

ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการประยุกต์ใช้ในทางทันตกรรมรากเทียม

Basic Knowledges of Finite Element Method and Application in Implant Dentistry

ณัฐ ดวงรัตน์ประทีป¹, พิมพ์เดือน รังสิยากุล², ชาย รังสิยากุล³, กุลภพ สุทธิอาจ²
¹นักศึกษาระดับปริญญาโท สาขาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
²ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
³ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Nut Duangrattanaprathip¹, Pimduen Rungsiyakul², Chaip Rungsiyakul³, Kullapop Suttiat²
¹Graduate student, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
²Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
³Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chiang Mai University

ชม. ทันตสาร 2561; 39(3) : 29-42
CM Dent J 2018; 39(3) : 29-42

Received : September 18, 2017
Revised : February 16, 2018
Accepted : February 23, 2018

บทคัดย่อ

การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นวิธีทางคณิตศาสตร์ที่นำค่าประมาณจากแบบจำลองการแก้ปัญหาหระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยมาใช้ประมาณผลลัพธ์ เป็นวิธีที่ได้รับความนิยมใช้กับงานวิศวกรรม นำไปประยุกต์ใช้กับงานหลายสาขารวมถึงการวิเคราะห์เชิงชีวกลศาสตร์ ในวัสดุทางทันตกรรม และรูปแบบการกระจายความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้นขณะใช้งาน วิธีการดังกล่าวถือเป็นเครื่องมือที่ช่วยพัฒนาการออกแบบ และการศึกษาความเข้ากันได้ระหว่างวัสดุกับเนื้อเยื่อที่มีชีวิต ซึ่งเป็นวิธีที่

Abstract

Finite element analysis (FEA) is a mathematical technique which is the approximate model solutions of partial differentiate equations. This technique is not only commonly used in engineering, but also has been applied in several multidisciplinary sciences, including biomechanical investigation in dental materials and the distribution pattern of stress and strain that generated from oral function. This method is useful for improving in material design and

Corresponding Author:

กุลภพ สุทธิอาจ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Kullapop Suttiat

Assistant Professor, Department of Prosthodontics, Faculty of
Dentistry, Chiang Mai University
Chiang Mai 50200, Thailand
E-mail: kullapop@hotmail.com

สามารถทดสอบซ้ำ ลดต้นทุนการผลิตแบบจำลองต้นแบบในการศึกษา สะดวกต่อการขึ้นรูปแบบจำลอง และช่วยพัฒนาให้ผลลัพธ์เป็นไปในทางที่ดีขึ้น

บทความนี้อธิบายและเน้นความรู้พื้นฐานของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ขั้นตอนการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ รูปแบบพฤติกรรมเชิงกลของวัสดุที่เหมาะสมกับงานทันตกรรม ตลอดจนการนำมาประยุกต์ใช้ในทางทันตกรรมรากเทียม

คำสำคัญ: การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การประยุกต์ใช้ในทางทันตกรรมรากเทียม

studying the harmonization of material to living tissue. It is repeatable, low producing cost, comfortable to simulate and develop a positive end result.

This literature explains and emphasizes on the basic knowledge of FEA, including FEA methodology, mechanical behaviors of the material and its application focusing in implant dentistry field.

Keywords: finite element analysis, application in implant dentistry

บทนำ

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element method; FEM หรือ finite element analysis; FEA) คือ วิธีการนำหลักการทางคณิตศาสตร์มาประยุกต์ใช้เพื่อแก้ปัญหาทางวิศวกรรม ในเชิงพฤติกรรมของวัสดุ เชิงโครงสร้าง (structural) ความร้อน (heat transfer) หรือของไหล (fluid flow) ภายใต้สภาวะแวดล้อมที่กำหนดขึ้น โดยอาศัยการแก้ปัญหาระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (partial differential equation) ด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (numerical methods) เพื่อหาผลลัพธ์โดยประมาณ (approximate solution) ของปัญหาที่กำหนดผ่านอุปกรณ์คอมพิวเตอร์⁽¹⁾

ปัจจุบันการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เข้ามามีบทบาทในการศึกษาเชิงชีวกลศาสตร์มากขึ้น ในงานทันตกรรมมีการประยุกต์ใช้ในหลายสาขาวิชา จำลองพฤติกรรมวัสดุเพื่อศึกษาการตอบสนองของเนื้อเยื่อมนุษย์ขณะรองรับแรงบดเคี้ยว ช่วยพัฒนาจุดบกพร่องของวัสดุและสนับสนุนการออกแบบวัสดุให้เอื้อต่อการบูรณะ ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาและความสำเร็จในระยะยาว

การทบทวนวรรณกรรมนี้ได้รวบรวมข้อมูลเพื่ออธิบายความรู้พื้นฐาน ขั้นตอน รูปแบบพฤติกรรมวัสดุที่เหมาะสมกับงานทันตกรรม ตลอดจนการวิเคราะห์ข้อมูล ประเด็นสำคัญที่ทันตแพทย์ควรมีความเข้าใจที่สามารถนำไปศึกษาประยุกต์ใช้ต่อไป

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับงานทันตกรรม

การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องในปี ค.ศ. 1953 มีการนำแนวคิดมาผนวกกับวิทยาการคอมพิวเตอร์ทำให้การวิเคราะห์มีความสะดวกและรวดเร็วยิ่งขึ้น ส่งผลให้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในงานทางด้านวิศวกรรมและชีวกลศาสตร์ สำหรับการประยุกต์ใช้ในงานทันตกรรม Thresher และ Saito ในปีค.ศ. 1973 ตีพิมพ์บทความเกี่ยวกับการประยุกต์ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวัดค่าความเค้นและการเคลื่อนขยับของฟันมนุษย์เมื่อกำหนดให้ฟันมีคุณสมบัติเช่นเชิงกลเหมือนกันโดยตลอด (homogenous) และฟันที่มีคุณสมบัติเชิงกลแตกต่างกัน (inhomogenous)⁽²⁾ ต่อมาในปี ค.ศ. 1976 Weinstein และคณะ ตีพิมพ์บทความการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สองมิติ เพื่อศึกษาผลของแรงบดเคี้ยวต่อรากเทียมและกระดูกรอบรากเทียม⁽³⁾

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะเห็นได้ว่าเป็นรูปแบบหนึ่งของการศึกษาและวิเคราะห์พฤติกรรมของชิ้นงานหรือวัสดุในระดับโครงสร้างภายใต้สภาวะที่ต้องการศึกษาที่ได้รับความนิยมน้อยอย่างแพร่หลาย

ข้อดี และข้อจำกัดการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

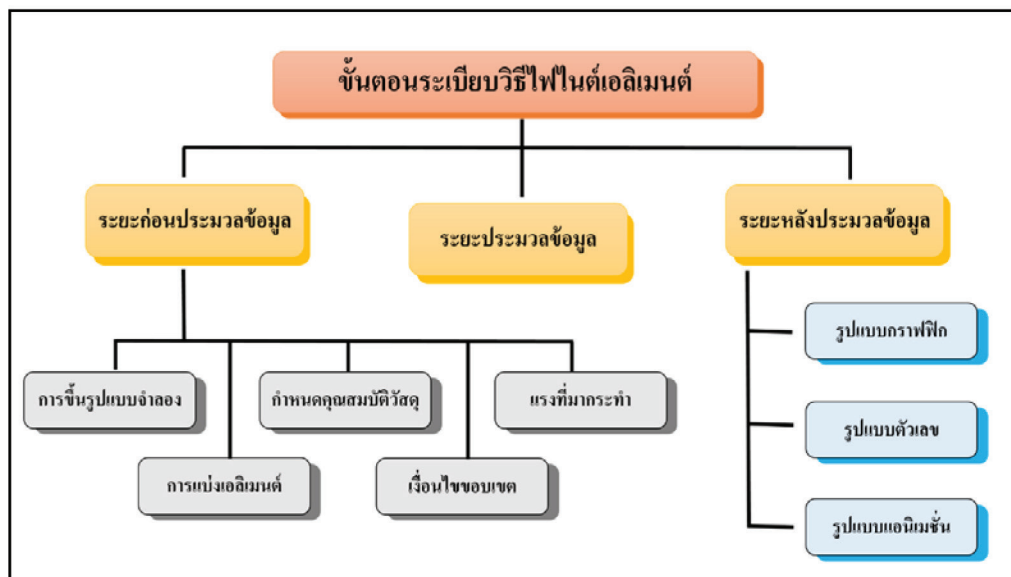
ข้อดีของการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นเทคโนโลยีที่ทันสมัยทำให้การขึ้นรูปแบบจำลองทำได้ง่าย สะดวก รวดเร็ว และเป็นเสมือนโครงสร้างจริง ส่งผลให้การคำนวณแม่นยำมากขึ้น ทดลองซ้ำได้ไม่จำกัดจำนวนครั้ง ปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ (parameter) ได้สะดวกเป็นไปตามคุณสมบัติที่แท้จริงของวัสดุที่ต้องการศึกษา กำหนดทิศทาง และปริมาณแรงที่กระทำต่อวัสดุได้ ซึ่งสามารถศึกษาพฤติกรรมของวัสดุที่สถานะทางกายภาพแตกต่างกัน ทั้งของแข็งของเหลว หรือแก๊ส ประเมินผลลัพธ์ที่ได้หลายรูปแบบ เช่น ความเค้น (stress) ความเครียด (strain) การเคลื่อนขยับ (displacement) การถ่ายเทความร้อน กลศาสตร์ของไหล (fluid mechanic) เป็นต้น นอกจากนี้ยังช่วยลดเวลาในการสร้างสถานการณ์จำลองจริง การสร้างแบบจำลองต้นแบบเวลาในการทดสอบ และค่าใช้จ่ายในงานวิจัย⁽⁴⁻⁷⁾

