ต่อ 30 คาร์บอนสามารถละลายได้ในสัดส่วนร้อยละ 0.2 หากมีปริมาณคาร์บอนมากเกินไปโลหะผสมจะเปราะและการยืดตัวต่ำมาก

กลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม

สมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกาได้วางข้อกำหนดหมายเลข 14 สำหรับใช้เป็นเกณฑ์มาตรฐานของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมในทางทันตกรรม โดยอาศัยข้อมูลเกี่ยวกับความต้องการกลสมบัติขั้นพื้นฐานของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมจากรายงานการศึกษาต่างๆ แล้วกำหนดเป็นค่ากลสมบัติต่างๆที่ควรจะเป็น ดังแสดงในตารางที่ 4 (Taylor and Sweeney, 1957)

ความแรงคราก	ช่วงความเค้น (ปอนด์/นิ้ว^2)	5,000-60,000
	ความเครียด (นิ้ว/นิ้ว)	สูงสุด 0.0025
ความทนแรงดึง (ปอนด์/นิ้ว^2)		ต่ำสุด 90,000
ระยะของการยืดตัว (ร้อยละ ภายในระยะวัด 1นิ้ว)		ต่ำสุด 1.5
ความแข็งผิวร็อคเวลล์ (30 นิวตัน)		ต่ำสุด 50

ตารางที่ 4 กลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมตามข้อกำหนดหมายเลข 14 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (ที่มา: Taylor, D. F. and Sweeney, W. T., J Am Dent Assoc 54 (January, 1957): 47)

ในปีค.ศ.1958 Taylor, Leibfritz and Adler ได้ศึกษาถึงคุณสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม 6 ชนิด ได้ค่าแสดงถึงกลสมบัติซึ่งส่วนใหญ่เป็นไปตามข้อกำหนดหมายเลข 14 ของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา ดังตารางที่ 5

กลสมบัติ	โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม					
	A	B	C	D	E	F
ความแรงคราก (ปอนด์/นิ้ว^2)	64,000	61,000	49,500	56,000	62,400	60,000
ความทนแรงดึง (ปอนด์/นิ้ว^2)	108,500	107,500	104,000	84,500	102,500	105,100
ระยะของการยืดตัว (ร้อยละ)	3.4	3.2	2.7	6.0	1.9	1.9
สภาพยืดหยุ่นมอดูลัส (ปอนด์/นิ้ว^2 x10^6)	28.0	29.5	26.0	27.5	28.5	29.0.
ความแข็งผิวร็อคเวลล (30 นิวตัน)	53.0	60.0	54.0	51.0	55.0	58.0

ตารางที่ 5 กลสมบัติของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม 6 ชนิดในการศึกษาของ Taylor et al (ที่มา: Taylor et al.,J Am Dent Assoc 56 (March, 1958): 350)

ข้อกำหนดในกลสมบัติที่เหมาะสมของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมสำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้นั้น กำหนดขึ้นโดยคำนึงถึงความสัมพันธ์กับการทำหน้าที่ของส่วนประกอบต่างๆในฟันปลอม เนื่องจากโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเป็นตัวแทนโลหะผสมทองชนิดที่ 4 กลสมบัติที่ต้องการจึงอยู่บนพื้นฐานเดิมหรือมีความใกล้เคียงกับกลสมบัติของโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ในระดับที่สามารถเปรียบเทียบกันได้

Cunningham (1973) ได้เปรียบเทียบกลสมบัติของโครงโลหะผสมกับโลหะผสมทองชนิดที่ 4 พบว่ามีทั้งความใกล้เคียงกันและแตกต่างกันในบางจุด ดังแสดงในตารางที่ 6

กลสมบัติ	โลหะผสมทองชนิดที่ 4	โลหะผสมโคบอลต์โครเมียม
ความทนแรงดึง (x1000) (ปอนด์/นิ้ว^2)	111-124	93-111
ขีดยืดปฏิภาค (x1000) (ปอนด์/นิ้ว^2)	65-70	50-60
สภาพยืดหยุ่นมอดูลัส (ปอนด์/นิ้ว^2)	$16x10^6$	$32x10^6$
ระยะของการยืดตัว (ร้อยละ)	4-10	1-10
ความแข็งผิวบริเนลล์	210-235	300-380
ความถ่วงจำเพาะ	13-14	7-8

