

การตอบสนองเชิงกลของฟันที่มีรูปแบบการจำลองต่างกันโดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ Mechanical Responses of a Tooth Modeled with Different Formation using Finite Element Method

กัญวัฒน์ ตวงวิไล และไพโรจน์ สิงहनัดกิก*

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
*ติดต่อ: pairod.s@chula.ac.th, โทร 02-2186595, โทรสาร 02-2522889

บทคัดย่อ

การหาความเค้นในฟันของมนุษย์ที่รับภาระทางกลสามารถทำได้โดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ อย่างไรก็ตามการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์มีความยุ่งยากและซับซ้อน เนื่องจากฟันมีรูปร่างที่แตกต่างจากชิ้นงานอื่นๆ กล่าวคือฟันของมนุษย์ประกอบด้วยส่วนประกอบหลักๆ ได้แก่ เนื้อฟัน (Dentin) ผิวเคลือบฟัน (Enamel) เคลือบรากฟัน (Cementum) และเอ็นยึดปริทันต์ (Periodontal Ligament) ในการวิเคราะห์ปัญหาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ส่วนประกอบของฟันบางส่วนอาจไม่ได้อยู่รวมไว้ในแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ การศึกษานี้เป็นการวิเคราะห์ความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้นในแบบจำลองฟันที่มีและไม่มีเอ็นยึดปริทันต์โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในกระบวนการศึกษาจะถ่ายรูปลักษณะของฟันโดยใช้เครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์ด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ภาพถ่ายดังกล่าวจะถูกเปลี่ยนเป็นแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติที่มีและไม่มีเอ็นยึดปริทันต์ หลังจากนั้นจึงวิเคราะห์หาความเค้นสมมูลของแบบจำลองทั้งสองที่รับภาระเชิงกล พบว่าความเค้นในเนื้อฟันและในกระดูกบริเวณใกล้กับชั้นเอ็นยึดปริทันต์มีค่าสูงขึ้นเมื่อมีการจำลองฟันโดยมีชั้นเอ็นยึดปริทันต์อยู่ด้วย ผลการศึกษานี้สามารถใช้เป็นแนวทางในการวิเคราะห์การตอบสนองทางกลของฟันได้ในอนาคต

คำหลัก: ความเค้น; เอ็นยึดปริทันต์; ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์; การจำลอง

Abstract

The stress in human's tooth subjected to mechanical load can be predicted by the well-known finite element method. However, construction of the finite element model of the tooth is somewhat complicated because of the uncommon configuration of tooth. Human's tooth composes of several major components, such as dentine, enamel, cementum and periodontal ligament. It is obvious that some components of tooth may not be included in the finite element modeling. In this study, the stress and strain generated in the tooth modeling with and without the periodontal ligament were analyzed using the finite element analysis. The 3D image of the tooth was obtained from CT scanning. The image was then converted to the 3D finite element models with and without the periodontal ligament. The models were then analyzed for equivalent stress when the tooth is subjected to a mechanical load. It was found that the equivalent stress in the dentine and the bone in the vicinity of the periodontal ligament was higher in the model with the periodontal ligament compared to the model without the ligament. The results of the study can be used as a guideline for the finite element analysis of the mechanical responses of a tooth in the future.

Keywords: periodontal ligament; stress; finite element method; modeling

1. บทนำ

ฟันเป็นอวัยวะส่วนหนึ่งในระบบย่อยอาหารของมนุษย์ ทำหน้าที่บด ฉีก ย่อยอาหาร และช่วยส่งเสริมรูปหน้าให้มีบุคลิกภาพที่ดี พร้อมทั้งช่วยในการออกเสียงของมนุษย์ หากฟันเกิดความเสียหายจะสร้างความเจ็บปวดและส่งผลกระทบต่อการใช้ชีวิตประจำวัน ฟันที่มีความเสียหายจะได้รับการรักษาโดยการบูรณะฟัน (Dental Restoration) ตามความเสียหายของฟัน เช่น การอุดฟัน การครอบฟัน รากฟันเทียม เป็นต้น วิธีการรักษาแบบต่างๆ จะต้องมีการศึกษา ทดลองและสอบทวนจนแน่ใจว่าวิธีการรักษานี้มีประสิทธิภาพ ปลอดภัย และสามารถยืดอายุการใช้งานของฟันได้ยาวนาน แนวทางการศึกษาและวิจัยทางทันตกรรมในอดีตมีหลายแนวทาง เช่น การทดลองทางคลินิกกับคนไข้จริง การทดลองในสัตว์ทดลอง และการทดลองในห้องปฏิบัติการ ในปัจจุบันความรู้ทางวิศวกรรมศาสตร์ได้เข้ามาช่วยในการวิเคราะห์ความเค้น ความเครียดและการเปลี่ยนรูปของฟันมากขึ้น ทำให้มีการนำระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (Numerical Method) ที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในงานทางวิศวกรรมมาใช้ในการศึกษาในการวิจัยทางทันตกรรม การศึกษาโดยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขมีข้อได้เปรียบในเรื่องต้นทุน และประเด็นทางจริยธรรม แต่ความถูกต้องแม่นยำของระเบียบวิธีเชิงตัวเลขต้องอาศัยการจำลองรูปร่างและสมบัติเชิงกลของฟันที่เหมาะสม

ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขที่เป็นที่ยอมรับและนำมาใช้ในงานทางทันตกรรมได้แก่ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ Tajima และคณะ [1] สร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของฟันจากภาพถ่าย CT scan แล้ววิเคราะห์ความเค้นและความเครียดโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติ มีการเปรียบเทียบความเครียดที่ได้จากแบบจำลองกับการวัดโดยสเตรนเกจในการทดลอง Hasegawa และคณะ [2] ใช้ภาพถ่าย CT scan ของฟันมาสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของฟันเพื่อศึกษาความเค้นในฟันและในกระดูก โดยในการศึกษาดังกล่าวแบบจำลองของฟันประกอบด้วยผิวเคลือบฟัน (Enamel), เนื้อฟัน (Dentine), โพรงประสาทฟัน (Pulp), กระดูกขากรรไกรแข็ง (Compact Bone) และกระดูกฟองน้ำ (Spongy Bone) เป็นส่วนประกอบนอกจากการศึกษาความเค้นในฟันและกระดูกแล้วยังมีการศึกษาความเค้นในกระดูกที่มีการใส่รากฟันเทียมโดยคิดให้รอยต่อระหว่างกระดูกกับรากฟันเทียมมีการยึดติดแบบคิดความเสียดทาน [3]

นอกจากนี้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ยังถูกนำมาเป็นเครื่องมือในการศึกษาปัญหาทางทันตกรรมอีกหลาย ๆ ปัญหา เช่น การศึกษาผลของการหดตัวของวัสดุอุดฟันที่มีต่อความเค้นที่เกิดขึ้นในฟันที่มีรูปแบบการอุดแบบต่าง ๆ [4] การศึกษาความเค้นในส่วนรองรับรอบ ๆ ตัวฟัน (Supporting Periodontal Structure) ของฟันกรามล่างซี่ที่สองที่มีการบูรณะโดยใช้ครอบฟันที่ทำจากวัสดุต่าง ๆ กัน [5] การศึกษาการกระจายของอุณหภูมิและความเค้นในเดือยฟัน (Post) ที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมและคอมโพสิตที่มีส่วนผสมของใยแก้ว [6] การศึกษาความแข็งแรงของครอบฟันที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม โดยพิจารณาให้แรงที่กระทำประกอบไปด้วยแรงกด แรงเฉือน และแรงบิด [7] การหารูปแบบการกระจายของความเค้นและความเครียดในฟันที่สมบูรณและฟันที่มีการบูรณะในผิวเคลือบฟัน [8] การเปรียบเทียบฟันที่มีความเค้นสูงบนฟันที่มีการจำลองให้ผิวเคลือบฟันเป็นวัสดุไอโซทรอปิกและวัสดุแอนไอโซทรอปิก [9]

การศึกษารายการกระจายความเค้นในฟันหลาย ๆ ซี่นั้นไม่มีการจำลองเอ็นยึดปริทันต์ในแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์เนื่องจากอาจคิดได้ว่าชั้นเอ็นยึดปริทันต์มีความหนาน้อยมากเมื่อเปรียบเทียบกับชั้นของฟันชั้นอื่น ๆ อย่างไรก็ตามชั้นเอ็นยึดปริทันต์มีค่ามอดุลัสที่แตกต่างกับส่วนที่เป็นเนื้อฟันและกระดูกมาก นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยที่สนใจศึกษาการกระจายของความเค้นในเอ็นยึดปริทันต์โดยเฉพาะ [10-11] จึงน่าสนใจที่จะศึกษาการจำลองความเค้นในฟันที่มีการจำลองและไม่จำลองเอ็นยึดปริทันต์ในแบบจำลองงานวิจัยนี้ศึกษาความเค้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลองฟันที่มีการจำลองฟันแบบต่างๆ กล่าวคือจำลองฟันให้มีชั้นเอ็นยึดปริทันต์และไม่มีชั้นเอ็นยึดปริทันต์ โดยจะพิจารณาความเค้นที่เกิดในภาพรวมและความเค้นที่เกิดขึ้นในบริเวณเนื้อฟันและกระดูกที่อยู่ใกล้กับชั้นเอ็นยึดปริทันต์

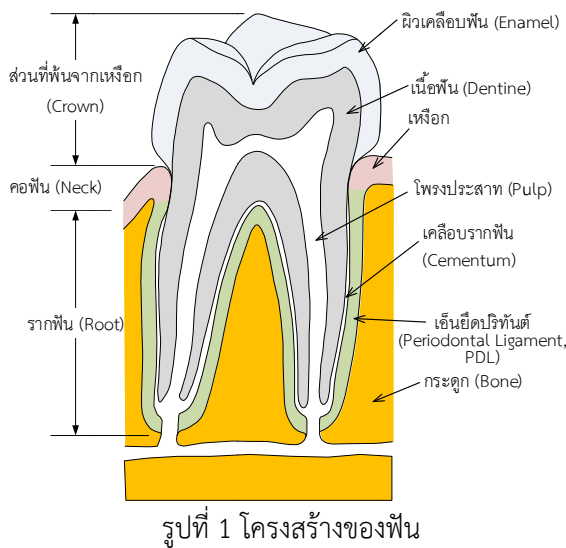
2. การจำลองโครงสร้างของฟัน

การจำลองโครงสร้างฟันในบทความนี้เป็นการศึกษาแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่มีส่วนประกอบหลาย ๆ ส่วน ก่อนที่นำไปวิเคราะห์ทางด้านไฟไนต์เอลิเมนต์ต่อไป

2.1 โครงสร้างฟัน [12]

ช่องปากของมนุษย์ประกอบไปด้วยฟัน ลิ้น เหงือก ต่อม น้ำลาย เป็นต้น ฟันของมนุษย์มีหลายประเภท ได้แก่ ฟันตัด ฟันเขี้ยว ฟันกรามน้อย และฟันกราม ฟันแต่ละ

