



## สมบัติทางกายภาพของวัสดุเคลือบหลุม ร่องฟันที่เสริมเส้นใยวิสเกอร์

อสมมา ปาลเดชพงศ์ ท.บ., ป. บัณฑิต (ทันตกรรมหัตถการ), M.Sc.<sup>1</sup>

สุชิต พูลทอง ท.บ., ป. บัณฑิต (ทันตกรรมหัตถการ), M.Sc., Ph.D.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> นิสิตปริญญาโทบัณฑิต ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

<sup>2</sup> ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

### บทคัดย่อ

**วัตถุประสงค์** เพื่อศึกษาสมบัติทางกายภาพของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่เสริมเส้นใยวิสเกอร์ของสารโคโตซาน

**วัสดุและวิธีการ** ทำการทดสอบความแข็งและค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวกแคร์ (คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, ไทย) และวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวกแคร์ที่เสริมเส้นใยวิสเกอร์โคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 5.0 และ 6.5 โดยน้ำหนัก โดยเครื่องทดสอบความแข็งในระดับนาโน (UMIS, ออสเตรเลีย) หลังจากนั้นนำวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวกแคร์และวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวกแคร์ที่มีสารโคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนัก มาทดสอบมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988 ของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันชนิดเรซินในเรื่องความลึกของการแข็งตัวและความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัว ทำการวิเคราะห์ความแตกต่างของความแข็งและค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุที่ทดสอบ โดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวและวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มของวัสดุที่นำมาทดสอบมาตรฐานไอเอสโอโดยการใช่วิธีอินดิเพนธ์เดนท์ แคมเปิล ที-เทส

**ผลการศึกษา** วัสดุพรีโวกแคร์ที่มีสารโคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 5.0 และ 6.5 โดยน้ำหนัก มีความแข็งที่ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญกับกลุ่มควบคุม จึงเลือกวัสดุพรีโวกแคร์ที่มีสารโคโตซานร้อยละ 3.3 มาทดสอบตามมาตรฐานไอเอสโอ ซึ่งพบว่าไม่มีความแตกต่างกันในเรื่องค่าความลึกของการแข็งตัวและความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวของวัสดุพรีโวกแคร์และวัสดุพรีโวกแคร์ที่มีสารโคโตซานร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนัก

**สรุป** วัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่เสริมเส้นใยวิสเกอร์ของสารโคโตซานไม่ทำให้ความแข็งของวัสดุลดลง และมีคุณสมบัติผ่านมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988

(ว. ทันต จุฬาฯ 2550;30:129-40)

**คำสำคัญ:** โคโตซาน; วัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน; สมบัติทางกายภาพ

## บทนำ

โรคฟันผุเป็นสาเหตุสำคัญของการสูญเสียฟันในประชากรทุกกลุ่มและทุกประเทศ การดำเนินของโรคเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ ตามอายุที่เพิ่มขึ้น<sup>1</sup> สำหรับประเทศไทยอัตราการเกิดฟันผุของประชากรไทยอยู่ในระดับสูง นั่นคือกลุ่มเด็กอายุ 6 ปี และ 12 ปี มีความชุกของโรคฟันผุร้อยละ 85.1 และ 53.9 ตามลำดับ<sup>2</sup> โดยบริเวณที่พบฟันผุมากที่สุดคือ หลุมร่องฟัน (pit and fissure) รองลงมาคือ ด้านเรียบของฟันและรากฟันตามลำดับ สาเหตุที่หลุมร่องฟันเกิดการผุได้ง่าย เนื่องจากเป็นบริเวณที่แผ่นคราบจุลินทรีย์ (plaque) เกาะติดง่ายและทำความสะอาดได้ยาก<sup>3</sup> มีการพัฒนานำสารเรซินมาเคลือบบริเวณหลุมร่องฟัน<sup>3,4</sup> ซึ่งการเคลือบหลุมร่องฟันนี้เป็นวิธีการทางคลินิกที่ได้รับการยอมรับจากสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกาในปี ค.ศ. 1976 ว่าเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพในการป้องกันฟันผุนบนด้านบดเคี้ยวและปลอดภัย<sup>5</sup> หลักการของการใช้วัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน คือเพื่อเป็นสิ่งกีดขวางทางกายภาพ ป้องกันการสะสมของแบคทีเรียและอาหารซึ่งเป็นสาเหตุให้เกิดโรคฟันผุบริเวณหลุมและร่องฟัน<sup>4</sup>

เนื่องด้วยประเทศไทยขาดความรู้ทางด้านการผลิตส่งผลให้ทันตวัสดุส่วนใหญ่ที่ใช้ภายในประเทศ เป็นผลิตภัณฑ์ที่นำเข้าจากต่างประเทศแทบทั้งสิ้น ทำให้ทันตวัสดุมีราคาค่อนข้างสูงและส่งผลให้ต้นทุนในการรักษาสูงตามไปด้วย ซึ่งรวมถึงวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันเช่นกัน<sup>6</sup> ดังนั้นทางคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มีโครงการวิจัยที่นำไปสู่การพัฒนาทันตวัสดุสำหรับใช้ในประเทศ โดยวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่พัฒนาขึ้นนี้ได้รับการตั้งชื่อว่า ฟริโวแคร์ (Prevo™care) ฟริโวแคร์มีสารบิส-จีเอ็มเอ (bis-GMA) เป็นมอนอเมอร์ (monomer) หลัก และองค์ประกอบพื้นฐานใกล้เคียงกับผลิตภัณฑ์ที่จำหน่ายในท้องตลาด มีการทดสอบสมบัติทางกายภาพตามมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988 ในเรื่องความลึกของการแข็งตัว (depth of cure) และความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัว (uncured film thickness) และมาตรฐานไอเอสโอ 4049:2000 เรื่องสภาพละลายได้ (solubility) และการดูดซับน้ำ (water sorption) รวมถึงดีกรีออฟคอนเวอร์ชัน (degree of conversion) และ

