



บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ประวัติวัสดุที่นำมาทำฐานฟันปลอม

ในยุคแรกๆ ได้เริ่มมีการนำยางวัลคาไนซ์ (vulcanized rubber) มาเป็นวัสดุฐานฟันปลอมในราวปี ค.ศ.1855[28] เนื่องจากมีข้อเสีย ในเรื่องความสวยงาม รสชาติและกลิ่นไม่พึงประสงค์ จึงไม่เป็นที่นิยม ต่อมาในปี ค.ศ. 1868 John Wesley Hyatt ได้ค้นพบ เซลลูลอยด์ผลิตจากการละลายไนโตรเซลลูโลส (ไพรอกซีลิน) ภายใต้ความดันค่าหนึ่ง เซลลูลอยด์เป็นผลิตภัณฑ์ที่มีความเหนียว (toughness) ดัดงอเป็นรูปได้ (flexibility) และสามารถเพิ่มสีลงไป ทำให้เกิดความสวยงาม แต่ภายหลังพบว่าเซลลูลอยด์มีการเปลี่ยนมิติมาก ดูดน้ำมาก สีที่ย้อมติดไม่คงทน มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างง่าย และจำเป็นต้องใช้ความดันสูงในการผลิตทำให้ยุ่งยาก จึงมีการหันมาใช้ เรซิน ฟีนอลฟอร์มาลดีไฮด์ (phenal-formaldehyde resin) แทน ในปี ค.ศ. 1909 โดย Dr.Leo Baekeland แต่เนื่องจากวัสดุนี้เปราะมากและวิธีการทำยุ่งยากเช่นกันจึงเลิกใช้กันไป

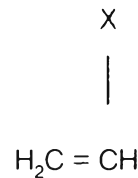
ในปี ค.ศ. 1928 Dr. Wallace H. Carothers ได้ค้นพบไนลอน โดยการสังเคราะห์ไนลอนขึ้นจากการทำปฏิกิริยาควบแน่นระหว่างเฮกซะเมทิลีน ไดเอมีน และ อะดิพิค ได้พอลิเมอร์ที่เรียก ไนลอน 66 ซึ่งมาจากจำนวนอะตอมของคาร์บอนในโมเลกุล[21,35] โดยในยุคแรกมีการนำไนลอนมาใช้ในการทำถุงเท้า ถุงน่อง ชุดชั้นใน ต่อมาในปีค.ศ. 1950 ได้เริ่มมีการนำมาผลิตเป็นฐานฟันปลอม[21-24]

สำหรับเรซินอะคริลิก ถูกค้นพบในปี ค.ศ. 1937 โดย Dr. Walter Wright และนำมาใช้เป็นฐานฟันปลอมซึ่งมีคุณสมบัติคือ มีสีใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อในช่องปาก มีมิติเสถียรที่ดีเพื่อช่วยให้อาหารฟันปลอมคงรูปร่างได้ มีน้ำหนักเบาเพื่อให้ผู้ป่วยรู้สึกสบายเมื่อสวมใส่ ไม่นำความร้อนมากเกินไป สามารถนำมาใช้งานได้ง่าย โดยใช้อุปกรณ์ที่ไม่ซับซ้อนจนเกินไป สามารถยึดติดกับซี่ฟันปลอมพลาสติกได้ มีราคาไม่แพง ซ่อมแซมง่าย และเสริมฐานได้ จึงเป็นที่นิยม[1-4]

วัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกแบ่งออกเป็น 4 ชนิดตามวิธีการบ่ม(curing method) คือ การบ่มด้วยความร้อน (heat curing) การบ่มด้วยแสง (light curing) การบ่มด้วยสารเคมี (chemically curing, cold curing) และ การบ่มด้วยคลื่นไมโครเวฟ (microwave curing)

พอลิเมทิลเมทาครีเลท (Polymethyl methacrylate) [36]

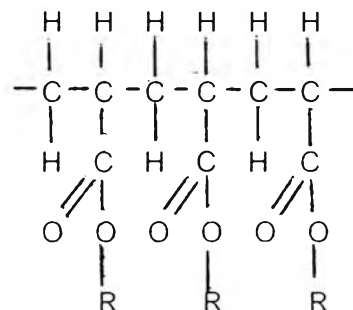
พอลิเมทิลเมทาครีเลท หรือ เรซินอะคริลิก เป็นอนุพันธ์ของเอทิลีน (ethylene) และมีกลุ่มไวเนล (vinyl group) อยู่ในโครงสร้าง มีสูตรโครงสร้าง ดังนี้ (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 สูตรโครงสร้างของเรซินอะคริลิก [36]

อนุกรมของเรซินอะคริลิก ที่เกี่ยวข้องกับงานทางทันตกรรม มีอย่างน้อย 2 อนุกรม คือ อนุกรมที่ได้จากกรดอะคริลิก ($\text{CH}_2 = \text{CHCOOH}$) กับอนุกรมจากกรดเมทาคริลิก ($\text{CH}_2 = \text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$) สารประกอบของอนุกรมทั้งสองได้จากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบรวมตัว

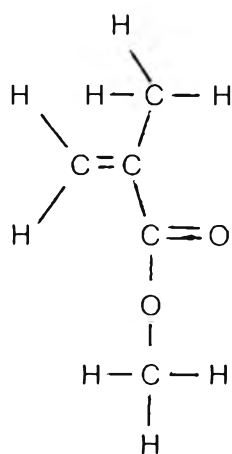
แม้สารเหล่านี้จะแข็งและใสในตอนเริ่มต้น แต่เนื่องจากมีขั้วซึ่งเป็นกลุ่มคาร์บอกซิล (carboxyl group, $-\text{COOH}$) ทำให้ดูดน้ำมาก โดยน้ำจะเป็นตัวทำให้สายโซ่พอลิเมอร์แยกตัว เป็นผลให้วัสดุอ่อนและลดกำลังความแข็งแรงไม่เหมาะกับการนำไปใช้ในช่องปาก แต่กลุ่มเอสเตอ์ (ester group, $-\text{COOR}$) ของกรดเหล่านี้ใสและดูดน้ำน้อยมาก จึงนำมาใช้ในช่องปากได้ ได้แก่ พอลิเมทิลเมทาครีเลท ซึ่งมีสูตรโครงสร้าง ดังนี้ (รูปที่ 2)



รูปที่ 2 สูตรโครงสร้างของพอลิเมทิลเมทาครีเลท [36]

เมื่อ R แทนเอสเตอร์ แรดิคัลของสารอินทรีย์หรือสารอนินทรีย์ ซึ่งทำให้เกิดเรซินอะคริลิกชนิดต่าง ๆ มากมาย แต่ที่นิยมให้ทำฟันประดิษฐ์และฐานฟันปลอม ได้แก่ พอลิเมทิลเมทาครีเลทที่มี R เป็น CH_3 แรดิคัล

เมทิลเมทาครีเลท โมเลกุลเชิงเดี่ยว (รูปที่ 3) หรือเรียกว่า มอนอเมอร์ (simple molecule or monomer) สามารถรวมตัวเป็นโมเลกุลเชิงกลุ่ม หรือเรียกว่า พอลิเมอร์ (macromolecule or polymer) การเกิดของพอลิเมทิลเมทาครีเลทเกิดได้โดยปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบรวมตัวของเมทิลเมทาครีเลท ซึ่งเกิดจากตัวกระตุ้น ได้แก่ ความร้อน แสงอัลตราไวโอเล็ต หรือสารอินทรีย์อีกพวกหนึ่ง ไปแยกหรือทำปฏิกิริยากับตัวเริ่มต้น ให้ปล่อยแรดิคัลอิสระออกมาทำปฏิกิริยากับเมทิลเมทาครีเลทเชิงเดี่ยวกลายเป็นพอลิเมทิลเมทาครีเลท แต่ในทางทันตกรรมนิยมใช้ตัวกระตุ้นเป็นสารเคมีเนื่องจากทำได้ง่าย โดยการทำให้พอลิเมทิลเมทาครีเลทอ่อนตัวด้วยเมทิลเมทาครีเลท หรือมอนอเมอร์ ซึ่งอาศัยคุณสมบัติการเป็นสารละลายของเมทิลเมทาครีเลทที่เป็นของเหลว ละลายพอลิเมทิลเมทาครีเลทแบบแข็ง (dead polymer) ให้นุ่มตัวเสียก่อน แล้วจึงอัดในบ้ำและเมทิลเมทาครีเลทที่เหลือหลังจากละลายพอลิเมทิลเมทาครีเลท จะเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันกับแรดิคัลอิสระจากเบนโซอิลเพอร์ออกไซด์ ได้เป็นสายโซ่พอลิเมทิลเมทาครีเลทเพิ่มขึ้น เมื่อหลายๆสายโซ่รวมกันจะได้พอลิเมอร์ขนาดใหญ่ยิ่งขึ้น เทคนิคดังกล่าว เรียกว่า Polymer-monomer-dough of plastic mould for denture ข้อดีคือ กลสมบัติโดยรวมสูงขึ้น การหดตัวน้อยลง สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับงานทางทันตกรรมได้ดีขึ้น



รูปที่ 3 สูตรโครงสร้างของเมทิลเมทาครีเลท โมเลกุลเชิงเดี่ยว[36]

ระดับการเกิดพอลิเมอไรเซชันของเมทิลเมทาครีเลทนั้นไม่แน่นอน ขึ้นกับสภาวะของการเกิดปฏิกิริยา อาทิเช่น อุณหภูมิ วิธีการกระตุ้น ชนิดและความเข้มข้นของตัวเริ่มต้น ความบริสุทธิ์ของสารเคมี และปัจจัยอื่นๆอีก พบว่าหากมีการเกิดพอลิเมอไรเซชันของเมทิลเมทาครีเลทบริสุทธิ์ จะมีการหดตัวเชิงปริมาตร 21 % โดยปริมาตร

ในวงการทันตแพทย์ที่เรียกพอลิเรซินอะคริลิก (polyacrylic resin) นั้นหมายถึง เอสเตอร์ของอนุกรมจากกรดเมทาคริลิก พอลิเมทิลเมทาครีเลทเหมือนกับเรซินอะคริลิกชนิดอื่น คือ มีการดูดซึมน้ำ โดยขบวนการอมน้ำ (imbibition) ทำให้มีการเพิ่มน้ำหนัก 0.5 % โดยน้ำหนัก หลังจากแช่ในน้ำนาน 1 อาทิตย์ ที่อุณหภูมิ 0 ถึง 60 องศาเซลเซียส จะมีการดูดซึมน้ำที่อิสระ หากแต่อัตราการดูดน้ำจะแปรผกผันกับน้ำหนักโมเลกุล กล่าวคือ ถ้าพอลิเมอร์มีน้ำหนักโมเลกุลมาก จะมีการเพิ่มของน้ำหนักจากการดูดน้ำน้อย และ ขบวนการดูดซึมน้ำสามารถผันกลับได้ถ้าเรซินอะคริลิกถูกทำให้แห้ง

เมื่อเรซินอะคริลิก ถูกนำมาทำเป็นวัสดุฐานฟันปลอมนั้น พบว่าความแข็งแรงของฐานฟันปลอมขึ้นกับรูปร่างของชิ้นฟันปลอม ความเค้นที่หลงเหลือ (residual stress) จากการอัดในขบวนการผลิต สภาวะการรับแรง คุณสมบัติทางกลของวัสดุนั้นๆ [37] ตลอดจนสภาพแวดล้อมที่ทำให้เกิดการเสื่อมสลาย (degradation environment) อาทิเช่น อะซีโตน ในน้ำลายของผู้ป่วย โรคเบาหวาน หรือ เครื่องดื่มแอลกอฮอล์ [38]

ในปีค.ศ. 1941 Klemperer และคณะ [39] ทำการศึกษาเกี่ยวกับการร้าวตัวของเนื้อจาก ความเค้น (stress crazing) ที่เกิดขึ้นภายในวัสดุฐานฟันปลอมพอลิเมทิลเมทาครีเลท (Plexiglas) พบว่าจะเกิดการร้าวตัวของเนื้อจากความเค้น ขึ้นภายในเวลา 4 วัน ที่ความเค้น 27.6 เมกกะปาสคาล หรือภายในเวลา 30 วัน ที่ความเค้น 20.7 เมกกะปาสคาล แต่จะเกิดขึ้นภายในเวลาน้อยกว่า 1 นาที ถ้าผิวหน้าของชิ้นตัวอย่างเปียกชุ่มด้วยแอลกอฮอล์หรือคาร์บอนเตตระคลอไรด์ ที่ความเค้นเพียง 13.8 เมกกะปาสคาล ซึ่งสอดคล้องกับผลของ Hargreaves ในปีค.ศ.1981 [40] ที่ทำการศึกษาผลของสิ่งแวดล้อมทางเคมี ที่มีต่อการเกิดรอยแตกหักของวัสดุฐานฟันปลอม ผลสรุปได้ว่า เอทานอลที่มีความเข้มข้น 4 % และสารละลายสบู่จะไปเพิ่มความอ่อนนุ่มของยอดของรอยแตกหัก เช่นเดียวกับ Vlissidis และ Paietis ในปีค.ศ. 1984 [38] ที่ทำการศึกษาเกี่ยวกับความแข็งแรงกลของฟันปลอมถอดได้ทั้งปากบน พบว่าวัสดุฐานฟันปลอมจะเกิดการแตกร้าวเมื่อมีความ

เค้นประมาณ 28 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร ภายในเวลา 30 วัน โดยการแตกหักจะปรากฏภายในชวงเวลาน้อยกว่า 1 นาที หลังการกระทบแต่ถ้าพื้นผิวของชิ้นตัวอย่างเป็ยกชุมด้วยแอลกอฮอล์ หรือคาร์บอนเตตระคลอไรด์ เมื่อมีความเค้นเพียง 15 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร ก็สามารถเกิดการแตกหักได้ Andrew และคณะ ในปีค.ศ.1973[41] ทำการวัดอุณหภูมิการแปรผ่านสภาพแก้ว (glass transition temperature) ของวัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนที่แช่ในแอลกอฮอล์ชนิดต่างๆ ได้แก่ เมทิล- (methyl-) เอทิล-(ethyl-) โพรพิล-(n-propyl-) ไอโซโพรพิล-(isopropyl-) และบิวทิล-(n-butyl-) ผลการทดลองพบว่าอุณหภูมิการแปรผ่านสภาพแก้วของวัสดุฐานฟันปลอมลดต่ำลงเนื่องจากแอลกอฮอล์ที่กล่าวมาทั้งหมด

