ว ทันต จุฬาฯ 2554;34:75-86
CU Dent J. 2011;34:75-86

บทวิทยาการ
Original Article

ความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของวัสดุเซรามิกชนิดเซอร์โคเนียที่อัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์ต่างกัน

ปรารมภ์ ซาลิมี[1] **ท.บ., Ph.D.**
ธีรา ธรรมวาสี[2] **ท.บ.**

[1]ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
[2]นิสิตบัณฑิตศึกษา ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ เพื่อทดสอบและเปรียบเทียบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนและลักษณะการแตกหักของวัสดุเซอร์โคเนียเซรามิกที่มีอัตราส่วนความหนาของคอร์ต่อวีเนียร์พอร์ซเลนต่างกัน

วัสดุและวิธีการ ทำการขึ้นรูปชิ้นตัวอย่างเซอร์โคเนียเซรามิก เป็นแผ่นกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 15 มิลลิเมตร หนา 1.2 มิลลิเมตร จำนวน 50 ชิ้น แบ่งเป็น 5 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ชิ้นตามอัตราส่วนความหนาของชั้นคอร์ต่อชั้นวีเนียร์ กลุ่มที่ 1 = 1:0 (คอร์ทั้งชิ้น) กลุ่มที่ 2 = 2:1 (คอร์ 0.8 มิลลิเมตร) กลุ่มที่ 3 = 1:1 (คอร์ 0.6 มิลลิเมตร) กลุ่มที่ 4 = 1:2 (คอร์ 0.4 มิลลิเมตร) และ กลุ่มที่ 5 = 0:1 (วีเนียร์ทั้งชิ้น) นำชิ้นตัวอย่างมาทดสอบและคำนวณหาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน ตามมาตรฐาน ISO 6872 ปี ค.ศ. 1995 โดยใช้เครื่องทดสอบสากลที่ความเร็วหัวกด 1 มิลลิเมตรต่อนาที จนชิ้นตัวอย่างแตก

ผลการศึกษา ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกนและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของกลุ่มที่ 1 = 921.48 ± 106.86 เมกะพาสคัล กลุ่มที่ 2 = 1009.49 ± 98.72 เมกะพาสคัล กลุ่มที่ 3 = 895.68 ± 92.96 เมกะพาสคัล กลุ่มที่ 4 = 768.08 ± 73.17 เมกะพาสคัล และกลุ่มที่ 5 = 70.49 ± 8.54 เมกะพาสคัล ผลการวิเคราะห์ทางสถิติด้วยการทดสอบความแปรปรวนทางเดียวแล้วทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบแทมเฮน พบว่า กลุ่มที่ 1-3 มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญ ($p > 0.05$) แต่มีความแตกต่างกับกลุ่มที่ 4 และ 5 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

สรุป ที่ความหนารวมของชิ้นตัวอย่าง 1.2 มิลลิเมตร อัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์ 1:0 2:1 และ 1:1 ให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญ แต่เมื่ออัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์ลดลงเป็น 1:2 ทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญ และพบการแตกระหว่างชั้นในกลุ่มที่ประกอบด้วยชั้นคอร์และชั้นวีเนียร์

(ว ทันต จุฬาฯ 2554;34:75-86)

คำสำคัญ: *ความแข็งแรงดัดขวางสองแกน; เซอร์โคเนียเซรามิก; อัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์*

บทนำ

วัสดุออลเซรามิกมีหลายชนิดซึ่งมีความแตกต่างกันตามวิธีการขึ้นรูปและโครงสร้างทางเคมีของวัสดุ วัสดุที่นิยมใช้อย่างแพร่หลาย ได้แก่ กลาสเซรามิก เช่น ไอพีเอสเอมเพรส (IPS Empress, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) อะลูมินาเซรามิก เช่น อินซีแรมอะลูมินา (In-Ceram Alumina, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) และเซอร์โคเนียเซรามิกที่ได้รับความนิยมมากในปัจจุบัน ซึ่งส่วนใหญ่เป็นเซอร์โคเนียที่มียิทเทรียมออกไซด์เพื่อให้เกิดความเสถียรบางส่วน (Yttrium-oxide-partially-stabilized Zirconia, YPSZ) หรือที่เรียกอีกชื่อหนึ่งว่า ยิทเทรียเตตระโกนัลเซอร์โคเนียโพลีคริสตัล หรือ วาย-ทีซีพี (Yttria tetragonal zirconia polycrystal, Y-TZP) ตัวอย่างเช่น เซอร์คอน (Cercon, Degudent GmbH, Hanue-Wolfgang, Germany)[1] เซอร์โคเนียเซรามิกมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อในช่องปาก (biocompatibility)[2-5] และไม่เป็นพิษต่อเซล (non-cytotoxicity)[6]

วัสดุเซอร์โคเนียเซรามิกชนิด วาย-ทีซีพี มีการนำมาใช้กันมากขึ้นในการบูรณะทางทันตกรรม เนื่องจากมีสมบัติเชิงกลที่ดี โดยเฉพาะความแข็งแรงที่มากขึ้น จากขบวนการทรานซฟอร์เมชั่นทัฟเฟนนิ่ง (transformation toughening) โดยการเปลี่ยนเฟสของอนุภาคเซอร์โคเนียจากเฟสเตตระโกนัล (tetragonal phase) ไปเป็นเฟสโมโนคลินิก (monoclinic phase) รอบปลายของรอยแตก ทำให้ปริมาตรของอนุภาคเพิ่มขึ้นเกิดเป็นความเค้นอัด (compressive stress) ที่ป้องกันไม่ให้รอยแตกแผ่ขยายออกไป[2] เซอร์โคเนียเซรามิกชนิด วาย-ทีซีพี มีคุณสมบัติทางกลต่างๆ ที่ดี ในแง่ของความสามารถในการดูดซับพลังงานก่อนการแตกหัก (fracture toughness) ซึ่งมีค่าประมาณ 6-8 เมกะพาสคัล.เมตร$^{1/2}$ ค่าความแข็งแรงดัดขวาง (flexural strength) ประมาณ 800-1000 เมกะพาสคัล[7] สามารถต้านทานต่อการแตกหัก (fracture resistance) ได้ดี โดยมีค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก (fracture force) ประมาณ 2,226-3,486 นิวตัน ในครอบฟัน[8] และ 1,973-2,237 นิวตัน ในสะพานฟัน[9,10] ทำให้เหมาะที่จะเป็นวัสดุบูรณะในฟันหลังที่ต้องต้านทานต่อแรงที่มีมากในบริเวณนี้ คุณสมบัติที่น่าทึ่งของเซอร์โคเนียได้ถูกนำมาใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์และทางวิศวกรรมหลายอย่างมาก่อนหน้านี้แล้ว ในทางการแพทย์สาขาศัลยกรรมกระดูกได้ใช้โพลีคริสตัลไลน์อะลูมิเนียมออกไซด์ (polycrystaline aluminium oxide) เป็นวัสดุที่ใช้ทำสะโพกเทียม (total hip replacement, THR)[7]