ตารางที่ 6 เปรียบเทียบกลสมบัติระหว่างโลหะผสมทองชนิดที่ 4 กับโครงโลหะผสม
(ที่มา: Cunning ham, D. M. Dent Clin North Am 17 (October, 1973): 719-722

โครงโลหะผสมมีความทนแรงดึงสูง ทำให้ชิ้นงานที่เหวี่ยงด้วยโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมทนต่อความเค้นสูงได้โดยไม่แตกหัก ซึ่งค่าจะใกล้เคียงกับโลหะผสมทองชนิดที่ 4 หรือต่ำกว่าเพียงเล็กน้อย การที่ค่าขีดยืดปฏิภาคและสภาพยืดหยุ่นมอดูลัสมีค่าสูงก็เป็นปัจจัยที่สำคัญต่อการเลือกใช้โลหะผสมชนิดนี้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ด้วยเช่นกัน (MaCabe, 1990) ในส่วนของค่าสภาพยืดหยุ่นมอดูลัส โครงโลหะผสมมีค่าสูงกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ถึง 2 เท่า

ทำให้มีความแข็งตรึงมากกว่าเป็น 2 เท่า โครงโลหะของฟันปลอมจึงมีโครงสร้างที่แข็งแรงไม่เปลี่ยนรูปได้ง่ายตามแรงที่มากระทำ ซึ่งเป็นคุณสมบัติที่สำคัญสำหรับการทำหน้าที่ของส่วนโยง (Combe and Grant, 1973) ทั้งในแง่ของการคงไว้ซึ่งสภาพและการทำหน้าที่ของส่วนประกอบอื่น และการ กระจายแรงผ่านส่วนรองรับ (Peyton, 1958) โดยสามารถลดขนาดให้เล็กลงได้ในขณะที่ไม่ส่งผล กระทบต่อความแข็งแรง ประกอบกับค่าความหนาแน่นต่ำกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ทำให้มีน้ำหนักเบา

อย่างไรก็ตาม ความแข็งตรึงที่มีค่ามากทำให้โครงโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมมีการดีดตัวต่ำ ประกอบกับระยะของการยืดตัวและขีดยืดปฏิภาคที่ต่ำกว่า จึงมีโอกาสที่ส่วนที่มีขนาดมิติเล็กหรือบางจะหักหรือเกิดการเปลี่ยนรูปอย่างถาวรได้ง่ายกว่าโลหะผสมทองชนิดที่ 4 ความเหมาะสมในการทำหน้าที่เป็นตะขอโอบยึดจึงด้อยกว่า เนื่องจากความแข็งของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมทำให้เกิดความเค้นในตะขอโอบยึดได้เป็น 2 เท่าของตะขอโลหะผสมทองชนิดที่ 4 และมีโอกาสที่จะถึงขีดยืดปฏิภาคได้เร็วกว่า ในทางปฏิบัติจึงอาศัยการแก้ปัญหาโดยจับความคอดที่ลึกเพียงครึ่งเดียวของตะขอโลหะผสมทองชนิดที่ 4

ภาพโดยรวมของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมจึงมีกลสมบัติที่เหมาะสมสำหรับใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้แทนโลหะผสมทองชนิดที่ 4 (Cunningham, 1973) ถึงแม้จะมีข้อจำกัดบางประการในเรื่องการดีดตัวต่ำ ความแข็งผิวสูงทำให้ขัดแต่งยาก หรือกระบวนการเหวี่ยงซับซ้อนขึ้นก็ตาม

โลหะผสมนิกเกิลโครเมียม (Nickel-Chromium alloys)

โลหะผสมนิกเกิลโครเมียมประกอบด้วยนิกเกิลเป็นโลหะพื้นฐานและโครเมียมเป็นธาตุผสม เป็นโลหะผสมที่มีส่วนในการตอบสนองความต้องการโลหะผสมที่มีความอ่อน (ductility) มากกว่าโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมในระยะแรกๆ โดยมีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบแทนโคบอลต์ ซึ่งช่วยเพิ่มระยะของการยืดตัว ลดอุณหภูมิหลอมเหลว และลดความแข็งแรงของโลหะผสม ตัวอย่างองค์ประกอบของโลหะนิกเกิลโครเมียมแสดงในตารางที่ 7

องค์ประกอบ	ปริมาณ (ร้อยละ)
นิกเกิล	67-80
โครเมียม	12-20
เบอริลเลียม	0.5-2.0
ซิลิกอน คาร์บอน อะลูมิเนียม โมลิบดีนัม แมงกานีส และเหล็ก	2.0

