

ผลของซิลเวอร์นาโนต่อคุณสมบัติทางกลของฐานฟันปลอมอะคริลิก



ปริญญานิพนธ์

ของ

ฐิติวัธก์ พูลนวม

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา

ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์

กุมภาพันธ์ 2558

ผลของซิลเวอร์นาโนต่อคุณสมบัติทางกลของฐานฟันปลอมอะคริลิก



ปริญญานิพนธ์

ของ

ฐิติวัลค์ พูลนวม

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา

ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์

กุมภาพันธ์ 2558

ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ผลของซิลเวอร์นาโนต่อคุณสมบัติทางกลของฐานฟันปลอมอะคริลิก



บทคัดย่อ
ของ
ฐิติวัลค์ พูลนวม

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์
กุมภาพันธ์ 2558

ฐิติวัลค์ พูลนวม. (2558). ผลของซิลเวอร์นาโนต่อคุณสมบัติทางกลของฐานฟันปลอมอะคริลิก.

ปริญญาานิพนธ์ วท.ม. (ทันตกรรมประดิษฐ์). กรุงเทพฯ: บัณฑิตวิทยาลัย

มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ. คณะกรรมการควบคุม: อาจารย์ทันตแพทย์หญิง

ดร.ณปภา เอี่ยมจิรกุล, อาจารย์ทันตแพทย์หญิง ดร.ปิยะนารถ เอกวรพจน์.

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาผลของการเติมสารนาโนซิลเวอร์ ชนิด ซิลเวอร์ซีโอไลท์ ที่ได้รับการดัดแปลงให้เข้ากันได้กับเรซินสำหรับทำฐานฟันปลอมพลาสติก (Silver nano modified polymethyl methacrylate) ที่ความเข้มข้นต่างๆกัน ที่มีผลต่อคุณสมบัติทางกลของวัสดุฐานฟันปลอมที่มีโพลีเมทิลเมทาไครเลท เป็นองค์ประกอบหลัก

วัสดุและวิธีการทดลอง กลุ่มการทดลองแบ่งเป็น 4 กลุ่มตามปริมาณอนุภาคซิลเวอร์นาโนที่ผสมในส่วนผงของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน 0, 0.25, 0.5 และ 1.25% ในด้านความแข็งแรงดัดขวาง (Flexural strength) ของชิ้นงานทดสอบโดยวิธีการวัดความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test) และพื้นผิวชิ้นงานมีการทดสอบคุณสมบัติด้านความแข็งผิวด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิว (Vickers Hardness) นอกจากนั้นยังมีการทดสอบหาประสิทธิภาพของสารนาโนซิลเวอร์ชนิดซิลเวอร์ซีโอไลท์ ในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียบนพื้นผิวอะคริลิกเรซินด้วยวิธี JISZ 2801:2000 รวมถึงการวิเคราะห์หาองค์ประกอบอนุภาคซิลเวอร์นาโนในชิ้นงาน ด้วยวิธีเอกซเรย์ฟลูออเรสเซนส์สเปกโตรเมทรี (X-ray Fluorescence spectrometry:XRF) และประเมินการกระจายตัวของอนุภาคซิลเวอร์นาโนบนพื้นผิวชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) การประเมินเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความแข็งผิว (Vickers Hardness) และ เปรียบเทียบความแตกต่างความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test) ระหว่างกลุ่มการทดลองแต่ละกลุ่ม วิเคราะห์โดยใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวด้วยการทดสอบเปรียบเทียบหลายกลุ่ม (One-Way ANOVA with multiple comparison test)

ผลการทดลอง พบว่ากลุ่มที่3 คือ อะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อนผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% มีค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ3 จุด สูงที่สุดและไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติในแต่ละกลุ่มการทดลองทั้ง 4 กลุ่ม นอกจากนี้ยังพบว่ากลุ่มควบคุมที่ไม่มีการเติมอนุภาคซิลเวอร์นาโนมีความแข็งผิวมากที่สุดซึ่งใกล้เคียงกับกลุ่มที่ 3 คือ กลุ่มอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% และจากผลการทดสอบหาประสิทธิภาพของสารในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียบนพื้นผิวด้วยวิธี JISZ 2801:2000 พบว่า ตัวอย่างอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% และ ตัวอย่างอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 1.25% สามารถยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อแบคทีเรีย *Staphylococcus aureus* ATCC 6538p

ได้ ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด(SEM) แสดงให้เห็นการกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอของอนุภาคซิลเวอร์นาโนในโพลิเมอร์เมททริกซ์ และจากการวิเคราะห์หาปริมาณองค์ประกอบทางเคมีในตัวอย่างชิ้นงานด้วยเทคนิค X-ray fluorescence พบว่ามีองค์ประกอบอนุภาคซิลเวอร์ในชิ้นงานกลุ่มการทดลองอะคริลิเกรซินชนิดบ่มด้วยความร้อนผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.25, 0.5 และ 1.25%

สรุปผล การเติมอนุภาคซิลเวอร์นาโนดัดแปลงให้เข้ากันได้กับเรซินสำหรับทำฐานฟันปลอมพลาสติกสามารถยับยั้งเชื้อแบคทีเรียได้แต่จะมีผลต่อคุณสมบัติทางกลคือ ความแข็งแรงดัดขวางและความแข็งผิว

คำสำคัญ: อะคริลิเกรซิน คุณสมบัติด้านเชื้อแบคทีเรีย ความแข็งแรงดัดขวาง ซิลเวอร์นาโน



EFFECT OF SILVER NANO PARTICLES ON MECHANICAL PROPERTIES
OF ACRYLIC DENTURE BASE

AN ABSTRACT
BY
THITIWON POOLNAUM

A large, faint watermark of the Srinakharinwirot University seal is centered on the page. The seal is circular with a scalloped outer edge. Inside the seal, there is a grid pattern with a cross in the center. Thai text is written around the inner circle of the seal.

Present in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Master of Science Degree in Prosthodontics
at Srinakharinwirot University
February 2015

Thitiwon Poolnaum. (2015). *Effect of silver nano particles on mechanical properties of acrylic denture base*. Master Thesis M.Eng. (Prosthodontics). Bangkok: Graduate School, Srinakharinwirot University. Advisor Committee: Asst. Prof Dr. Napapa Almjirakul, Dr. Piyanart Ekworapoj.

Objective : Acrylic based resins are widely used in dentistry for different purposes such as denture bases. One of goals in acrylic denture bases used should be to induce anti-microbial capability in these appliances. Silver-nanoparticles developed from silver with nanotechnology that improved the antimicrobial property. The aim of this study was to investigate the effect of silver nanoparticles on the mechanical properties of the acrylic denture base that consist of difference ratio of silver nanoparticles.

Methods : Four groups were divided according to the concentration of silver nanoparticles incorporated to acrylic resin: 0,0.25 , 0.5 and 1.25%. Flexural strength of the specimens was tested via three point bending method. Specimens surface hardness were evaluated by Vickers Hardness test. The antimicrobial activity against *Staphylococcus aureus* was assessed by Japanese Industrial Standard(JISZ) 2801:2000. Finally, the specimens were evaluated dispersion of nanoparticles by SEM and X-ray Fluorescence spectrometry. One-way ANOVA and Tukey's test for multiple comparisons were used for statistic analysis at level of 0.05.

Results: Addition of 0.5% silver-nano to acrylic resin showed the highest flexural strength and no significant differences between groups. Control group and acrylic denture base with 0.5% silver-nano showed highest surface hardness. Acrylic denture base with 0.5% and 1.25% silver-nano can against *Staphylococcus aureus*, assessed by JISZ 2801:2000. SEM images confirmed the presence of silver-nano attached to the polymer matrix. Nanoparticles are homogeneously dispersed over the specimen surface and display irregular shapes. The chemical composition of the specimens was analyzed by means of X-rays fluorescence that confirmed the presence of silver in 0.25, 0.5 and 1.25% groups.

Conclusions: The addition of silver-nano to acrylic resins yields antimicrobial activity but affect the flexural strength and surface hardness, depending on the concentration of silver-nano.

Key words: Acrylic resin, antimicrobial activity, flexural strength, silver-nano



ประกาศคุณูปการ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงในความกรุณาของ ผศ.ทพญ.ดร.ณปภา เขี่ยมจิรกุล และ อ.ทพญ.ดร.ปิยะนารถ เอกวรพจน์ ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้อุทิศส่ำห้สละเวลาอันมีค่ามาเป็นทีปรีक्षा พร้อมทั้งให้คำแนะนำตลอดระยะเวลาในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ และขอกราบขอบพระคุณ คณะกรรมการวิทยานิพนธ์อันประกอบไปด้วย อ.ทพญ.ดร.จารุมา ศักดิ์ดี กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และ อ.ทพ.ดร.วิวิทย์พล ศรีมณีพงศ์ กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์ด้วยความเอาใจใส่ จนทำให้งวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างสมบูรณ์และทรงคุณค่า

เหนือสิ่งอื่นใดขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา ของผู้วิจัยที่ให้งกำลังใจและให้การสนับสนุนในทุกๆ ด้านอย่างดีที่สุดเสมอมา

คุณค่าและคุณประโยชน์อันพึงจะมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอบและอุทิศแต่ผู้มีพระคุณทุกๆ ท่าน ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่า งานวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาวิสัยทัศน์ทางทันตกรรมเพื่อนำไปใช้ประโยชน์แกผู้ป่วยทางทันตกรรมและผู้ทีสนใจบ้างไม่มากก็น้อย

ทพญ.ฐิติวัลลค์ พูลนวม

สารบัญ

บทที่	หน้า
1 บทนำ.....	1
2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
3 วัสดุและวิธีการทดลอง.....	16
4 ผลการวิจัย.....	23
5 บทวิจารณ์การวิจัย.....	27
6 บทสรุป.....	30
บรรณานุกรม.....	31
ประวัติย่อผู้วิจัย.....	36

บัญชีตาราง

ตาราง	หน้า
1 แสดงคุณสมบัติความแข็งแรงดัดขวาง (Flexural properties) ของวัสดุฐานพื้นปลอม	14
2 แสดงปริมาณผงซิลเวอร์ซีโอไลต์ (กรัม) ที่เติมลงในส่วนผงของอะคริลิคเรซินชนิดบ่ม ด้วยความร้อนที่ความเข้มข้นต่างๆ กัน.....	16
3 ตารางแสดงค่าการยับยั้งการเจริญเติบโตของแบคทีเรียด้วยวิธี JISZ 2801:2000 ใน	
4 กลุ่มการทดลองที่มีเปอร์เซ็นต์ซิลเวอร์นาโนแตกต่างกัน.....	26



บัญชีภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
1 แสดงกลไกการทำงานของอนุภาคนาโนเงิน.....	9
2 แสดงขนาดแบบขึ้นรูปขึ้นงานของวัสดุฐานฟันปลอม.....	17
3 แสดงการขึ้นรูปขึ้นงานทดสอบคุณสมบัติทางกลของวัสดุฐานฟันปลอม.....	17
4 แสดงการขัดขึ้นงานอะคริลิคเรซินสำหรับทดสอบคุณสมบัติทางกล.....	18
5 แสดงการเก็บขึ้นงานไว้ในน้ำกลั่นเกรด 3 ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 °C.....	18
6 แสดงการทดสอบความแข็งผิวด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิว (Vickers Hardness)	19
7 แสดงการทดสอบ Three-point bending test ด้วยเครื่องมือ Instron5566.....	19
8 แสดงค่าความแข็งผิว (Vickers Hardness test)	23
9 แสดงค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test)	24
10 แสดงภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM)	25
11 แสดงผลการวิเคราะห์ธาตุ ในขึ้นงานในแต่ละกลุ่มการทดลอง.....	26

บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

ฐานฟันปลอม มีหน้าที่หลัก คือ รองรับฟันปลอม และถ่ายทอดแรงบดเคี้ยวลงสู่ส่วนรองรับ ซึ่งอาจเป็น ฟัน เนื้อเยื่ออ่อน หรือรากเทียม หน้าที่อื่นๆ ของฐานฟันปลอม ได้แก่ ช่วยกระตุ้นเนื้อเยื่อข้างใต้ทั้งส่วนเนื้อเยื่ออ่อนที่สันเหงือก และเนื้อเยื่อที่อวัยวะปริทันต์ ด้วยการกระจายแรงที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของฟันปลอมในแนวตั้ง ซึ่งต้องอาศัยความแนบสนิทของฐานฟันปลอมกับเนื้อเยื่อข้างใต้ และจากความแนบสนิทของฐานฟันปลอมนี้เองที่เราจะได้เสถียรภาพช่วยให้ฟันปลอมไม่ขยับหมุนไปมารวมทั้งได้การยึดอยู่ที่ดีจากฐานของฟันปลอม ดังนั้นฐานฟันปลอมที่ดีจึงควรมีความแข็งแรง ไม่บิดหมุน หรือเปลี่ยนแปลงรูปร่างไปตามแรง หรือตามเวลา นอกจากนี้ความสวยงามของฟันปลอมในส่วนฐาน ฟันปลอม ทั้งรูปร่าง สี ความกลมกลืนกับเนื้อเยื่อก็เป็นสิ่งที่ต้องคำนึงถึงด้วย ซึ่งการที่จะทำให้ฐานฟันปลอมทำหน้าที่ต่างๆดังกล่าวได้ดี จำเป็นต้องเลือกวัสดุที่ใช้ทำฐานฟันปลอมให้เหมาะสม ซึ่งปัจจุบันวัสดุที่ใช้ทำฐานฟันปลอม ได้แก่ วัสดุประเภท อะคริลิกเรซิน (Acrylic resin) โลหะ (Metal) และ ไนลอน (Nylon)

ในทางทันตกรรมอะคริลิกเรซินได้รับการยอมรับอย่างกว้างขวางว่ามีคุณสมบัติที่เหมาะสมในการทำฐานฟันปลอมแม้ไม่สมบูรณ์ทุกประการก็ตาม อะคริลิกเรซินมีส่วนประกอบพื้นฐาน ได้แก่ โพลีเมทิลเมทาไครเลต (Polymethylmethacrylate-PMMA), โพลีเอทิลเมทาไครเลต (Polyethylmethacrylate-PEMA) และโคโพลิเมอร์ชนิดอื่นๆ(1-4) อะคริลิกเรซินมีความหนาแน่นต่ำ น้ำหนักเบาและความแข็งแรงเพียงพอสำหรับทำฟันปลอมทั้งปาก การดูแลรักษาฐานฟันปลอมอะคริลิกเรซินเมื่อไม่ได้ใช้งานต้องเก็บไว้ในน้ำเพราะถ้าทิ้งไว้ในอากาศ จะเกิดการสูญเสียน้ำที่อยู่ภายใน และเมื่อใส่เข้าไปในปากก็เกิดการดูดน้ำ ทำให้เกิดความเค้นภายในฟันปลอม ถ้าเกิดลักษณะเช่นนี้บ่อยๆจะทำให้เกิดการร้าว นอกจากนี้อะคริลิกเรซินมีการเปลี่ยนแปลงจากการดูดน้ำน้อย อย่างไรก็ตามอะคริลิกเรซินมีข้อเสียหลายประการ แต่ที่สำคัญคือ เกิดการหดตัวในระหว่างปฏิกิริยาการเกิดโพลิเมอร์ไรเซชันซึ่งทำให้มีความไม่ถูกต้องในการลอกเลียนแบบทั้งหมด นอกจากนี้อะคริลิกเรซิน ยังมีสัมประสิทธิ์การขยายตัวเนื่องจากความร้อน ทำให้เกิดการโค้งงอของวัสดุตามมาภายหลังและยังถูกกระทบได้จากน้ำยาฆ่าเชื้อโรคต่างๆไป และเอทิลแอลกอฮอล์ แม้ว่าสารเหล่านี้ไม่ได้ละลายเรซินโดยตรง แต่มีผลทำให้ความแข็งแรงของผิวหน้าเรซินลดลง ทำให้เกิดการร้าวได้ อีกประการหนึ่ง คือ มีลักษณะโปร่งต่อรังสีเอ็กซ์ ถ้าฟันปลอมเกิดการแตกหักหรือถูกกลืนเข้าไป จะไม่สามารถหาตำแหน่ง