นอกจากนี้ ในปีค.ศ.1997 Vlissidis [42] ได้ศึกษาเกี่ยวกับผลของเครื่องตีมแอลกอฮอล์ต่อลักษณะพื้นผิว และความแข็งแรงกลของวัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน (ACRON, Dental Filling Limited, London, England) โดยแช่ชิ้นตัวอย่างในเครื่องตีมแอลกอฮอล์หลายชนิดเป็นเวลา 30 เดือน จากนั้นนำชิ้นตัวอย่างมาตรวจสอบความแข็งแรงกลโดยใช้ Instron tester พบว่าชิ้นงานกลุ่มที่แช่ในเครื่องตีมแอลกอฮอล์มีความต้านทานแรงดึงลดลงร้อยละ 16.1 ความแข็งแรงในการล้า (fatigue strength) ลดลงร้อยละ 14.3 และสรุปได้ว่าชิ้นงานกลุ่มที่แช่ในเครื่องตีมแอลกอฮอล์ มีความแข็งแรงเฉลี่ยลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.01$, ค่าสถิติ $t = 35.99$) เมื่อเทียบกับชิ้นงานที่ไม่ได้แช่ Vlissidis ได้สรุปผลของแอลกอฮอล์ที่มีต่อพอลิเมทิลเมทาครีเลท ใว้ 2 ประการ คือ แอลกอฮอล์จะไปทำให้เกิดการร้าวตัวเนื่องจากความเค้น ณ ตำแหน่งที่รับแรงสูงๆของฟันปลอม และผลที่ตามมาคือ จะไปลดความแข็งแรงสถิตและพลวัต (static and dynamic strength) ของวัสดุ ประการที่สองคือแอลกอฮอล์ทำให้เกิดการเสื่อมสลายที่บริเวณผิวหน้าของฐานฟันปลอม จากนั้นจะกระตุ้นให้เกิดความล้าภายในของวัสดุฐานฟันปลอมและส่งผลให้เกิดความล้มเหลวก่อนเวลาอันควร (premature failure)

เรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนในทางทันตกรรม (Heat-cured acrylic resin in dentistry)

เป็นพอลิเมทิลเมทาครีเลทที่ใช้ความร้อน อาทิเช่นน้ำร้อน แสงอัลตราไวโอเล็ต หรือหม้ออบไมโครเวฟ แต่จะต้องไม่ร้อนเกิน 70 องศาเซลเซียส[36] กระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน

สามารถประยุกต์ใช้ทางทันตกรรม โดยใช้ทำฐานฟันปลอมทั้งชนิดฟันปลอมถอดได้บางส่วนและฟันปลอมทั้งปาก ใช้ทำเป็นเหงือกปลอมในฟันปลอมถอดได้ฐานโลหะและใช้ในการผลิตซี่ฟันปลอม

องค์ประกอบของพอลิเมทิลเมทาครีเลทที่บ่มตัวด้วยความร้อน ประกอบด้วยส่วนผงและส่วนเหลว ซึ่งส่วนผง ประกอบด้วยพอลิเมอร์ ลักษณะใส หรือ มีสีเป็นเม็ดละเอียดของพอลิเมทิลเมทาครีเลท ขนาด 50 ถึง 250 ไมโครเมตร ขนาดอนุภาคของส่วนผงจะมีอิทธิพลต่อระยะเวลาในการอัด (doughing time) อาจมีพอลิเมอร์ร่วมเพื่อเพิ่มคุณสมบัติของพอลิเมอร์ มีตัวเริ่มต้น ส่วนใหญ่มักเป็น เบนโซอิลเพอร์ออกไซด์ 0.2 ถึง 0.5 % โดยน้ำหนัก นอกจากนี้มีการใส่รงควัตถุ สีที่ฉาบตามผิวของเม็ดพอลิเมอร์ ประมาณ 1 % โดยน้ำหนัก พร้อมกันนั้นยังประกอบด้วยส่วนอื่น ๆ ได้แก่ สีทึบแสง (opacifier) ตัวทำให้นุ่ม และเส้นใยอินทรีย์ (organic fiber) สำหรับส่วนเหลวประกอบด้วยมอนอเมอร์ของเมทิลเมทาครีเลท เป็นของเหลวใสไม่เสถียร ระเหยง่าย จึงใส่สารสแตบิไลเซอร์ (stabilizer) เช่น ไฮโดรควิโนน (hydroquinone) 0.006 % โดยน้ำหนัก และบรรจุในขวดสีชา เพื่อป้องกันการเกิดพอลิเมอร์ขึ้นขณะเก็บ นอกจากนี้ยังมีการเติมสารเชื่อมไขว้เพื่อให้สายโซ่พอลิเมอร์ 2 เส้น เชื่อมโยงกัน ทำให้มีกำลังความแข็งแรงสูงขึ้นและทนต่อแรงกระแทก เช่น การเติมเอทิลีน ไกลคอล ไดเมทาครีเลท (ethylene glycol dimethacrylate) 1 ถึง 2 % โดยน้ำหนัก[36] และยังมีส่วนประกอบอื่นๆ ได้แก่ เอทิลอะคริเลท (ethyl acrylate, EGDMA) ไม่เกิน 5 % โดยน้ำหนักเพื่อให้เป็นพอลิเมอร์ร่วม (copolymer)

ในบางกรณี อาจเห็นพอลิเมทิลเมทาครีเลทอยู่ในรูปของ เจล (gel) ซึ่งเป็นการผสมกันก่อน (premixed) ระหว่างพอลิเมอร์ กับมอนอเมอร์ และเจลนี้จะถูกนำไปอัดด้วยความดัน (press-packed) หรือบ่มด้วยความร้อนเมื่อนำมาใช้[43]

โดยทั่วไปเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน ที่ใช้ในทางทันตกรรมจะมีคุณสมบัติทางกายภาพและคุณสมบัติทางกลดังแสดงในตารางที่ 1 ปัจจัยที่มีผลต่อคุณสมบัติทางกายภาพข้างต้น ได้แก่

1) อุณหภูมิการบ่มพอลิเมทิลเมทาครีเลทในอุณหภูมิต่างๆ จะได้พอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูงกว่าการบ่มในอุณหภูมิสูงๆ เพราะปริมาณมอนอเมอร์มีมากกว่าในอุณหภูมิสูง

2) สภาพแวดล้อมที่ทำให้เกิดการเสื่อมสลาย เช่น แอลกอฮอล์ทำให้เกิดการรานตัว และปลดความแข็งแรงของวัสดุ ความไม่เป็นกลางของสภาวะแวดล้อม ได้แก่ความเป็นกรดแก่และด่างแก่ จะมีผลกับเรซินอะคริลิก ทำให้เกิดการเสื่อมสลายของโมเลกุล ส่งผลให้พื้นผิวของเรซินอะคริลิก เกิดความล้าขึ้นภายใน

3) น้ำหนักโมเลกุล พบว่าพอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลมาก ขนาดโตขึ้น ทำให้อุณหภูมิตั้งขึ้น และความหนืดสูงขึ้น กลสมบัติสูงขึ้น สามารถต้านทานความร้อนได้ดีกว่าพอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลน้อย

จากข้อกำหนดเลขที่ 12 ว่าด้วยพอลิเมอร์ที่สร้างฐานฟันปลอมของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา[29] กล่าวไว้ว่าสำหรับพอลิเมอร์ที่บ่มแล้ว ต้องไม่มีรูพรุน ฟองอากาศและไม่มีรอยตำหนิบนพื้นผิวฐานฟันปลอม สีของฐานฟันปลอมเป็นสีเฉพาะและตัวฐานฟันปลอมต้องโปร่งแสง ไม่มีการเปลี่ยนสีเมื่อสัมผัสแสงไฟยูวี 24 ชั่วโมง ส่วนค่าความแข็งผิวของฐานฟันปลอมไม่ได้มีข้อกำหนดแต่ Craig ในปีค.ศ. 2002[44] ได้กล่าวว่าฐานฟันปลอมต้องมีความแข็งผิวที่สูงเพื่อป้องกันการเกิดรอยขีดข่วน เนื่องจากพื้นผิวที่มีรอยตำหนิทำให้เกิดการล้าและแตกหักของฐานฟันปลอมได้ง่าย รวมถึงคราบแบคทีเรียและสีสามารถเข้าไปอยู่ในรอยตำหนิได้ง่ายเกิดความสกปรกไม่สวยงามของชิ้นงานและการสะสมของคราบแบคทีเรียทำให้มีการอักเสบของเนื้อเยื่อ มีการติดเชื้อราแคนดิดา อัลบิแคน สำหรับเรซินอะคริลิก มีความทนทานต่อกรดอ่อน ด่างอ่อนแต่ไม่ทนทานต่อกรดแก่ ด่างแก่ สารละลายอินทรีย์ อะซิโตน เอสเตอร์ และแอลกอฮอล์ ส่วนคุณสมบัติด้านสีพบว่าเกิดการติดสีได้ง่าย และมีการเปลี่ยนเป็นสีเหลืองอ่อนๆเมื่อเวลาผ่านไป ในด้านความแข็งผิวพบว่ามีค่าความแข็งผิวที่ต่ำกว่าโลหะจึงทำให้สีกร่อนได้ง่ายกว่าโลหะ

ตารางที่ 1 คุณสมบัติทางกายภาพและคุณสมบัติทางกลของเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน

. ดัดแปลงจาก Craig 2002 [44]

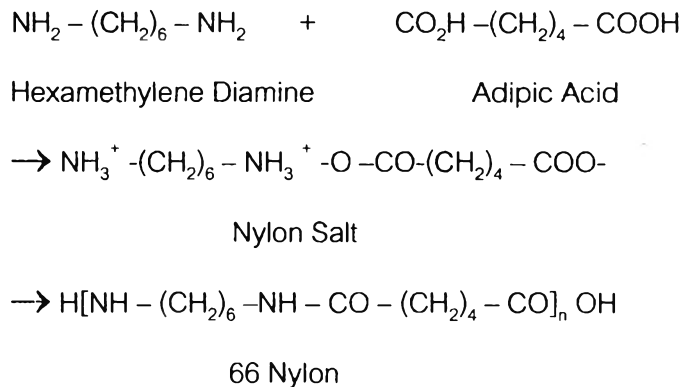
Properties	Poly(methyl methacrylates)
Tensile strength (MPa)	48.3 - 62.1
Compressive strength (MPa)	75.9
Elongation (%)	1-2
Elastic modulus (GPa)	3.8
Proportional limit (MPa)	26.2
Impact Strength, Izod (Kg m/cm notch)	0.011
Transverse deflection (mm.) At 3500 g	2.0
Transverse deflection (mm.) At 5000 g	4.0
Recovery after indentation (%) Dry	89
Recovery after indentation (%) Wet	88
KHN (Kg/mm ²) Dry	17
KHN (Kg/mm ²) Wet	15
Water solubility (mg/cm ²)	0.02
Flexural strength (MPa)	79-86
Fatigue strength (cycle) at 17.2 MN/m ²	1.5×10 ⁶
Polymerization shrinkage (% by volume)	6
Shrinkage (%)	0.43
Density (g/cm ³)	1.16-1.18

พอลิเอไมด์ (Polyamide)

พอลิเอไมด์มีชื่อเรียกทั่วไปว่าไนลอน เป็นพลาสติกเช่นเดียวกับเรซินอะคริลิก แต่โครงสร้างภายในของไนลอนเป็นผลึกพอลิเมอร์ที่เรียงตัวเป็นระเบียบ (crystalline polymer) โดยจะเรียงขนานกันตามยาวของสายโซ่โมเลกุล จึงทำให้มีคุณสมบัติทางกายภาพคือไม่ละลายในตัวทำละลาย (insolubility)[21] ดังนั้น การใช้เทคนิค doughy mould จึงไม่สามารถทำได้ ต้องนำไนลอนไปหลอมที่ตู้อบไฟฟ้า ให้ได้อุณหภูมิที่เหมาะสมแล้วนำไปฉีดเข้า flask พิเศษภายใต้ความดันที่เหมาะสม แต่ผลการสังเกตในคลินิกพบว่ามีความหยาบของพื้นผิวทำให้สกปรกง่ายและเกิดการติดสีของชั้นฟันปลอม[23] ไนลอนที่ใช้ในงานอุตสาหกรรมทั่วไปมีความทนทานต่อต่าง

สารละลายอินทรีย์ สารละลายอะซีโตน และ แอลกอฮอล์ ได้ดี แต่จะละลายในสารละลายกรดเข้มข้น เช่น กรดไนตริก กรดกำมะถัน กรดไฮโดรคลอริก กรดฟอสฟอริก รวมถึงกรดอ่อนที่จะละลายในลอนได้เล็กน้อย นอกจากนี้ในลอนทนทานต่อความร้อนสูง มีจุดหลอมเหลวที่สูง มีความแข็งแรงสูง มีความเหนียว ทนต่อการแตกหักและการสึกกร่อน มีความหนาแน่นต่ำทำให้น้ำหนักเบา [6,21,45-46] ในขณะที่พอลิเมทิลเมทาครีเลทเป็นอสัณฐานพอลิเมอร์ (amorphous polymer)

ในลอนพัฒนาจากงานวิจัยของ Dr. Carothers และบริษัทดูปอง (Du Pont chemical corporation) ในช่วงปีค.ศ. 1928 ถึง 1938[21] ในลอนมีหลายชนิดเช่น ในลอน 6 ในลอน 66 ในลอน 610 ในลอน 11 ในลอน 12 เป็นต้น[6,35] แต่ละชนิดที่กล่าวมานั้นจะแตกต่างกันที่สูตรโครงสร้างโมเลกุลของสารตั้งต้นโดยเมื่อตั้งชื่อแล้วจะแสดงออกมาในรูปของชื่อในลอน ตามด้วยตัวเลขแสดงจำนวนคาร์บอนอะตอมในรูปของ $Y(X+2)$ โดยเลขตัวแรก (Y) แทนจำนวนคาร์บอนอะตอมในสายโคเอมีน และเลขตัวที่สอง (X) แทนจำนวนคาร์บอนอะตอมในสายของกรด ตัวอย่างเช่น ปฏิกริยาการเกิดในลอน 66 ดังต่อไปนี้[21,35,47]



จะเห็นว่าในปฏิกริยาเริ่มต้นมีคาร์บอนในสายโคเอมีนเท่ากับ 6 อะตอม (Y) และมีคาร์บอนในสายกรดเท่ากับ 4 อะตอม (X) จะได้เป็นในลอน 6 (4+2) ซึ่งคือ ในลอน 66

