

การวิเคราะห์ความเค้นบนกระดูกรองรับในกระบวนการฝังรากฟันเทียม โดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Stress Analysis on the Alveolar Bone in Dental Implant Process: Finite Element Study

สุรสิทธิ์ ปิยะศิลป์¹ สุภกิจ รูปขันธ์² ตราทศ อพัทธนานนท์²

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อ.เมือง จ.ขอนแก่น 40002

โทร 0-4320-2845 ต่อ 142, โทรสาร 0-4320-2845

E-mail: surasith@kku.ac.th¹

Surasith Piyasin¹ Supakit Rooppakhun² Tratat Apatthananon²

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Khon Kaen University, Khon Kaen, 40002, Thailand

Tel.0-4324-4296 ext 121, Fax. 0-4324-5878

E-mail: surasith@kku.ac.th¹

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์ความเค้นที่เกิดขึ้นบนกระดูกรองรับในกระบวนการฝังรากฟันเทียมโดยวิธีการวิเคราะห์เชิงตัวเลข ทำการศึกษาโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่เรียกว่า ANSYS สร้างแบบจำลองของรากฟันเทียม กระดูกรองรับ และแบบจำลองการสัมผัสกันระหว่างรากฟันเทียมและกระดูกรองรับในรูปแบบปัญหาความเค้นในระนาบ 2 มิติ ในการศึกษาครั้งนี้ได้ทำการกำหนดสมบัติทางกลของวัสดุกระดูกรองรับในรูปแบบยืดหยุ่นเชิงเส้น และแบบออร์โธโทรปิก เพื่อนำผลการวิเคราะห์ที่ได้มาเปรียบเทียบกับ ซึ่งจากการศึกษาพบว่าค่าความเค้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลองโครงสร้างกระดูกรองรับกรณีที่มีสมบัติทางกลของวัสดุเป็นแบบยืดหยุ่นเชิงเส้นจะให้ค่าที่สูงกว่ากรณีสมบัติทางกลของวัสดุเป็นแบบออร์โธโทรปิก และตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงสุดจะอยู่ที่บริเวณด้านบนของกระดูกรองรับ ในส่วนของ Cortical bone นอกจากนี้ในการศึกษาได้ทำการสร้างแบบจำลองของรากฟันเทียมที่มีขนาดแตกต่างกัน 3 ขนาด ตามขนาดที่มีผลและเป็นที่ยอมรับใช้กันแพร่หลายของทันตแพทย์ดังนี้คือ 4.3, 5.0 และ 6.0 มม. ผลจากการวิเคราะห์ที่ได้ทำให้ทราบถึงข้อมูลพื้นฐานค่าแรงสูงสุดในกระบวนการฝังรากฟันเทียม และค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนกระดูกรองรับ เพื่อเป็นข้อมูลที่สำคัญในการพิจารณาวิเคราะห์ ก่อนที่ทันตแพทย์จะทำการทดลองหรือการปฏิบัติงานในคลินิกต่อไป

คำหลัก การวิเคราะห์ความเค้น, ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์, กระดูกรองรับ, การฝังรากฟันเทียม

Abstract

The objective of the present study was to analyze the value of stress that occurs on the alveolar bone in dental implant

process by numerical method. The 2-D plane stress finite element model of dental implant, alveolar bone and contact model were created by using computational finite element software (ANSYS). In this study, material properties of alveolar bone were divided to be 2 cases (linear isotropic, linear orthotropic materials) and the results from both cases were compared. It is shown that the stress values in linear isotropic materials case were higher than orthotropic materials case and the maximum stress occurred on upper alveolar bone. Moreover, 3 sizes of dental implant model (4.3, 5.0, 6.0 mm) were selected. The benefit of using FEM is to forecast the maximum load in implant process. And the data from this study is useful for dental clinic.