ตารางที่ 7 องค์ประกอบของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม (ที่มา: O'Brien and Ruge. An outline of dental materials and their selection, p. 293, 1st ed, 1978)

กลสมบัติของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม

กลสมบัติบางประการของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมแสดงในตารางที่ 8

ความทนแรงดึง (ปอนด์/นิ้ว^2)	ขีดยืดปฏิภาค (ปอนด์/นิ้ว^2)	ระยะของการยืดตัว (ร้อยละ)
60,000	23,000	3

ตารางที่ 8 กลสมบัติบางประการของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียม
(ที่มา: เจน รัตนไพศาล ทันตวัสดุศาสตร์, หน้า 374, พิมพ์ครั้งที่ 2, 2533)

ค่าความแข็งแรงดึงและขีดยืดปฏิภาคของโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมต่ำกว่าของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียม อาจอธิบายได้จากการที่โครงสร้างของโลหะ (metallurgical structure) แตกต่างกัน โดยความแข็งแรงของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมได้จากวัฏภาคคาร์ไบด์ (metal carbide) เป็นหลัก ในขณะที่ความแข็งแรงของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมเกิดจากวัฏภาคแกมมาไพรม (gamma prime,γ') ซึ่งเป็นสารประกอบโลหะ (intermetallic compound) ที่มีสูตร Ni_3Al (ADA, 1974-1975) เนื่องจากขีดยืดปฏิภาคมีค่าใกล้เคียงกับค่าของโลหะผสมทองชนิดที่ 3 ประกอบกับสามารถเชื่อมยึดกับพอร์ชเลนได้ จึงนำมาใช้ในงานครอบและสะพานฟัน นอกเหนือจากใช้ทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้

ปัญหาของนิกเกิล

ปัญหาความเป็นพิษของนิกเกิลทำให้หลายสถาบันคำนึงถึงความปลอดภัยในการใช้โลหะผสมที่มีนิกเกิลเป็นส่วนประกอบ โดยให้ความสำคัญต่อผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้น และได้กำหนดมาตรฐานความปลอดภัยขึ้น เช่น (Basker, 1981)

- Swedish National Board of Health and Welfare ได้ออกแถลงการณ์เตือนการใช้โลหะผสมทางทันตกรรมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบมากกว่าร้อยละ 1 โดยน้ำหนักในปีค.ศ.1974
- The U.S. Department of Health, Education and Welfare's environmental concentration standard (for work place air) ได้กำหนดว่า คนงานห้ามได้รับนิกเกิลในความเข้มข้นสูงกว่าร้อยละ 15 ไมโครกรัม/ซม3 นานกว่า 10 ซม.สำหรับการทำงานสัปดาห์ละ 40 ซม
- The International Standards Organization (ISO) กำหนดมาตรฐาน ISO/TC ที่ 106 สำหรับวัสดุประเภทโครงโลหะผสมว่า ผู้ผลิตจะต้องระบุคำห้ามใช้โลหะผสมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบในคนไข้ที่แพ้นิกเกิล

ความเป็นพิษของนิกเกิล

นิกเกิลเป็นหนึ่งในบรรดาสารที่ทำให้เกิดการแพ้ (allergen) ได้มากที่สุด และเป็นตัวชักนำให้เกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกิน (sensitizer) ที่มีประสิทธิภาพมากเช่นกัน การแพ้นิกเกิลเกิดได้ใน 2 ลักษณะ คือ (Covington et al., 1985)

1.เกิดการแพ้ซ้ำกับที่เคยเป็นมาก่อนจากการละลายนิกเกิลโดยน้ำลายและย่อยเข้าสู่ระบบทางเดินอาหาร

2.เกิดการแพ้ในคนที่ไม่เคยเป็นมาก่อน แต่ถูกชักนำให้เกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินโดยกระบวนการละลาย การย่อย หรือ การระคายเคืองเฉพาะที่ต่อกระบวนการสารคัดหลั่งในร่องเหงือก (gingival fluid)

นิกเกิลที่เข้าสู่ระบบทางเดินอาหารในปริมาณเพียงเล็กน้อยอาจจะเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดการแพ้ได้มากกว่าการสัมผัสภายนอก เมื่อนิกเกิลเข้าสู่กระแสเลือดจะเกิดเป็นสารเชิงซ้อนกับอัลฟาแมคโครโกลบูลิน (α-macroglobulin) กลายเป็นนิกเกิลพลาสมิน (nickel plasmin)

