

วัสดุสำหรับอวัยวะประดิษฐ์ขากรรไกรและใบหน้า นอกช่องปาก ตอนที่ 2: พอลิยูรีเทน อีลาสโตเมอร์

วิศรุตม์ ประวิทย์วรา¹ วิสาลักษณ์ ปัญญาพัฒนานนท์²
พิริวัฒน์ เอื้อสุวรรณ³ ขวัญวงศ์ บุญพิทักษ์⁴ อธิคม สุรินทร์ธนาสาร¹ ศุภรักษ์ ยมกกุล^{1,*}

บทความปริทัศน์

บทคัดย่อ

พอลิยูรีเทนเป็นวัสดุอีกประเภทหนึ่งที่เคยใช้ผลิตเป็นอวัยวะเทียมนอกช่องปาก แต่เนื่องด้วยข้อจำกัดหลายประการ ทำให้ไม่ได้รับความนิยม อย่างไรก็ตามพอลิยูรีเทนยังถูกนำมาใช้งานได้อยู่บ้าง เช่น ใช้ฐานของอวัยวะเทียม เนื่องจากบริเวณขอบบาง ๆ ของอวัยวะเทียมที่ผลิตจากซิลิโคน อีลาสโตเมอร์มักเกิดการฉีกขาดได้ง่าย ขณะที่พอลิยูรีเทนทนต่อแรงฉีกขาดได้ดีและมีความชอบน้ำมากกว่าซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ ปัจจุบันซิลิโคนอีลาสโตเมอร์เป็นวัสดุที่นิยมนำมาผลิตเป็นอวัยวะเทียมมากกว่าวัสดุประเภทอื่น ๆ เนื่องจากมีสมบัติที่ดีหลายประการ อย่างไรก็ตามอวัยวะเทียมที่ผลิตจากวัสดุประเภทนี้เมื่อผู้ป่วยนำไปใช้งานระยะหนึ่ง มักพบปัญหาต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นตามมา อาทิเช่น อวัยวะเทียมมีสีจาง หรือสีเปลี่ยนแปลงไป เกิดการชำรุด และตัววัสดุเสื่อมสภาพ ดังนั้นการศึกษาสมบัติและเข้าใจพฤติกรรมของวัสดุกลุ่มนี้จึงเป็นสิ่งจำเป็นเพื่อประโยชน์ในการผลิตอวัยวะเทียมนอกช่องปากให้กับผู้ป่วย ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

คำใบ้: วัสดุอวัยวะประดิษฐ์ขากรรไกรและใบหน้านอกช่องปาก/ พอลิยูรีเทน/ ซิลิโคน

Received: Jan 31, 2024

Revised: Apr 02, 2024

Accepted: Apr 27, 2024

บทนำ

ความบกพร่องบริเวณศีรษะใบหน้าที่เกิดจากการผ่าตัด อุบัติเหตุ หรือความผิดปกติแต่กำเนิด ข่อมส่งผลกระทบต่อรูปลักษณ์ หน้าตา การเข้าสังคม ความมั่นใจ และมีผลกระทบทางจิตวิทยาของผู้มีความบกพร่องดังกล่าว วิธีการแก้ไขและฟื้นฟูความบกพร่องนี้ มีด้วยกันหลายวิธี โดยหนึ่งวิธีนั้น คือ แก้ไขด้วยการใส่อวัยวะเทียมบริเวณใบหน้า ซึ่งเป็นงานเฉพาะทางของทันตแพทย์แขนงหนึ่ง โดยมีเป้าหมายหลักเพื่อประโยชน์ทางจิตใจต่อผู้ป่วย และส่งผู้ป่วยกลับคืนสู่สังคม ตลอดจนดำรงชีวิตได้อย่างปกติสุข สืบเนื่องจากบทความปริทัศน์เรื่อง วัสดุสำหรับอวัยวะประดิษฐ์ขากรรไกรและใบหน้านอกช่องปาก ตอนที่ 1 ที่ได้กล่าวถึงวัสดุที่ใช้ผลิตอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้าตั้งแต่ในอดีตจนถึงปัจจุบัน ซึ่งวัสดุแต่ละประเภท ต่างมีข้อดีและข้อเสียที่แตกต่างกันไป โดยการผลิตอวัยวะเทียมนั้น ทันตแพทย์ผู้ให้การรักษาแก่ผู้ป่วยจำเป็นต้องมีความรู้เรื่องวัสดุศาสตร์ และมีประสบการณ์ใน

การใช้วัสดุ เพื่อให้ได้ชิ้นงานอวัยวะเทียมที่มีความสวยงาม และมีความทนทาน โดยบทความนี้จะกล่าวถึงวัสดุพอลิยูรีเทน ซึ่งในอดีตเคยใช้ผลิตเป็นชิ้นอวัยวะเทียม แต่เนื่องด้วยข้อจำกัดบางประการ ทำให้วัสดุกลุ่มนี้ไม่ได้รับความนิยมเหมือนวัสดุกลุ่มซิลิโคน ปัจจุบันพอลิยูรีเทนจะใช้เพื่อฐานของชิ้นอวัยวะเทียม เนื่องจากมีความคงทนต่อการฉีกขาด และมีความชอบน้ำมากกว่าวัสดุประเภทซิลิโคน นอกจากนี้การบูรณะด้วยพอลิยูรีเทนยังทำให้ขอบของอวัยวะเทียมมีความแนบสนิทกับผิวหนัง ส่งผลให้เกิดความสวยงามมากยิ่งขึ้น และช่วงท้ายของบทความนี้จะกล่าวถึง ข้อจำกัดของซิลิโคน และกระบวนการเสื่อมสภาพของซิลิโคน รวมถึงปฏิกิริยาเคมีที่เกี่ยวข้อง

พอลิยูรีเทน (Polyurethane) พอลิยูรีเทนถูกสังเคราะห์ขึ้นเป็นครั้งแรกในปี ค.ศ. 1937 โดยอ็อทโท เบเยอร์ (Dr. Otto Bayer)¹⁻³ นักเคมีชาวเยอรมัน จากบริษัทฟาร์เบนฟาบรีเคิน เบเยอร์