Keywords: Stress Analysis, Finite Element Method, Alveolar Bone, Dental Implant

1. บทนำ

การฝังรากฟันเทียมเป็นวิธีการสร้างฟันเทียมชนิดหนึ่งเพื่อทดแทนฟันแท้ที่หลุดไปและได้รับความนิยมอย่างแพร่หลาย โดยที่ตลอดระยะเวลาที่ผ่านมางานวิจัยและการประยุกต์ใช้งานทางคลินิกด้านการปลูกฝังวัสดุเทียมได้กลายเป็นสิ่งจำเป็นควบคู่กันในงานทางด้านศัลยกรรมกระดูกและงานด้านทันตกรรม โดยทั่วไปการฝังรากฟันเทียมเป็นการคืนสภาพให้กับความผิดปกติจากการที่ฟันแท้ที่หลุดออกไปซึ่งในกระบวนการฝังรากฟันเทียมจะทำการฝังรากเทียมลงไปยังกระดูกรองรับหรือกระดูกขากรรไกรโดยให้ส่วนของรากฟันเทียมยื่นออกมาผ่านเหงือกในช่องปาก เพื่อที่จะเป็นฐานรองรับสำหรับนำฟันปลอมมาประกอบใส่หรือยึดติดกับสะพานเชื่อมต่อระหว่างฟัน ซึ่งรากฟันเทียมที่

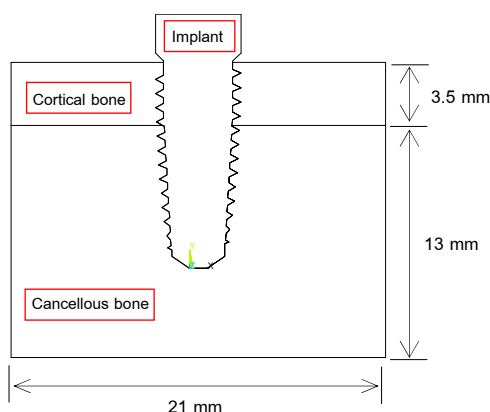
¹ ผู้ช่วยศาสตราจารย์, อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

² นักศึกษาปริญญาเอก, ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

ถูกฝังลงไปนั้นจะได้รับอิทธิพลจากแรงที่มีขนาดและทิศทางต่างๆ ทำให้มีความเค้นเกิดขึ้นและส่งถ่ายไปยังกระดูกรอบฟันในบริเวณที่เกิดการสัมผัสกัน โดยที่ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อการส่งถ่ายแรงไปยังบริเวณการสัมผัสกันระหว่างกระดูกและรากฟันเทียม^[1] ประกอบไปด้วย (1) ลักษณะของภาระ, (2) สมบัติวัสดุของฟันและรากฟันเทียม, (3) รูปร่างของรากฟันเทียม, (4) โครงสร้างของผิวรากฟันเทียม, (5) ลักษณะของการสัมผัสกันระหว่างรากฟันและกระดูกรอบฟัน, (6) ประเภทและคุณสมบัติของกระดูกรอบฟัน ซึ่งปัจจัยทางด้านรูปร่างของรากฟันเทียม อาทิ เส้นผ่านศูนย์กลาง ความยาว และรูปร่าง เป็นต้น สามารถพิจารณาเลือกออกแบบได้ง่ายตามความต้องการตามที่มีการผลิต ส่วนปัจจัยทางด้านประเภทและคุณสมบัติของกระดูกรอบฟันต้องได้รับประเมินทางคลินิกเพื่อใช้ในการพิจารณาเลือกรากฟันเทียมต่อไป

ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้ถูกใช้กันอย่างแพร่หลายในการศึกษากระบวนการออกแบบการฝังรากฟันเทียม^{[1][5]} ซึ่งจะทำให้สามารถวิเคราะห์การกระจายความเค้นบนโครงสร้างที่ซับซ้อนได้ โดยที่ในการสร้างแบบจำลองสมมติฐานที่มีผลต่อความแม่นยำในการทำนายการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้น^[3] ประกอบด้วย (1) ลักษณะรูปร่างของกระดูกและรากฟันเทียม (2) สมบัติทางกลของวัสดุ (3) เงื่อนไขขอบเขต และ (4) บริเวณการสัมผัสกันระหว่างกระดูกและรากฝังเทียม โดยปกติกระดูกและฟันมีลักษณะโครงสร้างระดับอนุภาคที่ซับซ้อนและเป็นวัสดุประเภทรูพรุน รวมทั้งมีสมบัติทางกลเป็นแบบไม่เท่ากันทุกทิศทาง^[6] จากงานวิจัยส่วนใหญ่ที่ผ่านมาพบว่าการกำหนดสมบัติทางกลของวัสดุประเภทกระดูกและฟันจะถูกกำหนดในรูปแบบยืดหยุ่นเชิงเส้น(linear elastic isotropic material) ดังนั้นการศึกษาครั้งนี้ได้ทำการศึกษาค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนกระดูกรอบฟันโดยกำหนดสมบัติทางกลของกระดูกรอบฟันในรูปแบบยืดหยุ่นเชิงเส้นและรูปแบบออร์โทโทรปิก(linear elastic orthotropic material) เพื่อนำผลที่ได้วิเคราะห์เปรียบเทียบกัน ท้ายที่สุดทำการสร้างแบบจำลองของรากฟันเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแตกต่างกัน 3 ขนาด ตามขนาดที่มีผลิตและเป็นที่นิยมใช้งานกันแพร่หลายของทันตแพทย์ เพื่อเป็นข้อมูลที่สำคัญในการพิจารณาวิเคราะห์ก่อนที่ทันตแพทย์จะทำการทดลองหรือการปฏิบัติงานในคลินิก

2. รายละเอียดแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

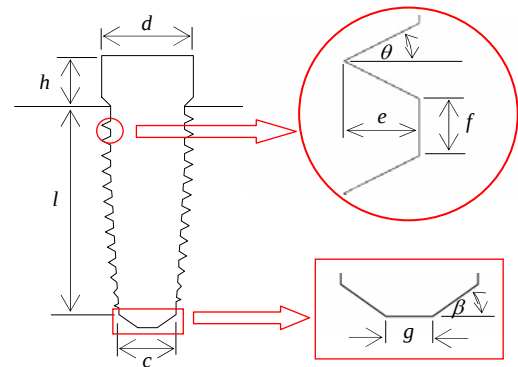


รูปที่ 1 รายละเอียดรูปร่างของแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

รายละเอียดรูปร่างของแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ประกอบด้วยแบบจำลองของรากฟันเทียม(Implant) และแบบจำลองของกระดูกรอบฟัน (Cortical bone และ Cancellous Bone) ซึ่งมีรายละเอียดแสดงไว้ตามรูปที่ 1

2.1 ขนาดของแบบจำลองรากฟันเทียม

ในการศึกษาได้ทำการสร้างแบบจำลองรากฟันเทียมที่มีขนาดตามที่มีผลิตและเป็นที่นิยมใช้งานกันแพร่หลายของทันตแพทย์ทั้งหมด 3 แบบจำลอง โดยมีรายละเอียดขนาดตามรูปที่ 2 และตารางที่ 1 ดังนี้



รูปที่ 2 รายละเอียดขนาดของรากฟันเทียม

ตารางที่ 1 แสดงรายละเอียดขนาดของแบบจำลองรากฟันเทียม^[7]

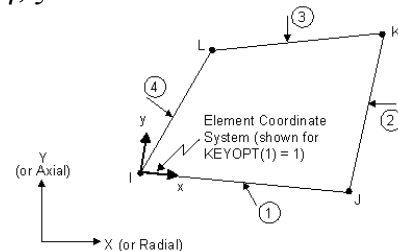
Implant	d	h	l	c	θ	e	f	g	β
Model A	4.3	2.0	11	2.4	20°	0.5	.35	1.0	35°
Model B	5.0	2.0	11	3.0	27°	0.6	.32	1.0	35°
Model C	6.0	2.0	11	3.5	30°	0.7	.23	1.0	35°

