การเปรียบเทียบแรงบิดสูงสุดขณะปักและแรงดึงออกของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองกับหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า

ประจักษ์ จริยพงศ์ไพบูลย์ ทบ., วท.ม.*, จิรวรรณ ชาติพิทักษ์ ทบ., วท.ม.**
*กลุ่มงานทันตกรรม โรงพยาบาลราชวิถี แขวงทุ่งพญาไท เขตราชเทวี กรุงเทพมหานคร 10400
**สำนักทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยแม่ฟ้าหลวง อำเภอเมืองเชียงราย เชียงราย 57100

Abstract: Comparison of Insertion Torque and Pull-Out Strength between Custom-Made Miniscrews and Commercial Miniscrews

Jariyapongpaiboon P*, Chartpitak J**
*Dental Department, Rajavithi Hospital, Thung Phyathai, Ratchathewi, Bangkok, 10400
**School of Dentistry, Mae Fah Luang University, Mueang Chiang Rai, Chiang Rai, 57100
(E-mail: prajakj@gmail.com)
(Received: March 8, 2019; Revised: June 18, 2019; Accepted: July 5, 2019)

Custom-made orthodontic miniscrews are clearly different in characteristic components compared with imported commercial miniscrews. Their primary stability have not been well studied. The objective of this study was to compare the primary stability of the custom-made miniscrews with those of the commercial miniscrews. The primary stability was focused on maximum insertion torque and pull-out strength. Two types of miniscrew were used in this study; 20 miniscrews of each. Each miniscrew was inserted perpendicularly into a pig rib embedded in a self-cured acrylic block. Maximum insertion torque was measured using a torque wrench. To measure pull-out strength using a universal testing machine, the pulling force was directed perpendicularly to the bone surface and parallel to the miniscrew axis. The data was statistically compared using univariable linear regression analysis (P<0.05). The results showed that mean maximum insertion torque of the custom-made miniscrews (23.3±4.0 N.cm) was significantly greater than that of the commercial miniscrews (17.4±3.6 N.cm) (P<0.001), while mean pull-out strength of the custom-made miniscrews (277.9±51.2 N) was insignificantly less than that of the commercial miniscrews (284.9±70.3 N). In conclusion, the custom-made miniscrews are superior to the imported commercial miniscrews due to greater primary stability. The custom-made miniscrews are a good and affordable alternative for orthodontic use in Thailand.
Keywords: Orthodontic miniscrews, Primary stability, Maximum insertion torque, Pull-out strength

บทคัดย่อ

หมุดเกลียวขนาดเล็กทางทันตกรรมจัดฟันที่ผลิตขึ้นเองมีลักษณะส่วนประกอบที่แตกต่างไปจากหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้าที่นำเข้าจากต่างประเทศและยังไม่เคยได้รับการศึกษาถึงเสถียรภาพปฐมภูมิ การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบเสถียรภาพปฐมภูมิอันประกอบด้วยการวัดแรงบิดสูงสุดขณะปักและแรงดึงออกของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองกับหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า โดยนำหมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 2 ชนิดๆ ละ 20 ตัว ปักเข้าไปในกระดูกซี่โครงหมูให้แนวของการปักตั้งฉากกับพื้นผิวของกระดูก วัดค่าแรงบิดสูงสุดขณะปักด้วยเครื่องวัดแรงบิดและใช้เครื่องทดสอบสากลวัดค่าแรงดึงออกโดยทำการดึงในแนวตั้งฉากกับพื้นผิวของกระดูกและขนานกับหมุดเกลียวขนาดเล็ก หาความแตกต่างทางสถิติของค่าเฉลี่ยแรงบิดสูงสุดขณะปักและแรงดึงออกของทั้ง 2 กลุ่ม โดยการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียว (Univariable linear regression analysis) ผลพบว่าค่าเฉลี่ยแรงบิดสูงสุดขณะปักของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง (23.3±4.0 นิวตันเซนติเมตร) มีค่ามากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า (17.4±3.6 นิวตันเซนติเมตร) อย่างมีนัยสำคัญ (P<0.001) ส่วนค่าเฉลี่ยแรงดึงออกของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง (277.9±51.2 นิวตัน) ไม่แตกต่างจากหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า (284.9±70.3 นิวตัน) (P=0.722) สรุปได้ว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีคุณสมบัติที่ดี ให้เสถียรภาพปฐมภูมิที่เหนือกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่นำเข้าจากต่างประเทศ จึงเป็นอีกหนึ่งวัสดุทางเลือกที่มีคุณภาพสูงและราคาย่อมเยาสำหรับใช้งานในทางทันตกรรมจัดฟันในประเทศไทย
คำสำคัญ: หมุดเกลียวขนาดเล็กทางทันตกรรมจัดฟัน เสถียรภาพปฐมภูมิ แรงบิดสูงสุดขณะปัก แรงดึงออก