¹ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

² ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

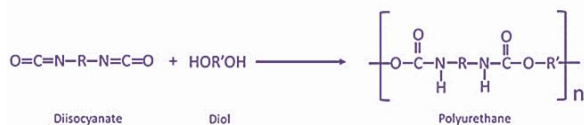
³ สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

⁴ สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

* ผู้ประพันธ์บทความ

(Farbenfabriken Bayer) โดยได้เริ่มนำมาใช้ประโยชน์ในช่วงสงครามโลกครั้งที่สอง เพื่อใช้ทดแทนยางธรรมชาติ โดยเบเยอร์ค้นพบว่าการทำปฏิกิริยาระหว่างไดไอโซไซยานาต (Diisocyanate) กับไดออล (Diol) สามารถสร้างพอลิเมอร์ชนิดใหม่ที่มีสมบัติเฉพาะตัวได้ สำหรับผลิตภัณฑ์พอลิยูรีเทนเพื่อเชิงพาณิชย์ชนิดแรก คือ โฟมพอลิยูรีเทน หรือ โฟมพียู (Polyurethane foam, PU Foam) ซึ่งเป็นโฟมแบบนึ่ง โดยเปิดตัวในปี ค.ศ. 1950 จากนั้นก็ได้มีผลิตภัณฑ์อื่น ๆ ออกวางจำหน่ายตามมาอย่างรวดเร็ว เช่น โฟมแบบแข็ง อีลาสโตเมอร์ สารเคลือบ และกาว เป็นต้น

พอลิยูรีเทนเป็นพอลิเมอร์ที่มีหมู่ยูรีเทน ($-NH-CO-O-$) อยู่ในโมเลกุล ซึ่งหมู่นี้เกิดปฏิกิริยาระหว่างไดไอโซไซยานาต (Diisocyanate) กับไดออล (Diol) ⁴ (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 แสดงการเกิดพอลิยูรีเทนจากปฏิกิริยาระหว่างไดไอโซไซยานาต และไดออล

Figure 1 shows the formation of polyurethane from the reaction between diisocyanate and diol.

สำหรับทางตันกรรมพบว่า ในปี ค.ศ. 1978 กอนซาเลซ (Gonzalez)^{5,6} ได้รายงานการผลิตอวัยวะเทียมจากพอลิยูรีเทนลงในวารสารทางทันตกรรม ซึ่งอันที่จริงแล้วกอนซาเลซได้นำเสนอการใช้พอลิยูรีเทนในงานประสมอวัยวะเทียมที่ไบหน่านานาชาติ ณ ประเทศเนเธอร์แลนด์ ในปี ค.ศ. 1976 มาก่อนแล้ว ต่อมาในปี ค.ศ. 1978 โกลด์เบิร์ก (Goldberg)⁷ ได้ทำการศึกษาพอลิยูรีเทน ที่ได้จากปฏิกิริยาระหว่าง เฮกซะเมทิลีน ไดไอโซไซยานาต (Hexamethylene diisocyanate) และพอลิเททระเมทิลีน ออกไซด์ ไกลคอล (Poly (tetramethylene oxide) glycol) โดยบ่มด้วย 1,4 บิวเทนไดออล (1,4- butanediol) และ ไทรมีทิลอล โพรเพน (Trimethylol propane) พบว่าวัสดุชนิดนี้มีสมบัติที่เหมาะสม สามารถนำมาขึ้นรูปเป็นอวัยวะเทียมได้โดยไม่ต้องพึ่งสารเสริมสภาพพลาสติก (Plasticizer) แต่อย่างไรก็ตาม การผลิตอวัยวะเทียมจากซิลิโคนก็ได้รับความนิยมมากกว่าพอลิยูรีเทน แต่ปัญหาของชิ้นงานซิลิโคนคือบริเวณขอบที่บาง ๆ มักฉีกขาดเสมอ (รูปที่ 2) หลังจากผู้ป่วยใช้งานในระยะเวลาหนึ่ง ดังนั้นในปี ค.ศ. 1987 ยูดาเกามา (Udagama)⁸ จึงได้หาวิธีแก้ไขปัญหาดังกล่าวโดยนำฐานอวัยวะ

เทียมซิลิโคนด้วยแผ่นพอลิยูรีเทนสำเร็จรูปของบริษัทแฟกเตอร์ทู (Factor II) แต่เนื่องด้วยวิธีการดังกล่าว มักทำให้เกิดรอยพับบนของแผ่นพอลิยูรีเทน (รูปที่ 3) ซึ่งต่อมาในปี ค.ศ. 2001 ปีวัฒน์⁹ ได้ดัดแปลงวิธีการฐานซิลิโคนด้วยพอลิยูรีเทนเหลว โดยได้แนวคิดมาจากการผลิตวิกผมปลอมเฉพาะบุคคล ที่ขึ้นรูปหนังศีรษะของผู้ต้องการทำวิกผมปลอมแต่ละรายด้วยพอลิยูรีเทนเหลวเสียก่อนที่จะทำการถักทอเส้นผม ซึ่งจากงานวิจัยของปีวัฒน์และคณะได้ผลเป็นที่น่าพอใจ เนื่องจากสามารถกำหนดความหนาของแผ่นพอลิยูรีเทนได้อีกทั้งไม่ก่อให้เกิดรอยพับบนที่ฐานอีกต่อไป (รูปที่ 4)



รูปที่ 2 แสดงหูเทียมที่ผลิตจากซิลิโคน ขอบโดยรอบเกิดการฉีกขาด
Figure 2 shows a silicone ear prosthesis whose edge is torn. (Photograph by Wisarut Prawatvatchara)



รูปที่ 3 แสดงด้านฐานของหูเทียมที่ผลิตจากซิลิโคน ซึ่งแผ่นฟิล์มพอลิยูรีเทนเกิดรอยยับ
Figure 3 shows the base of the silicone ear prosthesis, whose polyurethane film lining was wrinkled. (Photograph by Wisarut Prawatvatchara)



รูปที่ 4 แสดงหูเทียมที่ผลิตจากซิลิโคนโดยส่วนฐานบุด้วยพอลิยูรีเทน

Figure 4 shows a silicone ear prosthesis whose base is lined with polyurethane.
(Photograph by Wisarut Prawatvachara)



รูปที่ 5 แสดงแบบจำลองหลักไปลงในท่อพลาสติกพีวีซี

Figure 5 shows master model embedded in plastic PVC pipe.

