



การพัฒนาเซรามิกเซอริโคเนียสำหรับการใช้งานด้านทันตกรรมด้วยการพิมพ์ 3 มิติ



จิตรวดี สุขวรรณ

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

การพัฒนาเซรามิกเซอริโคเนียสำหรับการใช้งานด้านทันตกรรมด้วยการพิมพ์ 3 มิติ



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมทั่วไปชั้นสูง
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ปีการศึกษา 2562

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

DEVELOPMENT OF ZIRCONIA CERAMICS BY 3D PRINTING FOR DENTAL
APPLICATION



JITWADEE SUKKHAWAN

A Thesis Submitted in partial Fulfillment of Requirements
for MASTER OF SCIENCE (aster of Science (Advanced General Dentistry))

Faculty of Dentistry Srinakharinwirot University

2019

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

การพัฒนาเซรามิกเซอร์โคเนียสำหรับการใช้งานด้านทันตกรรมด้วยการพิมพ์ 3 มิติ

ของ

จิตรวดี สุขวรรณ

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมทั่วไปชั้นสูง

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

ที่ปรึกษาหลัก

ประธาน

(รองศาสตราจารย์ ดร.ภาวิณีญ์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิตรอน) (รองศาสตราจารย์ ดร.ณัฐจิตา ชวนเกริกกุล)

ที่ปรึกษาร่วม

กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธนากร วาสนาเพียรพงศ์) (รองศาสตราจารย์ ดร.พรสวรรค์ ธนธรวงศ์)

| | |
|------------------|--|
| ชื่อเรื่อง | การพัฒนาเซรามิกเซอริโคเนียสำหรับการใช้งานด้านทันตกรรมด้วยการพิมพ์ 3 มิติ |
| ผู้วิจัย | จิตรวดี สุขวรรณ |
| ปริญญา | วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต |
| ปีการศึกษา | 2562 |
| อาจารย์ที่ปรึกษา | รองศาสตราจารย์ ดร. ภาวินีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิตรอน |

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเพื่อพัฒนาและศึกษาสมบัติทางกายภาพและทางกลของวัสดุเซอริโคเนียสำหรับการขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิดฟิวส์เดพโพลีชันโมเดลลิง (FDM) โดยการเตรียมผงเซอริโคเนียและตัวประสานผสมเข้าด้วยกันแล้วนำไปขึ้นรูปเป็นเส้นฟิลาเมนต์ที่อุณหภูมิ 190 องศาเซลเซียส และเตรียมเส้นฟิลาเมนต์ที่ขึ้นรูปแล้วเป็นวัตถุดิบสำหรับการพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM จากนั้นนำชิ้นงานตัวอย่างที่ขึ้นรูปแล้วมากำจัดตัวประสานทั้งหมดด้วยความร้อนแล้วนำไปเผาที่อุณหภูมิ 1510 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ศึกษาสมบัติทางกายภาพประกอบด้วย น้ำหนักที่หายไปหลังเผา ความหนาแน่นรวม ปริมาตรรูพรุนปรากฏ การดูดซึมน้ำ การหดตัว โครงสร้างทางจุลภาค และความต้านทานการดัดโค้งของชิ้นงาน ผลของการศึกษาวิจัยพบว่าอัตราส่วนของผงเซอริโคเนียต่อตัวประสานในการทดลองคือ 25:75 น้ำหนักที่หายไปหลังเผาเท่ากับ 40.60 ± 0.71 เปอร์เซ็นต์ ความหนาแน่นเฉลี่ย 4.08 ± 0.42 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร รูพรุน มีค่า 31.33 ± 6.01 เปอร์เซ็นต์ การดูดซึมน้ำ 7.88 ± 2.20 เปอร์เซ็นต์ การหดตัวเฉลี่ย 25.91 ± 5.92 เปอร์เซ็นต์ การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคมีรูพรุนเล็กน้อยหลังจากที่กำจัดตัวประสานและต้านทานต่อการดัดโค้ง มีค่า 31.77 ± 1.3 เมกะพาสคา ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษานี้ สมบัติทางกายภาพและความต้านทานต่อการดัดโค้งของเซอริโคเนียที่พิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM ยังมีค่าน้อยกว่ามาตรฐาน ISO สำหรับวัสดุเซอริโคเนียที่ใช้ในการบูรณะทางทันตกรรม โดยมีปัจจัยที่เกี่ยวข้องคือ ชนิดของเครื่องพิมพ์และอัตราส่วนของผงเซอริโคเนียต่อตัวประสาน ต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อพัฒนาสมบัติต่างๆต่อไป