ความแข็งแบบวิกเกอร์ส (Vickers hardness) โดยเปรียบเทียบกับวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่นำเข้าจากต่างประเทศ คือ คอนไซส์ (Concise™) พบว่าฟริโวแคร์และคอนไซส์มีคุณสมบัติผ่านเกณฑ์ตามที่มาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988 และ 4049:2000 กำหนด โดยที่ฟริโวแคร์มีค่าความลึกของการแข็งตัวและความแข็งแบบวิกเกอร์สมากกว่าคอนไซส์อย่างมีนัยสำคัญ ( $p < 0.05$ ) อย่างไรก็ตามฟริโวแคร์มีสภาพละลายได้และการดูดซับน้ำมากกว่าเช่นกัน<sup>7</sup> นอกจากนี้ยังมีการศึกษาทางคลินิกเป็นเวลา 6 12 และ 24 เดือน พบว่าฟริโวแคร์มีประสิทธิภาพในการยึดติดและป้องกันฟันผุในหลุมร่องฟันของฟันกรามแท้ซึ่งที่หนึ่งเทียบเท่ากับคอนไซส์<sup>8-10</sup>

เป็นที่ทราบกันดีว่าฟันผุเกิดจากเชื้อแบคทีเรียผลิตกรดขึ้นมาและละลายแร่ธาตุบนผิวฟัน จนเกิดการผุโดยเชื้อแบคทีเรียที่เป็นสาเหตุการเกิดฟันผุคือ เชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวเทนส์ (*Streptococcus mutans*) เชื้อกลุ่มแลคโตบาซิลลัส (*Lactobacillus species*) และเชื้อกลุ่มแอกติโนมัยซิส (*Actinomyces species*)<sup>11</sup> ดังนั้นทางคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จึงมีแนวคิดในการใส่สารต้านจุลชีพ (antimicrobial agent) ลงในวัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน โดยสารต้านจุลชีพที่เลือกใช้เป็นสารจากธรรมชาติ นั่นคือ สารไคโตซาน (chitosan) ซึ่งเป็นอนุพันธ์ของสารไคติน (chitin) ไคตินเป็นสารพอลิเมอร์ชีวภาพที่มีมากในโลกเป็นอันดับสองรองจากเซลลูโลส ทำหน้าที่เป็นโครงสร้าง ป้องกันและสร้างความแข็งแรงให้แก่ผนังเซลล์ของสิ่งมีชีวิต พบในเปลือกนอกของสัตว์จำพวกกุ้ง ปู และแกนปลาหมึก มีการนำสารไคโตซานมาใช้ทางทันตกรรมมากมาย เช่น ใช้เป็นวัสดุทดแทนกระดูกในงานศัลยกรรม<sup>12</sup> ใช้ในงานถอนฟันหรืองานศัลยกรรมตัดปลายรากฟันเพื่อส่งเสริมการสร้างกระดูก<sup>13</sup> ใช้ในงานป้องกันฟันผุ โดยอาจผสมในยาสีฟัน น้ำยาบ้วนปาก หรือหมากฝรั่ง เป็นต้น<sup>14</sup>

การทดสอบสมบัติทางกายภาพของทันตวัสดุมีหลายวิธี ในส่วนของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน การติดอยู่ (retention) ของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน เป็นสิ่งที่ใช้ประเมินประสิทธิภาพของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันในทางคลินิก ดังนั้นการรั่วซึม การยึดของพันธะ (bond strength) การสึก ค้ำมอดุลล์ของ

สภาพยึดหยุ่น ความแข็ง และความลึกของการแข็งตัว เป็นสมบัติทางกลที่สำคัญของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน เพื่อให้วัสดุคงอยู่ในช่องปากได้นานที่สุด สำหรับการทดสอบความแข็งของวัสดุบูรณะทางทันตกรรมโดยการกด (indentation) นั้นมีความสัมพันธ์กับความแข็งแรง การสึกของวัสดุ รวมถึงความต้านทานของวัสดุต่อรอยขีดข่วน<sup>15</sup> การศึกษาความแข็งและค่ามอดุลัสของสภาพยึดหยุ่นของวัสดุบูรณะทางทันตกรรมโดยเครื่องทดสอบความแข็งในระดับนาโน (nanohardness tester) มีน้อยมาก<sup>16-18</sup> ในขณะที่เดียวกันยังไม่เคยมีการศึกษาใดที่นำวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันมาทดสอบความแข็งในระดับนาโน การศึกษาในครั้งนี้มีวัตถุประสงค์ที่จะศึกษาถึงความแข็ง ค่ามอดุลัสของสภาพยึดหยุ่น ความลึกของการแข็งตัว และความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน ยี่ห้อปริไวแคร์ชนิดใสและวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันยี่ห้อปริไวแคร์ชนิดสีที่เสริมเส้นใยวิสเกอร์ของสารโคโตซาน ตามมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988<sup>19</sup>

## วัสดุและวิธีการ

### วัสดุที่ใช้ทดสอบ

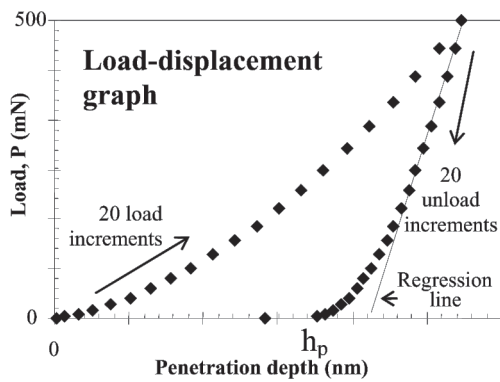
วัสดุเคลือบหลุมร่องฟันปริไวแคร์ชนิดใส ซึ่งเป็นวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่กระตุ้นปฏิกิริยาด้วยแสง (light-cured activation) และวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันปริไวแคร์ชนิดสีที่เสริมเส้นใยวิสเกอร์ของสารโคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 5.0 และ 6.5 โดยน้ำหนัก

ในขั้นตอนแรกทำการทดสอบความแข็งในระดับนาโนหลังจากได้ค่าความแข็งและค่ามอดุลัสของสภาพยึดหยุ่นของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันปริไวแคร์และวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันปริไวแคร์ที่มีสารโคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 5.0 และ 6.5 โดยน้ำหนักแล้ว เลือกวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่มีสารโคโตซานเพียงความเข้มข้นเดียวไปทดสอบมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988<sup>19</sup> สำหรับวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันชนิดเรซิน (Dental resin-based pit and fissure sealants) ซึ่งได้แก่ ความลึกของการแข็งตัว และความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวโดยเปรียบเทียบกับวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันปริไวแคร์

