

การวิเคราะห์ตัวแปรของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กต่อการกระจายความเค้นในกระดูกโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Parametric Analysis of Miniscrew Implant on Stress Distribution in the Bone Using Finite Element Method.

ธงชัย ฟองสมุทร¹ และ นพรัตน์ สีหะวงษ์²

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

239 ถ.ห้วยแก้ว อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200

โทร 053-944146 ต่อ 964¹, โทรสาร 053-944145¹, E-mail : Thongchai@dome.eng.cmu.ac.th¹, Nop_me@hotmail.com²

Thongchai Fongsamoot¹ and Nopparat Seehawong²

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chiang Mai University

239 Huay Kaew Rd.,Meaung, Chiang Mai 50200

Tel : 053-944146 Ext : 964¹, Fax : 053-944145¹, E-mail : Thongchai@dome.eng.cmu.ac.th¹, Nop_me@hotmail.com²

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาอิทธิพลของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและขนาดความยาวเกลียวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กที่มีต่อการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นในสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กและกระดูกโดยรอบ โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ สำหรับในการศึกษานี้สกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กที่ได้ทำการศึกษามีแบบชนิดหัวกลม โดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและขนาดความยาวเกลียวแตกต่างกัน 15 ขนาด คือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.3, 1.4 และ 1.5 มิลลิเมตร ซึ่งในแต่ละขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางจะมีความยาวเกลียว 6, 7, 8, 10 และ 12 มิลลิเมตร ตามลำดับ การที่ได้ทำการวิเคราะห์ในแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ นี้จะเป็นแรงที่ใช้ในการจัดฟันจริงมีขนาด 0.4905 นิวตัน (50 กรัม) จากผลการศึกษาพบว่า ค่าความเค้น Von Misses สูงสุดที่เกิดขึ้นในสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กจะเกิดขึ้นที่บริเวณคอของสกรูและค่าความเค้นสูงสุดดังกล่าว จะมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางและขนาดความยาวเกลียวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กนั้นมีค่าเพิ่มมากขึ้น ส่วนค่าความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นในชั้นของกระดูกทึบ จะพบว่าเกิดขึ้นบริเวณใกล้กับผิวชั้นนอกของกระดูกและค่าความเค้นดังกล่าวจะมีค่าลดลงเมื่อขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางและขนาดความยาวเกลียวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กนั้นมีค่าเพิ่มมากขึ้น

Abstract

The purpose of this research is to analyze an influence of diameter and thread length of mini-screw implant on the stress distribution in mini-screw and surrounding bone by using finite

element method. In this research, a Circular Head mini-screw implant was used. There are 15 models with varying of diameter with 1.3, 1.4 and 1.5 millimeter and varying the thread length of mini-screw with 6, 7, 8, 10 and 12 millimeter. 0.4905 N (50 g) tension load was applied to every models. The results showed that the maximum Von Misses stress in mini-screw occurs on neck of screw and its value increases when diameter and thread length of screw are increased. For maximum principal stress in cortical bone, occur near outer surface of bone surface, its value decreases when diameter and thread length of screw are increased.

1. บทนำ

ปัจจุบันการรักษาทางทันตกรรมมีความเจริญรุดหน้าอย่างมาก หนึ่งในพัฒนาการดังกล่าว คือการนำเอาวัสดุประเภทโลหะที่มีความแข็งแรงและต้านทานการกัดกร่อนมาประยุกต์สร้างเป็นอุปกรณ์ชิ้นส่วนต่างๆเพื่อใช้ในการรักษา เช่น การประยุกต์ใช้ไททาเนียมในการทำอวัยวะเทียมต่างๆ การจัดฟันเป็นอีกหนึ่งวิธีในการรักษาทางด้านทันตกรรมที่ปัจจุบันมีผู้ให้ความนิยมอย่างมาก ซึ่งเป็นการรักษาที่มีจุดประสงค์ที่จะเคลื่อนฟันที่มีการวางตัวไม่ถูกต้องตามสรีรลักษณะทางด้านทันตกรรม ให้อยู่ตำแหน่งที่เหมาะสมและวางตัวเป็นระเบียบ โดยการเคลื่อนฟันนี้ส่วนใหญ่แล้วจำเป็นต้องใช้ฟันกรามด้านในทำหน้าที่เป็นหลักยึด แต่ด้วยลักษณะวิธีการดังกล่าวจะพบว่า แรงที่ใช้ในการเคลื่อนฟันจะส่งผลให้ฟันกรามด้านในที่ทำหน้าที่เป็นหลักยึดนั้นเกิดการเคลื่อนตัวด้วยซึ่งเป็นสิ่งที่ไม่ต้องการให้เกิดขึ้น



