ผลของด้านสัมผัสบริเวณด้านประชิดต่อแรงที่เกิดขึ้นบนรากเทียมรองรับฟันเทียมชนิดคานยื่น 2 หน่วย

Effect of Interproximal Contact on Load Transfer by Implant-supported 2-unit Cantilevered Prostheses

ภัทรณัฏฐ์ บัณฑิตคุณานนต์[1], ชาย รังสิยากูล[2], ทิวสน สายสืนพคุณ[3], พิมพ์เดือน รังสิยากูล[1]
[1]ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
[2]ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
[3]โรงพยาบาลร้องกวาง จังหวัดแพร่
Pattaranat Banthitkhunanon[1], Chaiy Rungsiyakull[2], Tewson Saisrinoppakun[3], Pimduen Rungsiyakull[1]
[1]Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
[2]Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chiang Mai University

ชม. ทันตสาร 2560; 38(3) : 111-122
CM Dent J 2017; 38(3) : 111-122

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาถึงผลของการสัมผัสบริเวณด้านประชิดกับแรงที่เกิดขึ้นบนรากเทียมรองรับฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่น 2 หน่วย

วัสดุและอุปกรณ์: เตรียมชิ้นงานโดยการฝังรากเทียม (Brånemark system® Mk III TiUnite®, Nobel Biocare, Sweden) ขนาดยาว 10 มิลลิเมตร 2 ตัวในแท่งเรซินอะคริลิกเสมือนเป็นแท่งกระดูกโดยวางตั้งฉากในตำแหน่งฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งและฟันกรามซี่ที่หนึ่ง ทำการติดสเตรนเกจ (model C2A-13-031 WW-350, Vishay Micro-Measurements Group Inc., Raleigh, North

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the effect of proximal contact on strain developed in implant-supported 2-unit cantilever.

Materials and methods: Two 10-mm long, Brånemark® Mk III implants (Noble Biocare, GÖteberg, Sweden), were placed vertically in the simulated bone model (acrylic resin model) at the position of first premolar and first molar. Strain gauges (model C2A-13-031 WW-350, Vishay Micro-Measurements Group Inc., Raleigh, North Carolina)

Corresponding Author:

พิมพ์เดือน รังสิยากูล
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

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***

Carolina) ที่บริเวณตำแหน่งยอดสันกระดูกด้านใกล้กลางและไกลกลางของรากเทียมซี่กรามน้อยซี่ที่หนึ่ง จากนั้นทำการทดสอบชิ้นงานด้วยเครื่องทดสอบสากล (UTM., Instron 5566; MA, U.S.A.) โดยใช้ แรงกดแนวดิ่งขนาด 200 นิวตันที่ตำแหน่งห่างจากจุดศูนย์กลางของรากเทียมซี่กรามน้อยที่หนึ่งทางด้านไกลกลาง 10 มิลลิเมตร แบ่งรูปแบบการสัมผัสบริเวณด้านประชิดของสิ่งบูรณะบนรากเทียมออกเป็น 4 รูปแบบคือ 1) ไม่มีด้านประชิดหรือฟันเทียมชนิดคานยื่น 2) มีด้านประชิดสัมผัสขนาด 1x1 ตารางมิลลิเมตร 3) มีด้านประชิดสัมผัสขนาด 3x3 ตารางมิลลิเมตร 4) ยึดสิ่งประดิษฐ์เป็นชิ้นเดียวกัน จากนั้นนำค่าความเครียดมาวิเคราะห์และคำนวณ เพื่อหาค่าแรงเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นในแต่ละรูปแบบซึ่งจะนำค่าที่ได้มาทดสอบด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวโดยพิจารณาจากระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ผลการศึกษา: พบว่าค่าเฉลี่ยของความเครียดสูงสุดมีค่าต่ำสุดในกลุ่มที่มีการเชื่อมติดกันบริเวณด้านประชิดและมีค่าสูงสุดในกลุ่มที่ไม่มีด้านประชิด ส่วนความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นในกลุ่มที่มีด้านประชิดสัมผัสขนาด 1x1 ตารางมิลลิเมตรและกลุ่มที่มีด้านประชิดสัมผัสขนาด 3x3 ตารางมิลลิเมตร ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนี้ยังพบว่าความเครียดสูงสุดบริเวณด้านไกลกลางของรากเทียมมีค่ามากกว่าบริเวณด้านใกล้กลางในทุกกลุ่ม ยกเว้นกลุ่มที่มีการเชื่อมติดกันของด้านประชิด ($p - value < 0.05$)

บทสรุป: พบการกระจายแรงที่ดีที่สุดในกลุ่มฟันเทียมติดแน่นบนรากเทียมที่มีการเชื่อมติดกันบริเวณด้านประชิด และขนาดของพื้นที่สัมผัสด้านประชิดไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความเครียดสูงสุด

คำสำคัญ : รากฟันเทียม คานยื่น สเตรนเกจ บริเวณสัมผัสด้านประชิด

were attached at the mesial and distal alveolar crest of the simulated bone at the first premolar implant. Static loads of 200 N were axially applied using a universal testing machine (Instron 5566; MA, U.S.A.) at the 10 mm distally from the center of first premolar implant. The specimens were divided into 4 groups; which were: 1) no proximal contact group or cantilever bridge 2)1x1 mm^2 contact surface area group 3) 3x3 mm^2 contact surface area group 4) splinted group. Maximum principal strains were determined for each interproximal contact designs. The study variables were analyzed using one way ANOVA and a significant level of 5% was applied throughout the analyses.

Result: Splinted group exhibited the lowest maximum principal strain, while no proximal contact group demonstrated the highest values. There were no statistically differences in maximum principal strains between the 1x1 mm^2 and 3x3 mm^2 contact surface area group. Greater strain values were found at the distal side of the implant compared to the mesial one in all groups, except splinted group ($p - value < 0.05$).

Conclusion: Splinted prostheses exhibited the best load sharing, followed by the designs with contact surface area and no contact, respectively. The size of contact surface area tends to show no effect on this study.