ส่วนในลอน 6 ในลอน 11 ในลอน 12 มีสูตรโครงสร้างโมเลกุล คือ Z โดย Z แทนจำนวนคาร์บอนอะตอมของมอนอเมอร์ของสารตั้งต้น

Dr. Carothers พบว่า พอลิเอไมด์มีน้ำหนักโมเลกุลที่สูงมากกว่า 10,000 ถ้าต้องการให้เกิดรูปร่างเป็นเส้น (fibre-forming properties) และเรียกพอลิเมอร์ชนิดนี้ว่าซูเปอร์พอลิเอไมด์

(super polyamide) ซึ่งจะมีจำนวนกลุ่ม $-CH_2-$ คือ X อยู่ระหว่าง 4 ถึง 12 อะตอม และ Y อยู่ระหว่าง 4 ถึง 16 อะตอมและค่า $X + Y$ อย่างน้อย 10 อะตอม คุณสมบัติของซูเปอร์พอลิเอไมด์ ยืนยันกับค่า $X + Y$ อีกด้วย[48-50] ผลิตภัณฑ์ชุดแรกของซูเปอร์พอลิเอไมด์ ประกอบด้วย ไดเบลิค แอซิสมิ CH_2 4 กลุ่ม และไดอะมีน มี CH_2 6 กลุ่ม เรียกไนลอน 6/6 หรือ ไนลอน 66 ชื่อวิทยาศาสตร์ คือ พอลิเฮกซามะทิลีน อะดิพามาไมด์ (polyhexamethylene adipamide) นำมาทำ ขนแปรงสีฟัน ถุงเท้า เสื้อยืด ชุดชั้นใน ผลิตภัณฑ์ชุดถัดมา ประกอบด้วย X เท่ากับ 8 และ Y เท่ากับ 6 เรียกไนลอน 610 ชื่อวิทยาศาสตร์คือพอลิเฮกซามะทิลีน ซีบาคามาไมด์ (polyhexamethylene sebacamide) โดยพบว่าไนลอน 610 มีกลุ่มเอไมด์มากจึงดูดซึมน้ำน้อยกว่าทำให้มีความเสถียรทางมิติที่ดีกว่า Metthew และคณะ[21] ศึกษาถึงคุณสมบัติของไนลอน และพอลิเมทิลเมทาครีเลท ที่อุณหภูมิห้อง พบว่าค่าความต้านทานแรงดึงของไนลอน 66 มีค่า 11,500 ปอนด์/ตารางนิ้ว ไนลอน 610 มีค่าเท่ากับ 8,500 ปอนด์/ตารางนิ้ว มีค่ามากกว่าของ เมทิลเมทาครีเลท ซึ่งมีค่าเพียง 8,000 ปอนด์/ตารางนิ้ว ส่วนค่ามอดุลัสของความยืดหยุ่นของ ไนลอน 66 มีค่า 4.3×10^5 ปอนด์/ตารางนิ้ว ส่วนของไนลอน 610 มีค่า 3.0×10^5 ปอนด์/ตารางนิ้ว และของเมทิลเมทาครีเลทมีค่า 4.0×10^5 ปอนด์/ตารางนิ้ว ซึ่งเป็นค่าใกล้เคียงกัน ในส่วนความ ทนทานต่อแรงกระแทก (impact strength) พบว่าไนลอน 66 ไนลอน 610 มีค่ามากกว่าพอลิเมทิล เมทาครีเลท ต่อมามีการพัฒนาไนลอนเกิดเป็นไนลอน 11 และ ไนลอน 12 ซึ่งมีสายเมทิลีนที่ยาวมีจุดหลอมตัวที่ต่ำลง การดูดซึมน้ำน้อยกว่าไนลอน 610 ในส่วนของขบวนการผลิตต้องมีการควบคุมอย่างเหมาะสมทั้งเรื่องความดันและอุณหภูมิ และในปีค.ศ. 1962 ได้มีการใส่เส้นใย แก้วไปเสริมในไนลอน 12 (glass fiber reinforced) ซึ่งเป็นเส้นใยสั้น ๆ โดยมีการใช้ไซเลน (silane-treatment) ในการเชื่อมเส้นใยแก้วในฐานพื้นปลอม เพื่อปรับปรุงเรื่องการเพิ่มความแข็งแรงของ พันธะระหว่างไนลอนกับเส้นใยแก้ว (ตารางที่ 2) โดยจะพบว่าไนลอน 12 ที่ใส่เส้นใยแก้วจะให้ทั้ง ความแข็งแรงและมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น กำลังแรงดึงสูงเป็นสองเท่า และค่ามอดุลัส เพิ่มเป็นสามเท่า สัมประสิทธิ์การขยายตัวแบบเส้นตรง (coefficient of linear expansion) ลดลงเหลือ $\frac{1}{4}$ เท่า ทำให้ เกิดความเสถียรทางมิติ และ การดูดซึมน้ำลดลง 1.2 %โดยน้ำหนัก Stafford and Huggett ปี 1986[51] ได้ทดสอบคุณสมบัติกำลังดัดขวาง ความทนทานต่อแรงกระแทก ความแข็งผิว การคืบ (creep) ความทนทานต่อการแตกหัก (fracture toughness) อุณหภูมิการแปรผ่านสภาพแก้ว

(glass transition temperature) การดูดซึม และ ความเสถียรทางมิติ โดยใช้ไนลอน 12 (pure nylon, Flexiplast) กับไนลอน 12 ที่มีการเติมอนุภาคทรงกลมแก้ว (glass spheres) 50 % โดยน้ำหนักและมีขนาดอนุภาคทรงกลมที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.25 μm (Grilamid LKN-5H) และ เรซินอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน 3 ยี่ห้อ (Trevalon, Trevalon HI, De Treys SOS) จากการศึกษาทำให้ทราบว่า Flexiplast เป็นวัสดุที่ยืดหยุ่น ในส่วนการทดสอบการกระแทกพบว่า ไนลอนให้คุณสมบัติที่ดีกว่า เรซินอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ในการทดสอบความแข็งแรง พบว่า Flexiplast นิ่มที่สุด ในบรรดาวัสดุที่ทดสอบพบว่า Grilamid LKN-5H จะช่วยเพิ่มความแข็งแรงขึ้นในคุณสมบัติการคืบ พบว่าพอลิเมอร์ทุกตัวให้ผลคล้ายคลึงกัน และ Grilamid LKN-5H แสดงการคืบน้อยที่สุด ซึ่งดีในแง่ความแข็งแรง ส่วนการทดสอบความทนทานต่อการแตกหัก พบว่า Trevalon และ Trevalon HI สามารถทดสอบแล้วเกิดการแตกหักได้ แต่ De Trey SOS ไม่สามารถทำให้เกิดการแตกหัก (crack propagation) ที่สม่าเสมอได้ เนื่องจากการที่มีมอนอเมอร์ที่เหลืออยู่ในปริมาณสูงจะทำหน้าที่คล้ายสารเสริมสภาพพลาสติก (plasticizer) พฤติกรรมของ Flexiplast และ Grilamid ยากที่จะแปลผล การดูดซึมน้ำของ Grilamid อยู่ในปริมาณน้อยเป็นที่น่าพอใจ ทำให้มีความเสถียรทางมิติของฟันปลอม

ตารางที่ 2 ผลการเปรียบเทียบคุณสมบัติพื้นฐานบางประการระหว่างไนลอน 12 ที่มีและไม่มีเส้นใยแก้วมาเสริม, Hargreaves, A.S.1971. [35]

Property	Without Glass-fibers	With 30% glass-fibers
Specific gravity (g.per cm ³)	1.01	1.22
Tensile strength at break (N per mm ²)	44	98
Modulus of elasticity (N per mm ²)	1177	4316
Linear coefficient of expansion (10 ⁻⁶ per °C)	120	30
Linear mould shrinkage (percent)	1-2	0.3-0.5
Water sorption at saturation (percent)	1.5	1.2

ไนลอนในทางทันตกรรม (Nylon In Dentistry)

การใช้ไนลอนทางทันตกรรมเริ่มในปี ค.ศ. 1955 โดย Matthews และ Smith[21] เลือกใช้ไนลอน 610 เพราะมีค่าการดูดซึมน้ำ 3.5 %โดยน้ำหนัก ซึ่งน้อยที่สุดในบรรดาไนลอนด้วยกันในขณะนั้นจึงให้ความเสถียรทางมิติที่ดีกว่าและทนทานต่อการละลายเมื่อสัมผัสสารเคมีดีกว่าไนลอน 6 หรือไนลอน 66 การทำฟันปลอมทั้งปากกับผู้ป่วย 25 คน มีการนัดกลับมาตรวจสภาพฟันปลอมพบว่าความแนบอยู่ในเกณฑ์ที่ดีแต่ยังด้อยกว่าเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน สีของฟันปลอมจางลงทำให้เกิดการโปรงแสง พื้นผิวฐานฟันปลอมไม่ค่อยเรียบ พบว่ามีผู้ป่วย 3 คนขอให้เปลี่ยนกลับไปใช้เรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนทำเป็นฐานฟันปลอม

ในปีค.ศ. 1955 Watt [22] ทำฟันปลอมบางส่วนถอดได้จากไนลอน 66 จำนวน 36 ชิ้น โดยให้ผู้ป่วยทดลองใส่ไป 6 เดือนเนื่องจากไนลอน 66 มีความแข็งแรงที่สุดในบรรดาไนลอนที่มีในขณะนั้น ซึ่งจะพบว่าไนลอน 66 มีจุดหลอมตัวที่สูงกว่าไนลอน 610 เนื่องจากมีพันธะไฮโดรเจนมากกว่าไนลอน 6 และไนลอน 610 ดังนั้นต้องใช้พลังงานในการทำลายพันธะไฮโดรเจน มากกว่าทำให้จุดหลอมเหลวสูงกว่าซึ่งทำให้ยากในกระบวนการผลิต นอกจากนี้ยังมีข้อเสียอีกคือมีอัตราการดูดน้ำถึง 8.5 %โดยน้ำหนักมากกว่าไนลอน 610 และ พอลิเมทิลเมทาครีเลท (ตารางที่3)

ตารางที่ 3 แสดงคุณสมบัติพื้นฐานบางประการของไนลอนเปรียบเทียบกับพอลิเมทิลเมทาครีเลท

Hargreaves, A.S.1971.[35]

Property	Nylon 6	Nylon 66	Nylon 610	PMMA
Melting-point (°c)	225	264	222	125 (softening point)
Modulus of elasticity (N per mm ²)	1766	2883	2060	4650
Percentage water Sorption at saturation	10	8.5	3.5	1.8

ปัญหาที่พบในการใช้วัสดุฐานฟันปลอมไนลอนที่ใช้ในคลินิก จากการสำรวจในอดีต คือ การงอโค้งบิด การดูดซึมของน้ำ การเปลี่ยนสี พื้นผิวมีลักษณะหยาบทำให้เกิดการสะสมของเชื้อ

แบบที่เรียกรวมทั้งยากในการขัดแต่ง นอกจากนี้ขั้นตอนการผลิตต้องใช้เครื่องมือราคาแพง ขั้นตอนการผลิตยุ่งยาก ต้องควบคุมอุณหภูมิ ความดันให้เหมาะสม การยึดติดกับซีฟฟันปลอมเป็นแบบทางกล การซ่อมแซมเติมฟันหรือเสริมฐาน ทำได้ยากไม่สามารถทำได้เองในคลินิก ความต้านทานต่อการร้าวตัว ความยืดหยุ่นที่สูงทำให้ไม่สามารถคงรูปร่างและเป็นสาเหตุให้เกิดการเคลื่อนที่ของฟันหลัก[6,28-29] ซึ่งในปัจจุบันไม่สามารถบอกได้ว่าฐานฟันปลอมในลอนที่ใช้กันอยู่เป็นในลอนชนิดใดเนื่องจากเป็นความลับของทางบริษัท

คุณสมบัติทางอุดมคติของวัสดุฐานฟันปลอม[36,44,52] ได้แก่

1. ไม่เป็นพิษ ไม่ระคายเคืองในช่องปาก (biocompatibility) มีลักษณะที่เหมือนเนื้อเยื่อในช่องปาก
2. มีอุณหภูมิการแปรผ่านสภาพแก้วที่สูงเพียงพอที่ป้องกันการอ่อนตัวและบิดเบี้ยวในระหว่างการใช้งาน
3. มีความเสถียรทางมิติเพื่อว่ารูปร่างของฐานฟันปลอมที่ได้ไม่มีการเปลี่ยนแปลงแม้ระยะเวลาเปลี่ยนไป
4. มีความถ่วงจำเพาะต่ำเพื่อฐานฟันปลอมที่ได้มีน้ำหนักที่เบา
5. มีการนำความร้อนที่ดี
6. มีความทึบแสงต่อรังสีเอ็กซ์
7. มี modulus ของความยืดหยุ่นสูงเพื่อว่าฐานฟันปลอมที่ได้มีลักษณะแข็ง
8. มีขีดจำกัดความยืดหยุ่น (elastic limit) สูง เพื่อว่าความเค้นที่เกิดจากการกัดและบดเคี้ยวจะไม่ทำให้ฐานฟันปลอมเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร
9. มีกำลังดัดขวาง ที่สูงเพียงพอ
10. มีอายุความล้า (fatigue life) ที่สูง
11. มีความทนทานต่อการกระแทกสูง
12. มีความแข็งแรงสูงเพื่อจะได้มีความทนทานต่อการสึกสูง เนื่องจากฐานฟันปลอมเกิดการสึกกร่อนสูงจากการขัดสีของผงขัดในยาสีฟันและแปรงสีฟัน หรือจากการขัดสีของอาหาร

