

ลวดสีเหมือนฟันที่ใช้ในทางทันตกรรมจัดฟัน

ธีรพัฒน์ เอกศรีวงศ์*

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันมีการพัฒนาของวัสดุ รวมถึงการคิดค้นวัสดุใหม่ ๆ เพื่อลดข้อจำกัดหรือข้อเสียของวัสดุในงานทันตกรรมจัดฟันเพิ่มขึ้นเป็นอย่างมาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งความต้องการในเรื่องของความสวยงามในระหว่างการจัดฟัน จึงมีการผลิตลวดสีเหมือนฟันออกมาให้มีคุณสมบัติทางกลใกล้เคียงกับลวดโค้งแบบปกติ แต่อย่างไรก็ตามการนำมาใช้ในทางคลินิกนั้นค่อนข้างจำกัด ลวดสีเหมือนฟันสามารถแบ่งออก ได้เป็น 2 ชนิดคือ ลวดแกนโลหะเคลือบสารสีเหมือนฟัน และลวดเซรามิกพอลิเมอร์คอมโพสิต โดยจากการศึกษาที่ผ่านมาส่วนใหญ่ จะเน้นไปที่คุณสมบัติทางกล การเปลี่ยนแปลงสี และความขรุขระผิว โดยพบว่าลวดดังกล่าวสามารถนำมาใช้ในทางคลินิกได้แต่ยังขาดคุณสมบัติอีกหลายประการ ดังนั้นการจะนำลวดดังกล่าวมาใช้ในทางคลินิกจึงควรทราบถึงข้อจำกัดและลักษณะของลวดสีเหมือนฟันชนิดต่าง ๆ เพื่อที่จะนำมาใช้งานให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุดและมีความปลอดภัยต่อผู้ป่วย

คำสำคัญ: ลวดสีเหมือนฟัน ลวดสวยงาม

Tooth Color Archwires in Orthodontics

Teerapat Eksriwong*

Abstract

Orthodontic material property has continuously been improved all along. Recent innovations has been proved that they could overcome limitations of conventional materials. Esthetic (Invisible) brackets and tooth-colored wires have been developed to meet the patient esthetic demand. Although the mechanical properties of tooth-colored labial archwire is resemble to the conventional ones, clinical use is still limited. Tooth color archwire can be classify into metal polymer composite (coated metallic) archwire and ceramic polymer composite (composite) archwire. Previous studies mostly focused on mechanical property, color stability and surface roughness. Results showed even though such wires could clinically be used, still they need to be modified or improved. The appropriate use of tooth color archwire would benefit most to the patients.

Keywords: transparent archwire, tooth-colored archwire

Received:12/9/62 Revised: 18/12/62 Accepted: 14/1/63

Corresponding author: Name: Dentist, Professional level, Teerapat Eksriwong, Ratchaburi hospital, Mueang, Ratchaburi, 7000, Thailand

E-mail: muprewprew@gmail.com

ผู้ติดต่อบทความ ทพ.ธีรพัฒน์ เอกศรีวงศ์ โรงพยาบาลราชบุรี อำเภอเมือง จังหวัดราชบุรี ประเทศไทย

อีเมล: muprewprew@gmail.com

* ทันตแพทย์ชำนาญการ โรงพยาบาลราชบุรี อำเภอเมือง จังหวัดราชบุรี

* Dentist, Professional level, Ratchaburi hospital, Mueang, Ratchaburi, Thailand

บทนำ

ในปัจจุบันการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันมีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง เนื่องจากความนิยมของผู้ป่วยในปัจจุบันมีปริมาณสูงขึ้น โดยเฉพาะในผู้ป่วยผู้ใหญ่ที่มักต้องการจัดฟันแบบมองไม่เห็นสีโลหะ¹ เพื่อสามารถทำงานและเข้าสังคมได้อย่างมั่นใจ การใช้เซรามิกแบร์กเกตก็สามารถช่วยลดการเห็นสีโลหะลงได้บางส่วน เนื่องจากมีสีใกล้เคียงกับฟัน ลวดสีเหมือนฟันก็เป็นอีกวัสดุหนึ่งที่ได้รับความสะดวกเป็นอย่างมาก แต่อย่างไรก็ตาม การใช้ลวดสีเหมือนฟันนั้นยังไม่ได้มีการใช้อย่างแพร่หลาย เนื่องจากพบว่าสารเคลือบมักไม่ทนทาน² มีการสึกกร่อน ทำให้ผิวลวดขรุขระและเพิ่มแรงเสียดทานในการเคลื่อนฟันมากขึ้น ในปัจจุบันสามารถแบ่งชนิดของลวดสีเหมือนฟันออกได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่^{2, 3} คือ ลวดแกนโลหะเคลือบสารสีเหมือนฟัน (Metal polymer composite หรือ coated metallic archwire) และลวดเซรามิกพอลิเมอร์คอมโพสิต (Ceramic polymer composite หรือ composite archwire)

