



การศึกษาความต้านทานต่อการลอกออก เมื่อยึดซิลิโคน อีลาสโตเมอร์เข้ากับแผ่นโพลียูรีเทน ที่ขึ้นรูปจากโพลียูรีเทนเหลว ด้วยการทา สารไพรเมอร์ 3 ชนิด

ปิยวัฒน์ พันธุ์โกศล วท.บ., ท.บ. M.S.¹

นิยม อ่างรงค์อนันต์สกุล ท.บ., ป.วิทยาศาสตร์การแพทย์คลินิก (ทันตกรรมประดิษฐ์)¹

จารุวรรณ จิรทองคำโชติ²

นิรันดร์ อัดนภาพ²

สิริมา ลิ้มชัยชนะ²

¹ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

² นิสิตคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาความต้านทานต่อการลอกออกเมื่อยึดซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ เข้ากับแผ่นโพลียูรีเทนที่ขึ้นรูปจากโพลียูรีเทนเหลว ด้วยการทาสารไพรเมอร์ 3 ชนิด คือ 1205 เอส-2260 และ เอ-4040

วัสดุและวิธีการ ขึ้นรูปแผ่นโพลียูรีเทนจากโพลียูรีเทนเหลวโดยใช้บ้ำหล่อยิปซัมเป็นแม่แบบ แบ่งการทดสอบออกเป็น 4 กลุ่มๆ ละ 30 ชิ้น โดย 3 กลุ่มแรก ทาไพรเมอร์ แต่ละชนิดได้แก่ ไพรเมอร์ 1205 เอส-226 และ เอ-4040 ตามลำดับ และกลุ่มที่เหลือเป็นกลุ่มควบคุม อัดทับแผ่นโพลียูรีเทนของแต่ละกลุ่มด้วยซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ ชนิด ไตรอะซีทอกซีไซเลน แล้วตัดชิ้นทดสอบให้มีขนาดตาม เอเอสทีเอ็ม ดี 1876-72 และทดสอบค่าแรงต้านทานต่อการลอกออก โดยใช้เครื่องวัดล้อยด์ รุ่น แอลอาร์ 10 เค ตามข้อกำหนด เอเอสทีเอ็ม ดี 1876-72

ผลการศึกษา พบว่าแผ่นโพลียูรีเทนที่ทำด้วยไพรเมอร์ เอส-2260 เอ-4040 และกลุ่มควบคุมไม่เกิดการยึดติดระหว่างแผ่นโพลียูรีเทนกับซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ ส่วนในกลุ่มที่ทำด้วยไพรเมอร์ 1205 มีค่าของแรงยึดระหว่างโพลียูรีเทนกับซิลิโคนสูงจนเกิดการฉีกขาดในเนื้อซิลิโคน อีลาสโตเมอร์

สรุป ไพรเมอร์ 1205 สามารถใช้เป็นสารยึดแผ่นโพลียูรีเทนที่ขึ้นรูปจากโพลียูรีเทนเหลวให้ติดกับซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ ชนิดไตรอะซีทอกซีไซเลน เพื่อประโยชน์ในการประดิษฐ์อวัยวะเทียมได้

(ว.ทันต จุฬฯ 2544;24:43-9)

บทนำ

อวัยวะเทียมเพื่อการบูรณะช่องปากและไบหน้า (maxillofacial prostheses) เป็นสิ่งประดิษฐ์เพื่อทดแทนอวัยวะบริเวณศีรษะ ไบหน้า และภายในช่องปากที่บกพร่อง หรือสูญเสียไป อันเนื่องจากการผ่าตัด อุบัติเหตุ ภัยอันตราย หรือ ความผิดปกติที่มีมาแต่กำเนิด เพื่อให้ทำหน้าที่ได้เหมือนปกติและเพื่อความสวยงาม มีหลักฐาน¹⁻⁴ ยืนยันว่าอวัยวะเทียมเริ่มมีการประดิษฐ์ในสมัยอียิปต์จากการค้นพบลูกตาเทียม ไบหูเทียม จมูกเทียม บนซากศพมัมมี่ โดยอวัยวะเทียมเหล่านั้นทำด้วย ไม้ เงิน ทอง บรอนซ์ งาช้าง และหิน เป็นต้น ในชนชาติจีน และ อินคา ก็มีการขุดพบอวัยวะเทียมเช่นกัน โดยอวัยวะเทียมที่ค้นพบเป็น จมูกเทียม หูเทียม ที่ทำจากขี้ผึ้งเรซินธรรมชาติ และโลหะ^{1,2} จนเข้าสู่ศตวรรษที่ 15 จึงได้เริ่มมีการจดบันทึกเกี่ยวกับการประดิษฐ์อวัยวะเทียมอย่างเป็นทางการโดยศัลยแพทย์ชาวฝรั่งเศส Ambrose Pare^{1,3} ได้อธิบายถึงการใส่อวัยวะเทียมเพื่อทดแทนส่วนที่ขาดหายไป โดยไม่ต้องพึ่งศัลยแพทย์ เช่น ไบหูเทียมที่ทำจากกระดาษ หรือ หนังสัตว์ ซึ่งยึดด้วยสปริงที่โอบรอบศีรษะ หรือจมูกเทียมที่ทำจากโลหะประเภทเงินและปกปิดบริเวณที่เป็นรอยต่อระหว่างอวัยวะเทียมกับผิวหนังด้วยหวนดปลอม เป็นต้น Tycho Byahe^{1,3} นักดาราศาสตร์ชาวเดนมาร์ก ผู้ซึ่งสูญเสียจมูก ได้ประดิษฐ์จมูกเทียม เริ่มขั้นตอนการประดิษฐ์ด้วยแบบจำลองที่เป็นขี้ผึ้ง และหล่อเป็นทองด้วยตนเอง ปี ค.ศ. 1579 ที่เมืองเวนิซได้มีการประดิษฐ์ลูกตาเทียมที่ทำจากแก้ว จนถึง ค.ศ. 1940 ได้มีการผลิตลูกตาเทียมจากอะคริลิก เรซิน ซึ่งทำให้สามารถตกแต่งสีให้เหมือนกับลูกตาธรรมชาติ และได้รับความนิยมมาจนถึงปัจจุบัน Saunders^{2,3} ได้ประดิษฐ์หน้าเทียมให้กับ Alphonse ซึ่งเป็นทหารชาวฝรั่งเศส ผู้มีความพิการของไบหน้ารวมทั้งกระดูกขากรรไกรบนและล่างด้านซ้าย โดยไบหน้าเทียมประดิษฐ์จากโลหะเงินที่เคลือบทับด้วยสีน้ำมัน ประกอบด้วยคาง ขี้นฟัน กระพุ้งแก้ม และป่องเก็บน้ำลาย จากอวัยวะเทียมดังกล่าวจึงเป็นที่มาของสมญานามที่ว่า “Gunner with the Silver Mask”¹⁻⁴ ซึ่งอวัยวะเทียมที่ประดิษฐ์จากโลหะมีข้อเสียหลายประการ คือ น้ำหนักมาก เป็นสื่อนำกระแสไฟฟ้า สีทึบ และขาดความสวยงาม Goodyear¹ ได้ค้นพบการปรมายางพาราด้วยกำมะถัน (vulcanized rubber) ซึ่งต่อมาได้มีการนำมาผลิตเป็นฐานฟันปลอมและอวัยวะเทียมนอกช่องปาก แต่ยางพาราที่ปรมด้วยกำมะถัน มีข้อเสียคือ ไม่ยืดหยุ่น ทึบแสง สีไม่คงทน จึงเลิกใช้ไปในที่สุด ปี ค.ศ. 1894 Tetamore¹ ประสบความสำเร็จในการประดิษฐ์อวัยวะเทียมจากเซลลูโลสในเตรต (cellulose