บทนำ

ในปัจจุบันหมุดเกลียวขนาดเล็กได้รับความนิยมเป็นอย่างสูงในการใช้เป็นหลักยึดสูงสุดสำหรับงานทันตกรรมจัดฟัน[1] หมุดเกลียวขนาดเล็กสามารถยึดติดกับกระดูกได้ดี มีอัตราของการประสบความสำเร็จสูง[2] ขั้นตอนการใช้งานไม่ยุ่งยาก สามารถปักและถอดออกได้ง่าย[3] มีขนาดเล็กทำให้เกิดความระคายเคืองต่อผู้ป่วยน้อย หมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีจำหน่ายในท้องตลาดมีลักษณะรูปร่างและส่วนประกอบที่แตกต่างกันและมีรูปแบบให้เลือกอย่างหลากหลาย[4] ขึ้นอยู่กับการออกแบบของบริษัทผู้ผลิต ส่วนใหญ่หมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีจำหน่ายในประเทศไทยนำเข้าจากต่างประเทศ

หมุดเกลียวขนาดเล็กประกอบด้วยส่วนหัว คอ และลำตัว ส่วนหัวเป็นส่วนที่ให้เครื่องมือมายึดเกาะเพื่อให้แรงในการจัดฟัน คอของหมุดเกลียวขนาดเล็กเป็นที่อยู่ของเหงือก ผู้ผลิตจะออกแบบบริเวณนี้ให้เป็นทรงกระบอกและเรียบเพื่อไม่ให้เกิดการระคายเคือง ส่วนลำตัวจะเป็นเกลียวฝังยึดติดกับกระดูก เป็นส่วนสำคัญที่ส่งผลต่อเสถียรภาพของหมุดเกลียวขนาดเล็ก รูปร่างของหมุดเกลียวขนาดเล็กมีหลายแบบ[5] เช่น รูปทรงกระบอก รูปทรงกรวย

รูปทรงผสม เป็นต้น เกลียวของหมุดเกลียวขนาดเล็กมีการออกแบบหลายรูปแบบตามการใช้งาน เช่น เกลียวแบบเจาะนำ (pre-drilling) เกลียวแบบมีปลายคมเจาะในตัว (self-drilling) เป็นต้น

หมุดเกลียวขนาดเล็กแบบมีปลายคมเจาะในตัวทำให้เกิดแรงบิดสูงสุดขณะปัก แรงบิดสูงสุดขณะถอด และพบปริมาณกระดูกที่สัมผัสกับหมุดเกลียวขนาดเล็กหลังปักมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กแบบเจาะนำ[6] ทั้งนี้ความสำเร็จในการปักหมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 2 ชนิดนี้อยู่ในระดับสูง สามารถเลือกใช้ได้ทั้ง 2 ชนิดแล้วแต่ความเหมาะสม โดยแนะนำให้เลือกใช้หมุดเกลียวแบบมีปลายคมเจาะในตัวสำหรับปักในกระดูกขากรรไกรบนและกระดูกขากรรไกรล่างบริเวณที่มีชั้นกระดูกทึบที่บาง เนื่องจากหมุดเกลียวชนิดนี้ทำให้เกิดอันตรายต่อกระดูกโดยรอบที่น้อยกว่าและเตรียมอุปกรณ์ที่ใช้ปักน้อยกว่า ส่วนกรณีที่มีความหนาของชั้นกระดูกทึบมากแนะนำให้ใช้หมุดเกลียวได้ทั้ง 2 แบบ แต่ควรใช้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่ใหญ่ขึ้น

เสถียรภาพปฐมภูมิของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ใช้ในทางทันตกรรมจัดฟันต้องการการยึดทางกลศาสตร์ระหว่างหมุดเกลียวขนาดเล็กและกระดูกโดยรอบ[7] ไม่ต้องการการยึดติดระหว่างพื้นผิวหมุดเกลียวกับกระดูก (Osseointegration) การมีเสถียรภาพปฐมภูมิที่ดีเป็นปัจจัยสำคัญที่จะทำให้หมุดเกลียวขนาดเล็กสามารถยึดอยู่กับกระดูกขากรรไกรได้โดยไม่โยกหลวม หรือหลุด และสามารถใช้งานตามวัตถุประสงค์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ เสถียรภาพปฐมภูมิจึงเป็นสิ่งสำคัญที่แสดงถึงศักยภาพและอัตราความสำเร็จของการใช้หมุดเกลียวขนาดเล็กในคลินิก[8-9]

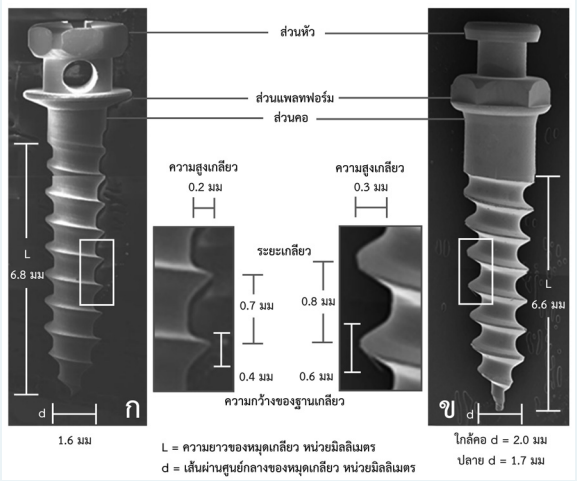
ปัจจัยที่มีผลต่อเสถียรภาพปฐมภูมิของหมุดเกลียวขนาดเล็ก ได้แก่ ลักษณะการออกแบบของหมุดเกลียวขนาดเล็ก[2, 10-12] ปริมาณและคุณภาพของกระดูกทึบและเสี้ยนใยกระดูกในตำแหน่งที่ปัก ลักษณะทิศทางและมุมในการปัก[13] และประสบการณ์ของทันตแพทย์

