

Original Article

Influence of Orthodontic Miniscrew Implant Sizes and Loading Forces on Stress Distribution: Finite Element Method

Abstract

The miniscrew implant has become an alternative mechanism for providing maximum anchorage in orthodontics. Recently, a wide variety of miniscrew implants with several sizes and designs have been developed for clinical use. However, changes in the geometry of miniscrews may influence the biomechanical properties of both the miniscrew implant and surrounding bone. Therefore, the purpose of this study was to evaluate the influence of the miniscrew implant diameters, lengths and loading forces on the stress distribution in bones and miniscrew implants using finite element method. Twenty-five models featuring miniscrew implants of various sizes (1.0, 1.2, 1.4, 1.6 and 1.8 mm. in diameter and 4.0, 6.0, 8.0, 10.0 and 12.0 mm. in length) and surrounding bone were created and loaded with 50 to 400 g forces perpendicular to the longitudinal axis of the miniscrew implants in order to investigate resultant stress distribution. The results showed that stresses were concentrated mainly around the cervical portion of the body of the miniscrews. In the surrounding bone, stresses were concentrated in the upper part of the cortical bone on the same side as the force vector; whereas stress concentration in cancellous bone was not detected. Increasing the diameter of the miniscrew implant resulted in a linear decrease in stress values in both the screw and bone models. Increases in length of miniscrew implant models showed slightly increased stress values in miniscrew and cortical bone models, but slightly decreased stress values in cancellous bone models. Incremental increases in loading forces from 50 to 400 g resulted in increasing stress values in all models, especially miniscrew implants with diameters of 1.0 and 1.2 mm. Moreover, miniscrew implants with diameters of 1.6 and 1.8 mm. showed lower stress values in all models. However, loading forces of 50 to 400 g did not result in excessive stress in either miniscrew implant or bone models. Biomechanically, recommended sizes of miniscrew implants should be 1.6 to 1.8 mm. in diameter and more than 4.0 mm. in length. Loading forces of 50 to 400 g were safe in all models.

Key words; diameter; finite element method; length; loading force; miniscrew

Sarinporn Theerawechkul

Dentist
Private Dental Clinic

Boonsiva Suzuki

Associate Professor
Department of Orthodontics and Pedodontics
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

Eduardo Yugo Suzuki

Lecturers
Department of Orthodontics and Pedodontics
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

Dhirawat Jotikasthira

Associate Professor
Department of Orthodontics and Pedodontics
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

Thongchai Fongsamootr

Associate Professor
Department of Mechanical Engineer
Faculty of Engineer, Chiang Mai University

Correspondence to:

Sarinporn Theerawechkul
Department of Orthodontics and Pedodontics
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
Suthep Rd., Muang, Chiang Mai 50200
Tel.: 053-944464-5 ext. 11
E-mail: j_dentcm@hotmail.com

อิทธิพลของขนาดหมุดเกลียวขนาดเล็กที่ใช้ในทางทันตกรรมจัดฟันและขนาดของแรงต่อการกระจายความเค้น: ระเบียบวิธีไฟไนต์เอเลเมนต์

สรินภรณ์ อีร์เวซกุล

ทันตแพทย์

คลินิกเอกชน

บุญศิวา ชูชุกิ

รองศาสตราจารย์ ภาควิชาทันตกรรมจัดฟันและ
ทันตกรรมสำหรับเด็ก

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

เอ็ดวาร์ดโด ยูโก ชูชุกิ

อาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมจัดฟันและทันตกรรม
สำหรับเด็ก

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ธีระวัฒน์ โชติกเสถียร

รองศาสตราจารย์ ภาควิชาทันตกรรมจัดฟันและ
ทันตกรรมสำหรับเด็ก

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ธงชัย ฟองสมุทร

รองศาสตราจารย์ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ทันตแพทย์หญิงสรินภรณ์ อีร์เวซกุล

ภาควิชาทันตกรรมจัดฟันและทันตกรรมสำหรับเด็ก

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ถนนสุเทพ ตำบลสุเทพ อำเภอเมือง