ข้อดีดังกล่าวทำให้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นวิธีที่นิยมใช้จนถึงปัจจุบัน โดยศึกษารูปแบบความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้นภายในวัสดุเมื่อมีแรงกระทำขณะใช้งาน ทำให้ผู้วิจัยทราบพฤติกรรมเชิงกลต่อการตอบสนองของวัสดุ และสามารถพัฒนาการออกแบบให้มีความสอดคล้องกับสถานะจริงเพิ่มขึ้น⁽⁸⁾ แม้ว่าการศึกษาพฤติกรรมของวัสดุด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มีข้อดีหลายประการ แต่ผู้วิจัยควรตระหนักเสมอว่าความถูกต้องแม่นยำของผลการศึกษาดูด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ขึ้นกับความถูกต้องในการสร้างแบบจำลอง ควรมีวิธีการทดสอบอื่น ๆ ช่วยยืนยันผลจากการวิเคราะห์

ข้อจำกัดของการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การสร้างแบบจำลองใช้วิธีการขึ้นรูปแบบจำลองดิจิทัลซึ่งทำได้ยาก ต้องอาศัยทักษะและประสบการณ์มากพอ⁽⁹⁾ อุปกรณ์คอมพิวเตอร์ที่ใช้คำนวณต้องมีประสิทธิภาพสูง โดยแบบจำลองที่ได้อาจไม่เหมือนสถานะจริงอย่างสมบูรณ์ ความคลาดเคลื่อนในการสร้างแบบจำลองเป็นสาเหตุสำคัญ



รูปที่ 1 แผนภาพแสดงสรุประยะต่าง ๆ ของขั้นตอนการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (ดัดแปลงจาก Mohammed SD, Desai H. Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. J Oral Hyg Health 2014; 2(5): 1-5.)

Figure 1 The illustration shows a flow chart summary representing phases of FEA (modified from Mohammed SD, Desai H. Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. J Oral Hyg Health 2014; 2(5): 1-5.)

ที่ทำให้ผลการศึกษาแตกต่างไปจากความเป็นจริง เนื่องจากการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตไม่อาจครอบคลุมสภาวะจริงได้ทั้งหมด ไม่สามารถถ่ายทอดผ่านการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ได้ จึงควรมีการทดสอบอื่น เช่น การศึกษาในห้องปฏิบัติการ หรือการศึกษาในสัตว์ทดลอง เพื่อยืนยันผลการศึกษาร่วมด้วยเสมอ

ขั้นตอนระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

องค์ประกอบพื้นฐานการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่สำคัญ ประกอบด้วย แบบจำลองสำหรับวิเคราะห์ (geometry) ค่าเฉพาะของวัสดุที่ต้องการศึกษา (materials parameters) เงื่อนไขขอบเขต (boundary conditions) และแรงที่มากระทำ (load)

ขั้นตอนการศึกษาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบ่งเป็น 3 ขั้นตอนหลัก (รูปที่ 1) ประกอบด้วย ระยะเวลาประมวลข้อมูล (pre-processing phase) ระยะเวลาประมวลข้อมูล (solution phase) และระยะเวลาหลังประมวลข้อมูล (post-processing phase) โดยมีรายละเอียดของแต่ละระยะดังนี้

ระยะก่อนประมวลข้อมูล

ขั้นตอนเตรียมแบบจำลองก่อนเข้าสู่ขั้นตอนประมวลผลเป็นขั้นตอนสำคัญที่ส่งผลต่อความถูกต้องแม่นยำในการวิเคราะห์ แบบจำลองที่ดีควรมีความเหมือนหรือใกล้เคียงสภาวะจริงมากที่สุดเท่าที่จะทำได้ทั้งมิติรูปร่างและคุณสมบัติเชิงกล เพื่อให้ผลลัพธ์ของพฤติกรรมตอบสนองต่อสภาวะที่กำหนดใกล้เคียงกับเหตุการณ์จริงมากที่สุด แบบจำลองสำหรับการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นได้ทั้งแบบสองมิติหรือสามมิติขึ้นกับวัตถุประสงค์ของการศึกษา โดยแบบจำลองสามมิติให้คุณภาพเสมือนจริง ปฏิกริยาการตอบสนองเชิงชีวกลศาสตร์ที่แม่นยำมากกว่าแบบจำลองสองมิติ แต่การสร้างแบบจำลองสามมิตินั้นมีกระบวนการขึ้นรูปซับซ้อนมากกว่า ต้องอาศัยความชำนาญและเทคโนโลยีขั้นสูง⁽¹⁰⁾

การสร้างแบบจำลองสำหรับการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ประกอบด้วยขั้นตอนสำคัญได้แก่ การขึ้นรูปแบบจำลอง การแบ่งเอลิเมนต์ การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ เงื่อนไขขอบเขต และแรงที่มากระทำ

ก. การขึ้นรูปแบบจำลอง (model simulation)

การขึ้นรูปสร้างแบบจำลองโดยการวาดแบบจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เช่น AutoCAD, Solid Works, Rhino 3D, Pro/Engineer เป็นต้น นอกจากนี้ยังใช้เทคนิคการถ่ายภาพหรือกราดผิว (scan) วัตถุต้นแบบ วัสดุต้นแบบเป็นเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิตควรใช้เครื่องกราดผิวสามมิติ หรือเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT scan, micro CT scan) วัสดุต้นแบบเป็นสิ่งไม่มีชีวิตเลือกใช้เครื่องสแกนเนอร์สามมิติ (3-D laser scanner) เครื่องกราดผิววัตถุใช้ทั้งในช่องปากและนอกช่องปากขึ้นอยู่กับความเหมาะสม ความละเอียดของข้อมูลที่ต้องการ และรูปร่างของวัตถุต้นแบบ⁽⁵⁾ ข้อมูลที่ได้จากขั้นตอนขึ้นรูปแบบจำลองเก็บในรูปแบบดิจิทัลที่เรียกว่า DICOM (digital Imaging and communications in medicine) ต่อมานำไปประมวลผลด้วยโปรแกรมโซลิดเวิร์ค (solid works) เพื่อสร้างแบบจำลองดิจิทัลสำหรับการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ต่อไป⁽¹¹⁾

ข. การแบ่งเอลิเมนต์ (meshing model)

ขั้นตอนแก้ปัญหาด้วยกระบวนการทางคณิตศาสตร์ขั้นสูง (discretization) ในการแบ่งรูปร่าง (meshing geometry) ขอบเขตของปัญหาที่มีความซับซ้อนออกเป็นชิ้นส่วนย่อยเรียกว่าเอลิเมนต์ (element) ที่มีขนาดเล็กลงเพื่อให้ง่าย สะดวกต่อการคำนวณ แต่ละเอลิเมนต์มีคุณสมบัติเฉพาะตัวทางกายภาพ เช่น ความหนา ความหนาแน่น โมดูลัสของยัง (Young’s modulus) และอัตราส่วนปัวซอง (Poisson ratio) เป็นไปตามชนิดของวัสดุที่ต้องการศึกษา

เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งมีรูปแบบความสัมพันธ์ฟังก์ชันการประมาณภายใน (interpolation functions) ที่แตกต่างกันไปขึ้นกับรูปร่าง ขอบเขต จำนวนจุดต่อ เอลิเมนต์ที่อยู่ติดกันใช้จุดต่อร่วมกันโดยมีขอบที่เป็นขอบเขตเชื่อมต่อกันระหว่างจุดต่อของเอลิเมนต์ นอกจากจุดต่ออยู่บริเวณมุมของเอลิเมนต์แล้วยังอยู่บนขอบที่เชื่อมต่อกันระหว่างจุดต่อสองจุดเรียกว่าจุดต่อกลาง (midside node) ดังรูปที่ 2 การเพิ่มจำนวนจุดต่อบนแบบจำลองช่วยให้การวิเคราะห์ผลมีความแม่นยำมากขึ้น ซึ่งขึ้นกับความจำเป็นในรูปแบบการวิเคราะห์แบบจำลอง ทำให้รูปแบบการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มีหลายรูปแบบ ส่งผลต่อรูปแบบสมการเชิง

อนุพันธ์บนจุดต่อและฟังก์ชันการประมาณภายใน การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต และการถ่ายทอดพลังงานที่เกิดขึ้นเมื่อวัสดุมีแรงมากกระทำ ปัจจัยดังกล่าวจึงมีอิทธิพลต่อการเลือกใช้รูปแบบลักษณะของเอลิเมนต์ให้เหมาะสมกับแบบจำลองศึกษา ถือเป็นหลักสำคัญที่ทำให้กระบวนการวิเคราะห์สามารถจำลองได้ใกล้เคียงกับสถานการณ์จริงมากที่สุด⁽¹²⁾



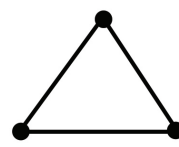
รูปที่ 2 ก ภาพแสดงลักษณะจุดต่อสองจุด เชื่อมกันด้วยขอบ (มี 2 จุดต่อ)
ข ภาพแสดงลักษณะจุดต่อสองจุด เชื่อมกันด้วยขอบ และมีจุดเชื่อมกลาง (มี 3 จุดต่อ) (ดัดแปลงจาก Geng J, Yan W, Xu W. Application of the finite element method in implant dentistry. Springer Science & Business Media; 2008: 82-90.)

Figurer 2 ก The illustration shows node and edge of element that compose 2 nodes

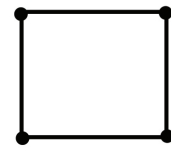
ข The illustration shows node, edge and "midside" node between two nodes at corner of element that compose 3 nodes (modified from Geng J, Yan W, Xu W. Application of the finite element method in implant dentistry. Springer Science & Business Media; 2008: 82-90.)

จากการศึกษาที่ผ่านมาสามารถจำแนกรูปร่างและความสัมพันธ์ของจุดต่อได้ดังนี้⁽¹³⁾

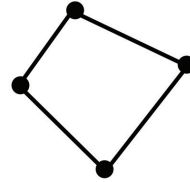
- 1) รูปร่างเอลิเมนต์ 1 มิติ ได้แก่ ลักษณะเชิงเส้น (linear) เช่น คาน (beam) โครงถัก (truss) คานประกอบด้วย 3 จุดต่อ (quadratic beam) คานประกอบด้วย 4 จุดต่อ (cubic beam)
- 2) รูปร่างเอลิเมนต์ 2 มิติ ได้แก่ เอลิเมนต์พื้นที่เชิงเส้น เป็นระนาบความเค้น ความเครียด ลักษณะเป็นแผ่น (plate) หรือเปลือกบาง (shell) มีลักษณะเป็นสามเหลี่ยม สี่เหลี่ยม รูปร่างต่าง ๆ (รูปที่ 3)



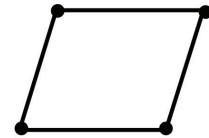
สามเหลี่ยม (triangle)



สี่เหลี่ยมมุมฉาก (rectangle)



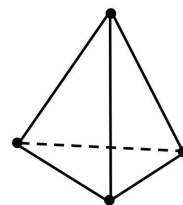
สี่เหลี่ยมด้านไม่เท่า (quadrilateral)



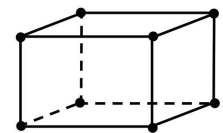
สี่เหลี่ยมด้านขนาน (parallelogram)

รูปที่ 3 ภาพแสดงลักษณะพื้นฐานรูปร่างเอลิเมนต์ 2 มิติ (ดัดแปลงจาก Rao SS. The finite element method in engineering. 5th ed. Elsevier; 2010: 53-60.)

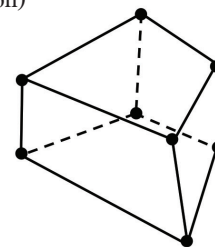
Figure 3 The illustration shows the basic shape of the element in 2 dimensions (modified from Rao SS. The finite element method in engineering. 5th ed. Elsevier; 2010: 53-60.)



พีระมิดฐานสามเหลี่ยม (tetrahedron)



ปริซึมสี่เหลี่ยมมุมฉาก (rectangular prism)



ทรงหกหน้า (hexahedron)

รูปที่ 4 ภาพแสดงลักษณะพื้นฐานรูปร่างเอลิเมนต์ 3 มิติ (ดัดแปลงจาก Rao SS. The finite element method in engineering. 5th ed. Elsevier; 2010: 53-60.)

Figure 4 The illustration shows the basic shape of the element in 3 dimensions (modified from Rao SS. The finite element method in engineering. 5th ed. Elsevier; 2010: 53-60.)

3) รูปร่างเอลิเมนต์ 3 มิติ ได้แก่ เอลิเมนต์ปริมาตรอาจเป็นโครงสร้างพีระมิดฐานสามเหลี่ยม (tetrahedron) ปริซึมสี่เหลี่ยมมุมฉาก (rectangular prism) หรือทรงหกหน้า (hexahedron) (รูปที่ 4)

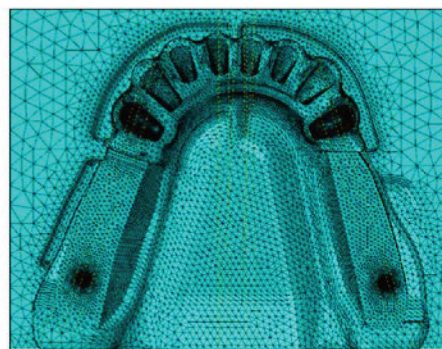
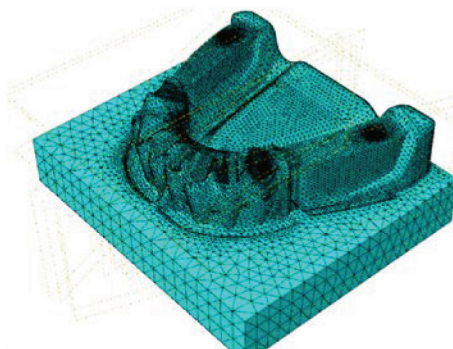
สำหรับการเลือกรูปร่างของหน่วยย่อยพิจารณาตามประเภทของแบบจำลอง กรณีสร้างแบบจำลองประเภทสองมิติ เลือกลงใช้เอลิเมนต์ย่อยรูปสามเหลี่ยม หรือรูปสี่เหลี่ยม และการจำลองประเภทสามมิติเลือกลงใช้เอลิเมนต์ย่อยพีระมิดฐานสามเหลี่ยม ปริซึมสี่เหลี่ยมมุมฉาก หรือทรงหกหน้า⁽¹⁴⁾ เมื่อแบบจำลองถูกแบ่งเป็นหน่วยย่อยแล้วควรมีรูปร่างใกล้เคียงกับรูปร่างเดิมมากที่สุด จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่า การศึกษาละเอียดด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในทางทันตกรรมนิยมใช้หน่วยย่อยลักษณะพีระมิดฐานสามเหลี่ยม⁽¹⁵⁾

รูปร่างของเอลิเมนต์และความสัมพันธ์ของจุดเป็นได้ทั้งหนึ่ง สอง และสามมิติ ซึ่งรวมทั้งขนาดและจำนวนของเอลิเมนต์เป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อรูปแบบการกระจายความเค้นและความเครียดภายในวัสดุที่ต้องการศึกษา⁽¹⁶⁾ การปรับขนาดเอลิเมนต์ (mesh refinement) ที่มีขนาดใหญ่ให้มีขนาดเล็กลง ส่งผลต่อรูปร่าง จำนวนจุดต่อ (node) จำนวนเอลิเมนต์และระดับขั้นความเสรี (degree of freedom) เปลี่ยนไป จุดสัมผัสระหว่างผิววัสดุที่มากกระทำสามารถปรับให้อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมได้ดียิ่งขึ้น^(17,18) โอกาสเกิดการบิดเบี้ยว (distortion) การเคลื่อนขยับของเอลิเมนต์ลดน้อยลง ทำให้การประมวลผลข้อมูลแม่นยำเพิ่มขึ้น⁽⁵⁾ อาจใช้