รูปที่ 1 การฝังสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กลงในกระดูกฟันกรามเพื่อเป็นหลักยึดในการจัดฟัน



รูปที่ 2 ภาพตัดฉายการฝังสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กลงในกระดูกฟันกราม

ดังนั้นจากปัญหาที่พบ จึงได้มีการคิดค้นรูปแบบการจัดฟันแบบใหม่ ด้วยการประยุกต์ใช้ รากเทียม (Dental Implant) มาเป็นหลักยึดแทน ฟันกรามด้านใน โดยทำให้มีขนาดเล็กลงเรียกว่า สกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก (Mini-screw Implant) เพื่อใช้ฝังไปที่บริเวณกระดูกฟันกราม ซึ่งจะทำหน้าที่เป็นหลักยึดแทนฟันกรามด้านใน ด้วยวิธีการนี้จะทำให้ ปัญหาการเคลื่อนตัวของฟันกรามด้านในหมดไปและเมื่อฟันถูกจัดให้อยู่ ในตำแหน่งที่ถูกต้องแล้วแล้วสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กนี้จะถูกนำออกไป

แม้ว่าวิธีการจัดฟันที่ได้มีการพัฒนาโดยการนำสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กมาใช้เป็นหลักยึดในการจัดฟันนี้ จะมีการทำการทดลองและ ได้นำไปใช้ในการรักษาจริงแล้วก็ตาม แต่จากการศึกษาพบว่าการ ศึกษาในด้านคุณสมบัติชีวกลไก (Biomechanical Property) ของ สกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กนั้น มีเพียงการศึกษาผลกระทบของ คุณสมบัติของกระดูกฟันกรามที่มีผลต่อการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้น [9],[10] ส่วนการศึกษาตัวแปรอื่นๆที่มีผลกระทบต่อลักษณะการ กระจายตัวของความเค้นที่เกิดขึ้นทั้งในตัวสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กและ กระดูกบริเวณโดยรอบ เช่น ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดเส้นผ่าน ศูนย์กลางของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก ความยาวของสกรูอิมแพลนท์ ขนาดเล็กและลักษณะของภาระที่กระทำกับสกรูที่มีต่อความเค้นที่ เกิดขึ้น จะเป็นการศึกษาในส่วนของรากเทียมทั้งหมด [3-8] ดังนั้น เพื่อ ศึกษาความสัมพันธ์ดังกล่าวสำหรับในกรณีของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะเป็นวิธีที่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ใน วิเคราะห์ [1] เนื่องจากสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กนั้นมีรูปร่างที่ซับซ้อน

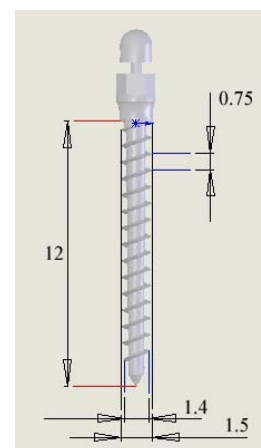
และวิธีการนี้สามารถที่จะศึกษาคุณสมบัติและความสัมพันธ์ดังกล่าว มาในข้างต้นได้อย่างสะดวกและรวดเร็ว ซึ่งในการศึกษานี้จะได้ ทำการศึกษาตัวแปรที่มีผลกระทบต่อการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้น 2 ตัวแปร คือ

1. ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก
2. ขนาดความยาวเกลียวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก

2 การวิเคราะห์ผลกระทบของตัวแปรที่มีต่อการกระจายความเค้น ในสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กและกระดูกบริเวณโดยรอบ

การวิเคราะห์ผลกระทบของตัวแปรที่มีต่อการกระจายความเค้นใน สกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กและกระดูกบริเวณโดยรอบ จะทำโดยการ ปรับเปลี่ยนขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก ซึ่งมีด้วยกัน 3 ขนาดคือ 1.3, 1.4 และ 1.5 มิลลิเมตร ซึ่งในแต่ละขนาด เส้นผ่านศูนย์กลางจะประกอบไปด้วยขนาดความยาวเกลียวที่แตกต่างกัน 5 ขนาดคือ 6, 7, 8, 10 และ 12 มิลลิเมตรตามลำดับ ดังนั้นใน การศึกษานี้จะประกอบไปด้วยแบบจำลองที่ใช้ในการวิเคราะห์ทั้งหมด 15 แบบ ซึ่งจะมีขั้นตอนการวิเคราะห์ในแต่ละแบบจำลองดังนี้