การออกแบบลักษณะต่างๆ ของลำตัว เช่น ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางความยาว รูปร่างของหมุดเกลียว ความสูงและระยะเกลียว (Pitch) ต่างก็มีผลต่อเสถียรภาพปฐมภูมิของหมุดเกลียวขนาดเล็ก[4] และยังส่งผลต่อคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ของหมุดเกลียวขนาดเล็กและกระดูกโดยรอบ[10-12] โดยพบว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กยิ่งมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมาก ก็จะทำให้เกิดแรงบิดสูงสุดขณะปักมาก[14] และการเกิดแรงบิดสูงสุดขณะปักมากส่งผลต่อเสถียรภาพปฐมภูมิของหมุดเกลียวขนาดเล็กด้วย[8, 15]

ในส่วนความยาวเกลียวของหมุดเกลียวขนาดเล็กยังเป็นที่ถกเถียงกันอยู่ บางการศึกษาพบว่าความยาวของลำตัวมากจะทำให้มีแรงบิดสูงสุดขณะปักและความทนต่อแรงดึงออกมาก[14, 16] บางการศึกษาพบว่าความยาวของหมุดเกลียวไม่มีผลต่อความสำเร็จหลังการปักอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[17-18] ในส่วนรูปร่างของหมุดเกลียวขนาดเล็กมีผลต่อแรงบิดสูงสุดขณะปักเช่นกัน โดยพบว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทรงกรวย ทำให้เกิดแรงบิดสูงสุดขณะปักมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทรงกระบอก[3, 14, 19-22] นอกจากนี้ในส่วนความสูงและระยะเกลียวพบว่าระยะเกลียวที่น้อยและความสูงเกลียวที่มาก จะทำให้มีค่าแรงดึงออกมาก[23-25]

เสถียรภาพปฐมภูมิสามารถคาดการณ์ได้โดยการทดสอบหาแรงบิดสูงสุดขณะปัก (Maximum Insertion Torque) และ แรงดึงออก (Pull-out Strength) โดยพบว่าแรงบิดสูงสุดขณะปักยิ่งมีค่ามาก จะบ่งบอกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กมีโอกาสประสบความสำเร็จสูง[8, 15] แต่หากแรงบิดสูงสุดขณะปักที่มากเกินไปก็อาจทำให้เกิดอันตรายต่อกระดูกโดยรอบและทำให้เกิดภาวะกระดูกตายได้[26] Motoyoshi[15] แนะนำว่าค่าแรงบิดสูงสุดที่เหมาะสมในการปักหมุดเกลียวขนาดเล็กที่บริเวณรากฟันอยู่ระหว่าง 5 ถึง 10 นิวตันเซนติเมตร ส่วน Chaddad[27] รายงานว่าค่าแรงบิดสูงสุดที่เหมาะสมควรมากกว่า 15 นิวตันเซนติเมตร ส่วนการศึกษาที่ผ่านมาเกี่ยวกับแรงดึงออกยังใช้วิธีการดึงในแนวขนานกับลำตัวของหมุดเกลียวขนาดเล็ก แต่การวัดแรงดึงออกวิธีนี้ไม่ได้จำลองแรงที่ใช้ในการจัดฟันจริงๆ เนื่องจากแรงจากทันตกรรมจัดฟันส่วนใหญ่เป็นแรงตั้งฉากกับลำตัวหมุดเกลียวขนาดเล็ก โดยพบว่าแรงที่วัดในแนวขนานมักมีค่ามากกว่าแรงในแนวตั้งฉากประมาณร้อยละ 34[28] อย่างไรก็ตามปัจจุบันวิธีการดึงในแนวขนานกับลำตัวของหมุดเกลียวขนาดเล็กยังเป็นที่นิยมใช้ในการวัดแรงดึงออกอยู่

เนื่องจากลักษณะส่วนประกอบต่างๆ ของหมุดเกลียวขนาดเล็กเป็นหนึ่งในปัจจัยที่ผลต่อเสถียรภาพปฐมภูมิ ประกอบกับหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีลักษณะส่วนประกอบที่แตกต่างไปจากหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้าโดยทั่วไปและยังไม่เคยได้รับการศึกษาถึงเสถียรภาพและการยึดติดทางชีวกลศาสตร์ที่เกิดขึ้น การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบเสถียรภาพปฐมภูมิของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองกับหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า



รูปที่ 1 หมุดเกลียวขนาดเล็กภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 8 เท่า
ก) หมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า ข) หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง

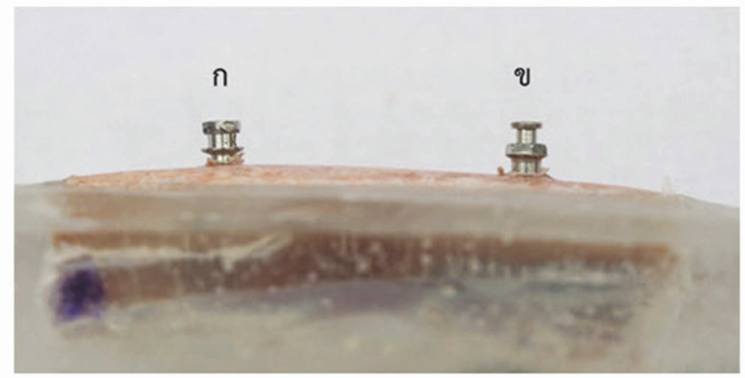
วัตถุและวิธีการ

หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ใช้ในการศึกษาประกอบด้วยหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้าและหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง (รูปที่ 1) อย่างละ 20 ตัว ลักษณะของหมุดเกลียวทั้งสองแบบมีส่วนประกอบดังนี้

หมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า (Dual Top Anchor system, Jeil Medical Corp, Seoul, Korea) เป็นหมุดเกลียวแบบมีปลายคมเจาะในตัว ทำด้วยโลหะผสมไทเทเนียม ยาว 10 มิลลิเมตร ประกอบด้วยส่วนหัว แพลตฟอร์ม (Plate form) คอ และลำตัว (รูปที่ 1ก) คอเป็นรูปทรงกระบอก เส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 มิลลิเมตร ยาว 1.0 มิลลิเมตร ลำตัวเป็นรูปทรงกระบอก มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 มิลลิเมตร ยาว 6.8 มิลลิเมตร มีเกลียวแบบครีบไม่สมมาตร (Asymmetrical buttress) โดยเกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัว 80 องศา เกลียวด้านล่างทำมุมกับลำตัว 45 องศา เกลียวมีความสูงเพิ่มขึ้นโดยบริเวณส่วนคอมีความสูงเกลียววัดจากลำตัวด้านใน 0.2 มิลลิเมตร แล้วเพิ่มความสูงเป็น 0.3 มิลลิเมตร บริเวณส่วนปลายหมุดเกลียว ความกว้างของฐานเกลียว 0.4 มิลลิเมตร ระยะเกลียว 0.7 มิลลิเมตร มีปัจจัยรูปร่างเกลียว (Thread shape factor) เท่ากับ 0.36

หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองเป็นหมุดเกลียวแบบมีปลายคมเจาะในตัว ทำด้วยโลหะผสมไทเทเนียม ยาว 10.6 มิลลิเมตร ประกอบด้วยส่วนของหัวต่อกับส่วนของแพลตฟอร์ม คอและลำตัว (รูปที่ 1ข) คอเป็นรูปทรงกระบอก เส้นผ่านศูนย์กลาง 2.0 มิลลิเมตร ยาว 1.6 มิลลิเมตร ลำตัวเป็นรูปทรงกรวย เส้นผ่านศูนย์กลางบริเวณถัดจากคอกว้าง 2.0 มิลลิเมตร และลดลงเป็น 1.7 มิลลิเมตรบริเวณปลายหมุด ลำตัวยาว 6.6 มิลลิเมตร มีเกลียวแบบครีบไม่สมมาตร เกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัว 70 องศา เกลียวด้านล่างทำมุมกับลำตัว 50 องศา เกลียวมีความสูงสม่ำเสมอ วัดจากลำตัวด้านในเท่ากับ 0.3 มิลลิเมตร ความกว้างของฐานเกลียวด้านที่ติดกับส่วนคอเท่ากับ 0.6 มิลลิเมตร และลดลงเป็น 0.5 มิลลิเมตร บริเวณปลายหมุดเกลียว ระยะเกลียว 0.8 มิลลิเมตร ปัจจัยรูปร่างเกลียวเท่ากับ 0.38

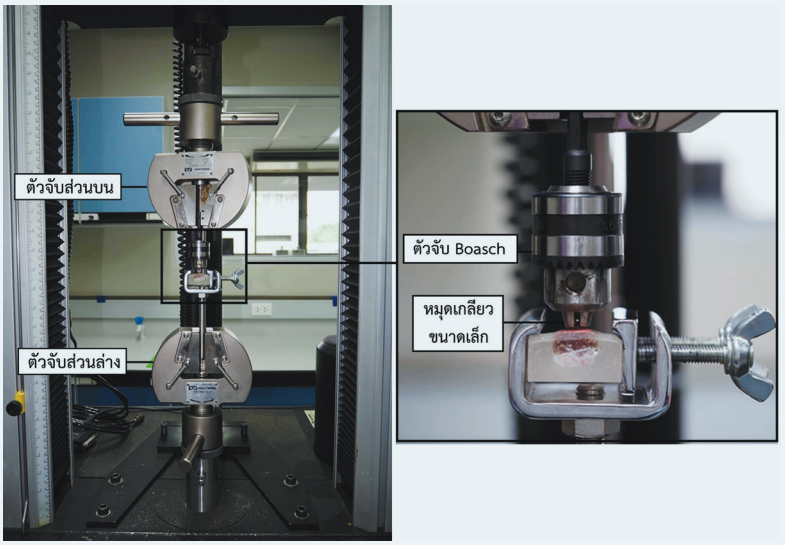
กระดูกซี่โครงหมูที่ใช้ในการทดสอบยาว 40 มิลลิเมตร ถูกนำมาฝังลงในแท่งอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตัวเองจำนวน 20 แท่ง กระดูกแต่ละชิ้นจะถูกปักด้วยหมุดเกลียวขนาดเล็กชนิดละ 1 ตัว ปักห่างจากขอบกระดูก 10 มิลลิเมตร หมุดเกลียวขนาดเล็กปักห่างกัน 20 มิลลิเมตร เลือกตำแหน่งการปักแบบสุ่ม (รูปที่ 2) นำหมุดเกลียวขนาดเล็กไขเข้าไปในกระดูกซี่โครงหมูด้วยตัวไข (Screwdriver Handle, Jeil Medical Corp, Seoul, Korea) โดยใช้แรงจากมือ ตัวไขต่อเข้ากับตัวจับจาคอป (Jacobs chuck) ของเครื่องวัดแรงบิด (DID-4A Digital Torque Screwdriver, Imada Inc., Illinois, U.S.A.) (รูปที่ 3) ไขช้าๆ ให้แนวของการปักตั้งฉากกับพื้นผิวของกระดูกและควบคุมแนวแกนของตัวไขให้ขนานกับหมุดเกลียวขนาดเล็ก หมุดเกลียวจะเคลื่อนเข้าไปในกระดูกจนกระทั่งเกลียวถูกฝังเข้าไปในกระดูกทั้งหมด ด้านล่างของแพลทฟอร์มของหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้าและหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง ห่างจากผิวกระดูก 1.0 และ 1.6 มิลลิเมตร ตามลำดับ ทำการบันทึกค่าแรงบิดสูงสุดที่เกิดขึ้น ค่าที่ได้มีหน่วยเป็นนิวตันเซนติเมตร การปักหมุดเกลียวทั้งหมดกระทำโดยผู้ศึกษาเพียงผู้เดียว