เวลาในการประมวลผลข้อมูลด้วยคอมพิวเตอร์มากขึ้น การปรับความละเอียดของเอลิเมนต์เฉพาะตำแหน่งที่ต้องการวิเคราะห์ ดังแสดงในรูปที่ 5 ซึ่งขนาดของเอลิเมนต์ที่เหมาะสมขึ้นกับประเภทการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์⁽¹⁹⁾ การปรับขนาดเอลิเมนต์ให้เล็กลงช่วยลดความผิดพลาด และช่วยให้การจำลองสถานการณ์ใกล้เคียงกับค่าความเป็นจริงมากขึ้น ควรคำนึงถึงศักยภาพอุปกรณ์คอมพิวเตอร์และซอฟต์แวร์ที่เลือกใช้

ค. การกำหนดคุณสมบัติและพฤติกรรมวัสดุ

การกำหนดคุณสมบัติและความสัมพันธ์ของแต่ละหน่วยย่อยตามลักษณะพฤติกรรมและคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุที่ต้องการศึกษา เบื้องต้นหลังแบ่งแบบจำลองเป็นเอลิเมนต์ แต่ละเอลิเมนต์มีลักษณะเหมือนวัตถุอิสระที่แยกจากกัน จำเป็นต้องกำหนดคุณสมบัติและความสัมพันธ์ของแต่ละเอลิเมนต์ตามพฤติกรรมเชิงกล คุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุให้ใกล้เคียงกับลักษณะจริงของวัสดุชนิดนั้น ๆ รวมถึงการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของวัตถุที่ต้องการศึกษาให้วัตถุเคลื่อนขยับ หดนิ่ง หรือมีแรงมากระทำบริเวณใด ด้วยขนาดของแรงเท่าใด มีตำแหน่งถ่ายเทแรงระหว่างแต่ละหน่วยย่อยมีลักษณะเป็นจุดหรือเป็นพื้นที่ เพื่อให้แบบจำลองที่สร้างขึ้นมีพฤติกรรมในระดับโครงสร้างที่สอดคล้องกับสภาวะที่เกิดขึ้นจริงมากที่สุด



รูปที่ 5 ภาพแสดงการแบ่งองค์ประกอบย่อยโดยกำหนดความละเอียด ขนาดขององค์ประกอบย่อยในตำแหน่งที่ต้องการศึกษา
 Figure 5 The illustration shows a mesh element processing and selected fine meshing in interesting area

คุณสมบัติที่ต้องกำหนดเพื่อการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ประกอบด้วย ประเภทของวัสดุตามพฤติกรรมตอบสนองเมื่อได้รับแรง ลักษณะพฤติกรรมบริเวณผิวสัมผัสของแบบจำลอง พฤติกรรมเชิงกลของโครงสร้างวัสดุสามมิติทั้งสามแนวแกน คุณสมบัติเฉพาะของวัสดุแต่ละชนิด ได้แก่ โมดูลัสของยังใช้อธิบายความแข็ง (stiffness) ของวัสดุ ที่หาได้จากค่าความชันของกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง

ความเค้นและความเครียดของวัสดุนั้น ๆ อัตราส่วนปัวซอง เป็นอัตราส่วนระหว่างค่าความเครียดตามขวางกับค่าความเครียดที่มีทิศทางเดียวกันกับแนวแรงที่มากระทำ ค่าเฉพาะทั้งสองถือเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อการทำนายพฤติกรรมของวัสดุเมื่อได้รับแรงกระทำ⁽²⁰⁾ คุณสมบัติโมดูลัสของยังและอัตราส่วนปัวซองของวัสดุทางทันตกรรมอ้างอิงจากการทบทวนวรรณกรรมดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงทบทวนวรรณกรรมค่าโมดูลัสของยังและอัตราส่วนปัวซองที่ใช้ในการคำนวณทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Table 1 For calculation in finite element shows the literature reviews of the Young's modulus and Poisson ratio

คุณสมบัติวัสดุ (Physical properties of material)	แหล่งอ้างอิง (Reference)	โมดูลัสของยัง (Young's modulus) (MPa)	อัตราส่วนปัวซอง (Poisson ratio)
เยื่อเมือกสันเหงือกว่าง (residual ridge mucosa)	Yamada et al.1970 ⁽³⁹⁾	3.4	0.450
เอ็นยึดปริทันต์ (periodontal ligament)	Shahmiri et al. 2014 ⁽³⁰⁾	0.69	0.450
	Farah et al. 1989 ⁽⁴⁰⁾	0.69	0.450
กระดูกทึบ (cortical bone)	Nakamura et al. 2014 ⁽³²⁾	11,760	0.250
	Antenucci et al. 2010 ⁽⁴¹⁾	13,700	0.300
	Farah et al. 1989 ⁽⁴⁰⁾	13,700	0.300
	Merdji et al.2010 ⁽⁴²⁾	14,500	0.323
กระดูกโปร่ง (spongy bone)	Nakamura et al. 2014 ⁽³²⁾	1,470	0.300
	Antenucci et al. 2010 ⁽⁴¹⁾	1,370	0.300
	Merdji et al. 2010 ⁽⁴²⁾	1,370	0.300
เคลือบฟัน (enamel)	Nakamura et al. 2014 ⁽³²⁾	41,400	0.350
	Tanne et al. 1989 ⁽⁴³⁾	22,700	0.300
เนื้อฟัน (dentin)	Nakamura et al. 2014 ⁽³²⁾	18,600	0.350
	Shahmiri et al. 2014 ⁽³⁰⁾	41,000	0.300
	Farah et al. 1989 ⁽⁴⁰⁾	18,600	0.310
โลหะเจือโคบอลต์-โครเมียม [metal alloy (Co-Cr)]	Nakamura et al. 2014 ⁽³²⁾	70,000	0.300
	Shahmiri et al. 2014 ⁽³⁰⁾	211,000	0.300
	Antenucci et al. 2010 ⁽⁴¹⁾	206,900	0.330
เรซิน (resin)	Nakamura et al. 2014 ⁽³²⁾	2,450	0.300
	Shahmiri et al. 2014 ⁽³⁰⁾	2,200	0.310
	Takayama et al. 2001 ⁽⁴⁴⁾	2,000	0.300
รากเทียมไทเทเนียม (titanium implant)	Shahmiri et al. 2014 ⁽³⁰⁾	110,000	0.330
	Antenucci et al. 2010 ⁽⁴¹⁾	103,400	0.350

การสมมติรูปแบบของฟังก์ชันการประมาณภายในและพฤติกรรมปฏิกิริยาระหว่างวัสดุที่สัมผัสกันอาจจำแนกได้ดังนี้

1) ประเภทของวัสดุตามพฤติกรรมตอบสนองเมื่อมีแรงกระทำ แบ่งได้เป็น 5 กลุ่ม คือ กลุ่มที่สามารถกลับคืนสู่สภาพเดิมหลังเกิดการเปลี่ยนรูป (linear elastic material) กลุ่มที่ไม่สามารถกลับคืนสู่สภาพเดิมหลังการเปลี่ยนรูป (plastic material) กลุ่มที่สามารถคืนสู่สภาพเดิมได้บางส่วนหลังเกิดการเปลี่ยนรูป (elastoplastic material) กลุ่มที่สามารถกลับคืนสู่สภาพเดิมได้หลังการเปลี่ยนรูปแต่ต้องใช้เวลา (viscoelastic material) กลุ่มที่ต้องใช้เวลาในการเปลี่ยนรูปและวัสดุเกิดการเสียวอย่างถาวร (viscoplastic material) โดยทั่วไปการศึกษาแบบจำลองของวัสดุทางทันตกรรม เช่น การศึกษารากเทียม การเคลื่อนตัวของฟันธรรมชาติ เป็นต้น มักกำหนดให้วัสดุเป็นกลุ่มที่สามารถกลับคืนสู่สภาพเดิมหลังเกิดการเปลี่ยนรูป⁽¹²⁾

2) พฤติกรรมความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเค้น ความเครียดบริเวณผิวสัมผัส กรณีแบบจำลองประกอบด้วยโครงสร้างสองส่วนขึ้นไปเกิดการสัมผัสกัน การกำหนดพฤติกรรมบริเวณผิวสัมผัสเป็นแบบเชิงเส้น (linear contact) หรือแบบไม่เป็นเชิงเส้น (non-linear contact) ขึ้นกับกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเค้นและความเครียดบริเวณผิวสัมผัสเมื่อมีแรงกระทำวัสดุ หากความสัมพันธ์ที่เกิดขึ้นเป็นลักษณะกราฟเส้นตรงเป็นลักษณะแบบเชิงเส้น แต่พฤติกรรมส่วนใหญ่ของเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิตมักไม่เกิดลักษณะที่เป็นความสัมพันธ์เชิงเส้น

กรณีแบบจำลองประกอบด้วยวัตถุสองชนิดผิวสัมผัสเกิดการเคลื่อนที่ไกลไปบนผิวสัมผัส เช่น ความสัมพันธ์ระหว่างตะขอโลหะรูปตัวโอกับผิวซี่ฟันหลัก เมื่อมีแรงกระทำตะขอเคลื่อนที่หลุดออกจากส่วนคอดบนฟันหลัก กรณีนี้ควรใช้การวิเคราะห์แบบไม่เป็นเชิงเส้น และกำหนดค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทาน (friction coefficient) บริเวณผิวสัมผัสระหว่างวัตถุสองชนิด ค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานที่แตกต่างกันขึ้นกับชนิดของวัสดุที่สัมผัสกัน^(6,10)

3) พฤติกรรมการตอบสนองของโครงสร้างวัสดุ พิจารณาพฤติกรรมการตอบสนองของโครงสร้างวัสดุเมื่อได้รับแรง พบว่าแต่ละหน่วยย่อยเกิดการเปลี่ยนแปลงขึ้นใน

ลักษณะสามมิติ คือ เกิดการเปลี่ยนแปลงตามแนวแกน x y และ z คุณสมบัติดังกล่าวสามารถจำแนกวัสดุได้เป็น 4 กลุ่ม คือ กลุ่มวัสดุที่มีคุณสมบัติเชิงกลเหมือนกันในทุกทิศทางคือ ไอโซโทรปิก (Isotropic materials) ตัวอย่างเช่น เหล็กกล้า แก้ว เป็นต้น กลุ่มวัสดุที่มีคุณสมบัติเชิงกลเหมือนกันในระนาบหนึ่ง และมีคุณสมบัติเชิงกลที่เปลี่ยนไปในทิศทางตั้งฉากกับระนาบนั้น (transversely isotropic materials) ตัวอย่างเช่น ไทเทเนียม (Ti) กลุ่มวัสดุที่มีคุณสมบัติเชิงกลแตกต่างกันในทุกแนวแกนคือแอนไอโซโทรปิก (anisotropic materials) ตัวอย่างเช่น ไม้ คอมโพสิต และกลุ่มวัสดุที่มีคุณสมบัติเชิงกลแตกต่างกันในแต่ละแนวแกน โดยมีสองแนวแกนที่เหมือนกัน (orthotropic materials) ซึ่งเป็นกลุ่มย่อยของกลุ่มแอนไอโซโทรปิก การประยุกต์ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ศึกษาทันตกรรมรากเทียมมักกำหนดให้วัสดุมีพฤติกรรมแบบวัสดุเนื้อเดียวเชื่อมติดกันเป็นชิ้นเดียว (perfect bond) มีคุณสมบัติเชิงกลวัสดุเหมือนกันในทุกทิศทาง และมีความสัมพันธ์ความเค้น ความเครียดเป็นเชิงเส้น (linearly isotropic)⁽⁵⁾

ง. เงื่อนไขขอบเขต

เป็นการกำหนดค่าตัวแปรหนึ่งในสมการซึ่งเป็นข้อมูลรับเข้า (input) เพื่อเป็นเงื่อนไขในการประมวลผล ค่าตัวแปรนี้มีความสำคัญในการกำหนดบริเวณจุดต่อใดเกิดการเคลื่อนขยับได้ บริเวณใดกำหนดให้อยู่นิ่ง (zero displacement) มีผลต่อระดับความเสรีของแต่ละจุดต่อ รูปแบบของระดับความเสรีมีหลายแบบขึ้นกับลักษณะสิ่งที่ต้องการวิเคราะห์ ถ้าต้องการวิเคราะห์โครงสร้างวัสดุในรูปสามมิติโดยพิจารณาตามแนวแกนทั้งสามคือ แนวแกน x y และ z เมื่อพิจารณาเพียงจุดต่อเดียว เกิดการเคลื่อนที่อิสระได้ทุกทิศทาง พบว่าการเคลื่อนที่มี 6 ระดับ ความเสรีที่จุดต่อสามารถเกิดการเลื่อนขนาน (translation) หมุน (rotation) หรือเกิดโมเมนตัม (momentum) ไปตามแนวแกนทั้งสาม เมื่อจุดต่อเชื่อมต่อกันเกิดเป็นเอลิเมนต์ย่อย ระดับความเสรีถูกจำกัดลง ดังนั้นรูปร่างเอลิเมนต์ และตำแหน่งความสัมพันธ์จุดต่อที่แตกต่างกัน ส่งผลต่อระดับความเสรีของจุดต่อเป็นเสมือนตัวแปรอิสระ (independent variable) ที่เลือกกำหนดค่าได้ทำให้การอธิบายระบบเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์

นอกจากรูปร่างเอลิเมนต์และความสัมพันธ์ระหว่างจุดต่อมีผลต่อระดับความเสรี การกำหนดตำแหน่งยึด (constraint) ตรึงโมเดลให้อยู่กับที่เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลเช่นกัน โดยการยึดตำแหน่งจุดต่อหรือเอลิเมนต์ให้หนึ่งเพื่อให้เกิดความสมดุลต่อการรับแรงที่มากกระทำ และเกิดความคลาดเคลื่อนต่อการกระจายแรง ควรหลีกเลี่ยงสถานะจริงให้เป็นไปตามหลักกายวิภาคของเนื้อเยื่อรองรับ เช่น ตำแหน่งยึดเกาะของกล้ามเนื้อ ทิศทางเคลื่อนที่ของอวัยวะที่ถ่ายทอดพลังงานไปบริเวณที่ต้องการศึกษา ตำแหน่งที่กำหนดจุดต่อให้อยู่หนึ่งควรมีระยะห่างพอที่ทำให้ไม่เกิดรูปแบบการกระจายพลังงานที่ซ้อนทับกัน และไม่เกิดปฏิกิริยาต่อพลังงานที่ให้แก่ระบบ ดังนั้นการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตจึงมีผลต่อการประมวลข้อมูลทำให้การจำลองมีความใกล้เคียงกับสถานการณ์จริงมากที่สุด

จ. พลังงานภายนอกที่มากกระทำ

พลังงานที่มากกระทำบนวัตถุที่เป็นของแข็ง (solid structure) อาจเป็นพลังงานในรูปแบบของแรง หรือความดัน พื้นที่บนวัตถุที่พลังงานมากกระทำเกิดขึ้นบางพื้นที่ (concentrated load) หรือเกิดการกระจายทั่วพื้นที่ในแนวระนาบ (distributed load) ขึ้นกับวัตถุประสงค์ของการทดสอบ ทั่วไปกำหนดให้เกิดกระจายบนพื้นผิวในแนวระนาบ เนื่องจากแรงกำหนดให้ลงเฉพาะที่มักทำให้เกิดความเค้นคั่ง (stress concentration) ที่เอลิเมนต์บริเวณนั้นสูงกว่าความเป็นจริง และเกิดรูปแบบการกระจายความเค้นที่ไม่เหมาะสม ทิศทางของพลังงานที่มากกระทำสามารถกำหนดให้มีทิศตั้งฉาก ขนาน หรือทำมุมเอียงกับแนวแกนของแบบจำลองตามสถานะจริงที่เกิดขึ้น โดยปริมาณแรงบดเคี้ยว มักแตกต่างกันไปในแต่ละตำแหน่งซี่ฟัน เพศ วัย พฤติกรรม ลักษณะอาหารที่บดเคี้ยว ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อและจำนวนซี่ฟันที่เหลืออยู่ในช่องปาก จากการทบทวนวรรณกรรม ค่าเฉลี่ยแรงบดเคี้ยวบริเวณฟันกรามน้อยประมาณ 40-600 นิวตัน บริเวณฟันหน้าประมาณ 24-170 นิวตัน ค่าเฉลี่ยของหนุ่มสาวประมาณ 50-400 นิวตัน และแรงที่ลงบนรากเทียมประมาณ 90-280 นิวตัน ขึ้นกับตำแหน่งฝังรากเทียมและการออกแบบรากเทียม⁽²¹⁻²³⁾