### วิธีการทดสอบความแข็งในระดับนาโน

เตรียมชิ้นทดสอบจำนวน 5 ชิ้นต่อผลิตภัณฑ์ โดยนำวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่ทดสอบหยดลงในหลอดฉีดยาที่ตัดไว้แล้ว ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร สูง 2 มิลลิเมตร หยดวัสดุจนเต็ม นำแผ่นแก้วปิดสไลด์ปิดทับด้านบน ฉายแสง (ความเข้ม 400 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร) เป็นเวลา 20 วินาทีโดยเครื่องฉายแสง (Elipar® Trilight, 3M/ESPE, สหรัฐอเมริกา) ตามข้อแนะนำของบริษัทผู้ผลิต ภายหลังจากฉายแสงนำชิ้นทดสอบออกจากหลอดฉีดยา วางชิ้นทดสอบบนแบบหล่อเทฟลอนที่บริเวณฐาน ผสมเรซิน หล่อใสและเทเรซินใสลงในแบบหล่อเทฟลอน รอให้สารเรซินแข็งตัวเต็มที่เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ทำการขัดแต่งชิ้นทดสอบโดยนำชิ้นทดสอบขัดบนกระดาษทราย (Imptech, แอฟริกาใต้) เบอร์ 600 และ 1,200 เพื่อให้ชิ้นทดสอบเรียบ หลังจากนั้นนำชิ้นทดสอบขัดด้วยผงขัดกากเพชร (Leco, สหรัฐอเมริกา) ขนาด 9, 3 และ 1 ไมโครเมตร และใช้ผงขัดอลูมิเนียมออกไซด์ (Imptech, แอฟริกาใต้) ขนาด 0.05 ไมโครเมตรเป็นขั้นตอนสุดท้าย โดยใช้ร่วมกับเครื่องขัดผิววัสดุ (Imptech, แอฟริกาใต้) ที่ความเร็ว 150 รอบต่อนาที นำชิ้นทดสอบเข้าเครื่องทำความสะอาดด้วยคลื่นเหนือเสียง (Branson, เยอรมัน) เป็นเวลา 10 นาทีทุกครั้งหลังจากเสร็จสิ้นการขัดในแต่ละขั้นตอนเพื่อทำความสะอาดพื้นผิว ตรวจสอบความเรียบของชิ้นทดสอบ โดยการใช้กล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอที่กำลังขยาย 40 เท่า ก่อนการเปลี่ยนขนาดของผงขัด ทำการยึดชิ้นทดสอบโดยนำชิ้นทดสอบวางบนซีฟิ่งที่เริ่มหลอมบนฐานโลหะ หลังจากนั้นนำชิ้นทดสอบที่ติดกับฐานโลหะเข้าเครื่องมือกดชิ้นงานเพื่อทำให้ชิ้นงานขนานกับฐานโลหะ รอจนชิ้นงานเย็นตัวลงอย่างน้อย 1 ชั่วโมงที่อุณหภูมิห้องทดลอง นำชิ้นทดสอบที่ติดกับฐานโลหะวางบนแท่นทดสอบของเครื่อง โดยทำการทดสอบในตู้ควบคุมอุณหภูมิ กำหนดการทำงานของเครื่องจะเริ่มต้นหลังจากตั้งค่าเรียบร้อยแล้ว (start delay) อย่างน้อย 30 นาที เพื่อให้อุณหภูมิในตู้ควบคุมอุณหภูมิคงที่ และทำการทดสอบในห้องควบคุมอุณหภูมิที่  $23 \pm 1$  องศาเซลเซียส และความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ  $50 \pm 10$  ทำขั้นตอนโหลดอันโหลด (load-unload procedure) โดยการกดของ

หัวกดใน 1 รอยกด เครื่องจะทำการกดหัวกดลงบนผิวของชิ้นทดสอบ โดยเริ่มที่แรงสัมผัส (contact force) 0.1 มิลลินิวตัน เพื่อให้หัวกดรู้ว่าสัมผัสกับผิววัสดุแล้วและพร้อมจะเริ่มต้นขั้นตอนการกดหลังจากนั้นจะกดเป็นช่วง ๆ (step) โดยกำหนดให้เป็น 20 ช่วงของการกด (load increment) เริ่มจากแรง 0 จนกระทั่งถึงแรงกดสูงสุด 500 มิลลินิวตัน และคงแรงที่ 500 มิลลินิวตันเป็นเวลา 60 วินาที ก่อนที่จะลดแรง



รูปที่ 1 กราฟโหลด-ดิสเพลสเมนต์ แสดงแรงที่กดลงบนวัสดุกับความลึกของรอยกด<sup>21</sup>

Fig. 1 Load-displacement graph showed load and penetration depth<sup>21</sup>

ลงเป็นช่วง ๆ (unload increment) โดยลดแรงจาก 500 มิลลินิวตัน อีก 20 ช่วง จนแรงมีค่าเป็น 0 ซึ่งการกดและปล่อยดังกล่าวแสดงดังรูปที่ 1 รูปแบบการกดกำหนดให้มีจำนวน 5x4 รอยกดและกำหนดระยะห่างของแต่ละรอยกด (interval) คือ 200 ไมโครเมตรทั้งแกน x และ y เครื่องจะคำนวณความแข็งและค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นจากกราฟโหลด-ดิสเพลสเมนต์ (load-displacement graph) ที่ได้จากการกดดังกล่าว

ค่าความแข็ง (H) ของวัสดุ คือ แรงกด (contact pressure) ภายใต้อพื้นที่ของรอยกด<sup>20</sup>

$$H = \frac{P}{A}$$

P = แรงที่ใส่กด

$$A = \text{พื้นที่ของรอยกด ซึ่ง } A = k (h_p)^2$$

โดย k คือ ค่าคงที่จีโอเมทริก (Geometric constant) ของหัวกด สำหรับหัวกดเบอร์โกวิทมีค่าเท่ากับ 24.5<sup>21</sup>

$h_p$  คือ ความลึกของรอยกดที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างถาวร

ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุ ณ ตำแหน่งแรงกดสูงสุด<sup>20</sup>

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu^2}{E} + \frac{1 - \nu_i^2}{E_i}$$

$\nu$  = ค่า Poisson's ratio ของวัสดุที่ทดสอบ (เท่ากับ 0.24)<sup>15</sup>

E = ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุที่ทดสอบ

$\nu_i$  = ค่า Poisson's ratio ของหัวกด (เท่ากับ 0.07)<sup>21</sup>

$E_i$  = ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของหัวกด (เท่ากับ 1,000 จิกะปาสกาล)<sup>21</sup>