Keywords: dental implants, cantilever, strain gauge, interproximal contact

บทนำ

รากเทียม (dental implant) เริ่มนำมาใช้ในผู้ป่วยเพื่อทดแทนฟันธรรมชาติที่สูญเสียไปโดย Brånemark และคณะในปี ค.ศ. 1969[1] ศึกษาพบว่าครอบฟันเดี่ยวที่รองรับด้วยรากเทียมมีอัตราการอยู่รอด (survival rate) ของรากเทียมสูงถึงร้อยละ 89.4 เมื่อติดตามผลการรักษาเป็นระยะเวลา 10 ปี[2,3] และมีอัตราผลสำเร็จ (success rate) ของการรักษาร้อยละ 95.1 ซึ่งสูงกว่าครอบฟันที่รองรับด้วยฟันธรรมชาติที่มีค่าเพียงร้อยละ 84.0 เมื่อติดตามผลการรักษาเป็นระยะเวลา 60 เดือน[4] ปัจจุบันจึงนิยมนำรากเทียมมาใช้แทนที่ฟันธรรมชาติที่หายไปเพิ่มขึ้น แต่ด้วยเหตุผลด้านความเหมาะสมและข้อจำกัดบางประการ เช่น ค่าใช้จ่ายในการฝังรากเทียมมีราคาสูง ทำให้บางครั้งไม่สามารถฝังรากเทียมได้ตามจำนวนฟันธรรมชาติที่สูญเสียไป การฝังรากเทียมร่วมกับการบูรณะด้วยฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นจึงเป็นอีกรูปแบบหนึ่งของแผนการรักษาที่ถูกนำมาพิจารณาใช้ในปัจจุบัน เนื่องจากช่วยลดค่าใช้จ่ายในการฝังรากเทียม ทำความสะอาดง่าย สามารถสร้างให้เกิดความสวยงามได้และให้ผลการรักษาเป็นที่น่าพอใจ โดยพบว่ามีอัตราการอยู่รอดสูงถึงร้อยละ 89.5 ถึง ร้อยละ100 เมื่อติดตามผลเป็นระยะเวลา 5 ถึง 10 ปี[2,5-11]

เมื่อเปรียบเทียบอัตราการอยู่รอดระหว่างการฝังรากเทียมร่วมกับการบูรณะด้วยฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นและชนิดไม่มีคานยื่น พบว่าชนิดที่มีคานยื่นพบความล้มเหลวของการรักษาสูงกว่าการบูรณะด้วยฟันเทียมติดแน่นชนิดที่ไม่มีคานยื่น ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นทำให้เกิดแรงบิดงัด (bending force) กระทำต่อรากเทียม ก่อให้เกิดความล้มเหลวในการรักษาได้[12-22] จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการละลายของกระดูกรอบ ๆ รากเทียมในทั้งกลุ่มคานยื่นและไม่มีคานยื่นนี้ ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด[5-6,23-24]

การบูรณะด้วยฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นบนรากเทียม บางครั้งอาจมีการฝังรากเทียมติดกันจำนวนสองซี่เพื่อสร้างครอบฟันให้เชื่อมติดกันและมีซี่ฟันเทียมส่วนคานยื่นไปทางด้านใกล้กลางหรือไกลกลาง ซึ่งการเชื่อมครอบฟันสองซี่ให้ติดกันนี้ ช่วยทำให้เกิดการกระจายแรงไปยังกระดูกบริเวณใกล้เคียงได้ดีขึ้น[25] แต่ในผู้ป่วยบางราย พบว่ามีข้อจำกัดที่ทำให้ไม่สามารถเพิ่มจำนวนการฝังรากเทียมได้ จึงอาจสร้างครอบฟันจำนวนหนึ่งซี่บนรากเทียมหนึ่งตัวเชื่อมกับส่วนคานยื่นทางด้านใกล้กลางหรือไกลกลาง ซึ่งการสร้างฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่น 1 หน่วยบนรากเทียมหนึ่งตัวนี้ไม่ทำให้เกิดความล้มเหลวทางชีวภาพต่อกระดูกรอบ ๆ รากเทียม แต่อาจทำให้เกิดความล้มเหลวทางกลแก่ส่วนประกอบของรากเทียมและชิ้นงานได้[5-6,26-27] ซึ่งความเสี่ยงนี้จะเพิ่มขึ้นตามความยาวส่วนคานยื่นที่เพิ่มขึ้น[6,28-29]

ฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นเปรียบเสมือนคานกระดกประเภทที่ 1[30] เมื่อมีแรงมากระทำบนคานด้านหนึ่งจะทำให้เกิดแรงบิดงัดขึ้น ซึ่งมีค่าเท่ากับขนาดของแรงคูณด้วยความยาวของคานจากจุดหมุนถึงแนวแรง จากการศึกษาพบว่าเมื่อมีแรงกระทำบริเวณคานยื่นจะทำให้เกิดจุดหมุนบริเวณขอบของรากเทียม ยิ่งระยะของแรงกระทำบนคานยื่นห่างจากจุดหมุนมากขึ้น แรงบิดงัดบนรากเทียมและแรงเครียดที่เกิดขึ้นในกระดูกรอบ ๆ รากเทียมก็จะเพิ่มขึ้นตาม[18,31] ดังนั้นเมื่อมีแรงบดเคี้ยวจะทำให้เกิดการบิดตัวและการผิดรูปของขากรรไกรล่าง ซึ่งการบิดตัวนี้จะเกิดขึ้นน้อยกว่าหากบูรณะด้วยครอบฟันซี่เดี่ยวหลายซี่[32-33] การสัมผัสกันบริเวณด้านประชิดของฟันเทียมมีประโยชน์ช่วยกระจายแรงบดเคี้ยวไปยังฟันซี่ข้างเคียงและลดการขยับของรากเทียม นอกจากนี้ยังพบว่าครอบฟันที่มีการเชื่อมติดกันของด้านประชิดจะช่วยกระจายแรงอย่างสม่ำเสมอกว่าบนรากเทียมที่ให้การรองรับ[34]