2.1 Pre-Processing สร้างแบบจำลองที่จะใช้ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป SolidWorks ซึ่งแบบจำลองจะ ประกอบไปด้วย 3 ส่วน คือ สกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก เป็นเกลียวขวา และมีความลาดเอียง (taper thread) ทำจากไทเทเนียม มีระยะพิทช์ 0.75 มิลลิเมตร ชั้นกระดูกทึบ (Cortical Bone) เป็นชั้นกระดูกที่แข็งแรง และมีความหนาแน่นสูงมีความหนา 1.5 มิลลิเมตร ชั้นกระดูกพรุน (Cancellous Bone) เป็นชั้นกระดูกที่มีความหนาแน่นต่ำมีความหนา 15 มิลลิเมตร กำหนดคุณสมบัติของวัสดุทั้ง 3 ส่วนดังแสดงในตาราง

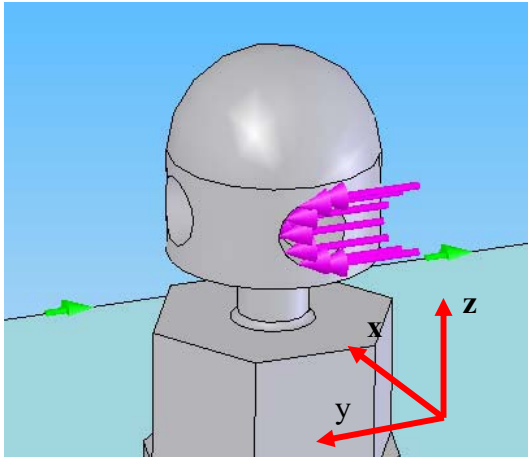


รูปที่ 3 รายละเอียดสกรูอิมแพลนท์มีขนาดเล็กขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 mm. และมีขนาดความยาวเกลียว 12 mm.

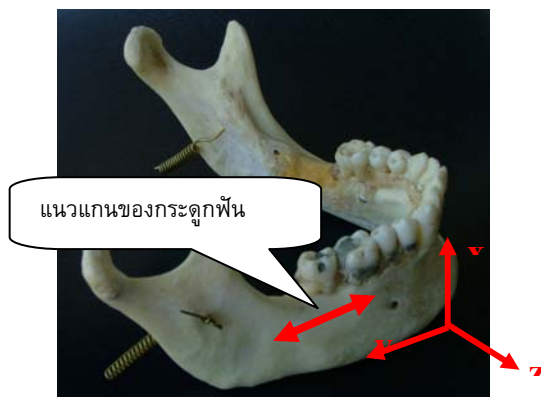
ตารางที่ 1 คุณสมบัติของวัสดุต่างๆในแบบจำลอง [8]

วัสดุ	Young's Modulus(GPa)	Poisson's Ratio
Titanium	110	0.35
กระดูกทึบ	13.7	0.3
กระดูกพรุน	1.85	0.3

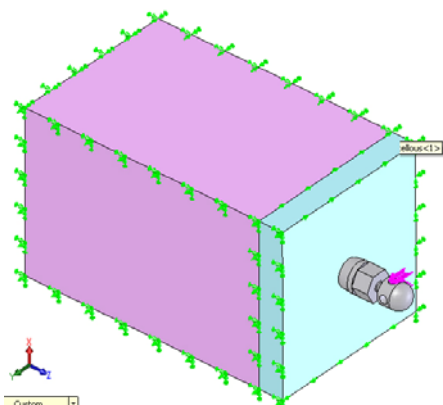
สำหรับภาระที่กระทำกับสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กที่ใช้ในการวิเคราะห์ในแต่ละแบบจำลองจะมีขนาด 0.4905 นิวตัน (50 กรัม) ซึ่งเป็นแรงที่ใช้ในการจัดฟันจริงทั่วไป โดยแรงดังกล่าวจะกระทำผ่านแนวเส้นผ่านศูนย์กลางของรูที่บริเวณหัวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กในทิศทางขนานกับระนาบของผิวกระดูก