เศษฟันปลอมที่กลืนเข้าไปได้ วัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกเรซินแบ่งออกเป็น 2 ชนิด ตามวิธีการบ่ม คือ วัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกที่บ่มด้วยความร้อน และ วัสดุฐานฟันปลอมที่บ่มด้วยตัวเอง วัสดุฐานฟันปลอมชนิดบ่มด้วยตัวเองมีข้อดีที่สามารถทำงานได้อย่างรวดเร็วและขั้นตอนการทำงานง่ายกว่า แต่ข้อเสียคือมี ส่วนของโมโนเมอร์ส่วนเกินหลงเหลือมากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุฐานฟันปลอมชนิดบ่มด้วยความร้อน ซึ่งทำให้เกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อในช่องปากของผู้ป่วยได้(2-5)

ฐานฟันปลอมพลาสติกเมื่อใช้ไปเป็นระยะเวลานานมักพบปัญหามีคราบสีดำของเชื้อราเกาะติดที่ด้านที่ติดกับเนื้อเยื่อหรือบริเวณขอบของฟันปลอมอันเนื่องมาจากการสะสมคราบจุลินทรีย์ทั้งเชื้อราและแบคทีเรีย โดยเฉพาะปัญหาการสะสมในส่วนลึกของฐานฟันปลอมของเชื้อจุลินทรีย์ *Candida albicans* และเชื้อแบคทีเรีย *Streptococcus mutans* (6, 7) ในวงการอุตสาหกรรมบรรจุภัณฑ์ เช่น ภาชนะพลาสติกที่ใช้บรรจุอาหาร ได้มีการพัฒนาผลิตภัณฑ์ให้มีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อจุลินทรีย์ โดยการเติมสารซิลเวอร์ หรือ สารต่อต้านเชื้อที่รู้จักกันดี คือ ตรา Microban® ซึ่งเป็นการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ หรือ การเพิ่มคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ให้กับวัสดุ อาจทำได้โดยเชื้อจุลินทรีย์ที่สัมผัสผิวจะถูกฆ่า หรือ มีการปลดปล่อยสารออกมาจากตัววัสดุที่เชื้อสัมผัสอยู่และเข้าสู่สิ่งแวดล้อมของเซลล์ของเชื้อ ทำให้เชื้ออยู่ในสภาพที่ไม่เหมาะสมต่อการดำรงชีวิต จนทำให้ตายได้จากความคิดของบรรจุภัณฑ์พลาสติกต่อต้านเชื้อ ทำให้เกิดความคิดในการพัฒนาวัสดุทำฐานฟันปลอมซึ่งจัดเป็นวัสดุกลุ่มพลาสติกโพลีเมอร์ เช่นเดียวกับบรรจุภัณฑ์พลาสติกให้มีคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อแบคทีเรียและเชื้อรารายในช่องปาก เพื่อให้มีความสะอาดและปลอดภัยเมื่อคนไข้ต้องใช้เวลาเป็นระยะเวลานาน ในทางทันตกรรมได้มีการพัฒนานำสารที่มีคุณสมบัติฆ่าเชื้อมาผสมในวัสดุทางทันตกรรมมากมาย ตัวอย่างเช่น การเติมสารประกอบควอเตอร์นารีแอมโมเนียม (quaternary-ammonium-compounds) และคลอเฮกซิดีน(chlorhexidine)ลงในวัสดุพิมพ์ปากประเภทอัลจิเนต(8) หรือ การเติมสารกลุ่ม Methacryloyloxydodecylpyridinium bromide(MDPB) ลงในวัสดุอุดฟันที่มีส่วนประกอบพื้นฐาน จากเรซิน เพื่อผลในการฆ่าเชื้อ (9) เป็นต้น

ความมุ่งหมายของการวิจัย

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นศึกษาผลของการเติมสารนาโนซิลเวอร์ ชนิด ซิลเวอร์ซีโอไลท์ ที่ได้รับการดัดแปลงให้เข้ากันได้กับเรซินสำหรับทำฐานฟันปลอมพลาสติก (Silver nano modified polymethyl methacrylate) ที่ความเข้มข้นต่าง ๆ กัน ที่มีผลต่อคุณสมบัติทางกลของวัสดุฐานฟันปลอมที่มีโพลีเมทิลเมทาไครเลท เป็นองค์ประกอบหลัก โดยจะมีการทดสอบคุณสมบัติด้านความแข็งผิว โดยทดสอบด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิว (Vickers Hardness) รวมถึง ทดสอบคุณสมบัติทางกลด้วยการทดสอบแบบกด 3 จุด (Three-point bending test) เพื่อทดสอบด้านความแข็งแรงดัดขวาง

(Flexural strength) ป้องกันการแตกหักของฟันปลอมที่เกิดจากการใช้งาน และ ส่องดูบริเวณพื้นผิวที่เกิดการแตกหักด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) นอกจากนี้ยังมีการทดสอบหาประสิทธิภาพของสาร นาโนซิลเวอร์ ชนิด ซิลเวอร์ซีโอไลต์ ในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียบนพื้นผิวอะคริลิคเรซินด้วยวิธี JISZ 2801:2000 และ การวิเคราะห์หาองค์ประกอบอนุภาคซิลเวอร์ในชิ้นงาน ด้วยวิธีเอกซเรย์ฟลูออเรสเซนส์เพรคโตเมทรี (X-ray Fluorescence spectrometry:XRF) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ใน โดยใช้การวัดปริมาณรังสีเอกซ์ฟลูออเรสเซนส์ (X-ray Fluorescence) ที่ปลดปล่อยออกมาจากธาตุองค์ประกอบแต่ละชนิดในชิ้นงานอีกด้วย

ความสำคัญของการวิจัย

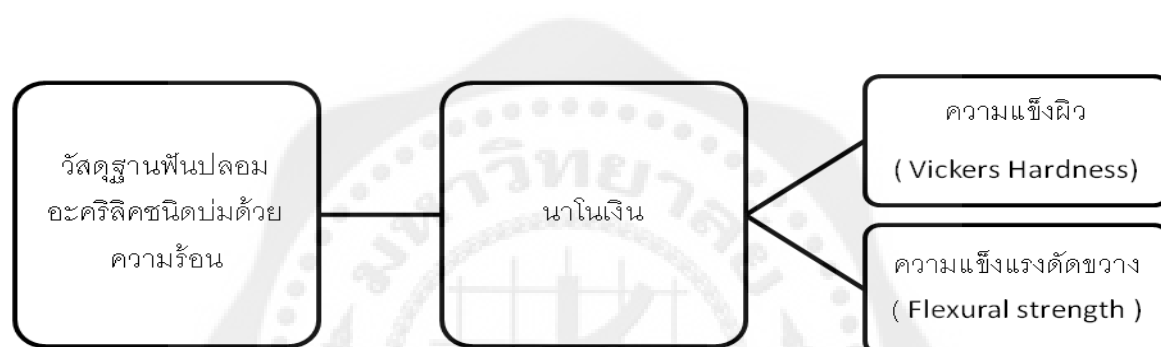
จากการศึกษาของ Hiroki Nikawa และคณะในปี 1998 ถึงเรื่องการสะสมของคราบจุลินทรีย์บนฟันปลอมฐานพลาสติก พบว่า คราบจุลินทรีย์บนฐานฟันปลอม ประกอบด้วย เชื้อจุลินทรีย์มากกว่า 10 ชนิด ต่อ 1 กรัมของน้ำหนักเปียกของคราบจุลินทรีย์ และจากการศึกษาจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนพบว่าคราบจุลินทรีย์ที่พบบนฐานฟันปลอมมีลักษณะเช่นเดียวกับที่พบบนตัวฟันธรรมชาติ องค์ประกอบจุลินทรีย์มีลักษณะคล้ายกัน ยกเว้น จำนวนของ *Candida spp.* ที่มีจำนวนเพิ่มมากขึ้นบนคราบจุลินทรีย์ฐานฟันปลอมซึ่งเชื่อนี้เป็นสาเหตุหลักของการเกิดโรค stomatitis(10) และ จากการศึกษาของ Hanadi Lamfon และคณะในปี 2005 พบว่า Denture associated stomatitis (DAS) เป็น oral candidiasis ที่พบบ่อยที่สุด โดย 24-60% พบในผู้ที่ใส่ฟันปลอม และ Denture associated stomatitis (DAS) อาจมาพร้อมกับรูปแบบอื่นๆของ candidosis เช่น angular cheilitis, median rhomboid glossitis และ chronic hyperplastic candidosis(11) ดังนั้นการทำให้ฐานฟันปลอมมีสารฆ่าเชื้อจึงเป็นคุณสมบัติที่มีความสำคัญ ทำให้ผู้ป่วยสามารถดูแลรักษาฟันปลอมและสุขอนามัยของช่องปากขณะใส่ฟันปลอมได้ดียิ่งขึ้น

ขอบเขตของการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการศึกษาภายใต้ห้องปฏิบัติการเพื่อทดสอบผลการเติมสารนาโนซิลเวอร์ชนิดซิลเวอร์ซีโอไลต์ที่ได้รับการดัดแปลงให้เข้ากันได้กับเรซินสำหรับทำฐานฟันปลอมพลาสติก (Silver nano modified polymethyl methacrylate) ที่ความเข้มข้นต่างๆกัน ซึ่งมีผลต่อคุณสมบัติทางกลของวัสดุฐานฟันปลอมที่มีโพลีเมทิลเมทาครีเลท เป็นองค์ประกอบหลัก โดยจะมีการทดสอบคุณสมบัติด้านความแข็งผิว โดยทดสอบด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิวแบบ Vickers Hardness ทดสอบคุณสมบัติทางกลด้วยการทดสอบแบบกด 3 จุด(three-point bending test) เพื่อทดสอบด้านความแข็งแรงดัดขวาง (Flexural strength) รวมถึง ส่องดูบริเวณพื้นผิวที่เกิดการแตกหักด้วยกล้อง

จุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) และทดสอบหาประสิทธิภาพของวัสดุฐานพื้นปลอมในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียบนพื้นผิวด้วยวิธี JIS Z2801:2000 และการวิเคราะห์หาองค์ประกอบอนุภาคซิลเวอร์ในชิ้นงานด้วยวิธีเอกซเรย์ฟลูออเรสเซนส์สเปกโตรเมทรี (X-ray Fluorescence spectrometry:XRF) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้ในการวัดปริมาณรังสีเอกซ์ฟลูออเรสเซนส์ (X-ray Fluorescence) ที่ปลดปล่อยออกมาจากธาตุองค์ประกอบแต่ละชนิดในชิ้นงานอีกด้วย

กรอบแนวคิดในการวิจัย



ตัวแปรที่ศึกษา

- 1) ตัวแปรอิสระ ได้แก่ ความเข้มข้นของนาโนซิลเวอร์ที่ดัดแปลงเข้ากับเรซินสำหรับทำฐานพื้นปลอมพลาสติก
- 2) ตัวแปรตาม ได้แก่ ผลการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติทางกลของอะคริลิกเรซินดัดแปลง ได้แก่ ความแข็งผิว และ ความแข็งแรงดัดขวาง

สมมุติฐานในการวิจัย

สมมุติฐานข้อที่ 1 ด้านความแข็งผิว

H0 คือ การเติมสารนาโนซิลเวอร์ที่ได้รับการดัดแปลงให้เข้ากันได้กับเรซินสำหรับทำฐานพื้นปลอมพลาสติก (Silver nano modified polymethyl methacrylate) ที่ความเข้มข้นต่างๆกัน มีผลต่อคุณสมบัติด้านความแข็งผิวไม่ต่างกัน

H1 คือ การเติมสารนาโนซิลเวอร์ที่ได้รับการดัดแปลงให้เข้ากันได้กับเรซินสำหรับทำฐานพื้นปลอมพลาสติก (Silver nano modified polymethyl methacrylate) ที่ความเข้มข้นต่างๆกัน มีผลต่อคุณสมบัติด้านความแข็งผิวต่างกัน

สมมุติฐานข้อที่ 2 ด้านความแข็งแรงดัดขวาง

H0 คือ การเติมสารนาโนซิลเวอร์ที่ได้รับการดัดแปลงให้เข้ากันได้กับเรซินสำหรับทำฐานฟันปลอมพลาสติก (Silver nano modified polymethyl methacrylate) ที่ความเข้มข้นต่างๆกัน มีผลต่อคุณสมบัติด้านความแข็งแรงดัดขวางไม่ต่างกัน

H1 คือ การเติมสารนาโนซิลเวอร์ที่ได้รับการดัดแปลงให้เข้ากันได้กับเรซินสำหรับทำฐานฟันปลอมพลาสติก (Silver nano modified polymethyl methacrylate) ที่ความเข้มข้นต่างๆกัน มีผลต่อคุณสมบัติด้านความแข็งแรงดัดขวางต่างกัน



บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

วิวัฒนาการของวัสดุฐานฟันปลอม

อย่างหนึ่งเป็นยางธรรมชาติที่นำมาใช้ทำฐานฟันปลอมในยุคต้นๆเกิดจากการนำโพลิไอโซพรีน (Polyisoprene) นึ่งกับกำมะถัน 30% ที่อุณหภูมิ 160-170 องศา ในภาชนะภายใต้ความดันไอน้ำที่เรียกว่า วัลคาไนเซอร์ (Valcanizer) ปฏิกริยาวัลคาไนเซชันเกิดจากการเชื่อมขวางระหว่างสายโซ่โมเลกุลของยางโพลิเมอร์ ซึ่งมีผลมาจากการยึดติดกับกำมะถันผลิตภัณฑ์ที่ได้คือ ยางที่แข็งและคุณสมบัติที่บดแสง อย่างหนึ่งเป็นฐานฟันปลอมที่เหมาะสมสำหรับฟันปลอมพอร์ซเลน (Porcelain) จึงถือเป็นการพัฒนาอีกก้าวหนึ่งของทันตกรรม และมีผลให้มีการทดลองผลิตโพลิเมอร์ชนิดต่างๆ มาในภายหลัง อย่างหนึ่งนิยมใช้เป็นฐานฟันปลอมช่วงระยะเวลาหนึ่ง ต่อมาเลิกใช้เนื่องจากมีข้อเสียหลายประการ ได้แก่ มีรุกรุน ดูดน้ำลาย และเป็นที่อยู่ของเชื้อโรค สีค่อนข้างทึบ ไม่สามารถผสมสีให้เหมือนกับสีของเนื้อเยื่อ มีน้ำหนักมาก มีกลิ่นเหม็นของไฮโดรเจนซัลไฟต์ (Hydrogen sulfite) และ มีการเปลี่ยนมิติมาก

ต่อมาได้มีการนำ เซลลูลอยด์ (Celluloid) หรือ เซลลูโลสไนเตรท (Cellulose nitrate) มาใช้ ซึ่งผลิตจากการละลายไนโตรเซลลูโลส (Nitrocellulose) ภายใต้ความดันค่าหนึ่ง ทำให้ผลิตภัณฑ์มีความเหนียว ดัดงอเป็นรูปได้ และสามารถเพิ่มการติดสีลงไปได้ ทำให้เกิดความสวยงาม แต่ภายหลังจากการใช้ระยะหนึ่ง พบว่าเซลลูลอยด์มีข้อเสีย คือ มีการเปลี่ยนแปลงมิติมาก ดูดน้ำมาก สีที่ย้อมติดไม่คงทน การที่ไม่มีรูปร่างถาวร และ การที่ต้องใช้แรงดันสูงๆในการสร้างรูปร่าง นอกจากนี้ยังมีการนำ ไนลอน หรือ โพลีเอไมด์ (Polyamide) โดย คุณสมบัติของ ไนลอน คือ เป็นโพลิเมอร์ที่มีลักษณะเป็นผลึกด้วยโมเลกุลที่เป็นสายยาว และมีโครงสร้างที่ขนานกัน ทำให้ไนลอนมีคุณสมบัติที่ไม่ละลายตัว ทนต่อความร้อนได้สูง และมีความแข็งแรง แต่ภายหลังพบข้อเสียของไนลอนหลายประการ จึงทำให้เลิกใช้ ข้อเสียเหล่านั้นได้แก่ มีการดูดน้ำมาก ทำให้พองและมีสีอ่อนลง สีไม่คงทน บิดเบี้ยวได้ง่าย และ ขั้นตอนการผลิตยุ่งยากมาก

นอกจากนี้มีการนำ โพลีสไตรีน (Polystyrene) พวก ไวนิลเบนซีน (Vinyl benzene) มาใช้ โดยอนุมูลเบนซีนไปแทนที่กลุ่มไวนิล และมีการรวมตัวกันเพิ่มขึ้นกลายเป็นโพลีสไตรีน ซึ่งจะผลิตออกมาอยู่ในรูปแท่ง เมื่อนำแท่งนี้มาให้ความร้อนถึง 210 องศาเซลเซียส จะทำให้อ่อนตัวลง และสามารถฉีดเข้าสู่เบ้าหลอมได้ด้วยอุปกรณ์พิเศษ เพื่อใช้เป็นวัสดุฐานฟันปลอม (12, 13)

ในปัจจุบันวัสดุที่นิยมใช้ทำฐานฟันปลอมสามารถจำแนกกว้างๆออกเป็น 2 ชนิด คือ วัสดุฟันปลอมที่เป็นฐานโลหะ ได้แก่ โลหะผสมโครบอลต์โครเมียม (Cobalt-chromium) โลหะผสมทองคำ เหล็กกล้าไร้สนิม ไทเทเนียม เป็นต้น อีกชนิดหนึ่ง คือ วัสดุฐานฟันปลอมที่เป็นอโลหะ วัสดุชนิดนี้เป็น

พวกโพลิเมอร์ชนิดต่างๆ เช่น อะคริลิกเรซิน ไนลอน โพลีคาร์บอเนต เป็นต้น ถึงแม้ว่าฐานฟันปลอมที่เป็นโลหะมีคุณสมบัติทางกลที่ดีกว่าโพลิเมอร์แต่ไม่เป็นที่นิยมเพราะว่าวัสดุและเครื่องมือที่ใช้ในการทำมีราคาแพง พร้อมทั้งขั้นตอนในการทำยุ่งยากมากกว่า ดังนั้น ฐานฟันปลอมที่นิยมใช้กันในปัจจุบันจะเป็นชนิดที่ทำมาจาก โพลิเมอร์ชนิดอะคริลิกเรซิน

วัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกเรซิน แบ่งออกเป็น 2 ชนิด ตามวิธีการบ่ม คือ วัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกที่บ่มด้วยความร้อน และ วัสดุฐานฟันปลอมที่บ่มด้วยตัวเอง

วัสดุฐานฟันปลอมที่บ่มอะคริลิกที่บ่มด้วยความร้อน ส่วนผงของวัสดุมีองค์ประกอบ คือ โคลิโพลิเมอร์ของโพลิเมทิลเมทาคริเลต ซึ่งจะมีลักษณะเป็นแก้วใสแข็ง มีความหนาแน่น 1.19 กรัม ต่อลูกบาศก์เซนติเมตร และมีความแข็งผิว Knoop Hardness Number (KHN) เท่ากับ 18-20 ถ้าเปรียบเทียบกับโลหะแล้ว โพลิเมอร์เป็นวัสดุที่อ่อนนุ่มมาก มีค่าโมดูลัสยืดหยุ่นอยู่ในช่วง 25,000 กิโลกรัม ต่อตารางเซนติเมตร และมีค่าความแข็งแรงดึงประมาณ 600 กิโลกรัมต่อตารางเซนติเมตร สามารถทำให้อ่อนตัวและบั่นได้ที่อุณหภูมิ 125 องศาเซลเซียส ซึ่งเหมาะสำหรับอัดในบ้าหลอม ที่อุณหภูมินี้ โพลิเมอร์จะแสดงคุณสมบัติเทอร์โมพลาสติกซึ่งมีความแข็งแรงสูงสุดในกลุ่มเดียวกัน ถ้าทำให้ร้อนถึงอุณหภูมิ 450 องศาเซลเซียส โพลิเมอร์เกิดการสลายตัวกลายเป็นโมโนเมอร์ ส่วนประกอบที่สำคัญอีกอย่างหนึ่งคือ เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ (Benzoyl peroxide) ซึ่งเป็นสารเริ่มต้นปฏิกิริยาโพลิเมอร์ ใส่เพิ่มเข้าไปในส่วนผงทำหน้าที่เป็นแหล่งให้อนุมูลอิสระในระหว่างปฏิกิริยาการเกิดโพลิเมอร์ของอะคริลิกเรซิน ที่อยู่ในสภาพโด (Dough stage) นอกจากนี้ยังมี ไดบิวทิลฟทาเลต (Dibutyl phthalate) ซึ่งเป็นสารเสริมสภาพพลาสติกผสมกับเม็ดโพลิเมอร์เพื่อช่วยอะคริลิกเรซินในการเกิดสภาพบั่นได้ สารเสริมสภาพพลาสติกที่ใช้เป็นชนิดภายนอก โดยโมเลกุลของสารเสริมสภาพพลาสติกแทรกอยู่ระหว่างสายโซ่โมเลกุลโพลิเมอร์มากกว่าที่จะเกิดปฏิกิริยาโพลิเมอร์ สารเสริมสภาพพลาสติกนี้เป็นสารอินทรีย์ที่มีโมเลกุลใหญ่ ฉื่อยต่อปฏิกิริยาเคมี และไม่เป็นพิษ สารเสริมสภาพพลาสติกที่ใช้กันมานานหลายปี คือ ไดบิวทิลฟทาเลต แต่ในปัจจุบันมีการใส่สารเสริมสภาพพลาสติกแบบภายในแทน สารชนิดนี้ประกอบด้วยโมโนเมอร์เมทาคริเลตที่มีกลุ่มข้างเคียงใหญ่กว่าเมทิลเมทาคริเลต หรือ โมโนเมอร์อะคริเลต สารเสริมสภาพพลาสติกนี้ทำให้เม็ดโพลิเมอร์อ่อนตัวลงบางบริเวณและทำให้โมโนเมอร์แพร่เข้าเม็ดโพลิเมอร์อย่างรวดเร็วมากขึ้นในระหว่างขั้นตอนโด นอกจากนี้ ยังมีส่วนประกอบ อื่นๆ อีก เช่น เส้นใยแก้วและเม็ดแก้ว เซอร์โคเนียมซิลิเกต และเนื่องจากโพลิเมทิลเมทาคริเลตมีลักษณะใส ไม่มีสี จึงมีความจำเป็นต้องใส่สารสีในส่วนผงเพื่อให้ฐานฟันปลอมอะคริลิกที่ได้มีสีคล้ายเหงือก

ส่วนเหลวของวัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกที่บ่มด้วยความร้อน ประกอบด้วย เมทิลเมทาคริเลต มีคุณสมบัติเป็นของเหลวใส ไม่มีสี ที่อุณหภูมิห้อง มีกลิ่นเฉพาะตัว ความถ่วงจำเพาะ 0.94 จุดหลอมเหลว 48 องศาเซลเซียส จุดเดือดอุณหภูมิ 100.3 องศาเซลเซียส มีคุณสมบัติเป็นตัวทำ

ละลายอินทรีย์ที่ดีมาก เมื่อสัมผัสกับแสงอุลตราไวโอเลตหรือได้รับความร้อนแล้ว เมทิลเมทาคริเลตสามารถเกิดปฏิกิริยาโพลิเมอร์ได้ด้วยตัวเองโดยไม่ต้องมีสารเร่งปฏิกิริยา เมทิลเมทาคริเลตเป็นโมเลกุลเชิงเดี่ยว หรือที่เรียกว่าโมโนเมอร์ สามารถรวมตัวเป็นมหโมเลกุลที่เรียกว่า โพลีเมทิลเมทาคริเลตโดยปฏิกิริยาโมโนเมอร์ แบบ รวมตัว ซึ่งตัวกระตุ้นอาจเป็นความร้อน แสงอุลตราไวโอเลต หรือ สารอินทรีย์ส่วนประกอบสำคัญอีกชนิดหนึ่งในส่วนเหลว คือ ไฮโดรควิโนน (Hydroquinone) หรือ อนุพันธ์ของไฮโดรควิโนน ซึ่งเป็นสารยับยั้งป้องกันไม่ให้เกิดปฏิกิริยาการเกิดโพลิเมอร์ขณะเก็บ ทำให้มีอายุการใช้งานนานขึ้น โดยกลไกยับยั้งปฏิกิริยาการเกิดโพลิเมอร์เกิดจากสารยับยั้งทำปฏิกิริยากับอนุมูลอิสระที่มีอยู่ ทำให้อนุมูลอิสระไม่ทำปฏิกิริยากับโมโนเมอร์ นอกจากนี้ในส่วนเหลวยังมี ไดบิวทิลพทาเลต ซึ่งเป็นสารเสริมสภาพพลาสติก รวมถึง เอทิลีนไกลคอลไดเมทาคริเลต เป็นสารเชื่อมขวางที่ใส่ไปเพื่อลดคุณสมบัติการละลายตัวของฐานฟันปลอมในตัวทำละลายให้น้อยลง และลดแนวโน้มการร้าวตัวของฐานฟันปลอม(13)

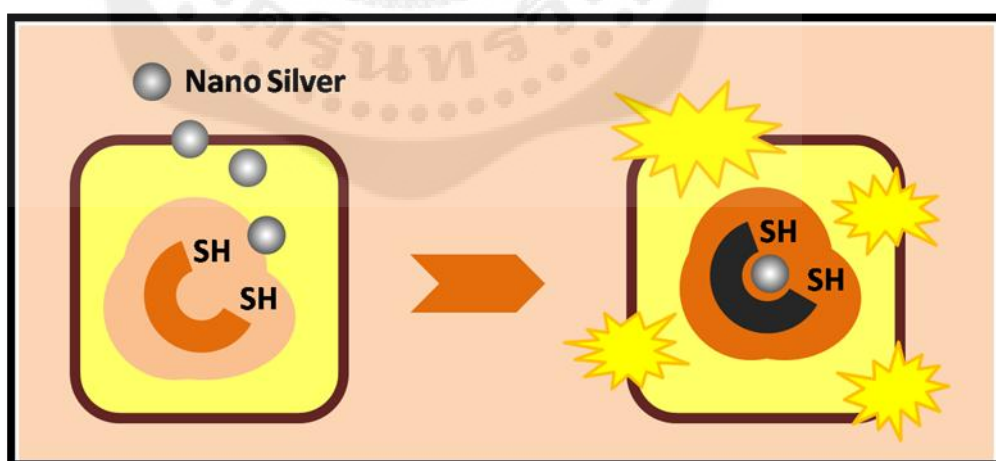
อนุภาคเงินและอนุภาคนาโนเงิน

ในปัจจุบันมีอุปกรณ์เครื่องมือทางการแพทย์ที่สัมผัสกับร่างกายรวมถึงเนื้อเยื่อภายในของมนุษย์ซึ่งต้องการคุณสมบัติสำคัญในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ จึงมีการศึกษาพัฒนาเกี่ยวกับสารที่มีฤทธิ์ในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์เพื่อนำมาใช้ในทางการแพทย์ตั้งแต่ในอดีตจนถึงปัจจุบัน สำหรับสารที่นิยมนำมาใช้ในวัสดุทันตกรรมเพื่อให้มีฤทธิ์ในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ คือ อนุภาคเงินและอนุภาคนาโนเงิน

อนุภาคเงิน เป็นอนุภาคโลหะที่มีขนาดเล็ก ถูกนำมาใช้เป็นสารฆ่าเชื้อแบคทีเรียซึ่งปลอดภัยเมื่อเทียบกับสารฆ่าเชื้ออื่น มีฤทธิ์ฆ่าเชื้อแบคทีเรีย ในขณะที่มีพิษต่อเซลล์ของมนุษย์น้อยพบว่าอนุภาคเงินมีฤทธิ์ในการฆ่าเชื้อแบบกว้าง (Broad spectrum)(2) สามารถฆ่าเชื้อที่เป็นสาเหตุของโรคได้ถึง 650 โรคถึงแม้จะใช้ความเข้มข้นต่ำ เช่น เชื้อ *E. Coli* สาเหตุของโรคท้องร่วงในเด็กเล็ก, *Pseudomonas* สาเหตุของการติดเชื้อในกระแสเลือด, *Staphylococcus* สาเหตุของโรคผิวหนังต่างๆ , *Salmonella* สาเหตุของโรคไข้ไทฟอยด์ เป็นต้น นอกจากนี้ยังพบว่า อนุภาคเงินยังมีคุณสมบัติในการสร้างไบโอฟิล์มอีกด้วย นอกจากอนุภาคเงินแล้ว สารฆ่าเชื้อพวกที่มีอนุภาคเงินเป็นส่วนประกอบสำคัญก็ได้รับความสนใจในการนำมาใช้เช่นกัน เช่น การสังเคราะห์สารซิลเวอร์คลอไรด์นาโนคริสตัลนำไปใส่ในเส้นใยของผ้าไหม โดยวิธีการนำเส้นใยของผ้าไหมมาชุบกับสารละลายซิลเวอร์ไนเตรทและไฮเดียมคลอไรด์ ซึ่งจากการศึกษาพบว่า ผลึกไฮเดียมคลอไรด์ที่สังเคราะห์ขึ้นนั้นมีคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อแบคทีเรีย (14)

