

อิทธิพลของมุมการปักของหลักยึดหมุดเกลียวขนาดเล็ก ต่อการยึดทางกลศาสตร์

ศิริพันธ์ อรัณยวงศกร

นักศึกษาปริญญาโท ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

เอดวาร์ดได้ ยูโก ซูซูกิ

อาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

บุญฉิวา ซูซูกิ

รองศาสตราจารย์ ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

อาจารย์ ทันตแพทย์ ดร. เอดวาร์ดได้ ยูโก ซูซูกิ
ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
ถ.สุเทพ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200

โทรศัพท์: 053-944465

โทรสาร: 053-222844

อีเมล: yugo@chiangmai.ac.th

บทคัดย่อ

การลดขนาดมุมการปักหลักยึดหมุดเกลียวขนาดเล็กอาจเพิ่มการยึดทางกลศาสตร์อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีการศึกษาผลของการปักหมุดเฉียงทำมุมในกระดูกเบ้าฟันที่มีต่อการยึดทางกลศาสตร์ วัตถุประสงค์ของการศึกษาเพื่อประเมินผลของมุมที่ใช้ในการปักของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีต่อการยึดทางกลศาสตร์บริเวณกระดูกเบ้าฟันส่วนต่าง ๆ หมุดเกลียวขนาด 1.6X8 มิลลิเมตร จำนวน 360 ตัว (BMK, Seoul, Korea) ถูกปักบริเวณส่วนหน้า ส่วนกลาง และส่วนหลังในกระดูกขากรรไกรบนและล่างของหนู โดยปักเฉียงทำมุม 30, 60 และ 90 องศาต่อผิวกระดูกซึ่งควบคุมมุมการปักโดยเครื่องมือควบคุมทิศทางการปัก 3 มิติ (Y&B Products, Chiangmai, Thailand) แรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดถูกวัดโดยเครื่องทดสอบแรงดึงอินสตรอนและเครื่องวัดแรงบิดอิมาดา (Imada torque wrench) ตามลำดับ ข้อมูลถูกบันทึกและวิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวและสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน ผลการศึกษา พบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างแรงบิดสูงสุดขณะปักและแรงดึงสูงสุด ($r = 0.81$) ในกระดูกขากรรไกรบน ไม่พบความแตกต่างของแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดระหว่างมุมการปัก 30, 60 และ 90 องศา ส่วนในกระดูกขากรรไกรล่าง แรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดของหมุดที่ปักเฉียง 30 องศา มีค่าสูงกว่าหมุดที่ปักเฉียง 60 และ 90 องศา อย่างมีนัยสำคัญในบริเวณส่วนหน้า แต่บริเวณส่วนกลางและส่วนหลังพบว่าหมุดที่ปักเฉียง 30 องศา มีแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดน้อยกว่าหมุดเฉียงที่ปักเฉียง 60 และ 90 องศาอย่างมีนัยสำคัญ และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างมุม 60 และ 90 องศา ในส่วนหน้าและส่วนหลังของกระดูกขากรรไกรล่าง บทสรุป มุมการปักหมุดเกลียวขนาดเล็กไม่ได้ปรับปรุงการยึดทางกลศาสตร์ของบริเวณกระดูกเบ้าฟันในขากรรไกรบน การลดขนาดมุมการปักหมุดเกลียวขนาดเล็ก 30 องศา ช่วยปรับปรุงการยึดทางกลศาสตร์เฉพาะส่วนหน้าของกระดูกขากรรไกรล่าง

บทนำ

ปัจจุบันนี้ หมุดเกลียวขนาดเล็กได้รับการออกแบบเพื่อใช้เป็นหลักยึดกระดูกในระหว่างการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน¹⁻⁷ เนื่องจากหมุดมีขนาดเล็ก ราคาถูก และสามารถปักระหว่างรากฟันในบริเวณกระดูกเบ้าฟัน (alveolar bone) ได้ หมุดเกลียวขนาดเล็กจึง

เป็นอีกทางเลือกหนึ่งสำหรับใช้เป็นหลักยึดทางทันตกรรมจัดฟัน^{1,3,5,6,8-10} ถึงแม้ว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กได้รับการยืนยันถึงประโยชน์ทางคลินิก แต่ก็พบความเสี่ยงต่อการทำอันตรายอวัยวะข้างเคียง เช่น รากฟัน และการทะลุโพรงอากาศกรรไกรบน (maxillary sinus) ในระหว่างการปัก ซึ่งเป็นเรื่องสำคัญที่ควรได้รับการพิจารณา¹¹⁻¹³

มีการแนะนำเครื่องมือควบคุมทิศทางการปักแบบทึบแสง (radiopaque markers) เพื่อใช้ในการปักหมุดเกลียวขนาดเล็กอย่างเป็นระบบ เช่น ขึ้นปิดทำขึ้นเอง (custom-made stent)¹⁴ เครื่องมือควบคุมทิศทางการปัก (surgical guide)^{15,16} และแผ่นแบบ (template)^{17,18} เพื่อถ่ายทอดข้อมูลบริเวณที่เลือกปักระหว่างรากฟันมายังภาพรังสีก่อนการรักษา ยิ่งกว่านั้นการใช้เครื่องมือควบคุมทิศทางการปักแบบ 3 มิติสามารถช่วยวางแผนเลือกมุมการปักได้อย่างแม่นยำ ทำให้สามารถปักหมุดในกระดูกเบ้าฟันที่ประเมินไว้ได้อย่างปลอดภัย

การปักหมุดเกลียวขนาดเล็กทำมุมเอียงเป็นวิธีหนึ่งที่มีการแนะนำเพื่อลดความเสี่ยงต่อการทำอันตรายรากฟันข้างเคียงในบริเวณกระดูกเบ้าฟัน¹⁹ เนื่องจากพื้นที่ระหว่างรากฟันมีแนวโน้มกว้างขึ้นไปทางปลายรากฟัน²⁰⁻²² นอกจากนี้การปักหมุดเอียงทำมุมทำให้เพิ่มพื้นที่สัมผัสระหว่างหมุดและกระดูก²² ซึ่งอาจจะช่วยเพิ่มการยึดทางกลศาสตร์ระหว่างหมุดกับกระดูกได้

อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีการประเมินอิทธิพลมุมการปักของหมุดเกลียวขนาดเล็กต่อการยึดทางกลศาสตร์ในบริเวณกระดูกเบ้าฟัน การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินผลของมุมการปักต่อการยึดทางกลศาสตร์ของหมุดเกลียวขนาดเล็กบริเวณกระดูกเบ้าฟันของหนู

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

กลุ่มตัวอย่าง

การทดลองนี้ใช้หมุดเกลียวขนาดเล็กแบบตัดเกลียวเอง (self tapping) จำนวน 360 ตัว ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 มิลลิเมตร ยาว 8 มิลลิเมตร (ACR Mini-Implant, BioMaterials Korea. Inc., Guro-gu, Seoul, Korea)

ตัดแยกชิ้นส่วนของกระดูกเบ้าฟันออกจากกระดูกขากรรไกรบนและล่างของหนูลูกผสมอายุ 4-5 เดือน จำนวน 10 ตัว น้ำหนักเฉลี่ยประมาณ 80 กิโลกรัม ตัดชิ้นส่วนที่ไม่จำเป็นรวมทั้งเลาะเนื้อเยื่อทั้งหมดออก การทดลองแบ่งกระดูกเบ้าฟันของขากรรไกรบนและล่างทั้งซ้ายและขวาตามตำแหน่งที่ปัก คือ ส่วนหน้า (anterior) ส่วนกลาง (Middle) และส่วนหลัง (posterior) ออก

เป็น 6 กลุ่ม จำนวนกระดูกในแต่ละกลุ่ม 20 ชิ้น กระดูกแต่ละชิ้นปักมุมเอียงต่างกัน 3 มุม ซึ่งใช้หมุดเกลียวจำนวน 20 ตัว ต่อหนึ่งกลุ่มตัวอย่าง เก็บกลุ่มตัวอย่างในผ้าโปร่งชุบน้ำเกลือและแช่แข็งที่อุณหภูมิลบ 20 องศาเซลเซียส²³ และทำการละลายน้ำแข็ง ณ อุณหภูมิห้องก่อนการศึกษา

ขั้นตอนการปักหมุดเกลียวขนาดเล็ก

หมุดเกลียวขนาดเล็กถูกปักอย่างเป็นระบบบริเวณกระดูกเบ้าฟันในกระดูกขากรรไกรบนและล่าง โดยกำหนดมุมการปัก 30, 60 และ 90 องศาต่อผิวกระดูกและระยะระหว่างหมุดอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร (รูปที่ 1) ในระหว่างการเจาะและการขึ้นหมุดใช้เครื่องมือควบคุมทิศทางการปัก 3 มิติที่ทำขึ้นเอง (รูปที่ 2) เพื่อกำหนดมุมการปักต่อผิวกระดูกอย่างถูกต้องแม่นยำ

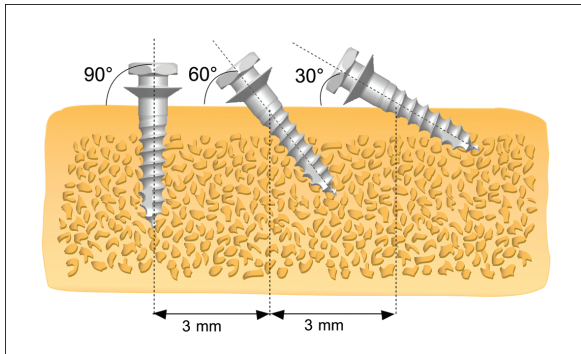
ทำการปักหมุดเกลียวขนาดเล็กโดยใช้แนวทางของ Suzuki และ Buranastidporn¹⁶ โดยใช้ตัวเจาะเกลียวขนาดเล็กเส้นผ่าศูนย์กลาง 1.1 มิลลิเมตร สร้างรูนำทางในกระดูกทึบ (cortical bone) โดยใช้หัวกรอความเร็วต่ำ (400-500 รอบต่อวินาที) ร่วมกับการชะล้างด้วยน้ำเกลือเพื่อป้องกันความร้อนที่เกิดขึ้นและช่วยกำจัดเศษกระดูก หลังจากนั้นใช้ไขควงขึ้นหมุดเกลียวขนาดเล็กเข้าไปในกระดูกด้วยมือตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต

แรงบิดขณะปัก (Insertion torque)

แรงบิดขณะปักสูงสุด (นิวตันเซนติเมตร) ของหมุดแต่ละตัวถูกประเมินโดยใช้เครื่องวัดแรงบิดอิมาดา (Imada Inc., Northbrook, IL) (รูปที่ 3) ปักหมุดเกลียวเข้าในกระดูกจนกระทั่งส่วนของแพลตฟอร์ม (platform) อยู่เหนือผิวกระดูก 1 มิลลิเมตร (รูปที่ 4) คำนิยามของแรงบิดขณะปักสูงสุดกำหนดโดยค่าแรงบิดมากที่สุดที่เกิดขึ้นในขณะปักหมุด

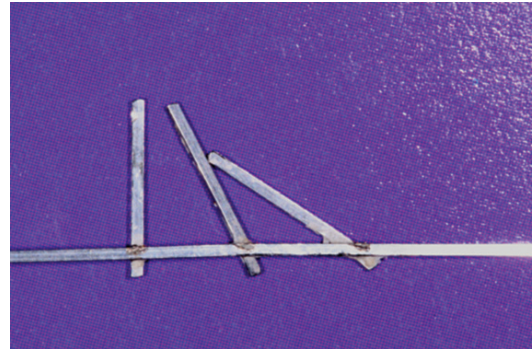
การทดสอบแรงดึง (Pullout testing)