ประเภททำหน้าที่แตกต่างกันออกไป แต่จะมีโครงสร้างและส่วนประกอบโดยรวมที่เหมือนกัน กล่าวคือ ฟันประกอบด้วยส่วนที่พ้นจากเหงือก (Crown) สามารถมองเห็นได้จากทางช่องปากทำหน้าที่บดย่อยอาหาร และส่วนที่เป็นรากฟัน (Root) รากฟันเป็นส่วนที่อยู่ติดกับขากรรไกรทำหน้าที่ยึดฟันให้อยู่กับที่และตั้งตรง โดยทั้งสองส่วนมีรอยต่อเชื่อมกันด้วยคอฟัน (Neck) ที่ห่อหุ้มด้วยเหงือก ดังรูปที่ 1 ในฟันแต่ละซี่จะมีโครงสร้างฟันแบ่งออกเป็นชั้น ๆ ดังนี้



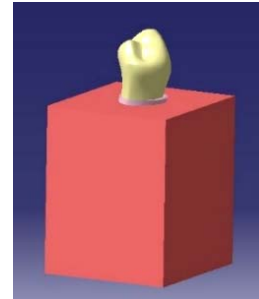
รูปที่ 1 โครงสร้างของฟัน

ชั้นแรกคือผิวเคลือบฟัน (Enamel) เป็นส่วนที่อยู่นอกสุดของชั้นฟันที่ผุดออกมาจากเหงือก เป็นส่วนที่แข็งแรงที่สุดเพื่อรองรับแรงจากการบดเคี้ยว ถัดจากผิวเคลือบฟันคือชั้นเนื้อฟัน (Dentine) เป็นส่วนประกอบส่วนใหญ่ของฟัน ในส่วนนี้มีเซลล์อยู่เป็นจำนวนมาก ส่วนเนื้อฟันสามารถซ่อมแซมตนเองให้กลับคืนสภาพเดิมได้เมื่อถูกทำลาย และส่วนที่อยู่ตรงกลางฟันคือโพรงประสาท (Pulp) ซึ่งเป็นที่อยู่ของเส้นประสาทและหลอดเลือด ในชั้นนอกสุดของรากฟันคือชั้นเอ็นยึดปริทันต์ (Periodontal Ligament) เรียกโดยย่อว่า PDL เป็นชั้นที่ประกอบด้วยเส้นเอ็นจำนวนมาก ทำหน้าที่ช่วยยึดและพยุงตัวฟันให้ติดอยู่กับกระดูกขากรรไกร (Bone)

2.2 แบบจำลองโครงสร้างฟัน

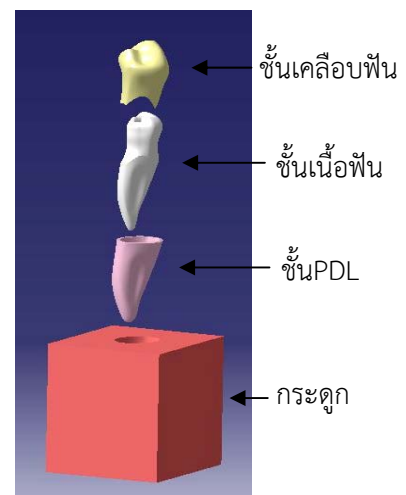
การจำลองโครงสร้างฟันทำโดยนำข้อมูลจากการถ่ายรูปสามมิติของฟันโดยใช้เครื่องถ่ายเอ็กซเรย์ด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CT Scan) ภาพถ่ายที่ได้ดังกล่าวมีลักษณะเป็นจุดจำนวนมากประกอบเข้าด้วยกัน (Cloud

Point) จากนั้นภาพถ่ายจะถูกเปลี่ยนเป็นแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติในรูปของแข็ง (Solid) พร้อมทั้งสร้างแบบจำลองของกระดูก ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 แบบจำลองโครงสร้างฟันสามมิติ

เนื่องจากฟันของมนุษย์มีโครงสร้างที่ประกอบไปด้วยชั้นเคลือบฟัน ชั้นเนื้อฟัน โพรงประสาทฟันและชั้นเอ็นยึดปริทันต์ จึงได้มีการปรับแต่งแบบจำลองที่ได้โดยสร้างแบบจำลองโครงสร้างส่วนต่าง ๆ ของฟัน ได้แก่ ชั้นเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเอ็นยึดปริทันต์ แบบจำลองโครงสร้างฟันที่ได้ดังแสดงในรูปที่ 3 นอกจากนี้ยังมีการจำลองโพรงประสาทฟันที่อยู่ภายใน โดยจะแทนโพรงประสาทฟันในแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยที่ว่างแบบจำลองตัวฟันทั้งหมดฝังอยู่ในลูกบาศก์ซึ่งจำลองกระดูกขากรรไกร



รูปที่ 3 ส่วนประกอบของแบบจำลองโครงสร้างฟัน

การศึกษานี้เป็นการวิเคราะห์ความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้นในแบบจำลองโครงสร้างของฟันที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์ และศึกษาความเค้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลองที่มีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ขนาดต่าง ๆ

กันโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในการศึกษาจึงสร้างแบบจำลองโครงสร้างพื้นที่มีเอ็นยึดปริทัศน์ขนาด 0.5 mm, 0.4 mm, 0.3mm, 0.2 mm, 0.1 mm และแบบจำลองโครงสร้างพื้นที่ไม่เอ็นยึดปริทัศน์ หลังจากนั้นนำแบบจำลองโครงสร้างพื้นทีสร้างขึ้นไปวิเคราะห์หาความเค้นโดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์โดยการศึกษาที่ใช้โปรแกรม Ansys สำหรับวิเคราะห์หาความเค้นในพื้น