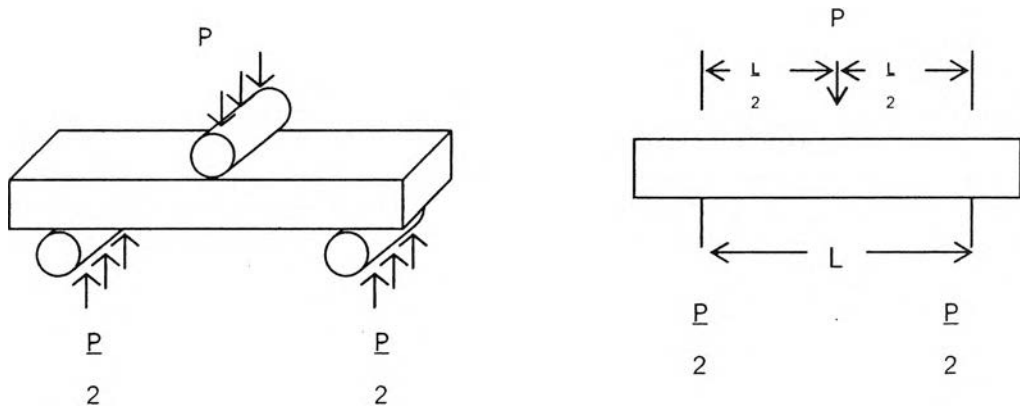
13. มีความเฉื่อยทางเคมีทนต่อตัวทำละลายอินทรีย์ แอลกอฮอล์ เอสเตอร์ คีโตน กรดและด่าง
14. ไม่ละลายในของเหลวที่มีในช่องปาก
15. ไม่ดูดน้ำหรือน้ำลาย
16. มีความเสถียรของสี
17. ยึดติดกับซีฟันปลอมได้ดี
18. ราคาไม่แพง
19. มีอายุการใช้งานที่นาน
20. วิธีการผลิตไม่ยุ่งยากปราศจากการใช้เครื่องมือราคาแพง
21. ไม่มีรสไม่มีกลิ่น
22. สามารถซ่อมแซมหรือเสริมฐานได้ง่าย
23. สามารถขัดแต่งให้เรียบ และขึ้นมันได้ง่ายเพื่อคราบแบคทีเรียจะได้ไม่มาสะสม

การทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพ

การวัดกำลังดัดขวาง

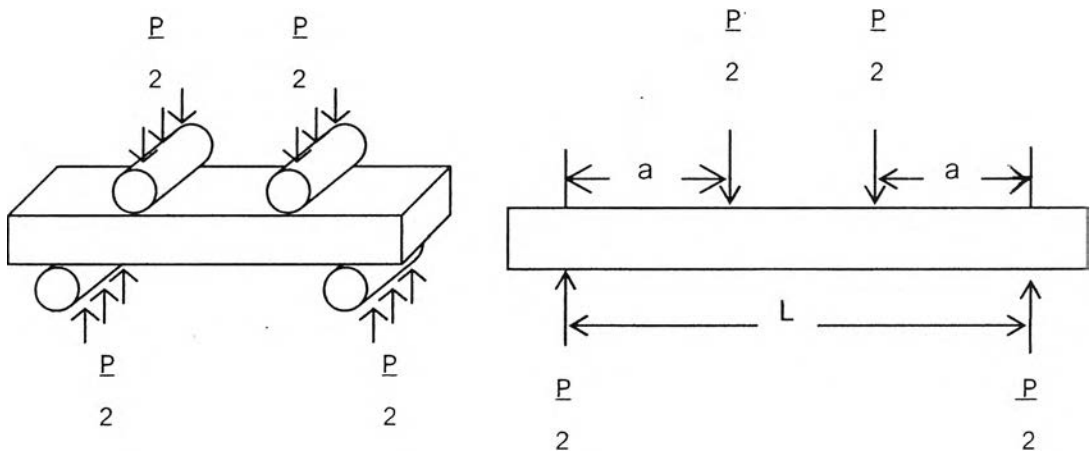
กำลังดัดขวาง คือ ค่าความเค้นที่ได้จากการทดสอบกดขึ้นตัวอย่างให้เกิดการงอตัวโดยใช้หัวกด (indenter) ซึ่งกดลงตั้งฉากกับขึ้นตัวอย่างที่อยู่ในลักษณะแนวนอนโดยมีตัวรองรับ (supporting jig) เป็นตัวกำหนดช่วงห่าง (span) การทดสอบแบบนี้คล้ายกับการรวมเอาการทดสอบการดึงและการอัดเอาไว้ด้วยกัน ซึ่งแรงอัดจะเกิดขึ้นบนขึ้นตัวอย่าง ส่วนแรงดึงจะเกิดขึ้นที่ใต้ขึ้นตัวอย่าง การทดสอบนี้สามารถทดสอบได้เป็น 2 ลักษณะ คือการทดสอบกำลังดัดขวางแบบ 3 จุด (three point bending) และการทดสอบกำลังดัดขวางแบบ 4 จุด (four point bending) [53]

การทดสอบกำลังดัดขวางแบบ 3 จุด เป็นการทดสอบความเค้นโดยจะมีหัวกดสำหรับให้แรงกด 1 จุด ซึ่งจะอยู่ด้านบนบนของขึ้นตัวอย่าง และจะมีตัวรองรับที่กำหนดระยะห่างอยู่ด้านล่างขึ้นตัวอย่าง 2 จุด (รูปที่ 4)



รูปที่ 4 แสดงการทดสอบกำลังดัดขวาง แบบ 3 จุด

การทดสอบแรงดัดโค้งแบบ 4 จุดทำได้โดยการให้แรงกดบนชิ้นตัวอย่าง 2 จุด โดยมีช่วงระยะห่าง และจะมีตัวรองรับ 2 จุด ที่ด้านล่างชิ้นตัวอย่างเช่นกัน (รูปที่ 5)



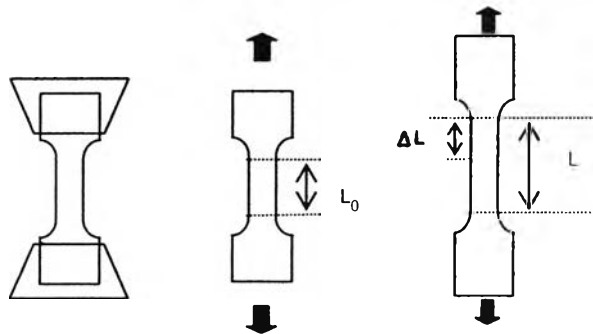
รูปที่ 5 แสดงการทดสอบกำลังดัดขวาง แบบ 4 จุด

ในการทดลองนี้เลือกใช้การทดสอบแรงดัดขวางแบบ 3 จุด เนื่องจากไม่ยุ่งยากและสามารถเปรียบเทียบกับผลของการศึกษาอื่นๆ ซึ่งจากการวัดโดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (Lloyd model LR 10 K, Lloyd Instrument, England) จะได้ค่าแรงกดสูงสุด ณ ตำแหน่งที่หัก (maximum Load)(F) หน่วยเป็นนิวตัน และระยะทางที่งอแล้วหัก (extension at break) หน่วยเป็นมิลลิเมตร สามารถคำนวณได้ค่ากำลังดัดขวาง หน่วยเป็นนิวตันต่อตารางมิลลิเมตร ดังสูตร

flexural strength = $3Fl / 2 bh^2$ เมื่อ l = ระยะทางระหว่างฐานรองทั้งสองข้าง \pm (0.01 มิลลิเมตร) b คือ ความกว้างของคาน (มิลลิเมตร) h คือ ความสูง (มิลลิเมตร) นอกจากนี้ยังคำนวณค่า Flexural modulus ได้อีกด้วยใช้สูตร $F_1 l^3 / 4bh^3 d$ เมื่อ F_1 = แรง ณ จุดที่ยังเป็นเส้นตรงในกราฟ (นิวตัน) d คือ ระยะโค้งงอ ณ แรง F_1 (มิลลิเมตร)

การวัดความต้านทานแรงดึง

ความต้านทานแรงดึง คือ ความต้านทานของชิ้นทดสอบนั้นต่อการยืด (elongation) หรือการแตกหักเมื่อมีแรงดึงขึ้นทดสอบ ในช่วงเวลาหนึ่ง[53] การทดสอบความต้านทานแรงดึงโดยใช้ชิ้นทดสอบแบบที่มีรูปร่างคล้ายดัมเบลล์ ปลายทั้งสองของชิ้นทดสอบถูกยึดเข้ากับหัวจับของเครื่องทดสอบและใช้แรงดึงที่ทราบค่าดึงหัวจับทั้งสองให้เคลื่อนที่ออกจากกัน วัสดุที่ทดสอบมักจะยืดและขาดจากกันตรงบริเวณใจกลางที่แคบของวัสดุ สามารถอ่านค่าแรงดึงและแรงยืดได้จากกราฟของเครื่องบันทึก ลักษณะของชิ้นทดสอบการจับและยืดออก (รูปที่ 6)



รูปที่ 6 แสดงการจับและการยืดออก ของชิ้นทดสอบ

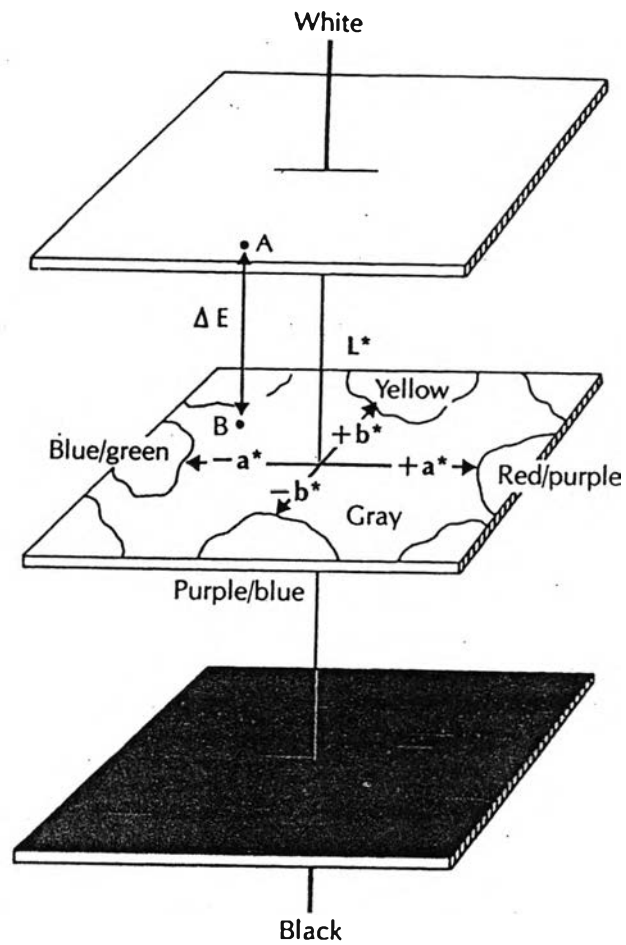
วิธีการทดสอบความทนแรงดึงตามมาตรฐาน ASTM D 1708-02 ปลายทั้งสองของชิ้นทดสอบจะถูกยึดแน่นโดยที่จับยึดของเครื่องทดสอบ และที่จับยึดจะเคลื่อนออกด้วยความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที ทำให้ชิ้นทดสอบถูกดึงทั้งสองปลาย มีความเค้นและความเครียดเกิดขึ้นในชิ้นงาน สมบัติเกี่ยวกับความต้านทานแรงดึงมีความสำคัญมากในการแสดงความแข็งแรงของวัสดุ ในการทดสอบจะมีการหาแรงที่ต้องใช้ในการดึงชิ้นทดสอบออกจากกันและหาว่าวัสดุยืดออกมาก

น้อยเท่าใดก่อนที่จะเกิดการขาดจากกัน การหาความต้านทานแรงดึง (σ) หาได้จากความเค้นที่จุดขาดของชิ้นทดสอบ (P) ซึ่งเท่ากับแรงหารด้วยพื้นที่ภาคตัดขวางเริ่มต้น (A) ดังสูตร $\sigma = P / A$ และหาการยืด (percentage elongation) ได้จากสูตร $\text{percentage elongation} = \frac{\Delta L}{L_0} \times 100$ เมื่อ L_0 เป็นความยาวเดิม (มิลลิเมตร) L เป็นความยาวที่เปลี่ยนไป (มิลลิเมตร) ΔL เป็นค่าความยาวที่เปลี่ยนแปลงไป ($=L - L_0$) (มิลลิเมตร)

พฤติกรรมความเค้นและความเครียดของวัสดุส่วนมากขึ้นกับเวลา ดังนั้นต้องคำนึงถึงความเร็วที่ทำให้ความเค้นด้วย เช่น ถ้าดึงวัสดุอย่างรวดเร็วทันทีทันใด อาจทำให้วัสดุขาดออกได้ แต่ถ้าใช้แรงเท่ากันนั้นดึงช้าๆ อาจทำให้วัสดุเพียงยืดออกเท่านั้น ความต้านทานต่อการขาดสูงขึ้น

การวัดสี

ในระยะแรกการวัดการเปลี่ยนแปลงของสีใช้ตามนุษย์ในการสังเกต แต่การสังเกตด้วยตาเปล่ามักมีปัญหาเนื่องจากตามนุษย์แต่ละคนจะมีความสามารถในการมองเห็นสีได้ไม่เท่ากัน ทั้งนี้ขึ้นกับประสบการณ์ การฝึกฝนของแต่ละคน ตามนุษย์จะบอกความแตกต่างของสี ณ จุดต่างๆ บนแผนผังของสี (chromaticity diagram) ได้ไม่เท่ากัน ตามนุษย์จะปรับตัวให้เข้ากับสีที่ใกล้เคียงกันได้ง่ายมาก ดังนั้นจึงไม่สามารถแยกความแตกต่างได้ชัดเจน ความสามารถในการมองเห็นสีขึ้นกับแสงและมุมของสายตาคือมองวัตถุที่มีสี และตามนุษย์ไม่สามารถบันทึกค่าหรือบอกค่าที่แน่นอนว่าสีของตัวอย่างจะซีดไป มากน้อยเพียงใด เมื่อเวลาผ่านไป และสีเดิมเป็นอย่างไร ดังนั้นปัจจุบันจึงมีการใช้เครื่องวัดสี (spectrophotometer) ซึ่งช่วยให้บอกความแตกต่างของสีได้ง่ายขึ้น อย่างมีมาตรฐาน และสามารถบอกค่าออกมาเป็นตัวเลข[55] ปัจจุบันระบบที่นิยมในการวัดสี ได้แก่ ระบบ CIE LABcolor system ซึ่งถูกพัฒนาขึ้นในปี 1931 โดย Commission International De l'Eclairage or International Commission on Illumination (CIE) มีข้อดีคือ เป็นระบบที่ไม่ขึ้นกับการมองเห็นของแต่ละบุคคล สามารถวัดสีออกมาเป็นตัวเลข ดังนั้นจึงเป็นระบบที่นำไปคำนวณการเปลี่ยนสีได้[55-57] ระบบนี้จะแยกสีออกเป็น 3 องค์ประกอบที่มนุษย์มองเห็นและรับรู้ความแตกต่างได้ แสดงค่าที่วัดออกมาเป็นตัวเลขในแกน 3 มิติของ CIE color space (รูปที่ 7) ดังนี้