ด้วยความแข็งแรงที่สูงกว่าเซรามิกชนิดอื่น ทำให้การทำครอบฟันด้วยเซอร์โคเนียเซรามิกชนิดวาย-ทีซีพีสามารถเพิ่มความหนาของวีเนียร์พอร์ซเลนจากการลดความหนาของคอร์ ทำให้มีความโปร่งแสง และสามารถลดความหนาของส่วนโยง (connector) ในสะพานฟันลงได้ การใช้วัสดุเซอร์โคเนียเซรามิกในการบูรณะฟันนั้น ทางบริษัทผู้ผลิตแนะนำให้เตรียมฟันทางด้านสบฟันให้มีช่องว่าง 1.5-2 มิลลิเมตร เพื่อเป็นที่อยู่ของคอร์เซอร์โคเนียหนา 1 มิลลิเมตร ด้านผนังตามแกน (axial wall) ให้มีช่องว่าง 1.5 มิลลิเมตร เพื่อเป็นที่อยู่ของคอร์เซอร์โคเนียหนา 0.4 มิลลิเมตร ความแข็งแรงของชิ้นงานเซรามิกจึงขึ้นกับความหนาของทั้งส่วนคอร์และส่วนวีเนียร์พอร์ซเลนประกอบกัน บางบริเวณมีช่องว่างที่จะบูรณะจำกัดทำให้ต้องเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนความหนาของคอร์และวีเนียร์พอร์ซเลน ซึ่งอาจทำให้ความแข็งแรงของชิ้นงานลดลงได้ การทดลองทางห้องปฏิบัติการและจากการตรวจทางคลินิกพบว่า ครอบฟันมักแตกหักโดยส่วนของวีเนียร์พอร์ซเลนบิ่นแตกแยกออกมาจากส่วนคอร์ประมาณร้อยละ 70-78[11] ซึ่งอาจเนื่องมาจากการใช้อัตราส่วนความหนาของคอร์ต่อวีเนียร์พอร์ซเลนที่ไม่เหมาะสม และความเข้ากันได้ (compatibilitiy) ระหว่างคอร์กับวีเนียร์พอร์ซเลน เช่น องค์ประกอบ สัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อร้อน ฯลฯ ซึ่งยังเป็นที่สงสัย

Thomvanich Salimee และ Arksornnukit[12] ได้ทำการทดสอบหาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (biaxial flexural strength) ในวัสดุออลเซรามิกอินซีแรมและไอพีเอสเอมเพรส 2 ที่มีอัตราส่วนความหนาของคอร์ต่อวีเนียร์แตกต่างกันดังนี้ คือ 1:0 2:1 1:1 1:2 และ 0:1 พบว่าอัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์ที่แตกต่างกันมีผลทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของอินซีแรมมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ แต่ในไอพีเอสเอมเพรส 2 ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ และความแข็งแรงโดยรวมของเซรามิกที่ประกอบด้วยวัสดุคอร์และวีเนียร์ขึ้นอยู่กับชนิดของเซรามิกและอัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์ ซึ่งเรื่องดังกล่าวยังมีการศึกษากันไม่มากนักกับวัสดุ

เซอร์โคเนียเซรามิก ดังนั้นการวิจัยครั้งนี้ จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อทำการศึกษาถึงอัตราส่วนความหนาของคอร์เซอร์โคเนียและวีเนียร์พอร์ซเลนที่เหมาะสมที่จะให้ความแข็งแรงแก่ครอบ-ฟันและสะพานฟันเซอร์โคเนียเซรามิกชนิดวาย-ทีซีพี โดยเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนและลักษณะการแตกหัก ในชิ้นตัวอย่างที่มีความหนาของส่วนคอร์และวีเนียร์พอร์ซเลนแตกต่างกัน

วัสดุและวิธีการ

ขึ้นรูปชิ้นตัวอย่างจากวัสดุเซอร์โคเนียมออกไซด์เซอร์คอนซึ่งมียิทเทรียมออกไซด์ผสมอยู่ร้อยละ 5 และวีเนียร์พอร์ซเลนเซอร์คอนซีแรมคิส (Cercon Base and Cercon Ceram Kiss, Degudent GmbH, Hanue-Wolfgang, Germany) โดยแบ่งชิ้นตัวอย่างออกเป็น 5 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ชิ้น แบ่งตามความหนาและอัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์ ดังตารางที่ 1 โดยเป็นแผ่นกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 15 มิลลิเมตร หนา 1.2 มิลลิเมตร (รูปที่ 1)

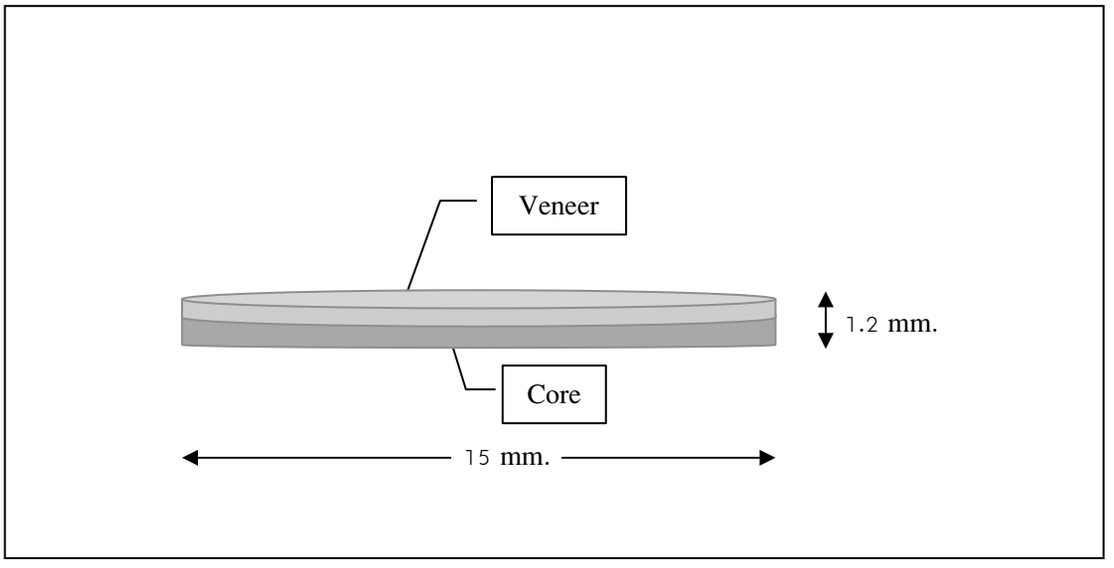
การเตรียมชั้นคอร์

สร้างชั้นคอร์จากแท่งเซอร์คอนเบสที่ผ่านการเผาบางส่วน (partially sintered) โดยใช้หัวกรอคาร์ไบด์กรอให้ได้เป็นแผ่นกลม ให้มีความหนาและเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่า