ตารางที่ 1 แสดงความแตกต่างของการขึ้นรูปแผ่นฟิล์มพอลิยูรีเทนเพื่อฐานขึ้นอวัยวะเทียมซิลิโคนระหว่างวิธีของยูดากามาและปิยวัฒน์
Table 1 shows the different fabrication techniques for polyurethane film-lining silicone prostheses from Udagama and Piyawat.

วัสดุและวิธีการ	วิธีของยูดากามา ^a	วิธีของปิยวัฒน์ ^a
ชนิดของพอลิยูรีเทน	แผ่นพอลิยูรีเทนสำเร็จรูป	พอลิยูรีเทนเหลว
แบบจำลองรูทะลุ	ใช่	ไม่ใช่
ใช้เครื่องขึ้นรูปด้วยแรงดูดสุญญากาศ	ใช่	ไม่ใช่
ออกแบบจำลองหลักเพื่อไล่ความชื้น	ไม่จำเป็น	จำเป็น
ขึ้นรูปแผ่นฟิล์มโดยตรงที่แบบจำลองหลัก	ไม่มี	มี โดยการใช้วิธีการราดพอลิยูรีเทนเหลวลงที่ผิวหน้าแบบจำลองหลัก
ใช้ตู้อบความร้อนเพื่อบ่มแผ่นฟิล์ม	ไม่ใช่	ใช่ โดยอบที่ 60 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 3 วัน
การเคลื่อนย้ายแผ่นฟิล์ม	มี โดยลอกออกจากแบบจำลองรูทะลุแล้วนำไปวางบนแบบจำลองหลัก	ไม่มีการเคลื่อนย้าย

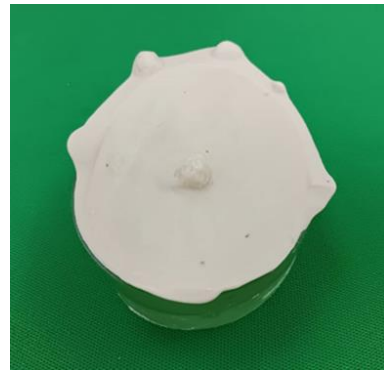
ความแตกต่างของวิธีขึ้นรูปแผ่นพอลิยูรีเทน เพื่อฐานของขึ้นอวัยวะเทียมซิลิโคนระหว่างวิธีของยูดากามาและปิยวัฒน์ (ตารางที่ 1) โดยมีรายละเอียดดังนี้ วิธีการของยูดากามา เริ่มต้นด้วยการพิมพ์บริเวณรอบvikar (Defect) ของผู้ป่วย เทแบบจำลองหลัก (Master model) ด้วยผลิตภัณฑ์ขี้ผึ้ง นำแบบจำลองหลักไปลงในท่อพีวีซี (PVC) (รูปที่ 5) พิมพ์แบบจำลองหลักด้วยวัสดุพิมพ์ประเภทอัลจินต (รูปที่ 6) แกะรอยพิมพ์ออก (รูปที่ 7) เสียบรอยพิมพ์ด้วยเส้นเอ็นพลาสติก (รูปที่ 8) นำรอยพิมพ์ไปเทด้วยผลิตภัณฑ์ขี้ผึ้ง รอยพิมพ์ก่อนตัว แกะแบบจำลองออกจากรอยพิมพ์และดึงเส้นเอ็นพลาสติกออก แบบจำลองที่ได้จะมีรูทะลุ (Perforated cast) (รูปที่ 9) นำแบบจำลองรูทะลุไปวางและจึงแผ่นพอลิยูรีเทนสำเร็จรูปในเครื่องขึ้นรูปสุญญากาศ (Vacuum former) ให้ความร้อนแก่แผ่นพอลิยูรีเทน จากนั้นเลื่อนแผ่นพอลิยูรีเทนที่กำลังอ่อนโยนให้แนบลงไปบน แบบจำลองรูทะลุ ด้วยระบบดูดสุญญากาศ (รูปที่ 10) รอยแผ่นฟิล์มพอลิยูรีเทนเย็นตัว

ตัดแต่งแผ่นฟิล์มและลอกออกจากแบบจำลองรูทะลุ (รูปที่ 11) นำแผ่นฟิล์มไปวางบนแบบจำลองหลัก (รูปที่ 12) จากนั้นก็เข้าสู่กระบวนการขึ้นรูปด้วยวัสดุซิลิโคนตามปกติ ส่วนวิธีการของปิยวัฒน์ มีขั้นตอนที่สำคัญคือ การทำสารคั่นกลางที่ผิวของแบบจำลองหลัก ด้วยสารละลายอัลจินต (Alginate solution) จากนั้นนำแบบจำลองหลักไปเข้าตู้อบที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง เพื่อไล่น้ำออกจากแบบจำลอง เพื่อป้องกันการไม่ให้น้ำที่กลายเป็นไอน้ำ ปล่อยให้เย็นตัวลง และใช้พอลิยูรีเทนเหลวราดลงที่แบบจำลองหลักให้ทั่วผิวหน้า (รูปที่ 13) นำแบบจำลองหลักไปวางบนเครื่องสั่น (Vibrator) เพื่อปรับให้พอลิยูรีเทนเหลวเกิดการกระจายไปทั่วผิวหน้าของแบบจำลองหลักอย่างสม่ำเสมอ นำแบบจำลองหลักเข้าตู้อบความร้อนที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 3 วัน จากนั้นก็เข้าสู่กระบวนการขึ้นรูปด้วยวัสดุซิลิโคนตามปกติ



รูปที่ 6 แสดงการพิมพ์แบบจำลองหลักด้วยวัสดุพิมพ์ประเภทอัลจินต และพอกทับด้วยปูนปลาสเตอร์

Figure 6 shows master cast duplicated with alginate impression and cover with plaster of Paris.



รูปที่ 7 แสดงรอยพิมพ์ที่ได้จากการพิมพ์บนแบบจำลองหลัก

Figure 7 shows alginate impression duplicated from master model.



