

ผลของชนิดวัสดุครอบฟันต่อการถ่ายทอดความเค้น
และความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมเดี่ยว:
การศึกษานำร่องโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
Effects of Crown Material Type on Stress
and Strain Distributions in Peri-single Implant Bone:
A Pilot Finite Element Study

อังกูร ศักดิ์เรืองแมน¹, ชาย รังสิยากุล², มาริสา สุขพัทธ์³, พิมพ์เดือน รังสิยากุล³
โรงพยาบาลภูเขียวเฉลิมพระเกียรติ จังหวัดชัยภูมิ

²ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
³ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Angkoon Sakruengman¹, Chaiy Rungsiyakull², Marisa Sukapattee³, Pimduen Rungsiyakull³
¹Phukhieo Chaloe Phra Kiat Hospital, Chaiyaphum

²Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chiang Mai University

³Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

ชม. ทันตสาร 2563; 41(3) : 89-103
CM Dent J 2020; 41(3) : 89-103

Received: 9 August, 2019

Revised: 13 November, 2019

Accepted: 18 November, 2019

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษารูปแบบการกระจายความเค้นค่าความเค้นวอนมิซสูงสุด และค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเค้นวอนมิซและค่าความเครียด ของบริเวณกระดูกรอบรากเทียมในรากเทียมเดี่ยวที่มีวัสดุครอบฟันที่แตกต่างกันภายใต้การให้แรงในตำแหน่งต่างๆ

วัสดุและวิธีการ: ให้แรงสบฟันแก่ครอบฟันบนรากเทียมในสองตำแหน่งที่ต่างกัน (ตำแหน่งจุดศูนย์กลางฟันและตำแหน่งห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรในแนว

Abstract

Purpose: To investigate stress distribution pattern, maximum von Mises stress and volume average values of von Mises stress and strain around peri-implant bone on a single crown implant with different crown materials under various loading locations.

Material and Method: Two different occlusal loading locations (central fossa and 2-mm offset

Corresponding Author:

พิมพ์เดือน รังสิยากุล

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร., ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 50200

Pimduen Rungsiyakull

Assistant Professor; Dr., Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University,
Chiang Mai 50200, Thailand

E-mail: pimduen.rungsiyakull@cmu.ac.th

ราบ) และกำหนดคุณสมบัติของวัสดุครอบฟันแตกต่างกัน 5 ชนิด (เซรามิก โลหะทองผสม ไฮบริดเซรามิก (VITA ENAMIC®) เรซินอะคริลิก และพอลิอีเทอร์อีเทอร์คีโตน) ถูกนำมาพิจารณาเพื่อทำการศึกษาระบายความเค้นและความเครียดที่ถูกถ่ายทอดจากครอบฟันผ่านรากเทียมไปยังกระดูกรอบรากเทียม ทำการสร้างแบบจำลองรากเทียมและกระดูกและให้แรงกดลักษณะตั้งฉากกับพื้นผิว ปริมาณ 200 นิวตัน ใช้โปรแกรมอะบาคัสในการวิเคราะห์รูปแบบการกระจายความเค้น ค่าความเค้นวอนมิชสูงสุดและค่าความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมโดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ผลการทดลอง: พบว่าวัสดุครอบฟันทุกชนิดทำให้เกิดรูปแบบการกระจายความเค้นที่คล้ายคลึงกัน ซึ่งความเค้นและความเครียดที่มากกว่าจะกระจายอยู่บริเวณกระดูกทึบโดยรอบคอของรากเทียม รูปแบบการกระจายความเค้นจะแตกต่างกันเมื่อมีตำแหน่งให้แรงที่ต่างกัน กลุ่มที่ให้แรงตำแหน่งห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรในแนวราบพบความเครียดสะสมที่บริเวณคอของรากเทียมรวมไปถึงค่าความเค้นวอนมิชสูงสุดและค่าความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมมากกว่ากลุ่มที่ให้แรงที่ตำแหน่งจุดศูนย์กลาง ในส่วนของวัสดุครอบฟันที่แตกต่างกันนั้นให้ค่าความเค้นวอนมิชสูงสุดและความเครียดที่ไม่แตกต่างกัน

สรุปผล: ภายใต้ขอบเขตการศึกษานี้พบว่าตำแหน่งการให้แรงมีผลต่อความเค้นและความเครียดบริเวณกระดูกรอบรากเทียมเดียว โดยตำแหน่งแรงที่มีระยะห่างจากแนวแกนฟันมากขึ้นจะยิ่งทำให้เกิดความเค้นและความเครียดมากเมื่อเทียบกับการให้แรงในแนวแกนที่จุดศูนย์กลาง ชนิดวัสดุครอบฟันไม่มีผลต่อความเค้นและความเครียดบริเวณกระดูกรอบรากเทียม

คำสำคัญ: วัสดุครอบฟัน ความเค้นและความเครียด กระดูกรอบรากเทียม รากเทียมเดี่ยว ตำแหน่งการให้แรง

horizontally) and five different material properties (ceramic, gold alloy, hybrid ceramic, resin acrylic and polyetheretherketone) of a single crown were taken into account to explore stress and strain transferred from the crown to the surrounding bone through the implant. Bone-implant models were constructed and loaded under an axial compressive force of 200 N. Abaqus program was used to analyze stress distribution pattern, maximum von Mises stress, and strain in the peri-implant bone using finite element method.

Results: Similar stress distribution pattern was presented in all groups, which greater stress and strain were concentrated around cortical bone at the neck of the implant. Different loading locations affected stress distribution pattern. The 2-mm offset loading presented higher stress concentration at the neck of the implant and greater von Mises stress and strain values around peri-implant bone than the central fossa loading. No differences of von Mises stress and strain values around peri-implant bone were found when loaded the crown with different material properties.

Conclusion: Within the limitation of this study, loading location influenced the stress distribution pattern around the peri-implant bone of the single crown implant. Off-axis loading tends to increase stress and strain values compared to the central fossa loading. Crown materials were not affected the stress and strain values around the peri-implant bone.

Keywords: crown material, stress and strain, peri-implant bone, single implant, loading location

บทนำ

ทางเลือกหนึ่งของการรักษาทดแทนฟันที่สูญเสียไปคือการฝังรากเทียม โดยรากเทียมมีข้อดีหลายประการกล่าวคือไม่ทำให้สูญเสียเนื้อฟันข้างเคียง มีความสวยงามและสามารถรักษากระดูกเข้าฟันให้ไม่เกิดการสลายตัวได้ เมื่อฝังรากเทียมไปแล้วจำเป็นต้องรอให้เกิดกระดูกเชื่อมประสาน (osseointegration) ที่ดี โดยกระบวนการหายของแผลหลังฝังรากเทียมที่สำคัญขั้นตอนหนึ่งคือ การปรับรูปกระดูก (bone remodeling) รอบรากเทียมที่เกิดได้ทั้งการสร้างกระดูก (bone formation) หรือสลายตัวของกระดูก (bone resorption) ซึ่งส่งผลต่อการเกิดกระดูกเชื่อมประสานโดยตรง⁽¹⁾ ปริมาณแรงที่มากกระทำต่อรากเทียมส่งผลโดยตรงต่อกระบวนการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียม^(2,3) ปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อแรงที่กระทำต่อรากเทียมและถ่ายทอดลงสู่กระดูกรอบรากเทียมคือ วัสดุที่ใช้สร้างครอบฟัน ซึ่งมีคุณสมบัติเฉพาะตัวที่ต่างกัน เช่น สมบัติเชิงกล (mechanical properties) ที่เกี่ยวข้องกับพฤติกรรมของวัสดุเมื่อมีแรงมากกระทำ เมื่อวัสดุได้รับแรงกระทำจากภายนอกจะเกิดแรงภายในต้านทานแรงกระทำจากภายนอกนั้น สมบัติเชิงกลส่วนมากจะมีความสัมพันธ์กับความเค้น (stress) และความเครียด (strain) ซึ่งความเค้นหมายถึงแรงต้านทานภายในของวัสดุที่พยายามต้านทานแรงภายนอกที่มากกระทำเพื่อไม่ให้วัสดุเปลี่ยนแปลงขนาดและรูปร่าง⁽⁴⁾ ในส่วนความเครียดหมายถึงการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุ เมื่อมีแรงภายนอกมากกระทำซึ่งการเปลี่ยนรูปร่างของวัสดุนี้เป็นผลมาจากการเปลี่ยนความยาวต่อหน่วยของเนื้อวัสดุ⁽⁴⁾ (extension per unit length of material) นอกจากนี้วัสดุแต่ละชนิดยังมีมอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ที่แตกต่างกันซึ่งสัมพันธ์กับระดับความแข็งแรงของวัสดุ (stiffness) และพฤติกรรมในการรับแรงของวัสดุ⁽⁵⁾ จากการศึกษาการถ่ายทอดแรงลงสู่รากเทียมผ่านครอบฟันที่ทำจากวัสดุต่างชนิดกัน พบว่าวัสดุบางชนิดเช่น เรซินอะคริลิกซึ่งมีคุณสมบัติในการดูดซับแรงได้ดีทำให้รากเทียมได้รับแรงที่ลดลงเมื่อเทียบกับวัสดุอื่นๆ เช่น ทอง เซรามิกร่วมกับโลหะและพอร์ซเลน⁽⁶⁾ จึงมีการแนะนำให้ใช้วัสดุเรซินอะคริลิกเป็นครอบฟันเฉพาะกาลและใช้ในกรณีที่ต้องการให้แรงบนรากเทียมแบบก้าวหน้า (progressive loading)^(7,8) มีการศึกษาพบการกระจายแรงลงสู่กระดูกรอบรากเทียมอย่างสม่ำเสมอมากกว่า ส่งผลให้เกิดความเครียดบริเวณกระดูก