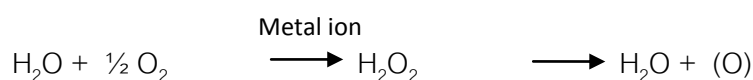
อนุภาคนาโนเงิน ถูกพัฒนามาจากอนุภาคเงิน โดยมีการนำสารซิลเวอร์ในเตรทมาผ่านกระบวนการสังเคราะห์ทางเคมีด้วยนาโนเทคโนโลยี ทำให้อนุภาคนาโนเงินมีคุณสมบัติเช่นเดียวกันกับอนุภาคเงินในแง่คุณสมบัติการฆ่าเชื้อ อีกทั้งยังมีคุณสมบัติไม่เป็นพิษเช่นเดิม แต่การพัฒนาเป็นนาโนโมเลกุลทำให้มีจำนวนโมเลกุลต่อพื้นที่มากขึ้นส่งผลให้ฤทธิ์ในการฆ่าเชื้อแบคทีเรียมีประสิทธิภาพดีขึ้น อนุภาคนาโนเงินมีข้อดีหลายประการคือไม่เป็นพิษ, มีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อ (Bio-compatibility), มีคุณสมบัติชอบน้ำสูง (High Hydrophilicity), สามารถละลายในน้ำได้ดี และยังสามารถละลายได้ดีในตัวทำละลายอินทรีย์อีกหลายชนิด โดยวิธีการทำนั้นไม่ยุ่งยาก ดังนั้นจึงเห็นได้ว่านาโนเงินมีคุณสมบัติที่เหมาะสมในการนำมาใช้ในทางการแพทย์

อนุภาคนาโนเงินที่ผลิตได้จากการใช้นาโนเทคโนโลยีจะมีขนาดอนุภาคประมาณ 25 นาโนเมตร หรือประมาณ 1 ใน 1,000 ของขนาดเซลล์ของแบคทีเรีย หนึ่งในสมมุติฐานเกี่ยวกับกลไกการทำงานของอนุภาคนาโนเงิน คือ เมื่ออนุภาคนาโนเงินสัมผัสกับผนังเซลล์จะสามารถแพร่ผ่านเข้าไปในเซลล์ของแบคทีเรียหรือเชื้อราได้ จากนั้นอนุภาคนาโนเงินซึ่งมีสมบัติเป็นกรดอ่อน (soft acid) จะเกิดปฏิกิริยากับโมเลกุลที่เป็นเบสอ่อน (soft base) ภายในเซลล์ ซึ่งก็คือส่วนที่เรียกว่าหมู่ซัลไฟดริล (sulphydryl group) ของเอนไซม์โปรตีนเอส (proteinase) ที่ทำหน้าที่เกี่ยวกับเมตาบอลิซึมของเซลล์ โดยหมู่ซัลไฟดริล (-SH) ที่มีอะตอมของซัลเฟอร์เป็นองค์ประกอบจะจับตัวกับอนุภาคของเงินทำให้กระบวนการทำงานของเอนไซม์หยุดการทำงานจนกระทั่งเซลล์ของแบคทีเรียหยุดการเจริญเติบโตและเสื่อมสภาพไปในที่สุด (15)



ภาพประกอบ 1 แสดงกลไกการทำงานของอนุภาคนาโนเงิน

นอกจากนั้นไอออนของโลหะยังสามารถเร่งปฏิกิริยาการผลิตอนุมูลอิสระออกซิเจนจากปฏิกิริยาออกซิไดซ์โครงสร้างของแบคทีเรียอีกด้วยซึ่งปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นนี้ไม่จำเป็นต้องมีการสัมผัสกันโดยตรงระหว่างแบคทีเรียและสารฆ่าเชื้อแบคทีเรียแต่อาศัยโมเลกุลของออกซิเจนที่ถูกกระตุ้นแล้วออกมาทำปฏิกิริยาดังสมการ



อีกสมมุติฐานหนึ่งในการทำงานของ ไอออนเงิน คือ ไอออนเงินสามารถยับยั้งกระบวนการหายใจของแบคทีเรียทำให้เซลล์ของแบคทีเรียตาย แม้การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับแบคทีเรียเมื่อใช้อุณหภูมิเงินจะไม่เหมือนกับการใช้ไอออนเงินในทุกกรณี แต่พบว่าอนุภาคนาโนเงินจะกระจายอยู่ตามผนังเซลล์และแทรกเข้าไปภายในเซลล์ของแบคทีเรีย และเกิดการรวมตัวของดีเอ็นเอภายในเซลล์เช่นเดียวกับการใช้อุณหภูมิเงิน ขนาดของอนุภาคนาโนเงินที่สามารถฆ่าเชื้อได้อย่างมีประสิทธิภาพอยู่ในช่วง 1 – 10 นาโนเมตร เนื่องจากอนุภาคนาโนขนาดเล็กจะแสดงอิทธิพลของ electronic effect ได้ดียิ่งขึ้นทำให้ความว่องไวของพื้นผิวของอนุภาคนาโนในการเกิดปฏิกิริยาสูงขึ้นอีกทั้งความแข็งแรงในการจับของอนุภาคนาโนเงินกับแบคทีเรียขึ้นกับพื้นที่ผิวที่เกิดอันตรกิริยาดังนั้นพื้นที่ผิวที่เพิ่มขึ้นเมื่ออนุภาคมีขนาดเล็กลงทำให้ประสิทธิภาพของอนุภาคนาโนเงินเพิ่มขึ้น พื้นผิวของอนุภาคนาโนเงินที่สามารถจับกับแบคทีเรียได้ดีคือระดับ และจากการศึกษาของ Marcos de Silva Paula และคณะในปี 2008 ซึ่งสร้างโคพอลิเมอร์ของpoly-(styrene-acrylic acid) กับนาโนเงิน เชื่อว่ากลุ่มคาร์บอกซิลใน กรดอะคริลิกจะช่วยเพิ่มการเคลื่อนตัวของไอออนโลหะในโคพอลิเมอร์ ซึ่งส่งผลให้ประสิทธิภาพการฆ่าเชื้อดียิ่งขึ้น (14, 15)

กระบวนการปรับสภาพผิววัสดุให้มีคุณสมบัติการต่อต้านเชื้อด้วยอนุภาคนาโนเงิน

กระบวนการที่ทำให้วัสดุมีคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อในกลุ่มสารประเภทโพลีเมอร์ เช่น วิธีโซลเจล (sol-gel) และ การเคลือบผิววัสดุ (coating) ด้วยวิธีเคลือบด้วยแผ่นฟิล์มบางๆ เรียกว่า โคลสปัตเตอริง (co-sputtering) และ โคลสปัตเตอริงด้วยคลื่นรังสีวิทยุ (Radio frequency co-sputtering) เป็นต้น(16)

วิธีโซลเจล เป็นวิธีที่เปลี่ยนสถานะจากของเหลวที่เรียกว่า โซล (Sol) ซึ่งส่วนมากอยู่ในสถานะแขวนลอยที่มีขนาดอนุภาค 0.1-1 ไมครอน เป็นของแข็งที่เรียกว่าเจล (gel) ผลิตภัณฑ์ที่ได้จากกระบวนการโซลเจลจะมีความบริสุทธิ์สูงเนื่องจากการเตรียมสารหรือวัสดุในระดับโมเลกุลทำให้สามารถกำหนดคุณสมบัติต่างๆ ที่ต้องการได้ง่าย จากการศึกษาของ Jeon และ คณะ ในปี 2003

พบว่าสามารถทำแผ่นฟิล์มบางของ silver-doped silica ได้ด้วยกระบวนการ โซลเจล โดยให้ผลในการฆ่าเชื้อ *E.coli* และ *S.aureus* และจากการวิเคราะห์โดยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนพบว่า ไอออนเงินสามารถยึดติดในแผ่นฟิล์มซิลิกาได้อย่างสมบูรณ์ และยังสามารถทนความร้อนได้ถึง 600 องศาเซลเซียสอีกด้วย (16) สำหรับวิธีการเคลือบผิวด้วยนาโนเงินนั้น พบว่า เป็นวิธีที่ใช้ต้นทุนต่ำ ทำให้มีความเสถียรของสารนาโนเงินบนพื้นผิวมากกว่า ต่างจากการใช้เทคนิคที่อุณหภูมิสูง ซึ่งจะลดคุณภาพของโพลิเมอร์ในการนำไปใช้

วิธีสปัตเตอริง (sputtering) เกิดจากการดิสชาร์จ (discharge) ไฟฟ้าของก๊าซภายใต้บรรยากาศความดันต่ำประมาณ 10^{-2} - 10^{-6} มิลลิบาร์ เกิดไอออนของก๊าซวิ่งเข้าชนแผ่นสารเคลือบที่ต่อเข้ากับแหล่งกำเนิดไฟฟ้า แรงสูงประมาณ 400-1000 โวลต์ ไอออนของสารเคลือบที่ถูกชนด้วยไอออนของก๊าซจะหลุดและวิ่งด้วยความเร็วสูงเคลือบลงบนวัสดุที่ต้องการเคลือบ เกิดเป็นลักษณะฟิล์มบาง ซึ่งวิธีนี้จะเคลือบฟิล์มบางของนาโนเงินบนผิวของวัสดุ ทำให้วัสดุที่เคลือบมีคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อแบคทีเรีย แต่อย่างไรก็ตามการใช้วิธีนี้นาโนเงินจะสะสมอยู่เฉพาะบริเวณพื้นผิวของวัสดุเท่านั้นจึงทำให้มีความแข็งแรงทางกล และ ความเสถียรของสารเคมีบนพื้นผิวต่ำ สำหรับวิธี โคสปัตเตอริง (co-sputtering) พัฒนามาจากวิธี สปัตเตอริง คุณสมบัติที่ดีขึ้นของวิธีนี้ คือทำให้การเคลือบอนุภาคนาโนเงินบนผิววัสดุมีความหนาเท่ากันมากขึ้น (17)

แนวคิดการพัฒนาวัสดุทันตกรรมให้มีคุณสมบัติต่อต้านเชื้อแบคทีเรีย

ในทางทันตกรรมได้มีการพัฒนานำสารที่มีคุณสมบัติฆ่าเชื้อมาผสมในวัสดุทางทันตกรรมมากมาย ยกตัวอย่างเช่น การเติม สารประกอบควอเตอรารีแอมโมเนียม (quaternary-ammonium-compounds) และคลอเฮกซิดีน (chlorhexidine) ลงในวัสดุพิมพ์ปากประเภทอัลจิเนต (8) หรือ การเติมสารกลุ่ม Methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) ลงในวัสดุอุดฟันที่มีส่วนประกอบพื้นฐานจากเรซินเพื่อผลในการฆ่าเชื้อ (9) เป็นต้น ต่อมาแนวความคิดในการพัฒนาวัสดุทันตกรรมให้ต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ได้เริ่มมีความพยายามนำมาใช้ในกลุ่มวัสดุอุดฟันประเภทคอมโพสิต (18-20) หรือวัสดุที่นำมาใช้ทำรากเทียม ซึ่งเป็นวัสดุที่ต้องฝังตัวอยู่ในช่องปากแบบติดแน่น ไม่สามารถถอดมาทำความสะอาดได้ เช่น จากการศึกษาของ M. Ferraris และคณะในปี 2010 ได้ทำการเคลือบอนุภาคนาโนเงินบนเรซินคอมโพสิต ด้วยวิธีการโคสปัตเตอริงด้วยคลื่นรังสีวิทยุ (Radio frequency) พบว่าให้ผลในการฆ่าเชื้อแบคทีเรีย *Staphylococcus Aureus* ได้ถึงอุณหภูมิ 450 องศาเซลเซียส โดยจากการใส่ นาโนซิลเวอร์ซิลิกาในเรซินคอมโพสิต พบว่า โมเลกุลของนาโนเงินจะมีอัตราส่วนพื้นที่ผิวต่อปริมาตรมากขึ้น อีกทั้งรูของซิลิกาเมทริกซ์ยังยอมให้มีการแพร่ผ่านของไอออนเงินได้ทำให้มีผลต่อการฆ่าเชื้อของเรซินคอมโพสิต (17) และจากการศึกษาของ Ralf B. และคณะในปี 2009

ได้ทำการศึกษาใส่อนุภาคเงินระดับไมโครในเรซินคอมโพสิต โดยทดสอบกับ เชื้อ *S.mutans* และ *Streptococci* พบว่าช่วยเพิ่มคุณสมบัติไฮโดรโฟบิก (Hydrophobicity) บริเวณผิวหน้าของวัสดุเรซินคอมโพสิต ทำให้ลดจำนวนการเกาะติดของเชื้อ *Streptococci* และนอกจากนี้ยังเพิ่มจำนวนเซลล์แบคทีเรียที่ตายบนผิววัสดุเรซินคอมโพสิตอีกด้วย จากการทดลองนี้จึงสรุปได้ว่า อนุภาคเงินที่ใส่ในวัสดุเรซินคอมโพสิตช่วยทั้งในด้านการลดการยึดเกาะของแบคทีเรียและมีฤทธิ์ฆ่าแบคทีเรีย (21)