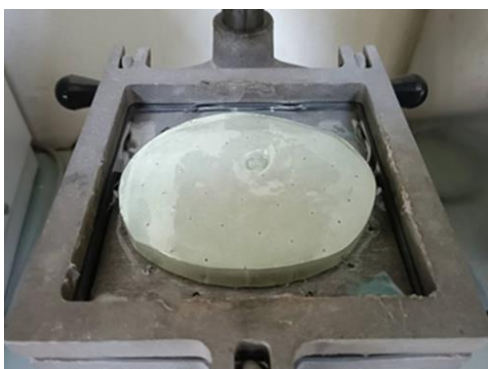
รูปที่ 8 แสดงเส้นเอ็นพลาสติกที่เสียบลงที่รอยพิมพ์อัลจินต

Figure 8 shows alginate impression inserted with plastic filaments.



รูปที่ 9 แสดงแบบจำลองที่มีรูทะลุเล็กกระจายอยู่ทั่ว ๆ ไป

Figure 9 displays a cast with microscopic perforations throughout its surface.



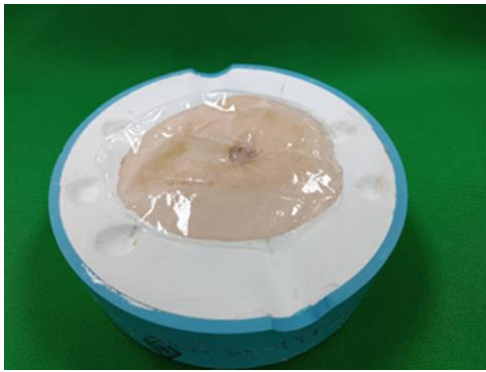
รูปที่ 10 แสดงการขึ้นรูปแผ่นฟิล์มพอลิยูรีเทนบนแบบจำลองที่มีรูทะลุ ด้วยเครื่องดูดสุญญากาศ

Figure 10 illustrates the use of a vacuum forming machine to fabricate a polyurethane film on a perforated cast.



รูปที่ 11 แสดงการลอกแผ่นฟิล์มพอลิยูรีเทนออกจากแบบจำลองที่มีรูทะลุ

Figure 11 shows a polyurethane film that has been removed from a perforated cast surface.



รูปที่ 12 แสดงแผ่นฟิล์มพอลิยูรีเทนที่นำมาวางบนแบบจำลองหลัก
Figure 12 illustrates a polyurethane film that was placed on a master cast.



รูปที่ 13 แสดงการราดพอลิยูรีเทนเหลวลงบนแบบจำลองหลัก
Figure 13 shows liquid polyurethane poured onto mater cast.

ปัจจุบันการผลิตอวัยวะเทียมจากพอลิยูรีเทนทั้งชิ้นไม่มีแล้ว เนื่องจากวัสดุชนิดนี้มีข้อจำกัดหลายประการ เช่น การเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนการผสม หรือเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ใช้ในการบ่มเพียงเล็กน้อยจะส่งผลต่อสมบัติของพอลิยูรีเทนอีลาสโตเมอร์ที่ได้ นอกจากนี้ส่วนของไอโซไซยานาต (Isocyanate) ยังไวต่อความชื้น และเกิดก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ (CO_2) ส่งผลให้เกิดฟองอากาศในเนื้อของชิ้นงานได้ ถึงแม้ว่าอัตราสารตั้งต้น อุณหภูมิที่ใช้บ่ม และการควบคุมความชื้นจะสามารถทำได้อย่างมีประสิทธิภาพในระบบอุตสาหกรรมการผลิตพอลิยูรีเทนอีลาสโตเมอร์¹⁰ แต่ในห้องปฏิบัติการผลิตอวัยวะเทียมในโรงพยาบาลหรือในโรงเรียนทันตแพทยนั้น ยังเป็นข้อจำกัดอยู่เนื่องจากกระบวนการผลิตที่มีความอ่อนไหว (Sensitive technique)¹¹⁻¹⁴ นอกจากนี้สีของอวัยวะเทียมยังไม่คงทนทำให้อายุการใช้งานไม่เกิน 6 เดือน¹⁵⁻¹⁷ จากการศึกษาของชู (Chu) พบว่ารังสียูวีนอกจากจะทำให้วัสดุพอลิยูรีเทนเปลี่ยนสีไปเป็นสีเหลืองแล้วที่ผิวของวัสดุยังมีลักษณะเหนียวติดมือ (Tackiness) อีกด้วย¹⁶ วัสดุทางการค้าที่นำออกจำหน่ายสำหรับผลิตอวัยวะเทียมในอดีต ได้แก่ อีพิเทน 3 (Epithane-3) และ คัลเทน เอ็นดี 2300 (Calthane ND2300)

โดยรวมแล้ววัสดุอีลาสโตเมอร์ที่นำมาผลิตเป็นอวัยวะเทียมมีหลายประเภท ดังนั้นสมบัติโดยรวมควรมีดังต่อไปนี้¹⁸⁻²¹

1. ไม่ระคายเคืองและไม่ก่อให้เกิดความรำคาญต่อเนื้อเยื่อที่ไปสัมผัส
2. เลียนแบบเนื้อสัมผัส (Texture) เหมือนธรรมชาติ อาทิเช่น อ่อนนุ่ม ขี้ดหยุ่น
3. มีความโปร่งแสง เข้ากันได้กับรังควัตถุ และสามารถตกแต่งสีให้เหมือนผิวหนังธรรมชาติ

4. มีความคงทนต่อสิ่งแวดล้อม เช่น แสงแดด ภูมิอากาศ สารคัดหลั่งจากร่างกาย เพื่อให้มีอายุการใช้งานให้นานที่สุด

5. นำความร้อนต่ำ (Low thermal conductivity)

6. น้ำหนักเบา เพื่อช่วยป้องกันการหลุดจากแรงโน้มถ่วงของโลก

7. ทนต่อแรงฉีกขาด (Tear resistance)

8. ไม่แข็งตัวตามอายุการใช้งาน

9. สามารถยึดติดด้วยกาวได้ และไม่ละลายตัวเมื่อสัมผัสกับตัวทำลายในกาว

10. มีระยะเวลาการทำงาน (Working time) ที่เหมาะสม

11. ขึ้นรูปได้ง่าย ไม่ต้องใช้กระบวนการที่ซับซ้อน และมีระยะเวลาการบ่มตัวที่เหมาะสม