โดย ค่า  $E^*$  พิจารณาจากอัตราการคืนตัว (recovery rate) ณ ตำแหน่งแรงกดสูงสุดในสภาวะอันโหลด<sup>20</sup>

$$E^* = [dF / dhe]_{fmx} \frac{1}{2A}$$

โดย ค่า  $[dF/dhe]_{fmx} = S$  คือ ความชันของ regression line ณ ตำแหน่งแรงกดสูงสุดของเส้นโค้งอันโหลดตั้ง (unloading-curve)

ค่า A = พื้นที่ผิวสัมผัส

การทดสอบตามมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988<sup>19</sup>

**ความลึกของการแข็งตัว**

เตรียมชิ้นทดสอบจำนวน 5 ชิ้นต่อผลิตภัณฑ์ โดยนำวัสดุพีวีเอครีและวัสดุพีวีเอครีที่ผสมสารโคโตซานร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนัก หยดลงในแบบพิมพ์โลหะรูปทรงกระบอก เส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร สูง 6 มิลลิเมตร จนเต็ม นำแผ่นแก้วปิดสไลด์ปิดทับด้านบน ฉายแสงโดยเครื่องฉายแสงเป็นเวลา 20 วินาที ตามข้อแนะนำของบริษัทผู้ผลิต หลังจากนั้นทำการแยกชิ้นส่วนของแม่พิมพ์ ใช้กระดาษทิชชูเช็ดส่วนวัสดุ

ที่ไม่แข็งตัวออกจากด้านล่างของชิ้นทดสอบ ใช้เครื่องมือวัดความหนาแบบดิจิทัล (Mitutoyo, ญี่ปุ่น) ที่ความละเอียด 0.001 มิลลิเมตร วัดความลึกของการแข็งตัวจากความสูงของชิ้นทดสอบ

### ความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัว

เตรียมชิ้นทดสอบจำนวน 5 ชิ้นต่อผลิตภัณฑ์ โดยหัดวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันจำนวน 1 หยดลงบนแผ่นแก้วปิดสไลด์ นำแผ่นแก้วปิดสไลด์อีกแผ่นปิดทับด้านบน ทำการฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงเป็นเวลา 20 วินาที ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต ทำการวัดความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวด้วยกล้องจุลทรรศน์จากเครื่องวัดความแข็งผิวในระดับไมโคร (Future-Tech, ญี่ปุ่น) กำลังขยาย 500 เท่า ที่เวลา 5 นาที โดยวัดแถบความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวที่ล้อมรอบวัสดุที่แข็งตัว 4 ตำแหน่งต่อชิ้นทดสอบที่ความละเอียด 0.01 ไมโครเมตร และหาค่าเฉลี่ยของแต่ละชั้น

### การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

ในการทดสอบความแตกต่างค่าความแข็งและค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่ทำการทดสอบ จะทำการวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์

ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และทำการทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มการทดสอบด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดบอนเฟอโรนนี่ (Bonferroni) ในการทดสอบตามมาตรฐานไอเอสโอทำการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวกเร่อร์และวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่ผสมสารไคโตซาน โดยใช้สถิติอินดิเพนเดนท์ แซมเปิล ที-เทส (Independent sample T-test) โดยทั้งหมดจะคำนวณด้วยโปรแกรมเอส พีเอส เอส เวอร์ชัน 13 (SPSS version 13) กำหนดค่านัยสำคัญที่  $p\text{-value} < 0.05$

### ผลการศึกษา

ผลการศึกษาค่าความแข็งและค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุพรีโวกเร่อร์และวัสดุพรีโวกเร่อร์ที่มีสารไคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 5.0 และ 6.5 โดยน้ำหนักแสดงดังตารางที่ 1 จากผลการทดสอบในตอนแรกเห็นได้ว่าวัสดุพรีโวกเร่อร์ที่มีสารไคโตซานทั้ง 3 กลุ่มมีค่าเฉลี่ยความแข็งไม่แตกต่างกัน ดังนั้นจึงเลือกกลุ่มที่ใช้สารไคโตซานน้อยที่สุดคือ ร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนักมาทดสอบมาตรฐานไอเอสโอต่อไป ผลการศึกษาตามมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988 แสดงผลในตารางที่ 2

ตารางที่ 1 แสดงความแข็งและค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวกเร่อร์ วัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวกเร่อร์ที่เสริมเส้นใยวิสเกอร์ของสารไคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 5.0 และ 6.5 โดยน้ำหนัก

Table 1 Hardness and elastic modulus of Prevo™care and 3.3, 5.0 and 6.5%w of the chitosan-whiskers in Prevo™care

Materials	Mean $\pm$ SD (GPa)	
	Hardness	Elastic modulus
Prevo™care	0.2018 $\pm$ 0.0169	3.2324 $\pm$ 0.1697
3.3%w of the chitosan-whiskers in Prevo™care	0.2199 $\pm$ 0.0088	3.3914 $\pm$ 0.1016
5%w of the chitosan-whiskers in Prevo™care	0.2052 $\pm$ 0.0070	3.4442 $\pm$ 0.0790
6.5%w of the chitosan-whiskers in Prevo™care	0.2077 $\pm$ 0.0060	3.4295 $\pm$ 0.0564

**ตารางที่ 2** แสดงค่าความลึกของการแข็งตัวและความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวแคร์ และวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวแคร์ที่เสริมเส้นใยวิสเกอร์ของสารไตรโคลซานในปริมาณร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนัก และค่าที่กำหนดโดยมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988

**Table 2** Depth of cure and uncured film thickness of Prevo™care and 3.3%w of the chitosan-whiskers in Prevo™care with the values specified by ISO 6874:1988

Materials	Mean™SD	
	Depth of cure (millimeters)	Uncured film thickness (micrometers)
Prevo™care	5.9538 ± 0.0048	8.2875 ± 0.5951
3.3%w of the chitosan-whiskers in Prevo™care	5.9528 ± 0.0055	7.7769 ± 0.2774
ISO 6874:1988	>1.5	<100