รอบรากเทียมที่ลดลงในวัสดุครอบฟันเรซินอะคริลิกเทียบกับวัสดุพอร์ซเลน⁽⁹⁾ และมีรายงานพบความเค้นมากที่สุดบริเวณกระดูกที่รองรับรากเทียมที่ทำครอบฟันด้วยโลหะผสมทองและพอร์ซเลน และความเค้นลดลงร้อยละ 25 และ 15 เมื่อวัสดุครอบฟันคือเรซินอะคริลิกและเรซินคอมโพสิตที่เสริมความแข็งแรงตามลำดับ⁽¹⁰⁾ อย่างไรก็ตามก็ยังคงมีการศึกษาที่แสดงค่าแรงเค้นของครอบฟันวัสดุชนิดต่างๆ บนรากเทียมที่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ^(11,12) เนื่องจากการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียมขึ้นกับแรงที่มากกระทำ⁽³⁾ ที่อาจมีความเกี่ยวข้องกับวัสดุที่ใช้สร้างครอบฟันบนรากเทียมซึ่งในปัจจุบันการศึกษาเกี่ยวกับผลของวัสดุครอบฟันต่อการถ่ายทอดความเค้นและความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมยังพบได้น้อยและมีผลการศึกษาขัดแย้งอยู่ปรากฏดังที่กล่าวมาข้างต้น การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษารูปแบบการกระจายความเค้น และค่าเฉลี่ยโดยปริมาตร (volume average) ของค่าความเค้นและความเครียดของกระดูกรอบรากเทียมที่ถูกบูรณะด้วยวัสดุครอบฟันชนิดต่างๆ โดยพิจารณาาร่วมกับจุดสบตำแหน่งต่างๆ ที่ทำให้แรงลงในและนอกแนวแกนฟันโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นวิธีการศึกษา เพื่อนำผลเกี่ยวกับการกระจายความเค้นและความเครียดที่ได้เป็นข้อมูลเบื้องต้นเพื่อช่วยทำนายรูปแบบการปรับรูปกระดูกได้ในการศึกษาต่อไป อันอาจนำไปสู่แนวคิดประกอบการวางแผนการรักษาในแง่ของการเลือกวัสดุวัสดุร่วมกับการกำหนดจุดสบฟันเพื่อให้เกิดการถ่ายทอดแรงสู่กระดูกและการกระตุ้นให้เกิดการปรับรูปกระดูกที่เหมาะสมตามมา

วัสดุและวิธีการวิจัย

เพื่อศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงวัสดุครอบฟันต่อการกระจายความเค้นและความเครียดบริเวณกระดูกรอบรากเทียมด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์โดยใช้แบบจำลองดิจิทัลของฟันกรามน้อยล่างซี่ที่ 1 ที่มีวัสดุครอบฟันชนิดต่างกัน

การเตรียมแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

สร้างแบบจำลองสามมิติโดยใช้วัสดุซีฟิ่งออกมาเป็นชิ้นงานของครอบฟันกรามน้อยล่างซี่ที่ 1 โดยมีความชันด้านสบฟัน 30 องศา แล้วนำไปประกอบกับรากเทียมยี่ห้อสตรอแมนรุ่นเอสแอลเอ (Straumann® SLA regular-platform, Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) และ

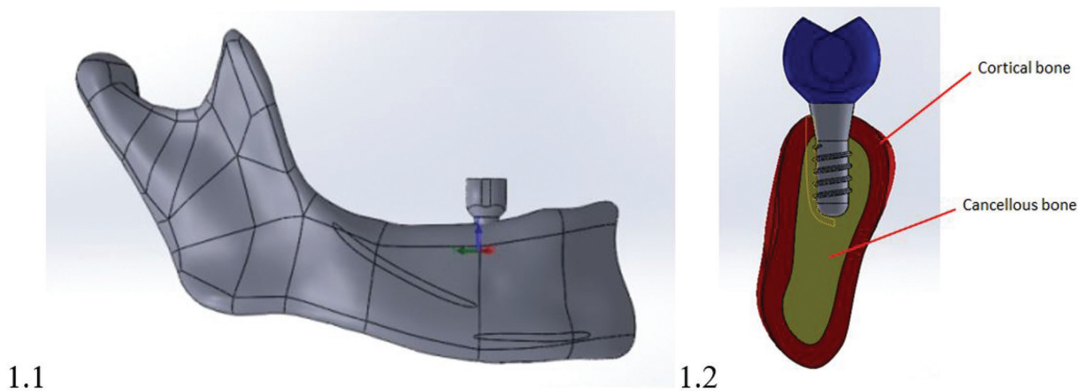
หลักยึดรากเทียมยี่ห้อสตรอแมน รุ่นความสูง 5.5 มิลลิเมตร (Straumann RN synOcta[®] Cementable Abutment, Institut Straumann, Basel, Switzerland)

วาดแบบจำลองให้มีมิติต่าง ๆ ที่ถูกต้องโดยใช้โปรแกรมโซลิดเวิร์ค รุ่น 2015 (Software Solid Works Version 2015 Dassault System, FRANCE) เพื่อสร้างแฟ้มข้อมูลดิจิทัลของแบบจำลองที่ประกอบไปด้วยครอบฟันที่มีความชันของปุ่มยอดฟัน 30 องศาบนหลักยึดรากเทียมที่ต่อกับส่วนรากเทียม บันทึกแบบจำลองที่วาดเสร็จแล้วในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์นามสกุลเอสแอลดีพีอาร์ที (.SLDPRT file) และรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์นามสกุลพาราโซลิด (Parasolid .xt file) ประกอบแบบจำลอง (assembly) เข้ากับแฟ้มแบบจำลองขากรรไกรล่างซึ่งประกอบไปด้วยกระดูกสองชนิดคือ กระดูกทึบ (cortical bone) และกระดูกโปร่ง (spongy bone) ตามแบบจำลองของ Rungsiyakull และคณะในปี 2011⁽¹³⁾ (รูปที่ 1.1) จากนั้นทำการตัดแบบจำลองบริเวณกระดูกขากรรไกรให้ห่างจากรากเทียมออกไปด้านละ 10 มิลลิเมตร พร้อมทั้งสร้างบริเวณรอบรากเทียมเป็นรูปทรงกระบอกหุ้มรากเทียมห่างจากพื้นผิวโดยรอบ 1 มิลลิเมตรครึ่งด้านแก้ม (buccal) ทั้งกระดูกทึบและกระดูกโปร่ง (รูปที่ 1.2) เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ผลการทดลอง

การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ

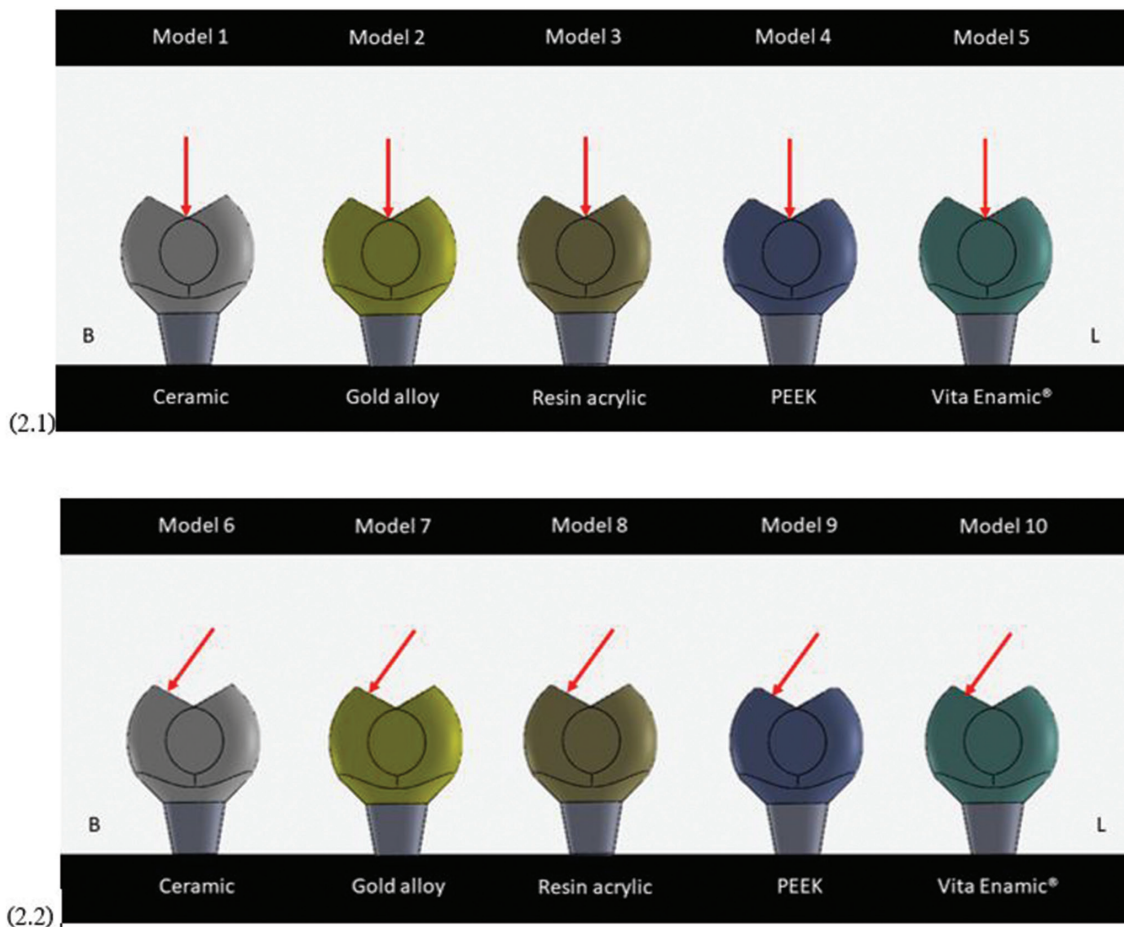
แบ่งแบบจำลองตามชนิดของวัสดุครอบฟัน 5 ชนิด คือ โลหะทองผสม (gold alloy) เซรามิก (ceramic) ไฮบริดเซรามิก (hybrid ceramic) เรซินอะคริลิก (resin acrylic) และ พอลิอีเทอร์อีเทอร์คีโตน (polyether ether ketone: PEEK) โดยให้แรงโหลดบริเวณด้านสบฟันโดยทำการศึกษาในปุ่มฟันด้านแก้ม (buccal cusp) ที่มีความชันด้านสบฟัน 30 องศา โดยให้แรง 2 ตำแหน่ง คือ ตำแหน่งจุดกึ่งกลางฟัน และตำแหน่ง 2 มิลลิเมตรจากจุดกึ่งกลางฟันมาทางปุ่มฟันด้านแก้ม ดังนั้นจึงมีแบบจำลองที่ทำการศึกษาารวมเป็น 10 แบบจำลอง