2.3 การวิเคราะห์แบบจำลองโครงสร้างพื้น

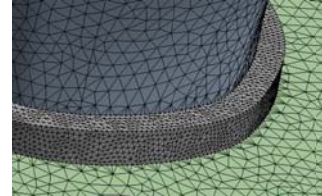
การวิเคราะห์แบบจำลองโครงสร้างพื้นโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จะต้องทราบคุณสมบัติของวัสดุที่ประกอบไปด้วยค่ามอดุลัส (Young's Modulus) และอัตราส่วนปัวซอง (Poisson's ratio) ของโครงสร้างส่วนต่าง ๆ ของพื้น ในการศึกษานี้กำหนดให้สมบัติเชิงกลของโครงสร้างส่วนต่าง ๆ ของพื้นเป็นดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ค่ามอดุลัสและอัตราส่วนปัวซองของโครงสร้างส่วนต่าง ๆ ในพื้น [13]

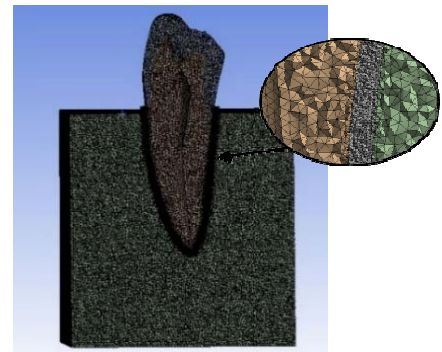
โครงสร้างของพื้น	ค่ามอดุลัส (MPa)	อัตราส่วนปัวซอง
ชั้นเคลือบพื้น	84,100	0.20
ชั้นเนื้อพื้น	18,600	0.31
เอ็นยึดปริทัศน์	70.3	0.45
กระดูกขากรรไกร	15,000	0.30

ขั้นตอนการคำนวณในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในโปรแกรม Ansys สามารถแบ่งได้เป็น 3 ขั้นตอน โดยขั้นตอนแรกเป็นการกำหนดค่าคุณสมบัติของวัสดุ โดยจะต้องกำหนดคุณสมบัติเชิงกลของโครงสร้างพื้นชั้นต่าง ๆ ในแบบจำลองโครงสร้างพื้นตามคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุชั้นนั้น ๆ ขั้นตอนที่สองเป็นการกำหนดขนาดและรูปร่างของเอลิเมนต์ ในบทความนี้ใช้รูปร่างของเอลิเมนต์เป็นรูปทรงสี่หน้า (Tetrahedron) ดังรูปที่ 4 และขั้นตอนสุดท้ายเป็นการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของปัญหา โดยในที่นี้กำหนดให้ภาระเชิงกลเป็นแรง (Force) ขนาด 100 N[14]กระทำลงบนพื้นที่ด้านบนทางด้านซ้ายของชั้นเคลือบพื้น นอกจากนี้ยังมีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตที่ผนังกระดูกทั้งสี่ด้านและพื้นด้านล่างให้เป็นแบบยึดแบบยัดแน่น ดังรูปที่ 5 เมื่อกำหนดค่าพารามิเตอร์สำหรับการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ทั้งหมดแล้ว จากนั้นจึงทำการวิเคราะห์ปัญหาเพื่อที่หาความเค้น

ความเครียดและการเปลี่ยนรูปของแบบจำลองโครงสร้างพื้นที่ได้รับแรงเชิงกล ผลของการศึกษานี้สามารถใช้เป็นแนวทางในการวิเคราะห์การตอบสนองทางกลของพื้นได้

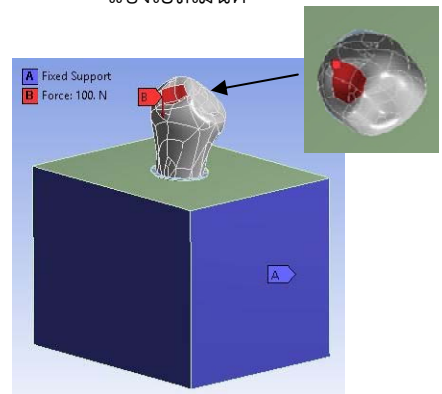


(ก)



(ข)

รูปที่ 4 รูปร่างของเอลิเมนต์, (ก) เอลิเมนต์รูปร่างทรงสี่หน้า, (ข) ภาพตัดแบบจำลองของโครงสร้างพื้นที่มีการแบ่งเอลิเมนต์



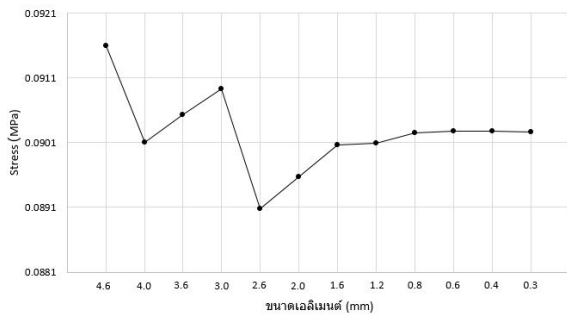
รูปที่ 5 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต

3. ผลการศึกษา

3.1 การศึกษาการลู่เข้า

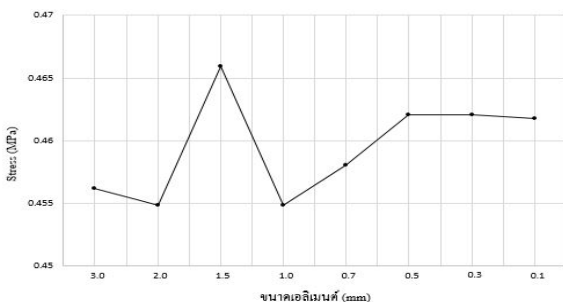
ในการศึกษาปัญหาทางวิศวกรรมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จำเป็นต้องมีการศึกษาการลู่เข้าของคำตอบที่ได้ เพื่อให้แน่ใจว่าการวิเคราะห์ดังกล่าวใช้จำนวนเอลิเมนต์มากเพียงพอ และผลเฉลยที่ได้ลู่เข้าสู่คำตอบที่แท้จริง การศึกษาเพื่อหาขนาดเอลิเมนต์ที่เหมาะสมในแบบจำลองโครงสร้างพื้น สามารถแบ่งได้เป็น 2 กรณี คือ กรณีที่ 1 เป็นการศึกษาการเปลี่ยนแปลงขนาดเอลิเมนต์