รูปที่ 2 ตำแหน่งของหมุดเกลียวขนาดเล็กในกระดูกซี่โครงหมู
(ก) หมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า (ข) หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง

รูปที่ 3 การต่อตัวไขเข้ากับเครื่องวัดแรงบิด

การวัดค่าแรงดึงออกทำโดยการยึดขาของตัวจับ (Bosch, Gerlingen-Schillerhöhe, Geramany) เข้ากับส่วนบนของเครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine, Instron model 5566, Instron Limited, Massachusetts, USA) ตัวจับจะยึดกับหัวของหมุดเกลียวขนาดเล็ก ส่วนแท่งอะคริลิกที่กระดูกซี่โครงหมูฝังอยู่จะยึดกับส่วนล่างของเครื่องทดสอบสากลด้วยตัวจับที่ประดิษฐ์ขึ้นเอง (รูปที่ 4) เครื่องทดสอบสากลจะดึงหมุดเกลียวขนาดเล็กออกจากชิ้นกระดูกในแนวขนานกับแนวแกนของหมุดเกลียวขนาดเล็กด้วยอัตราเร็ว 10 มิลลิเมตรต่อนาที จนกระทั่งหมุดเกลียวขนาดเล็กหลุดออกจากชิ้นกระดูก ทำการบันทึกแรงดึงสูงสุดที่เกิดขึ้น ค่าที่ได้มีหน่วยเป็นนิวตัน



รูปที่ 4 การยึดหมุดเกลียวขนาดเล็กและแท่งกระดูกเข้ากับเครื่องทดสอบสากลเพื่อวัดค่าแรงดึงออก

การวิเคราะห์ทางสถิติ

นำค่าแรงบิดสูงสุดและแรงดึงออก ของหมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 2 ชนิดมาคำนวณการแจกแจงปกติด้วยสถิติ Shapiro–Wilk test และหาความแตกต่างทางสถิติของทั้ง 2 กลุ่มโดยการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียว (Univariable linear regression analysis) ที่นัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ผล

ค่าเฉลี่ยแรงบิดสูงสุดขณะปักและแรงดึงออกของหมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 2 ชนิด (ตารางที่ 1) ผลพบว่าข้อมูลทั้งหมดมีการแจกแจงที่เป็นปกติ และเมื่อวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยแรงบิดสูงสุดขณะปักและแรงดึงออกของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองเปรียบเทียบหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้าด้วยการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรตัวเดียว พบว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง ทำให้เกิดแรงบิดสูงสุดขณะปักมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า 6.0 นิวตันเซนติเมตร (95%CI = 3.5-8.4 นิวตันเซนติเมตร) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P value<0.001) และหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีค่าเฉลี่ยแรงดึงออก น้อยกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า 7.0 นิวตันเซนติเมตร (95%CI=-46.4-32.4) แต่ไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ (P value=0.722) (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 1 ค่าแรงบิดสูงสุดขณะปักและค่าแรงดึงออก (ค่าเฉลี่ย ± ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของหมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 2 ชนิด

การทดสอบ	ชนิดของหมุดเกลียวขนาดเล็ก	
	หมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า	หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง
แรงบิดสูงสุดขณะปัก (นิวตันเซนติเมตร)	17.4±3.6	23.3±4.0
แรงดึงออก (นิวตัน)	284.9±70.3	277.9±51.2

ตารางที่ 2 การวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นตัวแปรเดียว (Univariable linear regression analysis) ของแรงบิดสูงสุดขณะปักและแรงดึงออก

ชนิดของหมุดเกลียวขนาดเล็กและการทดสอบ	ค่าเฉลี่ยของความแตกต่างระหว่างกลุ่ม (Mean difference)	95% CI	นัยสำคัญทางสถิติ (P value)
แรงบิดสูงสุดขณะปัก (นิวตันเซนติเมตร)			
หมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า	17.4	(15.7) - (19.0)	reference
หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง	6.0	(3.5) - (8.4)	<0.001
แรงดึงออก (นิวตัน)			
หมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า	284.9	(252.0) - (317.8)	reference
หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเอง	-7.0	(-46.4) – (32.4)	0.722