การกำหนดขอบเขตและแรงกระทำ (boundary condition and load) ที่บริเวณรอบรากเทียมเป็นรูปทรงกระบอกหุ้มรากเทียมห่างจากพื้นผิวโดยรอบ 1 มิลลิเมตรครึ่งด้านแก้ม เพื่อประเมินรูปแบบการกระจายความเค้นและค่าความเค้นวอนมิชสูงสุด (maximum von Mises stress) รวมไปถึงค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้นในกระดูกบริเวณที่สนใจ กำหนดให้แรงคงที่ปริมาณ 200 นิวตัน ทิศทางตั้งฉากกับพื้นผิวโดยมีลักษณะการให้แรงสบฟันเป็นแบบจุดสัมผัสโดยมีตำแหน่งสบที่จุดศูนย์กลางฟันในแบบจำลองที่ 1-5 และตำแหน่ง 2 มิลลิเมตรจากจุดกึ่งกลางฟันมาทางปุ่มฟันด้านแก้มในแบบจำลองที่ 6-10 ดังรูปที่ 2



รูปที่ 1 1.1 การประกอบแบบจำลองรากเทียมเข้ากับแฟ้มแบบจำลองขากรรไกรล่าง
1.2 บริเวณรอบรากเทียมเป็นรูปทรงกระบอกหุ้มรากเทียมห่างจากพื้นผิวโดยรอบ 1 มิลลิเมตรครึ่งด้านแก้มทั้งกระดูกทึบและกระดูกโปร่ง

Figure 1 1.1 Single implant model assemble with mandible
1.2 Cortical and cancellous bone in buccal half of cylindrical shape of peri-implant 1 mm. around implant



รูปที่ 2 แบบจำลอง (2.1) แบบจำลองครอบฟันที่สร้างจากวัสดุชนิดต่างๆ ที่ให้แรงที่จุดศูนย์กลางฟัน (2.2) แบบจำลองครอบฟันที่สร้างจากวัสดุชนิดต่างๆ ที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลางฟัน 2 มิลลิเมตร

Figure 2 Model (2.1) Center load on different crown material models (2.2) Offset load 2 mm. on different crown materials models

ใช้โปรแกรมอะบาคัส (ABAQUS 6.13, SIMULIA, Providence, RI, USA) กำหนดจุดเชื่อมความสัมพันธ์แต่ละองค์ประกอบย่อย (mesh element) เป็นรูปร่างทรงพีระมิดฐานสามเหลี่ยม (tetrahedral) กำหนดคุณสมบัติเชิงกลให้มีความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของวัสดุเป็นลักษณะเชิงเส้น (linear analysis) แต่ละบริเวณของวัสดุมีพฤติกรรมการตอบสนองเชิงกลเหมือนกันโดยตลอด (isotropic and homogenous) กำหนดการสัมผัสกันของพื้นผิววัสดุซึ่งเกิดขึ้นในลักษณะแบบสนิทพอดี้ (tied contact) และไม่มีการเคลื่อนขยับ ยกเว้นในส่วนสัมผัสระหว่างรากเทียมกับกระดูกที่มีการสัมผัสกันแบบเคลื่อนขยับได้โดยมีค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานเท่ากับ 0.3⁽¹⁴⁾

กำหนดค่าคุณสมบัติเฉพาะตัวของวัสดุ (materials parameter) โดยกำหนดค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น และค่า

อัตราส่วนปัวซอง (Poisson's Ratio) ของวัสดุครอบฟัน ส่วนประกอบของรากเทียม ได้แก่ หลักรากเทียม รากเทียม และเนื้อเยื่อกระดูกทึบ กระดูกโปร่งโดยอ้างอิงจากการศึกษาที่เกี่ยวข้อง ดังตารางที่ 1

การวิเคราะห์ข้อมูล

พิจารณาค่าต่างๆ รอบรากเทียมเป็นรูปทรงกระบอกหุ้มรากฟันเทียมห่างจากพื้นผิวโดยรอบ 1 มิลลิเมตรครึ่งด้านแก้ม ทั้งกระดูกทึบและกระดูกโปร่ง ได้แก่ (1) ความเค้นวอนมิสเชสสูงสุด (2) รูปแบบการกระจายความเค้น (3) ค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเค้นและความเครียดเปรียบเทียบค่าความเค้นสูงสุดวอนมิส ค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเค้นและความเครียดด้วยสถิติเชิงพรรณนา

ตารางที่ 1 คุณสมบัติวัสดุที่เป็นพารามิเตอร์ในการวิเคราะห์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Table 1 Materials properties analyzed in finite element method

วัสดุ	มอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (GPa)	อัตราส่วนปัวซอง
รากเทียมไทเทเนียม	110 ^(20,32,33)	0.35 ^(13,20)
เซรามิก	63 ⁽¹³⁾	0.33 ⁽¹³⁾
โลหะทองผสม	96.53 ⁽³⁴⁾	0.40 ⁽³⁴⁾
เรซินอะคริลิก	2.2 ⁽³³⁾	0.31 ⁽³³⁾
พอลิอีเทอร์อีเทอร์คีโตน	3.6 ⁽³⁵⁾	0.4 ⁽³⁵⁾
VITA ENAMIC®	37.95 ⁽³⁶⁾	0.23 ⁽³⁶⁾
กระดูกทึบ	13.7 ⁽¹³⁾	0.30 ⁽¹³⁾
กระดูกโปร่ง	1.37 ⁽¹³⁾	0.30 ⁽¹³⁾

ผลการทดลอง

ค่าความเค้นวอนมิช ความเครียดและรูปแบบการกระจายความเค้นในกระดูกรอบรากเทียมเปรียบเทียบระหว่างการให้แรงตำแหน่งที่ต่างกัน

ในกระดูกทึบการกระจายความเค้นจะแตกต่างกันเมื่อมีตำแหน่งให้แรงที่ต่างกัน โดยความเค้นจะกระจายอยู่ที่กระดูกทึบด้านที่ให้แรงนอกแนวแกน เมื่อพิจารณากระดูกทึบตามลักษณะการให้แรงพบว่าความเค้นและความเครียดของกระดูกที่ครอบรากเทียมในกลุ่มที่ให้แรงตำแหน่งห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร จะมากกว่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางตามลำดับ ในขณะที่ในกระดูกโปร่งจะมีความแตกต่างระหว่างค่าความเค้นและความเครียดได้ไม่ชัดเจนเท่าในกระดูกทึบระหว่างทั้งสองตำแหน่งการให้แรง โดยกลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรจะมีค่าความเค้นและความเครียดมากกว่า ดังรูปที่ 3 และรูปที่ 4

ค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของค่าความเค้นวอนมิช

ในกระดูกทึบพบว่าค่าความเค้นเฉลี่ยโดยปริมาตรของกลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรซึ่งมีค่าประมาณ 26 เมกะปาสคาล จะมีค่ามากกว่ากลุ่มที่ให้แรงที่จุดศูนย์กลางซึ่งมีค่าประมาณ 4.6 เมกะปาสคาล โดยกลุ่มที่ให้แรงที่จุดศูนย์กลางมีค่าความเค้นที่น้อยกว่ากลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรประมาณ 5 เท่า

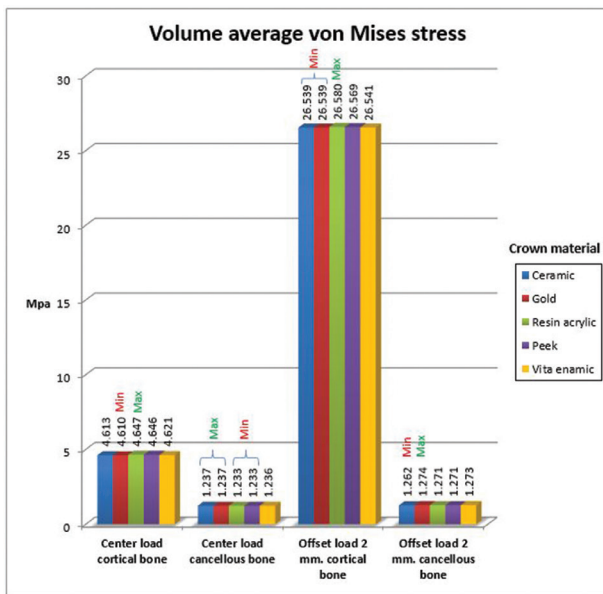
ในกระดูกโปร่งพบว่าค่าความเค้นเฉลี่ยโดยปริมาตรของทั้งสองตำแหน่งการให้แรงมีค่าที่ใกล้เคียงกันคือประมาณ 1.2 เมกะปาสคาล อย่างไรก็ตามกลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรมีค่าโดยรวมมากกว่า