การศึกษานี้ได้ออกแบบฐานจับ (base) เพื่อยึดชิ้นตัวอย่างกับเครื่องทดสอบและปากจับ (grip) สำหรับจับหัวหมุดเกลียวซึ่งปักทำมุมต่าง ๆ เพื่อดึงหมุดไปตามแนวแรงและป้องกันการเกิดโมเมนต์ดัดโค้ง (bending moment) ในขณะวัดค่าแรงดึง รวมทั้งออกแบบผิวด้านในของปากจับให้มีรูปร่างที่สามารถจับกับหัวหมุดเกลียวได้พอดี (รูปที่ 5,6) ปากจับถูกยึดอยู่กับแอกชูเอเตอร์ (actuator) ซึ่งเป็นส่วนที่ขึ้นลงตามความเร็วที่กำหนดเพื่อสร้างแรงกระทำขึ้นในขั้นตอนการทดสอบของเครื่องทดสอบแรงดึงอินสตรอน (Instron Corp, Canton, Mass) เครื่องทดสอบดึงหมุดเกลียวออกด้วยความเร็ว 0.05 มิลลิเมตรต่อวินาที^{23,24} หลังจากนั้นใช้โปร-



รูปที่ 1 แผนภาพแสดงมุมการปักหมุดเกลียว 30, 60 และ 90 องศาต่อผิวกระดูก ระยะระหว่างหมุดเกลียวขนาดเล็กห่างกันอย่างน้อย 3 มิลลิเมตร

Fig. 1 Diagram of miniscrew placement. Miniscrews were inserted at 30, 60 and 90 degrees to the bone surface. A minimum clearance of 3 mm between miniscrew implants was maintained



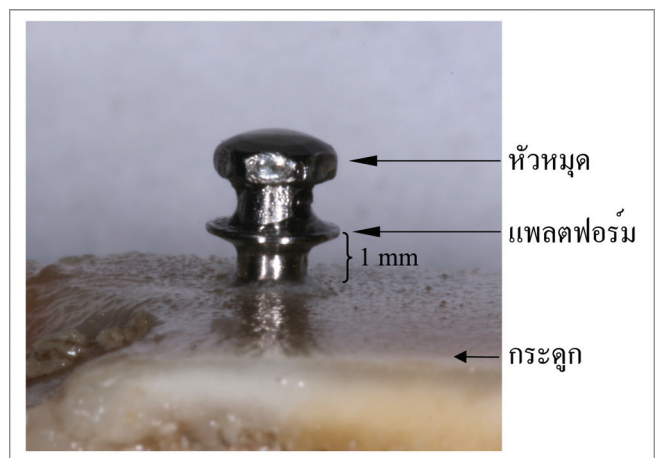
รูปที่ 2 เครื่องมือควบคุมทิศทาง 3 มิติเตรียมขึ้นเพื่อควบคุมแนวการปักหมุดเกลียวขนาดเล็กต่อผิวกระดูก

Fig. 2 Custom-made 3-D Surgical Guide was prepared to allow precise miniscrew placement to the bone



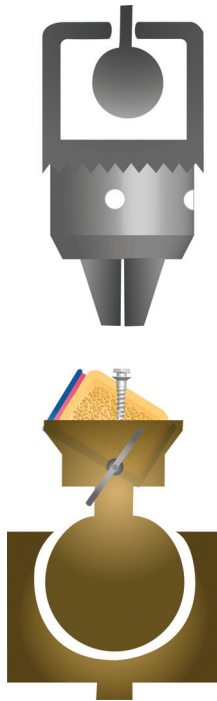
รูปที่ 3 เครื่องวัดแรงบิดแบบดิจิทัลที่ใช้ประเมินแรงบิดสูงสุดขณะปัก

Fig. 3 A digital torque wrench was used to assess the maximum insertion torque during miniscrew implant placement



รูปที่ 4 แพลตฟอร์มของหัวหมุดเกลียวปักห่างจากผิวกระดูกที่ 1 มิลลิเมตร

Fig. 4 The platform of miniscrew head was placed 1mm far from cortical bone surface



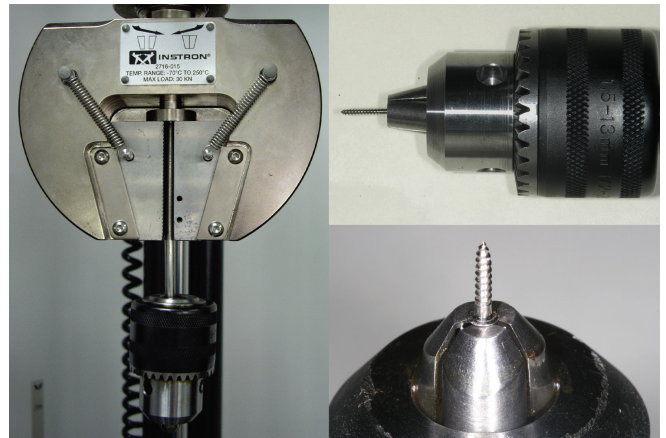
รูปที่ 5 ฐานจับยึดขึ้นตัวอย่างกับเครื่องทดสอบและปากจับเพื่อจับหัวหมุดเกลียวขนาดเล็กซึ่งได้รับการออกแบบเป็นพิเศษเพื่อใช้ในการควบคุมทิศทางการดึง

Fig. 5 A custom-made base to hold the specimens and grip to grasp miniscrew head was specially designed and to allow controlled angle to the axis of the pull

แกรมบลูฮิลล์ (Bluehill software CAT No. 2603-080) ในการบันทึกค่าแรงดึงสูงสุดโดยพิจารณาจากค่าแรงมากที่สุดก่อนที่แรงดึงมีค่าลดลงอย่างรวดเร็ว ในระหว่างการทดสอบ แนวแกนของหมุดเกลียววางตัวในแนวเดียวกับแนวแรงดึงของเครื่องทดสอบเพื่อไม่ให้เกิดโมเมนต์ดัดโค้งขึ้นและสามารถบันทึกเฉพาะค่าแรงดึงตามแนวแกนเท่านั้น