## วิจารณ์

ปัจจุบันการเกิดฟันผุของเด็กจันต้องรับการอุดฟันยังคงพบมากในประเทศไทย<sup>22,23</sup> การเคลือบหลุมร่องฟันพบว่าเป็นงานทันตกรรมป้องกันที่เด็กได้รับการบริการในสัดส่วนที่สูงเนื่องจากมีประสิทธิภาพในการป้องกันฟันผุ<sup>22</sup> นอกจากนี้องค์ประกอบพื้นฐานของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันจะประกอบด้วยสารเรซินแล้วยังมีผู้พยายามเติมส่วนประกอบอื่น ๆ ลงในวัสดุ เพื่อเพิ่มสมบัติทางกายภาพ เช่น การเติมวัสดุอัดแทรกเพื่อลดการหดตัวของวัสดุและทนต่อการสึกจากแรงบดเคี้ยว<sup>15</sup> รวมถึงการเติมสารโซเดียมฟลูออไรด์ (sodium fluoride) เพื่อให้วัสดุสามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้ ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการป้องกันฟันผุมากยิ่งขึ้น<sup>24</sup> โดยไม่ทำให้สูญเสียคุณสมบัติที่ดี<sup>25,26</sup> ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่พบว่าวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่มีฟลูออไรด์ยี่ห้อ Teethmate-F สามารถยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์<sup>27</sup> อย่างไรก็ตามการปลดปล่อยฟลูออไรด์ของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันชนิดเรซินยังคงน้อยกว่ากลาสไอโอไอโนเมอร์<sup>28</sup>

สารต้านจุลชีพเป็นสารที่ใช้ในการยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อแบคทีเรีย มีการนำสารต้านจุลชีพมาใช้ในผลิตภัณฑ์มากมาย เช่น สบู่ ยาสีฟัน เครื่องสำอาง และผลิตภัณฑ์ทางการแพทย์ เป็นต้น ตัวอย่างของสารต้านจุลชีพที่นำมาใช้คือ สารไตรโคลซาน (triclosan) ซึ่งเป็นสารสังเคราะห์ที่มีคุณสมบัติต้านเชื้อแบคทีเรียทั้งชนิดกรัมบวกและลบ อย่างไรก็ตามสารไตรโคลซานสามารถทำลายเอนไซม์อีโนลเอส

แคร์เออร์ โปรตีน รีดักเตส (enoyl-acyl carrier protein reductase) ที่มีผลต่อการสังเคราะห์กรดไขมัน (fatty acid synthesis) ส่งผลให้เชื้อแบคทีเรียดื้อยาหรือต่อต้าน (resistance) สารไตรโคลซาน<sup>29</sup> โดยมีการศึกษาทางห้องปฏิบัติการยืนยันว่าเชื้อแบคทีเรียเอสเคอริเชีย คอไล (*Escherichia coli*) และเชื้อซัลโมเนลลา เอนเทอริกา (*Salmonella enterica*) ต่อด้านสารไตรโคลซานได้<sup>30</sup> ดังนั้นในปัจจุบันจึงมีการนำสารต้านจุลชีพจากธรรมชาติมาใช้เพิ่มมากขึ้น รวมถึงการศึกษานี้ที่นำสารโคโตซานซึ่งเป็นสารจากธรรมชาติ มีความปลอดภัยต่อสิ่งแวดล้อม อีกทั้งมีคุณสมบัติต้านเชื้อแบคทีเรียและเชื้อรา มีการศึกษาที่พบว่าสารโคโตออลิโกแซ็กคาไรด์ (chito-oligosaccharide) ที่มีอนุพันธ์เป็นกลุ่มควอเทอร์นารีแอมโมเนียม (quaternary ammonium group) มีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อสเตรปโตคอคคัส มิวแทนส์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยประจุบวกของแอมโมเนียมจะเกิดอันตรกิริยา (interaction) กับโครงสร้างของเยื่อหุ้มเซลล์ ส่งผลยับยั้งการแลกเปลี่ยนสารอาหารระหว่างภายในและภายนอกเซลล์<sup>31</sup> และยังไม่มีการศึกษาใดที่นำสารโคโตซานใส่ลงในวัสดุบูรณะทางทันตกรรม ซึ่งทางคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยโดยความช่วยเหลือจากวิทยาลัยปิโตรเลียมและปิโตรเคมี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จึงมีแนวคิดในการนำสารโคโตซานมาผสมลงในวัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน เพื่อให้มีคุณสมบัติต้านเชื้อแบคทีเรียและสารโคโตซานยังทำหน้าที่เสมือนวัสดุอัดแทรกอีกด้วย

ในการศึกษานี้เลือกใช้การทดสอบความแข็งในระดับนาโน ซึ่งมีเครื่องมือเดปเซนซึ่งอินเดนเตชัน สามารถบันทึกการเปลี่ยนแปลงความลึกในขณะกดและปล่อยหัวกดได้ โดยเครื่องจะเป็นตัววัดพื้นที่ที่เกิดขึ้นจากการกด โดยคำนวณจากความลึก เพื่อให้ได้มาซึ่งพื้นที่และเป็นพื้นที่จากการกดจริง ในขณะที่ค่าความแข็งในระดับไมโคร คำนวณจากแรงที่ใช้กดเปรียบเทียบกับพื้นที่ของรอยกดที่ใช้การวัดทางสายตา มีโอกาสเกิดความคลาดเคลื่อนจากตัวผู้วัดได้ซึ่งยากแก่การควบคุม และค่าความแข็งที่คำนวณจะมีค่ามากกว่าความเป็นจริง เนื่องจากพื้นที่ที่ใช้คำนวณได้จากการวัดหลังจากวัสดุมีการคืนตัวเล็กน้อยแล้ว<sup>16</sup> โดยเฉพาะวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันซึ่งมีความยืดหยุ่นสูง เมื่อหัวกดกดลงในเนื้อวัสดุ วัสดุจะมีการคืนตัวสูงหลังจากหยุดให้แรงกด จากเหตุผลดังกล่าวเครื่องทดสอบความแข็งในระดับนาโน สามารถคำนวณความแข็งและค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นได้จากกราฟโหลด-ดิสเพลส-เมนต์ ทำให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องและแม่นยำกว่า<sup>32</sup> อย่างไรก็ตามการทดสอบความแข็งในระดับนาโนจำเป็นต้องเตรียมชิ้นทดสอบให้เรียบและขนาน และต้องควบคุมอุณหภูมิและการสั่นสะเทือนระหว่างการทดสอบ<sup>17</sup>