ตารางที่ 1 การแบ่งกลุ่มชิ้นตัวอย่างที่ใช้ในการศึกษานี้

Table 1 Groups of specimen in this study

Group	1	2	3	4	5
Core : veneer ratio	1:0	2:1	1:1	1:2	0:1
Core : veneer thickness (mm.)	1.2:0	0.8:0.4	0.6:0.6	0.4:0.8	0:1.2
Number	10	10	10	10	10



รูปที่ 1 โครงสร้างและขนาดชิ้นตัวอย่างที่ใช้ทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

Fig. 1 Structure and dimension of test specimen for biaxial flexural strength

ขนาดที่ต้องการร้อยละ 30 เพื่อชดเชยการหดตัวหลังการเผาตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต จากนั้นนำมาขัดด้วยกระดาษทรายขัดแห้งเบอร์ 100 120 360 500 และ 800 ตามลำดับ นำไปเผาที่อุณหภูมิ 1,350 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 6 ชั่วโมง ทิ้งไว้ให้เย็น วัดควบคุมความหนาโดยใช้ดิจิตอลไมโครมิเตอร์ วัด 5 ตำแหน่ง ดังรูปที่ 2 นำชิ้นตัวอย่างมาตรวจหารอยร้าวโดยแช่ชิ้นตัวอย่างให้สัมผัสกับน้ำยาตรวจหารอยร้าว (VITA In-Ceram Testing Liquid, Vita Zahnfabrik, BadSakingen, Germany) ทั้งสองด้าน ๆ ละ 10 นาที นำชิ้นตัวอย่างที่ตรวจผ่านแล้วมาทำการพ่นทราย (sandblast) ด้วยผงอะลูมิเนียมออกไซด์ขนาด 110 ไมครอน ที่ความดัน 3.5 เฮคโตพาส-คัล ระยะห่าง 10 มิลลิเมตร เอียงทำมุม 45 องศากับระนาบ แล้วนำไปทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดแบบความถี่เหนือเสียงเป็นเวลา 15 นาที

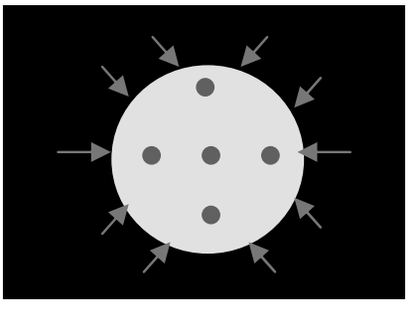
การเตรียมชั้นวีเนียร์

สร้างชั้นวีเนียร์พอร์ซเลน สำหรับชิ้นตัวอย่างในกลุ่มที่ 2-5 โดยในกลุ่มที่ 2-4 ทำเพิ่มบนชั้นคอร์โดยทาไลเนอร์และนำไปเข้าเตาเผาตามโปรแกรมการเผาที่บริษัทกำหนด ทิ้งไว้ให้เย็น จากนั้นนำไปขึ้นรูปในแม่แบบซิลิโคนที่ใหญ่กว่าขนาดที่ต้องการเพื่อชดเชยการหดตัวหลังการเผา ส่วนในกลุ่มที่ 5 ขึ้นรูปวีเนียร์พอร์ซเลนทั้งชิ้นโดยใช้แผ่นแก้วบาง (glass slide) ร่วมกับแม่แบบวงกลมที่ทำจากปูนยิปซั่ม เผาชั้นวีเนียร์และวีเนียร์ทั้งชิ้นตามโปรแกรมการเผาที่บริษัทกำหนด ทิ้งไว้ให้เย็น นำมากรอแต่งด้านที่พอกวีเนียร์พอร์ซเลนด้วยหัวกรอซิลิโคนและขัดด้วยกระดาษทรายน้ำเบอร์ 360 500 800 และ 1000 ตามลำดับ ให้ได้ความหนาและมีระนาบที่ถูกต้อง วัดความหนาชิ้นตัวอย่างให้ได้ความหนา 1.2 ± 0.005 มิลลิเมตร และเส้นผ่านศูนย์กลาง 15 ± 0.5 มิลลิเมตร นำไปทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดแบบความถี่เหนือเสียงเป็นเวลา 15 นาที ในขบวนการสร้างชิ้นตัวอย่าง เมื่อตรวจด้วยสายตา หากพบชิ้นงานมีรอยร้าว รูพรุน บิ่นแตก หรือไม่ได้ขนาด จะทำการคัดออกและสร้างชิ้นใหม่ทดแทน เก็บชิ้นตัวอย่างที่ได้ในอุณหภูมิห้อง

การทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

นำชิ้นตัวอย่างมาทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนตามมาตรฐาน ISO 6872 ปี ค.ศ. 1995[13] โดยใช้เครื่องทดสอบสากล (Instron testing machine model 5566, Instron Co., USA) และแป้นทดสอบเป็นลูกบอลเหล็กรองรับสามลูก (piston on three ball) โดยใช้หัวกดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.75 มิลลิเมตร วางชิ้นตัวอย่างลงบนแป้นทดสอบโดยให้ส่วนของวีเนียร์พอร์ซเลนอยู่ทางด้านบน เคลื่อนหัวกดลงที่จุดกลางของชิ้นตัวอย่างด้วยความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาทีจนแตก บันทึกค่าแรงกดสูงสุดคำนวณค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนตามสูตรสำหรับชิ้นงานชั้นเดียว (กลุ่มที่ 1 และ 5)[13] และชิ้นงานสองชั้น (กลุ่มที่ 2 3 และ 4)[14]

นำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ทางสถิติ โดยใช้โปรแกรมเอสพีเอสเอส รุ่น 13 (SPSS Inc, USA) หาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานและวิเคราะห์



รูปที่ 2 จุดแสดงตำแหน่งการวัดควบคุมความหนาของชิ้นตัวอย่าง ลูกศรแสดงตำแหน่งที่ใช้วัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง

Fig. 2 Locations used to control thickness (dots) and diameter (arrows)

ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one-way ANOVA) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 นำชิ้นตัวอย่างที่แตกมาตรวจสอบลักษณะพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอและกล้องจุลทรรศน์อิเลคตรอนแบบส่องกราดเพื่อดูลักษณะการแตก