2.2 เอลิเมนต์ของแบบจำลอง

การสร้างเอลิเมนต์ของแบบจำลองประกอบด้วย 2 ส่วน ดังนี้คือ (1)เอลิเมนต์ของแบบจำลองรากฟันเทียมและกระดูกรอบฟัน, และ (2)เอลิเมนต์การสัมผัสกันระหว่างรากฟันเทียมและกระดูกรอบฟัน โดยที่ในการศึกษาได้พิจารณาเป็นปัญหาความเค้นในระนาบ และได้เลือกใช้เอลิเมนต์ชนิดสี่เหลี่ยมแบบ 4 จุดขั้ว (Solid Plane42) สร้างแบบจำลอง ซึ่งมีฟังก์ชันประมาณภายในของเอลิเมนต์ (Element shape function) และรูปร่างเอลิเมนต์ดังแสดงไว้ตามสมการที่ (1) และรูปที่ 3 ตามลำดับ

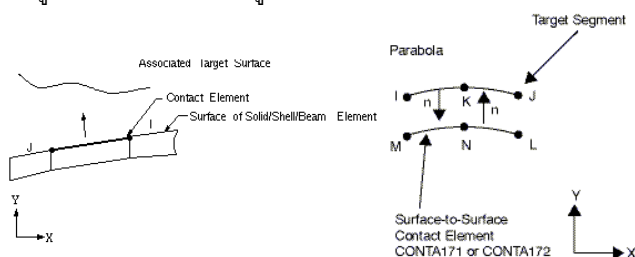
$$N_i = \left(\frac{1}{4}\right)(1 + \xi\xi_i)(1 + \eta\eta_i) \quad (1)$$

โดยที่ η, ξ คือพิกัดธรรมชาติของเอลิเมนต์



รูปที่ 3 รูปร่างเอลิเมนต์ชนิดสี่เหลี่ยมแบบ 4 จุดขั้ว

ในการสร้างแบบจำลองการสัมผัสกันระหว่างรากฟันเทียมและกระดูก
รองฟันได้เลือกใช้เอเลเมนต์การสัมผัสแบบพื้นผิวสัมผัสพื้นผิว
(Surface-to-Surface หรือ Contac171, Targe169) ซึ่งมีการยืนยัน
ความถูกต้องของการวิเคราะห์ที่เทียบทฤษฎีการสัมผัสของ Hertz^[8] โดย
ที่มีรูปร่างเอเลเมนต์แสดงในรูปที่ 4



รูปที่ 4 เอเลเมนต์การสัมผัสแบบพื้นผิวสัมผัสพื้นผิว

2.3 สมบัติทางกล(Mechanical Properties)

การกำหนดสมบัติทางกลของวัสดุแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ (1)แบบ
ยืดหยุ่นเชิงเส้น(Linear Isotropic elastic material), และ (2) แบบออร์
โทโทรปิก (linear orthotropic elastic material) โดยที่กำหนดสมบัติ
ทางกลของสัมผัสที่มีความเสียดทาน (μ) ในแบบจำลองการสัมผัสทุก
พื้นผิวเท่ากับ 0.3 และมีค่าสมบัติทางกลของวัสดุทั้ง 2 รูปแบบแสดงไว้
ในตารางที่ 2 และตารางที่ 3 ตามลำดับ

ตารางที่ 2 สมบัติทางกลของวัสดุแบบยืดหยุ่นเชิงเส้น

	Cancellous bone	Cortical bone	Implant (Titanium)
E (GPa)	1.37	13.7	103.4
ν	0.3	0.3	0.33