จากการศึกษาความเค้นที่มีรายงานทางคลินิกที่ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงของกระดูกทึบพบว่าค่าความเค้นที่ทำให้การรักษาสภาพสมดุลของกระดูกอย่างเหมาะสมมีค่าอยู่ที่ช่วงไม่เกิน 40 เมกะปาสคาลและกระดูกจะเริ่มมีการสูญสลายเมื่อมีค่าความเค้นในช่วงประมาณ 50 เมกะปาสคาลขึ้นไป⁽¹⁵⁾ ซึ่งจากผลการทดลองในการศึกษานี้ไม่พบค่าความเค้นเฉลี่ยโดยปริมาตรเกินค่าวิกฤติดังกล่าว

ค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของค่าความเครียด

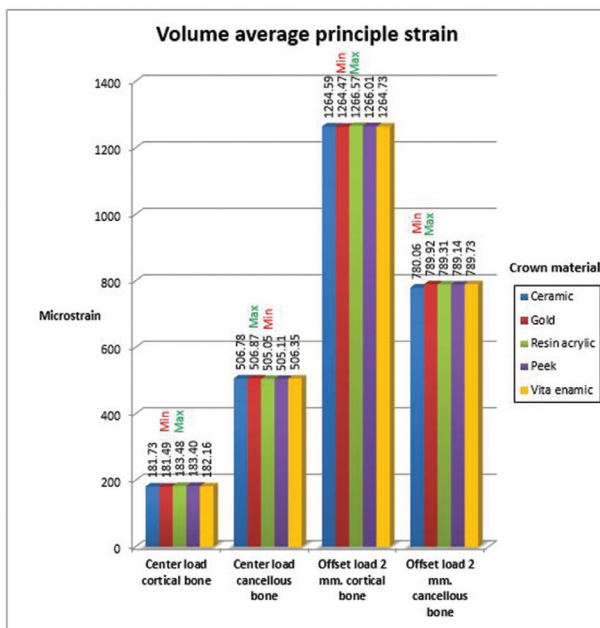
ในกระดูกทึบพบว่าค่าความเครียดเฉลี่ยโดยปริมาตรของกลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรซึ่งมีค่าประมาณ 1,200 ไมโครสเตรน มีค่ามากกว่ากลุ่มที่ให้แรงที่จุดศูนย์กลางซึ่งมีค่าประมาณ 180 ไมโครสเตรน โดยกลุ่มที่ให้แรงที่จุดศูนย์กลางมีค่าความเครียดน้อยกว่ากลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรประมาณ 7 เท่า

ในกระดูกโปร่งพบว่าค่าความเครียดเฉลี่ยโดยปริมาตรของกลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรซึ่งมีค่าประมาณ 790 ไมโครสเตรน มีค่ามากกว่าที่จุดศูนย์กลางซึ่งมีค่าประมาณ 500 ไมโครสเตรน โดยมีค่ามากกว่าประมาณ 0.6 เท่า



รูปที่ 3 ค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเค้นวอนมิซที่กระดูกรอบรากเทียมในวัสดุครอบฟันต่าง ๆ เมื่อให้แรงที่ตำแหน่งต่างกัน

Figure 3 Volume average von Mises stress in peri-implant bone with different load location and crown materials



รูปที่ 4 ค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเครียดที่กระดูกรอบรากเทียมในวัสดุครอบฟันต่าง ๆ เมื่อให้แรงที่ตำแหน่งต่างกัน

Figure 4 Volume average principle strain in peri-implant bone with different load location and crown materials

รูปแบบการกระจายความเค้นในกระดูกรอบรากเทียมในวัสดุครอบฟันชนิดต่าง ๆ จำแนกตามแต่ละตำแหน่งการให้แรง กลุ่มให้แรงที่จุดศูนย์กลาง

จากการให้แรงที่จุดศูนย์กลางครอบฟันพบว่ารูปแบบการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นมีความคล้ายคลึงกันในทุกแบบจำลองวัสดุครอบฟันโดยค่าความเค้นกระจายอยู่บริเวณขอบบนของกระดูกทึบบริเวณรอบรากเทียม ซึ่งเป็นบริเวณที่พบค่าความเค้นวอนมิซสูงสุดซึ่งมีค่าอยู่ในช่วง 16-19 เมกะปาสคาล นอกจากนี้ยังพบการกระจายความเค้นค่าในช่วง 6-10 เมกะปาสคาลไปยังส่วนปลายรากเทียมบริเวณที่อยู่ในกระดูกโปร่งได้บ้าง อีกทั้งยังพบค่าความเค้นในช่วง 8-10 เมกะปาสคาลบริเวณรอยต่อระหว่างกระดูกทึบและกระดูกโปร่ง กระดูกโปร่งรอบเกลียวของรากเทียมพบความเค้นได้เท่า ๆ กันทั้งด้านแก้มและด้านลิ้นโดยมีค่าอยู่ในช่วง 3-4 เมกะปาสคาล ดังรูปที่ 5

กลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร

กลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรจะพบความแตกต่างของรูปแบบการกระจายความเค้นจากกลุ่มที่ให้แรงที่จุดศูนย์กลาง โดยจะพบความเค้นจำนวนมากกระจายที่บริเวณกระดูกทึบด้านแก้มโดยเฉพาะบริเวณขอบบนจะมีการกระจายความเค้นมากที่สุดซึ่งพบค่าความเค้นวอนมิซสูงสุดที่ตำแหน่งนี้โดยมีค่าอยู่ในช่วง 80-104 เมกะปาสคาลในกระดูกโปร่งพบการกระจายความเค้นมีค่าอยู่ในช่วง 6-22 เมกะปาสคาลไปทางปลายรากเทียมด้านลิ้น นอกจากนี้พบการกระจายความเค้นในกระดูกโปร่งฝั่งด้านลิ้นโดยมีค่าอยู่ในช่วง 6-15 เมกะปาสคาลซึ่งมากกว่าด้านแก้มที่มีค่าอยู่ในช่วง 0.2-4 เมกะปาสคาลซึ่งตรงข้ามกับลักษณะการกระจายความเค้นที่พบในกระดูกทึบ ดังรูปที่ 6

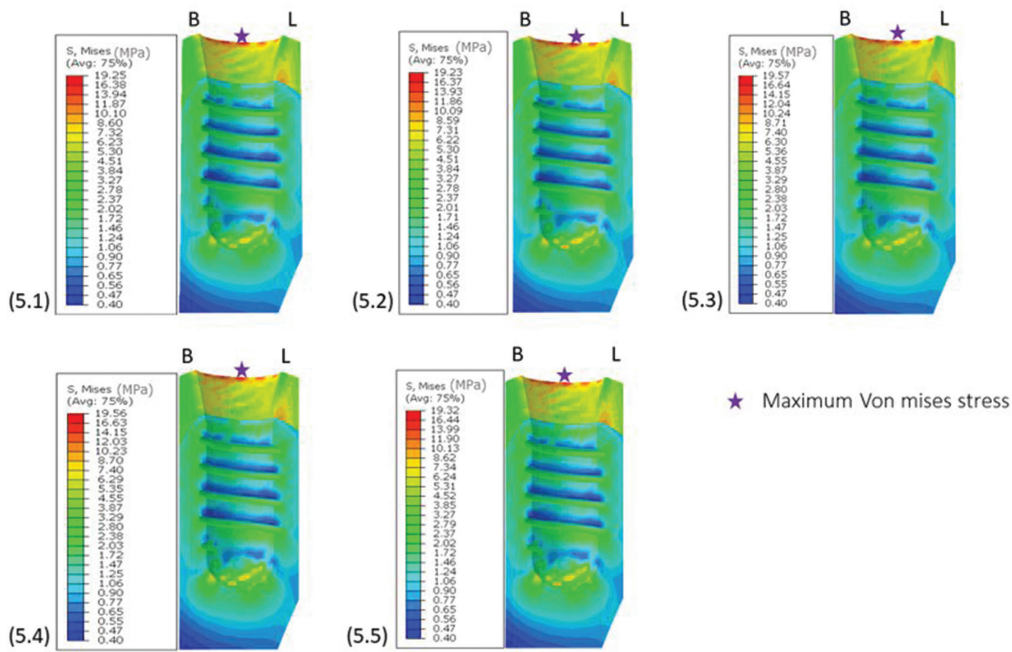
ค่าความเค้นวอนมิซ ความเครียดและรูปแบบการกระจายความเค้น ในกระดูกรอบรากเทียมเปรียบเทียบระหว่างวัสดุครอบฟันชนิดต่าง ๆ

วัสดุครอบฟันต่างชนิดกันทำให้เกิดการกระจายความเค้นที่คล้ายคลึงกันและให้ค่าความเค้นและความเครียดที่ใกล้เคียงกันมาก

ค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของค่าความเค้นวอนมิซและค่าความเครียด