จังหวัดเชียงใหม่ 50200

โทรศัพท์: 053-944464-5 ต่อ 11

อีเมล: j_dentcm@hotmail.com

บทคัดย่อ

หมุดเกลียวขนาดเล็กเป็นทางเลือกหนึ่งในการให้หลักยึดสูงสุดในทางทันตกรรมจัดฟัน ปัจจุบันหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีขนาดและการออกแบบหลากหลายถูกพัฒนาขึ้นเพื่อใช้ในทางคลินิก อย่างไรก็ตาม การเปลี่ยนแปลงรูปร่างของหมุดเกลียวขนาดเล็กนี้อาจมีอิทธิพลต่อคุณลักษณะทางชีวกลศาสตร์ของทั้งหมุดเกลียวขนาดเล็กและกระดูกที่อยู่ล้อมรอบ ดังนั้นวัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อประเมินอิทธิพลของเส้นผ่านศูนย์กลางและความยาวของหมุดเกลียวขนาดเล็กรวมทั้งอิทธิพลของแรงที่ให้ต่อการกระจายความเค้นในกระดูกและหมุดเกลียวขนาดเล็กโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอเลเมนต์ แบบจำลองจำนวน 25 ชิ้น ของหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีขนาดแตกต่างกัน (เส้นผ่านศูนย์กลาง 1.0, 1.2, 1.4, 1.6 และ 1.8 มิลลิเมตร ความยาว 4.0, 6.0, 8.0, 10.0 และ 12.0 มิลลิเมตร) และกระดูกที่อยู่ล้อมรอบถูกสร้างขึ้นและให้แรงขนาด 50 ถึง 400 กรัม ตั้งฉากกับแนวแกนตามยาวของหมุดเกลียวขนาดเล็กเพื่อที่จะประเมินผลการกระจายความเค้น ผลการจากศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าการกระจายความเค้นในแบบจำลองหมุดเกลียวขนาดเล็กโดยส่วนใหญ่ปรากฏที่รอบส่วนคอของหมุดเกลียวขนาดเล็ก ความเค้นในกระดูกที่ล้อมรอบปรากฏที่ส่วนบนของกระดูกที่บิดในทิศทางเดียวกับทิศทางของแรงที่ให้ ในขณะที่ในแบบจำลองกระดูกพุนั้นการกระจายความเค้นไม่สามารถตรวจสอบได้ การเพิ่มขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของแบบจำลองหมุดเกลียวขนาดเล็กทำให้เกิดการลดลงของค่าความเค้นตามลำดับทั้งในแบบจำลองหมุดเกลียวขนาดเล็กและในกระดูกการเพิ่มความยาวของแบบจำลองหมุดเกลียวขนาดเล็กนั้นทำให้เกิดการเพิ่มขึ้นเล็กน้อยของค่าความเค้นในแบบจำลองหมุดเกลียวขนาดเล็กและกระดูกที่บิดทำให้เกิดการลดลงเล็กน้อยของค่าความเค้นในแบบจำลองกระดูกพุน การให้แรง 50 ถึง 400 กรัม ทำให้มีความเค้นเพิ่มขึ้นในทุกแบบจำลองโดยเฉพาะหมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.0 และ 1.2 มิลลิเมตร ยิ่งไปกว่านั้น หมุดเกลียวขนาดเล็กที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 และ 1.8 มิลลิเมตร แสดงค่าความเค้นต่ำที่สุดในทุกแบบจำลอง แต่อย่างไรก็ตาม การให้แรง 50 ถึง 400 กรัม ไม่ส่งผลให้เกิดค่าความเค้นที่มากเกินไปทั้งในแบบจำลองหมุดเกลียวขนาดเล็กและในกระดูก ในทางชีวกลศาสตร์หมุดเกลียวขนาดเล็กควรมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.6 ถึง 1.8 มิลลิเมตร และมีความยาวมากกว่า 4.0 มิลลิเมตร และการให้แรงจาก 50 ถึง 400 กรัม นั้นปลอดภัยในทุกแบบจำลอง