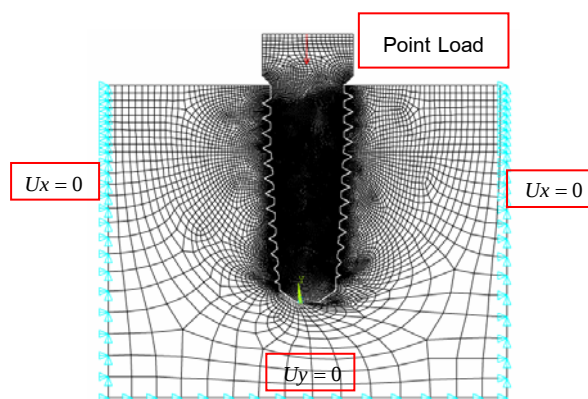
ตารางที่ 3 สมบัติทางกลของวัสดุแบบออร์โทโทรปิก

	Cortical bone	Cancellous bone
E_x (GPa)	17	17
E_y (GPa)	11.5	11.5
E_z (GPa)	11.5	11.5
G_{xy} (GPa)	3.6	3.6
G_{yz} (GPa)	3.3	3.3
G_{zx} (GPa)	3.3	3.3
ν_{xy}	3.6	3.6
ν_{yz}	3.3	3.3
ν_{zx}	3.3	3.3

2.4 การสร้างและการวิเคราะห์แบบจำลอง

รายละเอียดขนาด, เอเลเมนต์ที่เลือกใช้, และสมบัติทางกลของราก
ฟันเทียมและกระดูกรองฟันที่กล่าวมาเบื้องต้นได้ถูกนำมาสร้าง
แบบจำลองทางไฟไนต์เอเลเมนต์บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ทางไฟไนต์-

เอเลเมนต์ที่เรียกว่า ANSYS โดยที่แบบจำลองประกอบไปด้วยเอเล-
เมนต์ชนิดสี่เหลี่ยมแบบ 4 จุดซ้ำ 59,986 เอเลเมนต์ 60,751 จุด และมี
การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตเป็นไปตามรูปที่ 5



รูปที่ 5 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลอง

เพื่อให้แบบจำลองมีลักษณะคล้ายคลึงกับโครงสร้างของรากฟันเทียม
และกระดูกรองฟัน ในการสร้างแบบจำลองจะสร้างแบบจำลองของราก
ฟันเทียมและกระดูกรองฟันแยกอิสระต่อกัน และมีเอเลเมนต์ของการ
สัมผัสกันของโครงสร้างทั้งสอง ดังนั้นในการวิเคราะห์จึงเป็นการ
วิเคราะห์ปัญหาแบบไม่เชิงเส้นสถิต(Nonlinear Static Analysis) ซึ่งใน
การวิเคราะห์ปัญหาได้พิจารณาถึงผลของค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบน
กระดูกรองฟันโดยใช้เงื่อนไขของความเสียหายของฟอนมิสเซต (Von
Mises, σ') ตามสมการที่ (2) ดังนี้

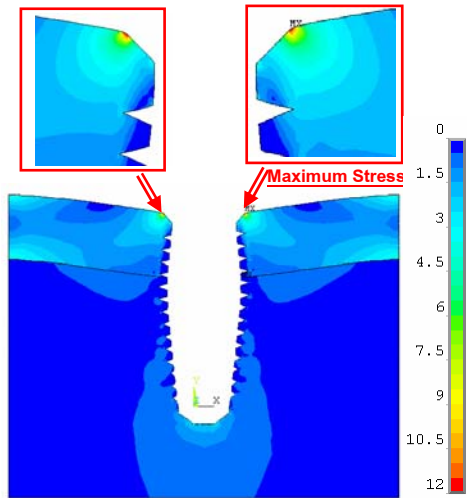
$$2\sigma'^2 = (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \quad (2)$$

โดยที่ $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ คือค่าความเค้นหลักตามแนวแกนที่ 1, 2 และ 3
ตามลำดับ