วิจารณ์

จากผลการศึกษาพบว่าแรงบิดสูงสุดขณะปักที่เกิดจากหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีค่ามากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อย่างไรก็ตามการมีแรงบิดสูงสุดขณะปักมากทำให้เกิดเสถียรภาพปฐมภูมิที่มากตามไปด้วย[8-9] เมื่อเปรียบเทียบลักษณะการออกแบบและส่วนประกอบของหมุดเกลียวขนาดเล็กทั้ง 2 แบบพบว่ารูปร่าง เส้นผ่านศูนย์กลาง ความยาวของลำตัว รูปร่างเกลียว ระยะเกลียว และปัจจัยรูปร่างของเกลียวแตกต่างกัน

หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีลักษณะรูปร่างเป็นทรงกรวยทำให้เกิดแรงบิดสูงสุดขณะปักมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้าซึ่งมีลักษณะเป็นทรงกระบอกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลที่ได้สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้[3, 14, 19-22] นอกจากนี้การศึกษาทางภาพจุลชีววิทยาเปรียบเทียบหมุดเกลียวขนาดเล็กทรงกรวยและทรงกระบอกหลังปักหมุดเกลียวในกระดูกขาของหนูอายุ 2 เดือน[29] โดยให้แรงในทันทีและให้แรงหลังจากปัก 6 สัปดาห์ พบว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทรงกรวยมีอัตราการยึดติดกับกระดูกโดยรอบมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทรงกระบอกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แสดงให้เห็นว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทรงกรวยมีอัตราการยึดติดกับกระดูกโดยรอบดีกว่า แสดงถึงการมีเสถียรภาพปฐมภูมิดีกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทรงกระบอกและยังสามารถให้แรงทางทันตกรรมจัดฟันได้ทันทีหลังจากปัก

ในการศึกษานี้หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีเส้นผ่านศูนย์กลางมากกว่าและมีแรงบิดสูงสุดขณะปักมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้าเป็นไปในทิศทางเดียวกับการศึกษาก่อนหน้านี้[14] ซึ่งพบว่าเมื่อเส้นผ่านศูนย์กลางของหมุดเกลียวใหญ่ขึ้นจะพบว่ามีแรงบิดสูงสุดขณะปักที่เพิ่มมากขึ้นด้วย นอกจากนี้การมีเส้นผ่านศูนย์กลางของหมุดเกลียวที่ใหญ่ขึ้นยังสัมพันธ์กับความต้านทานต่อการแตกหักมากขึ้น[30] สามารถใช้หมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางมากปักในกระดูกที่มีชั้นกระดูกทึบหนาและมีความหนาแน่นมาก เช่น บริเวณกระดูกเพดานปาก บริเวณกระดูกหิ้งขากรรไกรล่าง เป็นต้น ดังนั้นการมีเส้นผ่านศูนย์กลางของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มากพอจะใช้แรงบิดสูงสุดขณะปักมากขึ้นและส่งผลดีต่อเสถียรภาพปฐมภูมิ และลดความเสี่ยงต่อการหักของหมุดเกลียวขนาดเล็กได้ แต่ข้อด้อยของการมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่มากขึ้นคือ ทำให้เกิดข้อจำกัดในการเลือกพื้นที่ปลอดภัยในการปักหมุดเกลียวขนาดเล็ก[31-32] เช่น การใช้หมุดเกลียวที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดใหญ่จะไม่เหมาะสมกรณีที่ปักบริเวณกระดูกเบ้ารากฟันที่มีระยะห่างระหว่างรากฟันน้อย การเลือกปักหมุดเกลียวบริเวณระหว่างรากฟันควรมีระยะห่างระหว่างหมุดเกลียวขนาดเล็กและรากฟันข้างเคียงประมาณ 1-2 มิลลิเมตร โดยรอบ[31, 33] เป็นต้น นอกจากนี้มีรายงานว่าการไขหมุดเกลียวขนาดเล็กออกจากกระดูกจะมีแรงเครียดเกิดขึ้น โดยมีปริมาณมากที่สุดบริเวณส่วนคอใกล้กับแพลตฟอร์ม[10, 34] ดังนั้นการมีเส้นผ่านศูนย์กลางบริเวณคอของหมุดเกลียวขนาดเล็กใหญ่ขึ้นจะทำให้มีความต้านทานต่อการหักของหมุดเกลียวมากกว่า[30]