บทความนี้จะนำเสนอการทบทวนองค์ความรู้เกี่ยวกับลวดสีเหมือนฟันในด้านต่าง ๆ ได้แก่ ชนิดวัสดุ และการทดสอบคุณสมบัติต่าง ๆ เพื่อให้ทราบถึงข้อจำกัดและลักษณะของลวดสีเหมือนฟันที่นำมาใช้ในทางทันตกรรมจัดฟัน

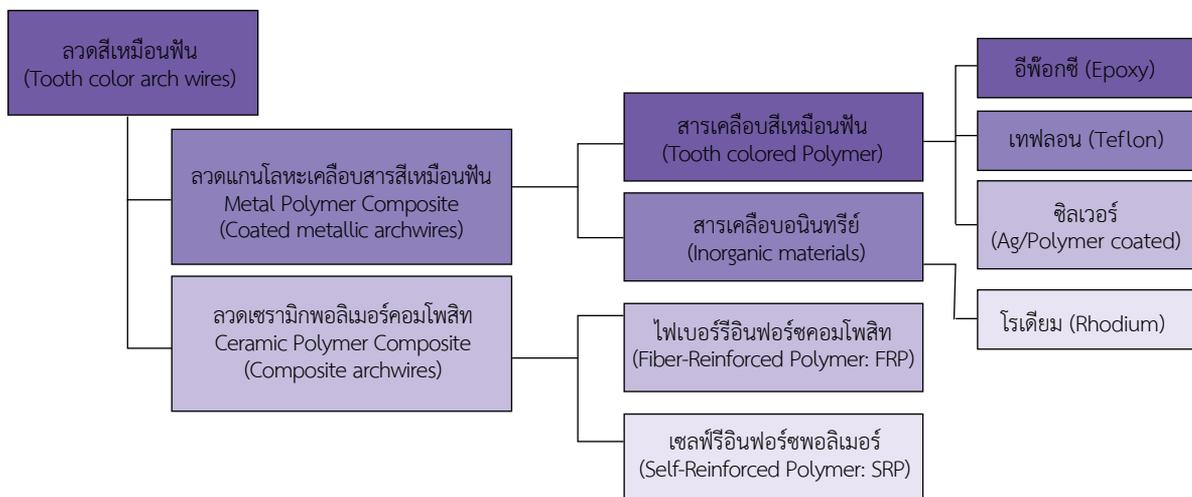
ลวดแกนโลหะเคลือบสารสีเหมือนฟัน

ลวดแกนโลหะเคลือบสารสีเหมือนฟัน จะมีแกนลวดด้านในทำจากโลหะเคลือบผิวด้วยพอลิเมอร์ หรือสารอินทรีย์ที่มีสีเหมือนฟัน⁴⁻⁶ เพื่อปิดบังสีของแกนลวดโลหะด้านในและทำให้ตัวลวดมีสีใกล้เคียงกับเคลือบฟัน (enamel) โดยสารที่เคลือบนั้นนอกจากจะช่วยทำให้ลวดมีความสวยงามมากขึ้นแล้วยังส่งผลให้มีความเสียดทานผิว (surface friction) เพิ่มขึ้น ความต้านทานการกัดกร่อน (corrosion resistance) และความทนทาน

ของลวด (ductility) ลดลง ซึ่งจากการศึกษาของ Kusy ในปี 1997 พบว่าลวดเคลือบสารสีเหมือนฟัน จะถูกทำให้เสียสภาพโดยการบดเคี้ยวและการสัมผัสกับเอนไซม์ในช่องปาก⁷ เช่นเดียวกับ Proffit และ Fields ในปี 2002 พบว่าลวดที่เคลือบสารสีเหมือนฟันจะมีความทนทานที่น้อยมาก เมื่อเทียบกับลวดแบบปกติ⁸

โลหะที่ใช้เป็นแกนด้านใน ได้แก่ สแตนเลสสตีล (stainless steel) หรือนิกเกิลไทเทเนียม (nickel titanium) และเคลือบผิวนอกด้วยสารเคลือบสีเหมือนฟัน ได้แก่ อีพ็อกซีเรซิน (epoxy-resin) พอลิเตตระฟลูออโรเอเททิลีน หรือเทฟลอน (polytetrafluoroethylene: teflon®) พาราไลน์-พอลิเมอร์ (parlylene-polymer: Ag polymer) หรือเคลือบด้วยสารอนินทรีย์ ได้แก่ แพลลาเดียม/โรเดียม (palladium/rhodium) เพื่อให้มีสีใกล้เคียงกับเคลือบฟัน การผลิตออกมายังมีความแตกต่างกันในแง่ของวัสดุที่ใช้เคลือบ ความหนาของสารเคลือบ บริเวณที่เคลือบ (เคลือบทั้งหมด หรือเฉพาะด้านใกล้ริมฝีปาก) ความทนทานต่อการหลุดลอกของสารเคลือบ รวมถึงคุณสมบัติทางกลของวัสดุ ซึ่งในปัจจุบันสารเคลือบสีเหมือนฟันที่นิยมใช้คือ อีพ็อกซี เรซิน และเทฟลอน