คำสำคัญ : การพิมพ์สามมิติ, เซอริโคเนีย, เซรามิก, ฟิวส์เดพโพลีชันโมเดลลิง

| | |
|----------------|--|
| Title | DEVELOPMENT OF ZIRCONIA CERAMICS BY 3D PRINTING FOR DENTAL APPLICATION |
| Author | JITWADEE SUKKHAWAN |
| Degree | MASTER OF SCIENCE |
| Academic Year | 2019 |
| Thesis Advisor | Associate Professor Pavinee Padipatvuthikul Didron , Ph.D. |

This study focuses on developing sintered zirconia ceramic using 3D printing fused deposition modeling(FDM) technique, which is a novel additive manufacturing technique. 3Y-TZP zirconia and binders of different ratios were wet mixed. Both zirconia powder and binders were compressed into filaments through the extruder at 190 °C. The polymer debinding step was carried out using the thermal debinding technique. The samples were subsequently sintered at 1510 °C for two hours in a box electrical furnace. The characterization of the zirconia filaments, the as-printed and as-sintered were investigated in terms of density, porosity, water absorption, flexural strength and microstructure and accordance with ISO standards. It was found that the ratio of zirconia powder to the binder was 25:75 percent by volume and resulted in the best formation of the sample by an FDM type 3D printer. The physical and mechanical properties were found to be as follows : the density of the fired specimens $4.08 \pm 0.42 \text{ g/cm}^3$, the porosity $31.33 \pm 6.01\%$, the water absorption $7.88 \pm 2.2\%$, the total shrinkage of specimen after firing was $25.91 \pm 5.92\%$. The flexural strength of the bars was $31.77 \pm 1.3 \text{ MPa}$. SEM micrographs of the printed specimens revealed a rather homogeneous microstructure, with some submicron-sized pores. Within the limitations of this study, it was found that both the physical properties and the mechanical property of the experimental zirconia were still less than the ISO standards for zirconia restoration. The relevant factors that should be improved on included the type of printer and the mixture ratio.

Keyword : 3D Printing, Zirconia, Ceramic, Fused deposition modeling

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความสะดวกตากรุณาช่วยเหลือ และความเอาใจใส่อย่างดี ยิ่งตลอดจนการให้คำแนะนำ และข้อคิดเห็นที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับการปรับแก้ไขข้อบกพร่อง จากบุคคลและหน่วยงานต่อไปนี้

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์ชุกุมิตติคุณ ดิตรอน ที่ปรึกษาหลัก และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ฉนกร วาสนาเพียรพงศ์ ที่ปรึกษาร่วม ที่ได้ให้ความเมตตา กรุณาเป็นที่ปรึกษาและให้ความช่วยเหลือชี้แนะแนวทางในสิ่งที่เป็นประโยชน์ต่อการศึกษาและการทำปริญญานิพนธ์นี้ด้วยความเอาใจใส่ตลอดมา กรุณาให้ข้อเสนอแนะต่างๆ เพิ่มเติมแก่ผู้วิจัย ทำให้ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็น อย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

ขอขอบพระคุณ ดร.เฉลิมขวัญ มกรพันธ์ สำหรับคำแนะนำในการทดลองและร่วมแบ่งปัน ประสบการณ์ที่ดีในการทำวิจัย ซึ่งผู้วิจัยสามารถนำความรู้ที่ได้มาปรับใช้ในปริญญานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณภาควิชาวัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์ในการใช้วัสดุต่างๆ เครื่องพิมพ์สามมิติและเครื่องทดสอบ ตลอดจนคำแนะนำและความรู้เรื่องวัสดุศาสตร์ เพื่อนำมาปรับใช้ในงานวิจัยแก่ผู้วิจัย

ขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์และกรรมการบริหารหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาทัศนกรรมทั่วไปชั้นสูง คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒทุกท่าน ที่ได้กรุณาประสิทธิ์ประสาท ความรู้ต่างๆ ให้แก่ผู้วิจัย ตลอดจนให้ความช่วยเหลือในการทำวิจัยครั้งนี้

ขอขอบคุณทุนอุดหนุนการวิจัยจากบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒที่ทำให้ งานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ เจ้าหน้าที่ ที่บัณฑิตวิทยาลัยและภาควิชาทัศนกรรมทั่วไปชั้นสูง สำหรับข้อมูล ตัวอย่างที่ใช้ในงานวิจัยครั้งนี้ รวมถึงความช่วยเหลือต่างๆ