nitrate) ซึ่งเป็นวัสดุที่มีน้ำหนักเบา ไม่ระคายเคืองและสีใกล้เคียงกับผิวหนัง แต่มีข้อเสียคือ มีการดูดน้ำ ดูดเหงื่อสูง และสีไม่คงทน (ในปี ค.ศ. 1868 John Wesley Hyatt ได้พัฒนาเซลลูโลส-ไนเตรตเพื่อใช้ทำลูกบิลเลียด ซึ่งแต่เดิมทำจากงาช้าง) ปี ค.ศ. 1913 ถึงปี ค.ศ. 1915 กลุ่มนักวิจัยชาวฝรั่งเศส และเยอรมัน ได้เสนอวัสดุประเภท เจลาตินกลีเซอริน (gelatin-glycerin) เพื่อใช้ทำอวัยวะเทียม ซึ่งเป็นวัสดุที่มีความยืดหยุ่น โปร่งแสง แต่มีข้อเสียคืออายุการใช้งานค่อนข้างสั้นจึงทำให้อวัยวะชนิดนี้ไม่ได้รับความนิยม ปี ค.ศ. 1936⁵ ได้เริ่มมีการนำเอาฟิล์มเทิลเมทาคริลेटมาใช้ในงานทำฐานฟันปลอม และอวัยวะเทียม เนื่องจากวัสดุชนิดนี้สามารถแต่งสีให้เหมือนผิวหนังมนุษย์ได้² และปี ค.ศ. 1940 วัสดุจำพวกพลาสติกที่มีความยืดหยุ่นได้ถูกนำมาใช้ประดิษฐ์เป็นอวัยวะเทียมซึ่งมีชื่อทางการค้าต่างๆ ดังนี้ ไดคอร์ (Dicor) เฟลคซิเดอร์ม (Flexiderm) เป็นต้น Tylman¹ แนะนำให้ใช้ อะคริลิกชนิดนุ่ม (plasticized acrylic) ในการประดิษฐ์อวัยวะเทียม เพราะมีความยืดหยุ่นและแนบสนิทกับเนื้อเยื่อมนุษย์ดีกว่าอะคริลิกเรซินชนิดธรรมดา Clarke⁶ ได้อธิบายวิธีการประดิษฐ์อวัยวะเทียมจากวัสดุจำพวกยางธรรมชาติ (latex rubber) กลีเซอริน-เจลาติน (glyceringelatin) และโลหะชุบ (electroplated metals) ซึ่งต่อมามีกลุ่มบุคคลต่างๆ ได้นำเสนอวัสดุชนิดต่างๆ เพื่อใช้ประดิษฐ์อวัยวะเทียมเรื่อยๆ เช่น ไวนิลพลาสติกซอล (vinyl plastisol) โพลีไวนิลคลอไรด์ (polyvinyl chloride) โพลียูรีเทน และ ซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ เป็นต้น และได้มีการกล่าวถึงคุณสมบัติอันพึงประสงค์ของวัสดุที่ใช้ประดิษฐ์อวัยวะเทียม^{2,7,8} คือ ง่ายต่อการผลิต ไม่ซับซ้อน สามารถหล่อแบบได้ง่าย มีระยะเวลาในการทำงานนานพอสมควร มีความสวยงามสีเหมือนผิวหนังมนุษย์ สามารถตกแต่งสีได้ทั้งจากภายในและภายนอกเนื้อวัสดุ มีความยืดหยุ่น ทนต่อสารเคมี แสงอุลตราไวโอเล็ต ยึดติดอยู่กับเนื้อเยื่อมนุษย์ มีความต้านทานต่อการฉีกขาดและสึกกร่อน ง่ายต่อการทำความสะอาด ให้อายุการใช้งานนาน ไม่ระคายเคืองต่อผิวหนัง ไม่เป็นพิษ ไม่ก่อให้เกิดอาการแพ้ ไม่เป็นสารก่อมะเร็ง อายุการใช้งานนาน ไม่แข็งตัวตามอายุการใช้งาน มีค่ากำลังแรงดึงสูง เปอร์เซ็นต์การยืดตัว (percentage of elongation) สูง มีความต้านทานต่อการฉีกขาด (tear resistance) สูง และมีมิติเสถียรภาพ (dimensional stability) ดี มีความอ่อนนุ่มใกล้เคียงเนื้อเยื่อมนุษย์ น้ำหนักเบา ไม่เป็นที่เกาะติดหรือพังกาอภัยของจุลินทรีย์หรือเชื้อรา