12. ใช้แม่พิมพ์ยิบซัมได้ ไม่จำเป็นต้องใช้แม่พิมพ์โลหะ สามารถถอดจากแม่พิมพ์ได้ง่าย และสามารถใส่แม่พิมพ์ซ้ำได้

13. ทำความสะอาดได้ง่าย เช่น ใช้น้ำธรรมดา ไม่ต้องใช้สารเคมี

14. ไม่เป็นที่เกาะติดหรือพอกอาศัยของจุลินทรีย์ หรือเชื้อรา

15. ซ่อมแซมได้ง่าย

16. ราคาไม่แพง

ตามสมบัติที่กล่าวมาข้างต้น ปัจจุบันซิลิโคนอีลาสโตเมอร์จึงมีความเหมาะสมสำหรับเป็นวัสดุ เพื่อใช้ผลิตอวัยวะเทียมนอกช่องปากมากที่สุด โดยชนิดที่ได้รับความนิยมคือ อาร์ทีซิลิโคนซึ่งมีหลายรุ่นและหลายบริษัทผู้ผลิต แต่วัสดุเหล่านี้มีอายุการใช้งานที่ไม่ได้ยาวนานเหมือนอะคริลิกเรซินที่ใช้ผลิตอวัยวะเทียมในช่องปาก โดยการ

เปลี่ยนอวัยวะเทียมขึ้นใหม่ให้กับผู้ป่วยมักเกิดจาก 2 สาเหตุหลักคือสีของอวัยวะเทียมซีดจางลง (รูปที่ 14) และ/หรือเกิดการเสื่อมสภาพ เช่น ผิวเสื่อมสภาพและฉีกขาด (รูปที่ 15) เป็นต้น

โดยปกติสีของอวัยวะเทียมเกิดจากการผสมรงควัตถุเข้ากับเนื้อซิลิโคนและการฉาบด้านนอก เมื่อผู้ป่วยใช้อวัยวะเทียมไประยะหนึ่ง สีมักซีดจางลง เราสามารถตกแต่งสีให้ใกล้เคียงเดิมได้โดยใช้เมดดิคอล แอดฮีซีฟ ไทโพ (Medical adhesive type A) ซึ่งเป็นซิลิโคนแบบส่วนเดียวที่บ่มตัวด้วยความร้อน ผสมกับรงควัตถุ-โดยทาที่ผิวของชิ้นงานแล้วทิ้งไว้ ๑ ชั่วโมง รอยงอซิลิโคนบ่มตัวเสร็จ ซึ่งสังเกตได้จากผิวของซิลิโคนไม่เหนียวติดเครื่องมือ ปัญหาสีซีดจางเป็นสิ่งที่พบได้เสมอ โดยสาเหตุของการเกิดนั้นสามารถอธิบายได้ดังนี้

เมื่อแสงที่ตามองเห็นหรือรังสียูวีเข้ามากระทบกับโมเลกุลของรงควัตถุ (Pigment) ที่ผสมอยู่ในเนื้อของซิลิโคน และเกิดการดูดซับพลังงานเข้าไป (Absorption) ทำให้อิเล็กตรอนของอะตอมในโมเลกุลรงควัตถุถูกเหวี่ยงออกจากวงโคจรเดิมไปสู่วงโคจรใหม่ โดยการเปลี่ยนวงโคจรของอิเล็กตรอนจะส่งผลต่อโครงสร้างการกระจายตัวอิเล็กตรอนของโมเลกุลที่เคยมีเสถียรภาพที่ระดับพลังงานสถานะพื้น (Ground state) ไปสู่ระดับพลังงานในสถานะกระตุ้น (Excited state) ทำให้โมเลกุลที่อยู่ในสถานะกระตุ้นนี้ขาดเสถียรภาพ จึงต้องกลับเข้าสู่ระดับพลังงานสถานะพื้น ด้วยวิธีการอย่างใดอย่างหนึ่งใน 3 วิธีดังต่อไปนี้^{22,23} คือ 1. คายพลังงานส่วนเกินในรูปแบบของความร้อน โดยไม่ปลดปล่อยรังสี (Radiationless transition) 2. คายพลังงานส่วนเกินในรูปแบบพลังงานแสงแบบฟลูออเรสเซนส์ (Fluorescence) หรือ แบบเรืองแสง (Phosphorescence) 3. เกิดปฏิกิริยาเคมีแสง (Photochemical reaction) และส่งผลให้เกิดสีซีดจาง (Photofading) โดยปฏิกิริยาเคมีแสงที่ทำให้สีซีดจาง มีกลไกคร่าว ๆ ดังนี้คือ เมื่อโมเลกุลของรงควัตถุได้รับพลังงานจากแสงหรือรังสียูวี โมเลกุลของรงควัตถุจะถูกกระตุ้นและให้อนุมูลอิสระ (Free radical) ออกมา โดยอนุมูลอิสระดังกล่าวเรียกว่ารีแอคทีฟ ออกซิเจน สปีชีส์ (Reactive oxygen species, ROS) ซึ่งอาจเป็น ออกซิเจนอะตอมเดี่ยว (Singlet oxygen), ซุปเปอร์ออกไซด์ แรดิคัล (Superoxide radical) ไฮดรอกซิล แรดิคัล (Hydroxyl radical) หรือ เปอร์ออกไซด์ แรดิคัล (Peroxy radical) เป็นต้น ซึ่งอนุมูลอิสระเหล่านี้จะไปทำลายโมเลกุลของรงควัตถุหรือไปฟอกสี (Bleaching) นั้นเอง โดยรังสียูวีไม่จำเป็นต้องมีออกซิเจน ร่วมในปฏิกิริยา ขณะที่แสงที่ตามองเห็นจำเป็นต้องมีออกซิเจน^{24,25} ดังสมการดังต่อไปนี้ (รูปที่ 16)