การวิเคราะห์ทางสถิติ

เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way analysis of variance; ANOVA) และทำการทดสอบการเปรียบเทียบพหุคูณ (Multiple comparisons) ชนิดการเปรียบเทียบหลังการวิเคราะห์ความแปรปรวน (Post-hoc test) แบบวิธีทูกีย์ (Tukey) เพื่อตรวจหาความแตกต่างของแรงดึงสูงสุดและแรงบิดสูงสุดระหว่างกลุ่ม ความ



รูปที่ 6 ปากจับถูกออกแบบเป็นพิเศษเพื่อยึดหัวหมุด

Fig. 6 A custom-made grip was specific designed to hold the head of miniscrew

แตกต่างระหว่างแรงดึงสูงสุดและแรงบิดสูงสุดระหว่างขากรรไกรบนและล่างใช้การวิเคราะห์สถิติทดสอบที (t-test) และวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึงและแรงบิดโดยใช้สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson correlation coefficients) การคำนวณทางสถิติทั้งหมดโดยใช้โปรแกรมสำเร็จรูปเอสพีเอสเอส (SPSS) รุ่น 10.0 สำหรับวินโดวส์

ผล

ในการประเมินและวิเคราะห์แรงดึงและแรงบิดสูงสุดของหมุดเกลียวในมุมการปักต่าง ๆ ต่อผิวกระดูกที่บริเวณกระดูกเบ้าฟัน พบความสัมพันธ์อย่างสูงระหว่างแรงบิดขณะปักสูงสุดและแรงดึงสูงสุด ซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ ($r = 0.81$) ($p < .01$) ผลของการวัดแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดของหมุด-

เกลียวขนาดเล็กที่ปักบริเวณกระดูกเบ้าฟันในขากรรไกรบนและล่างแสดงดังตารางที่ 1 ถึง 6 และค่าแรงดึงและแรงบิดสูงสุดของหมุดเกลียวที่ปักบริเวณขากรรไกรล่างมากกว่าขากรรไกรบนอย่างมีนัยสำคัญ ($p < .05$) ในทุก ๆ ตำแหน่ง (ตารางที่ 1 และ 2)

ในกระดูกเบ้าฟันของขากรรไกรบนไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดระหว่างหมุดเกลียวที่ปักทำมุม 30, 60 และ 90 องศาต่อผิวกระดูก บริเวณส่วนหน้าพบแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดของหมุดเกลียว

น้อยกว่าส่วนกลางและส่วนหลังอย่างมีนัยสำคัญ ($p < .001$) รวมทั้งไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของแรงบิดขณะปักสูงสุดของหมุดเกลียวระหว่างส่วนกลางและส่วนหลัง (ตารางที่ 3 และ 4)

บริเวณกระดูกเบ้ารากฟันในขากรรไกรล่าง การปักหมุดเกลียวทำมุมมีผลต่อแรงดึงสูงสุดและแรงบิดขณะปักสูงสุดของหมุดเกลียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .01$) อย่างไรก็ตามการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นมีรูปแบบแตกต่างกันไปตามบริเวณ

ตารางที่ 1 แรงดึงสูงสุด (นิวตัน) ของหมุดเกลียวที่ปักทำมุมต่าง ๆ ในกระดูกขากรรไกรบนและล่าง

Table 1 Maximum pullout strength (N) values of miniscrews inserted at angulation in maxilla and mandible.

Angulations	Maxilla		Mandible		p-value
	Mean	s.d.	Mean	s.d.	
30°	195.51	102.77	305.45	145.12	0.000*
60°	217.36	133.81	493.47	296.73	0.000*
90°	233.29	131.43	422.78	277.63	0.000*

*t-test is significant at $\alpha=.05$

ตารางที่ 2 แรงบิดขณะปักสูงสุด (นิวตันเซนติเมตร) ของหมุดเกลียวที่ปักทำมุมต่าง ๆ ในกระดูกขากรรไกรบนและล่าง

Table 2 Maximum insertion torque (Ncm) values of miniscrews inserted at angulation in maxilla and mandible.

Angulations	Maxilla		Mandible		p-value
	Mean	s.d.	Mean	s.d.	
30°	3.03	1.85	4.51	1.97	0.000*
60°	3.14	2.15	5.34	2.92	0.000*
90°	3.42	2.13	4.53	2.83	0.017*

*t-test is significant at $\alpha=.05$

ตารางที่ 3 แรงดึงสูงสุด (นิวตัน) ของหมุดเกลียวที่ปักทำมุมต่าง ๆ ในกระดูกขากรรไกรบน

Table 3 Maximum pullout strength (N) values of miniscrews inserted at angulation in maxilla.

Angulations	Anterior		Middle		Posterior		Tukey's
	Mean	s.d.	Mean	s.d.	Mean	s.d.	
30°	94.04	38.56	241.17	86.97	251.32	86.22	Ant < Mid = Post
60°	98.04	51.73	221.32	113.91	332.72	104.56	Ant < Mid < Post
90°	126.54	51.73	231.60	89.80	334.67	139.70	Ant < Mid < Post
Tukey's	30°=60°=90°		30°=60°=90°		30°=60°=90°		

Ant=Anterior; Mid=Middle; Post=Posterior

ตารางที่ 4 แรงบิดขณะปักสูงสุด (นิวตันเซนติเมตร) ของหมุดเกลียวที่ปักทำมุมต่าง ๆ ในกระดูกขากรรไกรบน**Table 4** Maximum insertion torque (Ncm) values of miniscrews inserted at angulation in maxilla