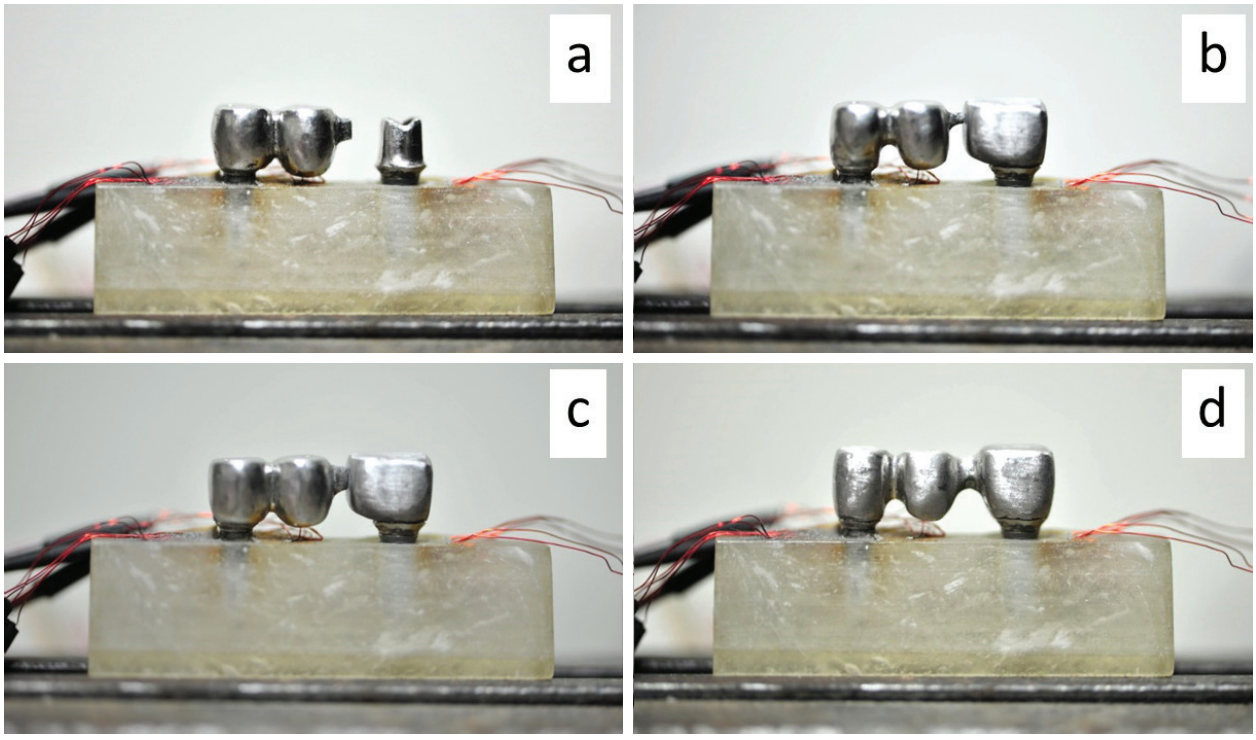
เมื่อศึกษาผลของความกว้างของด้านประชิดของครอบฟันเทียมซี่เดี่ยวซึ่งบูรณะบนรากเทียมหนึ่งหน่วยในฟันรากเทียมหลาย ๆ ซี่ พบว่าครอบฟันที่มีการเชื่อมติดกันบริเวณด้านประชิดมีแรงที่เกิดขึ้นรอบรากเทียมน้อยกว่ากลุ่มที่มีด้านประชิดแบบบริเวณกว้าง (contact surface) และกลุ่มที่มีด้านประชิดแบบจุด (contact point) อีกทั้งพบว่ากลุ่มที่มีด้านประชิดเป็นลักษณะจุดจะก่อให้เกิดแรงบริเวณรอบ ๆ รากเทียมมากที่สุด[35] จึงนำไปสู่แนวคิดที่ว่าหากสร้างฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นให้มีการสัมผัสด้านประชิดบริเวณกว้างกับฟันซี่ข้างเคียงสามารถช่วยลดแรงที่เกิดขึ้นบนรากเทียมที่รองรับฟันเทียมได้ เพื่อให้การออกแบบด้านประชิดได้เหมาะสม ช่วยลดแรงกระทำต่อรากเทียมและเนื้อเยื่อรอบ ๆ รากเทียมได้ จึงนำไปสู่สมมติฐานงานวิจัยที่ว่า การสัมผัสด้านประชิดบริเวณกว้างช่วยลดแรงที่เกิดขึ้นบนรากเทียมรองรับฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นได้

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

ฝังรากเทียม (Brånemark system® Mk III TiUnite®, Nobel Biocare, Sweden) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.75 และ 5 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตรชนิดปกติฐานกว้าง (regular and wide platform) ในตำแหน่งของฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งและฟันกรามซี่ที่หนึ่งตามลำดับให้มีทิศทางตั้งฉากกับแนวระนาบโดยให้ห่างกัน 15 มิลลิเมตรเพื่อจำลองให้เกิดช่องว่างสำหรับฟันกรามน้อยซี่ที่ 2 โดยเทียบให้มีขนาดใกล้เคียงกับขนาดโดยเฉลี่ยของฟันกรามน้อยซี่ที่ 2[36,37] ในแท่งแบบหล่ออะคริลิกเรซินชนิดบ่มเอง (Vertex™ Self Curing, Vertex™ dental company, Netherland) ที่จำลองเสมือนกระดูกขากรรไกรล่างของมนุษย์ที่ได้จากภาพรังสีตัดขวางขากรรไกรด้วยวิธีการถ่ายภาพรังสีแบบคอมพิวเทอไรซ์แอคเซียลโทโมกราฟี่ (computerized axial tomography)