ขอขอบคุณพี่ๆ และเพื่อน ๆ สาขาทัศนกรรมทั่วไปชั้นสูง รวมถึงบุคคลอีกหลายท่าน ที่ไม่ได้กล่าวนามไว้ ณ ที่นี้ได้ให้ความช่วยเหลือกับผู้วิจัยมาโดยตลอด สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอโน้มรำลึกถึงคุณ ของบิดามารดา ครอบครัวของผู้วิจัย และครูอาจารย์ที่อบรมสั่งสอนให้ความรู้เป็นกำลังใจและให้การ สนับสนุนผู้วิจัยด้วยดีตลอดมา

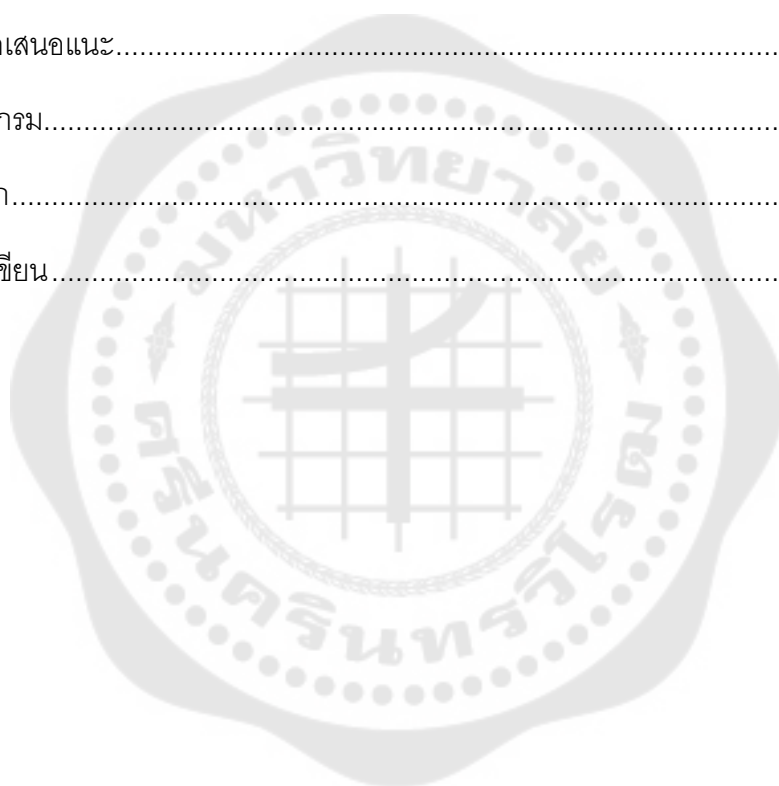


สารบัญ

| | หน้า |
|--|------|
| บทคัดย่อภาษาไทย..... | ง |
| บทคัดย่อภาษาอังกฤษ..... | จ |
| กิตติกรรมประกาศ..... | ฉ |
| สารบัญ..... | ช |
| สารบัญตาราง..... | ฎ |
| สารบัญรูปภาพ..... | ฏ |
| บทที่ 1 บทนำ..... | 1 |
| ภูมิหลัง..... | 1 |
| คำถามวิจัย..... | 3 |
| จุดมุ่งหมายงานวิจัย..... | 3 |
| ความสำคัญของงานวิจัย..... | 3 |
| ขอบเขตของการวิจัย..... | 3 |
| นิยามศัพท์เฉพาะ..... | 4 |
| กรอบแนวคิดในงานวิจัย..... | 4 |
| สมมติฐานการวิจัย..... | 5 |
| บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... | 6 |
| 2.1 การพิมพ์แบบสามมิติ..... | 6 |
| 2.1.1 ความเป็นมาของการพิมพ์ 3 มิติ..... | 6 |
| 2.1.2 ขั้นตอนการพิมพ์ 3 มิติ..... | 9 |
| 2.1.3 การประยุกต์ใช้การพิมพ์ 3 มิติทางพันธุกรรม..... | 11 |
| 2.1.4 ประเภทของการพิมพ์ 3 มิติ..... | 15 |