จากการศึกษานำร่อง (pilot study) ได้เลือกใช้แรงกดที่ต่ำในระดับ 25 มิลลินิวตัน ทำการแยกกดลงบนเรซินเมทริกซ์และเรซินเมทริกซ์ที่พบสารโคโตซานเกาะกลุ่มอยู่ พบว่าไม่มีความแตกต่างกันของค่าความแข็งของเรซินเมทริกซ์และสารโคโตซาน (0.2071 และ 0.2080 จิกะปาสคาล ตามลำดับ) แสดงถึงการกระจายตัวที่ดีของสารโคโตซาน เนื่องจากไม่พบความแตกต่างของค่าความแข็งมากนัก ถึงแม้ว่าจะใช้แรงกดเพียง 25 มิลลินิวตันซึ่งให้ความลึกเพียง 4.2 นาโนเมตร ดังนั้นจึงพิจารณาใช้แรงกดที่มากเพื่อให้ครอบคลุมเรซินเมทริกซ์และสารโคโตซานให้มากที่สุด โดยการศึกษาเลือกใช้แรงกด 500 มิลลินิวตัน ซึ่งเป็นแรงสูงสุดที่เครื่องทดสอบสามารถกดได้ เพื่อให้ได้ค่าความแข็งและค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันโดยรวม ซึ่งพื้นที่ที่เกิดขึ้นจากการกดจะครอบคลุมทั้งเรซินเมทริกซ์และสารโคโตซาน อย่างไรก็ตามบางการศึกษาได้ใช้แรงกดเพียง 0.2 มิลลินิวตันในการศึกษาค่าความแข็งและค่ามอดูลัสของสภาพ

ยืดหยุ่นบริเวณพื้นที่ยึดติดของเรซินกับเนื้อฟัน (resin-dentin bonding area)<sup>33</sup> รวมถึงวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต<sup>16</sup> และบางการศึกษาใช้แรงกด 10 มิลลินิวตัน เพื่อศึกษาถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแข็งของเนื้อฟันน้ำนมกับค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น<sup>34</sup> และใช้แรงกด 50 มิลลินิวตันในการทดสอบโลหะอัลลอยและพอร์ซเลนทางทันตกรรม<sup>17</sup> การเลือกขนาดของแรงกดที่เหมาะสมในแต่ละการศึกษาขึ้นอยู่กับชนิดของวัสดุที่ทำการทดสอบ และการทดสอบความแข็งในระดับนาโนเหมาะสมสำหรับทดสอบวัสดุที่เป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneous) มากกว่าทดสอบวัสดุที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (heterogeneous) เนื่องจากลักษณะพื้นที่สัมผัสของหัวกดมีขนาดเล็ก ถ้ากดลงบนวัสดุที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกันหัวกดจะกดลงบนวัสดุต่างชนิดกันส่งผลให้ได้ข้อมูลที่มีการกระจายสูง<sup>21</sup> ซึ่งไม่พบในการศึกษานี้ ดังเห็นได้จากค่าความแข็งและค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่ทดสอบมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ต่ำมาก

จากการศึกษานี้การใส่เส้นใยวิสเกอร์ของสารโคโตซาน ไม่มีผลทำให้ความแข็งของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันเพิ่มขึ้นหรือลดลง ถึงแม้ว่าในกลุ่มที่มีสารโคโตซานร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนัก จะให้ค่าความแข็งสูงขึ้นแต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับกลุ่มอื่น และเมื่อเพิ่มปริมาณเส้นใยวิสเกอร์ของสารโคโตซาน วัสดุเคลือบหลุมร่องฟันมีแนวโน้มของค่าความแข็งที่ลดลง ดังนั้นควรที่จะมีการศึกษาต่อในเรื่องปริมาณเส้นใยวิสเกอร์ของสารโคโตซานที่เหมาะสมที่ทำให้วัสดุเคลือบหลุมร่องฟันมีความแข็งสูงสุด ซึ่งได้รับการยืนยันในลักษณะเดียวกันในการศึกษาที่พบว่าปริมาณสารโคติน-วิสเกอร์ร้อยละ 2.96 โดยน้ำหนัก ให้ความแข็งแรงต่อแรงดึงของแผ่นฟิล์มนาโนคอมโพสิต (nanocomposite film) สูงสุด และเมื่อเพิ่มปริมาณของสารโคตินวิสเกอร์จะมีผลลดความแข็งแรงต่อแรงดึง เนื่องจากปริมาณของวิสเกอร์ที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้แผ่นฟิล์มมีความแข็งเกร็ง (rigid) มากขึ้น ลดความสามารถในการยืด (elongation) ของวัสดุได้<sup>35</sup> ดังนั้นปริมาณที่มากขึ้นของสารโคโตซานวิสเกอร์ไม่ส่งผลดีต่อสมบัติทางกลของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน และจากการสื่อสารส่วนบุคคลกับ รศ.ทพ.ดร.ประสิทธิ์ ภวสันต์ พบว่าสารโคโตซานทั้ง 3 กลุ่ม

มีประสิทธิภาพในการฆ่าเชื้อที่ไม่แตกต่างกัน จึงเลือกกลุ่มที่มีสารโคโตซานน้อยสุดไปทดสอบมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988

ความลึกของการแข็งตัวเป็นวิธีที่ใช้ประเมินความแข็งของวัสดุบูรณะโดยอ้อม พบว่าหลังจากฉายแสงที่พื้นผิวด้านบนของวัสดุบูรณะ ความแข็งจะลดลงอย่างมีนัยสำคัญจากตำแหน่งพื้นผิวไปจนถึงส่วนล่างสุดของวัสดุ<sup>36</sup> จากการศึกษาครั้งนี้พบว่าทั้งวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ และวัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน พรีโวลแคร์ที่มีสารโคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนักมีค่าความลึกของการแข็งตัวผ่านเกณฑ์ที่กำหนด มีการศึกษาพบว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตสีเข้มมีค่าความลึกของการแข็งตัวน้อยกว่าวัสดุสีอ่อน<sup>37</sup> อย่างไรก็ตามความใส (translucency) ของวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิตส่งผลต่อความลึกของการแข็งตัวมากกว่าสีของวัสดุบูรณะ<sup>38</sup> ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่พบว่าวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ชนิดขุ่นมีค่าความลึกของการแข็งตัวสูงกว่าวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันคอนไซส์อย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากพรีโวลแคร์ชนิดขุ่นมีความทึบแสงน้อยกว่า จึงยอมให้แสงส่องผ่านได้ลึกกว่าคอนไซส์<sup>7</sup> และเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ชนิดใส พบว่าพรีโวลแคร์ชนิดขุ่นมีค่าความลึกของการแข็งตัว ( $4.29 \pm 0.07$  มิลลิเมตร) ต่ำกว่าเช่นกัน<sup>7</sup> ดังนั้นการที่วัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ชนิดใสที่มีสารโคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนัก ยังคงสภาพความใสอยู่ ส่งผลให้เมื่อฉายแสง แสงสามารถส่องผ่านได้ดี ทำให้มีค่าความลึกของการแข็งตัวไม่แตกต่างกับวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ชนิดใส