รูปที่ 7 CIE Color Space

ค่า L^* คือ ความสว่าง (lightness) ของวัตถุ จะเป็นแกนในแนวตั้ง ถ้า L^* มีค่ามาก หมายถึงวัตถุนั้นมีความสว่างของสีมาก ค่า a^* และ b^* คือค่าสี (chrome) ของวัตถุ จะเป็นแกนในแนวราบตั้งฉากกัน สีของวัตถุจะแสดงโดยค่าสีรวมกัน (chromaticity coordinates) ของค่าแกน a^* และค่าแกน b^* ค่าแกน a^* จะแสดงสีที่อยู่ระหว่างสีแดงกับสีเขียว ถ้า a^* มีค่าเป็นบวก หมายถึงวัตถุมีสีค่อนข้างไปทางสีแดง ค่าลบ หมายถึงสีค่อนข้างไปทางสีเขียว ค่าแกน b^* จะแสดงสีที่อยู่ระหว่างสีเหลืองกับสีน้ำเงิน ถ้า b^* มีค่าเป็นบวก หมายถึงวัตถุมีสีค่อนข้างไปทางสีเหลือง ค่าลบ หมายถึงสีค่อนข้างไปทางสีน้ำเงิน

ความแตกต่างของสีที่วัดออกมาจากระบบ CIE (ΔE) ซึ่งหมายถึง ความแตกต่างของวัตถุ 2 ชิ้น หรือ ระยะห่าง 3 มิติ ระหว่างจุดตัดร่วมของค่า $L_1^*a_1^*b_1^*$ ของวัตถุชิ้นที่ 1 (ค่าสี E_1) กับ จุดตัดของค่า $L_2^*a_2^*b_2^*$ ของวัตถุชิ้นที่ 2 (ค่าสี E_2) ใน color space คำนวณได้จากสูตร

$$\Delta E = \sqrt{(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2}$$

นอกจากนี้สามารถประเมินความแตกต่างของสีที่วัดออกมาโดยใช้มาตรฐานของ National Bureau of Standard (NBS) ซึ่งใช้ค่า NBS UNIT ในการพิจารณาความแตกต่างของสีในทางคลินิก โดยค่า NBS UNIT มีค่าเท่ากับ $\Delta E \times 0.92$ ในการแปลผลพบว่าค่า NBS UNIT ตั้งแต่ 0 ถึง 0.5 แปลว่าเห็นการเปลี่ยนแปลงสีในปริมาณน้อยมาก (Trace) ค่า NBS UNIT มากกว่า 0.5 ถึง 1.5 แสดงว่าเห็นการเปลี่ยนแปลงสีในปริมาณน้อย (Slight) ค่า NBS UNIT มากกว่า 1.5 ถึง 3 แสดงว่าเริ่มสามารถเห็นการเปลี่ยนแปลงสีได้ด้วยตาเปล่า (Noticeable) ค่า NBS UNIT มากกว่า 3 ถึง 6 แสดงว่าเห็นการเปลี่ยนแปลงสีได้อย่างชัดเจน (Appreciable)[58]

ในการศึกษานี้ใช้ค่า ΔE และ NBS UNIT ในการแปลผล เนื่องจาก ΔE ใช้ทดสอบความแตกต่างของสีระหว่างกลุ่มซึ่งค่าความแตกต่างนี้มีนัยสำคัญทางสถิติมาก แต่ในทางปฏิบัติทางคลินิกอาจถือว่ามีความแตกต่างเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ดังนั้นการพิจารณานัยสำคัญเชิงสถิติและเชิงคลินิกจำเป็นต้องศึกษาควบคู่กันไป

Ruyter, Nilner และ Moller ในปีค.ศ. 1987 พบว่ามีการเปลี่ยนแปลงของสีที่มองเห็นได้ในทางคลินิกต้องมี ΔE มากกว่าหรือเท่ากับ 3.3 ยูนิต [59] ทั้งนี้ Seghi และคณะ ในปี ค.ศ. 1989 กล่าวว่า ถ้า ΔE มากกว่าหรือเท่ากับ 1 พบว่ามีผู้สังเกต (observer) ครั้งหนึ่งจากจำนวนผู้สังเกตทั้งหมดสามารถเห็นการเปลี่ยนแปลงของสีได้ (distinguishable value)[60] ซึ่งในการทดลองนี้ใช้ค่า NBS UNIT มากกว่า 3 หรือ ΔE มากกว่า 3.26 เห็นการเปลี่ยนแปลงสีได้อย่างชัดเจนจนยอมรับไม่ได้ในทางคลินิก[26]

ปัจจัยที่มีผลต่อการติดสี (predisposing factor)[61-65] ได้แก่

1. การปนเปื้อนของวัสดุ
2. การมีรูพรุนเนื่องจากขบวนการผลิต
3. อนามัยในช่องปากไม่ดีเช่นมีคราบจุลินทรีย์เกาะติดทำให้เกิดการติดสีง่ายขึ้น
4. นิสัยการบริโภคอาหาร เช่น ทานบ่อยครั้งทำให้ระยะเวลาในการสัมผัสสีนานขึ้น
5. ความหยาบของพื้นผิว
6. ความสามารถในการขัดแต่งของวัสดุ (polishability of the material) เช่น ถ้าขัดไม่เรียบก่อนให้เกิดผิวที่หยาบ ซึ่งผิวที่หยาบก่อให้เกิดการติดสีมากกว่าผิวที่เรียบ นอกจากนี้ความหยาบของพื้นผิว มีสาเหตุมาจากการสึกและสารเคมี (chemical degradation)
7. ชนิดของอาหาร

ปัจจัยที่มีผลต่อการวัดสี[66] ได้แก่

1. ขนาดของบริเวณพื้นที่ที่จะวัด
2. การมีรูพรุนเล็กๆในชิ้นงาน (microporosity)
3. ขนาดหรือจำนวนชนิดของเส้นใยในบริเวณที่จะวัด
4. ความคลาดเคลื่อนของผู้วัด (operator error)
5. เครื่องมือที่ใช้วัด
6. มุมที่วัดกับพื้นผิว
7. อุณหภูมิ
8. แสงภายนอกหากถ้าใช้เครื่อง spectrophotometer วัด ปัจจัยนี้จะไม่มียผลต่อการวัด

จากการศึกษาของ Lai และคณะปีค.ศ. 2003[26] ได้ประเมินความคงทนของสี ความต้านทานการติดสี และการดูดน้ำของวัสดุที่ใช้ทำเหงือกปลอม โดยใช้ซิติโคน (Gingivamoll[®]) ไนลอนหรือโคพอลิเอไมด์ (Flexite Supreme[®]) และเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน 2 ชนิด (QC-20[®], Vertex[®]) อย่างละ 45 ชิ้น โดยตอนที่ 1 วัดความต้านทานการติดสี แบ่งเป็น 4 กลุ่ม (กาแฟ ชา น้ำกลั่นและอากาศ) กลุ่มละ 10 ชิ้น ใช้เครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ วัดสี

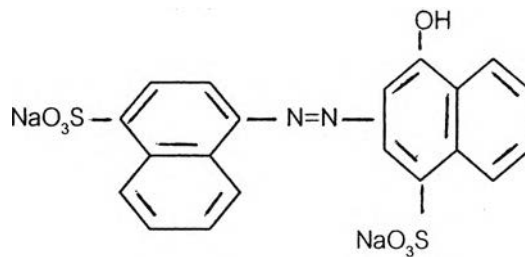
ก่อนและหลังจากแช่สารละลายกาแฟ ชา น้ำกลั่น และ อากาศ เป็นเวลา 7, 14, 30, 60, 120 และ 180 วันตามลำดับ ตอนที่ 2 ส่วนที่เหลือแบ่งมาอย่างละ 5 ชิ้นในแต่ละกลุ่มนำมาวัดอัตราการดูดน้ำหลังการแช่น้ำกลั่นเป็นระยะเวลา 56 วัน สรุปผลได้ว่าสารละลายกาแฟมีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนสีมากที่สุดในวัสดุทำเหงือกปลอมซิลิโคน ($\Delta E = 7.31 \pm 0.57$) ตามมาด้วยโคพอลิเอไมด์ ($\Delta E = 4.22 \pm 0.40$) และเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน 2 ชนิด (Vertex[®], QC-20[®], $\Delta E = 2.5 \pm 0.38$, $\Delta E = 2.23 \pm 0.50$) ตามลำดับหลังแช่สารละลายกาแฟเป็นเวลา 6 เดือน ในขณะที่สารละลายอื่นให้การติดสีน้อยกว่า โดยรวมพบว่าวัสดุทุกตัวมีความคงทนของสีเมื่อเก็บในอากาศและน้ำเป็นเวลา 6 เดือน แต่เมื่อแช่ในสารละลายกาแฟพบว่าซิลิโคนและโคพอลิเอไมด์มีการเปลี่ยนสีที่ยอมรับไม่ได้ทางคลินิกหลังจากแช่ไป 14 วันเป็นต้นไป (NBS unit >3 หรือ $\Delta E > 3.26$) ส่วนในด้านการดูดน้ำพบว่าพอลิเอไมด์ดูดน้ำมากที่สุด ในขณะที่ซิลิโคนดูดน้ำน้อยที่สุด เนื่องจากพอลิเอไมด์มีขั้วมากกว่าซิลิโคน

จากการศึกษาของ Hersek N. และคณะ ในปีค.ศ.1999[34] ได้ประเมินการเปลี่ยนสีของวัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน 5 ชนิด (QC-20, Meliodent, Trevalon, Trevalon HI, Lucitone) โดยทำการแช่วัสดุฐานฟันปลอมอย่างละ 5 ชิ้น ลงในสารละลายสีเออริโทรซิน 3 % (erythrosine) ตาร์ตราซีน 3 % (Tartrazine) และ สีเหลืองซันเซต เยลโลว์ 3 % (Sunset yellow) ที่อุณหภูมิ 23 ± 1 °C เป็นเวลา 1, 3 และ 6 เดือน ทำการวัดสีก่อนและหลังแช่ในระยะเวลาดังกล่าวโดยใช้เครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ ผลการทดลองพบว่าเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนแต่ละผลิตภัณฑ์มีค่าความคงทนของสีแตกต่างกัน โดยเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนยี่ห้อ Lucitone เกิดการเปลี่ยนสีอย่างเห็นได้ชัด โดยเฉพาะอย่างยิ่งในสารละลายเออริโทรซิน ส่วนในสารละลายตาร์ตราซีน พบว่า Lucitone และ QC-20 จะเกิดการเปลี่ยนสีอย่างเห็นได้ชัด ในสารละลายซันเซต เยลโลว์ พบว่า QC-20 เกิดการเปลี่ยนสีมากที่สุด อย่างไรก็ตามการเปลี่ยนสีของวัสดุเหล่านี้อยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสมในการนำมาใช้ทำฐานฟันปลอม

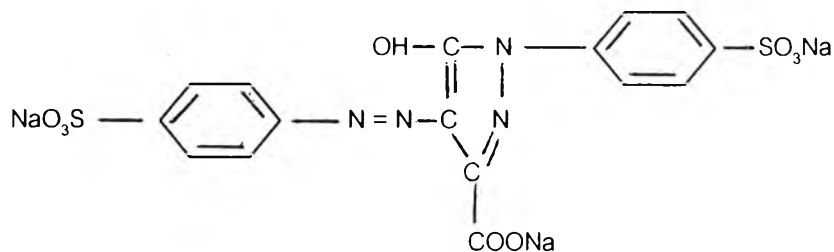
นอกจากนี้ยังมีหลายการศึกษา พบว่าผลของน้ำชา กาแฟ ไค้ก น้ำผลไม้ และไวน์ ทำให้เกิดการติดสีที่มากขึ้นกับทันตวัสดุ และมีผลกับความมันเงา [62,66-68]

ในการศึกษานี้เลือกใช้สีผสมอาหารสีแดงคารโมซิน สีเหลืองตาร์ตราซีน สีน้ำเงินบริลเลียนท์บลู เอพีซีเอฟ น้ำชา และ กาแฟ สีผสมอาหารทั้งสามสีเป็นสีสังเคราะห์ที่นิยมใช้โดย

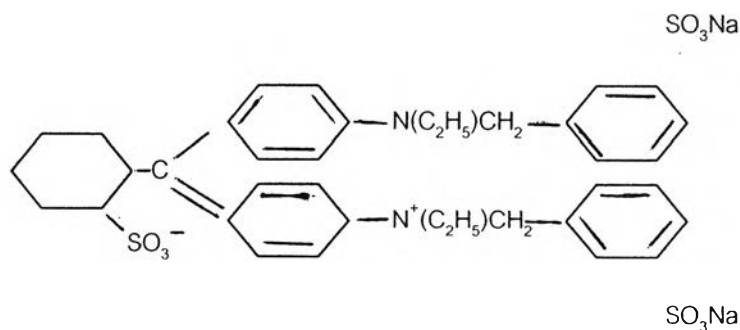
นำไปใส่อาหารเช่น เครื่องดื่ม แยม ทอฟฟี่ เนยแข็ง และ ขนมอบกรอบ สีแดงคาร์โมซินมีสูตรโครงสร้าง คือ $C_{20}H_{12}N_2Na_2C_7S_2$ และมีน้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ 502.44 ส่วนสีเหลืองตาร์ตราซีนมีสูตรโครงสร้างโมเลกุลคือ $C_{16}H_9N_4Na_3O_9S_2$ และมีน้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ 534.37 และ สีน้ำเงินบิลเลียนท์ บลู เอฟซีเอฟมีสูตรโครงสร้างโมเลกุลคือ $C_{37}H_{34}N_2Na_2O_9S_3$ และมีน้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ 792.86 (รูปที่ 8 ก. - ค.) ตามลำดับ[69] จากประกาศกระทรวงสาธารณสุข ฉบับที่ 21 (พ.ศ.2522) ได้กำหนดปริมาณการใช้สีผสมอาหารที่ไม่ก่อให้เกิดอันตรายต่ออาหารที่บริโภค 1 กิโลกรัมดังนี้คือ สีแดงคาร์โมซินที่ใส่ในอาหารไม่เกิน 100 มิลลิกรัม สีเหลืองตาร์ตราซีน ที่ใส่ในอาหารไม่เกิน 200 มิลลิกรัม สีน้ำเงินบิลเลียนท์บลู เอฟซีเอฟ ที่ใส่ในอาหารไม่เกิน 50 มิลลิกรัม[69]



ก. Carmoisine



ข. Tartrazine



ค. Brilliant Blue FCF

รูปที่ 8 แสดงสูตรโครงสร้างโมเลกุลของ สีแดงคาร์โมซิน (ก.) สีเหลืองตาร์ตราซีน (ข.)