ในการทำรากเทียม วัสดุที่นิยมนำมาใช้คือ ไทเทเนียม ซึ่งเป็นวัสดุที่มีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อของมนุษย์ แต่อย่างไรก็ตามยังมีแนวโน้มการเกิดการสะสมของเชื้อแบคทีเรีย ซึ่งนำไปสู่การติดเชื้อ การอักเสบ และสุดท้ายอาจทำให้การรักษาด้วยรากเทียมล้มเหลวได้ จึงมีการศึกษานำนาโนเงินมาเคลือบบนผิวของรากเทียมเพื่อลดความล้มเหลวในการรักษาที่อาจเกิดขึ้น (22) เช่น การศึกษาของ W.Chen และ คณะ ในปี 2006 ได้ทดลองเคลือบผิวของรากเทียมด้วยอนุภาคนาโนเงินและอนุภาคไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite) พบว่า สามารถลดจำนวนแบคทีเรีย *Staphylococcus epidermidis* และ *Staphylococcus aureus* บนผิวของรากเทียมที่เคลือบด้วยอนุภาคนาโนเงินและไฮดรอกซีอะพาไทต์ได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับผิวของรากเทียมที่เคลือบด้วยอนุภาคไฮดรอกซีอะพาไทต์อย่างเดียว และ ผิวรากเทียมที่ไม่ได้เคลือบผิว นอกจากนี้ยังพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในเรื่องความเป็นพิษต่อเซลล์มนุษย์ และ ความขรุขระของพื้นผิวรากเทียม(23) และจากการศึกษาของ Flores และคณะ ในปี 2010 ได้ทดลองทำให้ไทเทเนียม และไทเทเนียมออกไซด์ ดูดซึมโมเลกุลนาโนเงินบนผิวของรากเทียม โดยโมเลกุลนาโนเงินจะปกคลุมอยู่บริเวณผิวมีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogenously) พบว่าวิธีนี้ทำให้สามารถลดการก่อตัวของเชื้อ *Pseudomonas aeruginosa* ได้เมื่อทำการศึกษาในโมเดลที่มีการสร้างไบオフィล์ม (24) สอดคล้องกับการศึกษาของ Juan Liao และคณะในปี 2010 ได้ทดลองเคลือบผิวรากเทียมด้วยอนุภาคนาโนเงินพบว่าสามารถลดการเกาะติดของ *Staphylococcus aureus* และ *Escherichia coli* บนผิวของรากเทียมได้ โดยไม่เป็นพิษต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์จากเหงือกของมนุษย์อีกด้วย (25) และจากการศึกษาของ B. Sadeghi และคณะในปี 2010 ซึ่งได้ศึกษาเปรียบเทียบการฆ่าเชื้อแบคทีเรียของอนุภาคนาโนเงินในรูปร่างที่ต่างกันไป คือ รูปร่างแบบเฮกซะโกนอล (Hexagonal silver nano particles) รูปร่างแบบแท่ง (Silver nanorods) และรูปร่างแบบแผ่นบาง (Silver nanoplates) จากการทดลองนี้ได้ใช้วิธีทดสอบคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อของแบคทีเรีย *Escherichia coli* (*E.Coli*) ซึ่งเป็นตัวแทนของเชื้อแบคทีเรียแกรมลบ และ *Staphylococcus aureus* (*S.aureus*) ด้วยวิธีดิสคิฟฟิวชันแบบดัดแปลง (Modified Disc diffusion method) สำหรับเชื้อจากชนิดที่เป็นแผ่นพบวงใสของการยับยั้งเชื้อทั้งแกรมบวกและแกรมลบ เกิดมากกว่าชนิดแท่งและชนิดรูปผลึกหกเหลี่ยม(26)

นอกจากวัสดุประเภทคอมโพสิต และ รากเทียมแล้ว ยังมีการทดลองใช้นาโนเงินร่วมกับวัสดุประเภทโพลิเมอร์อีกด้วย โดยเริ่มมีแนวคิดในการเติมสารประกอบควอเตอร์นารีแอมโมเนียมในส่วนโมโนเมอร์ของวัสดุกลุ่มโพลิเมอร์เพื่อผลในการฆ่าเชื้อ (27)ต่อมาได้มีการศึกษาของ Marcos da Silva Paula และคณะในปี 2008 ในการสร้างโคโพลิเมอร์ของ poly-(styrene-acrylic acid) กับ นาโนเงินพบว่าให้ผลในการฆ่าเชื้อ *Escherichia coli* และ *Staphylococcus aureus* โดยยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อในอาหารเลี้ยงเชื้อได้ การศึกษครั้งนี้แสดงว่า ไอออนเงินสามารถถูกปล่อยออกมาจาก โพลิเมอร์เมทริกซ์มาที่อาหารเลี้ยงเชื้อได้ และยังพบอีกว่า เมื่อเพิ่มความเข้มข้นของนาโนเงินจะทำให้ประสิทธิภาพการฆ่าเชื้อดีขึ้น(28)

แนวคิดในการพัฒนาวัสดุฐานฟันเทียมเพื่อลดการสะสมเชื้อแบคทีเรีย

ฐานฟันเทียมพลาสติกเมื่อใช้ไปเป็นระยะเวลานานมักพบปัญหามีคราบดำของเชื้อราเกาะติดที่ด้านเนื้อเยื่อหรือบริเวณขอบของฐานฟันเทียม อันเนื่องมาจากการสะสมคราบจุลินทรีย์ทั้งเชื้อราและแบคทีเรีย โดยเฉพาะปัญหาการสะสมในส่วนลึกของฐานฟันเทียมของเชื้อรา *Candida albicans* และเชื้อแบคทีเรีย *Streptococcus mutans* (6, 7) จากการศึกษาของ Hiroki Nikawa และคณะในปี 1998 ถึงเรื่องการสะสมของคราบจุลินทรีย์บนฟันปลอมฐานพลาสติก พบว่า คราบจุลินทรีย์บนฐานฟันปลอม ประกอบด้วย เชื้อจุลินทรีย์มากกว่า 10 ชนิด ต่อ 1 กรัมของน้ำหนักเปียกของคราบจุลินทรีย์ (10) และจากการศึกษาจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนพบว่าคราบจุลินทรีย์ที่พบบนฐานฟันปลอมมีลักษณะเช่นเดียวกับที่พบบนตัวฟันธรรมชาติ องค์ประกอบจุลินทรีย์มีลักษณะคล้ายกัน ยกเว้นจำนวนของ *Candida spp* ที่มีจำนวนเพิ่มมากขึ้นบนคราบจุลินทรีย์ฐานฟันปลอมซึ่งเชื่อว่าเป็นสาเหตุหลักของการเกิดโรค stomatitis(10) และ จากการศึกษาของ Lamfon และคณะในปี 2005 พบว่าโรคปากอักเสบเหตุฟันเทียม (Denture associated stomatitis ; DAS) เป็นโรคราแคนดิดา (oral candidiasis) ที่พบบ่อยที่สุด โดย 24-60% พบในผู้ที่ใส่ฟันเทียม และโรคปากอักเสบเหตุฟันเทียมอาจมาพร้อมกับรูปแบบอื่นๆของโรคราแคนดิดา เช่น โรคมุมปากอักเสบ (angular cheilitis), โรคกลางลิ้นอักเสบรูปขนมเปียกปูน (median rhomboid glossitis) และ chronic hyperplastic candidosis (11) ดังนั้นจึงเริ่มมีการศึกษาวิจัยที่นำสารฆ่าเชื้อมาปรับปรุงคุณสมบัติของวัสดุฐานฟันปลอมขึ้น (29) โดยการทำให้ฐานฟันปลอมมีสารฆ่าเชื้อจึงเป็นคุณสมบัติที่มีความสำคัญที่ทำให้ผู้ป่วยสามารถดูแลรักษาฟันปลอมและสุขอนามัยของช่องปากขณะใส่ฟันปลอมได้ดียิ่งขึ้น นอกจากคุณสมบัติการยับยั้งเชื้อที่ควรมีอยู่ในฐานฟันเทียมอะคริลิกแล้วคุณสมบัติทางกลที่สูงก็เป็นข้อกำหนดเบื้องต้นสำหรับวัสดุฐานฟันเทียมที่ทำให้ประสบความสำเร็จในผู้ป่วยไร้ฟันเช่นกัน

ฐานฟันเทียม มีหน้าที่หลัก คือ รองรับฟันเทียม และถ่ายทอดแรงบดเคี้ยวลงสู่ส่วนรองรับ ดังนั้น อะคริลิกเรซินซึ่งเป็นวัสดุที่นิยมนำมาใช้ในการทำฐานฟันเทียม จึงควรมีคุณสมบัติทางกลที่ดี มีความทนทานต่อการสึกสูง (high abrasion resistance) เพื่อป้องกันการสึกของฐานฟันเทียมที่เกิดจากสารทำความสะอาดแบบขัดถู หรือ อาหารที่รับประทาน นอกจากค่าความแข็งแรงผิวแล้ววัสดุฐานฟันเทียมควรมีคุณสมบัติทางกล (Mechanical properties) ในด้านความแข็งแรงดัดขวางที่ดี (Flexural strength) เพื่อป้องกันการแตกหักของฟันเทียมที่เกิดจากการใช้งาน เนื่องจากฟันเทียมส่วนมากมีการแตกหักที่ตรงกึ่งกลาง (Midline) ซึ่งมีสาเหตุมาจากการบิดงอ (Flexing) ของฟันเทียมขณะเคี้ยว(30)

จาก ISO 20795 ซึ่งแบ่งวัสดุฐานฟันปลอม ออกเป็น 5 ประเภท โดยชนิดที่นำมาศึกษาวิจัย คือ ชนิดที่ 1 วัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน (Heat-polymerizable materials) Class 1 : แบบ ผง และ น้ำ (Powder and liquid)

โดย ISO 20795 ได้กำหนดคุณสมบัติของวัสดุฐานฟันปลอมชนิดที่ 1 , 3 ,4 และ 5 ที่ผ่านการบ่มตัวแล้วว่า ควร มี ค่าความแข็งแรงดัดขวางสูงสุด (Ultimate flexural strength) ไม่ต่ำกว่า 65 MPa และวัสดุฐานฟันปลอมชนิดที่ 2 ที่ผ่านการบ่มตัวแล้ว ควรมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสูงสุดไม่เกิน 60 MPa

ตาราง 1 แสดงคุณสมบัติความแข็งแรงดัดขวาง (Flexural properties) ของวัสดุฐานฟันปลอม

คุณสมบัติทางกล	คุณสมบัติความแข็งแรงดัดขวาง(Flexural properties)	
	Ultimate flexural strength	Flexural modulus
	σ	E
	MPa	MPa
	Min.	Min.
อะคริลิกประเภทที่ 1,3,4,5	65	2000
อะคริลิกประเภทที่ 2	60	1500

การนำนาโนเทคโนโลยีที่ทำให้วัสดุมีคุณสมบัติในการต่อต้านเชื้อมีความสำคัญกับวัสดุทางทันตกรรม เช่น วัสดุฐานฟันเทียม โดยเฉพาะเรซินอะคริลิก ซึ่งมีลักษณะเป็นรูพรุน (porous) ดูดซึมของเหลวได้ง่าย ดังนั้น ถ้าคนไข้ละเลยการทำความสะอาดฟันปลอมจะส่งผลให้ฟันปลอมมีกลิ่นเหม็นติดสี และมีเชื้อแบคทีเรียไปสะสม โดยเฉพาะเมื่อฟันปลอมเกิดการแตกร้าวจะทำให้เชื้อแบคทีเรียเข้า

ไปเกาะติดและก่อตัวได้ง่ายยิ่งขึ้นทั้งบริเวณเนื้อเยื่ออ่อนและพื้นผิวฟันเทียม (31) ดังนั้นจุดมุ่งหมายของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้จึงมุ่งเน้นการใช้นาโนเงินในการดัดแปลงกับผงอะคริลิกเรซิน ซึ่งเป็นวัสดุที่นิยมใช้ในการทำฐานฟันปลอม โดย ทดสอบคุณสมบัติทางกลที่สำคัญของวัสดุฐานฟันปลอม คือ ความแข็งผิว (Vicker's Hardness test)(32) และ ทดสอบความแข็งแรงดัดขวาง (Flexural strength) รวมถึงทำการทดสอบหาประสิทธิภาพในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียบนพื้นผิวด้วยวิธี JIS Z2801:2000 และวิเคราะห์หาองค์ประกอบอนุภาคซิลเวอร์ในชิ้นงานด้วยวิธีเอกซเรย์ฟลูออเรสเซนส์สเปกโตรเมทรี (X-ray Fluorescence spectrometry:XRF) เพื่อนำไปใช้ประโยชน์ในการพัฒนาวัสดุทางทันตกรรมต่อไป



บทที่ 3

วัสดุและวิธีการทดลอง

วัสดุที่ใช้ในการทดลองนี้ ได้แก่ วัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน (Triplex hot Ivoclar vivadent, Liechtenstein) และสารต่อต้านเชื้อแบคทีเรียที่ใช้ ได้แก่ ซิลเวอร์นาโน ประเภทสารประกอบซิลเวอร์ซีโอไลต์ (Zeomic AJ10N) (Sinanen Zeomic Co., Ltd., Japan) ที่มีชื่อทางเคมีเป็นอลูมินซิลิเกต ที่มีส่วนประกอบของซิลเวอร์(II)ออกไซด์, ไฮเดรียมซิลิเกต, อลูมิเนียมออกไซด์, และซิงค์ออกไซด์ ($M_{2/n}O \cdot Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot XH_2O$; M: Ag, Zn, NH_3 , Na; n valence of M; X: integral number) มีลักษณะเป็นผงสีขาว

การเตรียมดัดแปลงส่วนผงของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนด้วยอนุภาคซิลเวอร์นาโน

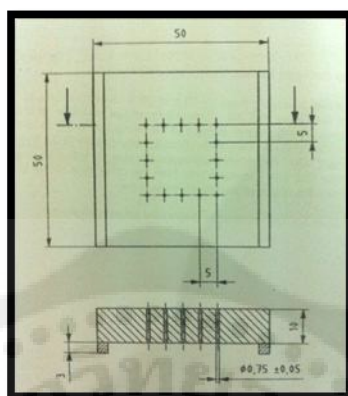
การเตรียมดัดแปลงส่วนผงของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนโดยการชั่งส่วนผงของอะคริลิกปริมาณ 100 กรัม ด้วยเครื่องชั่งละเอียดระบบดิจิทัล (Sartorius BP 210S, Digital Analytical Balance Scale, 210 g/0.0001 g, Germany) จากนั้นคำนวณปริมาณอนุภาคซิลเวอร์นาโนในอัตราส่วนโดยน้ำหนัก ที่ 1.25, 0.5 และ 0.25% ต่อผงอะคริลิกเรซิน ปริมาณ 100 กรัม ดังแสดงในตารางที่ 2 และเติมลงในส่วนผงอะคริลิกเรซินในถ้วยยางผสม ต่อจากนั้นใส่โมโนเมอริ์ในอัตราส่วนที่เหมาะสมผสมให้เข้าเป็นเนื้อเดียวกันจนถึงระยะปั้นได้ (Dough stage) จึงนำไปขึ้นรูปในแบบหล่อ

ตาราง 2 แสดงปริมาณผงซิลเวอร์ซีโอไลต์ (กรัม) ที่เติมลงในส่วนผงของอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อนที่ความเข้มข้นต่างๆ กัน

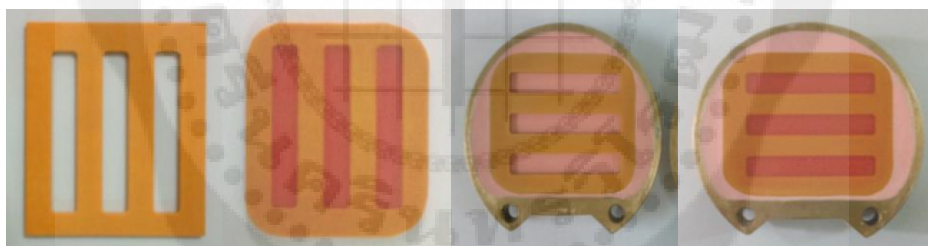
กลุ่ม	1.25%	0.5%	0.25%
ปริมาณผงอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อน (กรัม)	100	100	100
ปริมาณผงซิลเวอร์นาโน (กรัม)	1.25	0.5	0.25