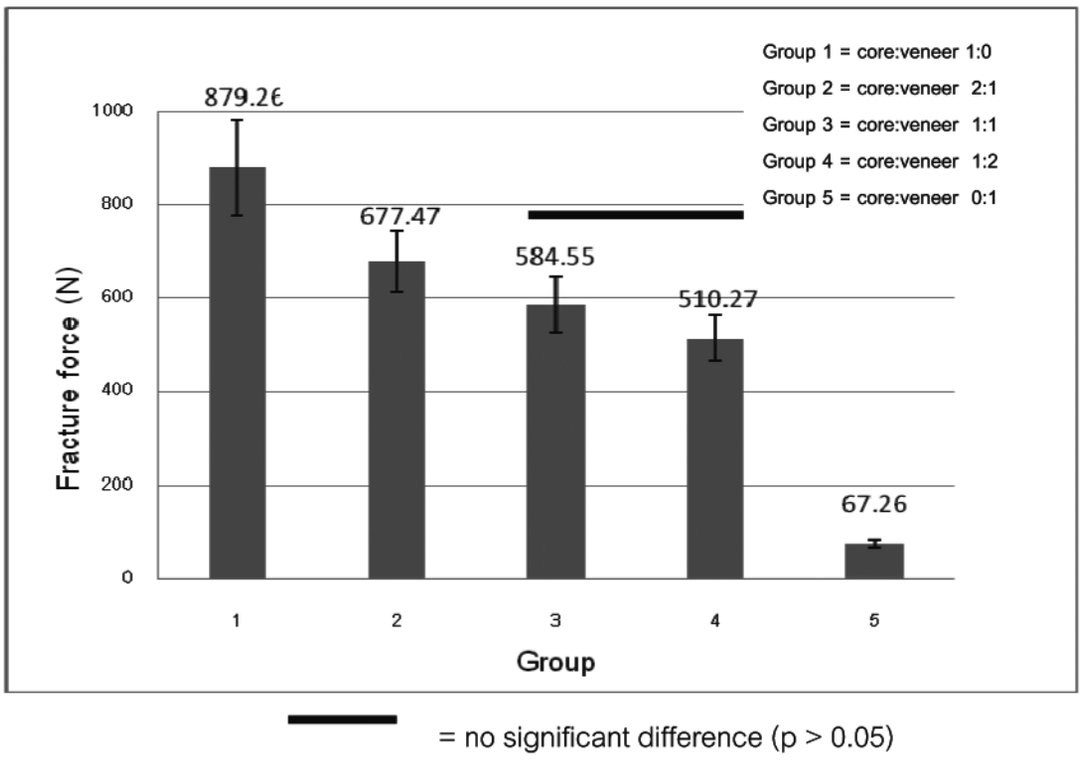
ผลการศึกษา

จากผลการทดลอง ค่าเฉลี่ยแรงกดสูงสุดในแต่ละกลุ่มแสดงในรูปที่ 3 นำค่าแรงกดสูงสุดของแต่ละชิ้นตัวอย่างมาคำนวณค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน จากนั้นนำข้อมูลไปทดสอบการกระจายตัว พบว่ามีการกระจายเป็นปกติและทดสอบความแปรปรวนด้วยการทดสอบแบบลีวีน (Levene's Test) และการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบแทมเฮน (Tamhane multiple comparison) พบว่าในกลุ่มที่ 1 2 และ 3 มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อนำไปเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ 4 และ 5 พบว่า มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (รูปที่ 4) ชิ้นตัวอย่างที่แตกแบ่งเป็น 2 ลักษณะ คือ การแตกเป็นส่วนๆ ตามแนวรัศมี ซึ่งพบในกลุ่มตัวอย่างที่เป็นชั้นเดียว คือ กลุ่มที่ 1 และ 5 (รูปที่ 5) และการแตกล่อนระหว่างชั้น (delamination) ซึ่งพบในกลุ่มที่เป็นสองชั้น (รูปที่ 6 และ 7) โดยชั้นวีเนียร์ที่แตกล่อนส่วนใหญ่จะมีชั้นของเพสท์ไลเนอร์ติดออกมาด้วย

เมื่อพิจารณากราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางกับแรงที่เปลี่ยนไปของชิ้นตัวอย่างทั้ง 5 กลุ่ม พบว่ามีลักษณะเหมือนกันคือ มียอดแหลมของกราฟที่สัมพันธ์กับการแตกหักของชิ้นตัวอย่างเพียงจุดเดียว (รูปที่ 8)

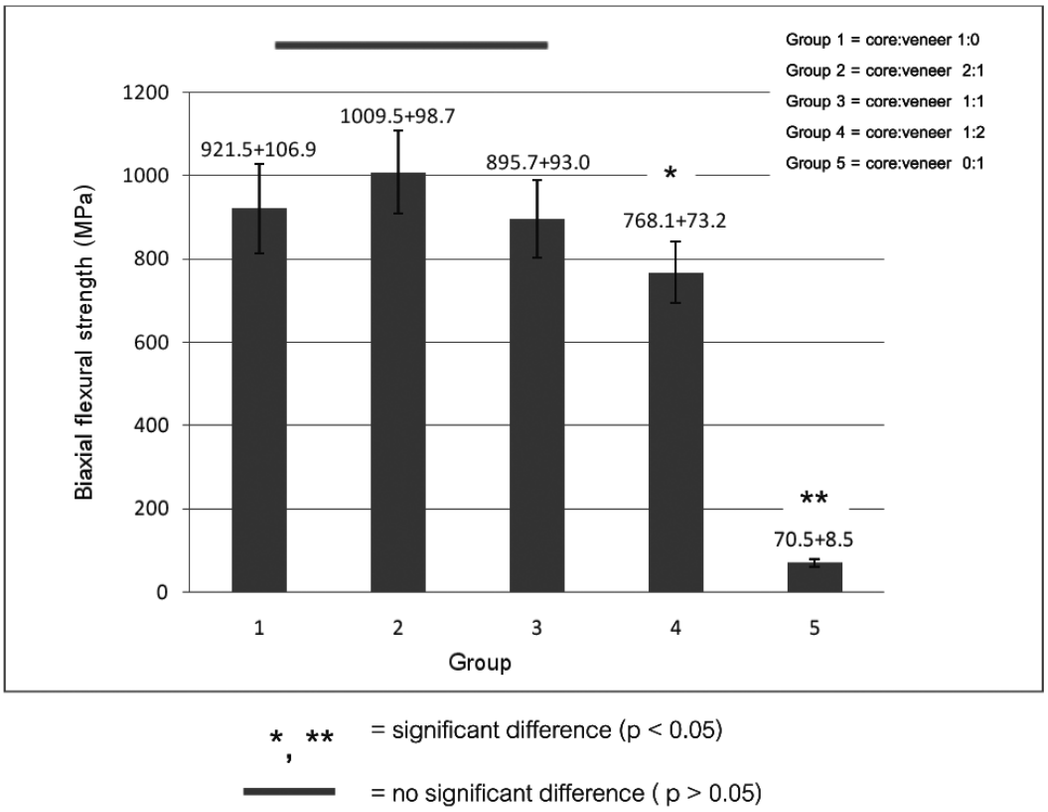
วิจารณ์

ในการศึกษานี้ทำการทดสอบโดยให้ชั้นคอร์อยู่ด้านล่าง โดยให้ชั้นวีเนียร์รับแรงกดด้านบน เพื่อสามารถนำมาเปรียบเทียบกับเซรามิกชนิดอินซีแรมและไอพีเอสเอมเพรส 2 ที่ได้ทำการศึกษาไว้ก่อนหน้านี้[12] โดยมีการศึกษาที่แสดงให้เห็นว่าค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนได้รับผลจากคุณสมบัติ