สีน้ำเงินบิลเลียนท์ บลู เอฟซีเอฟ (ค.)

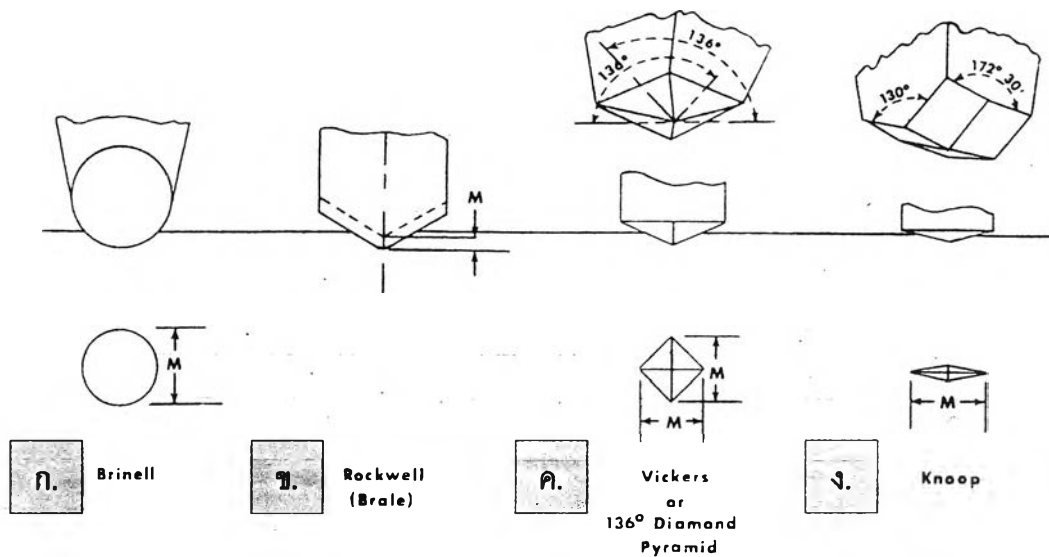
การวัดความแข็งผิวของวัสดุ

ความแข็งผิวเป็นคุณสมบัติที่เกิดจากการวัดโดยใช้เครื่องมือทางวิทยาศาสตร์ทำการกดลงไปบนผิวของวัสดุนั้น โดยสิ่งที่ใช้ในการกดจะมีรูปร่างที่เป็นลักษณะเฉพาะตัวซึ่งจะสร้างจากวัสดุที่มีความแข็งผิวสูง เช่น โลหะ หรือ เพชร แล้วนำมาวัดรอยกดที่อยู่บนพื้นผิว คำนวณออกมาเป็นค่าความแข็งผิว[44] หรือความแข็งผิวคือความต้านทานของวัสดุชนิดหนึ่งต่อการกดหรือการทะลุทะลวง[6]

ความแข็งผิวมีหน่วยเป็นแรงต่อพื้นที่ เช่น กิโลกรัมต่อตารางมิลลิเมตร ความแข็งผิวสามารถบ่งบอกถึงความยากง่ายของการขัดชิ้นงานและความต้านทานต่อรอยขีดขูด คุณสมบัตินี้จึงมีความสำคัญในทางทันตกรรม เพราะการขัดชิ้นงานเป็นสิ่งสำคัญที่จะทำให้เกิดความสวยงาม และการเป็นรอยขีดข่วนจะส่งผลต่อความล้าของวัสดุนั้น

เครื่องมือวัดความแข็งผิว[6,36] เรียกว่า เครื่องวัดความแข็ง (hardness tester) หลักการหาค่าความแข็งผิว คือใช้น้ำหนักกดผ่านหัวกด (indenter) ไปยังผิวของวัสดุนั้น ทำให้เกิดรอยยุบตัว พื้นที่ผิวที่ถูกกดจะเป็นเนื้อที่ที่วัสดุนั้นต้านทานต่อน้ำหนักที่กดในเวลาที่กำหนด

การทดสอบความแข็งผิวมีหลายแบบ ได้แก่ บริเนลล์ (brinell) ร็อกเวลล์ (Rockwell) วิกเกอร์ (Vickers) นูป (knoop)(รูปที่ 9 ก. - ง.) ตามลำดับ และชอร์ เอ (shore A) แต่ละวิธีใช้ทดสอบวัสดุต่างชนิดกัน การเลือกวิธีทดสอบขึ้นอยู่กับวัสดุที่ใช้ทดสอบ ช่วงของความแข็งผิวที่คาดว่าจะได้ (expected hardness range) และตำแหน่งที่ต้องการวัดบนวัสดุ (desired degree of localization) การทดสอบความแข็งผิวจะวัดรอยกดที่เกิดจากการกดของหัวกดผ่านทางกล้องจุลทรรศน์ ซึ่งความกว้างของรอยกดจะมีความสัมพันธ์กับค่าความแข็งผิวเมื่อใช้แรงและหัวกดขนาดเท่ากัน วัสดุที่มีความแข็งผิวน้อยจะให้เส้นผ่าศูนย์กลางของรอยกดมากกว่าวัสดุที่มีความแข็งผิวมาก และจะได้ค่าที่วัดออกมามากกว่าวัสดุที่มีความแข็งผิวที่มาก



รูปที่ 9 รูปร่างของหัวกดและรอยกดของวิธีทดสอบความแข็งผิวแบบต่างๆ

K.J. Anusavice 1996[36]

ก. Brinell ข. Rockwell ค. Vickers ง. Knoop

ค่าความแข็งผิวบริเนลล์ (Brinell hardness number-BHN) หัวกดของบริเนลล์เป็นลูกเหล็กทรงกลมขนาดเล็ก ซึ่งจะให้แรงกดลงบนผิววัสดุที่จำเพาะ รอยกดเป็นวงกลม ค่าความแข็งผิวหาได้จากเส้นผ่าศูนย์กลางของรอยกด ใช้ทดสอบวัสดุที่มีความอ่อนเหนียว (ductile) เท่านั้น เหมาะสำหรับทดสอบความแข็งของโลหะ

ค่าความแข็งผิวร็อกเวลล์ (Rockwell hardness number- R_A , R_B , ..., R_G) หัวกดของร็อกเวลล์เป็นหัวกดที่เป็นลูกเหล็กกลม หรือหัวกดรูปเพชร ใช้วัดความแข็งผิวของเหล็กกล้า การวัดค่าความแข็งร็อกเวลล์จะนำมาจัดเป็นค่าร็อกเวลล์สเกล (จัดเรียงเป็น A, B, C สเกล) ความแตกต่างของสเกลหมายถึงระดับความแข็งผิวที่ต่างกัน เช่น สเกล B เป็นหัวกดเหล็กรูปทรงกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1/6 นิ้ว ใช้แรงกด 100 กิโลกรัม ส่วนสเกล C เป็นหัวกดรูปกรวยทำด้วยเพชรใช้แรงกด 150 กิโลกรัม เป็นต้น[6] การวัดความแข็งผิวแบบร็อกเวลล์มักนำไปใช้ในทางอุตสาหกรรม

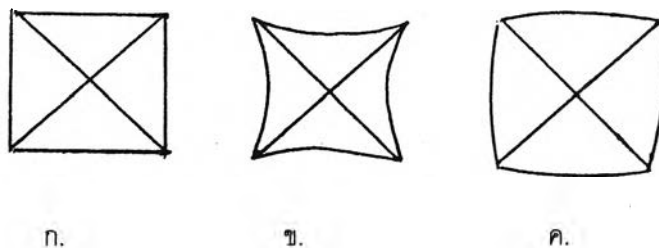
ค่าความแข็งผิวชอร์เอ (Shore A durometer) วิธีนี้จะใช้วัดความแข็งผิวของยางและวัสดุที่อ่อนนุ่ม ชอร์เอ สเกลจะแบ่งออกเป็น 0 ถึง 100 หน่วย ถ้าวัสดุถูกกดได้มากก็จะมีค่าสเกลเป็น 0

แต่ถ้าไม่สามารถทำให้เกิดรอยกดได้เลยจะมีสเกลเป็น 100 วัสดุที่นำมาวัดด้วยวิธีนี้ได้แก่ วัสดุบูรณะฟันปลอม (denture liners-resilient) วัสดุพิมพ์ปาก วัสดุบุรณะช่องปากใบหน้าและขากรรไกร (maxillofacial materials) และวัสดุป้องกันริมฝีปาก (mouth protector materials)

ค่าความแข็งคีนู๊ป (Knoop hardness number-KHN) หัวกดของนู๊ปทำมาจากเพชรมีรูปร่างและขอบเขตของหัวกดแตกต่างกัน นู๊ปจะได้รอยกดเป็นรูปสี่เหลี่ยมที่เป็นเส้นทแยงมุมสองเส้นยาวไม่เท่ากัน การหาค่าความแข็งคีนู๊ปจะคำนวณจากเส้นทแยงมุมที่ยาวกว่าเพียงเส้นเดียว โดยคำนวณจากสูตร $KHN=L^2/Cp$ โดยที่ L คือ น้ำหนักที่ใส่กด หน่วยเป็นกิโลกรัม I คือ ความยาวของเส้นทแยงมุมที่ยาวกว่า Cp คือ ค่าคงที่ซึ่งเป็นความสัมพันธ์ของค่า I ต่อ พื้นที่ของรอยกด การทดสอบสามารถเปลี่ยนน้ำหนักหัวกดได้หลายค่า ผลที่ได้จะแปรตามน้ำหนักที่กดและลักษณะของวัสดุนั้น การทดสอบความแข็งนู๊ปเหมาะสำหรับชิ้นตัวอย่างที่เรียบมัน วัสดุที่นำมาทดสอบได้แก่ ตัวขัด (abrasive) กาวยึด (cementing-luting) ซีเมนต์ไลเนอร์ (cement liner) โลหะผสมโครบอลต์-โครเมียม เรซินที่ใช้ทำฟันปลอม ทอง และ พอร์ซเลน

ค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ (Vicker hardness number-VHN) วิธีนี้ใช้หัวกดเป็นรูปพีระมิดที่ทำจากเพชร ซึ่งมีมุม 136 องศา เหมาะสำหรับวัดความแข็งผิวของวัสดุที่มีความเปราะ ดังนั้นจึงเหมาะกับการวัดความแข็งผิวในพันธกรรมชาติและฟันปลอม นอกจากนี้ยังสามารถใช้วัดความแข็งผิวของโลหะผสมทอง (dental casting gold alloys) ได้ การวัดความแข็งผิวแบบวิกเกอร์มีหลักการคล้ายการทดสอบความแข็งนู๊ปและบริเนลล์ ต่างกันที่วิธีนี้ใช้หัวกดรูปพีระมิดแรงกดทำให้เกิดรอยกดรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัสบนผิววัสดุ ค่าความแข็งของวัสดุจะคำนวณจากเส้นทแยงมุมทั้งสองเส้นของรูปสี่เหลี่ยม การทดสอบความแข็งบริเนลล์และวิกเกอร์ต่างถูกนำมาใช้วัดความแข็งของโลหะผสมที่ใช้ในทางทันตกรรม ค่าความแข็งของวิกเกอร์และบริเนลล์มีความสัมพันธ์กัน ดังสูตร $VHN=1.05 \times BHN$ ส่วนการคำนวณค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์คำนวณได้จากสูตร $VHN=1.854 L/d^2$ โดยที่ L คือ แรงที่ใช้ในการทดสอบ หน่วยเป็นกิโลกรัม d คือเส้นทแยงมุมเฉลี่ยที่เกิดจากหัวกดทดสอบ หน่วยเป็นไมครอน รอยกดที่ได้สามารถปรากฏได้ในลักษณะต่างๆ รูปที่ 10 ก แสดงลักษณะรอยกดปกติของหัวกดเพชรรูปพีระมิดฐานสี่เหลี่ยมเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ เช่นอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น พบว่าจะได้รอยกดรูปที่ 10 ข ซึ่งรอยกดแบบ

นี้แสดงว่ามีความแข็งผิวที่ได้มากกว่าความเป็นจริง ส่วนวัสดุที่มีอุณหภูมิที่ต่ำลง จะได้รอยกดดังรูปที่ 10 ค. ซึ่งจะให้ค่าความแข็งผิวของวัสดุที่มีความแข็งผิวน้อยกว่าความเป็นจริง[70]



รูปที่ 10 แสดงลักษณะรอยกดวิกเกอร์ (ก.) รอยกดปกติ

(ข.) รอยกดที่อุณหภูมิที่สูงขึ้น

(ค.) รอยกดที่อุณหภูมิต่ำลง

การวัดความแข็งผิวนูนและวิกเกอร์ จัดเป็นการทดสอบความแข็งผิวจุลภาค (microhardness test) ใช้แรงกดน้อยกว่า 9.8 นิวตัน รอยกด (indentation) จะเล็กและตื้น โดยมีความลึกของรอยกดน้อยกว่า 19 ไมครอน ดังนั้นจึงเหมาะสำหรับวัดความแข็งผิวของวัตถุที่มีขนาดเล็กและบาง ซึ่งต่างจากการทดสอบความแข็งผิวบริเนลล์และร็อกเวลล์ ที่จัดเป็นการวัดความแข็งผิวมหภาค (macrohardness test) และใช้แรงกดสูงกว่า จึงเหมาะสำหรับวัดความแข็งผิวของวัตถุที่มีขนาดใหญ่[36,44]

การวัดความแข็งผิวของเรซินอะคริลิก เป็นการวัดความแข็งผิวจุลภาค โดยทั่วไปนิยมใช้ทั้งการวัดค่าความแข็งผิวนูน[36,71] และการวัดค่าความแข็งผิววิกเกอร์[52,72] ความแข็งผิวของเรซินอะคริลิกโดยทั่วไปมีค่า 20-21 VHN [52,73] หรือ 17-20 KHN[44,74] ซึ่งทั้งนี้ขึ้นกับยี่ห้อเรซินอะคริลิกที่เลือกใช้ ยังไม่มีข้อสรุปว่าฐานฟันปลอมควรมีความแข็งผิวเท่าไรแต่แนะนำว่าค่าความแข็งผิวที่สูงจะป้องกันการเกิดรอยขีดขูดที่เกิดจากการสีกร่อน เนื่องจากผงขัดในยาสีฟันและแปรงสีฟันรวมทั้งการขัดสีที่เกิดจากอาหาร[44]

Karin และคณะในปีค.ศ. 2005[75]