ของส่วนต่าง ๆ ได้แก่ ชั้นเคลือบฟัน ชั้นเนื้อฟันและกระดูก โดยกำหนดขนาดเอลิเมนต์ของชั้นเอ็นยึดปริทันต์ไว้ที่ 0.1mm. แล้วเปลี่ยนขนาดเอลิเมนต์ของชั้นอื่น ๆ จากการเปลี่ยนขนาดเอลิเมนต์ในชั้นเคลือบฟัน ชั้นเนื้อฟันและกระดูก แล้วพิจารณาความเค้นที่ตำแหน่งหนึ่งในแบบจำลองโครงสร้างฟัน พบว่าเมื่อขนาดเอลิเมนต์ในโครงสร้างของฟันทั้ง 3 ชั้นนี้มีขนาดเล็กลง ค่าความเค้นที่ได้เริ่มมีค่าคงที่ดังแสดงในรูปที่ 6 จากรูปดังกล่าวพบว่าขนาดของเอลิเมนต์ในชั้นเคลือบฟัน ชั้นเนื้อฟันและกระดูกที่มีขนาด 0.6 - 0.3 mm. ทำให้ได้ความเค้นในฟันที่ลู่เข้าสู่ค่าตอที่ต้องการ



รูปที่ 6 ความเค้นในฟันเมื่อขนาดเอลิเมนต์ของชั้นเคลือบฟัน ชั้นเนื้อฟันและกระดูกมีค่าต่าง ๆ กัน

กรณีที่ 2 เป็นการศึกษาการเปลี่ยนแปลงขนาดเอลิเมนต์ของชั้นเอ็นยึดปริทันต์ โดยกำหนดให้โครงสร้างของฟันส่วนอื่น ๆ มีขนาดเอลิเมนต์คงที่ที่ 0.3 mm. เมื่อพิจารณาความเค้นที่ตำแหน่งหนึ่งในแบบจำลองโครงสร้างฟันจากการเปลี่ยนแปลงขนาดเอลิเมนต์ในชั้นเอ็นยึดปริทันต์ พบว่าเมื่อขนาดเอลิเมนต์ของชั้นเอ็นยึดปริทันต์มีขนาดเล็กลง ความเค้นที่ได้มีค่าใกล้เคียงกันดังแสดงในรูปที่ 7 จะเห็นว่าสามารถใช้ขนาดเอลิเมนต์ในชั้นเอ็นยึดปริทันต์ได้ที่ขนาด 0.5 - 0.1 mm.

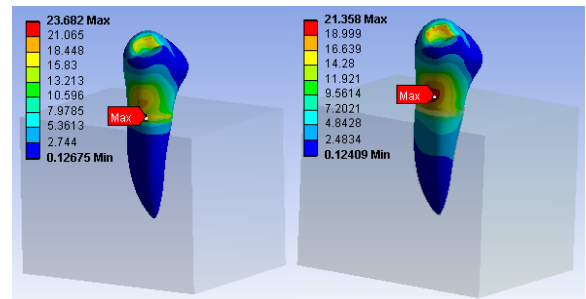


รูปที่ 7 การเปลี่ยนแปลงขนาดเอลิเมนต์ของชั้นเอ็นยึดปริทันต์

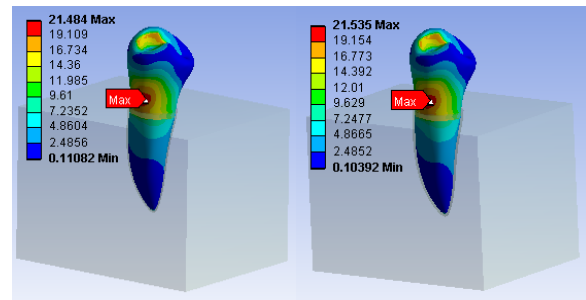
จากผลการศึกษาทั้งสองกรณี ในการศึกษาครั้งนี้จึงเลือกใช้เอลิเมนต์ในเอ็นยึดปริทันต์ที่มีขนาด 0.1 mm. และขนาดของเอลิเมนต์ในชั้นเคลือบฟัน ชั้นเนื้อฟันและกระดูกมีค่าเป็น 0.3 mm.

3.2 การเปลี่ยนแปลงขนาดเอ็นยึดปริทันต์

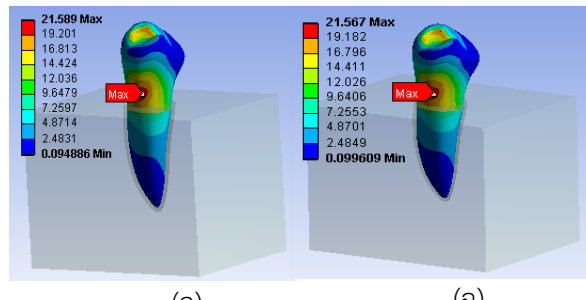
หลังจากได้ขนาดของเอลิเมนต์ในส่วนต่าง ๆ ของฟันที่เหมาะสมแล้วจากนั้นจึงวิเคราะห์หาความเค้นในแบบจำลองที่มีการจำลองให้มีชั้นเอ็นยึดปริทันต์ขนาดต่างๆกันและแบบจำลองที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์สำหรับการจำลองฟันให้มีเอ็นยึดปริทันต์จะจำลองให้เอ็นดังกล่าวมีความหนา 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm และ 0.5 mm. จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ทำให้ได้การกระจายของความเค้นที่ผิวด้านนอกของฟันดังแสดงในรูปที่ 8



(ก) (ข)



(ค) (ง)



(จ) (ฉ)

รูปที่ 8 การกระจายความเค้นในแบบจำลอง, (ก) ไม่มีชั้นเอ็น, (ข) ชั้นเอ็นหนา 0.1 mm, (ค) ชั้นเอ็นหนา 0.2 mm, (ง) ชั้นเอ็นหนา 0.3mm, (จ) ชั้นเอ็นหนา 0.4mm, (ฉ) ชั้นเอ็นหนา 0.5 mm.