รูปที่ 4 ลักษณะของภาระที่กระทำเมื่อระนาบของผิวกระดูกคือระนาบ x - y



รูปที่ 5 แนวแกนของกระดูกฟันกราม



รูปที่ 6 ลักษณะเงื่อนไขขอบและภาระในแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

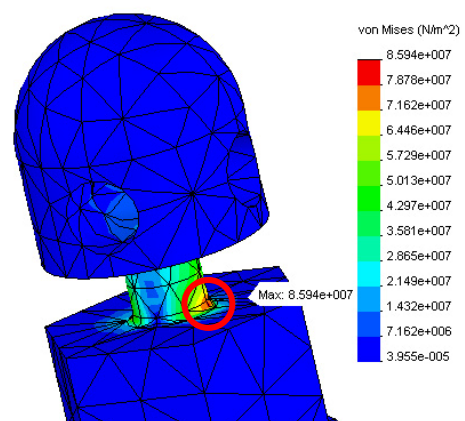
กำหนดเงื่อนไขขอบของแบบจำลอง โดยกำหนดให้แกน y คือ ทิศทางของแนวแกนของกระดูกฟันกราม ดังนั้นผิวที่ตั้งฉากกับแนวแกน y จะถูกกำหนดให้มีสภาวะเงื่อนไขขอบเป็นแบบยึดแน่น (Fixed) ส่วนระนาบที่ตั้งฉากกับแกน x จะถูกกำหนดให้ไม่สามารถเคลื่อนที่ได้ในแนวแกน y ส่วนระนาบที่ตั้งฉากกับแกน z ซึ่งประกอบด้วย 2 ส่วน คือ ผิวด้านนอกของชั้นกระดูกที่ติดกับแกน y ให้เป็นพื้นผิวอิสระและผิวด้านในของกระดูกพอร์นกำหนดให้ไม่สามารถเคลื่อนที่ได้ในแนวแกน y ได้ สำหรับชนิดของเอลิเมนต์ที่เลือกใช้ในการวิเคราะห์นั้นคือ Ten Nodes Tetrahedral

2.2 การ Solve-Processing วิเคราะห์ด้วยคอมพิวเตอร์เพื่อหาความเค้นที่เกิดขึ้นในแต่ละชิ้นส่วนของแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม Cosmos Works

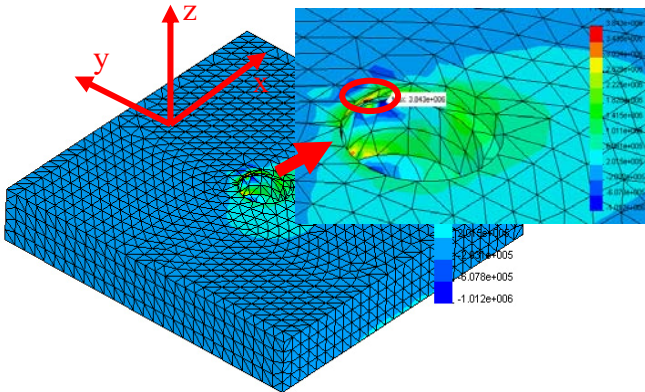
2.3 การ Post-Processing สำหรับค่าความเค้นที่ได้จากการวิเคราะห์ในการศึกษานี้ จะมุ่งเน้นที่ความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นบนสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กและกระดูกที่เป็นหลัก เนื่องจากกระดูกพอร์นนั้นจากการวิเคราะห์จะเห็นได้ว่าความเค้นที่เกิดขึ้นจะน้อยมากเมื่อเปรียบเทียบกับสองส่วนแรกดังที่ได้กล่าวมา โดยในส่วนของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กเนื่องจากเป็นวัสดุไทเทเนียมซึ่งจัดเป็นวัสดุที่มีความแข็งแรงและเหนียว ดังนั้นในการวิเคราะห์ผลจะใช้ทฤษฎีพลังงานเสียรูปสูงสุด [2] และพิจารณาความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นเป็นหลัก และสำหรับชั้นกระดูกที่บั้น เนื่องจากมีลักษณะเป็นวัสดุที่แข็งเปราะ ดังนั้นในการวิเคราะห์ผลจะใช้ทฤษฎีความเค้นฉากสูงสุด [2] และพิจารณาความเค้นหลัก (Principal Stress) สูงสุดที่เกิดขึ้น