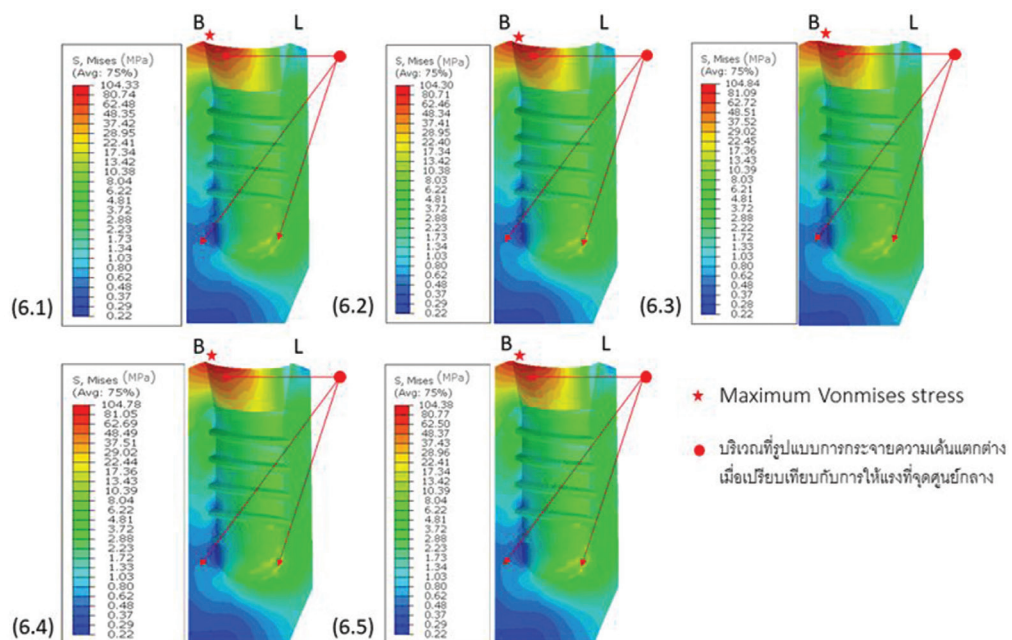
กลุ่มให้แรงที่จุดศูนย์กลาง

พบว่าในกระดูกทึบมีค่าความเค้นเฉลี่ยโดยปริมาตรที่มากกว่าในกระดูกโปร่ง โดยในกระดูกทึบค่าเฉลี่ยโดยปริมาตร



รูปที่ 5 รูปแบบการกระจายความเค้นในกระดูกรอบรากเทียมเมื่อให้แรงที่จุดศูนย์กลางในวัสดุครอบฟันชนิดต่างๆ (5.1) วัสดุเซรามิก (5.2) วัสดุโลหะทองผสม (5.3) วัสดุเรซินอะคริลิก (5.4) วัสดุพอลิเอเทอร์อีเทอร์อีโตน (5.5) วัสดุไฮบริดเซรามิก (VITA ENAMIC®)

Figure 5 Stress distribution pattern in peri-implant bone with center load of different crown materials (5.1) ceramic (5.2) gold alloy (5.3) resin acrylic (5.4) polyetherketoneketone (5.5) hybrid ceramic (VITA ENAMIC®)



รูปที่ 6 รูปแบบการกระจายความเค้นในกระดูกรอบรากเทียมเมื่อให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรในวัสดุครอบฟันชนิดต่างๆ (6.1) วัสดุเซรามิก (6.2) วัสดุโลหะทองผสม (6.3) วัสดุเรซินอะคริลิก (6.4) วัสดุพอลิเอเทอร์อีเทอร์อีโตน (6.5) วัสดุไฮบริดเซรามิก (VITA ENAMIC®)

Figure 6 Stress distribution pattern in peri-implant bone with offset load 2 mm. of different crown materials (5.1) ceramic (5.2) gold alloy (5.3) resin acrylic (5.4) polyetherketoneketone (5.5) hybrid ceramic (VITA ENAMIC®)

ของค่าความเค้นวอนมิชของวัสดุครอบแต่ละชนิดมีค่าที่ใกล้เคียงกัน อย่างไรก็ตามพบว่าในค่าที่ใกล้เคียงกันนั้น ในวัสดุเรซินอะคริลิกจะให้ค่าที่มากที่สุดเท่ากับ 4.647 เมกะปาสคาลและโลหะทองผสมให้ค่าที่น้อยที่สุดเท่ากับ 4.610 เมกะปาสคาล

ในส่วนของกระดูกโปร่งค่าความเค้นเฉลี่ยโดยปริมาตรของค่าความเค้นวอนมิชในวัสดุครอบแต่ละประเภทมีค่าที่ใกล้เคียงกันเช่นเดียวกับที่พบในกระดูกทึบ โดยวัสดุครอบที่ให้ค่าความเค้นสูงที่สุดคือเซรามิกและทองผสมซึ่งมีค่าที่ใกล้เคียงกันมากที่สุดเท่ากับ 1.237 เมกะปาสคาล ส่วนวัสดุครอบที่ให้ค่าความเค้นน้อยที่สุดคือวัสดุเรซินอะคริลิกและพอลิอีเทอร์อีเทอร์คีโตนซึ่งมีค่าที่ใกล้เคียงกันมากที่สุดเท่ากับ 1.233 เมกะปาสคาล

การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นมีความคล้ายคลึงกันในทุกแบบจำลองวัสดุครอบฟัน ดังรูปที่ 5

ในส่วนของค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเครียดพบว่าในกระดูกทึบมีค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเครียดที่น้อยกว่าในกระดูกโปร่ง โดยในกระดูกทึบค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเครียดของวัสดุครอบแต่ละชนิดมีค่าที่ใกล้เคียงกัน อย่างไรก็ตามพบว่าในค่าที่ใกล้เคียงกันนั้น ในวัสดุเรซินอะคริลิกจะให้ค่าที่มากที่สุดเท่ากับ 183.48 ไมโครสเตรน และวัสดุทองผสมให้ค่าที่น้อยที่สุดเท่ากับ 181.49 ไมโครสเตรน

ในส่วนของกระดูกโปร่งค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเครียดในวัสดุครอบแต่ละประเภทมีค่าที่ใกล้เคียงกันเช่นเดียวกับที่พบในกระดูกทึบ โดยวัสดุครอบที่ให้ค่าความเครียดสูงที่สุดคือวัสดุทองผสมมีค่าเท่ากับ 506.87 ไมโครสเตรน ส่วนวัสดุครอบที่ให้ค่าความเครียดน้อยที่สุดคือวัสดุเรซินอะคริลิกซึ่งมีค่าเท่ากับ 505.05 ไมโครสเตรน

กลุ่มที่ให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร

พบว่าในกระดูกทึบมีค่าความเค้นเฉลี่ยโดยปริมาตรที่มากกว่าในกระดูกโปร่ง โดยในกระดูกทึบค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของค่าความเค้นวอนมิชของวัสดุครอบแต่ละชนิดมีค่าที่ใกล้เคียงกัน อย่างไรก็ตามพบว่าในค่าที่ใกล้เคียงกันนั้น ในวัสดุเรซินอะคริลิกจะให้ค่าที่มากที่สุดเท่ากับ 26.580 เมกะปาสคาลและโลหะทองผสมและเซรามิกให้ค่าที่น้อยที่สุดเท่ากับ 26.539 เมกะปาสคาล

ในส่วนของกระดูกโปร่งค่าความเค้นเฉลี่ยโดยปริมาตรของค่าความเค้นวอนมิชในวัสดุครอบแต่ละประเภทมีค่าที่ใกล้เคียงกันเช่นเดียวกับที่พบในกระดูกทึบ โดยวัสดุครอบที่ให้ค่าความเครียดสูงที่สุดคือวัสดุทองผสมซึ่งเท่ากับ 789.92 ไมโครสเตรนส่วนวัสดุครอบที่ให้ค่าความเครียดน้อยที่สุดคือวัสดุเรซินอะคริลิกซึ่งเท่ากับ 780.06 ไมโครสเตรน

เคียงกันเช่นเดียวกับที่พบในกระดูกทึบ โดยวัสดุครอบที่ให้ค่าความเค้นสูงที่สุดคือโลหะทองผสมซึ่งมีค่า 1.274 เมกะปาสคาล ส่วนวัสดุครอบที่ให้ค่าความเค้นน้อยที่สุดคือวัสดุเซรามิกมีค่าเท่ากับ 1.262 เมกะปาสคาล

การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นมีรูปแบบความคล้ายคลึงกันในทุกแบบจำลองวัสดุครอบฟัน ในแต่ละตำแหน่งการให้แรง ดังรูปที่ 6

ในส่วนของค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเครียดพบว่าในกระดูกทึบมีค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเครียดที่มากกว่าในกระดูกโปร่ง โดยในกระดูกทึบค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเครียดของวัสดุครอบแต่ละชนิดมีค่าที่ใกล้เคียงกัน อย่างไรก็ตามพบว่าในค่าที่ใกล้เคียงกันนั้น ในวัสดุเรซินอะคริลิกจะให้ค่าที่มากที่สุดเท่ากับ 1266.57 ไมโครสเตรนและวัสดุทองผสมให้ค่าที่น้อยที่สุดเท่ากับ 1264.47 ไมโครสเตรน

ในส่วนของกระดูกโปร่งค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเครียดในวัสดุครอบแต่ละประเภทมีค่าที่ใกล้เคียงกันเช่นเดียวกับที่พบในกระดูกทึบ โดยวัสดุครอบที่ให้ค่าความเครียดสูงที่สุดคือวัสดุทองผสมซึ่งเท่ากับ 789.92 ไมโครสเตรนส่วนวัสดุครอบที่ให้ค่าความเครียดน้อยที่สุดคือวัสดุเรซินอะคริลิกซึ่งเท่ากับ 780.06 ไมโครสเตรน

แสดงค่าเฉลี่ยโดยปริมาตรของความเค้นวอนมิชและค่าความเครียดแยกตามวัสดุรวมไปถึงค่ามากและน้อยที่สุดตามตำแหน่งการให้แรงได้ดังรูปที่ 3 และ 4 ตามลำดับ

อภิปรายผลการทดลอง

การศึกษานี้ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาหาค่าและรูปแบบการกระจายของความเค้นวอนมิชและความเครียดที่เกิดขึ้นรอบกระดูกครอบรากเทียมภายใต้การให้แรงในตำแหน่งที่แตกต่างกัน ซึ่งการใช้แบบจำลองคอมพิวเตอร์ในการวิเคราะห์ที่มีข้อดีคือสามารถจำลองการศึกษาได้ง่ายลดความซับซ้อนของตัวแปรที่เกิดขึ้นจริงในสถานการณ์ทางคลินิก และเห็นค่าการกระจายของความเค้นได้ชัดเจน นอกจากนี้ยังไม่ขัดต่อหลักจริยธรรม⁽¹⁶⁾ ทำให้นิยมนำมาใช้ในการศึกษาในรากเทียมมากมายในหลายการศึกษา^(14,16-23) อย่างไรก็ตามความถูกต้องแม่นยำของการศึกษาวิธีนี้ต้องการการกำหนดค่าพารามิเตอร์ของวัสดุและแบบจำลองที่ละเอียดและการตีความเพื่ออ้างอิงไปในทางคลินิกต้องมีการพิจารณา