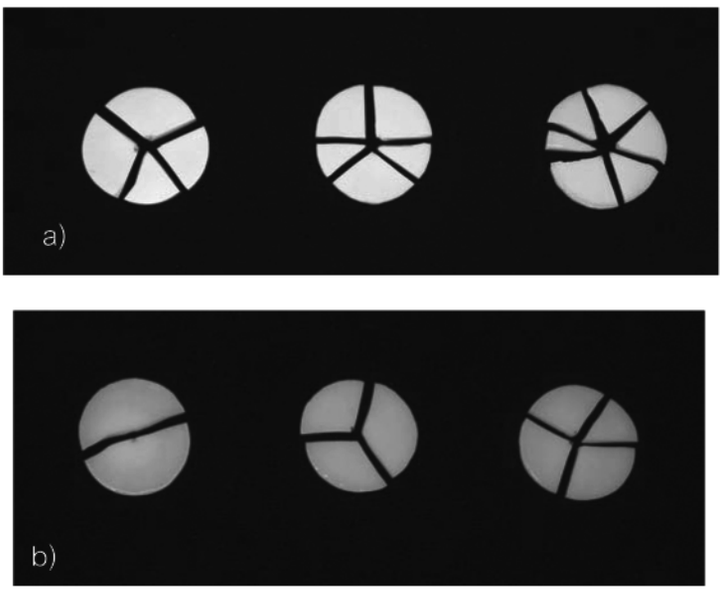
รูปที่ 3 แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยของแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักของเซรามิก 5 กลุ่ม

Fig. 3 Mean and standard deviation of fracture force of 5 groups



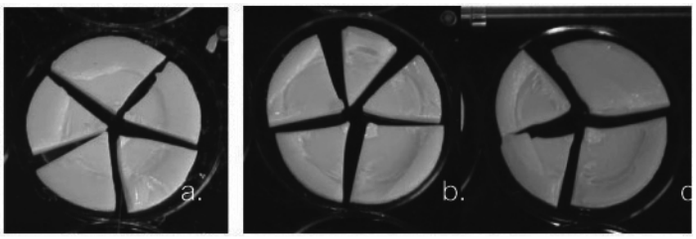
รูปที่ 4 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของชิ้นตัวอย่างทั้ง 5 กลุ่ม

Fig. 4 Mean and standard deviation of biaxial flexural strength of five groups



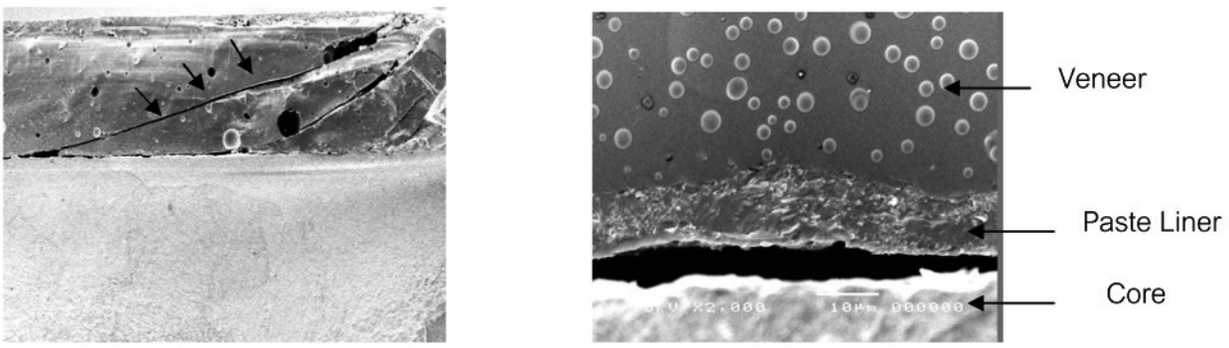
รูปที่ 5 ลักษณะการแตกในแนวรัศมี พบในกลุ่มที่เป็นชั้นเดียว (a) กลุ่มที่ 1 คอร์เซอร์โคเนียทั้งชิ้น พบการแตกออกเป็น 4-6 ชิ้น และ (b) กลุ่มที่ 5 วีเนียร์พอร์ซเลนทั้งชิ้น พบการแตกออกเป็น 2-4 ชิ้น

Fig. 5 Fracture mode of radial crack found in monolayer specimens: a) group 1 zirconia core broke into 4-6 pieces b) veneering porcelain broke into 2-4 pieces



รูปที่ 6 รูปแบบการแตกในชิ้นตัวอย่างของกลุ่มที่ประกอบด้วยสองชั้น กลุ่มที่ 2 (a) กลุ่มที่ 3 (b) และกลุ่มที่ 4 (c) พบการแตกแบบรัศมีร่วมกับการแตกล่อนของชั้นวีเนียร์บริเวณใกล้จุดกด

Fig. 6 Fracture mode in bilayer specimen in group 2 (a), group 3 (b), and group 4 (c). Radial crack were found in combination with delamination of veneer porcelain near loading point



รูปที่ 7 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเลคตรอนแสดงลักษณะรอยแตกของชิ้นตัวอย่างในกลุ่มที่ 2

a. พบบริเวณที่ชั้นวีเนียร์แยกกับชั้นคอร์ และรอยแตกแบบทรงกรวย (ลูกศร) ในชั้นวีเนียร์ (กำลังขยาย 75 เท่า)

b. แสดงพื้นผิวการแตกบริเวณรอยต่อ พบการแตกระหว่างชั้นเพสท์ไลเนอร์แยกออกมาจากชั้นคอร์ (กำลังขยาย 2000 เท่า)

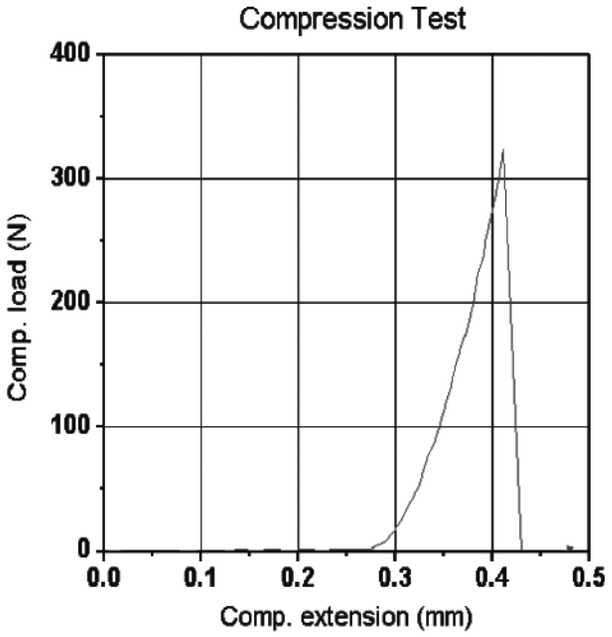
Fig. 7 Scanning electron micrograph showed fracture pattern in specimen of group 2

a. Delamination at the interface and cone crack (arrow) were found (75 x)

b. Fracture surface at bonding interface, delamination of paste liner from core material was observed (2000 x)