การประมวลข้อมูลเบื้องต้นเป็นการกำหนดค่าตัวแปรต้น ได้แก่ รูปแบบวิธีการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ คุณสมบัติเฉพาะของวัสดุ เงื่อนไขขอบเขต พลังงานที่มากกระทำ เพื่อให้การวิเคราะห์ผลมีความใกล้เคียงกับสถานะจริงมากที่สุด

ระยะประมวลข้อมูล (the solution phase)

โดยนาระบบคอมพิวเตอร์และซอฟต์แวร์ทางงานวิศวกรรม (computer aided engineering; CAE) ช่วยประมวลผลจากสมการรวมระบบของแต่ละเอลิเมนต์ที่เกิดขึ้นได้ค่าผลเฉลี่ยโดยประมาณ ความแม่นยำที่ได้ขึ้นกับการกำหนดขนาด รูปร่าง จำนวนของเอลิเมนต์ การสมมติรูปแบบของฟังก์ชันภายในโดยประมาณ ถ้ากำหนดค่าดังกล่าวได้ใกล้เคียงกับความจริงมาก ผลเฉลี่ยที่ได้แม่นยำมากขึ้น ปัจจุบันมีบริษัทผลิตซอฟต์แวร์เพื่อคำนวณระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่นิยมใช้ได้แก่ Abaqus, Ansys, Hyper mesh เป็นต้น

การแปลผลข้อมูลจากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (interpretation)

ผลลัพธ์ที่ได้จากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์ได้หลายประการขึ้นกับข้อมูลเข้า ค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ป้อนเข้าสู่โปรแกรมเพื่อให้ประมวลผลได้ตามต้องการ วิเคราะห์ข้อมูลผลลัพธ์ที่ได้ในรูปค่าความเค้น ความเครียด ทิศทางการเคลื่อนขยับ หรือการบิดเบี้ยวของวัสดุเมื่อมีแรงมากกระทำ ทางทันตกรรมพิจารณาค่าความเค้น ความเครียดของวัสดุเมื่อมีแรงมากกระทำภายใต้เงื่อนไขที่กำหนดให้สอดคล้องกับลักษณะในช่องปากมากที่สุด ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดนำมาสร้างกราฟความชันได้ค่ามอดูลัสของยังเป็นค่าความแข็งแรงของวัสดุ ซึ่งแตกต่างกันในวัสดุแต่ละชนิด สถานะจริงทางคลินิกแรงเกิดขึ้นได้ทุกทิศทางการคำนวณเชิงวิศวกรรมพิจารณาองค์ประกอบโครงสร้างวัสดุเป็นเชิงสามมิติ แบ่งการวิเคราะห์ออกเป็นสามแนวแกน ได้แก่ แกน x แกน y และแกน z ผลลัพธ์แสดงในรูปความเค้นหลัก (principle strain) ความเค้นที่เกิดจากแรงดึง (tensile stress) แรงอัด (compressive stress) หรือแรงเฉือน (shear stress) การแสดงค่าความเค้นวอนมิสเสส (von Mises stress) เป็นค่าความเค้นรวมของทั้งสามแนวแกน หากค่า

วอนมิสเสสสูงกว่าความเค้นจุดคราก (yield strength) ของวัสดุแสดงว่าปริมาณแรงที่มากกระทำเกินขีดจำกัดความสามารถที่วัสดุต้านทานได้ หรือเกิดความเค้นสะสมในวัสดุเป็นสาเหตุให้วัสดุเกิดความล้า (fatigue) นำไปสู่ความล้มเหลวในที่สุด

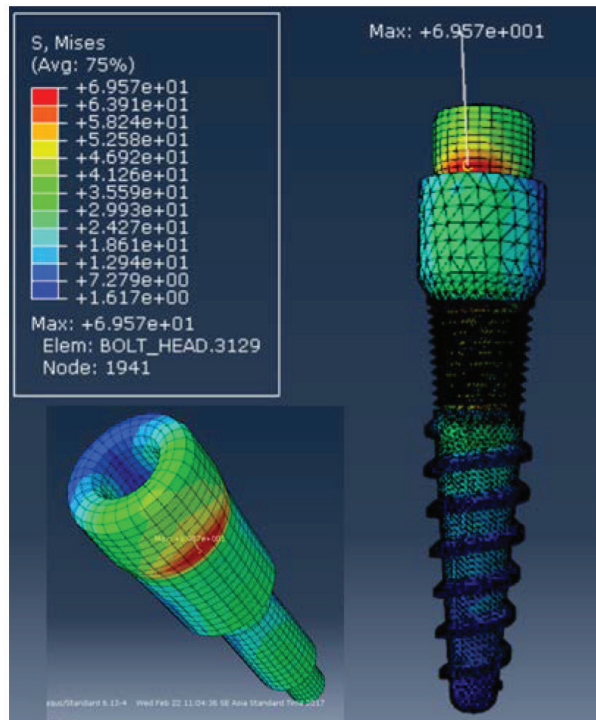
ระยะหลังประมวลข้อมูล

การแสดงผลข้อมูลด้วยคอมพิวเตอร์มีหลากหลายรูปแบบ เช่น กราฟฟิก (graphical output) เป็นรูปแบบที่นิยมใช้ แสดงผลเป็นแถบสี (color-coded map) รูปแบบการกระจายความเค้น ความเครียดหรือการเคลื่อนขยับเมื่อมีแรงมากกระทำ หรือการแสดงผลเชิงตัวเลข (numeric output) แสดงบริเวณที่วัสดุเกิดค่าความเค้นสูงสุด (stress contour) ดังแสดงรูปที่ 6 อธิบายแนวโน้มรูปแบบการกระจายความเค้นตามแถบสี โดยค่าความเค้นน้อยที่สุดดูจากแถบสี สีน้ำเงินเป็นค่าความเค้นวอนมิสเสสสูงสุดประมาณ 1.62 เมกะปาสคาล ไล่ระดับสีไปจนถึงแถบสีแดงเป็นค่าความเค้นวอนมิสเสสสูงสุดประมาณ 69.57 เมกะปาสคาล เช่น ตัวหลักยึดสิ่งปลูกฝัง (implant abutment) รากเทียมขนาดเล็กที่ระดับขอบบนของส่วนรากเทียมที่ฝังในกระดูก (fixture)

การแสดงผลเชิงแอนิเมชัน (animated output) เป็นภาพเคลื่อนไหว แสดงลักษณะการถ่ายทอดแรง และทิศทางที่เกิดขึ้นภายในวัสดุ ผู้ศึกษาเห็นภาพชัดเจน และทำนายพฤติกรรมภายในวัสดุได้มากขึ้น

การประยุกต์ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ทางทันตกรรม

การนำระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาประมวลผลข้อมูลในทางทันตกรรมสามารถทำได้หลายรูปแบบ เช่น รากเทียมจัดฟัน เดียวฟัน ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ เป็นต้น ความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้นจากการออกแบบครอบฟันบนรากเทียมส่งผลต่อการปรับตัวของกระดูกโดยรอบ⁽²⁴⁾ การสร้างแบบจำลองเพื่อติดตามการเคลื่อนตัวของฟันในผู้ป่วยจัดฟัน⁽²⁵⁾ การทดสอบความแข็งแรงและแรงยึดเคียวฟันหน้า⁽²⁶⁾ การออกแบบรากเทียม⁽²⁷⁻²⁹⁾ การออกแบบฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมขนาดมาตรฐานช่วยรับแรง⁽³⁰⁻³²⁾ การพิจารณาจำนวนและตำแหน่งการฝังรากเทียมต่อปริมาณ



รูปที่ 6 ภาพแสดงข้อมูลเชิงกราฟฟิกและตัวเลข ระบุตำแหน่งที่มีค่าความเค้นวอนมิสเสสสูงสุดที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมอะบาคัส

Figure 6 The illustration shows graphic and numeric output data at the contour of maximum von Mises stress from 3D FEA by Abaqus program

และรูปแบบการกระจายแรงสู่โครงสร้างต่าง ๆ⁽³³⁾ บทความปริทัศน์ฉบับนี้ประยุกต์ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ผิวหน้าสัมผัสระหว่างรากเทียมและกระดูกโดยรอบ ซึ่งจะกล่าวลำดับถัดไป