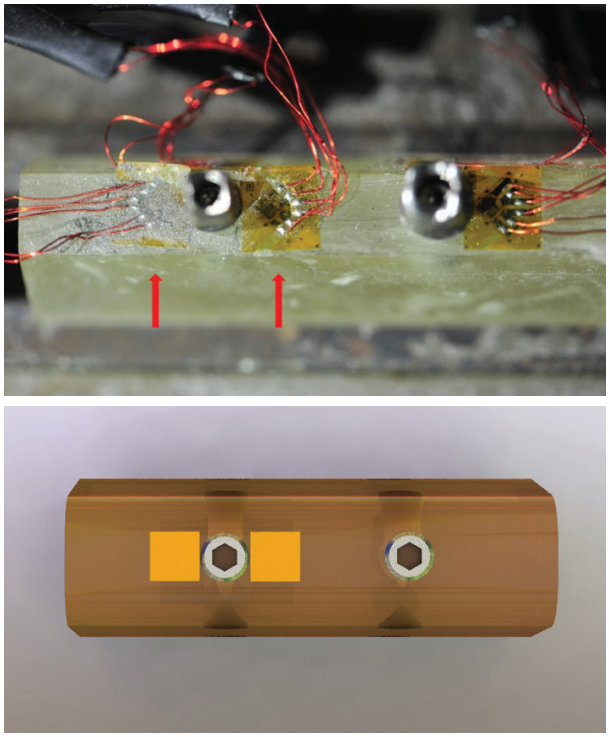
สร้างฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นด้วยโลหะผสมพื้นฐาน (base metal alloys) บนรากเทียม ให้มีรูปร่างคล้ายฟันธรรมชาติ แต่ด้านบดเคี้ยวมีลักษณะแบนราบ ไม่มีความชันของปุ่มฟันโดยสร้างให้ด้านประชิดมีความแตกต่างกัน 4 กลุ่ม ๆ ละ 5 ชิ้นงานได้แก่ กลุ่มที่1 ไม่มีด้านประชิดกับฟันข้างเคียง กลุ่มที่ 2 มีด้านประชิดกับฟันข้างเคียงขนาด 1x1 ตารางมิลลิเมตร กลุ่มที่ 3 มีด้านประชิดกับฟันข้างเคียงขนาด 3x3 ตารางมิลลิเมตรและกลุ่มที่ 4 มีการเชื่อมติดกันบริเวณด้านประชิดกับฟันข้างเคียง (รูปที่ 1)

ติดสเตรนเกจแบบสามแกน (Tri-axial Strain gauges model C2A-13-031 WW-350, Vishay Micro-Measurements Group Inc., Raleigh, North Carolina) บนแท่งอะคริลิกให้ชิดกับส่วนคอของรากเทียมซึ่งตรงกับตำแหน่งยอดสันกระดูกบริเวณด้านใกล้กลางและไกลกลางของรากเทียมฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งด้านละ 1 ตำแหน่งด้วยกาวไซยาโนอะคริเลทเรซิน (M-Bond 200 adhesive, Vishay Precision Group., U.S.A.) ดังรูปที่ 2



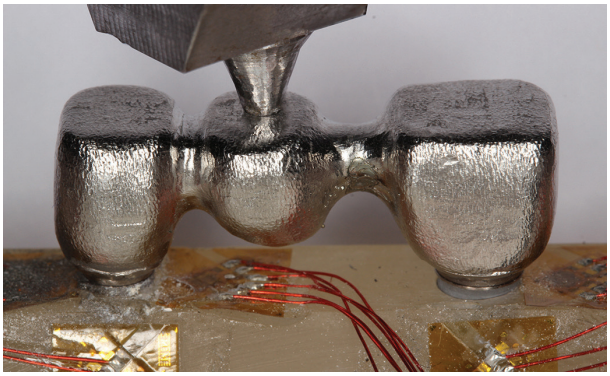
รูปที่ 1 *แสดงชิ้นงานทดลองในแต่ละกลุ่ม (a) กลุ่มที่ 1 ไม่มีการเชื่อมติดกันของด้านประชิด, (b) กลุ่มที่ 2 มีด้านประชิดสัมผัสขนาด 1x1 ตารางมิลลิเมตร, (c) กลุ่มที่ 3 มีด้านประชิดสัมผัสขนาด 3x3 ตารางมิลลิเมตร และ (d) กลุ่มที่ 4 มีการเชื่อมติดกันของด้านประชิด*

Figure 1 *Showed the specimens in each group (a) group I: no proximal contact, (b) group II: 1x1 mm^2 contact surface area, (c) group III: 3x3 mm^2 contact surface area and (d) group IV: splinted group*



รูปที่ 2 *แสดงตำแหน่งการติดสเตรนเกจบนแท่งอะคริลิกด้านใกล้กลางและไกลกลางชิดบริเวณขอบของรากเทียมซึ่งตรงกับฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่ง*

Figure 2 *Showed the attached strain gauges on the crest of simulated bone model at the mesial and distal area of first premolar implant.*



รูปที่ 3 *แสดงการทดสอบด้วยเครื่องทดสอบสากล โดยให้แรงกดคงที่จากหัวกดลงบนฟันเทียมติดแน่นในตำแหน่งซึ่งตรงกับตำแหน่งส่วนกลางของด้านบดเคี้ยวของฟันกรามน้อยซี่ที่สอง*

Figure 3 *Showed the experiments using a universal testing machine, where static load was applied at the center of occlusal surface of second premolar.*

ทาคลอโรฟอร์มผสมผงเฟอริกออกไซด์ (chloroform and rouge) บนด้านประชิดไกลกลางของฟันกรามน้อยซี่ที่สองในกลุ่มที่ 2 และ 3 เพื่อตรวจสอบ ควบคุมพื้นที่สัมผัสระหว่างฟันกรามน้อยซี่ที่สองและฟันกรามซี่ที่หนึ่งภายในกลุ่มทดลอง รอจนแห้งดี นำกลับไปใส่บนหลักยึดรากเทียมอีกครั้ง ทดสอบด้วยเครื่องทดสอบสากล (UTM., Instron 5566; MA, U.S.A.) โดยให้แรงกดคงที่ขนาด 200 นิวตัน จากหัวกดลงบนฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นในตำแหน่งห่างจากด้านใกล้กลางของฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งมาทางด้านไกลกลาง 10 มิลลิเมตร ซึ่งตรงกับตำแหน่งกึ่งกลางของด้านบดเคี้ยวของฟันกรามน้อยซี่ที่สอง (ดังรูปที่ 3) ทั้งหมด 6 ครั้ง ครั้งละ 20 วินาที เพื่อหาค่าแรงเครียดสูงสุด (maximum principal strain) ที่เกิดขึ้นในแท่งอะคริลิกในทุกกลุ่ม ค่าแรงเครียดสูงสุดที่วัดได้จากสเตรนเกจสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 1[38]

$$\varepsilon_{1,2} = \frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\varepsilon_x - \varepsilon_y}{2}\right)^2 + \left(\frac{\gamma_{xy}}{2}\right)^2} \quad (1)$$