Angulations	Anterior		Middle		Posterior		Tukey's
	Mean	s.d.	Mean	s.d.	Mean	s.d.	
30°	1.15	0.82	3.77	1.39	4.17	1.53	Ant < Mid = Post
60°	1.27	1.00	3.50	2.00	4.64	1.78	Ant < Mid = Post
90°	1.53	1.20	3.79	1.96	4.95	1.58	Ant < Mid = Post
Tukey's	30°=60°=90°		30°=60°=90°		30°=60°=90°		

Ant=Anterior; Mid=Middle; Post=Posterior

ตารางที่ 5 แรงดึงสูงสุด (นิวตัน) ของหมุดเกลียวที่ปักทำมุมต่าง ๆ ในกระดูกขากรรไกรล่าง**Table 5** Maximum pullout strength (N) values of miniscrews inserted at angulation in mandible

Angulations	Anterior		Middle		Posterior		Tukey's
	Mean	s.d.	Mean	s.d.	Mean	s.d.	
30°	220.04	123.95	395.46	102.38	300.86	152.70	Ant < Mid = Post
60°	135.11	61.93	715.86	196.14	629.44	156.24	Ant < Mid = Post
90°	107.59	66.27	468.17	153.70	692.58	167.24	Ant < Mid < Post
Tukey's	30°>90°=60°		30°=90°<60°		30°<90°=60°		

Ant=Anterior; Mid=Middle; Post=Posterior

ตารางที่ 6 แรงบิดขณะปักสูงสุดของหมุดเกลียวที่ปักทำมุมต่าง ๆ ในกระดูกขากรรไกรล่าง**Table 6** Maximum insertion torque (Ncm) values of miniscrews inserted at angulation in mandible

Angulations	Anterior		Middle		Posterior		Tukey's
	Mean	s.d.	Mean	s.d.	Mean	s.d.	
30°	3.05	1.47	5.12	1.97	4.64	1.69	Ant < Mid = Post
60°	1.90	1.34	7.16	1.64	6.96	1.83	Ant < Mid = Post
90°	1.37	1.40	5.31	1.71	6.92	1.70	Ant < Mid < Post
Tukey's	30°>90°=60°		30°=90°<60°		30°<90°=60°		

Ant=Anterior; Mid=Middle; Post=Posterior

ต่าง ๆ (ส่วนหน้า ส่วนกลาง และส่วนหลัง) ของหมุดที่ปักในขากรรไกรล่าง

บริเวณส่วนหน้าของกระดูกขากรรไกรล่าง พบว่าหมุดเกลียว 30 องศาต่อผิวกระดูก มีแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุด มีค่าสูงกว่าหมุดเกลียว 60 องศา และ 90 องศา อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .05$ และ $p < .01$ ตามลำดับ)

บริเวณส่วนกลางของกระดูกขากรรไกรล่าง หมุดเกลียวที่ทำมุม 60 องศาต่อผิวกระดูก มีแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุด มากกว่ามุม 30 องศา และ 90 องศา อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .05$) รวมทั้งไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างหมุดเกลียวทำมุม 30 องศา และ 90 องศา

ในทางตรงกันข้าม บริเวณส่วนหลังของกระดูกขากรรไกรล่าง หมุดเกลียวที่ทำมุม 30 องศาต่อผิวกระดูก มีแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดน้อยกว่ามุม 60 องศา และ 90 องศา อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .001$) นอกจากนี้ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างหมุดเกลียวทำมุม 60 องศา และ 90 องศา ในบริเวณส่วนหน้าและส่วนหลัง (ตารางที่ 5 และ 6)

บทวิจารณ์

เหตุผลหลักในการเลือกปักหมุดเกลียวทำมุมเพื่อเพิ่มการยึดทางกลศาสตร์²² เพื่อให้สามารถเลือกใช้หมุดที่มีความยาวเพิ่มขึ้น^{25,26} และเพื่อหลีกเลี่ยงการทำอันตรายต่อรากฟันข้างเคียง²⁵ แนวทางการปักหมุดในบริเวณกระดูกเบ้าฟันดังกล่าวได้ถูกแนะนำอย่างแพร่หลายรวมทั้งเป็นแนวทางให้บริษัทผู้ผลิตใช้ออกแบบหมุดเกลียวเพื่อใช้งานในทางทันตกรรมจัดฟัน^{9,16,22,27-32} ในปัจจุบันมีการศึกษาเพื่อประเมินและวิเคราะห์อิทธิพลของแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดในการปักหมุดเกลียวขนาดเล็ก^{23,33-40} แต่ไม่มีการประเมินแรงยึดทางกลศาสตร์ของหมุดเกลียวที่ปักทำมุมในบริเวณกระดูกเบ้าฟัน

การวัดแรงดึงเป็นวิธีมาตรฐานที่ใช้กันโดยทั่วไปในการวัดการยึดอยู่ของหมุด ดังนั้นการวิเคราะห์แรงที่ใช้ดึงหมุดออกจากวัสดุจึงเรียกว่า แรงดึง^{23,41} ซึ่งปัจจัยที่มีผลต่อแรงยึดทางกลศาสตร์ของหมุดต่อกระดูก เช่น รูปร่างและขนาดของหมุด^{38,40,42,43} วิธีการปัก มุมการปัก วิธีการเตรียมรูนำทาง^{44,45} และลักษณะของกระดูกที่ปัก^{23,35,38} ดังนั้นปัจจัยดังกล่าวจึงควรได้รับการควบคุมอย่างระมัดระวัง ในการศึกษาครั้งนี้ ใช้หมุดเพียงชนิดเดียวในการประเมินแรงยึดทางกลศาสตร์เพื่อจำกัดปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับลักษณะของหมุด และปัจจัยอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องกับวิธีการปัก เช่น มุมการปัก

วิธีการเตรียมรูนำทาง ถูกควบคุมโดยใช้แนวทางการปักเดียวกัน ร่วมกับใช้เครื่องมือควบคุมทิศทางแบบ 3 มิติ