การเตรียมชิ้นงานสำหรับการทดสอบคุณสมบัติทางกล

1) เตรียมแบบขึ้นรูปชิ้นงานสแตนเลสตีรูปร่างกลม และ ฝาปิด (สำหรับทดสอบ วัสดุฐาน ฟันปลอมชนิดที่ 1 และ 2) ขนาดแสดงดังรูป โดยมียึดเป็นตัวกันระหว่างชิ้นงาน



ภาพประกอบ 2 แสดงขนาดแบบขึ้นรูปชิ้นงานของวัสดุฐานฟันปลอม



ภาพประกอบ 3 แสดงการขึ้นรูปชิ้นงานทดสอบคุณสมบัติทางกลของวัสดุฐานฟันปลอม

โดยการผสมวัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน (Triplex hot Ivoclar vivadent, Liechtenstein) กับ ซิลเวอร์นาโนชนิดซิลเวอร์ซีโอไลท์ ด้วยวิธีกระบวนการผสมเชิงกล (Simple blends) มีการแบ่งเป็น 4 กลุ่มการทดลอง กลุ่มการทดลองละ 10 ชิ้นงาน ดังนี้

- | | |
|------------|--|
| กลุ่มที่ 1 | กลุ่มควบคุม ไม่มีการผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน |
| กลุ่มที่ 2 | อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 1.25% |
| กลุ่มที่ 3 | อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% |
| กลุ่มที่ 4 | อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.25% |

2) ชัดขึ้นงานให้ได้ระนาบเดียวกันด้วยกระดาษทรายที่เปียกน้ำโดยเริ่มจากกระดาษทรายเบอร์ที่หยาบ ไปเบอร์ละเอียด (500 >800 >1000 >1200>2400) โดยขัดสลับทิศทางการขัดเมื่อเปลี่ยนเบอร์กระดาษทราย



ภาพประกอบ 4 แสดงการขัดชิ้นงานอะคริลิกเรซินสำหรับทดสอบคุณสมบัติทางกล

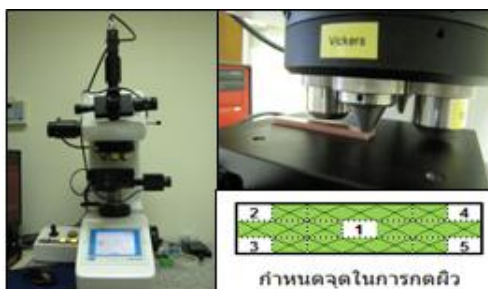
3) นำชิ้นงานที่ขัดได้ระนาบเดียวกันแล้ว มาขัดมัน 1 ด้าน ด้วยผ้าสักหลาดที่เปียกน้ำหมาดๆและผงอะลูมินา ผิวจะต้องเรียบและมันเงา หลังจากนั้น แช่น้ำกลั่นเกรด 3 แล้วเก็บไว้ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 48 – 52 ชม. ก่อนการ ทดสอบ



ภาพประกอบ 5 แสดงการเก็บชิ้นงานไว้ในน้ำกลั่นเกรด3 ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ 37 °C

ขั้นตอนการทดสอบคุณสมบัติทางกล (Mechanical properties)

การทดสอบความแข็งผิว จะนำชิ้นงานที่เตรียมออกจากตู้ควบคุมอุณหภูมิ มาทำการ ทดสอบความแข็งผิวด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิว (Vickers Hardness) โดยตั้งน้ำหนักกดบนหัวเข็ม 100 g กดนาน 20 วินาที ในหนึ่งชิ้นงานจะกำหนดตำแหน่งการ กด 5 จุด คือ ตรงกลางชิ้นงาน จากมุมของชิ้นงานเข้า 2 mm. เครื่องทดสอบจะส่งขยายรอบรอยกดบนผิวชิ้นงาน ในระดับไมโครเมตร และทำการคำนวณค่าความแข็งผิวจากขนาดของรอยกด(33)



ภาพประกอบ 6 แสดงการทดสอบความแข็งผิวด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิว (Vickers Hardness)

นอกจากค่าความแข็งผิวแล้ววัสดุฐานฟันปลอมควรมีคุณสมบัติทางกล (Mechanical properties) ในด้านความแข็งแรงดัดขวาง (Flexural strength) ที่ดีเพื่อป้องกันการแตกหักของฟันปลอมที่เกิดจากการใช้งาน เนื่องจากฟันปลอมส่วนมากมีการแตกหักที่ตรงกึ่งกลางของฟันปลอม (Midline) ซึ่งมีสาเหตุมาจากการบิดงอ (Flexing) ของฟันปลอมขณะเคี้ยว โดยการทดสอบที่นิยมใช้ คือ การวัดความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test)

การวัดความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test) ทำได้โดย นำชิ้นงานมา วางบนเครื่องมือทดสอบสากล (Universal testing machine, Instron5566, Norwood, USA) ดังรูปที่ 7 กำหนดความเร็วเป็น 5 ± 1 มิลลิเมตรต่อนาที จนกระทั่งชิ้นงานแตก ซึ่งจะสามารถคำนวณค่าความแข็งแรงดัดขวางได้จากสูตร

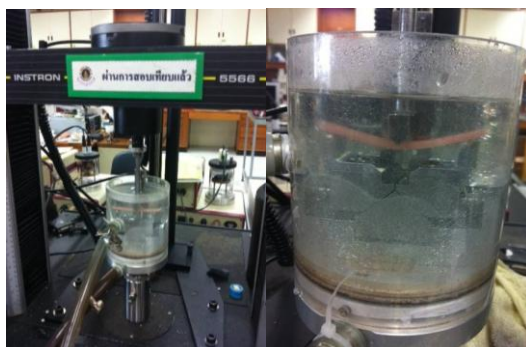
$$\sigma = \frac{3FI}{2bh^2} \text{ โดยค่า}$$

F คือ แรงสูงสุดที่ใช้ทำให้ชิ้นงานแตก หน่วยเป็น นิวตัน

I คือ ระยะทางระหว่างแขนของเครื่องมือทั้ง 2 ด้าน ± 0.01

b คือ ความกว้างของชิ้นงาน หน่วยเป็น มิลลิเมตร โดยทำการวัดค่าก่อนนำชิ้นงานแช่ในน้ำกลั่นเกรด 3

h คือ ความหนาของชิ้นงาน หน่วยเป็น มิลลิเมตร โดยทำการวัดค่าก่อนนำชิ้นงานแช่ในน้ำกลั่นเกรด 3 เช่นกัน (34, 35)



ภาพประกอบ 7 แสดงการทดสอบ Three-point bending test ด้วยเครื่องมือ Instron5566

หลังจากนั้นนำชิ้นงานที่ทดสอบความแข็งแรงดัดขวางเรียบร้อยแล้วมาวิเคราะห์ต่อด้วยการส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscopy:SEM)

ขั้นตอนการทดสอบหาประสิทธิภาพของสารในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียบนพื้นผิวชิ้นงาน

การทดสอบหาประสิทธิภาพของสารในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียบนพื้นผิวชิ้นงานทำด้วยวิธี JIS Z2801:2000 แบคทีเรียที่ใช้ทดสอบ คือ *Staphylococcus aureus* ATCC 6538p โดยมีขั้นตอนการทดสอบ ดังนี้

- 1) นำเชื้อแบคทีเรียมาเพาะเลี้ยงในหลอดอาหารเลี้ยงเชื้อแบบลาดเอียง (Slant culture medium) ที่อุณหภูมิ 35 ± 1 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 16 ถึง 20 ชั่วโมง
- 2) เตรียมชิ้นงานที่จะทดสอบโดยตัดเป็นแผ่นสี่เหลี่ยมบางขนาด 50 ± 2 มิลลิเมตร ความหนาไม่เกิน 10 มิลลิเมตร เตรียมชิ้นงานกลุ่มการทดลองละ 10 ชิ้น โดย 1 ชิ้นจะใช้เป็นชิ้นทดสอบมาตรฐานของแต่ละกลุ่ม (control), 6 ชิ้นใช้เป็นหลอดที่ไม่ได้ทดสอบการต่อต้านเชื้อ (untreated test piece) และอีก 3 ชิ้นใช้เป็นหลอดที่ทดสอบการต่อต้านเชื้อ (test piece)
- 3) ทำความสะอาดชิ้นงานที่ทดสอบด้วยสำลีชุบเอทานอล 2-3 ครั้ง ทิ้งให้แห้งสนิท
- 4) การเตรียมความเข้มข้นของหลอดเพาะเชื้อ (test inoculum) โดยเจือจางอาหารเลี้ยงเชื้อด้วยน้ำกลั่น 500 เท่าโดยปริมาตร ปรับความเป็นกรดต่างเป็น 6.8-7.2 ด้วยสารละลายโซเดียมไฮดรอกไซด์ (Sodium hydroxide) เพื่อใช้เป็น $1/500$ NB หลังจากนั้นค่อยๆ กระจายเชื้อแบคทีเรียที่ผ่านการเพาะเลี้ยงจากขั้นตอนที่ 1) ลงในหลอดด้วยหลอดทองคำขาว นับจำนวนเชื้อด้วยกล้องจุลทรรศน์โดยให้มีเชื้อแบคทีเรียในหลอดโดยประมาณ $2.5-10 \times 10^5$ เซลล์ต่อมิลลิลิตร
- 5) บ่มหลอดเพาะเชื้อที่มีชิ้นงาน โดยในแต่ละกลุ่มการทดลองจะมี 3 หลอดที่ใส่ชิ้นงานที่

ไม่ได้ทดสอบการต่อต้านเชื้อ (untreated test piece) และอีก 3 หลอดที่ใส่ชิ้นงานที่ทดสอบการต่อต้านเชื้อ (test piece) บ่มที่อุณหภูมิ 35 ± 1 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ไม่น้อยกว่า 90 เปอร์เซ็นต์ เป็นเวลา 24 ± 1 ชั่วโมง

6) นับจำนวนเซลล์แบคทีเรียที่มีชีวิต (viable cells) ด้วยวิธี agar plate culture

7) คำนวณจำนวนเซลล์แบคทีเรียที่มีชีวิต จากสูตร

$$N = C \times D \times V$$

โดยที่ N คือ จำนวนเซลล์แบคทีเรียที่มีชีวิต (viable cells of bacteria) ต่อหลอดทดลอง

C คือ จำนวนโคโลนี (number of colonies)

D คือ อัตราส่วนการเจือจาง (dilution ratio)

V คือ ปริมาตร (มิลลิลิตร)

8) คำนวณประสิทธิภาพในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย (Antimicrobial activity)

$$R = [\log(B/A) - \log(C/A)] = [\log(B/C)]$$

R คือ ค่าการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย

A คือ ค่าเฉลี่ยจำนวนเซลล์แบคทีเรียที่มีชีวิตวัดค่าทันทีหลังจากบ่มชิ้นงานที่ไม่ได้ทดสอบการต่อต้านเชื้อ (untreated test piece)

B คือ ค่าเฉลี่ยจำนวนเซลล์แบคทีเรียที่มีชีวิตวัดค่าหลังจากบ่มชิ้นงานที่ไม่ได้ทดสอบการต่อต้านเชื้อ (untreated test piece) 24 ชั่วโมง

C คือ ค่าเฉลี่ยจำนวนเซลล์แบคทีเรียที่มีชีวิตวัดค่าหลังจากบ่มชิ้นงานที่ทดสอบการต่อต้านเชื้อ (test piece) 24 ชั่วโมง

เกณฑ์ที่ใช้ในการทดสอบคือตัวอย่างทดสอบที่มีประสิทธิภาพในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย

จะต้องมีค่า Antimicrobial activity ≥ 2.0

ขั้นตอนการวิเคราะห์หาองค์ประกอบอนุภาคซิลเวอร์ในชิ้นงาน

นำชิ้นงานในทุกกลุ่มการทดลองทั้ง 4 กลุ่ม กลุ่มละ 5 ตัวอย่างมาทำการวิเคราะห์หาองค์ประกอบอนุภาคซิลเวอร์ในชิ้นงาน ด้วยเครื่องมือเอกซเรย์ฟลูออเรสเซนซ์สเปกโตรเมทรี (X-ray Fluorescence spectrometry: XRF , Philips PW-2404) ด้วยเทคนิค Semi-quantitative

X-ray Fluorescence spectrometry analysis โดยสภาวะที่ใช้วิเคราะห์ คือ อุณหภูมิ 25 ± 5 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ $60 \pm 10\%$ R.H. โดยใช้การวัดปริมาณรังสีเอกซ์ฟลูออเรสเซนซ์ (X-ray Fluorescence) ที่ปลดปล่อยออกมาจากธาตุองค์ประกอบแต่ละชนิดในชิ้นงาน การวิเคราะห์ทางสถิติ

การประเมินเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความแข็งผิว (Vickers Hardness) และเปรียบเทียบความแตกต่างความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test) ระหว่างกลุ่มการทดลองแต่ละกลุ่ม วิเคราะห์โดยใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวด้วยการทดสอบเปรียบเทียบหลายกลุ่ม (One-Way ANOVA with multiple comparison test)

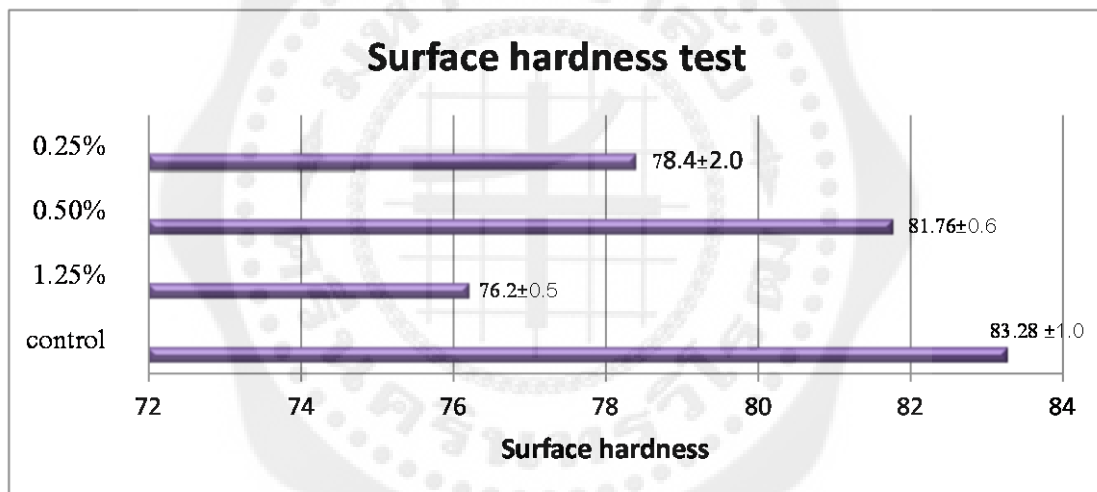


บทที่ 4

ผลการวิจัย

ผลการทดสอบคุณสมบัติทางกล

จากการทดสอบเพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างความแข็งผิว (Vickers Hardness) ของชิ้นงานอะคริลิกเรซินดัดแปลงด้วยอนุภาคซิลเวอร์นาโนในแต่ละกลุ่มการทดลองพบว่า มีความแตกต่างอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ โดยพบว่ากลุ่มควบคุมที่ไม่มีการเติมอนุภาคซิลเวอร์นาโนมีความแข็งผิวมากที่สุดซึ่งใกล้เคียงกับกลุ่มที่ 3 คือ กลุ่มอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% ดังแสดงในภาพประกอบ 8