ในปี ค.ศ. 1960 Barnhart⁹ นำซิลิโคน อีลาสโตเมอร์

มาใช้ในการประดิษฐ์อวัยวะเทียมเป็นครั้งแรก และได้รับความนิยมตั้งแต่นั้นเป็นต้นมา เนื่องจากความแข็งแรง ความทนทาน และใช้งานง่าย แต่มีข้อเสียคือ ความต้านทานต่อการฉีกขาดต่ำ ยึดติดด้วยกาวชนิดละลายน้ำได้ไม่ดี ไม่สามารถขัดให้เรียบเป็นมัน เป็นที่เจริญเติบโตของเชื้อรา ดูดซับน้ำมัน ซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ที่ใช้ในการประดิษฐ์อวัยวะเทียมสามารถจำแนกได้ 2 ประเภทใหญ่ๆ ตามวิธีการบ่มตัว^{2,10} คือ

1. อาร์ทีวี ซิลิโคน (RTV silicone) มีทั้งลักษณะโปร่งแสงและขาวขุ่น สามารถตกแต่งสีได้โดยการผสมรงควัตถุกับซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ก่อนที่จะใส่ตัวเร่งปฏิกิริยา และใช้กับแบบหล่อที่ผลิตจากยิปซัมทางทันตกรรมได้ แต่ข้อเสียคือ มีความต้านทานต่อการฉีกขาดต่ำ และมีความยืดหยุ่นน้อยกว่าเนื้อเยื่อผิวหนังมนุษย์ อาร์ทีวี ซิลิโคน ได้แก่ เอ็มดีเอ็กซ์ 4-4210 เมดิคอลแอดฮีซีฟไทป์ เอ (Medical Adhesive Type A) คอสเมซิล เอ-2186 (cosmesil A-2186)
2. เอชทีวี ซิลิโคน (HTV silicone) มีความแข็งแรงสูงกว่า อาร์ทีวี มีเสถียรภาพของสี มีความนุ่ม และยืดหยุ่นใกล้เคียงกับผิวหนัง แต่มีข้อเสียคือ ต้องใช้ความร้อนในการบ่มตัว และตกแต่งสีได้ยาก ตัวอย่างของ เอชทีวี ซิลิโคน ได้แก่ เอ็มดีเอ็กซ์ 4-4514 เอ็มดีเอ็กซ์ 4-4515 และเอ็มดีเอ็กซ์ 4-4516 เป็นต้น แต่ Lewis¹¹ แนะนำว่า อาร์ทีวี ซิลิโคน มีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้ประดิษฐ์อวัยวะเทียมเนื่องจากกระบวนการผลิตง่าย และราคาถูก ถึงอย่างไรก็ตาม ซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ยังมีคุณสมบัติคือ ลื่นไม่เปียกน้ำ¹²⁻¹⁴ และขอบโดยรอบของอวัยวะเทียมซึ่งเป็นบริเวณที่บางมักพบเสมอว่าเกิดการฉีกขาด¹⁵ จึงมีการคิดค้นวัสดุเพื่อนำมาบุผิวซิลิโคนอีลาสโตเมอร์เพื่อเพิ่มความต้านทานต่อการฉีกขาดในบริเวณที่บาง และใช้ได้กับกาวชนิดที่ละลายน้ำได้ โดยในปี ค.ศ. 1987 Udagama¹⁵ ได้นำ เอทิลเมทาคริเลต (ethyl methacrylate) โพลีไวนิลบิวเทอรอล (polyvinyl buteral) เมทิลเมทาคริเลต (methyl methacrylate) โพลีไวนิลอะซิเตต (polyvinyl acetate) โพลีไวนิลคลอไรด์ (polyvinyl chloride) และ โพลียูรีเทน (polyurethane) บุที่ฐานของอวัยวะเทียมที่ประดิษฐ์จากซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ พบว่า โพลียูรีเทน เป็นวัสดุที่เหมาะสมที่สุด เนื่องจากโพลียูรีเทนมีความต้านทานต่อการฉีกขาดสูง มีความโปร่งใส และขึ้นรูปได้ง่าย เข้ากันได้ดีกับกาวชนิดที่ละลายน้ำ ทำให้ชิ้นอวัยวะเทียมติดกับเนื้อเยื่อผู้ป่วยได้ดีและเกิดความแนบสนิทมากขึ้น Gonzalez^{16,17} ศึกษาคุณสมบัติของโพลียูรีเทน พบว่าเมื่อผ่านกระบวนการผลิตที่เหมาะสมจะทำให้มีคุณสมบัติที่เฉื่อยต่อปฏิกิริยาเคมี ไม่มีกลิ่น ทนต่อการขัดสี มีความต้านทานต่อการ

ฉีกขาดสูงและการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนผสมทำให้เกิดความยืดหยุ่นและความอ่อนตัวได้หลายระดับซึ่งใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อ และอวัยวะบริเวณที่จะนำไปแทนที่เช่น ที่สันจมูกที่ต้องการความแข็งแรงมากกว่าบริเวณปลายจมูก

Udagama¹⁵ ได้แนะนำวิธีการประดิษฐ์อวัยวะเทียมโดยการนำส่วนของซิลิโคนด้วยแผ่นโพลียูรีเทนสำหรับจุ่มซึ่งต้องอาศัยชิ้นหล่อพูนและเครื่องขึ้นรูประบบสุญญากาศ Singer และคณะ¹⁸ ได้ทำการทดสอบการยึดอยู่ระหว่างแผ่นโพลียูรีเทนกับเมดิคอลแอดฮีซีฟ ไทป์ เอ และ เอ็มดีเอ็กซ์ 4-4210 โดยใช้สารไพรเมอร์ต่างกัน 3 ชนิด คือ เอ-4040 เอส-2260 และ 1205 พบว่าแผ่นโพลียูรีเทนไม่สามารถยึดติดกับซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ได้ถ้าไม่ทาไพรเมอร์ที่แผ่นโพลียูรีเทนเสียก่อน สารไพรเมอร์ เอส-2260 และ เอ-4040 ให้การยึดอยู่สูงที่สุดกับซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ที่ผสมระหว่างเมดิคอลแอดฮีซีฟ ไทป์ เอ และ เอ็มดีเอ็กซ์ 4-4210 ในอัตราส่วนหนึ่งต่อหนึ่ง ส่วนการฉาบเมดิคอลแอดฮีซีฟ ไทป์ เอ ลงบนผิวหน้าของแผ่นโพลียูรีเทนที่ทาด้วยสารไพรเมอร์ 1205 จะทำให้ค่าแรงยึดสูงขึ้น Wang และคณะ¹⁹ ทำการศึกษาการยึดเกาะระหว่างแผ่นโพลียูรีเทนกับซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ชนิดเมดิคอลแอดฮีซีฟ ไทป์ เอ เมื่อใช้สารยึด 2 ชนิด คือ ไพรเมอร์ 1205 และ เอส-2260 โดยแปรเปลี่ยนระยะเวลาหลังจากที่ทาสารยึดลงบนแผ่นโพลียูรีเทนเป็นเวลา 30 นาที 1 2 4 6 8 และ 10 ชั่วโมง และแปรเปลี่ยนตามวิธีการบ่ม (บ่มด้วยความร้อนแห้ง ด้วยไมโครเวฟ และทิ้งไว้ ณ อุณหภูมิห้อง) พบว่าไพรเมอร์ 1205 ให้ค่าแรงยึดสูงกว่าการใช้ไพรเมอร์ชนิด เอส-2260 และการทาด้วยไพรเมอร์ 1205 แล้วทิ้งไว้ 1 ชั่วโมง ก่อนบ่มด้วยความร้อนแห้งจะให้ค่าแรงยึดสูงสุด จารูมา และคณะ²⁰ ได้ศึกษาค่าเฉลี่ยของแรงต้านทานต่อการลอกออกของชิ้นงานซิลิโคนกับโพลียูรีเทน เมื่อทาด้วยสารไพรเมอร์ทิ้งไว้ 1 และ 2 ชั่วโมง เปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้ทาไพรเมอร์ในการศึกษา ใช้ซิลิโคน 2186 และ 595 พบว่า ค่าแรงต้านทานต่อการลอกออกของชิ้นงานที่ทาไพรเมอร์ทิ้งไว้ 1 และ 2 ชั่วโมง มากกว่าที่ทิ้งไว้ 30 นาที อย่างมีนัยสำคัญ ใน ซิลิโคน 2186 แต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในซิลิโคน 595 จากการศึกษาที่ผ่านมายังไม่เคยมีการศึกษาหาความต้านทานต่อการลอกออกของชิ้นซิลิโคน อีลาสโตเมอร์กับแผ่นโพลียูรีเทนที่ขึ้นรูปจากโพลียูรีเทนเหลว ดังนั้นการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์ที่จะศึกษาหาความต้านทานต่อการลอกออกของชิ้น ซิลิโคน อีลาสโตเมอร์กับแผ่นโพลียูรีเทนที่ขึ้นรูปจากโพลียูรีเทนเหลว เมื่อใช้ไพรเมอร์ 1205 เอส-2260