โดย ε_x คือ ความเครียดปกติ (normal strain) ตามแนวแกน x

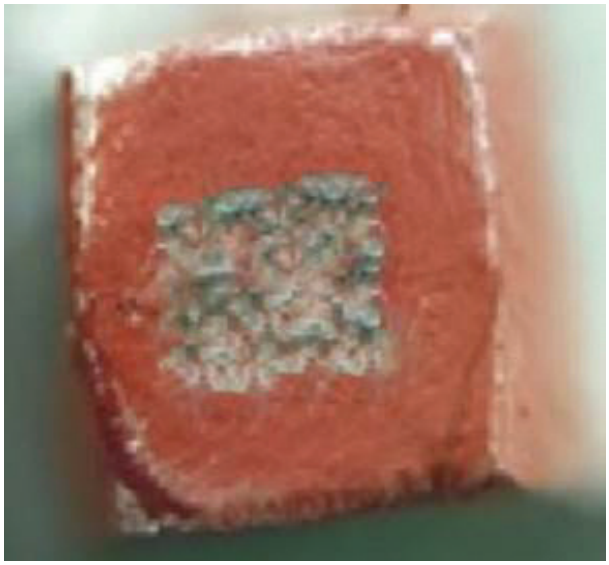
ε_y คือ ความเครียดปกติ (normal strain) ตามแนวแกน y

γ_{xy} คือ ความเครียดเฉือน (shear strain)

ถอดฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นออกมาส่องด้วยกล้องสเตอริโอไมโครสโคป เพื่อนำไปคำนวณหาพื้นผิวสัมผัสที่เกิดขึ้น ซึ่งจะตรงกับบริเวณส่วนที่ทาคลอโรฟอร์มผสมผงเฟอริกออกไซด์หายไปโดยใช้โปรแกรมอิมเมจ เจ (Program image J version 1.47, Wayne Rasband, National Institues of Health, U.S.A) ดังรูปที่ 4

การวิเคราะห์ทางสถิติ

นำค่าแรงเครียดสูงสุดมาวิเคราะห์ด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one-way ANOVA) ร่วมกับการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูกีย์ (Tukey's multiple comparison) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 โดยใช้โปรแกรม SPSS (SPSS version 17.0 for windows, IBM, Chicago, IL, U.S.A)



รูปที่ 4 *แสดงพื้นที่สัมผัสที่เกิดขึ้นในบริเวณด้านประชิดส่วนที่มีการหายไปของคลอโรฟอร์มผสมผงเฟอริกออกไซด์*

Figure 4 *Showed the contact area at contact surface where chloroform and rouge was vanished.*

ผลการศึกษา

1. ค่าความเครียดสูงสุดในแต่ละกลุ่มการทดลอง

เมื่อเปรียบเทียบภายในกลุ่มตัวอย่างกลุ่มเดียวกัน พบว่า ค่าความเครียดสูงสุดที่ด้านไกลกลางจะมีค่ามากกว่าด้านใกล้กลางโดยแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทุกกลุ่มยกเว้นในกลุ่มที่ 4 โดยค่าความเครียดสูงสุดที่วัดได้ในตำแหน่งใกล้กลางของฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งนั้นจะมีค่าสูงที่สุดในกลุ่มที่ 1 รองลงมาคือกลุ่มที่ 4 กลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 2 ตามลำดับ ซึ่งกลุ่มที่ 1 จะมีค่าความเครียดสูงสุดมากกว่ากลุ่มที่ 4 กลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 2 อย่างมีนัยสำคัญ ส่วนกลุ่มที่มี 4 ก็มีค่าความเครียดสูงสุดมากกว่ากลุ่มที่มี 3 และกลุ่มที่ 2 อย่างมีนัยสำคัญเช่นกัน แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าความเครียดสูงสุดระหว่างกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 2

ส่วนค่าความเครียดสูงสุดที่วัดได้ในตำแหน่งไกลกลางของฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งนั้นก็พบว่ามีค่าความเครียดสูงสุดในกลุ่มที่ 1 เช่นเดียวกัน แต่รองลงมาคือกลุ่มที่ 2 กลุ่มที่ 3 และมีค่าน้อยสุดในกลุ่มที่ 4 ตามลำดับ โดยกลุ่มที่ 1 กลุ่มที่ 2และกลุ่มที่ 3 มีค่าความเครียดสูงสุดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ แต่ทั้งสามกลุ่มนี้จะมีค่าความเครียดสูงสุดมากกว่ากลุ่มที่ 4 อย่างมีนัยสำคัญ ดังแสดงในตารางที่ 1

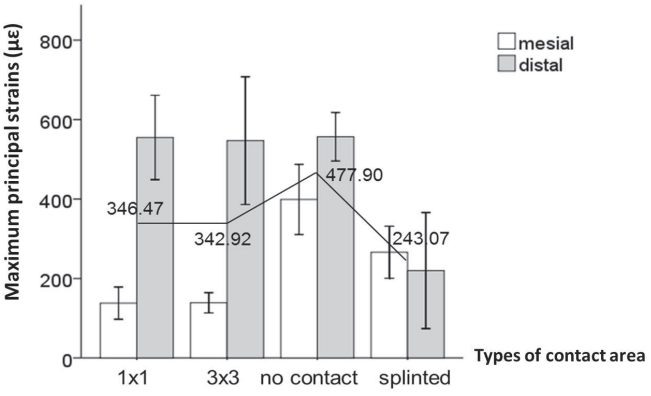
ตารางที่ 1 *แสดงค่าความเครียดสูงสุดของแต่ละกลุ่มการทดลอง*

Table 1 *Showed the maximum principal strain values in each experimental group.*

Position of strain gauge / Experiment group	**Mesial (mean±SD)**	**Distal (mean±SD)**
No contact group	399.0±88.4[b]	556.7±61.0[d]
1x1 mm^2	137.9±40.7[a]	554.9±106.1[d]
3x3 mm^2	138.8±25.5[a]	547.0±160.8[d]
Splinted group	266.1±65.5[c]	219.9±146.1[c]
* Different capital superscript letters indicated that there were significantly different (P<0.05).		