จากการกระจายความเค้นที่แสดงในรูปที่ 8 พบว่าเกิดความเค้นสูงสุดที่บริเวณคอพินสำหรับการจำลองพินให้มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์ โดยแบบจำลองที่มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์หนา 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm และ 0.5 mm. เกิดความเค้นสูงสุดเท่ากับ 21.358 MPa, 21.484 MPa, 21.535 MPa, 21.567 MPa และ 21.589 MPa ตามลำดับจะเห็นว่าความเค้นในภาพรวมสำหรับแบบจำลองที่มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์ความหนาต่าง ๆ กัน มีลักษณะการกระจายที่ใกล้เคียงกัน ส่วนผลการกระจายของความเค้นในแบบจำลองที่ไม่มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์พบว่าความเค้นสูงสุดเกิดบริเวณขอบรอยต่อของกระดูกและเนื้อพิน โดยมีค่าเท่ากับ 23.682 MPa ความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นในบริเวณดังกล่าวสามารถอธิบายได้จากการที่แบบจำลองไม่มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์ ทำให้เนื้อพินสัมผัสกับขอบของกระดูกโดยตรง เป็นผลให้ความเค้นมีค่าสูง ส่วนในแบบจำลองที่มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์ซึ่งมีลักษณะยืดหยุ่นมาขึ้นระหว่างกระดูกและเนื้อพิน ทำให้ไม่เกิดการสัมผัสกันระหว่างกระดูกและเนื้อพิน ความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณดังกล่าวจึงไม่สูงเมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณอื่น ๆ ชั้นที่แข็งแรงกว่า ในที่นี้คือชั้นกระดูก

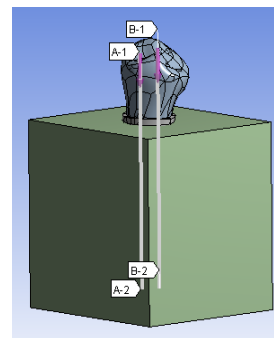
เมื่อพิจารณาความเค้นในพินตามแนวเส้นตรง 2 เส้นคือเส้นตรง A และ B ดังแสดงในรูปที่ 9 เส้นตรง A เป็นการลากเส้นจากจุด A-1 ถึงจุด A-2 เส้นตรงดังกล่าวลากผ่านตั้งแต่ชั้นเคลือบพิน ชั้นเนื้อพิน ชั้นเอ็นอีดีปริทันต์ และกระดูกตามลำดับ โดยเส้นตรง A อยู่ในพินด้านที่มีแรง 100 N. กระทำในขณะที่อีกเส้นคือเส้นตรง B ซึ่งเป็นเส้นที่ลากจากจุดที่ B-1 ถึงจุดที่ B-2 โดยเป็นเส้นที่ลากในพินด้านที่ไม่มีแรงกระทำ และมีการลากผ่านตั้งแต่ชั้นเคลือบพิน ชั้นเนื้อพิน ชั้นเอ็นอีดีปริทันต์และกระดูกเช่นเดียวกับเส้นตรง A เมื่อนำความเค้นสมมูล (Von Mises Equivalent Stress) ในพินตามแนวเส้นตรงทั้งสองมาพล็อต จะได้การกระจายความเค้นสำหรับการจำลองแบบต่าง ๆ ดังรูปที่ 10 โดยความเค้นสมมูลหาได้จากความเค้นหลัก (Principal Stresses) ที่จุดนั้น ๆ ตามนิยาม

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]}$$

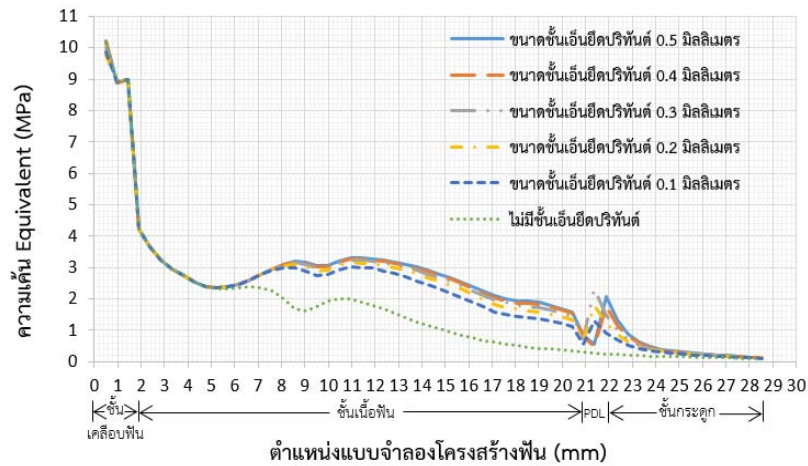
ลักษณะของความเค้นตามเส้นตรงทั้งสองสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ช่วงคือ ช่วงที่หนึ่งเป็นความเค้นในชั้นเคลือบพินและชั้นเนื้อพิน ในช่วงนี้ความเค้นมีค่าสูงเนื่องจากเป็นส่วนที่อยู่ใกล้กับตำแหน่งที่มีแรงกระทำ ความเค้นสมมูลในชั้นเคลือบพินและส่วนต้นๆ ของชั้นเนื้อ