ซึ่งสามารถใช้ปริมาณนิกเกิลในกระแสเลือดและในปัสสาวะเป็นดัชนีวัดปริมาณนิกเกิลที่ได้รับได้ นิกเกิลที่อยู่ระหว่างเซลล์สามารถจับและสลายพันธะ (depolymerizing) ของอาร์เอ็นเอ (RNA) และโปรตีน รบกวนการหดตัวของกล้ามเนื้อและการทำงานของเอ็นไซม์ได้ในขณะเดียวกัน (Pierce and Goodkind, 1989)

นิกเกิลยังเป็นสารก่อมะเร็งได้ (carcinogen) ซึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถในการละลายและรูปแบบของสารประกอบนิกเกิลที่ปรากฏในเนื้อเยื่อ (crystallographic structure) สารประกอบนิกเกิลที่รู้จักกันดีว่ามีความเป็นสารก่อมะเร็งคือ นิกเกิลซับซัลไฟด์ (nickel subsulfide, Ni_3S_2) นิกเกิลซัลไฟด์ (nickel sulfide, Ni_3S) และนิกเกิลคาร์บอนิล (nickel carbonyl, $NiCOO_4$) (Vreegerg et al., 1984; Pierce and Goodkind, 1989)

- นิกเกิลซับซัลไฟด์ นิกเกิลซัลไฟด์

  ในสภาวะที่มีกำมะถัน นิกเกิลซับซัลไฟด์จะเปลี่ยนรูปเป็นนิกเกิลซัลไฟด์ เป็นสารก่อมะเร็งที่มีความแรงมากในหนู โดยส่งผลต่อเซลล์ที่แบ่งตัวในระยะเริ่มแรก (primitive deviding cells) ในลักษณะการทำลายและขัดขวางการซ่อมแซมเซลล์

- นิกเกิลคาร์บอนิล

  เป็นสารประกอบที่ละลายได้ในไขมัน และเคลื่อนตัวผ่านเข้าเยื่อบุผิวเซลล์ได้โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงในทางเมตาบอลิก (metabolic alteration) ซึ่งคาดว่าเป็นสาเหตุที่ทำให้มีความเป็นพิษสูง

นอกจากนี้ นิกเกิลที่สะสมตามผิวหนัง ระบบประสาทส่วนกลาง ปอด และไต เป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินตามผิวหนัง ปริมาณนิกเกิลที่เป็นอันตรายถึงชีวิต (lethal dose) มีค่าประมาณ 10 มก./กก.เมื่อได้รับทางกระแสเลือด หรือประมาณ 50-500 มก./กก. เมื่อได้รับทางปาก

ความเป็นพิษต่อร่างกายของนิกเกิลทำให้มีผู้ให้ความสนใจถึงความสัมพันธ์ระหว่างชิ้นงานทันตกรรมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบกับการชักนำให้เกิดการแพ้หรือการเป็นสารก่อมะเร็ง การศึกษาถึงอัตราการแพ้นิกเกิลในคนไข้โดย Moffa, Ellison and Hamilton (1983) ไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการแพ้นิกเกิลกับการมีชิ้นงานที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบในช่องปาก ถึงแม้ว่าจะพบคนไข้แพ้นิกเกิลในทุกช่วงอายุโดยเฉลี่ยร้อยละ 1.5 ในเพศชายและร้อยละ 4.1 ในเพศหญิงก็ตาม ในขณะที่ Vreeberg et al. (1984) ศึกษาพบว่าการสัมผัสต่อโลหะผสมนิกเกิลในช่อง

ปากไม่ทำให้เกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินในคนไข้ที่ไม่แพ้นิกเกิล แต่กลับช่วยสร้างความต้านทานต่อการแพ้ ยกเว้นในรายที่เคยถูกกระตุ้นมาก่อนอาจเกิดภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินได้