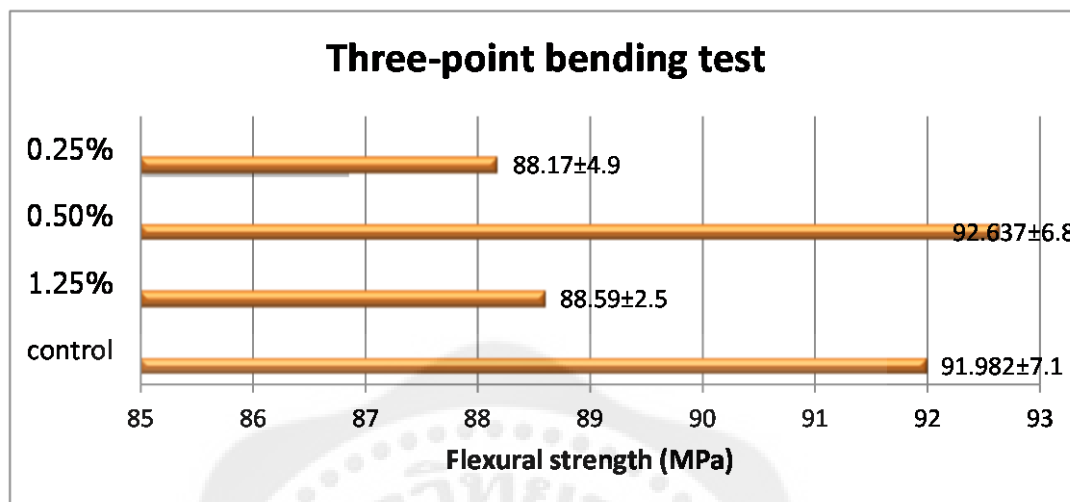


ภาพประกอบ 8 แสดงค่าความแข็งผิว (Vickers Hardness test) ใน 4 กลุ่มการทดลองที่มีเปอร์เซ็นต์ซิลเวอร์นาโนแตกต่างกัน (แสดงค่าเฉลี่ย ± ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)

และจากการใช้สถิติ Post-Hoc Tests เปรียบเทียบค่าความแตกต่างของความแข็งผิวระหว่างกลุ่มพบว่าทุกกลุ่มมีค่าความแข็งผิวที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ยกเว้นกลุ่มควบคุมและกลุ่มที่ 3 คือ กลุ่มอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5%

จากการทดสอบเปรียบเทียบความแตกต่างค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test) พบว่ากลุ่มที่ 3 คือ อะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อนผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% มีค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด สูงที่สุด ในขณะที่กลุ่มที่ 4 อะคริลิกเรซินชนิดบ่ม

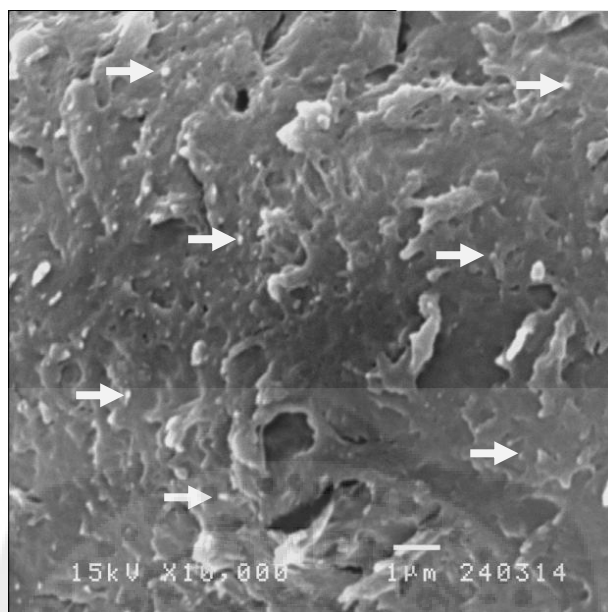
ด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.25% มีค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด ต่ำที่สุด ดังแสดงในภาพประกอบ 9



ภาพประกอบ 9 แสดงค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test) ใน 4 กลุ่ม การทดลองที่มีเปอร์เซ็นต์ซิลเวอร์นาโนแตกต่างกัน (แสดงค่าเฉลี่ย $\pm$ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)

และจากการทดสอบโดยใช้สถิติ ANOVA พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติในแต่ละกลุ่มการทดลองทั้ง 4 กลุ่ม

เมื่อทดสอบความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุดเรียบร้อยแล้วนำชิ้นงานมาเคลือบด้วยทองและส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่า เมื่อวิเคราะห์ที่บริเวณที่แตกหักของชิ้นงานทั้ง 4 กลุ่มการทดลอง มีลักษณะการแตกหักที่ใกล้เคียงกัน รวมถึงลักษณะของพื้นผิวชิ้นงานของทั้ง 4 กลุ่มการทดลองก็มีลักษณะที่ใกล้เคียงกัน ดังแสดงในภาพประกอบ 10



ภาพประกอบ 10 แสดงภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด(SEM) แสดงให้เห็นการกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอของอนุภาคซิลเวอร์นาโนในโพลิเมอร์เมทริกซ์ (บาร์ แสดงขนาด 1 ไมโครเมตร) ลูกศรชี้แสดงอนุภาคซิลเวอร์นาโน

ผลการทดสอบคุณสมบัติการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย

จากผลการทดสอบหาประสิทธิภาพของสารในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียบนพื้นผิวด้วยวิธี JISZ 2801:2000 พบว่า ตัวอย่างอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% และ ตัวอย่างอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 1.25% สามารถยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อแบคทีเรีย *Staphylococcus aureus* ATCC 6538p ได้ ดังแสดงในตารางที่ 3

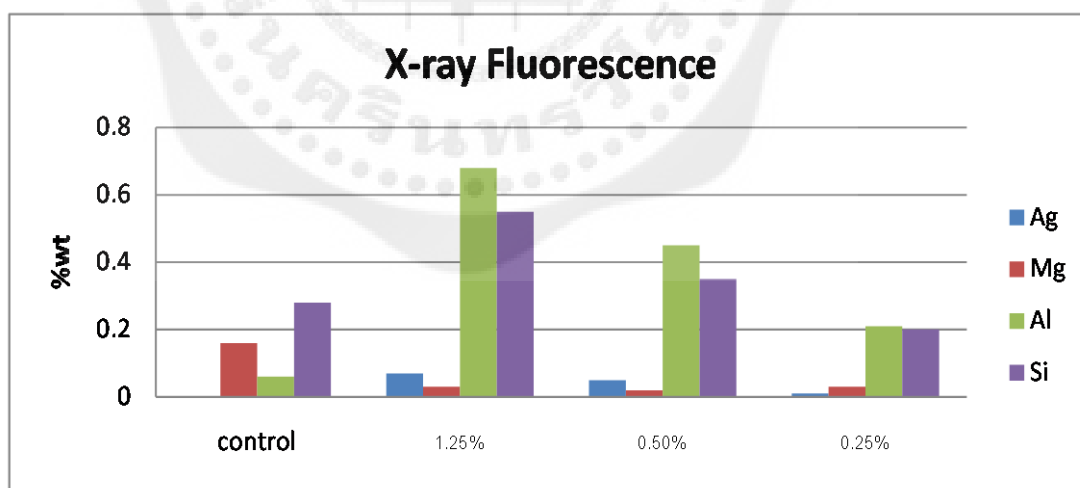
ตาราง 3 ตารางแสดงค่าการยับยั้งการเจริญเติบโตของแบคทีเรียด้วยวิธี JISZ 2801:2000 ใน 4 กลุ่มการทดลองที่มีเปอร์เซ็นต์ซิลเวอร์นาโนแตกต่างกัน

ตัวอย่างที่ทดสอบ	แบคทีเรียที่ใช้ทดสอบ <i>Staphylococcus aureus</i> ATCC6538p
ประสิทธิภาพของซิลเวอร์นาโนในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียภายหลังการบ่มเพาะเป็นเวลา 24 ชั่วโมง	
ตัวอย่างที่ 2 กลุ่มซิลเวอร์นาโน 0.25%	-0.1
ตัวอย่างที่ 3 กลุ่มซิลเวอร์นาโน 0.5%	3.4*
ตัวอย่างที่ 4 กลุ่มซิลเวอร์นาโน 1.25%	3.5*

* แสดงค่ากลุ่มที่มีประสิทธิภาพในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย คือมีค่า ≥ 2.0

ผลการวิเคราะห์หาองค์ประกอบอนุภาคซิลเวอร์ในชิ้นงาน

จากการวิเคราะห์หาปริมาณองค์ประกอบทางเคมีในตัวอย่างชิ้นงานด้วยเทคนิค X-ray fluorescence ปริมาณองค์ประกอบทางเคมีที่พบในชิ้นงาน แสดงไว้ดังภาพประกอบ 11



ภาพประกอบ 11 แสดงผลการวิเคราะห์ธาตุ ในชิ้นงานในแต่ละกลุ่มการทดลอง (%โดยน้ำหนัก) โดยคอลัมน์สีน้ำเงินแสดงปริมาณอนุภาคซิลเวอร์

จากภาพประกอบ 11 แสดงให้เห็นว่า ในชิ้นงานทั้ง 3 กลุ่มการทดลองมีอนุภาคซิลเวอร์ ซึ่งแตกต่างจากกลุ่มควบคุมซึ่งตรวจไม่พบอนุภาคซิลเวอร์

บทที่ 5

บทวิจารณ์การวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้มีจุดประสงค์สำคัญที่จะเปรียบเทียบคุณสมบัติทางกลของชิ้นงาน อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโนชนิดซิลเวอร์ไฮโดรไลต์ที่ความเข้มข้นต่างกัน เนื่องมาจากคุณสมบัติทางกลเป็นสาเหตุสำคัญในการแตกหักของวัสดุฐานฟันปลอมและคุณสมบัติด้านความแข็งแรงดัดขวางที่ดี (Flexural strength) ก็เป็นคุณสมบัติสำคัญที่ป้องกันการแตกหักของฟันปลอมที่เกิดจากการใช้งานโดยเฉพาะการแตกหักที่ตรงกึ่งกลางของฟันปลอม (Midline) ซึ่งพบได้บ่อยที่สุด โดยมีสาเหตุมาจากการบิดงอ (Flexing) ของฟันปลอมขณะเคี้ยว (18) ในการวิจัยครั้งนี้ได้ใช้การทดสอบเปรียบเทียบความแตกต่างค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test) ในการทดสอบความแข็งแรงดัดขวาง (Flexural strength) ของวัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกในแต่ละกลุ่ม พบว่ากลุ่มที่ 3 อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% มีค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด เฉลี่ยสูงที่สุด คือ 92.6370 MPa ในขณะที่กลุ่มที่ 4 อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.25% มีค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด ต่ำที่สุด 88.1700 MPa และพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติระหว่างค่าความแข็งแรงดัดขวางในกลุ่มที่ 3 อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% และกลุ่มควบคุม จากการวิจัยนี้จึงสรุปได้ว่าการเติมอนุภาคซิลเวอร์นาโนนั้นไม่แสดงผลอย่างมีนัยสำคัญต่อคุณสมบัติด้านความแข็งแรงดัดขวาง แต่อย่างไรก็ตามค่าความแข็งแรงดัดขวางในทุกกลุ่มการทดลองในการวิจัยครั้งนี้มีค่าเป็นไปตามมาตรฐาน ISO 20795 ซึ่งได้กำหนดคุณสมบัติของวัสดุฐานฟันปลอมชนิดที่ 1 วัสดุฐานฟันปลอมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน (Heat-polymerizable materials) ที่ผ่านการบ่มตัวแล้วว่า ควร มี ค่าความแข็งแรงดัดขวางสูงสุด (Ultimate flexural strength) ไม่ต่ำกว่า 65 MPa

อีกหนึ่งคุณสมบัติทางกล (Mechanical properties) ที่สำคัญของวัสดุฐานฟันปลอม คือ คุณสมบัติด้านความแข็งผิว (Surface Hardness) ซึ่งจะทำให้วัสดุฐานฟันปลอมมีความทนทานต่อการสึกกร่อน (high abrasion resistance) เพื่อป้องกันการสึกของฐานฟันปลอมที่เกิดจากสารทำความสะอาดแบบขัดถู หรือ อาหารที่รับประทาน จากการวิจัยครั้งนี้ทดสอบความแข็งผิวของวัสดุฐานฟันปลอมด้วยวิธี Vickers Hardness Test พบว่าความแข็งผิวของกลุ่มควบคุมมีค่าเฉลี่ยสูงที่สุดและมีค่าใกล้เคียงกับค่าความแข็งผิวของกลุ่มที่ 3 อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% แต่พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติกับกลุ่มอื่น จากผลการวิจัยนี้จึงสรุปได้ว่าการเติมอนุภาคซิลเวอร์นาโนไม่ส่งผลกระทบต่อความแข็งผิว (Surface Hardness) ของวัสดุฐานฟันปลอม

จากผลการวิจัยพบว่ากลุ่มที่3 อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% มีค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ3จุดเฉลี่ยสูงที่สุดและมีค่าความแข็งผิวมากกว่ากลุ่มการทดลองอื่น เหตุผลที่อาจเป็นไปได้น่าจะมาจากผลจากการผสมอนุภาคซิลเวอร์ที่มีความเข้มข้นสูงในพลาสติกหรือคอมโพสิตจะทำให้รบกวนปฏิกิริยาการรวมตัวกันของส่วนผงและส่วนน้ำทำให้เกิดการรวมตัวที่ไม่สมบูรณ์เกิดขึ้น ส่งผลให้คุณสมบัติทางกลของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโน1.25% มีค่าต่ำกว่ากลุ่มการทดลองอื่น