พินมีค่าคงที่ไม่ว่าจะมีการจำลองพินให้มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์หรือไม่ จะเห็นว่าเส้นกราฟในทุกรณศึกษาค้นคว้าที่พอดี ความเค้นสมมูลเริ่มมีค่าต่างกันบริเวณที่ห่างจากชั้นเคลือบพินมากขึ้น ความเค้นในเนื้อพินบนเส้น B มีค่าสูงขึ้นสำหรับการจำลองโดยให้มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์ ลักษณะของความเค้นในช่วงที่ 2 เป็นความเค้นในเอ็นอีดีปริทันต์จะเห็นว่าความเค้นที่เกิดขึ้นในเอ็นอีดีปริทันต์มีค่าลดลงเมื่อเปรียบเทียบกับความเค้นในเนื้อพินหรือในกระดูกบริเวณใกล้เคียงกัน เนื่องจากค่ามอดุลัสของชั้นเอ็นอีดีปริทันต์มีค่าต่ำกว่าเนื้อพินหรือชั้นกระดูก การเปลี่ยนแปลงของสมบัติเชิงกลของวัสดุอย่างกะทันหันส่งผลทำให้ความเค้นที่เกิดขึ้นเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างทันทีทันใดที่รอยต่อระหว่างชั้นเนื้อพินกับชั้นเอ็นอีดีปริทันต์ และช่วงสุดท้ายเป็นกระดูก ความเค้นที่เกิดขึ้นจะเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างทันทีทันใดที่รอยต่อระหว่างชั้นเอ็นอีดีปริทันต์กับกระดูกเนื่องจากสมบัติเชิงกลระหว่างชั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างทันทีทันใดที่ระหว่างรอยต่อของชั้นเอ็นอีดีปริทันต์กับกระดูกที่ติดกัน ความเค้นสมมูลในช่วงปลายของเส้นตรง A และ B มีค่าใกล้เคียงกันมากสำหรับการจำลองแบบมีและไม่มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์ ความเค้นสมมูลในช่วงนี้มีค่าต่ำลงเรื่อยๆ เนื่องจากตำแหน่งบริเวณดังกล่าวอยู่ห่างจากจุดที่แรงกระทำด้านบนมากขึ้นเรื่อยๆ

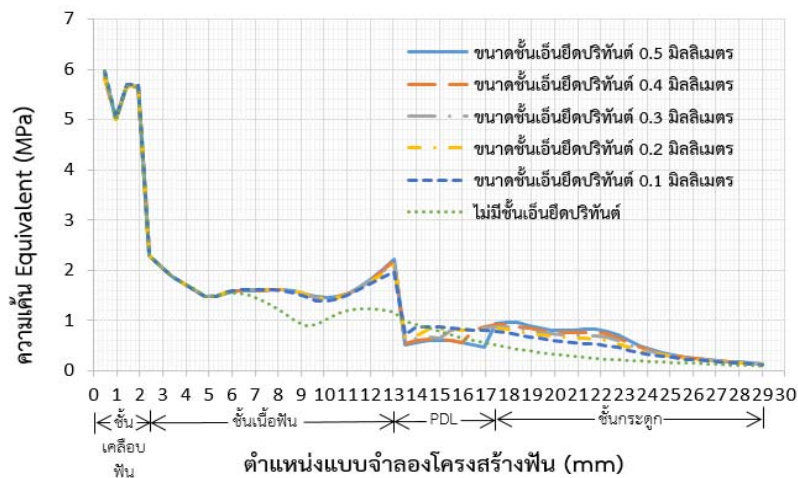
รูปที่ 9 เส้นตรงที่ลากในแบบจำลองพิน



ความเค้นบนเส้นตรง A และ B สำหรับการจำลองโดยไม่มีชั้นเอ็นอีดีปริทันต์มีการกระจายตัวของความเค้นที่สม่ำเสมอ (Uniform) บริเวณรอยต่อระหว่างชั้นเนื้อพินและชั้นกระดูกขากรไกโร เนื่องจากค่ามอดุลัสของชั้นเนื้อพินและกระดูกไม่ต่างกันมากนัก เมื่อมีการเพิ่มชั้นเอ็นอีดีปริทันต์ในแบบจำลอง ทำให้ความเค้นในเนื้อพินและในกระดูกสูงขึ้นเปรียบเทียบกับกรณีการจำลองโดยไม่มีชั้น



(ก)



ค่าใกล้เคียงกัน
สำหรับการกระจาย
ของความเค้นในฟัน

เอ็นปริทันต์และยังพบการเปลี่ยนแปลงอย่างกะทันหัน (ข) ของความเค้นในสมมุติฐานที่ความเค้นที่เอ็นปริทันต์แบบจำลองเอ็นปริทันต์และบริเวณกระดูกขากรรไกรกับเอ็นปริทันต์อีกด้วย

4. สรุป

งานวิจัยนี้ศึกษาความเค้นในแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของฟันที่มีการจำลองและไม่มีจำลองชั้นเอ็นปริทันต์ แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สร้างจากภาพถ่าย CT Scan ในการศึกษาที่กำหนดให้แบบจำลองรับแรงขนาด 100 N บริเวณด้านบนของชั้นเคลือบฟัน จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า การกระจายของความเค้นที่ผิวด้านนอกของฟันมีลักษณะคล้ายกันในภาพรวม ความเค้นสมมูลสูงสุดเกิดขึ้นที่คอฟัน ในกรณีการจำลองแบบที่มีชั้นเอ็นปริทันต์และเกิดขึ้นที่เนื้อฟันตำแหน่งที่สัมผัสกับขอบของกระดูกสำหรับการจำลองแบบที่ไม่มีชั้นเอ็นปริทันต์ ค่าความเค้นสูงสุดมี