เนื่องจากบริเวณกระดูกเบ้าฟันของกระดูกขากรรไกรบนและล่างมีลักษณะเฉพาะ เช่น โครงสร้างแตกต่างกัน ความหนาแน่นและความหนาของกระดูกที่ต่างกัน⁴⁶⁻⁵⁰ และโครงสร้างของเส้นใยกระดูก (trabecula bone) มีความซับซ้อน⁵⁰ ทิศทางและตำแหน่งของการปักหมุดจึงเป็นปัจจัยที่สำคัญที่ต้องได้รับการพิจารณา ประเมิน และทำให้เหมาะสมที่สุด

ในการศึกษานี้ พบความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุด ผลการศึกษาสอดคล้องกับหลายงานวิจัยซึ่งได้อธิบายการทดสอบทางกลศาสตร์โดยใช้เพดดิเคิลสกรู (pedical screw) สำหรับยึดกระดูกสันหลัง^{44,51,52} ผลการศึกษายังพบอีกว่าหมุดเกลียวที่ปักบริเวณกระดูกขากรรไกรล่างมีการยึดทางกลศาสตร์เพิ่มขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับขากรรไกรบน เนื่องจากความหนาของกระดูกที่บดและความหนาแน่นของกระดูกในขากรรไกรบนและล่างมีความแตกต่างกันซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมา^{22,23,35,47,49}

กระดูกขากรรไกรบน

จากผลการศึกษา การปักหมุดเอียงทำมุมต่างกันกระดูกขากรรไกรบนไม่ได้ช่วยให้การยึดทางกลศาสตร์เพิ่มขึ้น ผลการศึกษาดังกล่าวขัดแย้งกับการศึกษาที่ผ่านมาซึ่งแนะนำให้ลดมุมการปักลงเพื่อเพิ่มพื้นที่สัมผัสระหว่างหมุดและกระดูกที่บด อย่างไรก็ตาม การศึกษาดังกล่าวไม่ได้แสดงให้เห็นว่าการเพิ่มพื้นที่สัมผัสบริเวณกระดูกที่บดช่วยเพิ่มแรงดึงได้อย่างไร²²

ความหนาและความหนาแน่นของกระดูกที่บดบริเวณกระดูกเบ้าฟันในขากรรไกรบนเป็นอีกเหตุผลหนึ่งที่สามารถนำมาอธิบายได้ เนื่องจากการยึดอยู่ของหมุดในกระดูกมาจากกระดูกที่บดเป็นหลัก เหตุผลดังกล่าวได้รับการสนับสนุนจาก Daftari และคณะ⁵² ที่ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างการเตรียมรูนำทางและแรงดึงโดยใช้ทั้งกระดูกสันหลังสังเคราะห์และกระดูกวัว พบว่าการเตรียมรูนำทางที่มีขนาดใหญ่เกินไปทำให้แรงดึงลดลง ซึ่งเน้นให้เห็นว่ากระดูกที่บดมีความสำคัญต่อการยึดของหมุดมากกว่ากระดูกโปร่ง และยังได้รับการสนับสนุนเพิ่มเติมจากหลายการศึกษา^{38,40,49,53} ความหนาของกระดูกที่บดในขากรรไกรบนน้อย^{22,49,50,54} จึงอาจจะไม่เพียงพอที่ทำให้เพิ่มพื้นที่สัมผัสระหว่างกระดูกและหมุด ซึ่งเป็นผลให้การปักหมุดเอียงทำมุมในกระดูกขากรรไกรบนไม่สามารถเพิ่มการยึดทางกลศาสตร์ของหมุดเกลียวได้

นอกจากนี้ เนื่องจากความหนาของกระดูกทึบในกระดูกขากรรไกรบนน้อย ดังนั้นความยาวของหมุดส่วนใหญ่จะอยู่ในกระดูกโปร่ง ร่วมกับบริเวณส่วนหลังของขากรรไกรบนมีการสะสมแร่ธาตุน้อย⁵⁰ กระดูกที่มีความหนาแน่นน้อยเรียกว่า “กระดูกนิ่ม (soft bone)” ทำให้หมุดมีเสถียรภาพเบื้องต้น (primary stability) ไม่เพียงพอ และพบอัตราล้มเหลวได้มาก⁵⁵ การปักหมุดทำมุมเอียงในกระดูกขากรรไกรบนที่มีลักษณะกระดูกนิ่ม จึงไม่สามารถช่วยเพิ่มการยึดทางกลศาสตร์ได้

เหตุผลอีกประการหนึ่ง คือ ระยะห่างของหมุดเกลียว (thread pitch) โดยทั่วไปในท้องตลาดมีขนาดประมาณ 1 มิลลิเมตร ซึ่งใหญ่กว่าความหนาของกระดูกทึบเฉลี่ยในขากรรไกรบน^{22,49,50,54} หมุดเกลียวที่มีระยะห่างของเกลียวเล็กกว่า จะมีการยึดทางกลศาสตร์ดีกว่า⁵⁶ ดังนั้นการปักหมุดเอียงทำมุมไม่สามารถช่วยเพิ่มการยึดทางกลศาสตร์ในขากรรไกรบนได้จึงเป็นการค้นพบใหม่ อย่างไรก็ตาม ควรมีการศึกษาถึงกลไกการยึดของหมุดเกลียวในขากรรไกรบนเพิ่มขึ้น

กระดูกขากรรไกรล่าง

บริเวณกระดูกเข้าฟันของขากรรไกรล่าง ถึงแม้ว่ามุมเอียงของหมุดเกลียวมีผลต่อคุณสมบัติทางกลศาสตร์ แต่มีรูปแบบแตกต่างกันไปตามตำแหน่งที่ปัก กล่าวคือ มุมปักที่แตกต่างกันในบริเวณต่าง ๆ มีผลให้รูปแบบการยึดทางกลศาสตร์แตกต่างกันไป

การลดมุมการปักต่อผิวกระดูกที่ปลง เช่น 30 องศา ช่วยปรับปรุงการยึดทางกลศาสตร์ได้เพียงเฉพาะส่วนหน้าของกระดูกขากรรไกรล่าง ในทางตรงกันข้าม มุม 30 องศาที่ปักส่วนหลังของกระดูกขากรรไกรล่างพบแรงยึดทางกลศาสตร์น้อยที่สุด ยิ่งไปกว่านั้นบริเวณส่วนกลางของกระดูกขากรรไกรล่างไม่พบความแตกต่างระหว่างมุม 30 องศา และ 90 องศา

เนื่องจากปริมาณและคุณภาพของกระดูกทึบของส่วนหน้าและส่วนกลางในกระดูกขากรรไกรล่างมีความแตกต่างกัน²² ความหนาแน่นของกระดูกทึบบริเวณส่วนหลังของกระดูกขากรรไกรล่างมีมากกว่า การลดมุมการปักลง ทำให้เกิดรอยแยกเล็ก ๆ ขึ้นในกระดูก เป็นผลให้การยึดทางกลศาสตร์ของหมุดลดลง ซึ่งสนับสนุนโดยการศึกษาของ Robert และคณะ⁵⁷ ประเมินผลของหมุดที่ปักทำมุมเอียงต่อแรงยึดเบื้องต้น เขาสังเกตว่า การปักหมุดเอียงเกิดการรัดของวัสดุที่ติดกับหมุด ทำให้เกิดแรงเค้นเฉพาะที่เพิ่มขึ้น และยิ่งไปกว่านั้น รอยแยกขยายไปยังรูหมุด สังเกตได้ว่าหมุดที่ปักเอียง 20 องศา หรือน้อยกว่า พบความล้มเหลวเกิดขึ้นได้มากกว่า

เหตุผลที่น่าเป็นไปได้อีกประการหนึ่งคือ คุณภาพและความหนาแน่นของกระดูกโปร่งบริเวณกระดูกขากรรไกรล่างมีความหนาแน่นและแข็งแรงกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับกระดูกขากรรไกรบน เนื่องจากการปักหมุดเอียงทำมุมอาจจะเป็นผลให้ความลึกของหมุดในกระดูกแตกต่างกัน ฉะนั้นการปักหมุดเอียงทำมุมจึงมีบทบาทสำคัญต่อการยึดทางกลศาสตร์ของหมุดเกลียวในกระดูกขากรรไกรล่าง

การศึกษานี้เป็นความพยายามแรกที่ประเมินผลของมุมการปักต่อแรงยึดทางกลศาสตร์ ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อประเมินกลไกการยึดทางกลศาสตร์ของหมุดเกลียวทั้งในกระดูกขากรรไกรบนและล่างต่อไป

บทสรุป

จากการศึกษานี้ หมุดเกลียวที่ปักเอียงทำมุมลดลงเมื่อเทียบกับผิวกระดูกอาจจะเพิ่มพื้นที่สัมผัสระหว่างกระดูกและหมุด ดังนั้นแรงดึงของหมุดจึงเพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างแรงดึงและแรงบิดขณะปักสูงสุดระหว่างหมุดที่ปักมุม 30, 60 และ 90 องศาในกระดูกขากรรไกรบน ส่วนในกระดูกขากรรไกรล่างหมุดเกลียวที่ปักมุมเอียงลดลง (30 องศา) มีผลต่อการเพิ่มแรงยึดเฉพาะส่วนหน้าเท่านั้น ความหนาและความหนาแน่นของกระดูกทึบมีบทบาทสำคัญต่อการยึดทางกลศาสตร์ของหมุดเกลียว ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อประเมินกลไกการยึดทางกลศาสตร์ของหมุดเกลียวทั้งในกระดูกขากรรไกรบนและล่างต่อไป

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณ ศ.ทพ.ดร. เควิน โอ แครร์รอลล์ ที่ปรึกษาคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ในการตรวจสอบและแก้ไขภาษาอังกฤษ หจก. วายแอนบีโปรดักส์ สำหรับเครื่องมือควบคุมทิศทางแบบ 3 มิติ และขอขอบคุณคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ที่ได้สนับสนุนทุนวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763-7.
2. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a

- preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13: 201-9.
3. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001;35:417-22.
4. Park HS, Kyung HM, Sung JH. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2002;36:592-6.
5. Paik CH, Woo YJ, Kim J, Park JU. Use of miniscrews for intermaxillary fixation of lingual-orthodontic surgical patients. *J Clin Orthod* 2002;36: 132-6.
6. Maino BG, Bednar J, Pagin P, Mura P. The spider screw for skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37:90-7.
7. Kyung SH, Hong SG, Park YC. Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. *J Clin Orthod* 2003;37:22-6.
8. Lin JC, Liou EJ. A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37:676-81.
9. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37: 321-8.
10. Chung KR, Kim SH, Kook YA. The C-orthodontic micro-implant. *J Clin Orthod* 2004;38:478-86.
11. Herman RJ, Cope JB. Miniscrew Implants: IMTEC Mini Ortho Implants. *Semin Orthod* 2005;11:32-9.
12. Melsen B, Verna C. Miniscrew Implants: The Aarhus Anchorage System. *Semin Orthod* 2005;11:24-31.
13. Melsen B. Mini-implants: Where are we? *J Clin Orthod* 2005;39:539-47.
14. Cousley RR, Parberry DJ. Surgical stents for accurate miniscrew insertion. *J Clin Orthod* 2006;40:412-7.
15. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2002;36:298-302.
16. Suzuki EY, Buranastidporn B. An adjustable surgical guide for miniscrew placement. *J Clin Orthod* 2005;39:588-90.
17. Kyung SH, Choi JH, Park YC. Miniscrew anchorage used to protract lower second molars into first molar extraction sites. *J Clin Orthod* 2003;37:575-9.
18. Wu JC, Huang JN, Zhao SF, Xu XJ, Xie ZJ. Radiographic and surgical template for placement of orthodontic microimplants in interradicular areas: a technical Note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:629-34.
19. Aranyawongsakorn S, Torut S, Suzuki B, Suzuki EY. Insertion Angulation Protocol for Miniscrew Implant Placement in the Dentoalveolar Area: A Systematic Literature Review. *J Dent Assoc Thai* 2007;57:285-97.
20. Ishii T, Nojima K, Nishii Y, Takaki T, Yamaguchi H. Evaluation of the implantation position of mini-screws for orthodontic treatment in the maxillary molar area by a micro CT. *Bull Tokyo Dent Coll* 2004;45:165-72.
21. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *Angle Orthod* 2004;74:832-7.
22. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:721 e7-12.
23. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:307-13.
24. Baker D, London RM, O'Neal R. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:722-8.
25. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod* 2006;76:191-7.
26. Liou EJ, Chen PH, Wang YC, Lin JC. A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:352-6.
27. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Simultaneous incisor retraction and distal molar movement with microimplant anchorage. *World J Orthod* 2004;5:164-71.
28. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:18-25.
29. Maino BG, Mura P, and Bednar J. Miniscrew implants: The spider screw anchorage system. *Semin Orthod* 2005;11:40-6.
30. Jeon YJ, Kim YH, Son WS, Hans MG. Correction of a canted occlusal plane with miniscrews in a patient with facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:244-52.
31. Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:228-35.
32. Kravitz ND, Kusnoto B. Placement of mini-implants with topical anesthetic. *J Clin Orthod* 2006;40:602-4.