เพราะลักษณะและตัวแปรที่แตกต่างกันจากสถานการณ์จริงทางคลินิก

ผลที่ได้จากการศึกษาสามารถแยกประเด็นการอภิปรายผลได้ดังนี้

ชีวกลศาสตร์ (biomechanics) ของการให้แรงตำแหน่งที่ต่างกันสามารถอธิบายได้ดังนี้

ผลของแนวแรงมีความสำคัญต่อปริมาณการเกิดความเค้นและความเครียด โดยการให้แรงที่ลงในแนวแกนพิน (axial load) ซึ่งคือค่า F ในสมการ จะทำให้ไม่มีการเกิดโมเมนต์บิด (torque) ทำให้ความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกครอบรากเทียมมีแค่ความเค้นแนวแกน (axial stress) เพียงอย่างเดียว⁽²⁴⁾ ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 1⁽²⁵⁾

$$Axial\ stress = \frac{F}{Area} \quad (\text{สมการที่ 1})$$

F คือ แรงในแนวแกน

Area คือ พื้นที่บริเวณรับแรงของครอบพิน

อย่างไรก็ตามหากมีการให้แรงในลักษณะนอกแนวแกนพิน (off axis load) ดังรูปที่ 7 จะมีโมเมนต์บิดเกิดขึ้น ซึ่งจะทำให้เกิดความเค้นที่เพิ่มขึ้นมากกว่ากรณีให้แรงตามแนวแกนพินเพียงอย่างเดียว เนื่องจากกรณีให้แรงนอกแนวแกนจะเกิดทั้งความเค้นแนวแกนและความเค้นดัด (flexural stress) ขึ้น^(25,26) ซึ่งความเค้นดัดสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2⁽²⁵⁾ ดังนั้นเมื่อมีการคำนวณความเค้นบริเวณกระดูกครอบรากเทียมจะต้องนำความเค้นแนวแกนมารวมกับความเค้นดัดที่เกิดขึ้น⁽²⁶⁾ ทำให้ผลรวมของความเค้นมากกว่ากรณีให้แรงในแนวแกนเพียงอย่างเดียว

$$Flexural\ stress = \frac{\Sigma Mc}{I} \quad (\text{สมการที่ 2})$$

M คือ ผลรวมของโมเมนต์ภายใน (internal moment) ซึ่งได้จากแรงคูณกับระยะทางตั้งฉากจากแรงถึงจุดที่รากเทียมได้รับแรงมากที่สุดคือจุดหมุนของรากเทียม⁽²⁷⁾

C คือ ระยะทางตั้งฉากจากแกนกลาง (neutral axis) ของรากเทียมถึงแนวแรง

I คือ โมเมนต์ความเฉื่อย (moment of inertia) รอบแนวแกนกลาง

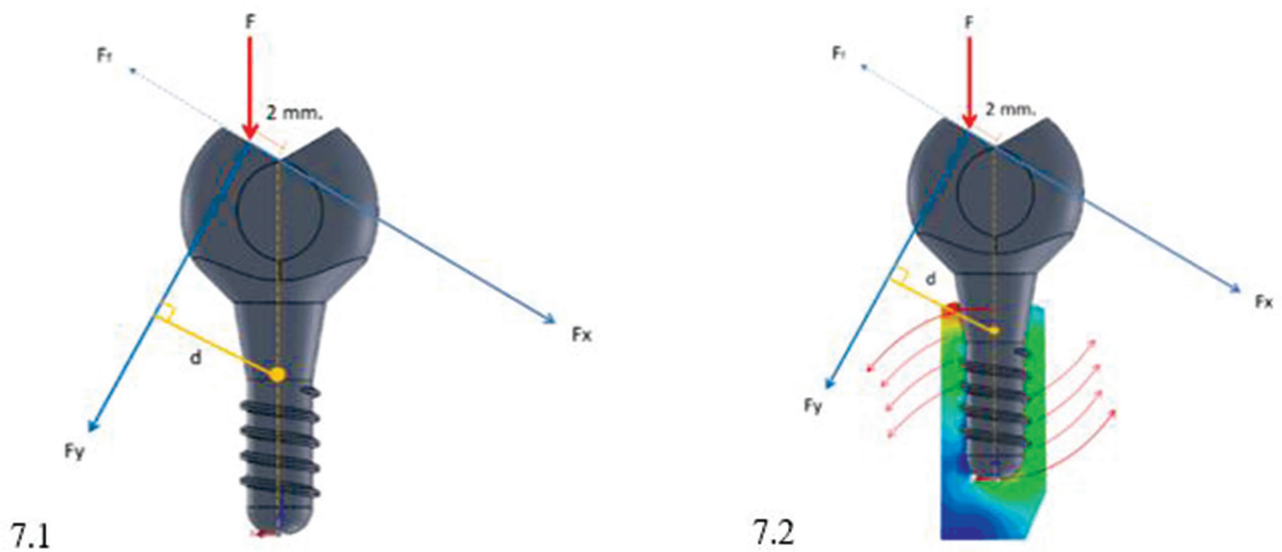
จากรูปที่ 7 การให้แรง (F) นอกแนวแกนทำให้เกิดการ

แตกเส้นแนวแรงเกิดเป็นแรงแนว Fx และ Fy ขึ้น แรง Fx ที่เกิดขึ้นจะถูกทำให้หายไปด้วยแรงเสียดทาน Ff ที่มีขนาดเท่ากัน ดังนั้นการคำนวณความเค้นจึงมีการคิดเฉพาะแรง Fy เท่านั้น ซึ่งแรงนี้ทำให้เกิดความเค้นดัดขึ้นโดยมีค่าโมเมนต์ดัดและระยะห่างจากเส้นกึ่งกลางรากเทียมเข้ามาเกี่ยวข้อง ดังนั้นหากยังมีตำแหน่งให้แรงที่ห่างจากจุดกึ่งกลางแนวแกนพินมากขึ้นทำให้ค่าระยะทางตั้งฉากจากแนวแรง (d) กับแรง Fy มากยิ่งขึ้นทำให้มีค่าโมเมนต์ภายในที่เพิ่มขึ้นทำให้ความเค้นดัดยิ่งเพิ่มขึ้น ส่งผลต่อรูปแบบการกระจายความเค้นและทำให้ความเค้นในกระดูกครอบรากเทียมเพิ่มมากขึ้น⁽²⁶⁾ สามารถแสดงความสัมพันธ์ของรูปแบบการกระจายความเค้นกับการให้แรงนอกแนวแกนได้ดังรูปที่ 7.2

ผลของการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งการให้แรงจากการศึกษาต่อหลักชีวกลศาสตร์

ในการศึกษานี้มีการกำหนดตำแหน่งในการให้แรง 2 ตำแหน่งคือการให้แรงที่จุดศูนย์กลางครอบพินซึ่งเป็นการให้แรงตามแนวแกนพิน และการให้แรงแบบนอกแนวแกนพินห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรตามลำดับ การให้แรงที่จุดศูนย์กลางนั้นไม่ทำให้เกิดโมเมนต์ดัด ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นในกระดูกครอบรากเทียมจึงมีเพียงค่าของความเค้นในแนวแกนเพียงอย่างเดียว ในขณะที่การให้แรงห่างจากจุดศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตรส่งผลให้เกิดแรงนอกแนวแกนขึ้นทำให้ความเค้นที่เกิดขึ้นต้องเป็นผลรวมของทั้งความเค้นแนวแกนและความเค้นดัด ดังนั้นในส่วนของความเค้นดัดที่เกิดขึ้นทำให้ต้องมีการคำนวณโมเมนต์ภายในและระยะห่างจากแนวแกนกึ่งกลางเพิ่มตามสมการความเค้นดัด ส่งผลให้ค่าความเค้นเพิ่มมากขึ้นดังผลการทดลองโดยพบความเค้นมากบริเวณที่เป็นทางผ่านของแนวแรงคือขอบกระดูกทึบด้านที่ให้แรง

จากรูปแบบการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นพบว่าความเค้นส่วนใหญ่จะเกิดบริเวณกระดูกทึบบริเวณที่ติดกับรากเทียมที่ขอบด้านบนบริเวณคอของรากเทียม (neck of implant) เช่นเดียวกับหลายการศึกษา^(14,19,20,22,23) เนื่องด้วยลักษณะที่ติดกันที่มีความแข็งแรงตรงระหว่างกระดูกทึบและรากเทียม⁽²²⁾ และเมื่อให้แรงนอกแนวแกนไปทางด้านแก้มจะพบการกระจายความเค้นจำนวนมากคงอยู่บริเวณด้านแก้มของกระดูกทึบ ดังนั้นจึงมีการแนะนำให้หลีกเลี่ยงการทำให้เกิดโมเมนต์บิดในรากเทียมโดยการให้แรงที่เหมาะสมตามแนว



รูปที่ 7

7.1 แนวแรงที่เกิดขึ้นเมื่อมีการให้แรงนอกแนวแกน 2 มิลลิเมตร
 F คือ แรงบิดเคี้ยวที่ตำแหน่งนอกแนวแกน 2 มม. เมื่อทำการแตกแรงให้อยู่ในแกน x และ y ได้เป็นแรง F_x และ F_y ตามลำดับ
 F_f คือ แรงเสียดทานซึ่งมีทิศทางตรงข้ามและขนาดเท่ากับ F_x
 D คือ ระยะทางตั้งฉากจากแรงถึงจุดที่รากเทียมได้รับแรงมากที่สุดคือจุดหมุน
 7.2 ความสัมพันธ์ของแนวแรงที่เกิดขึ้นเมื่อมีการให้แรงนอกแนวแกน 2 มิลลิเมตรกับความเค้นในกระดูกรอบรากเทียม ลูกศรสีแดงแสดงแนวการหมุนของรากเทียมที่เกิดจากแรงนอกแนวแกนทำให้พบบริเวณที่มีการถ่ายทอดความเค้นสู่กระดูกรอบรากเทียมสูงกว่าบริเวณอื่น