| | |
|--|----|
| 2.2 เครื่องพิมพ์สามมิติ ชนิด Fused Deposition Modeling (FDM)..... | 19 |
| 2.2.1 หลักการทำงานของเครื่องพิมพ์ | 19 |
| 2.2.2 ส่วนประกอบของเครื่องพิมพ์สามมิติชนิด FDM | 19 |
| 2.2.3 วัตถุประสงค์ | 20 |
| 2.2.4 ขั้นตอนการทำงานของเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM..... | 21 |
| 2.2.5 ตัวเชื่อมประสาน(50) | 22 |
| 2.3. เซอร์โคเนีย..... | 23 |
| 2.3.1 ลักษณะโครงสร้างทางจุลภาค..... | 24 |
| 2.3.2 สมบัติของเซอร์โคเนีย..... | 25 |
| 2.4.งานวิจัยที่ผ่านมา..... | 27 |
| บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย | 33 |
| 3.1 การออกแบบการทดลอง..... | 33 |
| 3.2 การพัฒนาสูตรในการทดลอง | 36 |
| 3.2.1 การพัฒนาสูตรเพื่อหาสัดส่วนของผงเซอร์โคเนียต่อตัวประสาน | 36 |
| 3.2.2 การหาอุณหภูมิที่เหมาะสมในการกำจัดตัวประสาน..... | 37 |
| 3.3 การเตรียมวัสดุ | 38 |
| 3.4. การวิเคราะห์สมบัติตัวอย่าง | 42 |
| 3.4.1 การกำจัดตัวเชื่อมประสานและสารหล่อลื่น..... | 42 |
| 3.4.2 ความหนาแน่น ปริมาตรรูพรุนปรากฏ และการดูดซึมน้ำของชิ้นงานหลังเผา..... | 42 |
| 3.4.3 การหดตัวของชิ้นงาน | 42 |
| 3.4.4 การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาค..... | 43 |
| 3.4.5 การตรวจสอบความต้านทานการดัดโค้ง(Flexural strenght)..... | 43 |
| บทที่ 4 ผลการดำเนินการวิจัย | 44 |

| | |
|--|----|
| 4.1 การตรวจสอบลักษณะเฉพาะของผงวัตุดิบ..... | 44 |
| 4.2 การศึกษาการขึ้นรูปฟิลาเมนต์โครงสร้างทางจุลภาค..... | 48 |
| 4.3 ผลการทดลองของชิ้นงาน | 50 |
| บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ | 54 |
| 5.1. อภิปรายผล..... | 54 |
| 5.2. สรุปผลการวิจัย..... | 56 |
| 5.3 ข้อเสนอแนะ..... | 57 |
| บรรณานุกรม..... | 58 |
| ภาคผนวก..... | 65 |
| ประวัติผู้เขียน..... | 70 |



สารบัญตาราง

| | หน้า |
|---|------|
| ตาราง 1 แสดงคุณสมบัติทางกายภาพและเคมีของเซรามิกเซอร์โคเนีย..... | 26 |
| ตาราง 2 ความหนาแน่นและความแข็งของ ZTA ที่ 48-52 vol% | 30 |
| ตาราง 3 แสดงผลที่ได้จากสูตรที่มีสัดส่วนของเซอร์โคเนียและตัวประสานแตกต่างกัน | 36 |
| ตาราง 4 แสดงผลที่ได้จากการเผาที่อุณหภูมิต่างๆ | 37 |
| ตาราง 5 ตารางแสดงอุณหภูมิ Tg , Tm และ Td..... | 48 |
| ตาราง 6 แสดงอัตราส่วนผสมของส่วนผสมที่ใช้ทำการวิจัยนี้..... | 50 |
| ตาราง 7 ตารางแสดงผลการศึกษาสมบัติชิ้นงานเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDMเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐาน ISO | 52 |