อีพ็อกซีเรซิน สามารถเกาะผิวโลหะได้ดี มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับโลหะรวมไปถึงมีความทนทานต่อการกัดกร่อนด้วยสารเคมี เป็นฉนวนไฟฟ้า และมีเสถียรภาพเชิงมิติ (dimensional stability) ที่ดี⁴ กระบวนการเคลือบอีพ็อกซีไปบนแกนลวดโลหะมีชื่อเรียกว่า อิเล็กโทรสแตติกโคตติง (electrostatic coating) โดยการให้กระแสไฟฟ้าแรงสูงไปยังลวด จากนั้นจะฉีดพ่นละอองอีพ็อกซีเหลวไปบนผิวลวด วิธีการนี้สามารถทำให้อีพ็อกซีที่เคลือบลวดนั้นมีความหนาเพียง 0.002 นิ้ว⁹ ซึ่งการที่มีความหนาของวัสดุเคลือบผิวมากจะทำให้คุณสมบัติทางกลของลวด



รูปที่ 1 ชนิดของลวดสีเหมือนฟัน

ที่เป็นแกนนั้นเปลี่ยนแปลงไป กล่าวคือยิ่งเพิ่มความหนาของสารเคลือบมากความหนาของลวดแกนก็ยิ่งเล็กลง Elayyan และคณะในปี 2010 ศึกษาแรงต่อระยะติดกลับของลวดที่เคลือบด้วยอีพ็อกซีขนาด 0.016 นิ้ว และ 0.018 x 0.025 นิ้ว เปรียบเทียบกับลวดที่ไม่ได้เคลือบจากบริษัทเดียวกัน พบว่า ลวดที่เคลือบจะมีแรงที่ลวดได้รับ (loading) และแรงที่ลวดกระทำกับฟัน (unloading) น้อยกว่าลวดที่ไม่ได้เคลือบ² เช่นเดียวกับ Kaphoor และคณะในปี 2012 ศึกษาแรงต่อระยะติดกลับของลวดนิกเกิลไทเทเนียมที่เคลือบด้วยอีพ็อกซีของ 4 บริษัท เปรียบเทียบกับลวดนิกเกิลไทเทเนียมที่ไม่ได้เคลือบ พบว่าลวดที่เคลือบอีพ็อกซีจะมีแรงที่ลวดได้รับและแรงที่ลวดกระทำกับฟันน้อยกว่าลวดนิกเกิลไทเทเนียมที่ไม่ได้เคลือบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ยกเว้นลวดนิกเกิลไทเทเนียมที่เคลือบอีพ็อกซีของบริษัท TP orthodontics (Reflex esthetic wire[®]) ที่ไม่แตกต่างจากลวดนิกเกิลไทเทเนียมที่ไม่ได้เคลือบ¹⁰ ซึ่งได้ผลการศึกษาเช่นเดียวกับการศึกษาของ Alavi และคณะ¹¹