การฝังรากเทียมในกระดูกเป็นการบูรณะแบบไม่สามารถผันกลับได้ โดยศึกษารูปร่าง ขนาด ความยาวและลักษณะของวัสดุบูรณะก่อนนำมาฝังในกระดูก ขณะบดเคี้ยวมีแรงที่มากกระทำเกิดขึ้นตลอดเวลา คุณสมบัติพื้นฐานมอดูลัสของยังระหว่างกระดูกและไทเทเนียมรากเทียมต่างกัน 5-10 เท่า⁽³⁴⁾ จึงมีโอกาสเกิดความล้าเพิ่มขึ้นเมื่อความเค้นมีปริมาณมากเกินกว่ากระดูกรอบรากเทียมรองรับได้ เพื่อป้องกันความล้าที่อาจเกิดขึ้นทั้งภายในองค์ประกอบรากเทียม และอวัยวะโดยรอบรากเทียม Mavčić และ Antolić ศึกษาปริมาณค่าความเครียดระดับ

พอเหมาะที่กระดูกทึบสามารถปรับตัวได้อยู่ที่ประมาณ 100-2,000 ไมโครสเตรน (microstrain) ขึ้นกับความถี่ของแรงที่มากระทำ ตำแหน่ง ชนิดของกระดูก อายุและระดับฮอร์โมนของผู้ป่วย⁽³⁵⁾

การศึกษาความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกทึบด้านบนและส่วนปลายของกระดูกที่ประสานกับรากเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งเป็นพื้นที่สำคัญในการศึกษาเกี่ยวกับรากเทียม การสร้างแบบจำลองกระดูกและรากเทียมโดยกำหนดคุณสมบัติ และพฤติกรรมวัสดุ ได้แก่ ตำแหน่งกายวิภาค รูปร่างรากเทียม คุณสมบัติวัสดุ เงื่อนไขขอบเขต รวมถึงผิวหน้าสัมผัสระหว่างรากเทียมและกระดูกโดยรอบ^(11,27) การศึกษาดำเนินการกายวิภาคระหว่างกระดูกทึบและกระดูกโปร่งในแต่ละบริเวณย่อมมีลักษณะความหนาแน่นของเนื้อกระดูกหรือองค์ประกอบที่แตกต่างกันไปพบว่าด้านหน้าของขากรรไกรล่างเกิดการเชื่อมประสานของกระดูกทึบกับรากเทียมได้เกือบร้อยละ 100 เมื่อขยับตำแหน่งเลื่อนไปทางด้านท้ายของขากรรไกรล่างค้อย ๆ ลดลง บริเวณด้านท้ายของขากรรไกรบนเกิดการเชื่อมประสานเพียงร้อยละ 25 ระดับการเชื่อมประสานกระดูกกับรากเทียมขึ้นกับปริมาณคุณภาพ สัดส่วนความหนาแน่นของกระดูก การหายของกระดูก (bone healing) การทำหน้าที่ และแรงที่มากระทำกับรากเทียม ไม่เกิดการเชื่อมประสาน (osseointegrated) อย่างสมบูรณ์ระหว่างกระดูกรอบรากเทียมกับรากเทียม การศึกษาในอดีตกำหนดเสมือนรากเทียมและกระดูกรอบรากเทียมมีพฤติกรรมวัสดุเชิงเส้น (linear static) การสมมตินี้เกิดกระดูกเชื่อมประสานอย่างสมบูรณ์ การทดลองสนับสนุนเมื่อถอนรากเทียมออกจากกระดูกมักมีการแตกของกระดูกรอบ ๆ รากเทียมเสมอ การศึกษาในปัจจุบันพบว่าการยึดแน่นระหว่างเกลียวรากเทียมกับกระดูกขึ้นกับหลายปัจจัย เช่น แรงขันแน่นขณะฝังรากเทียมในกระดูก (insertion torque) สภาวะทางคลินิก แรงที่มากระทำก่อนเกิดกระดูกเชื่อมประสาน ทำให้เกิดลักษณะกระดูกเชื่อมประสานได้สมบูรณ์⁽³⁶⁾ ดังนั้นการขึ้นรูปโมเดลโดยเฉพาะกระดูกรอบรากเทียมต้องการความละเอียดในการพิจารณา เช่น รายละเอียดรูปร่างโมเดลกระดูก ขนาดและลักษณะของ

เอลิเมนต์ คุณสมบัติเชิงกลของกระดูก การแบ่งชั้นกระดูกเป็นกระดูกทึบหรือกระดูกโปร่ง การกำหนดค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทาน (friction coefficient) ของรากเทียม การสมมติให้วัสดุมีพฤติกรรมไม่เป็นเชิงเส้น (non linear anisotropic) ให้ผลใกล้เคียงกับความเป็นจริงทางคลินิกมากกว่า⁽¹¹⁾

Sato และคณะในปีค.ศ. 1999⁽³⁷⁾ ศึกษาชนิดกระดูกที่มีอิทธิพลต่อการเชื่อมประสานกระดูกกับรากเทียมพบว่าขนาดของเอลิเมนต์ที่เหมาะสมต่อการสร้างโมเดลที่ใช้ศึกษาทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ควรมีขนาด 75 ไมครอนเป็นระดับที่เหมาะสมที่สุด ถ้าปรับขนาดเอลิเมนต์ให้มีขนาด 300 ไมครอนพบว่าให้ผลการศึกษาใกล้เคียงกัน จึงเสนอการเลือกใช้เอลิเมนต์ที่มีขนาดใหญ่ขึ้นช่วยลดปริมาณเอลิเมนต์ในโมเดลส่งผลให้เวลาในการประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์เร็วขึ้น

การวิเคราะห์โมเดลกระดูกด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ผลที่ได้อาจมีความคลาดเคลื่อน มีการสมมติใช้ความหนาแน่นเพียงค่าเดียว แม้ว่ากระดูกจะมีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน เพื่อเป็นการร่นระยะเวลา ลดความยุ่งยากในการประมวลผลของซอฟต์แวร์ และสร้างโมเดลกระดูก ดังนั้นการศึกษาต่อมาได้ตัดปัจจัยเรื่องความหนาแน่นของกระดูกออกไป กำหนดให้กระดูกทึบและกระดูกโปร่งมีความหนาแน่นเท่ากัน (uniform) แต่ความจริงกระดูกโปร่งมีคุณสมบัติเป็นแอนไอโซโทรปิก และมีความหนาแน่นเปลี่ยนโย (bone trabeculae) กระดูกหลายระดับ⁽³⁶⁾

การกำหนดคุณสมบัติของกระดูกให้ค่าใกล้เคียงกับความจริงมากที่สุด การศึกษาขากรรไกรบนและล่างด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ให้ถือว่าเป็นกระดูกโปร่งมีพฤติกรรมเชิงกลที่เปลี่ยนไปในทิศทางตั้งฉากกับแนวระนาบเป็นขั้นตอนขึ้นรูปโมเดลเสมือนความเป็นจริง ผลลัพธ์การตอบสนองต่อแรงที่มากระทำเสมือนกำหนดเป็นแอนไอโซโทรปิก ทั้งนี้การวิเคราะห์แบบจำลองมีรูปแบบแนวคิดที่แตกต่างกันไป ผู้ทำการศึกษาควรทบทวนวรรณกรรมถึงวิธีการ แนวคิด ให้เข้าใจลักษณะทางกายภาพของสิ่งที่ต้องการศึกษา เพื่อลดข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นให้น้อยที่สุด

วิจารณ์และสรุปผล

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นวิธีพิจารณาพฤติกรรมของวัสดุที่นิยมใช้ในขั้นตอนการออกแบบผลิตภัณฑ์ทางวิศวกรรมและอุตสาหกรรม ช่วยลดต้นทุนและเวลาเมื่อเทียบกับการสร้างชิ้นงานเพื่อนำไปทดสอบจริงในห้องปฏิบัติการ หลักการเบื้องต้นของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ คือ แยกวัสดุที่ต้องการศึกษาออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยที่กำหนดรูปแบบความสัมพันธ์ระหว่างเอลิเมนต์ นำสมการทางคณิตศาสตร์มาอธิบายปรากฏการณ์ที่คาดว่าจะเกิดขึ้นภายใต้สภาวะแวดล้อมที่ต้องการศึกษา ผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณขึ้นกับการกำหนดค่าตัวแปรต่าง ๆ ในสมการเป็นสำคัญ ความสามารถในการพยากรณ์เหตุการณ์ของแบบจำลองสภาวะจริงเกี่ยวข้องกับความถูกต้องของการกำหนดค่าตัวแปรที่เลือกใช้

การนำระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ประยุกต์ใช้ในงานทันตกรรมรากเทียม ผู้วิจัยควรมีองค์ความรู้พื้นฐานพฤติกรรมเชิงกล คุณสมบัติทางกายภาพ การจำลองสภาวะแวดล้อมรอบรากเทียม ขั้นตอนการขึ้นรูปแบบจำลองความละเอียด รูปร่างวัสดุ การวิเคราะห์ที่มีความสำคัญทุกขั้นตอน ซึ่งส่งผลต่อข้อมูลที่ได้ นำไปเป็นแนวทางการทดลองในห้องปฏิบัติการจริง หรือทางคลินิกเพื่อให้เกิดการพัฒนาวัสดุ และใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ

การสร้างแบบจำลองให้มีรูปร่าง ลักษณะ และคุณสมบัติที่เหมือนหรือใกล้เคียงกับสภาวะความเป็นจริงของวัสดุ โครงสร้างที่ต้องการศึกษา ทักษะความชำนาญของผู้สร้างแบบจำลอง ประสิทธิภาพของเทคโนโลยีที่ผู้สร้างเลือกใช้ ออกแบบและสร้างแบบจำลองย่อมส่งผลต่อการศึกษา ผู้วิจัยควรนำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ไปตรวจสอบ (validation) กับผลที่ได้จากการทดลองจริงทางห้องปฏิบัติการ เพื่อช่วยยืนยันผลการวิเคราะห์ทำให้ข้อมูลที่ได้มีประสิทธิภาพและน่าเชื่อถือ ดังการศึกษาของ Tiozzi และคณะ⁽³⁸⁾ ใช้วิธีดิจิทัลอิมเมจคอร์เรลชัน (digital image correlation) ตรวจสอบผลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และแบบจำลองสเตรนเกจ (strain gauge) พบว่ามีรูปแบบการกระจายความเครียดคล้ายคลึงกัน แต่มีปริมาณความเครียดที่แตกต่างกันในบางบริเวณ เนื่องจากการกำหนดข้อมูลเข้าในการ

วิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ไม่อาจจำลองสถานการณ์จริงได้ทุกกรณี

ด้วยข้อจำกัดที่กล่าวมา การศึกษาพฤติกรรมของวัสดุด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นเพียงการพยากรณ์หรือการคาดการณ์เบื้องต้นภายใต้สภาวะที่กำหนดเท่านั้น บางการทดลองไม่อาจทดสอบได้จริงทางคลินิกหรือห้องปฏิบัติการ การนำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ไปเป็นแนวทางวางแผนการรักษา ขึ้นกับดุลพินิจของทันตแพทย์แต่ละท่านนำไปประยุกต์ใช้ในสถานการณ์จริง ซึ่งเป็นอีกทางเลือกที่ช่วยให้ประสบผลสำเร็จในการรักษา

เอกสารอ้างอิง

1. Dechaumphai P. *Finite element method in engineering*. 5th ed. Chulalongkorn University Press; 2555: 1-5.
2. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973; 6(5): 443-449.
3. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976; 55(5): 772-777.
4. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res* 2014; 4(3): 200-203.
5. Mohammed SD, Desai H. Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. *J Oral Hyg Health* 2014; 2(5): 1-5.
6. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008; 36(7): 463-471.
7. Sato Y, Shindoi N, Koretake K, Hosokawa R. The effect of occlusal rest size and shape on yield strength. *J Prosthet Dent* 2003; 89(5): 503-507.
8. Grbović A, Mihajlović D. Practical Aspects of Finite Element Method Applications in Dentistry. *Balk J Dent Med* 2017; 21(2): 69-77.
9. Kestel P, Schneyer T, Wartzack S. Feature-based approach for the automated setup of accurate, design-

- accompanying Finite Element Analyses. DS 84: Proceedings of the DESIGN 2016 14th International Design Conference. 2016.
10. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *J Prosthodont Res* 2014; 58(2): 92-101.
 11. Moeen F, Nisar S, Dar N. A step by step guide to Finite Element Analysis in dental implantology. *Pak Oral Dent J* 2014; 34(1): 164-169.
 12. Geng J, Yan W, Xu W. *Application of the finite element method in implant dentistry*. Springer Science & Business Media; 2008: 82-90.
 13. Rao SS. *The finite element method in engineering*. 5th ed. Elsevier; 2010: 53-60.
 14. Desai Shrikar R, Shinde Harshada H. Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry. *Indian J Dent Sci* 2012; 4(1): 60-65.
 15. Gallagher RH. *Finite element analysis: fundamentals*. Prentice-Hall Civil Engineering and Engineering Mechanics Series. 4th ed. Englewood Cliffs: Prentice-Hall; 1975: 1-19.
 16. Chopade SR, Madhav VV, Palaskar J. Finite element analysis: New dimension in prosthodontic research. *J Dent Allied Sci* 2014; 3(2): 85-88.
 17. Chen X, Liu Y. *Finite element modeling and simulation with ANSYS Workbench*: CRC Press. 2014.
 18. Soman P. Mechanical modeling of intraneural ganglion cyst: Master's thesis Michigan Technological University. 2012. Available from: HYPERLINK <http://digitalcommons.mtu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1409&context=etds>. <http://digitalcommons.mtu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1409&context=etds>
 19. Liu Y, Glass G. Effects of Mesh Density on Finite Element Analysis. SAE International Paper. 2013. Available from: HYPERLINK https://www.researchgate.net/publication/262525548_Effects_of_Mesh_Density_on_Finite_Element_Analysis. https://www.researchgate.net/publication/262525548_Effects_of_Mesh_Density_on_Finite_Element_Analysis
 20. Ebrahimi F. *Finite Element Analysis New Trends and Developments*. 2nd ed. Rijeka Croatia, Intech; 2012: 21-47.
 21. Olmsted M, Wall C, Vinyard C, Hylander W. Human bite force: the relation between EMG activity and bite force at a standardized gape. *Am J Phys Anthropol* 2005: WILEY-LISS DIV JOHN WILEY & SONS INC, 111 RIVER ST, HOBOKEN, NJ 07030 USA.
 22. Rangert B, Jemt T. Forces and Moments on Brånemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(3): 241-247.
 23. Mericske-stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(4): 387-396.
 24. Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M. Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(3): 527-537.
 25. Chen J, Li W, Swain MV, Darendeliler MA, Li Q. A periodontal ligament driven remodeling algorithm for orthodontic tooth movement. *J Biomech* 2014; 47(7): 1689-1695.
 26. Dejak B, Młotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2011; 105(2): 115-126.
 27. Geng J-PA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 585-598.
 28. Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dentistry* 2007; 16(3): 270-280.

29. El-Anwar MI, El-Zawahry MM. A three dimensional finite element study on dental implant design. *Genet Eng Biotechnol J* 2011; 9(1): 77-82.
30. Shahmiri R, Das R, Aarts JM, Bennani V. Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture during bilateral loading: Occlusal rests position. *J Prosthet Dent* 2014; 112(5): 1126-1133.
31. Shahmiri R, Das R. Finite element analysis of implant-assisted removable partial dentures: Framework design considerations. *J Prosthet Dent* 2017; 118(2): 177-186 .
32. Nakamura Y, Kanbara R, Ochiai KT, Tanaka Y. A finite element evaluation of mechanical function for 3 distal extension partial dental prosthesis designs with a 3-dimensional nonlinear method for modeling soft tissue. *J Prosthet Dent* 2014; 112(4): 972-980.
33. Cunha LDAP, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dentistry* 2008; 17(3): 278-287.
34. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. Mosby Elsevier; 2008: 130-146.
35. Mavčič B, Antolič V. Optimal mechanical environment of the healing bone fracture/osteotomy. *Int Orthop* 2012; 36(4): 689-695.
36. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol* 2012; 83(1): 111-118.
37. Sato Y, Teixeira R, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three - dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1999; 26(8): 640-643.
38. Tiozzi R, Vasco MA, Lin L, et al. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater J* 2013; 29(7): 788-796.
39. Chen J, Ahmad R, Liw, Swain M, Li Q. Biomechanics os oral mucosa. *J R Soc Interface* 2015; 12(109). 1-20
40. Farah J, Craig R, Meroueh K. Finite element analysis of three - and four - unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989; 16(6): 603-611.
41. Falcón - Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of Cusp Inclination on Stress Distribution in Implant-Supported Prostheses. A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Prosthodont* 2010; 19(5): 381-386.
42. Merdji A, Bouiadjra BB, Achour T, Serier B, Chikh BO, Feng ZO. Stress analysis in dental prosthesis. *Comput mater sci* 2010; 49(1): 126-133.
43. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 95(3): 200-207.
44. Takayama Y, Yamada T, Araki O, Seki T, Kawasaki T. The dynamic behaviour of a lower complete denture during unilateral loads: analysis using the finite element method. *J Oral Rehabil* 2001; 28(11): 1064-1074.