สารบัญรูปภาพ

| | หน้า |
|---|------|
| ภาพประกอบ 1 แสดงการพัฒนาเทคโนโลยีขั้นตอนการทำงานแคดแคม(19)..... | 7 |
| ภาพประกอบ 2 แสดงขั้นตอนการเก็บข้อมูลและออกแบบโมเดลสามมิติ (2)(2) | 10 |
| ภาพประกอบ 3 แสดงขั้นตอนการพิมพ์ 3 มิติ(30) | 11 |
| ภาพประกอบ 4 แสดงเครื่องมือแนะนำในการเจาะรากเทียมที่ผลิตโดยการพิมพ์ 3 มิติ..... | 12 |
| ภาพประกอบ 5 แสดงการบูรณะขากรรไกรล่างโดยใช้โมเดลจากการพิมพ์สามมิติที่ฆ่าเชื้อแล้ว.. | 13 |
| ภาพประกอบ 6 แสดงครอบฟันชั่วคราวก่อนการขัดเงาและกำจัดโครงสร้างค้ำยันออก..... | 14 |
| ภาพประกอบ 7 เครื่องมือจัดฟันแบบใส..... | 15 |
| ภาพประกอบ 8 แผนภาพการทำงานของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด SLA..... | 16 |
| ภาพประกอบ 9 แผนผังการทำงานของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด SLS..... | 17 |
| ภาพประกอบ 10 แผนผังการทำงานของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด SLS..... | 18 |
| ภาพประกอบ 11 ภาพจำลองการทำงานของเครื่องรีดเส้น..... | 20 |
| ภาพประกอบ 12 แสดงขั้นตอนการทำงานของเครื่องพิมพ์ระบบ FDM..... | 21 |
| ภาพประกอบ 13 ลักษณะโครงสร้างของผลึกคริสตัลของเซอริโคเนียแต่ละชนิด เมื่อได้รับความร้อนที่อุณหภูมิต่างๆ ⁽⁵⁾ | 24 |
| ภาพประกอบ 14 (a) เส้นฟิลาเมนต์จากซิลิกอนไนไตรด์และชิ้นงานที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM (b) ภาพตัดขวางจากกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดแสดงชิ้นงานก่อนนำไปเผาพบว่าไม่มีการแยกชั้นระหว่างวัสดุแต่ละชั้น | 28 |
| ภาพประกอบ 15 (a) ภาพจากกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดบริเวณพื้นผิวของเส้นฟิลาเมนต์เซอริโคเนีย (b) สะพานฟันจากการขึ้นรูปด้วยการพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM | 29 |
| ภาพประกอบ 16 โครงสร้างทางจุลภาคของชิ้นงาน (a) ไม่เติมตัวเชื่อมประสาน (b) เติมตัวเชื่อมประสาน | 31 |

| | |
|---|----|
| ภาพประกอบ 17 ชิ้นงานที่สามารถขึ้นรูปได้ด้วยเทคนิค Fused Filament Fabrication (FFF) (a) ทรงแท่งสี่เหลี่ยม (b) เคสนาฬิกาข้อมือ (c) ตัวตะลิว (d) ที่ยึด..... | 32 |
| ภาพประกอบ 18 แสดงอุณหภูมิการเผา | 34 |
| ภาพประกอบ 19 แผนผังงานวิจัยการเตรียมเซรามิกเซอร์โคเนีย ด้วยเทคนิคการพิมพ์ 3 มิติ (a) ขั้นตอนการผสมส่วนผสม (b) ขั้นตอนหลังจากการผสมส่วนผสม..... | 35 |
| ภาพประกอบ 20 ชิ้นงานที่เผาด้วยอุณหภูมิที่ไม่เหมาะสมเกิดการโก่งงอ บวมพองและแยกชั้น .. | 38 |
| ภาพประกอบ 21 ผงเซอร์โคเนีย (3% Y ₂ O ₃ Stabilized ZrO ₂)..... | 38 |
| ภาพประกอบ 22 แสดงตัวประสานชนิดต่าง ๆ และสารหล่อลื่น (a) พอลิเอทิลีนไกลคอล (PEG) (b) พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA) (c) พอลิไวนิลบิวไทรอล (PVB) และ (d) กรดสตีริก (SA) | 39 |
| ภาพประกอบ 23 แสดง (a) เครื่องขึ้นรูปฟิลาเมนต์ (b) ฟิลาเมนต์ที่ผ่านการฉีดขึ้นรูป | 40 |
| ภาพประกอบ 24 แสดงการพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM | 41 |
| ภาพประกอบ 25 ตัวอย่างชิ้นงานที่พิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ | 41 |
| ภาพประกอบ 26 ลักษณะสัณฐานวิทยาของผงเซอร์โคเนียจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด..... | 44 |
| ภาพประกอบ 27 กราฟแสดงการสลายตัวของพอลิไวนิลบิวไทรอลด้วยความร้อน (a) เครื่อง Differential Thermal Analysis (DTA) (b) เครื่อง Differential Scanning Calorimetry (DSC) . | 45 |
| ภาพประกอบ 28 กราฟแสดงการสลายตัวของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ด้วยความร้อน (a) เครื่อง Differential Thermal Analysis (DTA) (b) เครื่อง Differential Scanning Calorimetry (DSC) . | 46 |
| ภาพประกอบ 29 กราฟแสดงการสลายตัวของพอลิเอทิลีนไกลคอลด้วยความร้อน (a) เครื่อง Differential Thermal Analysis (DTA) (b) เครื่อง Differential Scanning Calorimetry (DSC) . | 47 |
| ภาพประกอบ 30 โครงสร้างจุลภาคของฟิลาเมนต์ตัวอย่างที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องฉีดขึ้นรูปที่กำลังขยายต่างกัน (a) กำลังขยาย 100 เท่า (b) กำลังขยาย 500 เท่า (c) กำลังขยาย 2000 เท่า..... | 49 |
| ภาพประกอบ 31 ตัวอย่างชิ้นงานสูตร Z13..... | 50 |
| ภาพประกอบ 32 ภาพชิ้นงานหลังการเผาที่มีการโค้งงอและการแยกชั้น..... | 51 |