เทฟลอน เป็นพอลิเมอร์ที่สังเคราะห์ขึ้นโดยประกอบไปด้วยคาร์บอน (carbon) และฟลูออรีน (fluorine) ซึ่งมีพันธะที่แข็งแรงมีคุณสมบัติเฉื่อยต่อการเกิดปฏิกิริยา ทนทานต่อความร้อนไม่ชอบน้ำ (hydrophobic) และมีความเสียดทานผิวที่ต่ำ จึงทำให้เหมาะในการนำมาใช้เคลือบลวดที่ต้องการความเสียดทานผิวที่ต่ำ การเคลือบเทฟลอนไปบนลวดโค้งทำได้โดยวิธีการพ่นสารเคลือบ (thermal spray) ซึ่งเป็นกระบวนการที่ให้ความร้อนแก่สารเคลือบจนมีสถานะเป็นของเหลว จากนั้นทำการพ่นวัสดุเคลือบไปบนลวดเพื่อให้เคลือบผิวโดยรอบ โดยมีขั้นตอนคือการพ่นทราย (sandblast) ด้วย อลูมินา (alumina) ขนาด 50 ไมครอน เพื่อเพิ่มการยึดเกาะของสารเคลือบกับตัวลวด จากนั้นนำเทปใสมาคลุมปิดบริเวณที่ไม่ต้องการเคลือบ พ่นอะตอมเหลวของเทฟลอนไปบนลวด บ่มร้อนในเตาหลอมโลหะ เพื่อให้เกิดการแข็งตัว และนำเทปที่ปิดไว้จะพบว่าชั้นความหนาของเทฟลอนจะมีค่าอย่างน้อย 0.0008 ถึง 0.001 นิ้ว¹² จากการศึกษาของ D'Anto และคณะ พบว่าการเคลือบเทฟลอนด้วยวิธีนี้เป็นวิธีที่นิยมมากที่สุด เนื่องจากจะช่วยลดความขรุขระของผิวลวด ทำให้แรงเสียดทานระหว่างผิวลวดกับแบร็กเก็ตลดลง¹³ จึงสามารถเคลื่อนฟันแบบไกลได้ดี ซึ่งในหลาย ๆ การศึกษาพบความสัมพันธ์เชิงบวกระหว่างความขรุขระผิวกับแรงเสียดทานผิว¹³⁻¹⁹ แต่อย่างไรก็ตามจากการศึกษาของ Ryu และคณะ²⁰ และการศึกษาของ Dickson และ คณะ²¹ พบว่าการเคลือบสารไปบนผิวลวดแม้จะช่วยทำให้ผิวเรียบมากขึ้น แต่ความหนาของสารเคลือบจะไปลดระยะระหว่างแบร็กเก็ตกับลวด ซึ่งอาจทำให้เกิดแรงเสียดทานมากขึ้น เช่นเดียวกับการศึกษาอื่น ๆ ที่ไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างความขรุขระผิวกับแรงเสียดทาน²²⁻²⁵

ลวดเซรามิกพอลิเมอร์คอมโพสิต

ลวดเซรามิกพอลิเมอร์คอมโพสิต (ceramic polymer composite archwire) ผลิตมาจากเส้นใยแก้ว ฝังอยู่ภายในพอลิเมอร์เรซินเมทริกซ์ โดยผ่านกระบวนการพัลทรูชัน (Pultrusion)⁷ และขบวนการขึ้นรูป ลวดโค้ง (Beta staging) โดย Goldberg และคณะในปี 1992 ได้ทำการผลิตไฟเบอร์รีอินฟอร์ชคอมโพสิต (fiber reinforced composite: FRC) ขึ้นได้สำเร็จเป็นคนแรก โดยใช้บิสจีเอ็มเอเรซิน (Bis-GMA resin) และเส้นใยแก้วเอสซู (S2 glass fiber) แต่อย่างไรก็ตามวัสดุดังกล่าวนี้มีความเปราะและแตกหักได้ง่าย เมื่อนำไปใช้จริงในช่องปาก²⁶ Burstone และคณะในปี 2011 ได้ผลิตลวดโค้งแบบเซลฟี่รีอินฟอร์ชพอลิเมอร์ (self-reinforced polymer: SRP) ด้วยพอลิฟีนิลีน (polyphenylene) ซึ่งมีความยืดหยุ่น (flexibility) ใกล้เคียงกับลวดนิกเกิล ไทเทเนียมและเบต้าไทเทเนียม (beta titanium) ที่มีพื้นที่หน้าตัดขนาดเล็ก²⁷

ไฟเบอร์รีอินฟอร์ชคอมโพสิต มีคุณสมบัติของการโปร่งแสง จึงทำให้สามารถส่งผ่านสีของฟันผู้ป่วยมายังลวดได้ โดยจากการศึกษาของ Zufall และ Kusy ในปี 2000 ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับคุณสมบัติยืดหยุ่น (elastic properties) ของลวดสีเหมือนฟันที่มีแกนเป็นเส้นใยแก้วเอสซูหุ้มด้วยบิสจีเอ็มเอ (Bis-GMA; TEGDMA composite) พบว่าลวดดังกล่าวมีความยืดหยุ่นที่เพียงพอในการใช้กับคนไข้จัดฟันในระยะแรกและระยะกลาง²⁸ Huang และคณะในปี 2003 ได้นำเสนอการทำลวดโค้งคอมโพสิต ด้วยวิธีไมโครเมคานิคัลบริดจิงโมเดล (micromechanical bridging model) ใช้การหดตัวของท่อ (tube shrinkage) แทนการทำแบบพัลทรูชัน พบว่าลวดดังกล่าวมีคุณสมบัติทางกลใกล้เคียงกับลวดนิกเกิลไทเทเนียม²⁹ ซึ่งได้ผลเช่นเดียวกับการศึกษาของ Ballard และคณะในปี 2012 ที่พบว่าความสามารถในการดัดของลวดไฟเบอร์ รีอินฟอร์ชคอมโพสิตไม่แตกต่างจากลวดนิกเกิลไทเทเนียมปกติ³⁰

จากการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับคุณสมบัติของลวดแกนโลหะเคลือบสารสีเหมือนฟัน และลวดเซรามิกพอลิเมอร์คอมโพสิต พบว่าคุณสมบัติในการดัดของลวด มีปัจจัยมาจากหลายสาเหตุ ได้แก่ ส่วนประกอบของพอลิเมอร์ (monomer composition of polymer matrix)³¹ วิธีในการบ่ม (curing method) สภาพในการเก็บด้วยน้ำ (environmental condition like water storage)³² และการได้รับฟลูออไรด์เฉพาะที่ (topical fluoride)³³ โดยจากการศึกษาของ Tanimoto และคณะในปี 2014 ได้เสนอการใช้กลาสไฟเบอร์รีอินฟอร์ชพลาสติก (glass fiber reinforced plastic: GFRP) ทำจากพอลิคาร์บอนเนต และมีแกนเป็นเส้นใยแก้วผลิตด้วยวิธีพัลทรูชันพบว่า ลวดกลาสไฟเบอร์รีอินฟอร์ชพลาสติก มีความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับ

ลวดนิกเกิลไทเทเนียมแบบปกติ³⁴ เช่นเดียวกับอีกหลายการศึกษาที่พบว่าลวดดังกล่าวมีคุณสมบัติในการตัดและมีความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับลวดนิกเกิลไทเทเนียมปกติ^{29,30,35} แต่ในทางกลับกันจากการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์พบว่าความเสียดทานในการไถลและความขรุขระผิวมากกว่าลวดนิกเกิลไทเทเนียมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ^{25,36}

สำหรับการศึกษาในลวดแกนโลหะเคลือบสารสีเหมือนฟันพบว่า สารที่ใช้เคลือบมีความหลากหลายตามการใช้งานแต่ที่นิยมใช้ในปัจจุบัน ได้แก่ อีพ็อกซี เทฟลอน ซิลเวอร์ไบโอพอลิเมอร์ และโรเดียม ซึ่งจากการศึกษาของ Ryu และคณะในปี 2015 พบว่าลวดที่เคลือบด้วยอีพ็อกซี มีคุณสมบัติในการตัดที่ดีกว่า และความขรุขระผิวที่น้อยกว่าลวดเคลือบสารสีเหมือนฟันชนิดอื่น ๆ²⁰ ลวดเคลือบอีพ็อกซีจะให้แรง กระทำกับฟันในระดับที่ต่ำกว่าลวดเคลือบชนิดอื่น^{11,37} และมีค่าใกล้เคียงกับลวดนิกเกิลไทเทเนียมแบบปกติ^{2,4,10} แต่อย่างไรก็ตามลวดที่เคลือบด้วยเทฟลอนที่ยังไม่ได้ใช้งาน¹³ จะมีความขรุขระผิวน้อยกว่าเคลือบด้วยอีพ็อกซี แต่เมื่อนำไปใช้งานในการเคลื่อนฟันแบบไถล จะทำให้ลักษณะพื้นผิวลวดเปลี่ยนไป โดยความขรุขระผิวจะเพิ่มมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งลักษณะดังกล่าวจะพบได้น้อยกว่าในลวดเคลือบชนิดอีพ็อกซี^{38,39}

Chng และคณะในปี 2014 ได้เปรียบเทียบความเสียดทานผิวของลวดไฟเบอร์รีอินฟอร์ชคอมโพสิทที่ห่อหุ้มฟิลิเคลียร์กับลวดนิกเกิลไทเทเนียมปกติด้วยการจำลองสภาพการสึกกร่อนแล้วเปรียบเทียบความขรุขระผิวด้วยเครื่องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope: SEM) และกล้องจุลทรรศน์แรงอะตอม (Atomic Force Microscope: AFM) พบว่าลวดฟิลิเคลียร์และนิกเกิลไทเทเนียมมีการสึกกร่อนจากการเสียดทานไม่แตกต่างกัน เมื่อใช้ร่วมกับแบร็กเก็ตชนิดไอซีอี (ICE), เจมินี (Gemini), คลาริตี (Clarity) และ สมาร์ทคลิป์ (SmartClip)²⁵ Rudge และคณะในปี 2015 ศึกษาความขรุขระผิวและความต้านทานแรงเสียดทานของลวดนิกเกิลไทเทเนียมแบบเคลือบทั้งเส้น แบบเคลือบบางส่วน และแบบเคลือบด้วยโรเดียม เปรียบเทียบกับลวดนิกเกิลไทเทเนียมและลวดเหล็กกล้าไร้สนิมแบบไม่ได้เคลือบ พบว่าลวดเคลือบจะมีความเสียดทานผิวมากกว่าลวดที่ไม่ได้เคลือบ⁴⁰ Choi และคณะในปี 2015 ทดสอบผลของการไถลต่อการเปลี่ยนแปลงลักษณะพื้นผิวของลวดในลวดนิกเกิลไทเทเนียมที่เคลือบด้วยอีพ็อกซี เทฟลอน และซิลเวอร์ไบโอพอลิเมอร์ เปรียบเทียบกับลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและเซรามิกแบร็กเก็ตพบว่า ลวดที่เคลือบด้วย อีพ็อกซีจะให้ผลการสึกกร่อนที่ต่ำสุดในแง่ของความสวยงามและการเคลื่อนฟันเมื่อพิจารณาเฉพาะปัจจัยจาก ความขรุขระผิว³⁹