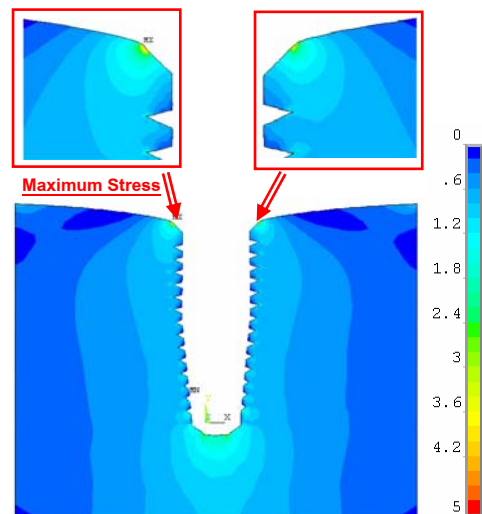
3. ผลการศึกษา

จากการวิเคราะห์แบบจำลองโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ทางไฟ-
ไนต์เอเลเมนต์ด้วยการเปลี่ยนแบบจำลองรากฟันเทียม 3 ขนาด (4.3,
5.0 และ 6.0 มม.) โดยกำหนดสมบัติทางกลของวัสดุออกเป็น 2 กรณี
และทำการเปลี่ยนค่าภาระที่กระทำทั้งหมด 8 ค่า (140-16,000 นิวตัน)
ผลการวิเคราะห์แบบจำลองที่ได้ทำให้ทราบถึงการกระจายความเค้นที่
เกิดขึ้นบนกระดูกรองฟันในแต่ละกรณี และความสัมพันธ์ระหว่างภาระที่
กระทำกับความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้น โดยที่ผลการกระจายความเค้นฟอน
มิสเซตกรณีกำหนดสมบัติทางกลของวัสดุแบบยืดหยุ่นเชิงเส้นและแบบ
ออร์โทโทรปิกแสดงไว้ในรูปที่ 6 และ 7 ตามลำดับ และผลจากการ
วิเคราะห์ค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นที่ขนาดรากฟันเทียมใดๆ พบว่าค่า
ความเค้นสูงสุดในแนวระนาบ ($\sigma_{x,max}$) ค่าความเค้นสูงสุดในแนว
ยาว ($\sigma_{y,max}$) ค่าความเค้นเฉือนสูงสุด ($\tau_{xy,max}$) และค่าความเค้น
ฟอนมิสเซตสูงสุด (σ'_{max}) ในกรณีสมบัติทางกลของวัสดุแบบยืดหยุ่น

เชิงเส้นและกรณีสมบัติทางกลของวัสดุแบบอโรโทโรปิกเป็นไปตามตารางที่ 4 และตารางที่ 5 ตามลำดับ



รูปที่ 6 ความเค้นพอนมิสของกรณีสมบัตินิวตันแบบยืดหยุ่นเชิงเส้น



รูปที่ 7 ความเค้นพอนมิสของกรณีสมบัตินิวตันแบบอโรโทโรปิก

ตารางที่ 4 ค่าความเค้นกรณีกำหนดสมบัตินิวตันแบบยืดหยุ่นเชิงเส้น

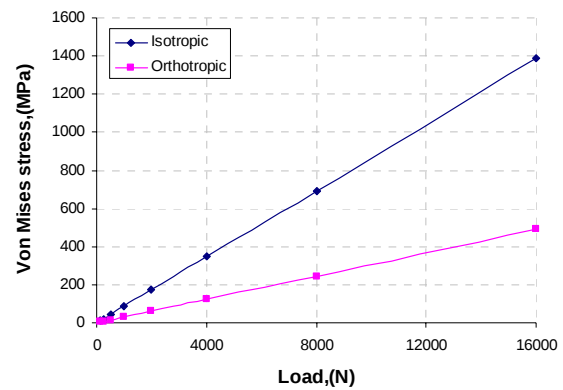
ขนาดรากฟันเทียม (mm)	$\sigma_{x,max}$ (MPa)	$\sigma_{y,max}$ (MPa)	$\tau_{xy,max}$ (MPa)	σ'_{max} (MPa)
4.3	-11.325	-8.946	-4.239	12.127
5.0	-10.112	-9.325	-3.911	11.939
6.0	-9.992	-10.887	-3.806	11.508