และ เอ-4040

วัสดุและวิธีการ

เตรียมแบบหล่อยิปซัมครึ่งล่างของภาชนะทองเหลือง โดยใช้แผ่นพลาสติกขนาด $6 \times 6.5 \times 0.5$ เซนติเมตร (กว้าง \times ยาว \times หนา) บุด้วยซีเมนต์ผสมปูนขาว 1 มิลลิเมตรโดยรอบ เพื่อให้ง่ายต่อการแกะออกจากเบ้ายิปซัม ยึดผิวด้านบนของแผ่นพลาสติกกับขอบด้านข้างของเครื่องมือวัดระดับความขนาน (Torpedo Level, Taiwan) ด้วยแถบกาวยาส (บริษัท 3 เอ็ม ประเทศไทย) จากนั้นนำไปลงในภาชนะทองเหลืองครึ่งล่างเพื่อเฉลี่ยระยะทางระหว่างขอบของแผ่นพลาสติกและขอบด้านในของภาชนะทองเหลืองให้ได้ระยะทางที่ใกล้เคียงกันพร้อมทั้งทำเครื่องหมายที่ขอบด้านบนของภาชนะทองเหลืองตามแนวการพาดผ่านของเครื่องมือวัดระดับโดยใช้ปากกาสีเคมีชนิดไม่ละลายน้ำ นำส่วนครึ่งล่างของภาชนะทองเหลืองวางบนเครื่องสั่น (vibrator) โดยใช้ดินน้ำมันรองฐานภาชนะทองเหลืองไว้ นำแผ่นพลาสติกที่ถูกยึดเข้ากับเครื่องมือวัดระดับไปลงในภาชนะทองเหลืองอีกครั้ง โดยให้ที่วัดระดับอยู่ตรงกับเครื่องหมายที่ได้ทำไว้บนขอบภาชนะทองเหลืองและปรับภาชนะทองเหลืองจนฟองอากาศในหลอดแก้วที่เครื่องมือวัดระดับอยู่ตรงกลางระหว่างขีดพอดี จากนั้นนำแผ่นพลาสติกที่ถูกยึดเข้ากับเครื่องมือวัดระดับออกจากภาชนะทองเหลือง ผสมยิปซัม (Vel-mix die stone, Kerr Corporation, Romulus, U.S.A.) อัตราส่วนผสม 100 กรัมต่อน้ำ 23 มิลลิลิตร ด้วยเครื่องผสมสุญญากาศ (Vacuum mixer J. Morita Corporation, Japan) แล้วเทลงในภาชนะทองเหลืองครึ่งล่างที่วางอยู่บนเครื่องสั่น (vibrator) จนเต็ม จากนั้นนำแผ่นพลาสติกที่ถูกยึดด้วยเครื่องมือวัดระดับ วางลงในตำแหน่งเดิม โดยใช้เครื่องหมายที่ทำไว้ที่ขอบของภาชนะทองเหลืองเป็นตัวกำหนด กดให้แผ่นพลาสติกจมลงในยิปซัม โดยที่ขอบด้านล่างของเครื่องมือวัดระดับยังสัมผัสกับขอบบนของภาชนะทองเหลือง ฟองอากาศในหลอดแก้วของเครื่องมือวัดระดับยังคงอยู่ตรงกึ่งกลางระหว่างขีด ตั้งทิ้งไว้ 1 ชั่วโมง เพื่อให้ยิปซั่มก่อตัวสมบูรณ์ จากนั้นทำการขีดแต่งผิวหน้าของยิปซัมให้เรียบด้วยกระดาษทรายน้ำเบอร์ 1000 ทาสารคั่นกลาง (GMS De Trey® , Dentsply Limited, Surrey, England) ที่ยิปซัมในทิศทางเดียวกันหนึ่งรอบให้ทั่วประภภาชนะทองเหลืองครึ่งล่างและครึ่งบนเข้าด้วยกัน แล้วเทยิปซัมที่ผสมด้วยเครื่องผสมสุญญากาศจนเต็มนำไปอัดด้วยเครื่องอัดไฮโดรลิก (Kavo type 5518 EWL, Kavo, Germany) ที่วัดแรงดันได้ 100 บาร์ ทิ้งไว้ ๓ ชั่วโมง จึง

แกะภาชนะทองเหลืองออกจากกัน ใช้น้ำเดือดรดบริเวณที่เป็นซีเมนต์โดยรอบเพื่อให้ซีเมนต์อ่อนตัวแล้วแกะแผ่นพลาสติกออก รวดด้วยน้ำเดือดที่เบ้ายิปซัมจนปราศจากไขซีเมนต์แล้วเช็ดด้วยผ้าก๊อชชุบอาซีโทน (บริษัท วิทยากรม จำกัด กรุงเทพมหานคร) ทิ้งไว้ 10 นาที ทาด้วยสารคั่นกลางแล้วนำเข้าตู้อบความร้อน (Memmert Co, GmbH, Germany) ที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 ชั่วโมง ให้เบ้าหล่อยิปซัมแห้งสนิทจากนั้นนำภาชนะทองเหลืองครึ่งล่างวางบนเครื่องชั่ง (AND FP 6000, A&D Company Ltd., Tokyo Japan) ตั้งมาตรฐานที่หน้าปิดให้เท่ากับ 0.00 กรัม เทโพลียูรีเทนเหลว (Suny Jin Industrial Co. Inchon, Korea) ลงในเบ้ายิปซัมให้ได้น้ำหนัก 20 กรัม นำภาชนะทองเหลืองวางบนเครื่องสั่นเพื่อให้โพลียูรีเทนแทนเต็มเบ้า นำเข้าตู้อบใช้เครื่องมือวัดระดับวาง ณ ตำแหน่งที่ได้ทำเครื่องหมายไว้และปรับให้ขอบของภาชนะทองเหลืองขนานกับแนวระนาบ อบโพลียูรีเทนเหลวไว้ที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 70 ชั่วโมง เมื่อโพลียูรีเทนบ่มตัวสมบูรณ์แล้วใช้เทปกาว (บริษัท 3 เอ็ม ประเทศไทย) ที่มีขนาด ความกว้าง 1 เซนติเมตร ปิดทับลงบนผิวหน้าของแผ่นโพลียูรีเทน ตามแนวความกว้าง จากนั้นขีดผิวหน้าโพลียูรีเทนด้วยผ้าชุบสารละลาย 1,1,1-ไตรคลอโรอีเทน (บริษัท วิทยากรม จำกัด กรุงเทพมหานคร) หมดๆ โดยขีดไปในทิศทางเดียวกัน จำนวน 2 รอบ ทิ้งไว้ 10 นาที แล้วจึงใช้ผ้าก๊อชขนาด 6×6 เซนติเมตร พับทับกันทีละครั้ง จนได้ผ้าก๊อชที่มีขนาดเล็กลงเท่ากับ 1.5×1.5 เซนติเมตร ชุบสารไพโรเมอร์ 1205 (Dow, Midland, MI, USA) หมดๆ ทาลงบนแผ่นโพลียูรีเทนตามแนวยาวให้ทั่ว 1 รอบและใช้ผ้าก๊อชชิ้นใหม่ชุบสารไพโรเมอร์ 1205 ทาตามแนวกว้างให้ทั่ว 1 รอบ ตั้งไว้ในตู้อบที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส เพื่อป้องกันฝุ่นละอองจับ เป็นเวลา 60 นาที ฉีดซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ ชนิด ไตรอะซีทอกซีไซเลน (Bayer and Bayer Germany) ออกจากกระบอกบรรจุที่มีรูเปิดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 10 มิลลิเมตร ลงในเบ้ายิปซัมครึ่งล่างจำนวน 6 แถวตามยาว แล้วนำภาชนะทองเหลืองครึ่งบนประกบเข้าครึ่งล่าง อัดด้วยเครื่องอัดไฮโดรลิกที่วัดความดันได้ 100 บาร์ เป็นเวลา 48 ชั่วโมง ณ อุณหภูมิต่ำกว่า ๓๐ องศาเซลเซียส และครึ่งล่างออกจากกัน จะได้ชิ้นซิลิโคนที่ยึดกับแผ่นโพลียูรีเทน นำมาตัดด้วยมีดคม (NT Cutter, Osaka, Japan) ตามมาตรฐาน เอเอสทีเอ็ม ดี 1876-72 (ASTM D 1876-72) ซึ่งขึ้นทดสอบมีความกว้างเท่ากับ 5 มิลลิเมตร ยาวเท่ากับ 6.5 มิลลิเมตร เป็นจำนวน 30 ชิ้น ดำเนินการเตรียมชิ้นทดสอบตามวิธีการข้างต้นแต่เปลี่ยน