ของวัสดุที่อยู่ชั้นล่างมากกว่า[15] นอกจากนี้ผลจากวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element) แสดงให้เห็นว่า การวางในลักษณะดังกล่าวจะมีการกระจายแรงเป็นลักษณะเดียวด้วยแรงเค้นอัดบนผิววีเนียร์ภายใต้แรงกดเช่นเดียวกับสภาวะทางคลินิก[16]

จากผลการทดลอง พบว่าในกลุ่มตัวอย่างที่ 1 2 และ 3 มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน แตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แสดงให้เห็นว่าความหนาของคอร์เซอร์โคเนียต่อวีเนียร์พอร์ซเลนในอัตราส่วนดังกล่าวไม่มีผลต่อความแข็งแรงดัดขวางสองแกน แต่เมื่อความหนาของชั้นคอร์ลดลงเป็น 0.4 มิลลิเมตร ในกลุ่มที่ 4 จะทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญ คล้ายกับผลของหลายงานวิจัย[15,17-19] ที่กล่าวถึงความสำคัญของอัตราส่วนคอร์และวีเนียร์ที่มีผลต่อความแข็งแรงของเซรามิก ชนิดเซอร์โคเนีย



รูปที่ 8 รูปแบบความสัมพันธ์ระหว่างการยืดกับแรงกดของชิ้นตัวอย่างขณะทดสอบ โดยพบยอดแหลมของกราฟที่สัมพันธ์กับการแตกหักของชิ้นเพียงจุดเดียวในทุกกลุ่มตัวอย่าง

Fig. 8 Pattern of load-extension relation in testing specimen. Single peak of graph at fracture point was observed in every group

และอะลูมินา โดยอัตราส่วนคอร์และวีเนียร์ที่มากขึ้นมีแนวโน้มทำให้เซรามิกมีความแข็งแรงมากขึ้น ซึ่งปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดความแตกต่างนี้ขึ้นอยู่กับความเข้ากันได้ของวัสดุทั้งสองชนิดด้วยซึ่งได้แก่คุณสมบัติเชิงกล เช่น ค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่น ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อร้อน และการยึดติดกันของวัสดุ เป็นต้น ซึ่งขึ้นอยู่กับองค์ประกอบของเซรามิกทั้งสองชนิด แต่จะต่างจากวัสดุไอพีเอสเอมเพรสในการทดลองก่อนหน้านี้[12] เนื่องจากวัสดุไอพีเอสเอมเพรสมีความเข้ากันได้กับวีเนียร์พอร์ซเลนในด้านองค์ประกอบและค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกว่า

เป็นที่น่าสังเกตว่าค่าแรงสูงสุดเฉลี่ยที่ทำให้เกิดการแตกหักของชิ้นตัวอย่างมีค่ามากขึ้นตามชั้นคอร์ที่หนาขึ้น (รูปที่ 3) แต่เมื่อนำมาคำนวณหาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนพบว่า ในกลุ่มที่เป็นคอร์เซอร์โคเนียร่วมกับวีเนียร์พอร์ซเลนในอัตราส่วน 2:1 กลับมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนมากกว่ากลุ่มที่เป็นคอร์เซอร์โคเนียทั้งชิ้น เช่นเดียวกับรายงานผลการวิจัย ของ Guazzato และคณะ[16] ที่พบว่าชิ้นตัวอย่างที่ประกอบด้วยชั้นคอร์และวีเนียร์พอร์ซเลนในอัตราส่วน 1:1 ในการทดสอบแบบเดียวกันให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนมากกว่าชิ้นตัวอย่างที่เป็นคอร์เซอร์โคเนียทั้งชิ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สาเหตุที่เป็นเช่นนี้น่าจะเนื่องจากความเข้ากันได้ของค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อร้อนที่เข้ากันได้ดี ทำให้เกิดความเค้นค้าง (residual stress) ที่พอเหมาะทำให้เสริมความแข็งแรงของคอร์เซอร์โคเนียมากขึ้น อย่างไรก็ตามค่าที่มากกว่ากันดังกล่าวก็มีความแตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติในการทดลองนี้

การคำนวณหาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนในชิ้นตัวอย่างที่ประกอบด้วยวัสดุสองชนิดยึดติดกันซึ่งมีคุณสมบัติของค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นและค่าอัตราส่วนปัวซองต่างกันในงานวิจัยนี้ ได้ใช้สูตรที่ดัดแปลงมาจากสูตรของ Roark ที่ใช้หาค่าความเค้นดัดโค้ง (bending stress) ด้านใต้ของวัสดุที่ประกอบด้วยสองชั้น[20] และถือว่าเซรามิกแต่ละชั้นมีค่าอัตราส่วนปัวซองเท่ากัน[14] ดังนั้นค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนในชิ้นตัวอย่างจึงขึ้นกับความแตกต่างกันของค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นเป็นสำคัญ โดยวัสดุที่มีค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นของชั้นคอร์และชั้นวีเนียร์ที่ต่างกันมากจะเกิดการแตก

ระหว่างชั้นได้ง่าย[16] จากงานวิจัยนี้ค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นของคอร์เซอร์โคเนียต่างกับวีเนียร์พอร์ซเลนประมาณ 3.5 เท่า (210 และ 60 กิกะพาสคัล) ทำให้การส่งผ่านและกระจายแรงไปในเซรามิกทั้งชิ้นทำได้ไม่ดี สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้[12] ซึ่งพบว่าอินซีแรมมีค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นของคอร์และวีเนียร์ต่างกันมาก ทำให้พบการแตกแยกชั้นของอินซีแรมเป็นส่วนใหญ่ แต่ไม่พบการแตกลักษณะนี้ในไอพีเอสเอมเพรส 2 ที่มีค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นของคอร์และวีเนียร์ที่ต่างกันเพียง 1.4 เท่า

ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อร้อนที่ต่างกันของวัสดุแต่ละชั้นมีผลต่อการยึดติดของวัสดุเช่นกัน[21] โดยคอร์เซอร์โคเนียมีค่า 10.5 x 10^{-6}/องศาเคลวิน แต่วีเนียร์พอร์ซเลนเซอร์คอนซีแรมคิสมีค่า 9.2 x 10^{-6}/องศาเคลวิน ที่อุณหภูมิ 25-500 องศาเซลเซียส ทำให้มีผลต่อความเข้ากันได้ของวัสดุทั้งสองชนิด De Jager และคณะ[22] สรุปว่าการที่จะเพิ่มความแข็งแรงให้ครอบฟันเซรามิกนั้น ชั้นวีเนียร์พอร์ซเลนใกล้กับบริเวณที่ติดกับชั้นคอร์เป็นตำแหน่งที่สำคัญ การที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อร้อนที่ไม่เข้ากัน ทำให้เพิ่มความเค้นดึงในชั้นวีเนียร์ จึงแนะนำให้ค่านี้ต่างกันน้อยที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้