2. ค่าเฉลี่ยความเครียดสูงสุดในด้านใกล้กลางและไกลกลางของแต่ละกลุ่มการทดลอง

เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยของค่าความเครียดสูงสุดของด้านใกล้กลางและไกลกลางดังแสดงในรูปที่ 5 พบว่ากลุ่มที่ 1 มีค่าเฉลี่ยของค่าความเครียดสูงสุดของด้านใกล้กลางและไกลกลางสูงที่สุด รองลงมาคือกลุ่มที่ 2 กลุ่มที่ 3 และกลุ่ม 4 ตามลำดับ



รูปที่ 5 *แผนภูมิแท่งแสดงค่าเฉลี่ยของค่าความเครียดสูงสุดทางด้านใกล้กลางและด้านไกลกลาง*

Figure 5 *Showed bar chart of the average maximum principal strain values at the mesial and distal areas.*

บทวิจารณ์

การศึกษานี้เป็นการวัดค่าความเครียดสูงสุด ซึ่งแสดงถึงค่าความเครียดโดยรวมที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งที่สเตรนเกจสัมผัสในสามแนวแกน รูปแบบสัมผัสด้านประชิดชนิดใดที่ทำให้เกิดค่าความเครียดสูงสุด อาจก่อให้เกิดความล้มเหลวทางชีวภาพ เช่น กระดูกละลายหรือเกิดความล้มเหลวทางกล เช่น พอร์ซเลนแตกหักหรือรากเทียมแตกหักขึ้นได้[39]

ค่าเฉลี่ยของความเครียดสูงสุดจากการทดลองนี้ มีค่าต่ำสุดในกลุ่มที่มีการเชื่อมติดกันบริเวณด้านประชิดซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Naves และคณะ[35] ที่พบว่าครอบฟันที่มีการเชื่อมติดกันบริเวณด้านประชิดมีแรงที่เกิดขึ้นรอบ ๆ รากเทียมน้อยที่สุด จึงอาจเป็นไปได้ว่าการเชื่อมติดกันของด้านประชิดน่าจะมีส่วนช่วยในการกระจายแรงลงสู่บริเวณรอบ ๆ รากเทียมได้ดีกว่าการสร้างด้านประชิดแบบไม่เชื่อมติดกันที่ทำให้พบค่าแรงเครียดสูงสุดรอบ ๆ รากเทียมในปริมาณมาก จากที่กล่าวมา นอกจากรูปแบบการเชื่อมติดกันจะมีค่าความเครียดสูงสุดน้อยที่สุดแล้ว ค่าที่วัดได้บริเวณด้านไกลกลางยังมีค่าต่ำกว่าด้านใกล้กลางเล็กน้อยซึ่งแตกต่างจากกลุ่มอื่น ที่เป็นเช่นนี้อาจเป็นเพราะโครงสร้างของฟันเทียมติดแน่นที่เป็นโลหะชิ้นเดียว มีโครงสร้างที่แข็งแรง จัดเป็นวัตถุแข็งเกร็ง (rigid body) ไม่เกิดโมเม้นต์ดัด (bending moment) จึงช่วยกระจายแรงลงสู่รากเทียม ส่งผลให้ค่าความเครียดสูงสุดทางด้านไกลกลางและด้านใกล้กลางไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

จากการทดลองพบว่าความเครียดสูงสุดบริเวณด้านไกลกลางมีค่ามากกว่าด้านใกล้กลางในทุกกลุ่มทดลอง ยกเว้นกลุ่มด้านประชิดที่มีการเชื่อมติดกัน สอดคล้องกับการทดลองของ Sallam และคณะที่พบว่าค่าความเครียดสูงสุดทางด้านไกลกลางของรากเทียมตัวสุดท้ายของสะพานฟันชนิดคานยื่นมีค่ามากกว่าด้านใกล้กลาง[22] ที่เป็นเช่นนี้อาจเนื่องมาจากตามหลักของคานยื่น (cantilever beam) เมื่อมีแรงเฉือนมากระทำบริเวณส่วนปลายด้านตรงข้ามกับจุดรับแรง ตามกฎของโมเม้นต์จะพบว่า ยิ่งระยะของคานยื่นยาวมากเท่าไหร่ ค่าความเครียดที่เกิดขึ้นก็จะสูงมากเท่านั้น