33. Buchter A, Wiechmann D, Koerdet S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:473-9.
34. Chen YJ, Chen YH, Lin LD, Yao CC. Removal torque of miniscrews used for orthodontic anchorage-a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:283-9.
35. Huja SS, Rao J, Struckhoff JA, Beck FM, Litsky AS. Biomechanical and histomorphometric analyses of monocortical screws at placement and 6 weeks postinsertion. *J Oral Implantol* 2006;32:110-6.
36. Kim DC. Mechanical properties of orthodontic miniscrews depending on the vertical insertion force and cortical bone thickness Dental Science. Seoul, Korea: Yonsei University; 2006.
37. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:109-14.
38. Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthop* 2006;67:162-74.
39. Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:779-84.
40. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod* 2007;77:979-85.
41. An YH, Draughn RA. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. Boca Raton: CRC Press; 2000.
42. Heidemann W, Terheyden H, Louis Gerlach K. Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws. *J Maxillofac Surg* 2001;29:69-74.
43. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incurvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2005;6:82-97.
44. Carmouche JJ, Molinari RW, Gerlinger T, Devine J, Patience T. Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine. *J Neurosurg Spine* 2005;3:364-70.
45. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:190-4.
46. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:79-84.
47. Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent* 1998;79:323-7.
48. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:601-9.
49. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone* 2005;37:776-80.
50. Fanuscu MI, Chang TL. Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:213-8.
51. Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe R. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque. *Spine* 1993;18:1673-6.
52. Daftari TK, Horton WC, Hutton WC. Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. *J Spinal Disord* 1994;7:139-45.
53. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-8.
54. Peterson J, Wang Q, Dechow PC. Material properties of the dentate maxilla. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2006;288:962-72.
55. Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P, Feldman SA, Weiner R, Phillips R, et al. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:73-83.
56. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma* 1990;4:169-74.
57. Robert KQ 3rd, Chandler R, Baratta RV, Thomas KA, Harris MB. The effect of divergent screw placement on the initial strength of plate-to-bone fixation. *J Trauma* 2003;55:1139-44.

Original Article

Influence of Insertion Angulations of Miniscrew Implant on the Mechanical Retention

Sirinan Aranyawongsakorn

Master degree student
Department of Orthodontics,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

Eduardo Yugo Suzuki

Lecturer
Department of Orthodontics
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

Boonsiva Suzuki

Associated Professor
Department of Orthodontics
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

Correspondence to:

Dr. Eduardo Yugo Suzuki
Department of Orthodontics
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
Suthep Road, Amphur Muang, Chiang Mai 50200,
Thailand
Tel: 053-944465
Fax: 053-222844
E-mail: yugo@chiangmai.ac.th

Abstract

The use of reduced angle of insertion during miniscrew implant placement has been reported to increase the mechanical retention of miniscrew implants. However, the effects of the insertion angulation in the dentoalveolar bone have not been investigated. The purpose of this study was to investigate the effects of insertion angulation on the biomechanical performance of miniscrews implanted in the dentoalveolar bone. Three hundred and sixty self-tapping miniscrew implants (1.6 x 8 mm) (BMK, Seoul, Korea) were systematically inserted in fresh maxillary and mandibular dentoalveolar bone (anterior, middle and posterior sites) of minipigs at 30, 60 and 90 degrees to the bone surface, aided by a 3-D Surgical Guide (Y&B Products, Chiangmai, Thailand). Maximum insertion torque and pullout strength were assessed with the Imada torque wrench and the Instron Universal Testing Machine, respectively. Results were recorded and analyzed by One way analysis of variance; ANOVA and Pearson correlation coefficients. It was found that maximum insertion torque and pullout strength had significant correlation ($r = 0.81$). In the maxilla, no significant difference in the maximum insertion torque and pullout strength was observed between miniscrews implanted at 30, 60 or 90 degrees. Although miniscrews inserted at 30 degrees exhibited the highest mechanical performance than those inserted at 60 and 90 degrees in the anterior portion of the mandible, they exhibited significantly reduced insertion torque and pullout strength values than those inserted at 60 and 90 degrees in the middle and posterior sites. No significant difference was observed between miniscrews inserted at 60 and 90 degrees. In conclusion, insertion angulation did not improve the mechanical performance of miniscrews implanted in the maxillary dentoalveolar bone. Reduced insertion angulation (30 degrees) was effective only in the anterior portion of the mandible.

Key words: anchorage; dentoalveolar bone; insertion angulation; miniscrew implant