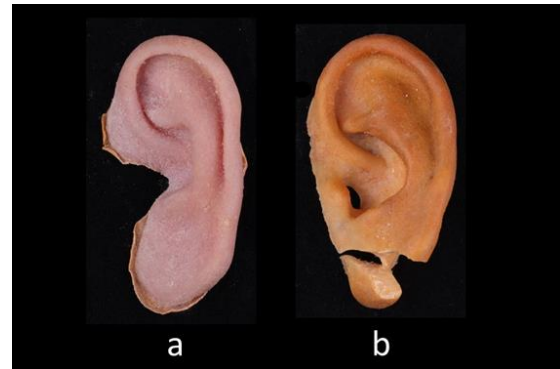
ส่วนการเสื่อมสภาพ (Degradation) ของซิลิโคนอาจเกิดจากหลายปัจจัย เช่น รังสี แสง (Photodegradation) อุณหภูมิ มลพิษจากสิ่งแวดล้อม (Pollution) และ ความชื้น²⁶⁻²⁸ การเสื่อมสภาพของวัสดุใด ๆ นั้นเกิดจากมีการทำลายโครงสร้างของวัสดุนั้น ๆ ดังนั้นเมื่อมาพิจารณาที่โครงสร้างหลักของซิลิโคนที่แกนสายโซ่หลักประกอบด้วยอะตอมของซิลิกอนและออกซิเจน โดยพลังงานพันธะระหว่างอะตอมทั้งสองชนิดนี้มีค่าสูง ซึ่งพลังงานจากแสงหรือรังสียูวีไม่อาจทำลายพันธะนี้ได้²⁹ ดังนั้นพันธะที่ถูกทำลายและเกิดเป็นอนุมูลอิสระจึงมักเกิดบริเวณพันธะระหว่างอะตอมคาร์บอนกับไฮโดรเจน^{30,31} โดยกลไกการเสื่อมสภาพด้วยแสงประกอบด้วย 3 ขั้นตอน²² คือ 1) ขั้นเริ่มต้น (Initiation step) ซึ่งเป็นขั้นที่เกิดอนุมูลอิสระ 2) ขั้นแผ่ขยาย (Propagation step) เกิดขึ้นทั้ง พอลิเมอร์เปอร์ออกไซด์แรดิคัล (Polymer peroxy radical), พอลิเมอร์ออกไซด์แรดิคัล (Polymer oxy radical) และการตัดโซ่ (Chain scission) 3) ขั้นสิ้นสุด (Termination step) เมื่ออนุมูลอิสระมาเจอและทำปฏิกิริยากัน กระบวนการทั้งสามขั้นตอนนี้ทำให้การเชื่อมโยงเปลี่ยนแปลงไป โดยการเกิดปริมาณการเชื่อมโยงมากขึ้น ส่งผลให้วัสดุมีความแข็งมากขึ้น หรือมีความยืดหยุ่นลดลง แต่ถ้าเกิดการตัดสายโซ่ (Chain scission) นั้นเกิดขึ้นมากกว่า จะทำให้น้ำหนักโมเลกุลของพอลิเมอร์ลดลง หรือสายโซ่สั้นลง ซึ่งจะส่งผลต่อสมบัติเชิงกลของวัสดุนั้นเอง โดยแต่ละขั้นตอนมีรายละเอียดดังนี้

ขั้นเริ่มต้น ในสภาวะที่ซิลิโคน (PH) ถูกแสงแดดและออกซิเจน ทำให้ได้อนุมูลอิสระที่โซ่ของพอลิเมอร์ (P[•]) และ ไฮดรอกซิลแรดิคัล สมการที่ 1 (รูปที่ 17)

ขั้นแผ่ขยาย โดยอนุมูลอิสระบนโซ่พอลิเมอร์จะทำปฏิกิริยากับก๊าซออกซิเจน กลายเป็นพอลิเมอร์ เปอร์ออกไซด์แรดิคัล (Polymer peroxy radical) สมการที่ 2 จากนั้นเปอร์ออกไซด์แรดิคัล จะดึงไฮโดรเจนอะตอมจากข้างเคียง เกิดเป็นพอลิเมอร์ ไฮโดรเปอร์ออกไซด์ (Polymer hydroperoxide) และพอลิเมอร์แรดิคัล พร้อม ๆ กัน ดังสมการที่ 3 ขณะเดียวกันพอลิเมอร์ ไฮโดรเปอร์ออกไซด์ เมื่อได้รับพลังงานจะแตกตัวเป็นพอลิเมอร์ ออกไซด์แรดิคัล และไฮดรอกซิล แรดิคัล ดังสมการที่ 4 (รูปที่ 18) พอลิเมอร์ ออกไซด์แรดิคัล ที่เกิดขึ้นจะเกิดปฏิกิริยาได้หลายอย่าง ซึ่งหนึ่งในนั้นคือปฏิกิริยาการตัดโซ่ (Scission reaction) ซึ่งจะได้โซ่พอลิเมอร์ที่มีปลายเป็นหมู่คาร์บอนิล (Carbonyl group) และอีกโซ่เป็นพอลิเมอร์ แรดิคัล (รูปที่ 19) จากนั้นเมื่ออนุมูลอิสระมาเจอกันก็จะเกิดการรวมกันดังตัวอย่างที่แสดงไว้ในสมการที่ 5 ถึง 10 ซึ่งเป็นขั้นสิ้นสุดของปฏิกิริยา (รูปที่ 20)



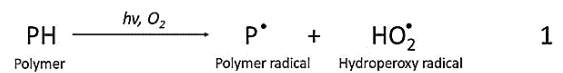
รูปที่ 14 แสดงสีของอวัยวะเทียมซีลิจางลง
Figure 14 illustrates the faded color of silicone ear prostheses.
 (Photograph by Wisarut Prawatvatchara)



รูปที่ 15 แสดงหูเทียมซิลิโคนที่ผิวเกิดการเสื่อมสภาพ (a) และมีการฉีกขาด (b)
Figure 15 demonstrates a silicone ear prosthesis with surface deterioration (a) and rupture (b).
 (Photograph by Wisarut Prawatvatchara)

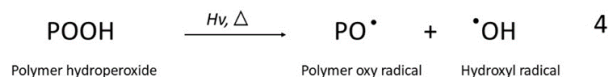
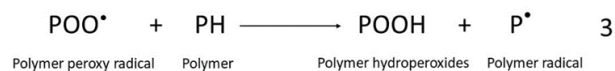
รงควัตถุ + รังสียูวี $\longrightarrow$ การฟอกสี (bleaching)