สารเชื่อมเป็น ไพรเมอร์ เอส-2260 เอ-4040 (Dow, Midland, MI, USA.) และไม่ใช่สารเชื่อมเพื่อเป็นกลุ่มควบคุม ตามลำดับ จากนั้นนำขึ้นทดสอบไปวัดค่าความต้านทานต่อการลอกออก ด้วยเครื่องวัดลอยด์ รุ่น แอลอาร์ 10 เค โลดเซลล์ 100 นิวตัน ครอสเฮดสปีด 25.4 เซนติเมตรต่อนาที

ผลการศึกษา

เมื่อแยกภาชนะออกจากกันพบว่า ไพรเมอร์ ชนิด 2260 และ 4040 รวมทั้งกลุ่มควบคุม ไม่สามารถทำให้ซิลิโคนและโพลียูรีเทนติดกันได้ คือ เมื่อแยกภาชนะออกจากกัน ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ยังคงอยู่ที่ภาชนะครึ่งบน และโพลียูรีเทนยังติดอยู่ที่ภาชนะครึ่งล่าง และเมื่อนำกลุ่มที่ใช้ไพรเมอร์ 1205 ไปทดสอบความต้านทานต่อการลอกออก (peel resistance) โดยใช้เครื่องวัดลอยด์พบว่าไม่เกิดการฉีกขาดบริเวณรอยต่อระหว่างแผ่นโพลียูรีเทนกับซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ที่ติดกันด้วยไพรเมอร์ แต่เกิดการฉีกขาดภายในเนื้อซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ (cohesive failure) แสดงค่าดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงค่าความต้านทานต่อการลอกออกและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานระหว่างแผ่นโพลียูรีเทนและซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ เมื่อใช้ไพรเมอร์ 3 ชนิด และกลุ่มควบคุม

Table 1 Show peel resistance and standard deviation between polyurethane sheet and silicone elastomer when using 3 primers and the control group.

Type of primer	Mean ± SD of peel resistance (N)
S 2260	0
A 4040	0
1205	4.4618 ± 1.4782*
Control	0

* เกิดการฉีกขาดในเนื้อซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ (cohesive failure in silicone elastomer)

วิจารณ์

การทำบ้ายิปซัมด้วยสารคั่นกลางแล้วนำเข้าสู่ตู้อบที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 ชั่วโมง เพื่อต้องการให้บ้ายิปซัมแห้ง เพราะจากการทดสอบนำร่องที่หาวิธีการขึ้นรูปแผ่นโพลียูรีเทนจากโพลียูรีเทนเหลว พบว่าเมื่อเทโพลียูรีเทนเหลวลงในบ้ายิปซัมที่ไม่ผ่านการอบด้วยความร้อนจะเกิดรูพรุนเล็กๆ กระจายในเนื้อโพลียูรีเทนที่ปมตัวสมบูรณ์แล้ว และถ้าหาสารคั่นกลางให้ทั่วบน

บ้ายิปซัมและไม่ได้นำเข้าตู้อบแต่ปล่อยให้สารคั่นกลางแห้ง ณ อุณหภูมิห้อง เมื่อเทโพลียูรีเทนเหลวลงเบ้าดังกล่าวแล้วนำเข้าสู่ตู้อบสิ่งที่ปรากฏขึ้นคือ แผ่นโพลียูรีเทนจะถูกดันให้ลอยขึ้นจากบ้ายิปซัมเป็นยอมนๆ ซึ่งเกิดจากการดันของไอน้ำที่ระเหยออกจากเนื้อบ้ายิปซมนั่นเอง ดังนั้นวิธีการขึ้นรูปแผ่นโพลียูรีเทนที่ได้ผลและเหมาะสมจึงน่าจะเป็นไปตามวิธีที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อวิธีการเตรียมขึ้นทดสอบ

ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ของบริษัท ไบเออร์ แอนด์ ไบเออร์ ซึ่งเป็นอาร์ทีวี ชนิด ไตรอะซีทอกซีไซเลน (triacetoxysilane) ที่สามารถปมตัวเมื่อสัมผัส กับความชื้น ณ อุณหภูมิห้อง²¹ ส่วนไพรเมอร์ 1205 เป็นผลิตภัณฑ์ของบริษัท ดาว คอร์นิ่ง ซึ่งสารเชื่อมนี้ มีสารอีพอกซี (epoxy) เป็นองค์ประกอบ²² คุณสมบัติที่สำคัญประการหนึ่งของอีพอกซี²²⁻²⁴ คือสามารถเชื่อมวัสดุต่างชนิดกันได้ โดยไม่ต้องอาศัยความดันหรือการเพิ่มอุณหภูมิ จากการทดสอบไพรเมอร์ 1205 สามารถเชื่อมโพลียูรีเทนที่ขึ้นรูปจากโพลียูรีเทนเหลวให้ยึดกับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ได้ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Singer และคณะ¹⁸ Wang และคณะ¹⁹ ที่เมื่อใช้ไพรเมอร์ 1205 เป็นสารเชื่อมระหว่างแผ่นโพลียูรีเทนกับเมดิคอลแอคทีฟ ไซไฟ เอ ซึ่งเป็นซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด ไตรอะซีทอกซีไซเลนแล้วทำให้ค่าแรงยึดสูงขึ้น และจากการศึกษาครั้งนี้พบว่าไพรเมอร์ เอส 2260 และไพรเมอร์ เอ 4040 ไม่สามารถใช้เป็นสารเชื่อมโพลียูรีเทนที่ขึ้นรูปจากโพลียูรีเทนเหลวให้ยึดกับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด ไตรอะซีทอกซีไซเลน และจากการศึกษาของ Singer และคณะเมื่ออบผิวซิลิโคนชนิด เอ็มดีเอ็กซ์ 4-4210 ด้วยเมดิคอลแอคทีฟ ไซไฟ เอ แล้วทำให้ค่าแรงยึดลดลงเช่นกัน ซึ่งไพรเมอร์เอส-2260 และไพรเมอร์ เอ-4040 อาจจะเหมาะสมเป็นสารเชื่อมซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ประเภท เอช ทีวี ชนิดที่ใช้เปอร์ออกไซด์อินทรีย์เป็นตัวให้เกิดการเชื่อมขวาง (cross-linked)²² ซึ่งจำเป็นต้องทำการศึกษาต่อไป ดังนั้นการใช้ไพรเมอร์ 1205 เป็นสารเชื่อมโพลียูรีเทนที่ขึ้นรูปจากโพลียูรีเทนเหลวให้ยึดกับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์จึงน่าจะเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการปรับปรุงวิธีการประดิษฐ์อวัยวะเทียม เพราะการประดิษฐ์อวัยวะเทียมด้วยวิธีการแบบดั้งเดิมของ Udagama¹⁵ คือใช้แผ่นโพลียูรีเทนสำเร็จรูปบุพื้นฐานของซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ ซึ่งวิธีการดังกล่าวค่อนข้างยุ่งยากเพราะจะต้องใช้เครื่องขึ้นรูปสูญญากาศ (vacuum former) เพื่อขึ้นรูปแผ่นโพลียูรีเทนบนชิ้นหล่อพรุน (perforated cast) แล้วจึงนำแผ่นโพลียูรีเทนดังกล่าวไปคลุมบนชิ้นหล่อหลัก (master

cast) ก่อนที่จะอัดทับด้วยซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ เมื่อได้ขึ้นรูปแล้วจะเทียมน้ำแล้วมักจะประสบปัญหาคือเกิดรอยพับย่นของแผ่นโพลียูรีเทน ซึ่งจะทำให้เป็นจุดเริ่มร่อนหลุดของการเชื่อมยึดระหว่างแผ่นโพลียูรีเทนกับซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ และรอยพับย่นยังทำให้ขึ้นรูปอวัยวะเทียมไม่แนบสนิทกับผิวหนังของผู้ป่วย แต่การขึ้นรูปแผ่นโพลียูรีเทนจากโพลียูรีเทนเหลว เพื่อบูรณะอวัยวะเทียมมีข้อดีคือ ลดขั้นตอนในการทำงานคือไม่ต้องทำขึ้นหล่อพูน ลดเครื่องมือที่ใช้ในการขึ้นรูปสูญญากาศ ลดการเกิดรอยพับย่นของแผ่นโพลียูรีเทน เพราะแผ่นโพลียูรีเทนถูกขึ้นรูปบนขึ้นหล่อหลักโดยตรง

สรุป

แผ่นโพลียูรีเทนที่ทาดด้วยไพโรเมอร์ เอส-2260 และ เอ-4040 และกลุ่มควบคุมไม่เกิดการยึดติดระหว่างแผ่นโพลียูรีเทนกับซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ ส่วนในกลุ่มที่ทาดด้วยไพโรเมอร์ 1205 มีค่าของแรงยึดระหว่างโพลียูรีเทนกับซิลิโคนสูงจนเกิดการฉีกขาดในเนื้อซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ เมื่อทดสอบความต้านทานต่อการลอกออกด้วยเครื่องวัดลดยึด

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยครั้งนี้ได้รับการสนับสนุนโดยเงินอุดหนุนการวิจัยโครงการวิจัยทางทันตกรรม 3205-312#18/2539 คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เอกสารอ้างอิง