Figure 7 7.1 Resultant of force in off axis load 2 mm. from neutral axis
 F : Off axis occlusal load that break apart in to F_x and F_y respectively
 F_f : Friction force, equal but different to F_x
 d : perpendicular distance from force to fulcrum point
 7.2 Relationship of stress distribution pattern and off axis load 2 mm. the red arrow show direction of rotating implant which higher stress could be found

แกนฟันด้วยการกำหนดการสบฟันให้แรงลงกลางรากเทียม เพื่อลดความเค้นที่จะเกิดขึ้น^(28,29) โดยเฉพาะในกระดูกทึบซึ่งเป็นกระดูกที่มีความสำคัญกับเสถียรภาพของรากเทียมและยังเป็นบริเวณที่มีการรายงานถึงการเกิดการสูญเสียของกระดูกมากหากมีแรงมากกระทำนอกแนวแกน⁽¹⁹⁾

การที่กระดูกโปร่งมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำทำให้มีการขยายและเคลื่อนตัวได้ขณะให้แรงนอกแนวแกนส่งผลต่อค่าความเครียดที่เพิ่มขึ้น แต่ไม่ได้มีผลกับค่าความเค้นในกระดูกโปร่งมากนักขณะให้แรงนอกแนวแกน อาจเนื่องมาจากกระดูกทึบได้ดูดซับแรงแล้วทำให้ไม่ส่งผลถึงกระดูกโปร่งที่อยู่ภายใต้

ผลของวัสดุครอบฟันต่อความเค้นอนมิซที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกรอบรากเทียม

จากผลการศึกษาพบว่า ในแต่ละตำแหน่งการให้แรง วัสดุที่ใช้สร้างครอบฟันแต่ละชนิดไม่มีผลต่อการถ่ายทอดความเค้นลงสู่กระดูกรองรับ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาหลายๆ การศึกษา^(14,16-23) ถึงแม้ว่าสิ่งบูรณะวัสดุครอบฟันจะมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นแตกต่างกัน ทำให้มีการเคลื่อนขยับ (displacement) ที่แตกต่าง หากแต่พลังงานรวมที่มีการถ่ายทอดจากรอยต่อระหว่างพื้นผิวหลักยึดรากเทียมกับรากเทียม และรอยต่อระหว่างรากเทียมกับกระดูกยังคงมีพลังงานเท่ากัน⁽¹⁶⁾ นอกจากนี้ การเปลี่ยนรูปร่างของวัสดุขณะรับแรง ส่งผลให้

มีการงอของวัสดุบริเวณหลักยึดรากเทียมเป็นหลักและน้อยลงในรากเทียมไปจนถึงกระดูกตามลำดับ ทำให้ค่าความเค้นในสิ่งบูรณะวัสดุครอบฟันมีความแตกต่างกันในแต่ละชนิดวัสดุ โดยมีค่าความเค้นมากที่สุดเรียงจากส่วนครอบหลักยึดรากเทียม รากเทียม ตามลำดับ และแตกต่างกันน้อยที่สุดในกระดูกรองรับ⁽¹⁹⁾

อย่างไรก็ตามมีบางการศึกษาที่แนะนำให้ใช้วัสดุที่ยืดหยุ่น (resilient material) ในการสร้างสิ่งบูรณะครอบฟัน เช่น วัสดุเรซินอะคริลิกเพื่อลดความเค้นที่ส่งต่อมายังกระดูกครอบรากเทียมเนื่องจากวัสดุที่ยืดหยุ่นมีคุณสมบัติในการดูดซับแรงกระแทก (impact force) ได้^(7,30) เนื่องจากวัสดุครอบฟันที่มีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำ จัดเป็นวัสดุที่มีความแข็ง (rigidity) ต่ำ เช่น วัสดุเรซินอะคริลิกและพอลิเอทเธอร์อีเทอร์ คีโตน มีความสามารถที่จะต้านทานต่อการเปลี่ยนรูปร่างได้น้อย ทำให้ส่งผ่านความเค้นลงไปยังวัสดุอื่นที่อยู่ภายใต้ได้มากกว่า^(14,16,19) ในทางกลับกันวัสดุที่มีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นสูง จัดเป็นวัสดุที่มีความแข็งมาก เช่น วัสดุโลหะทองผสมและเซรามิก ทำให้ต้านทานต่อการเปลี่ยนรูปร่างได้มาก ส่งผ่านความเค้นลงไปยังวัสดุอื่นได้น้อยและมีการสะสมความเค้นไว้ในตัววัสดุได้มาก^(14,16,19) ซึ่งในแง่ของความทนทานของวัสดุพบว่าการใช้วัสดุที่มีความยืดหยุ่นเช่น เรซินอะคริลิกเป็นวัสดุครอบฟัน อาจต้องได้รับการดูแลอย่างสม่ำเสมอเพื่อไม่ให้เกิดการสูญเสียรูปแบบการสบที่ได้ออกแบบไว้ เนื่องจากวัสดุมีการสึกที่รวดเร็ว ซึ่งถ้ามีการสูญเสียรูปแบบการสบไปอาจทำให้เกิดแรงในแนวราบและส่งผลเสียต่อระบบรากเทียมได้^(14,20)

ข้อจำกัดของการศึกษา

จากการศึกษานี้พบว่าวัสดุที่ยืดหยุ่นและวัสดุที่มีความแข็งให้ค่าความเค้นในกระดูกครอบรากเทียมที่ไม่แตกต่างกัน ซึ่งคาดว่าเกิดจากการกำหนดคุณสมบัติของวัสดุให้เป็นในลักษณะเป็นเนื้อเดียวกันโดยตลอด มีความยืดหยุ่นเชิงเส้นและมีสมบัติเชิงกลเหมือนกันในทุกทิศทาง ทำให้ธรรมชาติของวัสดุมีความแตกต่างจากความเป็นจริง^(16,22) อีกทั้งยังเป็นการให้แรงในลักษณะสถิต (static load) ทำให้คุณสมบัติในการดูดซับแรงของกลุ่มวัสดุที่ยืดหยุ่นอาจไม่ปรากฏให้เห็นในการศึกษานี้จึงมีคำแนะนำหากต้องการศึกษาถึงคุณสมบัติการดูดซับแรงกระแทกของวัสดุยืดหยุ่น ควรทำการออกแบบการศึกษาแบบพลวัต (dynamic load) ซึ่งสามารถจำลอง

เกี่ยวกับความเร็วของชากรรไกรล่างได้เมื่อมีการบดเคี้ยว⁽¹⁹⁾ นอกจากนี้ความซับซ้อนของแบบจำลองในการศึกษานี้อาจมีความแตกต่างจากแบบจำลองของสิ่งบูรณะจริงบนรากเทียม เช่นองค์ประกอบของสกรูและหลักยึดรากเทียม ลักษณะรอยต่อระหว่างครอบและหลักยึดรากเทียมรวมไปถึงซีเมนต์ที่ใช้ยึดครอบฟันเป็นต้น ซึ่งอาจทำให้การแปลผลมีลักษณะข้อมูลเชิงปริมาณที่มากเกินไปกว่าความเป็นจริงยกตัวอย่างเช่น แรงสามารถผ่านจากครอบฟันลงไปสู่กระดูกที่รองรับผ่านรากเทียมโดยไม่มีการสูญเสียพลังงานเนื่องจากไม่มีปัจจัยของแรงเสียดทานหรือชั้นของซีเมนต์ที่จะทำการดูดซับแรงไปส่วนหนึ่งเพราะการกำหนดลักษณะรอยต่อของสองพื้นผิวในแบบจำลองแบบเชื่อมแน่น นอกจากนี้การกำหนดให้วัสดุมีลักษณะเปลี่ยนแปลงรูปร่างในทุกทิศทางที่เท่ากันและมีคุณสมบัติยืดหยุ่นเป็นแบบเชิงเส้นก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้วัสดุมีสมบัติการดูดซับแรงที่ไม่เป็นไปตามคุณสมบัติที่แท้จริงของวัสดุ ทำให้ลักษณะการถ่ายทอดแรงมากกว่าความเป็นจริง^(16,22) เป็นต้น อย่างไรก็ตามด้วยข้อจำกัดที่กล่าวมาข้างต้น จะเห็นได้ว่าการศึกษาพฤติกรรมของวัสดุด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์-เอลิเมนต์เป็นเพียงการคาดการณ์หรือการพยากรณ์เบื้องต้นภายใต้สภาวะที่กำหนดให้เท่านั้น จึงควรมีการศึกษาอื่นๆ ที่มีการเปรียบเทียบค่าความเค้นที่ได้จากการศึกษาโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับค่าความเค้นและตำแหน่งความล้มเหลวที่เกิดขึ้นจริงเพื่อยืนยันผลของแนวโน้มดังกล่าวของการทดลองในห้องปฏิบัติการก่อนนำผลการศึกษาที่ได้ไปประยุกต์ใช้ในสถานการณ์จริง