ส่วนการเปรียบเทียบผลของพื้นที่สัมผัสที่มีต่อค่าความเครียดสูงสุดของกลุ่มที่มีการสัมผัสด้านประชิดทั้ง 2 กลุ่ม พบว่าไม่มีความแตกต่างกัน แต่กลุ่มที่มีการสัมผัสด้านประชิดมีค่ามากกว่ากลุ่มที่มีการเชื่อมติดกันของด้านประชิด ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Naves และคณะ[35] ทั้งนี้ ด้านประชิดที่สร้างขึ้นเป็นเพียงการสัมผัสกับฟันข้างเคียงโดยไม่มีการเชื่อมกันเป็นชิ้นเดียว ทำให้เกิดโครงสร้างที่แข็งแรงของฟันเทียม มาช่วยในการกระจายแรงลงสู่บริเวณรอบรากเทียม จากผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าขนาดของพื้นที่สัมผัสด้านประชิดไม่มีผลต่อค่าความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้น โดยทั่วไปการสร้างด้านประชิดมักสร้างให้มีพื้นที่ด้านประชิดน้อยกว่าในบริเวณฟันหน้าและค่อย ๆ เพิ่มขึ้นและกว้างขึ้นในฟันหลัง เพื่อช่วยให้เกิดเสถียรภาพของสิ่งบูรณะ การสร้างด้านประชิดระหว่างฟันธรรมชาติและสิ่งบูรณะบนรากเทียมควรสร้างให้มีความกว้างและความยาวในแนวด้านสบฟัน-คอฟัน[40] แม้ผลการศึกษานี้พบว่าพื้นที่ด้านประชิดขนาด 1x1 ตารางมิลลิเมตรให้ผลค่าแรงเครียดสูงสุดไม่ต่างจากพื้นที่ด้านประชิดขนาด 3x3 ตารางมิลลิเมตร แต่ในกรณีที่ฟันหรือรากเทียมอยู่ในตำแหน่งที่ไม่เหมาะสม การสร้างด้านประชิดอาจไม่สามารถสร้างด้านประชิดให้มีความกว้างมากกว่า 2 มิลลิเมตรได้ ทำได้เพียงเป็นพื้นที่เล็ก ๆ หรือเป็นจุดซึ่งอาจทำให้เกิดปัญหาตามมาเช่น ทำให้เศษอาหารติด เกิดฟันผุและโรคปริทันต์ได้ง่ายขึ้น[41] ดังนั้น อย่างน้อยที่สุดก็ควรสร้างให้มีพื้นที่ด้านประชิด 1x1 ตารางมิลลิเมตร แต่สิ่งที่น่าสนใจและควรให้ความสำคัญซึ่งอาจจะมีผลต่อค่าความเครียดสูงสุดมากกว่า ได้แก่ ระยะห่างระหว่างผิวสัมผัส (gap) ด้านประชิดกับฟันข้างเคียงหรือความแน่นของด้านประชิด (contact tightness) ซึ่งหากระยะนี้มีค่ามาก อาจส่งผลให้ค่าความเครียดสูงสุดบริเวณด้านใกล้กลางมีค่ามากตามไปด้วย เนื่องมาจากผลของโมเม้นต์ดัด นอกจากนี้ความแน่นของด้านประชิดของชิ้นงานก็เป็นสิ่งที่สำคัญ จึงควรออกแบบด้านประชิดให้มีระดับความแน่นที่พอเหมาะ

ดังนั้นในทางคลินิก การออกแบบฟันเทียมจึงถือเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อชีวกลศาสตร์ของฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นบนรากเทียม[19] จากการศึกษานี้สามารถนำผลที่ได้ไปใช้ในการออกแบบฟันเทียมติดแน่นบนรากเทียมชนิดคานยื่น 2 หน่วย โดยการเชื่อมติดกันของด้านประชิด ช่วยทำให้เกิดการกระจายแรงได้ดีและมีความเครียดสูงสุดรอบ ๆ รากเทียมในปริมาณน้อย และยังช่วยป้องกันแรงนอกแนวปกติได้ ควรลดระยะความยาวของคานยื่นให้ได้มากที่สุด เพื่อลดการบิดงอของคานยื่นในกรณีรากเทียมเดี่ยว เพราะยิ่งระยะความยาวของคานยื่นมาก ยิ่งเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดความ

ล้มเหลว[42] โดยการศึกษาทางคลินิกของ Blanes และคณะ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของการละลายตัวของกระดูกในครอบฟันเดี่ยวบนรากเทียมและฟันเทียมติดแน่นชนิดคานยื่นที่มีคานยื่น 1 ซี่ฟัน[26]

จากการศึกษานี้ พบว่าปัจจัยในแง่ของความแน่นของด้านประชิดมีผลมากกว่าปัจจัยในแง่ของพื้นที่สัมผัสด้านประชิด ดังนั้น ในการสร้างชิ้นงานควรสร้างให้มีความแน่นของพื้นที่ผิวสัมผัสประมาณ 3.25 นิวตัน[43] หรือมีระยะห่างของด้านประชิดประมาณ 8 ไมครอน[44] เพื่อช่วยทำให้มีการกระจายแรงลงสู่รากเทียมและอวัยวะที่รองรับ ช่วยป้องกันการเคลื่อนขยับของชิ้นงานหรือฟันข้างเคียงไปยังทิศทางอื่นเมื่อได้รับแรง[43] และเอื้อให้เกิดความเป็นหนึ่งเดียวของชิ้นงานและรากเทียม[35]

การทดลองนี้ได้มีการควบคุมตัวแปรต่าง ๆ เพื่อทดสอบรูปแบบของด้านประชิดที่ต่างกันซึ่งคาดว่าน่าจะมีผลต่อความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นรอบรากเทียม และวัสดุที่ใช้ในการศึกษานี้เป็นการอนุมานทางคลินิกเพื่อเปรียบเทียบผลของรูปแบบด้านประชิดเท่านั้น แท่งเรซินอะคริลิกที่ใช้ในการทดลองนี้มีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (elastic modulus) 2.03 จิกกะปาสคาล (GPa)[45] ซึ่งใกล้เคียงกับค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นของกระดูกเนื้อโปร่ง (cancellous bone) ที่มีค่า 1.37 จิกกะปาสคาล[46] จึงอนุมานใช้วัสดุเรซินอะคริลิกมาทดแทนเสมือนกระดูก แม้ว่าคุณสมบัติของวัสดุจะแตกต่างกัน การทดลองนี้สร้างขึ้นโดยควบคุมปัจจัยกวน จึงทำให้สามารถเปรียบเทียบผลของด้านประชิดได้

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษา สรุปได้ว่า การสร้างฟันเทียมชนิดคานยื่น 2 หน่วยบนรากเทียมที่มีด้านประชิดในลักษณะที่เชื่อมติดกันหรือสะพานฟัน สามารถช่วยให้เกิดการกระจายแรงสู่บริเวณรอบ ๆ รากเทียมได้ดีที่สุด รองลงมาคือรูปแบบที่มีการสัมผัสด้านประชิด ส่วนรูปแบบที่ไม่มีด้านประชิดเป็นรูปแบบที่กระจายแรงได้น้อยที่สุด โดยขนาดของด้านประชิดไม่มีผลต่อความเครียดสูงสุด