| | |
|---|----|
| ภาพประกอบ 33 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานตัวอย่างที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ (a)-(c) โครงสร้างจุลภาคชิ้นงานตัวอย่างหลังการเผาผนึก(d)-(f)ที่กำลังขยาย 100 500 และ 2000 เท่า ตามลำดับ..... | 53 |
| ภาพประกอบ 34 สกรูภายในเครื่องรีดเส้นฟิลาเมนต์ที่เกิดการอุดตัน | 67 |
| ภาพประกอบ 35 บริเวณภายในหัวฉีดของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ที่เกิดการอุดตัน | 67 |



บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

ในหลายทศวรรษที่ผ่านมา มีความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยีดิจิทัลและการผลิตที่ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงในวงการทันตกรรมมากมาย การพิมพ์ 3 มิติ (3D, three dimensional printing) เป็นเทคโนโลยีที่เจริญเติบโตและสร้างรายได้มากในอุตสาหกรรมการผลิต(1) เนื่องจากช่วยลดระยะเวลาในการผลิตให้สั้นลง ช่วยลดการใช้วัสดุดิบและค่าใช้จ่ายที่ไม่จำเป็น(2) นอกจากนี้ผลผลิตที่ได้ยังสามารถเกิดเป็นโครงสร้างที่ซับซ้อน(3) ดังนั้นจึงมีการนำเทคโนโลยีการพิมพ์ 3 มิติมาใช้ในการทันตกรรมหลายประเภท เช่น แบบจำลองฟัน (Dental model) สเตนต์ ศัลยกรรม (Surgical stent) เครื่องมือจัดฟันแบบถอดได้ (Orthodontic removable) ครอบฟันชั่วคราว (Temporary crown)(4) เป็นต้น เครื่องพิมพ์ 3 มิติจะสร้างโครงสร้างที่เป็น 3 มิติจากไฟล์ที่ได้ออกแบบโดยซอฟต์แวร์การออกแบบด้วยคอมพิวเตอร์หรือแคด (Computer Aided Design/CAD) และทำการขึ้นรูปขึ้นงานโดยการเติมเนื้อวัสดุทีละชั้น จนได้ออกมาเป็นวัตถุที่ต้องการ การผลิตนี้เรียกว่าแอดดิทีฟแมนูแฟคเจอร์ริง (Additive Manufacturing)(5) ซึ่งกระบวนการผลิตชนิดนี้ต่างจากวิธีการแบบเดิมที่เรียกว่าซับแทรคทีฟแมนูแฟคเจอร์ริง (Subtractive Manufacturing) เป็นการผลิตที่สกัดเนื้อวัสดุออกจนได้เป็นรูปร่างของวัตถุที่ต้องการผลิต โดยวิธีการตัด กลึง ไส เจาะ เจียรระไน เป็นต้น (6) เครื่องพิมพ์สามมิติมีอยู่หลายประเภทด้วยกัน โดยสามารถแบ่งออกเป็น 4 ระบบ คือ การพิมพ์แบบฉีดอัดขึ้นรูป (Extrusion-based methods) เช่น เทคนิคฟิวส์เดโพสิชันโมเดลลิง (Fused Deposition Modeling, FDM) การพิมพ์แบบรวมอนุภาค(Particle fusion-based methods) เช่น เทคนิคซีแลกทีฟเลเซอร์ซินเทอริง (Selective laser sintering, SLS) การพิมพ์โดยการใช้แสงทำปฏิกิริยา (Light induced polymerization methods) เช่น เทคนิคสเตอริโอลิโทกราฟี (Stereolithography, SLA) และการพิมพ์แบบอิงก์เจ็ต (Inkjet printing)(7) แต่แต่ละประเภทจะมีขั้นตอนการทำงานที่แตกต่างกัน แต่หลักการพื้นฐานเหมือนกันคือการพิมพ์ชั้นของวัตถุซ้อนกันหลาย ๆ ชั้นจนกลายเป็นชิ้นงานที่สมบูรณ์ เทคนิคการพิมพ์ 3 มิติที่แพร่หลายที่สุดคือ ฟิวส์เดโพสิชันโมเดลลิง (Fused Deposition Modeling, FDM) ซึ่งใช้วิธีให้ความร้อนหลอมละลายเส้นใยและฉีดวัสดุขึ้นรูปเป็นวัตถุที่ออกแบบไว้ วัสดุที่ใช้ส่วนใหญ่เป็นโพลีเมอร์และข้อดีของเทคนิคนี้คือเครื่องพิมพ์และวัสดุที่ราคาไม่แพง สามารถใช้ในสำนักงานหรือห้องปฏิบัติการได้(8)