ดังนั้นการใช้เซอร์โคเนียเซรามิกร่วมกับวีเนียร์พอร์ซเลนในการบูรณะฟันจึงมีแนวโน้มเดียวกับเซรามิกชนิดอะลูมินา ซึ่งความแข็งแรงของเซรามิกจะมีความสัมพันธ์กับความหนาของคอร์ที่เพิ่มขึ้น แม้เซอร์โคเนียเซรามิกจะมีความแข็งแรงมากกว่า แต่ก็ควรให้ความระมัดระวังในบริเวณที่อัตราส่วนคอร์และวีเนียร์ต่ำ เช่นบริเวณปลายฟันจึงมีโอกาสที่จะเกิดการแตกหักได้ง่าย

เมื่อพิจารณาลักษณะการแตกของชิ้นตัวอย่างพบว่าในกลุ่มที่มีชั้นเดียว ชิ้นตัวอย่างเซอร์โคเนียส่วนใหญ่มีการแตกในแนวรัศมี (4-6 ชิ้น) มากกว่าชิ้นตัวอย่างวีเนียร์ (2-4 ชิ้น) ดังรูปที่ 5 เนื่องมาจากคอร์เซอร์โคเนียมีความแข็งแรงมากกว่าจึงกระจายแรงไปทั่วบริเวณชิ้นตัวอย่างได้ดีกว่า เมื่อดูจากกล้องจุลทรรศน์อิเลคตรอนแบบส่องกราดพบว่าคอร์เซอร์โคเนียมีลักษณะแน่นทึบไม่มีรูพรุน ต่างจากวีเนียร์พอร์-ซเลนซึ่งมีรูพรุนอยู่ทั่วไป ส่วนลักษณะการแตกในกลุ่มที่ 2 3 และ 4 พบการแตกแบบรัศมีและมีการแตกล่อนของชั้นวีเนียร์บริเวณส่วนกลางออกมา (รูปที่ 6) ส่วนวีเนียร์ที่ขอบนอกของชิ้นตัวอย่างจะไม่แตกล่อนออกมา เนื่องมาจากความเค้นที่เกิดจากการสัมผัส (contact stress) จะมีอิทธิพลให้เกิดความเค้นอัดใกล้กับบริเวณหัวกด[23] จึงเห็นการแตกล่อนของชั้นวีเนียร์ในส่วนกลาง และสอดคล้องกับผลการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ที่รายงานมาก่อนหน้านี้[16,23] นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบกันจะพบว่าความกว้างของชั้นวีเนียร์รอบนอกที่เหลือติดกับชั้นคอร์ในกลุ่มที่ 2 จะกว้างกว่าในกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 เป็นไปได้ว่า ชิ้นตัวอย่างที่มีชั้นคอร์ที่บางกว่าเกิดการโค้งงอ (deflection) ได้มากกว่า จึงเกิดการแตกล่อนของชั้นวีเนียร์เป็นบริเวณกว้างกว่า ดังนั้นส่วนคอร์ด้านใต้ที่หนากว่าจึงสามารถป้องกันการโค้งงอได้ดี ซึ่งก่อให้เกิดความแข็งแรงของวัสดุเซรามิกทั้งชิ้นมากกว่า

จุดเริ่มต้นรอยแตกของชั้นเซรามิกสามารถเกิดจากตำแหน่งต่าง ๆ ได้แก่ ส่วนต่อระหว่างชั้นคอร์และชั้นวีเนียร์ พื้นผิวของชั้นวีเนียร์ และพื้นผิวของชั้นคอร์[11] เมื่อพิจารณากราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางกับแรงที่เปลี่ยนไปของชิ้นตัวอย่างทั้ง 5 กลุ่ม พบว่าลักษณะเหมือนกันทุกกลุ่ม คือ มียอดแหลมของกราฟที่สัมพันธ์กับการแตกหักของชิ้นตัวอย่างเพียงจุดเดียว (รูปที่ 8) สอดคล้องกับผลของ Wakabayashi และ Anusavice[18] ซึ่งอธิบายว่ารอยร้าวเริ่มเกิดจากในชั้นวีเนียร์แผ่ขยายมาถึงชั้นคอร์แล้วจึงแผ่ขยายไปตามรอยต่อระหว่างชั้น โดยที่ชั้นวีเนียร์ยังยึดติดอยู่กับส่วนคอร์ พร้อมกับการเกิดรอยร้าวที่บริเวณด้านใต้ของคอร์ผ่านไปสู่ชั้นวีเนียร์นำไปสู่การแตกหักทั้งชิ้นและเกิดการแตกล่อนของชั้นวีเนียร์ แต่ผลนี้ต่างกับในการวิจัยของ Guazzatto และคณะ[16] และ Studart และคณะ[24] ซึ่งพบว่ามียอดแหลมของกราฟ 2 จุดเพิ่มขึ้นมาก่อนที่จะถึงยอดแหลมสูงสุด ซึ่งสัมพันธ์กับการแตกของชั้นพอร์ซเลนก่อนที่จะเกิดการแตกหักของชั้นคอร์ในที่สุด ความแตกต่างของผลดังกล่าวอาจเนื่องมาจากแรงยึดติดของชั้นคอร์และวีเนียร์หรือจากความแข็งแรงของตัวพอร์ซเลนวีเนียร์ซึ่งอาจต่างกันในแต่ละการทดลอง

ในการทดลองนี้พบว่าพบว่าชั้นของเพสท์ไลเนอร์จะติดไปกับส่วนของชั้นวีเนียร์ที่แตกล่อนออกมาจากชั้นคอร์เซอร์โคเนียเป็นส่วนใหญ่ (รูปที่ 7) องค์ประกอบของไลเนอร์อาจมีผลทำให้ชั้นไลเนอร์ติดไปกับชั้นวีเนียร์ เนื่องจากไลเนอร์เป็นเฟลด์สปาติกพอร์ซเลนที่มีซีลีเนียม (selenium) เป็นองค์ประกอบ จึงทำให้เข้ากันได้ดีกว่าส่วนคอร์[25] และเป็นไปได้ว่าชั้นเพสท์ไลเนอร์มีค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นและส่วนประกอบที่ใกล้เคียงกับชั้นวีเนียร์พอร์ซเลน ทำให้เกิดการแตก

ล่อนติดออกมากับชั้นวีเนียร์เป็นส่วนใหญ่

ในทางคลินิกการเบี่ยงเบนของรอยแตก (crack deflection) ทำให้พบชั้นวีเนียร์พอร์ซเลนแตกมากกว่าที่จะเกิดการแตกหักทั้งชิ้น เนื่องจากเซอร์โคเนียต้านทานการเกิดรอยร้าวได้ดีกว่า[15] โดยรอยแตกที่แผ่ขยายมาจากชั้นวีเนียร์จะเกิดการเบี่ยงเบนที่รอยต่อระหว่างชั้นคอร์และชั้นวีเนียร์ เมื่อใช้วัสดุคอร์ที่มีความเหนียว เช่น อินซีแรมเซอร์โคเนีย และเซอร์โคเนียเซรามิกชนิดวาย-ทีซีพี[24] แต่รอยแตกไม่สามารถแผ่ขยายจากเซรามิกที่มีค่ามอดูลัสและความเหนียวต่ำไปสู่เซรามิกที่มีค่าดังกล่าวมากกว่าได้[26]