การวิจัยครั้งนี้จึงมีการทดสอบคุณสมบัติการฆ่าเชื้อแบคทีเรียของชิ้นงาน ด้วยวิธีตามมาตรฐานอุตสาหกรรมญี่ปุ่น JIS Z 2801 : 2000 โดยจุลินทรีย์ที่ใช้ทดสอบ คือ *Staphylococcus aureus* ATCC 6538p ซึ่งการทดสอบนี้เป็นมาตรฐานการทดสอบประสิทธิภาพการต่อต้านแบคทีเรียที่ถูกใช้กันอย่างกว้างขวางในทางทันตกรรม (33-35) จากผลการวิจัยพบว่า อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโน 0.5% และ อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน ผสม อนุภาคซิลเวอร์นาโน 1.25% สามารถยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อแบคทีเรีย *Staphylococcus aureus* ATCC 6538p ได้ ดังแสดงในตารางที่ 3 จึงสรุปได้ว่า ความเข้มข้นที่เหมาะสมในการผสมอนุภาคซิลเวอร์นาโนลงในวัสดุฐานฟันปลอมชนิดบ่มด้วยความร้อน ควรใช้ความเข้มข้น 0.5% และ 1.25% ซึ่งจะไมรบกวนปฏิกิริยาการก่อตัวของอะคริลิกเพื่อคุณสมบัติที่ดีในด้านการฆ่าเชื้อแบคทีเรียของวัสดุฐานฟันปลอม ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาวิจัยก่อนหน้านี้ที่ได้ทำการศึกษาผลของการเติมอนุภาคซิลเวอร์นาโนในเรซินคอมโพสิต(17) หรือลงในโพลีเมอร์โพลีสไตรีนอะคริลิกเอซิด(28) แต่อย่างไรก็ตามการศึกษาเพิ่มเติมถึงการต่อต้านเชื้ออื่นที่เป็นสาเหตุของโรค denture stomatitis ซึ่งเป็นปัญหาที่พบบ่อยที่สุดของคนไข้ที่ใส่ฟันปลอมก็เป็นสิ่งสำคัญที่ควรศึกษาเพิ่มเติม นอกจากนั้นการศึกษาวิจัยครั้งนี้เป็นการศึกษาผลการต่อต้านเชื้อในระยะสั้น คือ ในระยะเวลา 24 ชั่วโมง จึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมถึงผลระยะยาวของการต่อต้านเชื้อที่เกิดขึ้นด้วย

จากผลการวิเคราะห์ธาตุในชิ้นงานด้วยเทคนิค X-ray fluorescence ตามที่แสดงในรูปที่ 11 พบว่ามีค่าความเข้มข้นของซิลเวอร์และอะลูมิเนียมสูงทั้ง3กลุ่มการทดลองยกเว้นในกลุ่มควบคุม และจากการศึกษาของ Sadiq และคณะในปี 2009 ซึ่งรายงานถึงผลของอนุภาคนาโนอะลูมิเนียมที่มีความเข้มข้น 10-1000 ไมโครกรัมต่อมิลลิตร ที่มีผลในการต่อต้านเชื้อแบคทีเรียในระดับอ่อนถึงปานกลาง จึงอาจสรุปได้ว่าผลการต่อต้านเชื้อของอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อนในการวิจัยครั้งนี้มีผลมาจากทั้งอนุภาคซิลเวอร์และอนุภาคอะลูมิเนียม (36)

ถึงแม้ว่าจากการศึกษาวิจัยครั้งนี้จะพบว่าการเติมอนุภาคซิลเวอร์นาโนในอะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยความร้อนจะให้ผลดีในด้านการต่อต้านเชื้อแบคทีเรีย แต่อย่างไรก็ตามควรมีการศึกษาถึงผลการเติมอนุภาคซิลเวอร์นาโนต่อคุณสมบัติทั้งทางด้านกายภาพและคุณสมบัติทางกลในด้านอื่นของอะคริลิกเรซินด้วย นอกจากนี้ยังควรมีการศึกษาถึงผลความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity test) เพื่อนำมาใช้ในการศึกษาทางคลินิกในขั้นตอนต่อไป

การศึกษาค่าความเป็นพิษต่อเซลล์ในวัสดุทางทันตกรรมเป็นสิ่งสำคัญที่ควรศึกษาวัสดุที่ใช้ในทางทันตกรรมควรมีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยที่สุดแต่อย่างไรก็ตามการศึกษาค่าความเป็นพิษต่อเซลล์ของอนุภาคซิลเวอร์นาโนมีค่อนข้างน้อย จากการศึกษาของ Acosta Torres และคณะในปี 2012 รายงานว่าการเติมซิลเวอร์นาโนในโพลีเมทิลเมทาไครเรตมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกาย (biocompatibility) พบว่าไม่มีผลต่อการแบ่งตัวของเซลล์ (cell proliferation) เมื่อทดสอบด้วย MTT assay ภายในเวลา 24 และ 72 ชั่วโมง นอกจากนี้ยังมีการศึกษาถึงผลต่อการเปลี่ยนแปลงทางยีนโดยทดสอบกับเซลล์ลิมโฟไซต์ (lymphocytes) ของมนุษย์ด้วยวิธี comet assay พบว่าไม่มีพิษต่อเซลล์ลิมโฟไซต์ของมนุษย์ ดังนั้นจึงอาจสรุปได้ว่าการเติมซิลเวอร์นาโนในอะคริลิกเรซินเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการฆ่าเชื้อแบคทีเรียให้กับวัสดุทางทันตกรรมโดยไม่เป็นพิษต่อเนื้อเยื่อมนุษย์ (37)

บทที่ 6

บทสรุป

จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ สรุปได้ว่า อะคริลิกชนิดปั๊มด้วยความร้อน ผสม อนุภาค ซิลเวอร์นาโน 0.5% มีคุณสมบัติที่ดีทั้งในด้านค่าความแข็งผิว (Surface Hardness) อีกทั้งยังมีค่าความแข็งแรงดัดขวางแบบ 3 จุด (Three-point bending test) เฉลี่ยสูงที่สุด รวมถึงมีคุณสมบัติที่ดีในด้านการฆ่าเชื้อแบคทีเรีย จึงเหมาะสมในการนำอัตราส่วนนี้มาพัฒนาทำวัสดุฐานฟันปลอมต่อไป





บรรณานุกรม

บรรณานุกรม

1. Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin North Am* 1975; 19(2): 211.
2. Lok C-N, Ho C-M, Chen R, He Q-Y, Yu W-Y, Sun H, et al. Proteomic analysis of the mode of antibacterial action of silver nanoparticles. *J Proteome Res* 2006; 5(4): 916-924.
3. D. C. Jagger, R. G. Jagger, S. M. Allen, A. Harrison. An investigation into the transverse and impact strength of high strength denture base acrylic resins. *Journal of oral rehabilitation*. 2002; 29(3):263-267.
4. G Hong, H Murata, YA Li, S Sadamori, T Hamada. Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009; 101(3): 205-213.
5. McCabe JF, Basker RM. Tissue sensitivity to acrylic resin. A method of measuring the residual monomer content and its clinical application. *British dental journal*. 1976; 140(10):347-350.
6. Radford D, Sweet S, Challacombe S, Walter J. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent* 1998; 26(7): 577-583.
7. Batoni G, Pardini M, Giannotti A, Ota F, Rita Giuca M, Gabriele M, et al. Effect of removable orthodontic appliances on oral colonisation by mutans streptococci in children. *European J Oral Sci* 2001; 109(6): 388-392.
8. Denise A Flanagan, Charles John Palenik, James C Setcos, Chris H Miller. Antimicrobial activities of dental impression materials. *Dental materials* 1998; 14(6): 399-404.
9. Satoshi IMAZATO. Bio-active restorative materials with antibacterial effects: new dimension of innovation in restorative dentistry. *Dental materials journal*. 2009; 28(1): 11-19.
10. H Nikawa, T Hamada, T Yamamoto. Denture plaque—past and recent concerns. *Journal of dentistry*. 1998; 26(4): 299-304.

11. Lamfon H, Al-Karaawi Z, McCullough M, Porter SR, Pratten J. Composition of in vitro denture plaque biofilms and susceptibility to antifungals. *FEMS microbio Lett* 2005; 242(2): 345-351.
12. FA Peyton, DH Anthony. Evaluation of dentures processed by different techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1963; 13(2): 269-282.
13. O'BRIEN WJ. Dental materials and their selection. 4th ed. Chicago: Quintessence; 2009.
14. Dastjerdi R, Montazer M. A review on the application of inorganic nano-structured materials in the modification of textiles: focus on anti-microbial properties. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2010; 79(1): 5-18.
15. N.Aimjirakul, P.Ekvorapoj, T.Poolnuam. Silver nanoparticle in dentistry. *SwuDJ* 2013; 6(1): 77-86.
16. Jeon H-J, Yi S-C, Oh S-G. Preparation and antibacterial effects of Ag-SiO₂ thin films by sol-gel method. *Biomaterials* 2003; 24(27): 4921-4928.
17. Ferraris M, Perero S, Miola M, Ferraris S, Verné E, Morgiel J. Silver nanocluster-silica composite coatings with antibacterial properties. *Materials Chemistry and Physics* 2010; 120(1): 123-126.
18. Cheng L, Zhang K, Weir MD, Liu H, Zhou X, Xu HH. Effects of antibacterial primers with quaternary ammonium and nano-silver on *Streptococcus mutans* impregnated in human dentin blocks. *Dent Mater* 2013; 29(4): 462-472.
19. L Cheng, MD Weir, HH Xu, JM Antonucci, AM Kraigsley, Lin NJ. Antibacterial amorphous calcium phosphate nanocomposites with a quaternary ammonium dimethacrylate and silver nanoparticles. *Dental Materials*. 2012; 28(5): 561-572.
20. N Beyth, I Yudovin-Farber, R Bahir, AJ Domb, El Weiss. Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against *Streptococcus mutans*. *Biomaterials*. 2006; 27(21): 3995-4002.
21. Li B, Liu X, Meng F, Chang J, Ding C. Preparation and antibacterial properties of plasma sprayed nano-titania/silver coatings. *Materials Chemistry and Physics* 2009; 118(1): 99-104.

22. Heng-Li Huang, Yin-Yu Chang, Meng-Cheng Lai, Cai-Rong Lin, Chih-Ho Lai, Tzong-Ming Shiehe. Antibacterial TaN-Ag coatings on titanium dental implants. Surface and Coatings Technology. 2010; 205(5): 1636-1641.
23. Chen W, Liu Y, Courtney H, Bettenga M, Agrawal C, Bumgardner J, et al. In vitro antibacterial and biological properties of magnetron co-sputtered silver-containing hydroxyapatite coating. Biomaterials 2006; 27(32): 5512-5517.
24. Flores CY, Diaz C, Rubert A, Benitez G, Moreno M, Fernández Lorenzo de Mele M, et al. Spontaneous adsorption of silver nanoparticles on Ti/TiO₂ surfaces. Antibacterial effect on *Pseudomonas aeruginosa*. J Colloid Interface Sci 2010; 350(2): 402-408.
25. Liao J, Anchun M, Zhu Z, Quan Y. Antibacterial titanium plate deposited by silver nanoparticles exhibits cell compatibility. Int J Nanomedicine 2010; 5: 337-342.
26. Babak Sadeghi, Farshid S. Garmaroudi, M. Hashemi, H.R. Nezhad, A. Nasrollahi, Sima Ardan, Sahar Ardan. Comparison of the anti-bacterial activity on the nanosilver shapes: nanoparticles, nanorods and nanoplates. Advanced Powder Technology. 2012; 23(1): 22-26.
27. Joseph M. Antonucci, Diana N. Zeiger, Kathy Tang, Sheng Lin-Gibson, Bruce O. Fowler, Nancy J. Lin. Synthesis and characterization of dimethacrylates containing quaternary ammonium functionalities for dental applications. Dental Materials. 2012; 28(2): 219-222.
28. Da Silva Paula MM, Franco CV, Baldin MC, Rodrigues L, Barichello T, Savi GD, et al. Synthesis, characterization and antibacterial activity studies of poly-{styrene-acrylic acid} with silver nanoparticles. Materials Science and Engineering: C 2009; 29(2): 647-650.
29. Yukari Shinonaga, Kenji Arita. Antibacterial effect of acrylic dental devices after surface modification by fluorine and silver dual-ion implantation. Acta Biomaterialia. 2012; 8(3): 1388-1393.

30. Hae-Hyoung LEE, Chung-Jae LEE, Kenzo ASAOKA. Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins. *Dental materials journal*. 2012; 1(3):157-164.
31. Makiko HASHIGUCHI, Yasuhiro NISHI, Takahito KANIE, Seiji BAN, Eiichi NAGAOKA. Bactericidal efficacy of glycine-type amphoteric surfactant as a denture cleaner and its influence on properties of denture base resins. *Dental materials journal*. 2009; 28(3): 307-314.
32. Testing ASf, Philadelphia M. Standard test method for knoop and vickers hardness of materials. 2010.
33. Andre G, Julie M, Ana C, Larissa R, Adhemar RF, Marco AC. Effect of incorporation of 2-tert-butylaminoethylmethacrylate on flexural strength of a denture base acrylic resin. *J Appl Oral Sci* 2011; 19(3): 195-199.
34. You C, Han C, Wang X, Zheng Y, Li Q, Hu X, et al. The progress of silver nanoparticles in the antibacterial mechanism, clinical application and cytotoxicity. *Mol Biol rep* 2012; 39(9): 9193-9201.
35. Yamashita R, Takeuchi Y, Kikuchi H, Shirai K, Yamauchi T, Tsubokawa N. Preparation of antibacterial polymer-grafted nano-sized silica and surface properties of silicone rubber filled with the silica. *Polymer J* 2006; 38: 844-851.
36. Mohammed Sadiq, Basudev Chowdhury, Natarajan Chandrasekaran, Amitava Mukherjee. Antimicrobial sensitivity of *Escherichia coli* to alumina nanoparticles. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine*. 2009; 5: 282–286.
37. Acosta-Torres LS, Mendieta I, Nuñez-Anita RE, Cajero-Juárez M, Castano VM. Cytocompatible antifungal acrylic resin containing silver nanoparticles for dentures. *Int J Nanomedicine*. 2012; 7: 4777-4786.

ประวัติย่อผู้วิจัย



ประวัติย่อผู้วิจัย

ชื่อ ชื่อสกุล	ฐิติวัลค์ พูลนวม
วันเดือนปีเกิด	17 กรกฎาคม 2526
สถานที่เกิด	เพชรบุรี
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	52 หมู่ 1 ตำบลมาบปลาเค้า อำเภอท่ายาง จังหวัดเพชรบุรี 76130
ตำแหน่งหน้าที่การงานปัจจุบัน	ทันตแพทย์ปฏิบัติการ ฝ่ายทันตกรรม
สถานที่ทำงานปัจจุบัน	โรงพยาบาลชะอำ จังหวัดเพชรบุรี
ประวัติการศึกษา	

พ.ศ. 2551

มัธยมศึกษา

จาก โรงเรียนพรหมานุสรณ์

พ.ศ. 2554

ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต

จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

พ.ศ. 2558

วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์

จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