จุดเด่นของการพิมพ์ 3 มิติ คือความสามารถในการสร้างรูปร่างวัตถุตามต้องการ และเวลาการผลิตที่รวดเร็ว ข้อดีที่โดดเด่นอีกประการหนึ่งคือการสูญเสียวัสดุน้อยลง ซึ่งแตกต่างจากกระบวนการผลิตที่ใช้เครื่องจักรกลและกระบวนการกลึงแบบเดิม ทำให้มีการสูญเสียวัสดุอาจมากถึง 96 เปอร์เซ็นต์และไม่สามารถนำวัสดุกลับมาใช้ใหม่ได้(9) วัสดุที่นำมาใช้เป็นวัตถุดิบสำหรับเครื่องพิมพ์ 3 มิติมีอยู่หลายชนิด ขึ้นอยู่กับชนิดของเครื่องพิมพ์และวัตถุประสงค์ในการผลิตชิ้นงาน เช่น พอลิเมอร์ โลหะ เป็นต้น(10) ซึ่งวัสดุแต่ละประเภทมีข้อดี ข้อเสียแตกต่างกัน อย่างไรก็ตามแม้จะมีข้อดีมากมาย แต่การพิมพ์ 3 มิติยังมีข้อจำกัดบางประการ คือ วัสดุบางประเภทยังไม่สามารถประมวลผลและใช้ในกระบวนการพิมพ์หรือขึ้นรูปโดยเครื่องพิมพ์ 3 มิติได้ เช่น วัสดุเซรามิกที่มีความแข็งแต่เปราะและไม่สามารถทำให้อ่อนนุ่มเพื่อฉีดขึ้นรูปได้ การมีคุณสมบัติการหลอมเหลวที่สูงของวัสดุเซรามิก หรือการที่วัสดุเซรามิกไม่ตอบสนองต่อแสงเลเซอร์ซึ่งต่างจากวัสดุจำพวกเรซิน เป็นต้น(11)

วัสดุเซรามิกได้รับความนิยมมากขึ้นในปัจจุบันด้วยคุณสมบัติของความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatible) และความสวยงามที่ใกล้เคียงพันธธรรมชาติมากที่สุด (12) เซรามิกที่ถูกนำมาใช้ในงานทันตกรรมมีหลายประเภท อาทิเช่น ลิเทียมไดซิลิเกต (lithium disilicate) แก้วเซรามิกชนิดเสริมความแข็งแรงด้วยลูไซต์ (leucite-reinforced glass ceramics) แก้วเซรามิกชนิดเฟลด์สปาร์ติก (feldspathic glass ceramics) นอกจากนี้ยังมีเซรามิกที่มีเซอร์โคเนียเป็นองค์ประกอบพื้นฐาน (zirconia based ceramic) มีผลึกที่เสถียรมากและมีความแข็งแรงสูง เป็นต้น ในปัจจุบันแนวโน้มการบูรณะฟันเพื่อความสวยงามได้รับความนิยมมากขึ้น วัสดุประเภทเซรามิกจึงเป็นตัวเลือกที่ได้รับความนิยม(13)