ในเรื่องความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัว จากการศึกษาครั้งนี้พบว่าวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์และวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ที่มีสารโคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนัก มีค่าความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวผ่านเกณฑ์ที่กำหนดซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่พบว่าความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ชนิดขุ่นและคอนไซส์ ( $9.53 \pm 1.83$  และ  $13.80 \pm 4.07$  ไมโครเมตร) มีคุณสมบัติผ่านเกณฑ์เช่นกัน<sup>7</sup> และเมื่อพิจารณาจากข้อมูลดังที่กล่าวข้างต้นพบว่า ชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่มีสารโคโตซานมีความหนาน้อยสุด ทั้งนี้อาจเนื่อง

มาจากวัสดุบูรณะที่มีวัสดุอัดแทรกเป็นส่วนประกอบ วัสดุอัดแทรกจะขัดขวางการแพร่ผ่านของออกซิเจนได้<sup>39</sup> และปริมาณวัสดุอัดแทรกที่มากจะทำให้วัสดุบูรณะมีความหนืดสูงขึ้น ส่งผลให้การแพร่ผ่านของออกซิเจนน้อยลงเช่นกัน<sup>40</sup>

จากการศึกษาครั้งนี้ได้ทดสอบเรื่องความลึกของการแข็งตัวและความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัวตามมาตรฐานขององค์การมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988 อย่างไรก็ตามปัจจุบันมีการกำหนดองค์การมาตรฐานไอเอสโอ 6874:2005 ซึ่งมีความแตกต่างในรายละเอียดของการทดสอบเรื่องความลึกของการแข็งตัวเล็กน้อย นั่นคือในขั้นตอนการกำจัดวัสดุที่ไม่แข็งตัว มีการใช้ใบพายพลาสติก (plastic spatula) แทนการใช้กระดาษทิชชู รวมถึงกำหนดจำนวนชั้นทดสอบเพียง 3 ชั้น และไม่มีการทดสอบความหนาของชั้นผิวที่ไม่แข็งตัว<sup>41</sup>

## สรุป

ปริมาณของสารโคโตซานร้อยละ 3.3 5.0 และ 6.5 โดยน้ำหนัก ไม่มีผลต่อค่าความแข็งของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ชนิดใส การเติมเส้นใยวิสเกอร์ของสารโคโตซานลงในวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ชนิดใส ไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น และวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันพรีโวลแคร์ชนิดใสที่มีสารโคโตซานในปริมาณร้อยละ 3.3 โดยน้ำหนัก มีคุณสมบัติผ่านมาตรฐานไอเอสโอ 6874:1988

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในการให้ทุนสนับสนุนวิทยานิพนธ์และกลุ่มวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้ ขอขอบพระคุณ Professor Michael Swain จาก University of Otago ประเทศนิวซีแลนด์ และ Dr. Tony Fischer-Cripps จาก CSIRO ประเทศออสเตรเลีย ที่ให้คำแนะนำการใช้เครื่องทดสอบความแข็งในระดับนาโน อาจารย์ ดร.รัตนารุจิรวานิช และนางสาว อัญญารัตน์ วัฒนพานิช จากวิทยาลัยปิโตรเลียมและปิโตรเคมี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในการจัดเตรียมสารโคโตซาน รศ.ทพ.ดร.ประสิทธิ์ ภวสันต์



ที่ให้คำแนะนำในเรื่องประสิทธิภาพการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย  
ของวัสดุเคลือบหลุมร่องฟันที่มีสารโคโตซาน

### เอกสารอ้างอิง

- Manji F, Fejerskov O, Nagelkerke NJ, Baelum V. A random effects model for some epidemiological features of dental caries. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1991;19:324-8.
- Dental Health Division, Department of Health, Ministry of Public Health. Report on the fifth national oral health survey 2000-2001. Bangkok: Samcharoen Panich (Bangkok); 2002.
- Cueto EI, Buonocore MG. Sealing of pits and fissures with an adhesive resin: its use in caries prevention. *J Am Dent Assoc.* 1967;75:121-8.
- Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66:57-64.
- The National Institutes of Health. Consensus development conference statement on dental sealants in the prevention of tooth decay. *J Am Dent Assoc.* 1984;108:233-6.
- Tantbirojn D. Dental sealant. *J Dent Assoc Thai.* 1995;45:155-8.
- Poolthong S, Srijunbarl A, Ujjin M, Pavasant P, Chongvisal S, Tantbirojn D. Development of pit and fissure sealant for domestic usage 1: Evaluation of physical properties. *J Dent Assoc Thai.* 2004; 54:141-7.
- Chongvisal S, Chalaprawat M, Puegraksakial W, Poolthong, Tantbirojn D. Development of pit and fissure sealant for domestic usage 4: A six-month clinical study. *J Dent Assoc Thai.* 2004;54:224-33.
- Taebunpakul S. Clinical equivalence study between a local-made and an imported pit and fissure sealant on first permanent molars under field conditions [dissertation]. Bangkok: Chulalongkorn University; 2004.
- Chongvisal S, Chalaprawat M. Clinical equivalence study of two pit and fissure sealants after 2 years [abstract 133]. In: The 2<sup>nd</sup> International Conference on Adhesive Dentistry; 2005 Apr 22-24, Tokyo, Japan. p. 490.
- Marsh PD. Microbiologic aspects of dental plaque and dental caries. *Dent Clin North Am.* 1999;43:599-614.
- Muzzarelli R, Biagini G, Pugnaroni A, Filippini O, Baldassarre V, Castaldini C, *et al.* Reconstruction of parodontal tissue with chitosan. *Biomaterials.* 1989;10:598-603.
- Park YJ, Lee YM, Park SN, Sheen SY, Chung CP, Lee SJ. Platelet derived growth factor releasing chitosan sponge for periodontal bone regeneration. *Biomaterials.* 2000;21:153-9.
- Tarsi R, Muzzarelli R, Guzman CA, Pruzzo C. Inhibition of *Streptococcus mutans* adsorption to hydroxyapatite by low-molecular-weight chitosans. *J Dent Res.* 1997;76:665-72.
- Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby, 2002:90-1.
- Willems G, Celis JP, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Hardness and Young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *J Biomed Mater Res.* 1993; 27:747-55.
- Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil.* 2001;28:133-9.
- Xu HHK, Quinn JB, Smith DT, Giuseppetti AA,