หมุดเกลียวขนาดเล็กที่นำมาศึกษามีความยาวลำตัวแตกต่างกัน หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีความยาวทั้งหมดมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า แต่มีความยาวของลำตัววัดระยะตั้งแต่เกลียวแรกจนถึงปลายเกลียวที่น้อยกว่า ซึ่งผลการศึกษานี้พบว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีแรงบิดสูงสุดขณะปักมากกว่า แต่มีแรงดึงออกไม่ต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตามผลของความยาวเกลียวยังมีข้อสรุปไม่ตรงกัน โดย Shah[16] เปรียบเทียบหมุดเกลียวที่มีความยาว 3 และ 6 มิลลิเมตร ในกระดูกสังเคราะห์ ผลพบว่าเมื่อความยาวของลำตัวมากจะทำให้มีแรงบิดสูงสุดขณะปักและความทนต่อแรงดึงออกมาก ขณะที่ Lim[14] ซึ่งศึกษาในกระดูกสังเคราะห์เช่นกัน พบว่าความยาวของหมุดเกลียวมากจะทำให้แรงบิดสูงสุดขณะปักและความทนต่อแรงดึงออกมากอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเฉพาะหมุดเกลียวขนาดเล็กรูปทรงกระบอกเท่านั้น ขณะที่หมุดเกลียวขนาดเล็กรูปทรงกรวยที่มีความยาวของลำตัวมากจะทำให้แรงบิดสูงสุดขณะปักและความทนต่อแรงดึงออกมากแต่ไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ในทางตรงข้ามการศึกษา Holm[35] กลับพบว่าหมุดเกลียวที่มีความยาว 6 มิลลิเมตร ทำให้เกิดแรงบิดขณะปักสูงสุดมากกว่าหมุดเกลียวที่มีความยาว 9 มิลลิเมตร แต่ไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ อย่างไรก็ตามงานวิจัยที่ศึกษาในมนุษย์[17-18] พบว่าความยาวของหมุดเกลียวไม่มีผลต่อความสำเร็จหลังการปักอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ปัจจัยที่มีผลคือ ปัจจัยที่เกี่ยวกับตำแหน่งที่ปัก เช่น ปักในขากรรไกรบนหรือล่าง คุณภาพของกระดูก ปริมาณและชนิดของเนื้อเยื่ออ่อน และปริมาณการอักเสบหลังการปัก เป็นต้น

ผลการศึกษานี้พบว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้ามีเกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัวมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองที่ 80 องศา และ 70 องศา ตามลำดับ แรงดึงออกของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีค่าไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้า จากการศึกษาเปรียบเทียบลักษณะของเกลียวแบบต่างๆ[11] พบว่าเกลียวแบบที่มีเกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัว 90 องศา ใช้แรงดึงออกมากกว่าเกลียวแบบที่มีเกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัว 45 องศา อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ขณะที่ลักษณะเกลียวแบบที่มีเกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัว 75 องศา พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับเกลียวแบบมีเกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัว 90 องศา การมีรูปร่างของเกลียวที่แตกต่างกันทำให้ผิวสัมผัสที่เกิดขึ้นระหว่างพื้นผิวหมุดเกลียวขนาดเล็กและกระดูกโดยรอบไม่เท่ากัน ด้วยส่งผลให้แรงดึงออกต่างกันด้วย เมื่อเกลียวด้านบนทำมุมกับลำตัวมากจะสามารถต้านทานต่อการดึงออกที่มากขึ้น[36]

นอกจากนี้การมีระยะห่างเกลียวน้อยและมีความสูงเกลียวมาก ทำให้มีค่าแรงดึงออกมาก[23- 24] หรืออาจอธิบายได้ด้วยปัจจัยรูปร่างเกลียว (thread shape factor) ที่มีผลต่อการดึงหมุดเกลียวออกจากกระดูก[37] โดยปัจจัยรูปร่างเกลียวเป็นการคำนวณหาร้อยละของค่าเฉลี่ยความสูงเกลียวตลอดลำตัวต่อระยะเกลียว โดยพบว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีค่าปัจจัยรูปร่างเกลียวมากจะมีเสถียรภาพปฐมภูมิมากกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีค่าปัจจัยรูปร่างเกลียวน้อยกว่า[7, 23- 24] ผลการศึกษาครั้งนี้พบว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้ามีค่าปัจจัยรูปร่างเกลียวน้อยกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองที่ 0.36 และ 0.38 ตามลำดับ แต่แรงดึงออกของหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้ากลับมีค่ามากกว่าแม้ว่าจะไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เป็นไปได้ว่าลักษณะรูปร่างเกลียวโดยเฉพาะมุมของครีบเกลียวด้านบนที่ทำกับลำตัวส่งผลต่อแรงดึงออกมากกว่าปัจจัยรูปร่างเกลียว อย่างไรก็ตามข้อสันนิษฐานนี้จำเป็นต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไป

จากผลการศึกษาข้างต้นพบว่า หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีเสถียรภาพปฐมภูมิประกอบด้วยแรงบิดสูงสุดขณะปักที่เหนือกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กทางการค้าที่นำเข้าจากต่างประเทศ และมีแรงดึงออกไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นการเลือกใช้หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองก็เป็นทางเลือกหนึ่งในการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันได้ อย่างไรก็ตาม ความสำเร็จของการปักหมุดเกลียวขนาดเล็กยังมีปัจจัยหลายอย่างมาเกี่ยวข้อง[26] เช่น ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับหมุดเกลียวขนาดเล็ก ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการจัดฟัน ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับตัวผู้ป่วยเอง ปัจจัยตำแหน่งที่ทำการปัก[14, 38] และเทคนิคในการปัก[6, 39] เป็นต้น