รงควัตถุ + ออกซิเจน + แสง $\longrightarrow$ การฟอกสี

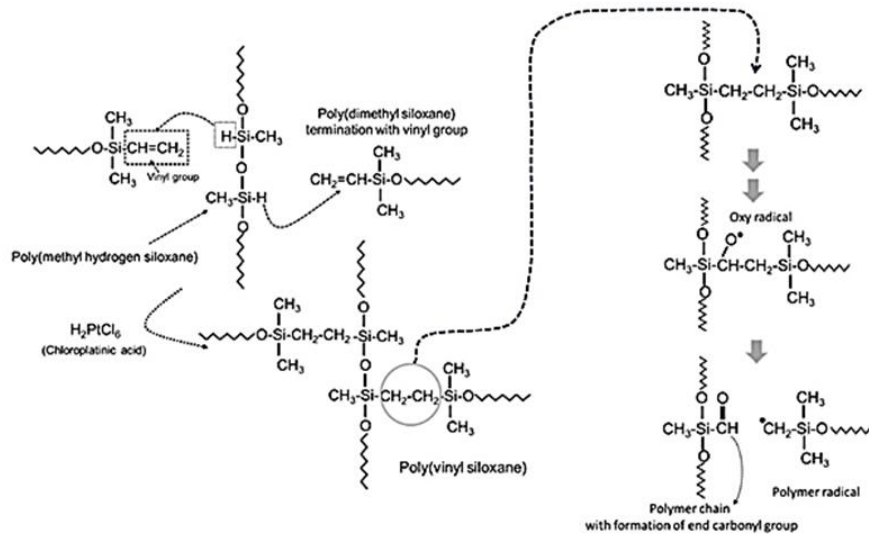


รูปที่ 16 แสดงสมการเมื่อรงควัตถุได้รับรังสียูวีหรือแสงแล้วเกิดการฟอกสี
Figure 16 shows the equation for pigment bleaching when exposed to UV rays or light.

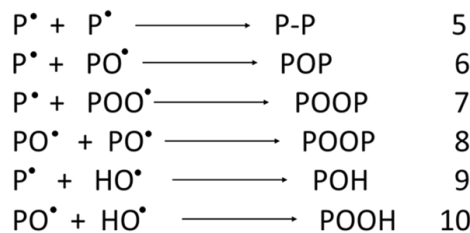
รูปที่ 17 แสดงสมการ เมื่อวัสดุซิลิโคนถูกแสงแดดและออกซิเจนทำให้เกิดอนุมูลอิสระที่โซ่ของพอลิเมอร์ และไฮดรอกซิลแรดิคัล
Figure 17 shows the equation: silicone material creates free radicals at the polymer chain and hydroxyl radicals when exposed to sunlight and oxygen.



รูปที่ 18 แสดงขั้นตอนการเกิดพอลิเมอร์ออกซิแรดิคัล และไฮดรอกซิลแรดิคัล จากสมการที่ 2 ถึง 4
Figure 18 shows the process of generating polymer hydroxyl and oxy radicals from equations 2-4.



รูปที่ 19 แสดงปฏิกิริยาการตัดโซ่ ซึ่งจะ ได้โซ่พอลิเมอร์ที่มีปลายเป็นหมู่คาร์บอนิล และอีกโซ่เป็นพอลิเมอร์เรดิคัล
 Figure 19 shows the scission reaction resulting in the polymer chains: one has the formation of an end carbonyl group, and the other is a polymer radical.



รูปที่ 20 แสดงขั้นตอนสุดท้ายของปฏิกิริยาแบบต่าง ๆ โดยการรวมอนุมูลอิสระสองสายเป็นสายเดี่ยว
 Figure 20 shows various reactions to the termination of polymer radicals occurring by bimolecular recombination.

บทสรุป

จากการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับวัสดุที่ใช้ผลิต อวัยวะเทียมบนใบหน้าตอนที่ 2 นั้น วัสดุพอลิยูรีเทนยังนำมาใช้ฐานอวัยวะเทียม เพื่อลดปัญหาการฉีกขาดของซิลิโคน ถึงแม้ว่าซิลิโคนจะเป็นวัสดุที่ได้รับความนิยมสูงสุดก็ตาม แต่ก็ยังไม่ใช่วัสดุที่มีสมบัติครบตามอุดมคติ นอกจากนี้ อวัยวะเทียมที่ผลิตจากวัสดุประเภทนี้ยังมีสีที่เปลี่ยนแปลงไป หรือเนื้อวัสดุเกิดการเสื่อมสภาพหลังการใช้งานไประยะหนึ่ง ดังนั้นการทำความเข้าใจถึงสมบัติและกลไกที่ทำให้เกิดปัญหาดังกล่าว จึงมีความจำเป็นเพื่อเป็นแนวทางในการเลือกใช้วัสดุได้อย่างมีประสิทธิภาพ และเกิดประโยชน์สูงสุดที่ผู้ป่วยพึงจะได้รับ

เอกสารอ้างอิง

1. Seymour RB, Mark HF, Pauling L, Fisher CH, Stahl GA, Sperling LH, et al. Otto Bayer Father of Polyurethanes. In: Seymour RB, editor. *Pioneers in Polymer Science. Chemists and Chemistry*. Dordrecht: Springer; 1989. p.213-9.
2. Janik H, Sienkiewicz M, Kucinska- Lipka J. Polyurethanes. In: Dodiuk H, Goodman SH, editors. *Handbook of thermoset plastics*, 3 rd ed. Boston: William Andrew Publishing;2014. p. 253-95.