- Parel SM. Materials in maxillofacial prosthetics. In: Reisbick MH, editor. Dental materials in clinical dentistry, Post graduate dental hand book series, volume 11. Bristol: John Wright • PGS Inc, 1982:325-62.
- Chalian VA. Maxillofacial prosthetic materials. In: Smith DC, Williams DF, editors. Biocompatibility of dental materials. Boca Raton, Florida: CRC Press, 1982:247-63.
- Heller HL, McKinstry RE. Facial materials. In: McKinstry RE, editor, Fundamentals of facial prosthetics. Arlington, VA: ABI Professional, 1995:79-97.
- Ring Malvin. The history of maxillofacial prosthetics. *Plast Reconstr Surg* 1991;87:174-84.
- พิชิต เลี่ยมพิพัฒน์. พลาสติก. พิมพ์ครั้งที่ 13. กรุงเทพมหานคร: ป.สัมพันธ์พาณิชย์, 2539:5-7.
- Andres CJ, Haug SP, Munoz CA, Bernal G. Effects of environmental factor on maxillofacial elastomers: Parts I-literature review. *J Prosthet Dent* 1992;68:327-30.
- Moore DJ, Giasser ZR, Tabacoo MJ, Linebaugh MG. Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthesis. *J Prosthet Dent* 1977;38:319-26.
- Lewis DH; Castleberry DJ. An assessment of recent advances in maxillofacial prosthetic material. *J Prosthet Dent* 1980;43:426-32.
- Barnhart GW. A new material and technic in the art of somato prosthesis. *J Dent Res* 1960;39:836-44.
- Lontz JF. State of art materials used for maxillofacial prosthetic reconstruction. *Dent Clin North Am* 1990;34:307-25.
- Lewis DH, Cowper DR, Castleberry DJ, Fischer TE. New and improved elastomers for extraoral maxillofacial prostheses [Abstract]. *J Dent Res* 1977;56(Special Issue A):174.
- Saunders KJ, editors. Organic polymer chemistry. 2nd ed. London, Chapman and Hall, 1988:388-411.
- ชัยวัฒน์ เจนวนิชย์. โพลีเมอร์เชิงพาณิชย์. พิมพ์ครั้งที่ 1, กรุงเทพมหานคร:โอเดียนสโตร์, 2526:348-67.
- Water MGJ, Jagger RG, Polyzois GL. Wettability of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *J Prosthet Dent* 1999;81:439-43.
- Udagama A. Urethane lined silicone facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1987;58:351-4.
- Gonzalez JB. Polyurethane elastomer for facial prosthesis. *J Prosthet Dent* 1978;39:179-87.
- Gonzalez JB, Chao EY; An KN. On physical and mechanical behavior of polyurethane formulations used for facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1978;39:307-18.
- Singer MT, Mitchell DL, Pelleu GB Jr. Effect of primers on the bond strength of silicone elastomers and polyurethane. *J Prosthet Dent* 1988;60:602-5.
- Wang R, Collard SM, Lemon J. Adhesion of silicone to polyurethane in maxillofacial prostheses. *Int J Prosthet Dent* 1994;7:43-9.
- จารุมา ศักดิ์ดี, มัทนา พฤษาพงษ์, นิยม อังรงค์อนันต์สกุล และปิยวัฒน์ พันธุ์โกศล. การศึกษาความต้านทานต่อการลอกออกในการยึดซิลิโคนเข้ากับแผ่นโพลียูรีเทนเมื่อทาสารไพโรเมอร์, โครงการการวิจัยทางทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 2539.
- ชลธิชา นุ่มหอม. โพลีเมอร์. พิมพ์ครั้งที่ 1, กรุงเทพมหานคร: พรตีวการพิมพ์, 2538:364-70.
- Catalog Dow Corning products information, Dow, Midland, MI, USA., 2000.
- Lewis AF. Epoxy Resin Adhesives. In: May CA, editors. Epoxy resins chemistry and technology 2nd ed. New York: Marcel Dekker, Inc., 1988:653-718.
- Garnish EW. Epoxy base adhesives. In: Kinloch AJ, editor. Structural adhesives developments in resins and primers. New York: Elsevier Applied Science Publishers, 1986:57-76.
- Lee H, Neville K, editors. Handbook of epoxy resins. Chapter 21, Epoxy resin adhesives. New York: McGraw-Hill book company, 1967:1-49.

The study of peel resistance of silicone elastomer bonded with polyurethane sheet fabricated from liquid polyurethane when using 3 primers

Piyawat Phankosol D.D.S., M.S.¹

Niyom thamrongananskul D.D.S., Grad. Dip. in Clin. Sc. (Prosthodontics)¹

Jaruwan Jirathongcomshote²

Nirin Ratanapob²

Sirima Limchaichana²

¹ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

² Student, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Abstract

Objective The purpose of this study was to determine the peel resistance of silicone elastomer bonded with polyurethane sheet fabricated from liquid polyurethane when using 3 primers: 1205, S-2260 and A-4040.

Materials and methods The liquid polyurethane was fabricated into sheet by pouring in gypsum mold. The experiment was divided into 4 groups, each group was 30 specimens, three experimental groups and one control group. Each experimental group was treated with primer : 1205, S-2260 and A-4040, respectively. Triacetoxysilane silicone elastomer was packed. Lloyd universal testing machine (Model LR 10 K) was used for measuring peel resistance according to ASTM D 1876-72

Results There were no bonding between polyurethane sheet and silicone elastomer in the groups treated with primers S-2260, A-4040 and the control group. The group was treated with primer 1205 had strong bonding and it produced cohesive failure in silicone elastomer.

Conclusion Primer 1205 can be used in maxillofacial prostheses to improve the bond strength between polyurethane sheet and silicone elastomer.

(CU Dent J 2001;24:43-9)

Key words: bonding; peel resistance; polyurethane; primer; silicone elastomer