- Eichmiller FC. Effects of different whiskers on the reinforcement of dental resin composites. *Dent Mater.* 2003;19:359-67.
19. The International Organization for Standardization. Dental Resin-based pit and fissure sealants. 1988; ISO 6874.
  20. Bell TJ, Bendeli A, Field JS, Swain MV, Thwaite EG. The determination of surface plastic and elastic properties by ultra micro-indentation. *Metrologica.* 1991/1992;28:463-9.
  21. Poolthong S, Mori T, Swain MV. Determination of Elastic Modulus of Dentin by Small Spherical Diamond Indenters. *Dent Mater J.* 2001;20:227-36.
  22. Sukaram S. A study of dental treatment profile of child patients in Ratchaphiphat Hospital, Bangkok. *CU Dent J.* 2005;28:145-54.
  23. Bhuridej P, Kietpongsarn S, Rapisuwon S, Pisarnturakit P. Caries status of a minority group living in Doi Tung. *CU Dent J.* 2006;29:139-48.
  24. Hicks MJ, Flaitz CM, Garcia-Godoy F. Fluoride-releasing sealant and caries-like enamel lesion formation in vitro. *J Clin Pediatr Dent.* 2000;24:215-9.
  25. Lowphruckmanee W, Tharapiwattananon T. Microleakage between fluoridated and non-fluoridated resin sealants. *CU Dent J.* 2006;29:95-102.
  26. Lowphruckmanee W, Tharapiwattananon T. The comparison of shear bond strength between fluoridated and non-fluoridated resin sealants. *CU Dent J.* 2006;29:103-10.
  27. Loyola-Rodriguez JP, Garcia-Godoy F. Antibacterial activity of fluoride release sealants on mutans streptococci. *J Clin Pediatr Dent.* 1996;20:109-11.
  28. Lobo MM, Pecharki GD, Tengan C, da Silva DD, da Tagliaferro EP, Napimoga MH. Fluoride-releasing capacity and cariostatic effect provided by sealants. *J Oral Sci.* 2005;47:35-41.
  29. Chuanchuen R, Beinlich K, Hoang TT, Becher A, Karkhoff-Schweizer RR, Schweizer HP. Cross-resistance between triclosan and antibiotics in *Pseudomonas aeruginosa* is mediated by multidrug efflux pumps: exposure of a susceptible mutant strain to triclosan selects nfxB mutants overexpressing MexCD-OprJ. *Antimicrob Agents Chemotherapy.* 2001;45:428-32.
  30. Yazdankhah SP, Scheie AA, Hoiby EA, Lunestad BT, Heir E, Fotland TO, *et al.* Triclosan and antimicrobial resistance in bacteria: an overview. *Microb Drug Resist.* 2006;12:83-90.
  31. Kim JY, Lee JK, Lee TS, Park WH. Synthesis of chitooligosaccharide derivative with quaternary ammonium group and its antimicrobial activity against *Streptococcus mutans*. *Int J Biol Macromol.* 2003;32:23-7.
  32. Oliver WC, Pharr GM. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *J Mater Res.* 1992;7:1564-74.
  33. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, *et al.* Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* 1993;72:1434-42.
  34. Angker L, Nockolds C, Swain MV, Kilpatrick N. Correlating the mechanical properties to the mineral content of carious dentine—a comparative study using an ultra-micro indentation system

- (UMIS) and SEM-BSE signals. Arch Oral Biol. 2004;49:369-78.
35. Sriupayo J, Supaphol P, Blackwell J, Rujiravanit R. Preparation and characterization of  $\alpha$ -chitin whisker-reinforced poly(vinyl alcohol) nanocomposite films with or without heat treatment. Polymer. 2005;46:5637-44.
36. Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. Acta Odontol Scand. 1997;55:162-6.
37. Swartz ML, Phillips RW, Rhodes B. Visible light-activated resins: depth of cure. J Am Dent Assoc. 1983;106:634-7.
38. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA. Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. Dent Mater. 1986;2:80-4.
39. Odrobina E, Feng J, Pham HH, Winnik MA. Effect of soft filler particles on polymer diffusion in poly (butyl methacrylate) latex films. Macromolecules. 2001;34:6039-51.
40. Lu X, Manners I, Winnik MA. Polymer/silica composite films as luminescent oxygen sensors. Macromolecules. 2001;34:1917-27.
41. The International Organization for Standardization. Dentistry-Polymer-based pit and fissure sealants. 2005:ISO 6874.

# Physical properties of whisker-reinforced pit and fissure sealant

Asama Pandejpong D.D.S., Grad. Dip. (Operative Dentistry), M.Sc.<sup>1</sup>

Suchit Poolthong D.D.S, Grad. Dip. (Operative Dentistry), M.Sc., Ph.D.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Graduate student, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University.

<sup>2</sup> Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University.

---

## Abstract

**Objective** The aim of this study was to investigate the physical properties of chitosan-whiskers reinforced pit and fissure sealants.

**Materials and methods** The specimens of 4 pit and fissure sealants (Prevo<sup>TM</sup>care, 3.3, 5.0 and 6.5%w of the chitosan-whiskers in Prevo<sup>TM</sup>care) were prepared. The nanohardness tester (UMIS, Australia) was used to measure the hardness and elastic modulus. Then Prevo<sup>TM</sup>care and 3.3%w of the chitosan-whiskers in Prevo<sup>TM</sup>care were selected for ISO test on depth of cure and uncured film thickness (ISO 6874:1988). The hardness and elastic modulus data were analyzed with One-way ANOVA. An independent sample T-test was used to test for significant difference between Prevo<sup>TM</sup>care and 3.3%w of the chitosan-whiskers in Prevo<sup>TM</sup>care.

**Results** The hardness values of 3.3, 5.0 and 6.5%w of the chitosan-whiskers in Prevo<sup>TM</sup>care were not significantly different. The 3.3%w of the chitosan-whiskers were chosen and conducted for the ISO tests. The results showed no significant difference between depth of cure and uncured film thickness of Prevo<sup>TM</sup>care and 3.3%w of the chitosan-whiskers in Prevo<sup>TM</sup>care.

**Conclusion** The chitosan-whiskers in Prevo<sup>TM</sup>care showed no reduction of hardness compared to the control group. Properties tested following ISO 6874:1988 for the chitosan-whiskers in Prevo<sup>TM</sup>care were within ISO requirements.

(CU Dent J. 2007;30:129-40)

**Key words:** chitosan; physical properties; pit and fissure sealants

---