ศึกษาค่าความแข็งผิวของฐานฟันปลอมเรซิน

อะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนยี่ห้อยี่ห้อ Lucitone 550 และ QC-20 หลังจากนำไปแช่น้ำยาฆ่าเชื้อ 3 ชนิด คือ 3.78 % sodium perborate, 4%chlorhexidine และ 1% sodium hypochorite เป็นเวลา 10 นาที แล้วนำไปแช่น้ำกลั่น 3 นาที ทำเช่นนี้ซ้ำ 4 ครั้งแล้วนำไปแช่น้ำกลั่นเป็นเวลา 15 , 30 , 60 , 90 และ 120 วัน และกลุ่มควบคุมแช่น้ำกลั่น วัดค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ก่อนและหลังแช่น้ำยาฆ่าเชื้อและหลังแช่น้ำเป็นเวลา 15, 30, 60, 90 และ 120 วัน สามารถสรุปผลการทดลองได้ดังนี้คือ Lucitone 550 และ QC-20 แสดงค่าความแข็งผิวลดลงหลังแช่น้ำยาฆ่าเชื้ออย่างมีนัยสำคัญ แต่เมื่อวัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิก 2 ยี่ห้อแช่น้ำกลั่นพบว่าค่าความแข็งผิวเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนั้นยังพบว่า Lucitone 550 มีค่าความแข็งผิวมากกว่า QC-20 อย่างมีนัยสำคัญเนื่องจากใช้เวลาในการต้มนานกว่า จากการทดลองนี้ยืนยันว่าชนิดของน้ำยาฆ่าเชื้อและระยะเวลาที่แช่น้ำจะมีผลกับความแข็งผิว โดยพบว่า sodium hypochorite มีผลลดความแข็งผิวเนื่องจากการแทรกซึมเข้าไปในวัสดุทำให้วัสดุเกิดการบวมขึ้น มีรายงานการศึกษา [76] พบว่าฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกเมื่อแช่ใน glutaraldehyde-based disinfectants (alkaline, phenol buffered) ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในด้านโครงสร้างและความแข็งผิวลดลง ซึ่งสอดคล้องกับรายงาน ที่พบว่ามีกรดความแข็งผิวเมื่อนำชิ้นงาน เรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน แช่ในสารละลาย chlorhexidine gluconate ที่มีความเข้มข้น 0.5 % เป็นเวลา 7 วัน ซึ่งเกิดจากการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างภายในของพอลิเมอร์ [77]

การวัดความหยาบของพื้นผิวฟันปลอม[78]

ตัวแปรที่บอกลักษณะของพื้นผิว

ลักษณะพื้นผิวทางวิศวกรรมเกิดจากการใช้วัสดุหลายๆชนิดขัดถู ซึ่งลักษณะที่ได้สามารถแบ่งออกได้เป็น 3 องค์ประกอบ คือ ความหยาบ (roughness) การเป็นลอนคลื่น (waviness) และรูปแบบ (form) ซึ่งโดยทั่วไปพื้นผิวของวัสดุจะถูกขัดออกเป็น 3 แนวทางโดยมีตัวแปร 3 ตัว คือ

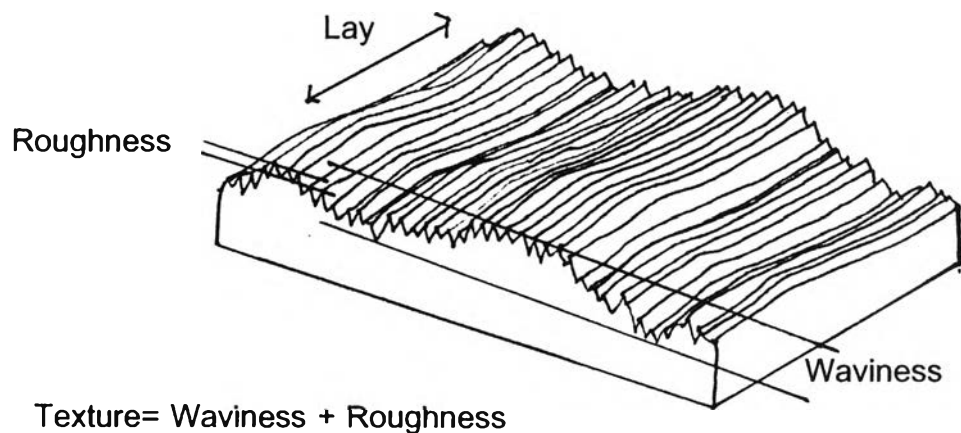
1. ตัวแปรในแนวตั้ง (amplitude parameters) เป็นการวัดความเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวที่ตั้งฉากกับพื้นผิว

2. ตัวแปรในแนวราบ (spacing parameters) เป็นการวัดความเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวที่ขนานกับพื้นผิว

3. ตัวแปรไฮบริด (hybrid parameters) เป็นการวัดความเปลี่ยนแปลง 2 ทางมา รวมกัน

รูปด้านข้างของพื้นผิว (profile) จะเป็นการพิจารณาพื้นผิวทั้งหมด ซึ่งความหยาบและการเป็นลอนคลื่นจะถูกแยกออกจากกันโดยความยาวของคุณสมบัติคัทออฟ (cut-off) ของเครื่องมือ วิธีการทำจะถูกกำหนดไว้ใน British standard 1134 (BS 1134)[79-80] และมาตรฐานสากลอื่นๆที่จำเป็น ตามด้วยเครื่องมือของเรงค์ เทเลอร์ ฮอบสัน (Rank Taylor Hobson)[78]

เมื่อเราแบ่งรูปร่างพื้นผิวออกเป็นส่วนตามความยาวเพื่อทำการวัด โดยให้ยาวพอที่จะสามารถมีค่าทางสถิติเพื่อที่จะวัดความหยาบได้ และต้องสั้นพอที่จะแยกค่าความเป็นลอนคลื่นออกไปได้ การวัดจะเป็นการวัดความเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวจากแนวกึ่งกลาง เมื่อทำซ้ำๆ และต่อเนื่องกันไปสามารถใช้ประมาณค่าความเป็นลอนคลื่นได้ (รูปที่ 11)

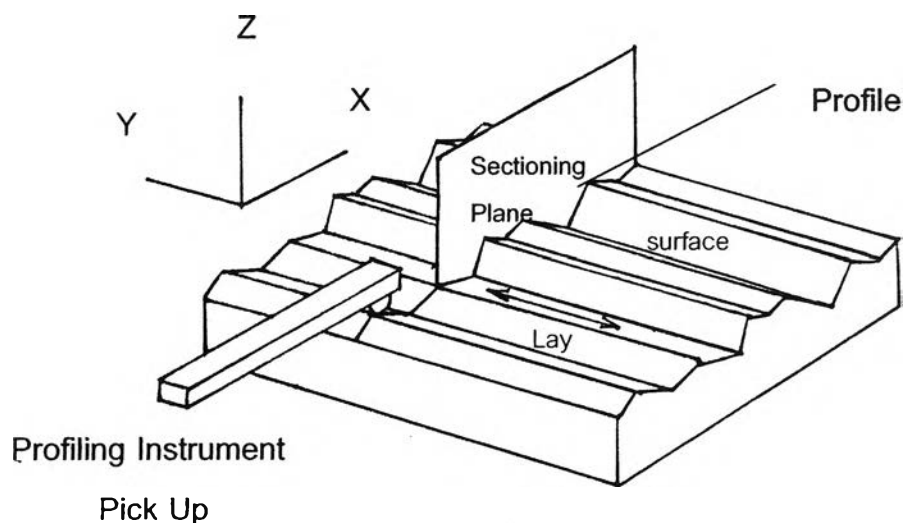


รูปที่ 11 แสดงลักษณะของพื้นผิวที่ประกอบด้วยลอนคลื่น และความหยาบ

ความขรุขระเป็นคุณลักษณะสำคัญของพื้นผิว เป็นผลให้เพิ่มพื้นผิวเสียดทานและมีผลต่อการยึดเกาะทางกลของวัสดุอื่นที่มายึดบนพื้นผิว เช่น คราบจุลินทรีย์ การศึกษาทางทันตกรรม มักจะวัดความขรุขระของพื้นผิว และ นำมาหาความสัมพันธ์กับการเกาะติดของคราบจุลินทรีย์บน

พื้น และวัสดุบุผนัง[81] คุณภาพของการขัดทางคลินิก ผิวขัดของวัสดุบุผนัง ความเรียบของชั้นเหงือกทอง และ คุณสมบัติการยึดอยู่ของผิวฟันที่เตรียมแล้ว ในการทดลองทั้งในห้องทดลองและในสิ่งมีชีวิตที่เกี่ยวกับการเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุ แสดงให้เห็นว่าชั้นงานที่ขัดแล้วจะตอบสนองต่อเซลล์น้อยกว่าชั้นที่ขรุขระ[82-84] มีหลายวิธีที่จะทำให้รู้ว่าพื้นผิวหยาบเท่าไร ปัจจัยวัดความหยาบวัดได้เป็นอัตราส่วนการติดตั้งที่สมบูรณ์ (ratio of absolute to nominal) การวัดพื้นที่ผิวหน้าที่เป็นพื้นที่ (surface area absolute area) อาศัยปรากฏการณ์ของพื้นผิว เช่น การดูดซึมของก๊าซและความสามารถในการแบ่งแยกอย่างเห็นได้ชัด (polarization capacity)[85] การวัดความขรุขระยังสามารถวัดจากการเกิดการสะท้อนแสงกลับจากพื้นผิวของวัตถุได้ด้วย[86]

อย่างไรก็ตามการวัดโดยทั่วไปวัดจากรูปด้านข้างของพื้นผิว (รูปที่ 12) ตามเส้นบนพื้นผิว โดยใช้เครื่องมือลากทางกล (mechanical tracing device) และการแสดงความขรุขระโดยเป็นลอนคลื่นของรูปด้านข้างสัมพันธ์กับค่าฐาน (baseline) ความขรุขระสามารถอธิบายหรือเกิดขึ้นได้หลายทาง โดยทั่วไปพื้นผิวจะถูกพิจารณาว่าขรุขระเมื่อมีลักษณะการขยายกว้างออกไป (amplitude) ของยอดสูง (peak) หรือหลุมลึก (valley) และ ความยาวคลื่นสั้นจะมีพื้นผิวที่ขรุขระ แต่ถ้ามีความยาวคลื่นยาวมากจะพิจารณาว่าเรียบ



รูปที่ 12 แสดงลักษณะวิธีการวัดความหยาบของพื้นผิว

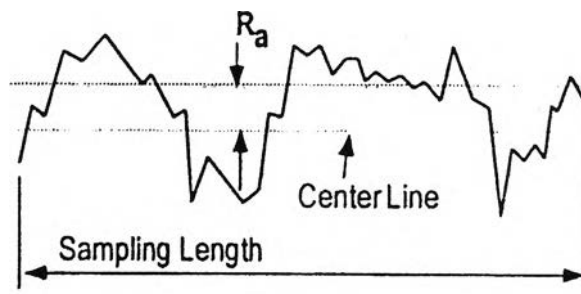
Filter เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ เพื่อจะกรองส่วนประกอบของความยาวคลื่นของผิวที่อยู่ นอกขอบเขตในการวัด ส่วนค่า cut off filter เป็นการหาความยาวคลื่นซึ่งโครงสร้างของพื้นผิวถูก แยกออกระหว่างความหยาบและความเป็นคลื่น ในการวัดต้องกำหนดค่า cut off filter ให้ เหมือนเดิมทั้งก่อนแสรละลายและหลังแสร เนื่องจากเปลี่ยนค่านี้ไปจะมีผลให้ค่าความหยาบ เฉลี่ยที่ได้เปลี่ยนแปลงไปด้วย ดังนั้นการเลือกค่า cut off filter ให้เหมาะสมกับวัสดุที่ใช้ทดสอบจะ ทำให้ได้ค่าความหยาบเฉลี่ยที่ถูกต้อง

ในเครื่องวัดความขรุขระสมัยใหม่ สามารถทำได้ เพราะเครื่องมือสามารถแยกเอาการสั่น สะเทือนของคลื่นยาว (long wave oscillation) ออกไปได้ ผลของการวัดขึ้นกับปัจจัยหลายอย่าง เช่น ตัววัสดุ ความนุ่มของวัสดุ การเกิดรบกวน[87] การออกแบบเครื่องมือ ได้แก่ แบบของตัววัด พื้นผิว (surface tracer) การสะท้อนแสงกลับจากพื้นผิวของวัตถุ[86]

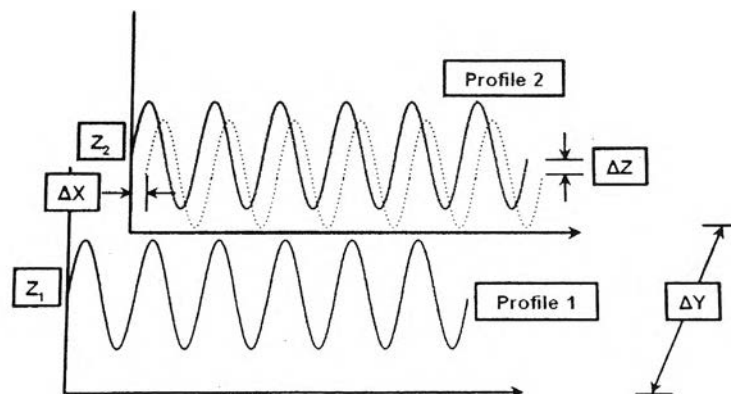
ในปัจจุบันนี้การวัดความหยาบใช้เครื่องมือ 3 กลุ่มใหญ่ คือ หนึ่ง การใช้แท่งเหล็กที่มี ปลายแหลมทำด้วยเพชร (mechanical contact stylus instrument) สอง การใช้แสง (optical instrument) สาม การใช้กล้องไมโครสโคป (scanning probe microscopy) (SPM)[88]