เมื่อพิจารณาบนเส้นตรงที่ลากผ่านชั้นเคลือบฟัน เนื้อฟันเอ็นปริทันต์และกระดูกขากรรไกร (ข) มีความเค้นในเนื้อฟันและในกระดูกสูงกว่าแบบจำลองที่ไม่มีชั้นเอ็นปริทันต์ นอกจากนี้ยังพบอีกว่าความเค้นในชั้นเนื้อฟันและในกระดูกบริเวณที่ติดกับเอ็นปริทันต์มีการเปลี่ยนแปลงอย่างกะทันหัน เนื่องจากความแตกต่างของสมบัติเชิงกลของชั้นเอ็นปริทันต์และชั้นเนื้อฟันหรือชั้นกระดูก ดังนั้นในการศึกษาการตอบสนองเชิงกลของฟันที่มีต่อแรงที่มากระทำควรจะรวมชั้นเอ็นปริทันต์ไว้ในแบบจำลองด้วยหากต้องการศึกษาความเค้นและความเครียดบริเวณใกล้ๆ รอยต่อของเนื้อฟันและกระดูก แต่ถ้าตำแหน่งที่สนใจไม่ได้อยู่ในบริเวณดังกล่าว เช่นอยู่ในชั้นเคลือบฟัน ก็อาจจะไม่จำเป็นจะต้องรวมชั้นเอ็นปริทันต์ในแบบจำลองก็ได้

5. เอกสารอ้างอิง

[1] Tajima, K., Chen, K.K., Takahashi, N., Noda, N., Nagamatsu, Y. and Kakigawa, H. (2009). Three-dimensional finite element modeling from CT

- images of tooth and its validation, *Dental Materials Journal*, vol. 28(2), Mar 2009, pp.219-226.
- [2] Hasegawa, A., Shinya, A., Nakasone, Y., Lassila, L.V.j., Vallittu, P.K. and Shinya, A. (2010). Development of 3D CAD/FEM Analysis System for Natural Teeth and Jaw Bone Constructed from X-Ray CT Images, *International Journal of Biomaterials*, Vol 2010.
- [3] สุธี โอฬารฤทธินันท์ (2546). การวิเคราะห์ความเค้นในกระดูกรอบรากฟันเทียมโดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์, วิทยานิพนธ์ระดับมหาบัณฑิต, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- [4] Dejak, B. and Mlotkowski, A. (2015). A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication, *Dental Materials*, vol.31(3), March 2015, pp.77-87.
- [5] Abuelenain, D.A., Ajaj, R., Fath El-Bab, E.I.M. and Hammouda, M.M.I. (2015). Comparison of stresses generated within the supporting structures of mandibular second molars restored with different crown materials: 3-D finite element analysis (FEA), *Journal of Prosthodont*, vol.24(6), August 2015, pp.484-493.
- [6] Değer, Y., Adigüzel, Ö., Yiğit Özer, S., Kaya, S., Seyfioğlu Polat, Z. and Bozyel, B. (2015). Evaluation of Temperature and Stress Distribution on 2 Different Post Systems Using 3-Dimensional Finite Element Analysis, *Medical Science Monitor*, vol. 29, November 2015, pp.3716-3722.
- [7] Prabhakar, A.R., Yavagal, C.M., Chakraborty, A. and Sugandhan, S. (2015). Finite element stress analysis of stainless steel crowns, *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, vol. 33(3), July 2015, pp.183-191.
- [8] Neves, A.A., Coutinho, E., Alves, H.D. and de Assis J.T. (2015). Stress and strain distribution in demineralized enamel: A micro-CT based finite element study, *Microscopy Research and Technique*, vol. 78(10), October 2015, pp.865-872.
- [9] Munari, L.S., Cornacchia, T.P., Moreira, A.N., Gonçalves, J.B., De Las Casas, E.B. and Magalhães, C.S. (2015). Stress distribution in a premolar 3D model with anisotropic and isotropic enamel, *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 53(8), August 2015, pp.751-758.
- [10] Salehi, P., Gerami, A., Najafi, A. and Torkan, S. (2015). Evaluating stress distribution pattern in periodontal ligament of maxillary incisors during intrusion assessed by the finite element method. *Journal of Dentistry (Shiraz)*, vol. 16(4), December 2015, pp.314-322.
- [11] Hemanth, M., Deoli, S., Raghuvveer, H.P., Rani, M.S., Hegde, C. and Vedavathi, B. (2015). Stress induced in the periodontal ligament under orthodontic loading (Part I): A finite element method study using linear analysis. *Journal of International Oral Health*, vol. 7(8), August 2015, pp.129-133.
- [12] โจ เฟรงค์เกน, วรานุช ปิติพัฒน์ และ ประทีป พันธุมนิช (2537). คู่มือการบูรณะฟันโดยสูญเสียเนื้อฟันน้อยสุด, คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น
- [13] Sarrafpour, B., Rungsiyakull, C., Swain, M., Li, Q. and Zoellner, H. (2012). Finite element analysis suggests functional bone strain accounts for continuous post-eruptive emergence of teeth, *Archives of Oral Biology*, vol. 57(8), August 2012, pp.1070 - 1078.
- [14] Homewood, C.I. (1998). Cracked tooth syndrome – Incidence, clinical findings and treatment. *Australian Dental Journal*, vol. 43(4), August 1998, pp.217-222.