เสถียรภาพของสีลวด เป็นอีกปัจจัยที่สำคัญโดยจากการศึกษาของ Toshihiro และคณะในปี 2015 ในห้องปฏิบัติการพบว่า ลวดกลาสไฟเบอร์รีอินฟอร์ชพลาสติคสามารถคงสภาพของสีลวดได้ดีระหว่างการเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟัน⁴¹ แต่อย่างไรก็ตามยังมีอีกหลายการศึกษาที่ผู้วิจัยพบว่าภายหลังจากการใช้งานภายในช่องปากระยะหนึ่ง สีของลวดจะเปลี่ยนไปรวมถึงมีการเปลี่ยนแปลงลักษณะพื้นผิวของลวด^{5,38,42} และจากการศึกษาของ Kusy และคณะในปี 1998 Elyyan และคณะในปี 2008 และ Zegan และคณะในปี 2012 พบว่าเสถียรภาพของสีของสารเคลือบลวดมีแนวโน้มเปลี่ยนแปลงไปตามระยะเวลาการใช้งาน สารที่เคลือบจะหลุดลอกออกมาทำให้เห็นสีของโลหะที่เป็นแกน ซึ่งชนิดของสารเคลือบและความขรุขระผิวก็เป็นปัจจัยสำคัญเช่นเดียวกันที่ทำให้สีของลวดเปลี่ยนแปลงไป^{3,4,42} และมีอีกหลายการศึกษาที่เปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงของสี เช่น ระบบ CIE L*a*b* color เป็นระบบที่ใช้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของสีที่ได้รับการ ยอมรับและใช้อย่างแพร่หลายในทางทันตกรรมโดย Ronggo และคณะในปี 2014 และ Stober และคณะในปี 2001 นำระบบนี้มาใช้เพื่อศึกษาพบว่าสีของลวดจะหลุดลอกออกและความขรุขระผิวของลวดจะเพิ่มมากขึ้นภายหลังผ่านการใช้งานไประยะหนึ่ง^{38,43} โดย Elyyan และคณะในปี 2008 ศึกษาลวดเคลือบอีพ็อกซี ที่ผ่านการใช้งานแล้วพบว่ามีการเปลี่ยนแปลงของสี คือมีการหลุดลอกของสารเคลือบและแยกออกเป็นชั้น ๆ ทำให้สูญเสียปริมาณสารเคลือบถึง 25% ภายใน เวลาเพียง 33 วัน⁴ เช่นเดียวกับการศึกษาของ da Silva และคณะในปี 2013 พบว่าลวดเคลือบสารสีเหมือนฟันมีการเปลี่ยนแปลงของสีอย่างเห็นได้ชัดชัดเจนเมื่อแช่ในสารละลายสีเมื่อผ่านไป 21 วัน⁴² และ Neumann และคณะ ในปี 2002 พบว่าลักษณะของผิวลวดที่สารเคลือบหลุดลอกออกจะมีความขรุขระซึ่งทำให้เกิดการสะสมของคราบจุลินทรีย์และหินปูน นอกจากนี้การเคลื่อนฟันอาจได้รับผลกระทบเมื่อแบร็กเก็ตไปติดอยู่กับบริเวณรอยต่อของสารเคลือบที่หลุดลอก⁴⁴

บทสรุป

ในปัจจุบันการจัดฟันโดยมองไม่เห็นสีโลหะภายในช่องปากได้รับความนิยมอย่างมากโดยเฉพาะในผู้ป่วยผู้ใหญ่ เพื่อให้สามารถทำงานและใช้ชีวิตได้อย่างมั่นใจ ทำให้มีการพัฒนาการทางวัสดุศาสตร์เพื่อนำมา ประยุกต์ใช้กับลวดสีเหมือนฟันมากขึ้นเรื่อยๆ ดังนั้นการจะใช้ลวดสีเหมือนฟันจะต้องคำนึง ถึงการใช้งานทางคลินิกด้วย เนื่องจากมีการเสียดสีกับแบร็กเก็ต การสัมผัสกับสภาพแวดล้อมภายในช่องปาก ทั้งเอนไซม์และอุณหภูมิร้อน - เย็น รวมไปถึงการกระทบกระแทกจากการบดเคี้ยว

ในช่องปาก เป็นผลให้เกิดการสึกกร่อนหรือการหลุดลอกของสารเคลือบที่ผิวลวด ลวดจึงมีความขรุขระผิวที่เพิ่มมากขึ้น มีการสะสมของคราบจุลินทรีย์บริเวณรอยต่อ ส่งผลต่อการเคลื่อนฟันแบบไกล และทำให้ความสวยงามลดลง แต่อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาที่ผ่านมายังไม่พบลวดสีเหมือนฟันชนิดใดที่มีคุณสมบัติที่ดีกว่าลวดโลหะปกติ สำหรับลวดเคลือบแกนโลหะที่เคลือบด้วยอีพ็อกซินั้นพบว่ามีความสามารถในการตัด ความสวยงาม และการเคลื่อนฟันที่ดีกว่า และมีความขรุขระผิวน้อยกว่าเคลือบด้วยสารชนิดอื่น ๆ แต่สำหรับในแง่ของความสวยงามนั้นพบว่าลวดไฟเบอร์รีอินฟอร์ชคอมโพสิทจะมีข้อดีกว่า เพราะมีคุณสมบัติโปร่งแสงจึงทำให้สะท้อนสีของฟันออกมาได้ดีกว่า แต่ก็พบว่ามีความเปราะแตกหักได้ง่ายกว่าเช่นกัน นอกจากนี้ การศึกษาที่ผ่านมาส่วนใหญ่ยังเป็นเพียงการศึกษาในห้องทดลอง จึงยังต้องการการศึกษาต่อในอนาคตเพื่อพัฒนาลวดที่มีความคงตัวของสีลวด คุณสมบัติทางกายภาพ และทางกลที่ดีขึ้น รวมไปถึงมีความทนทานต่อการใช้งานในช่องปากของคนไข้

เอกสารอ้างอิง

1. da Silva DL, Mattos CT, Simão RA, de Oliveira Ruellas AC. Coating stability and surface characteristics of esthetic orthodontic coated archwires. *Angle Orthod* 2013;83(6):994 - 1001.
2. Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Mechanical properties of coated superelastic archwires in conventional and self-ligating orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137(2):213 - 7.
3. Kusy RP. The future of orthodontic materials: The long-term view. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;113(1):91 - 5.
4. Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2008;30(6):661 - 7.
5. Zegan G, Sodor A, Munteanu C. Surface characteristics of retrieved coated and nickel-titanium orthodontic archwires. *Rom J Morphol Embryol* 2012;53(4):935 - 9.
6. Kim Y, Cha J-Y, Hwang C-J, Yu HS, Tahk SG. Comparison of frictional forces between aesthetic orthodontic coated wires and self-ligation brackets. *Korean J Orthod* 2014;44(4):157 - 67.
7. Kusy RP. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1997;67(3):197 - 207.
8. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. Elsevier Health Sciences 2006.

9. Ramadan AA. Removing hepatitis c virus from polytetrafluoroethylene-coated orthodontic archwires and other dental instruments. *East Mediterr Health J* 2003;9(3):274 - 8.
10. Kaphoor AA, Sundareswaran S. Aesthetic nickel titanium wires—how much do they deliver? *Eur J Orthod* 2012;34(5):603 - 9.
11. Alavi S, Hosseini N. Load-deflection and surface properties of coated and conventional superelastic orthodontic archwires in conventional and metal-insert ceramic brackets. *Dent Res J* 2012;9(2):133 - 8.
12. Dokku A, Peddu R, Prakash AS, Padhmanabhan J, Kalyani M, Devikanth L. Surface and mechanical properties of different coated orthodontic archwires. *J Indian Orthod Soc* 2018;52(4):238 - 42.
13. D'Antò V, Rongo R, Ametrano G, Spagnuolo G, Manzo P, Martina R, et al. Evaluation of surface roughness of orthodontic wires by means of atomic force microscopy. *Angle Orthod* 2012;82(5):922 - 8.
14. Talass MF. Optiflex archwire treatment of a skeletal class iii open bite. *J Clin Orthod* 1992;26(4):245 - 52.
15. Lim KF, Lew KK, Toh SL. Bending stiffness of two aesthetic orthodontic archwires: An in vitro comparative study. *Clin Mater* 1994;16(2):63 - 71.
16. Imaia T, Watarib F, Yamagatac S, Kobayashid M, Nagayamae K, Nakamuraf S. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116(5):533 - 8.
17. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139(1):74 - 9.
18. Kachoei M, Eskandarinejad F, Divband B, Khatamian M. The effect of zinc oxide nanoparticles deposition for friction reduction on orthodontic wires. *Dent Res J (Isfahan)* 2013;10(4):499 - 505.
19. Murayama M, Namura Y, Tamura T, Iwai H, Shimizu N. Relationship between friction force and orthodontic force at the leveling stage using a coated wire. *J Appl Oral Sci* 2013;21(6):554 - 9.
20. Ryu SH, Lim BS, Kwak EJ, Lee GJ, Choi S, Park KH. Surface ultrastructure and mechanical properties of three different white-coated NiTi archwires. *Scanning* 2015;37(6):414 - 21.
21. Dickson J, Jones S. Frictional characteristics of a modified ceramic bracket. *J Clin Orthod* 1996;30(9):516 - 8.
22. Prossoski RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am*

- J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100(4):341-8.
23. Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod* 1992;62(2):145-52.
 24. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(1):76-87.
 25. Chng CK, Foong K, Gandedkar NH, Chan YH, Chew CL. A new esthetic fiber-reinforced polymer composite resin archwire: A comparative atomic force microscope (AFM) and field-emission scanning electron microscope (FESEM) study. *Prog Orthod* 2014;15(1):39.
 26. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8(3):197-202.
 27. Burstone CJ, Liebler SAH, Goldberg AJ. Polyphenylene polymers as esthetic orthodontic archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139(4):e391-e398.
 28. Zufall SW, Kusy RP. Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. *Angle Orthod* 2000;70(1):34-47.
 29. Huang Z-M, Gopal R, Fujihara K, Ramakrishna S, Loh PL, Foong WC, et al. Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model. *Biomaterials* 2003;24(17):2941-53.
 30. Ballard RW, Sarkar NK, Irby MC, Armbruster PC, Berzins DW. Three-point bending test comparison of fiber-reinforced composite archwires to nickel-titanium archwires. *Orthodontics (Chic.)* 2012;13(1):46-51
 31. Ohtonen J, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of monomer composition of polymer matrix on flexural properties of glass fibre-reinforced orthodontic archwire. *Eur J Orthod* 2013;35(1):110-4.
 32. Chang J-H, Berzins DW, Pruszynski JE, Ballard RW. The effect of water storage on the bending properties of esthetic, fiber-reinforced composite orthodontic archwires. *Angle Orthod* 2014;84(3):417-23.
 33. Hammad SM, Al-Wakeel EE, Gad el-S. Mechanical properties and surface characterization of translucent composite wire following topical fluoride treatment. *Angle Orthod* 2012;82(1):8-13.
 34. Tanimoto Y, Inami T, Yamaguchi M, Nishiyama N, Kasai K. Preparation, mechanical, and in vitro properties of glass fiber-reinforced polycarbonate composites for orthodontic application. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2015; 103(4):743-50.
 35. Zufall SW, Kusy RP. Stress relaxation and recovery behaviour of composite orthodontic archwires in bending. *Eur J Orthod* 2000;22(1):1-12.
 36. Zufall SW, Kennedy KC, Kusy RP. Frictional characteristics of composite orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations. *J Mater Sci Mater Med* 1998;9(11):611-20.
 37. Iijima M, Muguruma T, Brantley W, Choe H-C, Nakagaki S, Alapati SB, et al. Effect of coating on properties of esthetic orthodontic nickel-titanium wires. *Angle Orthod* 2012;82(2):319-25.
 38. Rongo R, Ametrano G, Gloria A, Spagnuolo G, Galeotti A, Paduano S, et al. Effects of intraoral aging on surface properties of coated nickel-titanium archwires. *Angle Orthod* 2014;84(4):665-72.
 39. Choi S, Park DJ, Kim KA, Park KH, Park HK, Park YG. In vitro sliding-driven morphological changes in representative esthetic NiTi archwire surfaces. *Microsc Res Tech* 2015;78(10):926-34.
 40. Rudge P, Sherriff M, Bister D. A comparison of roughness parameters and friction coefficients of aesthetic archwires. *Eur J Orthod* 2015;37(1):49-55.
 41. Inami T, Tanimoto Y, Minami N, Yamaguchi M, Kasai K. Color stability of laboratory glass-fiber-reinforced plastics for esthetic orthodontic wires. *Korean J Orthod* 2015;45(3): 130-5.
 42. da Silva DL, Mattos CT, de Araújo MV, de Oliveira Ruellas AC. Color stability and fluorescence of different orthodontic esthetic archwires. *Angle Orthod* 2013;83(1):127-32.
 43. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater* 2001;17(1):87-94.
 44. Neumann P, Bourauel C, Jäger A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med* 2002;13(2):141-7.