3 ผลการวิเคราะห์ผลกระทบของตัวแปรที่มีต่อการกระจายความเค้นในสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กและกระดูกบริเวณโดยรอบ

จากผลการวิเคราะห์แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ทั้ง 15 แบบที่ได้ทำการปรับเปลี่ยนขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและขนาดความยาวเกลียวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก ในส่วนของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กจะพบว่าค่าความเค้น Von Mises stress สูงสุดที่เกิดขึ้นจะเกิดขึ้นที่บริเวณคอของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก ดังแสดงในรูปที่ 7 และสำหรับชั้นกระดูกที่บั้นจะพบว่าค่าความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นจะเกิดขึ้นที่บริเวณเกลียวแรกใกล้กับผิวชั้นนอกของกระดูกดังแสดงในรูปที่ 8

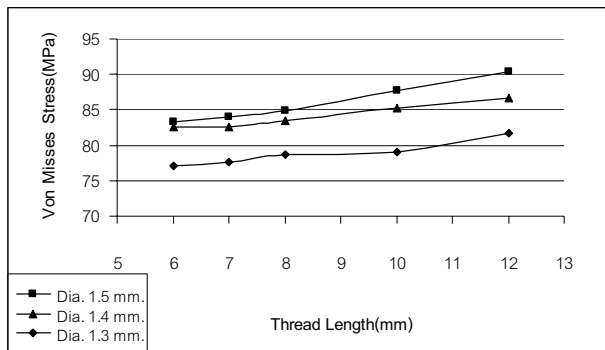


รูปที่ 7 ความเค้น Von Mises สูงสุดในสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก

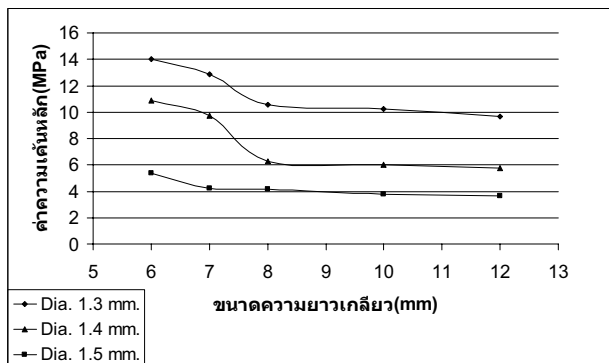


รูปที่ 8 ความเค้นหลัก (Principal Stress) สูงสุดในชั้นกระดูกทึบ

ค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นในสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กและในชั้นของกระดูกทึบ จะมีค่าแปรเปลี่ยนไปตามขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางและขนาดความยาวเกลียวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก จากข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์จะสามารถนำมาแสดงความสัมพันธ์ในรูปของกราฟได้ดังแสดงในรูปที่ 9 และ 10 ซึ่งจะเป็นความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นในสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กและความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นในชั้นกระดูกทึบตามลำดับ



รูปที่ 9 ความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นในสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็ก



รูปที่ 10 ความเค้นหลัก (Principal Stress) สูงสุดที่เกิดขึ้นในชั้นกระดูกทึบ

5. สรุปผล

จากผลการวิเคราะห์ที่ได้ จะพบว่าค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นบนสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กจะมีค่าเพิ่มสูงขึ้นเมื่อขนาดความยาวเกลียวและขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กนั้นมีค่าเพิ่มมากขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 9 โดยที่จากกราฟจะเห็นได้ว่าค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นบนสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.4 และ 1.5 mm. จะมีค่าใกล้เคียงกัน ส่วนค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นบนสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.3 นั้นจะมีค่าต่ำลงมาอย่างเห็นได้ชัด พฤติกรรมการเพิ่มสูงขึ้นของค่าความเค้น Von Mises สูงสุดดังกล่าวจะเห็นได้ว่าสอดคล้องกับทฤษฎีของคานยื่น (Cantilever Beam) คือเมื่อขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางและขนาดความยาวเกลียวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กเพิ่มขึ้น จะส่งผลให้ลักษณะการฝังตัวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กนั้นมีลักษณะที่เข้าใกล้ การฝังตัวของคานยื่นตามทฤษฎีมากขึ้น (การยึดแน่นโดยไม่สามารถเคลื่อนที่ในลักษณะใดๆ ได้ : Fixed) ซึ่งจะส่งผลให้ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นมีค่าเพิ่มมากขึ้น สำหรับค่าความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นบนชั้นของกระดูกทึบนั้น จากกราฟในรูปที่ 10 จะเห็นได้ว่า ค่าความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นจะมีค่าลดลงเมื่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและขนาดความยาวเกลียวมีค่าเพิ่มมากขึ้น ซึ่งจากลักษณะของกราฟที่ได้จะเห็นได้ว่าค่าความเค้นหลักจะมีค่าลดลงอย่างมากเมื่อขนาดความยาวเกลียวเพิ่มขึ้นจาก 6 มิลลิเมตร ไปเป็น 8 มิลลิเมตร แต่เมื่อขนาดความยาวเกลียวเพิ่มขึ้นอีก จะพบว่า ค่าความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นจะลดลงเพียงเล็กน้อยเท่านั้น