การศึกษาโดย Woody, Huget and Horton (1977) พบว่าการสัมผัสโดยตรงกับผิวโลหะผสมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบไม่ทำให้เกิดการตอบสนองที่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อ แต่การสัมผัสกับผงที่ได้จากการกลึงโลหะผสมนิกเกิลโครเมียมทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของเซลล์ และเซลล์ตายได้ ความเป็นพิษจึงอาจมาจากผลิตภัณฑ์จากการสึกกร่อนของโลหะผสมซึ่งเกิดจากการเกิด อิออนไนเซชั่น (ionization) โดยที่สภาพแวดล้อมในช่องปากช่วยส่งเสริมการสึกกร่อนได้เป็นอย่างดี ทำให้ยิ่งมีโอกาสที่นิกเกิลละลายตัวออกมามากขึ้น สะสมตามเนื้อเยื่อบริเวณข้างเคียงและส่งผ่านไปตามอวัยวะต่างๆทั่วร่างกาย (Bergman, Bergman and Soremark, 1980) โลหะผสมทุกชนิดเกิด อิออนไนเซชันได้เมื่อเวลาผ่านไปช่วงระยะเวลาหนึ่ง ความรุนแรงของผลที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อนั้นขึ้นกับศักยภาพของความเป็นพิษ (cytotoxic potentials) ของอิออนที่ละลายจากผลิตภัณฑ์ที่ได้จากการสึกกร่อนที่ผิวโลหะผสมนั้นๆ (Ferguson, Laing, and Hodge, 1960 quoted in Pierce and Goodkind, 1989)

การละลายตัวของนิกเกิลออกจากโลหะผสม พบว่ามีความสัมพันธ์กับสัดส่วนของนิกเกิลที่เป็นองค์ประกอบ โดยปริมาณนิกเกิลที่มากขึ้นจะส่งเสริมการละลายตัวออกได้มาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งในโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมที่มีโครเมียมน้อยกว่าร้อยละ 20 (Wolfaardt and Peters,1992) Pierce and Goodkind (1989) ศึกษาพบว่าโลหะผสมนิกเกิลที่แช่ในน้ำลาย 1 สัปดาห์ มีปริมาณนิกเกิลเพิ่มขึ้นจาก $2x10^{-7}$ ไมโครกรัม เป็น $2x10^{-4}$ ไมโครกรัม โดยอัตราเฉลี่ยในการละลายของนิกเกิลประมาณ 4.2 ไมโครกรัม/ซม^2/วัน การละลายของนิกเกิลไม่ขึ้นกับเวลาแต่จะส่งเสริมการละลายมากขึ้นหากมีเบอริลเลียมเป็นส่วนผสมอยู่ด้วย กล่าวอีกนัยหนึ่งคือโลหะผสมนิกเกิลเบอริลเลียมมีโอกาสที่จะเป็นอันตรายต่อทันตบุคคลากรมากกว่าโลหะผสมที่ไม่มีเบอริลเลียม (Covington et al., 1985)

ถึงแม้ว่ายังไม่มีรายงานที่แน่ชัดถึงความสัมพันธ์ระหว่างการแพ้หรือการเป็นสารก่อมะเร็งกับการใส่ชิ้นงานทันตกรรมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบ แต่โลหะผสมนิกเกิลก็มีศักยภาพพอที่จะทำให้เกิดปฏิกิริยาตอบสนองในรูปแบบการแพ้ หรือภาวะภูมิคุ้มกันไวเกินในคนไข้บางรายได้ (Pettersen, 1992) โลหะผสมที่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบจึงควรห้ามใช้ในคนไข้ที่เคยแพ้นิกเกิลมาก่อน เนื่องจากการสัมผัสเป็นเวลานานนั้นเป็นการเร่งอาการแพ้ที่มีประสิทธิภาพได้เป็นอย่างดี (Moffa, Beck and Hoke, 1977)

ในปัจจุบันบริษัทผู้ผลิตได้ผลิตโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมสำหรับทำโครงโลหะฟันปลอมบางส่วนถอดได้ที่ไม่มีนิกเกิลเป็นองค์ประกอบเพื่อหลีกเลี่ยงปัญหาดังกล่าว โดยได้ชดเชยกลสมบัติความอ่อนที่ได้จากนิกเกิลด้วยการปรับเปลี่ยนปริมาณโมลิบดีนัมและคาร์บอน ซึ่งจากการศึกษาโดย Asgar, Techow and Jacobson (1970) พบว่าการลดปริมาณนิกเกิลลงและทดแทนด้วยโมลิบดีนัมในอัตราส่วนไม่เกินร้อยละ 4.75 และคาร์บอนไม่เกินร้อยละ 0.25 มีผลในการเพิ่มระยะยืดของโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมได้ จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่แก้ปัญหาความปลอดภัยโดยไม่เสียกลสมบัติสำหรับโลหะผสมโคบอลต์โครเมียมที่ผลิตในปัจจุบัน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย