บทวิทยาการ
Original Article

คุณสมบัติต้านทานต่อการบิดของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ทำด้วยโลหะผสมไทเทเนียมและเหล็กกล้าไร้สนิมที่ผลิตขึ้นเอง

Torsional Properties of Custom-made Titanium Alloy and Stainless Steel Miniscrew Implants

ประจักษ์ จริยพงศ์ไพบูลย์
โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์
Prajak Jariyapongpaiboon
Chiang Rai Prachanukroh Hospital

ชม.ทันตสาร 2555; 33(1) : 63-69
CM Dent J 2012; 33(1) : 63-69

บทคัดย่อ

การใช้หมุดเกลียวขนาดเล็กในงานทันตกรรมจัดฟันได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายและช่วยให้การรักษาที่ยุ่งยากซับซ้อนมีความสำเร็จสูง แต่หมุดเกลียวขนาดเล็กทั้งหมดนำเข้าจากต่างประเทศในราคาสูง การผลิตหมุดเกลียวขนาดเล็กขึ้นใช้เองจึงเป็นแนวทางหนึ่งในการลดข้อจำกัดด้านค่าใช้จ่ายแก่ผู้ป่วย หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองทำด้วยโลหะผสมไทเทเนียมและเหล็กกล้าไร้สนิมถูกนำมาศึกษาเบื้องต้นด้วยการทดสอบคุณสมบัติต้านทานต่อการบิดในห้องปฏิบัติการเปรียบเทียบกับหมุดเกลียวขนาดเล็กที่นำเข้าจากต่างประเทศ ผลการศึกษาพบว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีคุณสมบัติต้านทานต่อแรงบิดไม่แตกต่างจากหมุดเกลียวขนาดเล็กที่นำเข้าจากต่างประเทศทั้งชนิดโลหะผสมไทเทเนียมและเหล็กกล้าไร้

Abstract

Nowadays, miniscrew implants are widely used for the treatment of complicated orthodontic cases with satisfactory outcomes. However, currently available products are imported, which cause high expenses in clinical practices. Therefore, the author has domestically produced custom-made miniscrew implants from medical-grade titanium alloy and stainless steel. The purpose of this study was to test the torsional properties of these miniscrews and to compare them to imported miniscrew implants in vitro. Custom-made titanium alloy miniscrew implants, custom-made stainless steel miniscrew implants, titanium alloy miniscrew implants

Corresponding Author:

ประจักษ์ จริยพงศ์ไพบูลย์
ทันตแพทย์ชำนาญการพิเศษ กลุ่มงานทันตกรรม
โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์ อ.เมือง จ.เชียงราย 57000

Prajak Jariyapongpaiboon
Dentist, Chiang Rai Prachanukroh Hospital,
Chiang Rai 57000, Thailand.
E-Mail: prajakj@gmail.com

สนิมและไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองด้วยโลหะผสมไทเทเนียมและเหล็กกล้าไร้สนิม สรุป หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีคุณสมบัติต้านทานต่อแรงบิดใกล้เคียงกับหมุดเกลียวขนาดเล็กที่นำเข้าจากต่างประเทศ

imported from Republic of Korea and stainless steel miniscrew implants imported from Republic of China were compared. Torsion force was measured by an Instron universal testing machine until the implants broke and the twist angle of the miniscrew with maximum force was measured. The results showed that the torsional properties of the custom-made titanium alloy and stainless steel miniscrew implants were not statistically significantly different from those of the imported miniscrew implants (p>.05). Also, the comparison between custom-made titanium alloy and custom-made stainless steel miniscrew implants showed no significant difference (p> .05). In conclusion, the torsional properties of the custom-made titanium alloy and stainless steel miniscrew implants were similar to those of the imported products.

คำสำคัญ: หมุดเกลียวขนาดเล็ก โลหะผสมไทเทเนียม เหล็กกล้าไร้สนิม คุณสมบัติต้านทานต่อการบิด

Keywords : Miniscrew, Titanium alloy, Stainless steel, Torsional properties

บทนำ

ในปัจจุบัน หมุดเกลียวขนาดเล็กได้รับความนิยมเป็นอย่างสูงในการใช้เพื่อเป็นหลักยึดชั่วคราวสำหรับงานทันตกรรมจัดฟัน[1] เนื่องจากหมุดเกลียวขนาดเล็กสามารถยึดติดกับกระดูกได้ดี[2] ขั้นตอนการใช้งานไม่ยุ่งยากมีรูปแบบให้เลือกอย่างหลากหลาย[3] และช่วยให้การรักษาที่ยุ่งยากซับซ้อนมีความสำเร็จสูง[4] แต่หมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีจำหน่ายในท้องตลาดล้วนเป็นผลิตภัณฑ์ราคาสูงที่นำเข้าจากต่างประเทศ[5] และยังไม่พบรายงานการผลิตหมุดเกลียวขนาดเล็กในประเทศไทยมาก่อน

ตัวอย่างหมุดเกลียวที่นำเข้ามาจากต่างประเทศเช่น หมุดเกลียวโลหะผสมไทเทเนียมรุ่นดูออลทอป (Dual Top) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 มิลลิเมตร ของบริษัทเจลเมดดิคอล (Jeil Medical) ประเทศสาธารณรัฐเกาหลีใต้ และหมุดเกลียวเหล็กกล้าไร้สนิมของไบโอเรย์ (Bioray) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตร ประเทศสาธารณรัฐจีน (ไต้หวัน) เป็นหมุดเกลียวนำเข้าที่มีความต้านทานต่อแรงบิดสูง ซึ่งบริษัทผู้ผลิต แนะนำให้ใช้ปักในบริเวณที่มีกระดูกหนาแน่น เช่น หิ้งขากรรไกรล่าง (buccal shelf)[6]

การผลิตหมุดเกลียวขนาดเล็กขึ้นเองสามารถทำได้โดยใช้แท่งโลหะในชั้นคุณภาพงานศัลยกรรม (Surgical grade) นำมากลึงด้วยเครื่องกลึงที่มีคุณภาพสูงซึ่งทำให้มีต้นทุนที่ต่ำกว่าการนำเข้าหมุดเกลียวขนาดเล็กจากต่างประเทศ

คุณสมบัติทางกายภาพของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีผลต่อการใช้งานทางคลินิกขึ้นอยู่กับปัจจัย 3 ประการ ได้แก่ ชนิดของวัสดุที่ผลิต[3] ทั้งนี้หมุดเกลียวขนาดเล็กที่นำเข้าจากต่างประเทศส่วนใหญ่ผลิตด้วยโลหะผสมไทเทเนียมหรือเหล็กกล้าไร้สนิม นอกจากนี้ ขนาดเส้น

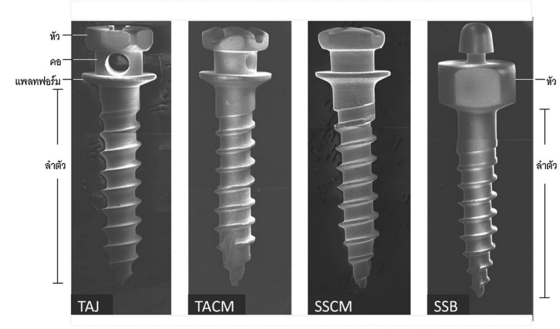
ผ่านศูนย์กลางของหมุดเกลียวขนาดเล็กก็เป็นปัจจัยที่มีผลต่อคุณสมบัติทางกายภาพของหมุดเกลียวขนาดเล็กเช่นกัน หมุดที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่าย่อมมีความแข็งแรงมากกว่า ทั้งนี้เส้นผ่านศูนย์กลางของหมุดเป็นสิ่งที่สำคัญอย่างหนึ่งต่อการเลือกใช้งานที่แตกต่างกัน[6] บริเวณที่มีความหนาแน่นของกระดูกมาก จำเป็นต้องเลือกใช้หมุดเกลียวขนาดเล็กมีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดใหญ่เพื่อหลีกเลี่ยงการหักของหมุดเกลียวขนาดเล็กในระหว่างขั้นตอนการไขหมุด ซึ่งเป็นปัญหาสำคัญอย่างหนึ่งที่พบได้บ่อยในคลินิก[7] ประการสุดท้ายการออกแบบของหมุดเกลียวขนาดเล็กก็มีความสำคัญ การออกแบบส่วนหัว ลำตัวและลักษณะของเกลียวให้มีความแข็งแรงมากขึ้น จะช่วยทำให้ทนต่อแรงบิดได้มากขึ้นเช่นกัน[8]

การทราบถึงคุณภาพทางกายภาพด้านความต้านทานต่อแรงบิดของหมุดเกลียวขนาดเล็กจะช่วยลดโอกาสเกิดการหักของหมุดเกลียวขนาดเล็กได้ โดยทันตแพทย์ควรควบคุมแรงที่ใช้ในการไขหมุดเกลียวขนาดเล็กไม่ให้มากกว่าคุณสมบัติต้านทานต่อแรงบิดของหมุดเกลียวขนาดเล็กนั้น

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติต้านทานต่อแรงบิดระหว่างหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองและหมุดเกลียวขนาดเล็กที่นำเข้าจากต่างประเทศที่ทำมาจากโลหะผสมไทเทเนียมและเหล็กกล้าไร้สนิม

วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการ

หมุดเกลียวโลหะผสมไทเทเนียม ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร ของเจลเมดดิคอล (Titanium Alloy Jeil, TAJ) ลักษณะเป็นรูปทรงกระบอก ประกอบด้วยส่วนหัว คอ แพลทฟอร์ม (Plate form) และลำตัวมีส่วนเกลียวแบบครีบไม่สมมาตร (Asymmetrical buttress) เกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัว 90 องศา เกลียวด้านล่างทำมุมกับลำตัว 45 องศา หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองทำด้วยโลหะผสมไทเทเนียม (Titanium Alloy Custom-Made,TACM) และเหล็กกล้าไร้สนิม (Stainless Steel Custom-Made,SSCM) มีลักษณะเป็นรูปทรงกระบอก ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 มิลลิเมตร ยาว 10.6 มิลลิเมตร ประกอบด้วยส่วนหัว คอ แพลทฟอร์มและลำตัวมีเกลียวเป็นรูปตัววีแบบครีบสมมาตร (V-Shape symmetrical buttress) หมุดเกลียว TAJ และหมุดเกลียว SSCM ถูกเจาะรูที่คอเป็นวงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 มิลลิเมตร หมุดเกลียวเหล็กกล้าไร้สนิมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตร ยาว 10.2 มิลลิเมตร ของไบโอเรย์ (Stainless Steel Bioray,SSB) มีรูปร่างเป็นทรงกรวย มีส่วนของหัวต่อกับลำตัวโดยไม่มีส่วนของแพลทฟอร์ม มีเกลียวแบบครีบไม่สมมาตร เกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัว 90 องศา เกลียวด้านล่างทำมุมกับลำตัว 45 องศา (รูปที่ 1)



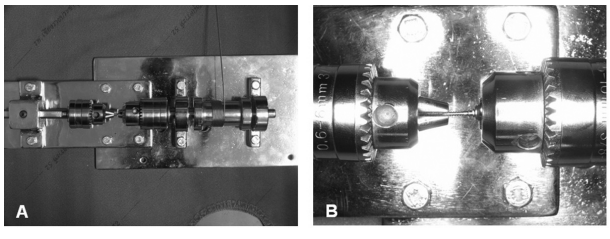
รูปที่ 1 *ลักษณะของหมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 4 แบบ ที่แสดงด้วยภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเลคตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 15 เท่า*

Figure 1 *SEM photomicrographs of the 4 mini-screw implants (original magnification, 15 times).*

แท่งโลหะที่นำมากลึงขึ้นรูปเป็นหมุดเกลียว TACM เป็นแท่งโลหะผสมไทเทเนียม ประกอบด้วยไทเทเนียมร้อยละ 90 อลูมีเนียมร้อยละ 5.95 วานาเดียมร้อยละ 3.98 โดยน้ำหนัก ที่เหลือเป็นคาร์บอน ไนโตรเจน ออกซิเจนและเหล็ก ส่วนแท่งโลหะที่นำมาทำเป็นหมุดเกลียว SSCM เป็นแท่งโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมประกอบด้วยโครเมียมร้อยละ 17.55 นิเกิลร้อยละ 14.67 โมลิบดินัมร้อยละ 2.76 โดยน้ำหนัก ที่เหลือเป็นแมงกานีส ซิลิกอน คาร์บอน ไนโตรเจน ฟอสฟอรัสและทองแดง แท่งโลหะทั้ง 2 ชนิด มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร ผลิตโดยบริษัท ซาปป์ (จีบี) (ZAPP(GB)) จำกัด เมือง

เชฟฟิลด์ ประเทศอังกฤษ ผ่านการรับรองมาตรฐานของสถาบันการทดสอบและวัสดุแห่งอเมริกา (American Society of Testing and Material, ASTM)[9] ว่าเป็นผลิตภัณฑ์ในระดับที่ใช้ในทางการแพทย์

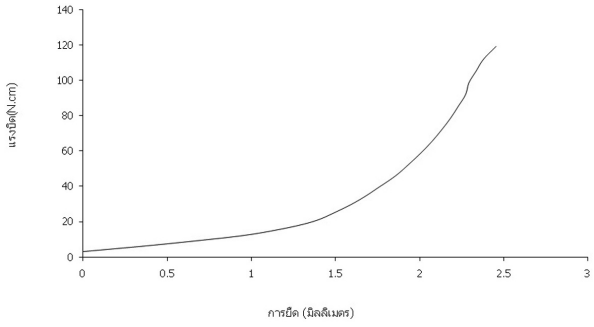
หมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 4 แบบ จำนวนกลุ่มละ 10 หมุด ถูกนำมาทดสอบความต้านทานต่อการบิด (Torsional loading) ด้วยเครื่องมือที่สร้างขึ้นเอง (รูปที่ 2) ซึ่งประกอบด้วย หัวจับ 2 ชุดที่วางอยู่ในแนวเดียวกัน หัวจับด้านหนึ่งถูกยึดตรึงกับฐานของเครื่องมือ หัวจับนี้จะยึดกับหมุดเกลียวจากด้านปลายเข้ามา 4 มิลิเมตร หัวจับอีกด้านหนึ่งยึดกับแกนโลหะที่หมุนรอบตลับลูกปืน 2 ชุด และทำให้ลื่นด้วยน้ำมันหล่อลื่น เพื่อควบคุมแกนโลหะให้หมุนอยู่ในแนวแกนเดียวและเกิดแรงเสียดทานน้อยที่สุด หัวจับด้านนี้ใช้จับกับส่วนหัวของหมุดเกลียว ระหว่างตลับลูกปืน 2 ชุดมีแกนเหล็ก เส้นผ่านศูนย์กลาง 5.17 เซนติเมตร ซึ่งพันด้วยลวดสลิงที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตร ปลายด้านหนึ่งของลวดสลิงยึดกับแกนโลหะ อีกด้านหนึ่งยึดกับตัวจับของเครื่องทดสอบอินสตรอน (Instron model 5566, Instron corp, USA) ตัวจับของเครื่องทดสอบอินสตรอนจะดึงปลายลวดสลิงเพื่อให้แกนโลหะหมุนด้วยอัตราเร็ว 90 องศา ต่อ 1 นาที จนกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กหัก เพื่อหาค่าแรงบิดสูงสุดและมุมบิดขณะเกิดแรงสูงสุดของหมุดเกลียวขนาดเล็ก[10]



รูปที่ 2 *A. เครื่องมือทดสอบคุณสมบัติการบิดที่ประกอบขึ้นเอง*
B. หัวจับหมุดเกลียวขนาดเล็ก

Figure 2 *A. Custom-fabricated device for torsional test.*
B. miniscrew holding jaws.

เพื่อชดเชยการยืดตัวของลวดสลิงในระหว่างการทดสอบ ค่ามุมบิดของหมุดเกลียวที่วัดได้จะถูกหักลบด้วยค่าการยืดตัวของลวดสลิงซึ่งหาได้จากการดึงลวดสลิงด้วยเครื่องทดสอบอินสตรอนโดยใช้แรงขนาด 0–120 N.cm อัตราเร็ว 90 องศาต่อนาที (รูปที่ 3)



รูปที่ 3 *กราฟแสดงการยืดตัวของลวดสลิง*

Figure 3 *Graph shows elasticity of cable during torquing tests*

ค่าแรงบิดสูงสุดและมุมบิดขณะเกิดแรงสูงสุดของหมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 4 แบบ ถูกวิเคราะห์ทางสถิติด้วยการทดสอบบอนเฟอร์โรนี (Bonferroni test) และอโนวาทางเดียว (one-way ANOVA)

ผลการศึกษา

ตารางที่ 1 *ค่าเฉลี่ยของแรงบิดสูงสุด ค่าเฉลี่ยมุมบิดขณะเกิดแรงสูงสุดและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของหมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 4 แบบ ตัวอักษรในวงเล็บปีกกาที่เหมือนกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P>0.05)*

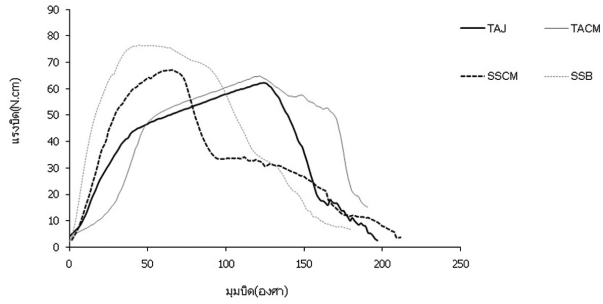
Table 1 *Means and standard diviations for torque values and twist angle at maximum torque values of the 4 miniscrew implants. Identical letters indicate that the mean values are not significantly different (P>0.05)*

หมุดเกลียวขนาดเล็ก	แรงบิดสูงสุด(N.cm)	มุมบิดที่แรงบิดสูงสุด (องศา)
TAJ	65.60 + 2.51 {a}	142.64 + 15.51 {a}
TACM	71.42 + 4.56 {a,b}	163.72 + 40.27 {a}
SSCM	69.76 + 3.00 {a,b}	63.27 + 36.95 {b}
SSB	77.47 + 13.04 {b}	51.87 + 12.24 {b}

การหักของหมุดเกลียวขนาดเล็กทุกหมุดมีลักษณะที่เหมือนกันโดยหักบริเวณเกลียวแรกชิดกับหัวจับที่ถูกยึดตรึงกับฐานของเครื่องมือ

SSB มีค่าเฉลี่ยของแรงบิดสูงสุด (77.47±13.04 N.cm) มากกว่า TAJ ที่มีค่าเฉลี่ยของแรงบิดต่ำสุด (65.60±2.51 N.cm) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p=.004) เมื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างหมุดเกลียวขนาดเล็กชนิดโลหะผสมไทเทเนียมทั้งสองกลุ่ม พบว่าค่าเฉลี่ยของแรงบิดสูงสุดของ TAJ (65.60±2.51 N.cm) ไม่แตกต่างจาก TACM (71.42±4.56 N.cm) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p=.129) เช่นเดียวกับหมุดเกลียวขนาดเล็กชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมทั้งสองกลุ่มซึ่งพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ (p=.469) ดังตารางที่ 1

ค่าเฉลี่ยมุมบิดขณะเกิดแรงสูงสุดของ TACM (163.72±40.27 องศา) และ TAJ (142.64±15.51 องศา) ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p=1.0) ในขณะที่ค่าเฉลี่ยมุมบิดขณะเกิดแรงสูงสุดของ SSCM (63.27±36.95 องศา) และ SSB (51.87±12.24 องศา) ก็ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเช่นกัน (p=.681) ที่น่าสนใจคือมุมบิดขณะเกิดแรงสูงสุดของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ทำมาจากโลหะผสมไทเทเนียมทั้ง 2 กลุ่มมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ทำมาจากเหล็กกล้าไร้สนิมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p<.01)



รูปที่ 4 *กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยมุมบิดและค่าเฉลี่ยแรงบิดของหมุดเกลียวขนาดเล็ก*

Figure 4 *Graph demonstrate mean twist angles and mean torque values for fracture of the 4 miniscrews*

บทวิจารณ์

คุณสมบัติทางกายภาพที่สำคัญของหมุดเกลียวขนาดเล็กคือมีความแข็งแรงเพียงพอต่อการไขเข้าไปในกระดูก[8] ให้การยึดอยู่ที่ดีและต้านทานต่อการสึกกร่อน[11] ซึ่งวัสดุไทเทเนียมและเหล็กกล้าไร้สนิมสามารถให้คุณสมบัติที่เหมาะสมเพียงพอต่อการใช้งานในทางคลินิก[1,3,6,8] หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองด้วยโลหะผสมไทเทเนียมและเหล็กกล้าไร้สนิมถูกผลิตด้วยเครื่องกลึงโลหะให้มีขนาดและรูปทรงที่เหมือนกัน ทั้งนี้ความแตกต่างของวัสดุที่ใช้ผลิตทั้งสองชนิดแสดงให้เห็นในรูปที่ 4 ซึ่งพบว่า หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตด้วยไทเทเนียมมีค่าแรงบิดสูงสุดที่ต่ำว่าหมุดเกลียวชนิดเหล็กกล้าไร้สนิม แต่มีมุมบิดที่แรงบิดสูงสุดมากกว่า เนื่องจากวัสดุไทเทเนียมมีคุณสมบัติยืดหยุ่นที่ดี ในขณะที่เหล็กกล้าไร้สนิมจะแสดงคุณลักษณะเด่นของการมีความแข็งแรงที่สูง ซึ่งสอดคล้องกับการวิจัยที่มีผู้ศึกษาไว้แล้ว[12,13]

จากกราฟในรูปที่ 4 พบว่า เมื่อหมุดเกลียวถูกบิดด้วยแรงประมาณ 40 N.cm จนเกิดมุมบิดเกินกว่า 50 องศา หมุดเกลียวไทเทเนียมทั้งสองกลุ่มมีการสูญเสียขีดจำกัดความยืดหยุ่น (elastic limit) และเริ่มเกิดการเปลี่ยนรูปแบบถาวร (permanent deformation) ซึ่งสังเกตได้จากลักษณะของกราฟที่มีความชันลดลง ทั้งนี้หมุดเกลียวไทเทเนียมทั้งสองชนิดสามารถทนต่อการบิดได้จนถึงมุมบิดประมาณ 150 องศาจึงจะเกินความทนแรงดึงสูงสุด (ultimate tensile strength) จนเกิดการแตกหักของหมุดเกลียว ในส่วนของหมุดเกลียวขนาดเล็กชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมจะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงบิดและมุมบิดสูงสุดที่แตกต่างไปจากหมุดเกลียวชนิดไทเทเนียม โดยจะมีความชันของกราฟที่สูงมากกว่าหมุดเกลียวไทเทเนียมในช่วงแรกของการให้แรงบิด ซึ่งกราฟมีลักษณะของความชันที่ค่อนข้างคงที่ จนกระทั่งถึงความทนแรงดึงสูงสุดและเกิดการแตกหักของหมุดเกลียว ด้วยแรงบิดประมาณ 65-75 N.cm โดยไม่ปรากฏให้เห็นถึงคุณสมบัติของสภาพพลาสติก (plasticity) ก่อนการแตกหักที่ชัดเจนเหมือนวัสดุไทเทเนียม สำหรับในการใช้งานทางคลินิก หมุดเกลียวชนิดเหล็กกล้าไร้สนิมนั้น มีความเหมาะสมกว่าในการเลือกใช้ไขในตำแหน่งที่มีความหนาแน่นของกระดูกสูง เนื่องจากความสามารถในการทนต่อ

แรงบิดที่มากกว่า ในขณะที่หมุดเกลียวที่ทำมาจากโลหะผสมไทเทเนียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 มม. ไม่ควรถูกบิดด้วยแรงเกินกว่า 40 N.cm ซึ่งทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของหมุดเกลียวขึ้น แม้ว่ายังไม่เกิดการหักของหมุดเกลียวก็ตาม เนื่องจากการบิดตัวจนเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของหมุดเกลียวไทเทเนียมนั้นอาจส่งผลต่อเสถียรภาพของหมุดเกลียวในแง่ของปริมาณพื้นผิวสัมผัสระหว่างหมุดเกลียวกับกระดูก ซึ่งควรทำการศึกษาในประเด็นนี้เพิ่มเติมต่อไป

นอกเหนือจากชนิดของวัสดุที่ใช้ผลิตหมุดเกลียวขนาดเล็ก ขนาดและรูปทรงของหมุดเกลียวเป็นอีกปัจจัยสำคัญที่ส่งผลอย่างยิ่งต่อคุณสมบัติทางกายภาพ หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้มีรูปทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 มิลลิเมตร ยกเว้นหมุดเกลียวเหล็กกล้าไร้สนิมของไบโอเรย์ (SSB) ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตร และมีรูปร่างเป็นทรงกรวย แม้ว่าการศึกษาในอดีตจะแสดงให้เห็นว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเล็ก (1.5 มิลลิเมตร) จะมีความแข็งแรงและความต้านทานต่อแรงที่น้อยกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่ (2.5 มิลลิเมตร)[14] แต่ผลการศึกษานี้ ไม่พบความแตกต่างของคุณสมบัติต้านทานต่อแรงบิดระหว่างหมุดเกลียวขนาดเล็กขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตร และ 1.6 มิลลิเมตร