เมื่อนำความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นมาเปรียบเทียบกับความครากของไทเทเนียม (550 Mpa) [8] ในกรณีของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กและความเค้นประลัยของกระดูกทึบ (100 Mpa) [8] จะพบว่าในกรณีของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กนั้นจะมีค่าความปลอดภัย 6.08 และในกรณีของกระดูกทึบจะมีค่าความปลอดภัย 7.14 ซึ่งจะเห็นว่ามีความปลอดภัยที่สูงและไม่น่าจะเกิดการเสียหายขึ้นแต่อย่างใด อย่างไรก็ตาม สิ่งที่ไม่ต้องการให้เกิดขึ้นในการจัดฟันคือ การเคลื่อนตัวของสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กอันเนื่องมาจากการเสีรูปของกระดูก ดังนั้นสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กที่เหมาะสมที่จะใช้เป็นหลักยึดในการจัดฟันนั้น ควรจะเป็นขนาดที่ทำให้เกิดความเค้นบนกระดูกนั้นน้อยที่สุด จากลักษณะความต้องการดังกล่าวจะพบว่าสกรูอิมแพลนท์ขนาดเล็กที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตรและมีขนาดความยาวเกลียว 8-12 มิลลิเมตร จะมีความเหมาะสมมากที่สุด

6. กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอแสดงความขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตรมหาวิทาลัยเชียงใหม่ ที่ได้ให้การสนับสนุนทุนการวิจัยในครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

- [1] อนุชา พรหมวังขวา. เอกสารประกอบการสอนวิชาไฟไนต์เอลิเมนต์,ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตรมหาวิทาลัยเชียงใหม่. 2544.

-
- [2] อภิวัฒน์ พลชัย. ความแข็งแรงของวัสดุตอนสอง, ภาควิชาวิศวกรรมการเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่. 2531.
- [3] Allahyar Geramy and Steven M.Morgano (2004). Finite Element Analysis of three designs of an implant-supported molar crow. The Journal of Prosthetic Dentistry.92, 434 - 440.
- [4] Atilla Sertgoz and Sungur Guvener (1996). Finite Element Analysis of the effect of cantilever and Implant length on stress distriburion in an implant-supported fixed prosthesis. The Journal of Prosthetic Dentistry.92, 434 - 440.
- [5] Baris Simsek, Erkan Erkmen , Dervis Yilmaz and Atilim Eser (2005). Effect of different inter-implant distances on stress distribution around implants in posterior mandible. JJBE. 991, 1-15.
- [6] Lucie Himmlova, Tatjana Dostalova, Alois Kacovsky and Svatava Konvickova. Influence of implant length and diameter on stress distribution. The Journal of Prosthetic Dentistry. 91, 20 - 25.
- [7] Gurcan Eskitascioglu, Aslihan Usumez, Mujude Sevimay, Emel Soykan and Elif Unsal (2004). The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported protheses and supporting bone. The Journal of Prosthetic Dentistry.91, 144 - 150.
- [8] Huldun Implikcioglu and Kivanc Akca (2001). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial protheses on stress distribution in the bone. The Journal of Prosthetic Dentistry. 30, 41 - 46.
- [9] Birte Melsen and Carlalberta Verna (2005). Miniscrew-implant: The Aahus Anchorage System. Elsevier Inc. 24-31.
- [10] M.Sevimay, F. Turhan, A.Killcarslan, and G.Eskitascioglu (2005). Three dimensional finite element analysis of the effect of difference bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. The Journal of Prosthetic Dentistry. 93, 227 - 234.