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษาครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากทุนวิจัยจากคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ขอขอบคุณ ดร.ธนพัฒน์ ศาสตระรุจิ ที่ให้คำแนะนำ และช่วยเหลือเกี่ยวกับการคำนวณทางสถิติ ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ที่สนับสนุนเครื่องมือและอุปกรณ์ในงานวิจัยครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Brånemark PI, Adell R, Breine U, et al. A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3(2): 81-100.
2. Bragger U, Karoussis I, Persson R, et al. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(3): 326-334.
3. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3: 97-113.
4. Salinas TJ, Eckert SE. In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant- as compared to tooth-supported restorations? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 71-95.
5. Wennstrom J, Zurdo J, Karlsson S, et al. Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. *J Clin Periodontol* 2004; 31(12): 1077-1083.
6. Halg GA, Schmid J, Hammerle CH. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(10): 983-990.

7. Eliasson A, Eriksson T, Johansson A, Wennerberg A. Fixed partial prostheses supported by 2 or 3 implants: a retrospective study up to 18 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(4): 567-574.
8. Kreissl ME. Complex dental rehabilitation in a periodontally compromised patient. Part 2: treatment and discussion. *Eur J Esthet Dent* 2007; 2(3): 322-335.
9. Becker CM. Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. *Quintessence Int* 2004; 35(6): 437-441.
10. Romeo E, Lops D, Margutti E, et al. Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14(3): 303-311.
11. Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16(2): 172-176.
12. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21 (6): 919-928.
13. Zurdo J, Romao C, Wennstrom JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 Suppl 4: 59-66.
14. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(6): 625-642.
15. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49(6): 843-848.
16. Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent* 2001; 86(1): 20-23.
17. MA EL, Elsaadawy MG, Abdou AM, Habib AA. Effect of different implant positions on strain developed around four implants supporting a mandibular overdenture with rigid telescopic copings. *Quintessence Int* 2013; 44(9): 679-686.
18. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(3): 241-247.
19. Greenstein G, Cavallaro J, Jr. Cantilevers extending from unilateral implant-supported fixed prostheses: a review of the literature and presentation of practical guidelines. *J Am Dent Assoc* 2010; 141(10): 1221-1230.
20. Suedam V, Moretti Neto RT, Sousa EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *J Appl Oral* Sci 2016; 24(2): 114-120.
21. Chandki R, Kala M. Natural tooth versus implant: a key to treatment planning. *J Oral Implantol* 2012; 38(1): 95-100.
22. Sallam H, Kheiralla LS, Aldawakly A. Microstrains around standard and mini implants supporting different bridge designs. *J Oral Implantol* 2012; 38(3): 221-229.
23. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008; 100(6): 422-431.
24. Semper W, Heberer S, Nelson K. Retrospective analysis of bar-retained dentures with cantilever extension: marginal bone level changes around dental implants over time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(2): 385-393.

25. Rangert B, Sennerby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dent Update* 1997; 24(10): 416-420.
26. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(6): 707-714.
27. Aglietta M, Iorio Siciliano V, Blasi A, et al. Clinical and radiographic changes at implants supporting single-unit crowns (SCs) and fixed dental prostheses (FDPs) with one cantilever extension: a retrospective study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(5): 550-555.
28. Kim P, Ivanovski V, Latcham N, Mattheos N. The impact of cantilevers on biological and technical success outcomes of implant-supported fixed partial dentures: a retrospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25(2): 175-184.
29. Goiato MC, Shibayama R, Gennari Filho H, et al. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelastic. *J Med Eng Technol* 2016; 40(2): 35-42.
30. Sharma A, Rahul GR, Poduval ST, Shetty K. Assessment of various factors for feasibility of fixed cantilever bridge: a review study. *ISRN Dent* 2012; 2012: 259891.
31. Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 2008; 34(5): 248-255.
32. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent* 1993; 2(4): 221-242.
33. Korioth TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994; 73(1): 56-66.
34. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87(5): 528-535.
35. Naves MM, de Menezes HH, de Magalhaes D, de Araujo CA, Junior PC. The influence of interproximal contact on implant-supported fixed partial dentures in the posterior jaw: a photoelastic analysis. *J Oral Implantol* 2015; 41(1): 3-9.
36. Lombardo L, Marcon M, Arveda N, La Falce G, Tonello E, Siciliani G. Preliminary biometric analysis of mesiodistal tooth dimensions in subjects with normal occlusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2016; 150(1): 105-115.
37. Santoro M, Ayoub ME, Pardi VA, Cangialosi TJ. Mesiodistal crown dimensions and tooth size discrepancy of the permanent dentition of Dominican americans. *Angle Orthodontist* 2000; 70(4): 303-307.
38. English CE. Critical A-P spread. *Implant Soc* 1990; 1(1): 2-3.
39. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 1996; 7(2): 143-152.
40. Sarig R, Lianopoulos NV, Hershkovitz I, Vardimon AD. The arrangement of the interproximal interfaces in the human permanent dentition. *Clin Oral Investig* 2013; 17(3): 731-738.
41. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(2): 275-282.

42. Resnik RR, Misch CE. *Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology*. 1st ed. St. Louis; Mosby: 2017. 711.
43. Peng ZZ, Chen XM, Wang J, Li AJ, Xu ZJ. Effect of proximal contact strength on the three-dimensional displacements of implant-supported cantilever fixed partial dentures under axial loading. *J Zhejiang Univ Sci B* 2013; 14(6): 526-532.
44. Campagni WV. The final touch in the delivery of a fixed Prosthesis. *CDA J* 1984; 12(2): 21-29.
45. Vertex-Dental B.V. [URL of homepage on internet] Netherland: Vertex-Dental Product Resources Online [Cited 2017 Feb 10]. Available from: HYPERLINK "http://www.vertex-dental.com/en/products/19-en/26/155-vertex-self-curing/" http://www.vertex-dental.com/en/products/19-en/26/155-vertex-self-curing/
46. Coelho CSM, Biffi JCG, Silva GR, Abrahao A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J* 2009; 28(6): 671-678.