มีปัจจัยอีกหลายอย่างที่มีผลต่อลักษณะการแตกหักของวัสดุเซรามิกที่ประกอบด้วยชั้นคอร์และวีเนียร์พอร์ซเลน ได้แก่ ความเค้นที่เหลือค้างจากกระบวนการขึ้นรูป ลักษณะการเตรียมฟันเพื่อรองรับวัสดุบูรณะ การเกิดทรานซฟอร์เมชั่นของผลึกเซอร์โคเนียที่ส่วนเชื่อมระหว่างคอร์กับวีเนียร์เนื่องจากอุณหภูมิหรือแรงเค้น การสร้างชิ้นงานที่อาจมีรอยร้าวเกิดขึ้นตามธรรมชาติอยู่แล้ว สารยึดติด (luting agent) ทิศทาง ตำแหน่ง และชนิดของแรงที่ให้ และสภาพแวดล้อมขณะทดสอบ[21,26-29] องค์ประกอบของวัสดุและค่าความสามารถในการดูดซับพลังงานก่อนการแตกหักของวัสดุแต่ละชั้น[23] ดังนั้น แม้การใช้คอร์เซอร์โคเนียจะเป็นที่ยอมรับว่าสามารถต้านทานต่อการแตกหักได้สูง แต่ก็ควรให้ความสำคัญกับโครงสร้างอัตราส่วนคอร์และวีเนียร์ที่เหมาะสม กระบวนการขึ้นรูปชั้นวีเนียร์พอร์ซเลนรวมทั้งการปรับปรุงแรงยึดระหว่างชั้นคอร์กับชั้นวีเนียร์ให้ดีขึ้นเพื่อความสำเร็จในระยะยาว

สรุป

อัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์ที่แตกต่างกันมีผลต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของวัสดุเซอร์โคเนียเซรามิกชนิดวาย-ทีซีพี โดยที่อัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์ 1:0 2:1 และ 1:1 ให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญ แต่เมื่ออัตราส่วนคอร์ต่อวีเนียร์ลดลงเป็น 1:2 จะทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณการสนับสนุนเงินทุนการวิจัยจากกองทุนวิจัย คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ประจำปี 2550 ขอขอบคุณอาจารย์ไพพรรณ วิทยานนท์ ที่ช่วยให้ความรู้และคำปรึกษาทางด้านสถิติ และขอขอบคุณบริษัทเซอร์คอนไทยแลนด์ ที่เอื้อเฟื้อวัสดุเซอร์คอนเบสและวีเนียร์พอร์ซเลน อุปกรณ์ต่าง ๆ และสถานที่ในการเตรียมชิ้นตัวอย่าง

เอกสารอ้างอิง

1. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997; 128:297-307.
2. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res. 1989;23:45-61.
3. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. J Prosthet Dent. 1992;68:322-6.
4. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20:1-25.
5. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. Biomaterials. 1999;20:371-6.
6. Uo M, Sjogren G, Sundh A, Watari F, Bergman M, Lerner U. Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. Dent Mater. 2003;19:487-92.
7. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008;24:299-307.
8. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. J Oral Rehabil. 2004;31:682-8.
9. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance

of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater. 2005;21:476-82.

10. Att W, Stamouli K, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. Acta Odontol Scand. 2007;65:14-21.
11. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. J Dent Res. 1995;74:1253-8.
12. Thomvanich P, Salimee P, Arksornnukit M. Biaxial flexural strength of two all-ceramic materials at different layering thickness. CU Dent J. 2007;30:141-56.
13. The international organization for Standardization. Dental ceramic. International standard ISO 6872, 2nd ed. Switzerland : Case Postale, 1995;56:6-8.
14. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. Int J Prosthodont. 1999;12:28-37.
15. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent. 2005;94:125-31.
16. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials. 2004;25:5045-52.
17. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. Int J Prosthodont. 1998;11:183-9.
18. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. J Dent Res. 2000;79: 1398-404.
19. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. J Dent Res. 2002;81:433-8.
20. Young WC. Roark's formulas for stress and strain. 6th ed. New York: McGraw-Hill. 1989.
21. Isgro G, Wang H, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The effects of thermal mismatch and fabrication procedures on the deflection of layered all-ceramic discs. Dent Mater. 2005;21:649-55.
22. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. Dent Mater. 2005;21:242-51.
23. Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. Dent Mater. 2006;22:460-9.
24. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater. 2007;23:115-23.
25. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent Mater. 2005;21:984-91.
26. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. J Dent Res. 2007;86:142-6.
27. Taskonak B, Mecholsky JJ Jr., Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. Biomaterials. 2005;26:3235-41.
28. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. J Prosthet Dent. 2006;96:154-64.
29. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1994;7: 329-38.

Biaxial flexural strength of zirconia ceramic with differences in core : veneer ratio

Prarom Salimee[1] **D.D.S., Ph.D.**
Teera Thammawasi[2], **D.D.S.**

[1]Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
[2]Graduate student, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Abstracts

Objective To investigate the biaxial flexural strength (BFS) and mode of fracture of zirconia ceramic with different thickness of core: veneer ratio.

Materials and methods Fifty disc specimens (15 mm. in diameter and 1.2 mm. in thickness) of zirconia ceramic were fabricated for 5 groups (n=10) according to core:veneer ratio; group 1 = 1:0 (core alone), group 2 = 2:1 (core 0.8 mm) group 3 = 1:1 (core 0.6 mm.), group 4 = 1:2 (core 0.4 mm.) and group 5 = 0:1 (veneer porcelain alone). All specimens were subjected to biaxial flexural test following ISO 6872: 1995 until failure occurred and calculated the BFS. All tests were carried out on the Instron 5566 with crosshead speed of 1.0 mm/min.

Results The means BFS ± SD of group 1-5 were 921.48 ± 106.86 MPa, 1009.49 ± 98.72 MPa, 895.68 ± 92.96 MPa, 768.08 ± 73.17 MPa and 70.49 ± 8.54 MPa, respectively. ANOVA and Tamhane test revealed that there was no significant difference among the BFS of group 1, group 2 and group 3 ($p > 0.05$) but the BFS of these groups were significantly higher than the BFS of group 4 and group 5 ($p < 0.05$).

Conclusion In case of specimen with 1.2 mm. in thickness, the difference of core and veneer ratio 1:0, 2:1 and 1:1 did not affect the BFS, but decreasing in thickness of core and veneer ratio to 1:2, the BFS of zirconia ceramic was significantly decreased. Delamination of core-veneer interface can be observed in all core-veneer specimens.

(CU Dent J. 2011;34:75-86)

Key words: *Biaxial flexural strength; Core:veneer ratio; Zirconia ceramic*