ความหยาบคือความขรุขระของพื้นผิว แต่ใน ISO 1567[31] ไม่มีเกณฑ์ในการวัดความ หยาบกล่าวไว้ในวัสดุฐานพื้นปลอม สำหรับการศึกษานี้ใช้วิธีการวัดความหยาบโดยเครื่องวัดความ หยาบของพื้นผิว (Profilometer) โดยมี diamond stylus ลากผ่านพื้นผิวที่ต้องการทดสอบด้วย แรงที่มากกระทำอย่างสม่ำเสมอและคอมพิวเตอร์จะแปรผลออกมาเป็นค่า Ra และ ค่า Sa โดยค่า Ra (Surface Roughness in Terms of Arithmetic Average Value) คือค่าความหยาบเฉลี่ยของ พื้นผิว เป็นค่าเฉลี่ยของจุดทุกจุดจากระนาบอันหนึ่งที่เรากำหนด (ดังรูปที่ 13) ค่า Ra เป็นค่าที่ นิยมใช้กันมากเพราะใช้ง่าย ประหยัดเวลาในการวัด เนื่องจากวัดแค่หนึ่งโปรไฟล์ และเครื่องวัด ความหยาบของพื้นผิวแบบ 2D (profilometer-2D) เป็นแบบ 2 มิติ[89] พื้นที่ในการวัดน้อยกว่า ซึ่งค่าความหยาบที่ได้จะไม่ค่อยละเอียดเท่าค่า Sa ในปัจจุบันมีการพัฒนาเครื่อง profilometer ให้เป็นแบบ 3 มิติ จึงเกิดค่าพารามิเตอร์ในการวัดความหยาบขึ้นมาใหม่คือค่า Sa (Surface Roughness in Terms of Arithmetic mean deviation of the profile and the surface) คือค่า ความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิวทั้งหมดซึ่งข้อดีของค่า Sa คือให้ความละเอียดในการวัดที่สูง สามารถ วัดพื้นที่ได้มากขึ้น จำนวนโปรไฟล์มากขึ้น[78,90] (รูปที่ 14) ค่า Sa ในปัจจุบันเริ่มมีการใช้กัน

แพร่หลายโดยเฉพาะการนำมาวัดความหยาบของรากเทียม[91-92] แต่ในการนำมาวัดความหยาบของฐานฟันปลอมยังไม่มีรายงานการศึกษาถึงค่า Sa นี้ รายงานส่วนใหญ่นิยมใช้ Ra ในการนำเสนอเนื่องจากใช้เครื่องวัดความหยาบแบบ 2 มิติในการวัด นอกจากนี้พบว่าเครื่อง profilometer ที่วัด 3 มิติได้ มีข้อเสียคือราคาแพงและใช้เวลาในการวัดนานกว่า ในการศึกษาที่ใช้เครื่อง profilometer แบบ 3 มิติจึงนำเสนอในรูป Sa และได้ทำการศึกษานำร่องพบว่าค่า Ra กับค่า Sa มีแนวโน้มไปทางเดียวกัน เครื่อง profilometer มีปัจจัยที่ต้องระมัดระวังก่อนที่จะวัดความหยาบของพื้นผิวดังนี้คือ ในการวัดแต่ละครั้งต้องควบคุมอุณหภูมิไม่เกิน 25 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ให้คงที่ ควบคุมไม่ให้มีแรงสั่นสะเทือนซึ่งจะมีผลต่อการวัด เนื่องจากในการศึกษานี้วัดค่าความหยาบเฉลี่ยก่อนและหลังดังนั้นต้องกำหนดค่า filter ระยะเวลาที่ในการวัดและความเร็วในการวัดให้คงที่ทั้งก่อนและหลังวัด[78]

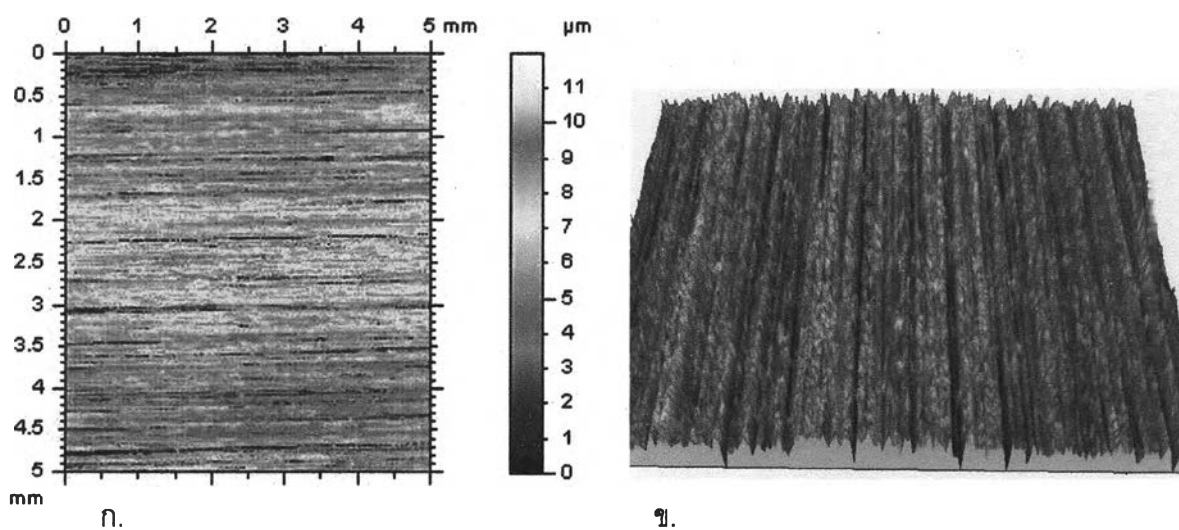


รูปที่ 13 แสดงค่า Ra



รูปที่ 14 แสดงให้เห็นความละเอียดในการวัดของค่า Sa เนื่องจากมีหลาย profile มากกว่าค่า Ra ที่มี 1 profile

เครื่อง profilometer ที่ใช้ สามารถวัด ความแบนของพื้นผิว (surface flatness) ความขรุขระพื้นผิว (surface roughness) ความเป็นคลื่นของพื้นผิว (surface waviness) คุณภาพพื้นผิว (surface quality) สภาพพื้นผิวโดยรวม (surface topography) และ ลักษณะพื้นผิว (surface characterization) ซึ่งเครื่องสามารถทำการวัดได้เป็น 3 มิติ คือแกน x แกน y และแกน z โดยเครื่องจะทำการวิเคราะห์พื้นผิวอย่างคร่าวๆ แล้วแสดงผลออกมาเป็นแถบสีซึ่งบอกความสูงต่ำของพื้นผิว รวมทั้งบอกว่าไม่สามารถวัดบริเวณใด โดยพื้นที่สีขาวแสดงพื้นที่ที่สูงสุด รองลงมาสีแดง เหลือง เทียว ฟ้ำ น้ำเงิน และ สีดำแสดงพื้นที่ที่ต่ำสุด ดังรูปที่ 15 แล้วจึงออกคำสั่งให้ทำการวัดความขรุขระผิวด้วยหัวเข็ม ซึ่งจะแสดงค่าเป็นตัวเลขดิจิทัลและกราฟบนหน้าจอต่อไป ในการวัดแต่ละครั้งต้องควบคุมค่า filter เพื่อให้ได้ค่า Sa ที่ถูกต้อง ซึ่งในการทดลองนี้เราใช้ filter 0.25 มิลลิเมตร เนื่องจากพบว่าฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกมีค่าความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิว (Ra) ตั้งแต่ 0.03 ถึง 0.75 μm . [93] ซึ่งเหมาะกับค่า filter 0.25 มิลลิเมตร [94]



รูปที่ 15 ก. แสดงรูปความหยาบของพื้นผิว

ข. แสดงรูป 3 มิติความหยาบของพื้นผิวที่ผ่าน filter แล้ว

Bollen และคณะในปี 1997 [95] กล่าวว่าถ้าค่า Ra น้อยกว่า 0.2 μm . จะบอกถึงไม่มีการสะสมของคราบแบคทีเรีย (plaque) ที่พื้นผิวของชิ้นงาน

Zissis และคณะในปีค.ศ. 2000 [96] ศึกษาความหยาบของพื้นผิวของวัสดุฐานฟันปลอม โดยใช้วัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิก 4 ยี่ห้อ ; MicroBase (Injection microwave curing), Trevalon (Heat curing), MC Acron (microwave curing), SR 3/60Plus (Heat curing) วัสดุฐานฟันปลอมชนิดแข็ง 9 ยี่ห้อ ; hard lining material Light liner Hard (Visible – light curing), Triad Reline (Visible – light curing), Lightdon-U (Visible – light curing), Triad DualLine (Visible – light curing), Rebaron LC (Visible–light curing), Astron LC (Visible–light curing), Rebaron (Autopolymerizing), Probase Cold (Autopolymerizing), SR3/60 Triplex (Autopolymerizing) และ วัสดุฐานฟันปลอมชนิดนุ่ม 7 ยี่ห้อ ; Soft denture lining material (Perform Soft (Visible – light curing), Light Liner Soft (Visible – light curing), Resiline (Visible – light curing), Astron LC (Visible – light curing), Mollosil (Heat curing), Molloplast B (Heat curing), Permafex (Heat curing) โดยเตรียมอย่างละ 5 ชิ้นในแต่ละวัสดุ นำขึ้นทดสอบแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 เดือน วัดค่าความหยาบก่อนและหลังการทดสอบเพื่อเปรียบเทียบ ผลการทดลองสรุปได้ว่า ค่าความหยาบของวัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิก มีค่าอยู่ระหว่าง 3.4 ถึง 7.6 μm โดย SR 3/60 Plus มีค่าความหยาบน้อยที่สุดในกลุ่ม ส่วนผลของกลุ่มวัสดุฐานฟันปลอมชนิดแข็งมีค่าอยู่ระหว่าง 0.7 ถึง 4.4 μm โดย Triad DualLine มีค่าความหยาบน้อยที่สุดในกลุ่ม และค่าความหยาบของวัสดุฐานฟันปลอมชนิดนุ่มมีค่าอยู่ระหว่าง 0.7 ถึง 3.5 μm โดย Perform Soft มีค่าความหยาบน้อยที่สุดในกลุ่ม จากการทดลองนี้พบว่าวัสดุที่ใช้เกี่ยวกับฐานฟันปลอมที่ใช้ในการทดลองทั้งหมดมีค่า Ra ระหว่าง 0.7 ถึง 7.6 μm โดยทุกวัสดุในการทดลองมีค่า Ra มากกว่า 0.7 μm . แสดงถึงการมีโอกาสที่คราบแบคทีเรียจะมาสะสมที่ชิ้นงาน เนื่องจากดูว่าค่า Ra มากกว่า 0.2 μm . จะบอกถึงมีการสะสมของคราบแบคทีเรีย (plaque) ที่พื้นผิวของชิ้นงาน ดังนั้นการทดลองนี้จึงใช้เกณฑ์ค่า Ra หรือ ค่า Sa มากกว่า 0.2 μm . ซึ่งค่า Sa มีเกณฑ์ไปในทางเดียวกับค่า Ra เพียงแต่ให้ความละเอียดในการวัดที่มากกว่า

Keyf และ Etikan ในปีค.ศ.2004 [97] ได้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของความมันเงา (gloss change) ของวัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน (meliodent[®]) และวัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยตนเอง (meliodent[®]) โดยนำมาแช่ในเครื่องตี 4 ชนิด

ได้แก่น้ำชา กาแฟ โค้ก น้ำเซอรี ให้มีดวันละ 30 นาทีเมื่อครบกำหนดเวลาจึงนำไปแช่ล้างน้ำเปล่า 2 นาที แล้วนำมาแช่น้ำที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ตลอดเวลายกเว้นตอนทดสอบ ทำเช่นนี้จนครบ 45 วันแล้วนำไปวัดด้วยเครื่องวัดความมัน (gloss meter) โดยมุมที่วัดทำมุมกับระนาบของชิ้นตัวอย่าง 20 และ 60 องศาแล้ววัดอีกครั้งเมื่อแช่เครื่องตีผ่านไปเป็นระยะเวลา 135 วัน ผลการศึกษาพบที่มีความแตกต่างในด้านความมันของวัสดุฐานฟันปลอมทั้ง 2 ชนิดแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และยังแสดงให้เห็นว่าเครื่องตีที่ทดลองทั้ง 4 ชนิดทำให้มีการเปลี่ยนแปลงความเงาอย่างมีนัยสำคัญ โดยน้ำเซอรีทำให้ผิวของวัสดุมีการสะท้อนแสงที่ไม่เป็นระเบียบน้อยที่สุดและจะเห็นเป็นพื้นผิวที่เรียบ แสดงการเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุด ในขณะที่น้ำชาให้ผลการเปลี่ยนแปลงมากที่สุด ซึ่งมีพื้นผิวที่หยาบ

ผลการศึกษาฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิก 5 ชนิด[98] (Dentsply reline material, Hygenic Hyflo, Hygenic Perm, Lucitone 199 และ Triad VLC reline resin) ที่แช่น้ำยาฆ่าเชื้อ 5 ชนิด (Chlorox, Banicide, Cidex 7, Biocide and Multicide) โดยประเมินผล 4 ช่วงเวลาในการแช่ 10 นาที 30 นาที 24 ชั่วโมง และ 7 วัน โดยดูค่าผลต่างความหยาบเฉลี่ยของทั้งพื้นผิวและดูค่าการเปลี่ยนสี สรุปผลได้ว่าไม่แนะนำให้ใช้น้ำยาฆ่าเชื้อ Multicide ในการแช่ฐานฟันปลอมทั้ง 5 ชนิด เพราะมีส่วนประกอบฟีนอลทำให้เกิดการกัดกร่อนและเปลี่ยนสีของพื้นผิว ส่วนน้ำยาฆ่าเชื้ออีก 4 ชนิด สามารถใช้แช่กับฐานฟันปลอมทุกชนิดได้ถึง 30 นาที โดยไม่มีการกัดกร่อนและ การเปลี่ยนสี นอกจากนี้พบว่า Lucitone 199 สามารถแช่น้ำยาฆ่าเชื้อ 4 ชนิดได้ถึง 7 วันโดยไม่มี การเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวและสี

การที่พื้นผิวฟันปลอมหยาบจะก่อให้เกิดการสะสมของคราบสี คราบแบคทีเรียได้ง่ายเกิดร่วมกับเมื่อฟันปลอมหลวมจะนำไปสู่การอักเสบของเนื้อเยื่อใต้ฐานฟันปลอม (denture stomatitis) นอกจากนี้พบว่าเชื้อรา candida albicans เกาะติดเรซินอะคริลิกที่หยาบมากกว่าเรซินอะคริลิกที่เรียบ [99]

การเปลี่ยนแปลงความหยาบของพื้นผิว (surface roughness) เมื่อแช่ในของเหลวที่มี pH เท่ากับ 3, 5 และ 7 ที่เลือกศึกษา เนื่องจากค่า pH ของของเหลวที่มี pH เปลี่ยนแปลงจะมีผลต่อพื้นผิวของฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิก และในลอนซึ่งจะก่อให้เกิดความหยาบของพื้นผิวทำให้เศษอาหารและคราบแบคทีเรียมาสะสมได้ที่ฐานฟันปลอม