สรุป

หมุดเกลียวขนาดเล็กที่ผลิตขึ้นเองมีคุณสมบัติที่ดี ให้เสถียรภาพปฐมภูมิที่เหนือกว่าหมุดเกลียวขนาดเล็กที่นำเข้าจากต่างประเทศ จึงเป็นอีกหนึ่งวัสดุทางเลือกที่มีคุณภาพสูงและราคาย่อมเยาสำหรับใช้งานในทางทันตกรรมจัดฟันในประเทศไทย

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ดร.ภมรศรี ศรีวงศ์พันธ์ ทันตแพทย์หญิงพรคณา อัศวหน้าเมือง ทันตแพทย์ณัฐกร กิติศรี ที่ให้คำแนะนำอันเป็นประโยชน์ยิ่ง

References

1. Somchai M, Somporn R. Dentists acceptance towards the use of mini-implant as temporary implant anchorage. J Thai Assoc Orthod 2005; 4: 40-6.
2. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 119: 489-97.
3. Florvaag B, Kneuertz P, Lazar F, Koebke J, Zoller JE, Braumann B, et al. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in-vitro study. J Orofac Orthop 2010; 71: 53-67.
4. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical application of micro-implant anchorage. J Clin Orthod 2002; 36: 298-302.
5. Sarinporn T, Sirinan A, Yugo SE, Boonsiva S. Trends in miniscrew implant design and use for orthodontic anchorage : a systematic literature review. J Thai Assoc Orthod 2008; 7: 34-44.
6. Chen Y, Shin HI, Kyung HM. Biomechanical and histological comparison of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants in dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 133: 44-50.
7. Migliorati M, Drago S, Schiavetti I, Olivero F, Barberis F, Lagazzo A, et al. Orthodontic miniscrews: an experimental campaign on primary stability and bone properties. Eur J Orthod 2015; 37: 531-8.
8. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits. Clin Oral Implants Res 1996; 7: 120-7.
9. Motoyoshi M, Matsuoka M, Shimizu N. Application of orthodontic mini-implants in adolescents. Int J Oral Maxillofac Surg 2007; 36: 695-9.
10. Chang JZ, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EH, Chen WP, et al. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012; 141: 279-88.
11. Gracco A, Giagnorio C, Incerti Parenti S, Alessandri Bonetti G, Siciliani G. Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012; 142: 186-90.
12. Morarend C, Qian F, Marshall SD, Southard KA, Grosland NM, Morgan TA, et al. Effect of screw diameter on orthodontic skeletal anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 136: 224-9.
13. 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: 91-9.
14. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. Angle Orthod 2008; 78: 234-40.
15. 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.
16. Shah AH, Behrents RG, Kim KB, Kyung HM, Buschang PH. Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. Angle Orthod 2012; 82: 603-10.
17. Lai TT, Chen MH. Factors affecting the clinical success of orthodontic anchorage: Experience with 266 temporary anchorage devices. J Dent Sci 2014; 9: 49-55.
18. Lim HJ, Choi YJ, Evans CA, Hwang HS. Predictors of initial stability of orthodontic miniscrew implants. Eur J Orthod 2011; 33: 528-32.
19. Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. Angle Orthod 2009; 79: 908-14.
20. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. Clin Oral Implants Res 2004; 15: 474-80.
21. Cha JY, Takano-Yamamoto T, Hwang CJ. The effect of miniscrew taper morphology on insertion and removal torque in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants 2010; 25: 777-83.
22. Yoo SH, Park YC, Hwang CJ, Kim JY, Choi EH, Cha JY. A comparison of tapered and cylindrical miniscrew stability. Eur J Orthod 2014; 36: 557-62.
23. Migliorati M, Signori A, Silvestrini-Biavati A. Temporary anchorage device stability: an evaluation of thread shape factor. Eur J Orthod 2012; 34: 582-6.
24. Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Barberis F, Tournier H, et al. Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012; 142: 228-34.
25. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. Angle Orthod 2009; 79: 1156-61.
26. Meursinge Reynders RA, Ronchi L, Ladu L, van Etten-Jamaludin F, Bipat S. Insertion torque and success of orthodontic mini-implants: a systematic review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012; 142: 596-614.e5.
27. Chaddad K, Ferreira AF, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. Angle Orthod 2008; 78: 107-13.
28. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010; 137: 100-7.
29. Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. Eur J Orthod 2006; 28: 541-6.
30. Wilmes B, Panayotidis A, Drescher D. Fracture resistance of orthodontic mini-implants: a biomechanical in vitro study. Eur J Orthod 2011; 33: 396-401.
31. 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.
32. Chaimanee P, Suzuki B, Suzuki EY. "Safe Zones" for miniscrew implant placement in different dentoskeletal patterns. The Angle Orthodontist 2011; 81: 397-403.
33. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126: 42-7.
34. Liu Y-J, Sar JIC, Chen Y-Y, Chiang Y-Y, Lai EH-H, Chen W-P, et al. Mechanical properties of temporary anchorage device. J Dent Sci 2015; 10: 68-73.
35. Holm L, Cunningham SJ, Petrie A, Cousley RR. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. Angle Orthod 2012; 82: 1022-8.
36. Hou SM, Hsu CC, Wang JL, Chao CK, Lin J. Mechanical tests and finite element models for bone holding power of tibial locking screws. Clin Biomech 2004; 19: 738-45.
37. Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. J Biomech Eng 1996; 118: 391-8.
38. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19: 100-6.
39. Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011; 139: 669-78.