ส่วนรูปทรงของหมุดเกลียวขนาดเล็กนั้น รูปทรงทรงกรวยจะมีเสถียรภาพแรกเริ่มและความแข็งแรงสูงกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กรูปทรงกระบอก[15,16] ซึ่งอาจเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่สอดคล้องกับคุณสมบัติความต้านทานแรงบิดของหมุดเกลียวเหล็กกล้าไร้สนิมของไบโอเรย์ที่มีค่ามากที่สุด ทั้งนี้หมุดเกลียวขนาดเล็กที่นำเข้าจากต่างประเทศที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้บริษัทผู้ผลิตได้แนะนำให้ใช้ในงานประเภทเดียวกัน โดยสามารถใช้ไขได้ทุกตำแหน่งในช่องปากโดยเฉพาะอย่างยิ่งในบริเวณที่มีความหนาแน่นของกระดูกสูง ซึ่งในกรณีที่ปักในบริเวณที่มีกระดูกหนา ควรมีการเจาะนำร่วมด้วยเพื่อลดโอกาสในการหักของหมุด

การไขหมุดเกลียวขนาดเล็กเข้าไปในกระดูก ควรหมุนอย่างช้า ๆ และระมัดระวังเพื่อให้เกิดโมเมนต์ของแรงที่น้อย ป้องกันการหักของหมุดเกลียวขนาดเล็ก และลดการเกิดความร้อนจากการเสียดสีของหมุดเกลียวขนาดเล็กกับกระดูก ซึ่งความเข้าใจที่ถูกต้องเกี่ยวกับคุณภาพทางกายภาพของหมุดเกลียวขนาดเล็กจะช่วยให้สามารถนำหมุดเกลียวขนาดเล็กไปใช้ในงานทางทันตกรรมจัดฟันได้อย่างมีประสิทธิภาพ

บทสรุป

หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีคุณสมบัติต้านทานต่อแรงบิดใกล้เคียงกับหมุดเกลียวขนาดเล็กนำเข้าจากต่างประเทศ ทั้งนี้คุณสมบัติทางกายภาพและชีวภาพอื่นๆ จำเป็นต้องทำการศึกษาต่อไปเพื่อพัฒนาให้เป็นวัสดุที่มีคุณภาพสูงและราคาย่อมเยาสำหรับใช้งานในประเทศ

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ทพ.สุมิตร สูอำพัน ที่ให้คำแนะนำอันเป็นประโยชน์ยิ่งในการเขียนบทความนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Manopatanakul S, Ruangpaka S. Dentists acceptance towards the use of mini-implant as temporary implant anchorage. *J Thai Assoc Orthod* 2005; 4: 40-46
2. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, et al. A clinical and histological evaluation of titanium miniimplants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 489-497.
3. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2002; 36: 298-302
4. Park HS, Kyung HM, Sung JH. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2002; 36: 592-596.
5. Manopatanakul S. Titanium mini-implant for orthodontic anchorage. *J Thai Assoc Orthod* 2004; 3: 43-48

6. Sung JH, Kyung HM, Bae SM, *Microimplants in orthodontics*. 1st ed. Daegu; Dentos; 2007: 15-32
7. Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, Buschang PH. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 91-99.
8. Lee JS, Kim JK, Park YC,Vanarsdall R. *Application of orthodontic mini-implants*. 1st ed. Canada; Quintesence; 2007: 29-50
9. American Society of Testing and Material, Standard specification for wrought titanium-6 aluminium-4 ELI (Extra low interstitial) Alloy (R56401) for surgical implant applications, Designation:F136. Standard Specification for Wrought 18 Chromium 14 Nickel 2.5 Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673) Designation: F138, *Annual book of American society of testing and material* (ASTM) standards 1996.
10. Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Okayama M, Yuasa T, Mizoguchi I. Torsional properties and microstructures of miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 333.e1-6.
11. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res* 2009 ; 20: 91-98.
12. Francioli D, Ruggiero G, Giorgetti R. Mechanical properties evaluation of an orthodontic miniscrew system for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2010; 11: 98-104.
13. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2005; 6: 82-97.
14. Morarend C, Qian F, Marshall SD, et al. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 ; 136: 224-249.
15. Florvaag B, Kneuertz P, Lazar F, et al. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. *J Orofac Orthop* 2010; 71: 53-67.
16. Chao CK, Hsu CC, Wang JL, Lin J. Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: biomechanical tests and finite element analyses. *J Spinal Disord Tech* 2008 ; 21: 130-138.