ตารางที่ 5 ค่าความเค้นกรณีกำหนดสมบัตินิวตันแบบอโรโทโรปิก

ขนาดรากฟันเทียม (mm)	$\sigma_{x,max}$ (MPa)	$\sigma_{y,max}$ (MPa)	$\tau_{xy,max}$ (MPa)	σ'_{max} (MPa)
4.3	-4.012	-3.081	-1.418	4.295
5.0	-3.482	-3.128	-1.273	3.959
6.0	-2.865	-3.324	-1.112	3.339

จากผลการวิเคราะห์ผลทั้ง 2 กรณี พบว่าการกระจายความเค้นพอนมิส-เซสบนกระดูกรองรับบริเวณด้านบนสุดจนถึงบริเวณ 1 ถึง 2 เกลียวแรกของรากฟันจะมีค่าที่สูง ซึ่งเป็นกระดูกในส่วน Cortical bone และเป็นบริเวณที่มีสัมผัสกันระหว่างรากฟันเทียมกับกระดูกรองรับ ทั้งนี้เนื่องจากบริเวณนี้ได้รับอิทธิพลจากการส่งถ่ายแรงจากรากฟันเทียม และเมื่อพิจารณาผลการวิเคราะห์ค่าความเค้นในแนวต่าง ๆ ที่ขนาดรากฟัน 3 ขนาด พบว่ากรณีสมบัตินิวตันแบบยืดหยุ่นเชิงเส้นจะให้ค่าที่สูงกว่ากรณีสมบัตินิวตันแบบอโรโทโรปิกทุกกรณีประมาณ 3 เท่า โดยที่ค่าความเค้นพอนมิสสูงสุดจากทั้ง 2 กรณี ที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรากฟันเทียม 6.0 มม. จะให้ค่าที่ต่ำสุดและมีค่าประมาณ 11.51 และ 3.34 MPa ตามลำดับ

นอกจากนี้เมื่อทำการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างภาระที่กระทำกับค่าความเค้นพอนมิสที่เกิดขึ้นในกรณีรากฟันเทียมขนาด 4.3 มม. จะได้ความสัมพันธ์เป็นไปตามรูปที่ 8



รูปที่ 8 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระที่กระทำกับค่าความเค้นพอนมิส

จากรูปที่ 8 เมื่อภาระที่กระทำต่อรากฟันเทียมเพิ่มขึ้นค่าความเค้นพอนมิสบนแบบจำลองกระดูกรองรับจะมีค่าเพิ่มขึ้นในลักษณะเชิงเส้น โดยที่เมื่อภาระกระทำต่อรากฟันเทียมเท่ากับ 16,000 นิวตัน ค่าความเค้นพอนมิสของกรณีสมบัตินิวตันแบบอโรโทโรปิกมีค่าเท่ากับ 1,386 และ 491 MPa ตามลำดับ และเมื่อพิจารณาตามความสัมพันธ์ค่าความเค้นพอนมิสต่อภาระที่กระทำในรูปที่ 8 ในกรณีสมบัตินิวตันแบบอโรโทโรปิกจะมีค่าประมาณ 460 และ 1,300 นิวตัน ตามลำดับ ซึ่งโดยปกติค่าความเค้นสูงสุดของกระดูกและฟันจะมีค่าเฉลี่ยประมาณ 40 MPa^[6] หรือประมาณ 160 นิวตัน เมื่อพิจารณาตามความสัมพันธ์ในรูปที่ 8 ซึ่งจะพบว่ามีค่าความปลอดภัยประมาณ 2.88 สำหรับกรณีที่พิจารณาสมบัติทางกลของกระดูกรองรับในรูปแบบยืดหยุ่นเชิงเส้นและค่าความปลอดภัยประมาณ 8.13 เท่า สำหรับกรณีที่พิจารณาสมบัติทางกลของกระดูกรองรับในรูปแบบอโรโทโรปิก

4. สรุปผลการศึกษา

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกใช้ในการสร้างแบบจำลองรากฟันเทียมและกระดูกรองรับซึ่งมีรูปร่างที่ซับซ้อน เพื่อวิเคราะห์ความเค้นที่