การศึกษาต่อไปในอนาคต

จากการศึกษาพบว่าค่าความเครียดในกระดูกครอบรากเทียมของการให้แรงในตำแหน่งที่แตกต่างกัน ได้ค่าที่มีแนวโน้มไปในทางเดียวกันกับค่าความเค้นวอนมิช ซึ่งการมีความเครียดในกระดูกที่แตกต่างกันส่งผลต่ออัตราการปรับรูกระดูกที่ต่างกันตามกฎของ Wolff^(2,31) ซึ่งกล่าวว่ากระดูกจะมีการปรับตัวต่อแรงที่มากระทำกับกระดูกและส่งผลให้มีการปรับตัวให้แข็งแรงขึ้นและจากทฤษฎีแมคานอสแตต (mechanostat) ของ Frost⁽³⁾ กล่าวไว้ว่า เกณฑ์ของค่าความเครียดสามารถแบ่งได้เป็น 3 ช่วงคือช่วงที่ทำให้กระดูกมีการสูญเสียมากกว่าการสะสม มีการสลายตัวเท่ากับการสะสมกระดูกและมีการสะสมมากกว่าการสลายตัว ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณของความเครียด จากข้อมูลดังกล่าวจึงมีความ

น่าสนใจถึงการทำการศึกษาคืบต่อไปในอนาคตถึงการปรับปรุงกระดูกครอบรากเทียมเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงลักษณะของแรงที่กระทำกับรากเทียม ซึ่งการเปลี่ยนแปลงลักษณะของแรงนี้สามารถที่จะทำได้หลายวิธีเช่น การกำหนดรูปแบบและตำแหน่งการให้แรงสบฟัน การเลือกใช้วัสดุครอบฟัน การออกแบบครอบฟัน ฯลฯ ซึ่งการทำการศึกษ้อัตราการปรับปรุงกระดูกสามารถทำการศึกษโดยการวัดความหนาแน่นของกระดูกครอบรากเทียมเมื่อเวลาผ่านไปในช่วงเวลาที่กำหนดไว้ ซึ่งการปรับปรุงกระดูกที่รวดเร็วอาจส่งผลต่อการหายของแผล โดยเฉพาะเมื่อมีการให้แรงแบบทันทีหลังฝังรากเทียม

บทสรุป

จากผลการศึกษาคืบนี้สามารถสรุปผลได้ว่า

1. ตำแหน่งการให้แรงมีผลต่อความเค้นและความเครียดบริเวณกระดูกครอบรากเทียม โดยตำแหน่งที่มีระยะห่างจากแนวแกนฟันมากจะยิ่งทำให้เกิดความเค้นและความเครียดมาก
2. วัสดุที่ใช้สร้างครอบฟันไม่มีผลต่อความเค้นและความเครียดบริเวณกระดูกครอบรากเทียม

เอกสารอ้างอิง

1. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003; 67(8): 932-949.
2. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 64(3): 175-188.
3. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 2004; 74(1): 3-15.
4. Ashby MF, Shercliff H, Cebon D. *Materials: engineering, science, processing and design*. 4th ed. Butterworth; Elsevier 2013: 52-63.
5. Askeland DR, Webster P. *The science and engineering of materials*. 1st ed. New York: Springer US; 1996: 197-248.
6. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991; 4(3): 282-291.
7. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. St. Louis: Mosby. 1999; 109: 645-668.
8. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. *Implant Dent*. 1999; 8(1): 90.
9. Tioosi R, Lin L, Conrad HJ, et al. A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res* 2012; 56(1): 25-31.
10. Çiftçi Y. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(4): 571-582.
11. Hobkirk J, Psarros K. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(3): 345-352.
12. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992; 67(3): 361-364.
13. 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.
14. Gomes ÉA, Barão VA, Rocha EP, de Almeida ÉO, Assunção WG. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(6): 1202-1209.

15. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on *in vivo* strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2000; 1(2): 165-170.
16. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand* 2013; 71(5): 1243-1249.
17. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res* 2005; 73(1): 140-147.
18. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997; 10(1): 19-27.
19. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(6): 781-790.
20. Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(2): 231-237.
21. Juodzbalys G, Kubilius R, Eidukynas V, Rautia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent* 2005; 14(2): 166-175.
22. Ahmed SAS, Eldosoky MA, El-Wakad MT, Agamy EM. Effect of stiffness of single implant supported crowns on the resultant stresses. a finite element analysis. *EJHM* 2016; 31(3088): 1-13.
23. Iranmanesh P, Abedian A, Nasri N, Ghasemi E, Khazaei S. Stress analysis of different prosthesis materials in implant-supported fixed dental prosthesis using 3D finite element method. *Dent Hypotheses* 2014; 5(3): 109-114.
24. Gere J, Timoshenko S. *Mechanics of materials*. Boston: PWS-KENT Publishing Company. 1997; 534(92174): 4-23.
25. Hibbeler RC. *Statics and mechanics of materials*. Malaysia: Pearson. 2014: 329-396.
26. Rungsiyakull P, Rungsiyakull C, Appleyard R, Li Q, Swain M, Klineberg I. Loading of a single implant in simulated bone. *Int J Prosthodont* 2011; 24(2): 140-143.
27. Meriam JL, Kraige LG. *Engineering mechanics statics, in Force systems*. 7th ed. Hoboken: Wiley; 2008: 26-38.
28. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. *J Oral Implantol* 2001; 27(6): 293-301.
29. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(1): 26-35.
30. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49(6): 843-848.
31. Ruff C, Holt B, Trinkaus E. Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's law" and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 2006; 129(4): 484-498.

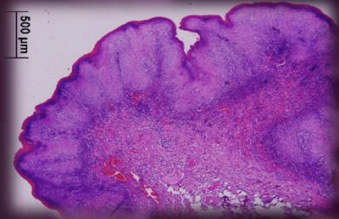
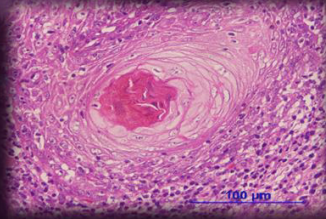
32. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publ. 1997: 168-230.
33. Shahmiri R, Aarts JM, Bennani V, Atieh MA, Swain MV. Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture. *J Prosthodont* 2013; 22(7): 550-555.
34. Anusavice K, Dehoff P, Fairhurst C. Materials science: comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res* 1980; 59(3): 608-613.
35. Schwitalla A, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller W. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech* 2015; 48(1): 1-7.
36. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014; 30(5): 564-569.



หลักสูตรบัณฑิตศึกษา

แขนงวิชา วิทยาการวินิจฉัยโรคช่องปาก

- วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
- ประกาศนียบัตรบัณฑิต



วิทยาการวินิจฉัยโรคช่องปาก

เป็นศาสตร์ที่ครอบคลุมงานในหลายสาขาวิชา ซึ่งจะนำไปสู่การวินิจฉัยโรคในบริเวณกระดูกขากรรไกรและใบหน้า และการจัดการรักษาผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องเหมาะสมต่อไป วิทยาการวินิจฉัยโรคช่องปาก เป็นศาสตร์ที่ประกอบไปด้วยหลายสาขาวิชาได้แก่ สาขาวิชาพยาธิวิทยาช่องปาก (ORAL PATHOLOGY) เวชศาสตร์ช่องปาก (ORAL MEDICINE) รังสีวิทยาช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล (ORAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY) รวมทั้งงานทางด้านระบบบดเคี้ยวและข้อต่อขากรรไกร (OCCLUSION AND TEMPOROMANDIBULAR JOINT) นอกจากนี้ยังประกอบไปด้วยสาขาวิชาชีววิทยาช่องปาก ซึ่งเป็นการนำเอาความรู้พื้นฐานด้านวิทยาศาสตร์มาอธิบายสมมติฐานการเกิดโรค ทำให้เข้าใจกลไกการเกิดโรค และนำไปสู่การพัฒนาการรักษาโรคที่ดีขึ้นต่อไป

คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

มีศักยภาพ และความพร้อมอย่างสูงในการเรียนการสอนระดับบัณฑิตศึกษา มีคณาจารย์ และบุคลากรที่มีความชำนาญในทุกสาขาวิชาของวิทยาการวินิจฉัยโรคช่องปาก มีทุนสนับสนุนการทำวิจัย การทำวิทยานิพนธ์ และการค้นคว้าอิสระ รวมถึงสนับสนุนการไปประชุมวิชาการและเผยแพร่ผลงานทางด้านวิชาการ ทั้งใน และนอกประเทศ

นอกจากนี้ยังมีห้องปฏิบัติการ รวมทั้งวัสดุ อุปกรณ์ และครุภัณฑ์ที่เอื้อต่อการเรียนการสอนและการบริการผู้ป่วย พร้อมทั้งสิ่งแวดล้อม บรรยากาศที่สวยงาม เอื้อต่อการเรียนรู้อย่างมีความสุข

หลักสูตร ประกาศนียบัตรบัณฑิต

ระยะเวลาศึกษา : 1 ปี

ตัวอย่างกระบวนวิชาในหลักสูตร ได้แก่

- Advanced oral diagnosis sciences, radiology, oral medicine, pathology, occlusion, and laboratory in oral pathology and etc.
- Basic sciences: biomedical sciences, oral biology, and etc.

หลักสูตร วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

ระยะเวลาศึกษา : 2 ปี **วัตถุประสงค์ :** เพื่อให้ทันตแพทย์

- มีความรู้ ความสามารถและทักษะในการดูแลสุขภาพช่องปากให้แก่ผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องเหมาะสมในฐานะผู้เชี่ยวชาญเฉพาะทางในสาขาวิชาวิทยาการวินิจฉัยโรคช่องปาก
- มีความสามารถในการค้นคว้าหาความรู้ ความก้าวหน้าทางวิชาการหรือเทคโนโลยี เพื่อนำไปประยุกต์ใช้อย่างเหมาะสม
- มีความสามารถในการพัฒนาความรู้ทางวิชาการให้สูงขึ้น จากประสบการณ์การทำงานวิจัยอย่างมีคุณภาพ



สอบถามข้อมูลเพิ่มเติม

รศ.ทพ.สุรวุฒน์ พงษ์ศิริเวทย์

โทร. 053-944-451

email : surawut1@yahoo.com