3. Akindoyo JO, Beg MDH, Ghazali S, Islam MR, Jeyaratnam N, Yuvaraj AR. Polyurethane types, synthesis and applications- a review. *RSC Advances* 2016;6(115):114453-82.
4. de Souza FM, Kahol PK, Gupta RK. Introduction to Polyurethane Chemistry. In: Gupta RK, Kahol PK, editors. *Polyurethane chemistry: renewable polyols and isocyanates*. Washington DC: American Chemical Society;2021. p.1-24
5. Gonzalez JB. Polyurethane elastomers for facial prosthesis. *J Prosthet Dent* 1978;39(2):179-87.
6. Gonzalez JB, Chao EYS, An KN. Physical and mechanical behavior of polyurethane elastomer formulations used for facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1978;39(3):307-18.
7. Goldberg AJ, Craig RG, Filisko FE. Polyurethane Elastomers as Maxillofacial Prosthetic Materials. *J Dent Res* 1978;57(4):563-9.
8. Udagama A. Urethane-lined silicone facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1987;58(3):351-4
9. Phankosol P, Thamrongananskul N, Jirathongcomshote J, Ratanapob N, Limchaichana N. The study of peel resistance of silicone elastomer bonded with polyurethane sheet fabricated from liquid polyurethane when using with 3 primers. *CU Dent J* 2001;24(1):43-9.
10. Choubisa D. A comprehensive review of extraoral maxillofacial material: part II: early extraoral maxillofacial materials. *Int J Dent Res Rev* 2022;9(4):267-75.
11. Beumer J III. Rehabilitation of Facial Defects. In: Beumer J III, Marunick MT, Esposito SJ, editors. *Maxillofacial rehabilitation surgical and prosthodontic management of cancer-related, acquired, and congenital defects of the head and neck*. 3rd ed, Chicago: Quintessence Publishing; 2011 p.315-255.
12. Goldberg AJ, Craig RG, Filisko FE. Polyurethane elastomers as maxillofacial prosthetic materials. *J Dent Res* 1978;57(4):563-9.
13. Craig RG, Koran A, Yu R. Elastomers for maxillofacial applications. *Biomaterials* 1980;1(2):112-7.
14. Aggarwal H, Kumar P, Singh SV. Modified technique to improve fabrication and outcome of definitive orbital prosthesis. *Orbit* 2016;35(2):66-8.
15. Report of Councils and Bureaus: Maxillofacial prosthetic materials. Council on dental material and devices. *J Am Dent Assoc* 1975;90(4):844-8.
16. Chu CC, Fischer TE. Evaluation of sunlight stability of polyurethane elastomers for maxillofacial use. I. *J Biomed Mater Res* 1978;12(3):347-59.
17. Huber H, Studer SP. Materials and techniques in maxillofacial prosthodontic rehabilitation. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2002;14(1):73-93.
18. Heller HL, McKinstry RE. Facial Materials. In: McKinstry RE, editor. *Fundamentals of Facial Prosthetics*. Arlington, VA: ABI Professional Publications; 1995.p.79-97.
19. Schaaf NG. Materials in Maxillofacial Prosthetics. *Dent Clin N Am* 1975;19(2):347-56.
20. Reddy JR, Kumar BM, Ahila SC, Rajendiran S. Materials in maxillo-facial prosthesis. *J Indian Acad Dent Spec Res* 2015;2(1):1-4.
21. Choubisa D. A comprehensive review of extraoral maxillofacial material: Part I. *Int J Dent Res Rev* 2022;9(2):85-94.
22. Rabek JF. Polymer photodegradation. Mechanisms and experimental methods. London, UK: Chapman & Hall; 1995
23. Eleni PN, Krokida MK, Polyzois GL. The effect of artificial accelerated weathering on the mechanical properties of maxillofacial polymers PDMS and CPE. *Biomed. Mater* 2009;4:035001
24. Batchelor SN, Carr D, Coleman CE, Fairclough L, Jarvis A. The photofading mechanism of commercial reactive dyes on cotton. *Dyes Pigm* 2003;59(3):269-75.
25. Forster AL, Bitter JL, Rosenthal S, Brooks S, Watson SS. Photofading in cotton fibers dyed using red, yellow, and blue direct dyes during examination with micro spectrophotometry (MSP), *Forensic Chem* 2017;5:72-8.

26. Lorenz, G.; Kandelbauer, A. Silicones. In Handbook of Thermoset Plastics, 3rd ed. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier; 2014. p.555-75.
27. Goiato MC, Haddad MF, Sinhorette MA, dos Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A. Influence of opacifiers on dimensional stability and detail reproduction of maxillofacial silicone elastomer. Biomed Eng Online. 2010;9:85.
28. Goiato MC, Haddad MF, dos Santos DM dos, Pesqueira AA, Moreno A. Hardness evaluation of prosthetic silicones containing opacifiers following chemical disinfection and accelerated aging. Braz Oral Res. 2010;24(3):303-8.
29. Stathi K, Tarantili PA, Polyzois G. The effect of accelerated ageing on performance properties of addition type silicone biomaterials. J Mater Sci Mater Med 2010;21(5):1403-11.
30. Wang Z, Qian L, Peng X, Huang Z, Yang Y, He C, et al. New aspects of degradation in silicone rubber under UVA and UVB irradiation: a gas chromatography–mass spectrometry study. Polymers 2021;13(13):2215.
31. He J, Yue B, Ruan Y, Su H, Cheng Y, Wu Z. Calibrating method of aging degree of silicone rubber for composite insulator in the power grid operation. J Phys Conf Ser 2021;2033(1):012129.

ผู้ประพันธ์บทความ

ศุภรักษ์ ยมกกุล

ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

โทรศัพท์ : 02 218 8734

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : nienee23@gmail.com

Extraoral Maxillofacial Prosthesis Materials

Part II: Polyurethane Elastomer

Prawatvatchara W¹ Punyawattananon V² Uasuwan P³ Boonpitak K⁴ Surintanasarn A¹ Yamockul S^{1,*}

Review Article

Abstract

Polyurethane was also employed in its production. However, there were several disadvantages to this type of material, therefore it lost its popularity. Despite having a higher tear resistance than silicone elastomer, it is still exclusively utilized for lining silicone prostheses. Although silicone materials are more widely used than other materials for the reconstruction of maxillofacial prostheses, there are many unfavorable issues that arise after use, like discoloration and degradation. Thus, the study of material characteristics and behavior is necessary to fabricate prostheses for patients with the best possible outcome.

Keywords: Extraoral maxillofacial prosthesis materials/ Polyurethane/ Silicone

Corresponding Author

Suparaksa Yamockul

Department of Prosthodontics,

Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University,

Pathum wan, Bangkok 10330.

Tel. : +66 2 218 8734

Email : nienee23@gmail.com

¹ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok.

² Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Mahidol University, Bangkok.

³ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen.

⁴ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Thammasat university, Pathum Thani.

* Corresponding Author