เกิดขึ้นบนกระดูกรองรับในกระบวนการฝังรากฟันเทียม โดยการกำหนดสมบัติทางกลของวัสดุกระดูกรองรับที่แตกต่างกันคือรูปแบบยึดหยุ่นเชิงเส้นและแบบออร์โทโทรปิก ผลจากการวิเคราะห์พบว่าในบริเวณที่มีการสัมผัสกันระหว่างรากฟันเทียมกับกระดูกรองรับในชั้น Cortical bone ตั้งแต่บริเวณ 1 ถึง 2 เกลียวแรกไปจนถึงด้านบนสุดของกระดูกรองรับนั้นมีลักษณะการกระจายความเค้นฟอสซิสเซสที่เพิ่มขึ้นและมีค่าสูงสุดที่ขอบบนของกระดูกรองรับ ซึ่งอิทธิพลดังกล่าวเกิดจากบริเวณนี้อยู่ใกล้ตำแหน่งการส่งถ่ายแรงจากกระบวนการฝังรากฟันเทียมมากที่สุด สำหรับการเปรียบเทียบค่าความเค้นฟอสซิสเซสสูงสุดจากการกำหนดรูปแบบวัสดุของแบบจำลองกระดูกรองรับที่แตกต่างกันพบว่ารูปแบบสมบัติวัสดุยึดหยุ่นเชิงเส้นจะมีค่าที่สูงกว่าการนิรูปแบบสมบัติวัสดุออร์โทโทรปิกประมาณ 3 เท่า เมื่อพิจารณาผลจากแบบจำลองรากฟันเทียมที่แตกต่างกัน 3 ขนาด (4.3, 5.0 และ 6.0 มม.) รวมทั้งความสัมพันธ์ระหว่างภาวะที่กระทำต่อค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนกระดูกรองรับ พบว่าที่ขนาดรากฟันเทียม 6.0 มม จะมีค่าความเค้นเกิดขึ้นต่ำสุดเมื่อเทียบกับขนาดรากฟันเทียมอีก 2 ขนาด และแรงสูงสุดในกระบวนการฝังรากฟันเทียมนั้นยังอยู่ภายใต้เงื่อนไขไม่เกินค่าความเค้นฟอสซิสเซส

กิตติกรรมประกาศ

ผู้เขียนขอขอบคุณ ผศ.ดร.นภา สุขใจ อาจารย์ประจำภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ มหาวิทยาลัยขอนแก่นที่ให้ข้อมูลและความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับรากฟันเทียม

เอกสารอ้างอิง

- [1] Korioto T.W., Versluis A., "Modeling the Mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis," Crit Rev Oral Biol Med, Vol.8, No.1, 1997, pp. 90 - 104.
- [2] Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, et al. "The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implant," Clin Oral Impl Res, Vol.9, 1998, pp. 407-418.
- [3] Jian-Ping Geng, Keson B. C. Tan, Gui-Rong Liu, "Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature," The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol.85, No.6, 2001, pp. 585-598.
- [4] Eric P. Holmgren et al, "Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis -A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction," Journal of Oral Implantology, Vol.24, No.2, 1998, pp. 80-88.
- [5] Olarnrithinun S., Salimee P., Dechaumphai P., "Bone Stress analysis of dental implants by finite element method",

Proceeding of the 17th ME-NETT conference, Prachinburi, Thailand, 15-17 October 2003,

- [6] L. J. Gibson, and M. F. Ashby, Cellular solids Structure and properties 2nd ed. Cambridge University press, 1997
- [7] Nobel Biocare, Replace Select Straight & Tapered, Product Catalog November 2002
- [8] ANSYS Verification Manual. VM191: Hertz Contact Between Two Cylinders
- [9] A.C. Ugural and S.K. Fenster, Advanced Strength and Applied Elasticity. 2nd ed. Elsevier. Pub. Co. 1987