เซอร์โคเนีย (Zirconia:ZrO₂) เป็นออกไซด์ของเซอร์โคเนียม (Zirconium:Zr) ค้นพบโดย Klaproth นักเคมีชาวเยอรมันในปี พ.ศ. 2332 โดยพบจากผลิตภัณฑ์การเผาถ่านหิน ต่อมาในปี พ.ศ. 2512 Helmer และ Driskell ได้พัฒนาเซอร์โคเนีย เพื่อใช้สำหรับทำกระดูกเชิงกรานเทียม (total hip replacements: THR) และ มีการพัฒนาเซอร์โคเนียเพื่อใช้ในทันตกรรม เช่น การทำครอบฟัน เป็นต้น(14) เซอร์โคเนียมีคุณสมบัติที่แข็งแรง สามารถนำมาบูรณะฟันหลังเพื่อรองรับแรงบดเคี้ยวสูง ๆ ได้ นอกจากนี้แล้วยังพัฒนาให้มีความสวยงามสามารถใช้ในการบูรณะฟันหน้าได้ การผลิตชิ้นงานจากเซอร์โคเนียในปัจจุบันที่แพร่หลาย คือการนำเทคโนโลยีการขึ้นรูปชิ้นงานด้วยระบบแคดแคม ซึ่งช่วยสามารถลดข้อบกพร่องที่เกิดขึ้นจากการขึ้นตอนแลบที่ใช้แรงงานของช่างฝีมือ(15) แต่ยังมีข้อจำกัด เช่น การสึกของเครื่องมือที่ใช้กลึง การสูญเสียเนื้อวัสดุจากบดล็อกเซอร์โคเนีย หรือการเกิดรอยร้าวในเนื้อวัสดุ(16) การพัฒนาเทคโนโลยีพิมพ์ 3 มิติให้สามารถใช้ได้

กับวัสดุเซรามิกโคเนียจะช่วยลดข้อจำกัดที่เกิดจากการผลิตแบบเดิมได้ ดังนั้นจึงเป็นโอกาสในการพัฒนาวัสดุเซรามิกเซอรโคเนียที่สามารถใช้กับเครื่องพิมพ์ 3 มิติ

การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์หลักเพื่อศึกษาพัฒนาวัสดุเซรามิกประเภทเซอรโคเนียที่สามารถใช้กับเครื่องพิมพ์ 3 มิติได้เพื่อเป็นแนวทางของการพัฒนาวัสดุและกระบวนการขึ้นรูปชิ้นงานสำหรับการบูรณะฟันด้วยการพิมพ์แบบ 3 มิติในอนาคต

คำถามวิจัย

1. สามารถขึ้นรูปเซรามิกเซอรโคเนียด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM ได้หรือไม่
2. เซรามิกเซอรโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM มีคุณสมบัติทางกายภาพและทางกลแตกต่างจากมาตรฐาน ISO หรือไม่

จุดมุ่งหมายงานวิจัย

เพื่อทำการศึกษาในห้องปฏิบัติการ (*in vitro*) ถึงคุณสมบัติทางกายภาพและทางกลของเซรามิกเซอรโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM เนื่องจากที่ผ่านมาไม่มีการศึกษาเปรียบเทียบเซรามิกเซอรโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM กับ มาตรฐานขององค์กรมาตรฐานนานาชาติที่

ความสำคัญของงานวิจัย

การขึ้นรูปเซรามิกด้วยวิธีเดิม คือ การกลึง ทำให้มีเนื้อวัสดุที่สูญเสียไปจากกระบวนการผลิตมากมาย การนำเทคโนโลยีเครื่องพิมพ์ 3 มิติมาใช้ในงานทันตกรรม ทำให้เกิดการขึ้นรูปชิ้นงานที่มีลักษณะการพิมพ์เป็นชั้นต่อกัน นอกจากนี้จะสามารถสร้างโครงสร้างที่ซับซ้อนได้แล้วยังสามารถลดความเสี่ยงต่อการสูญเสียวัสดุจากการผลิตและลดข้อบกพร่องจากการผลิตแบบเดิมได้

ขอบเขตของการวิจัย

การศึกษานี้เป็นวิจัยพื้นฐาน (Basic research) ในห้องปฏิบัติการ เพื่อศึกษาสมบัติทางกายภาพและทางกลของเซรามิกเซอรโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM ประกอบด้วย น้ำหนักที่หายไปหลังเผา ความหนาแน่น ปริมาณรูพรุน การดูดซึมน้ำ และการหดตัวของชิ้นงาน และโครงสร้างทางจุลภาค และสมบัติทางกลเพื่อดูความต้านทานการดัดโค้ง (Flexural strength)

นิยามศัพท์เฉพาะ

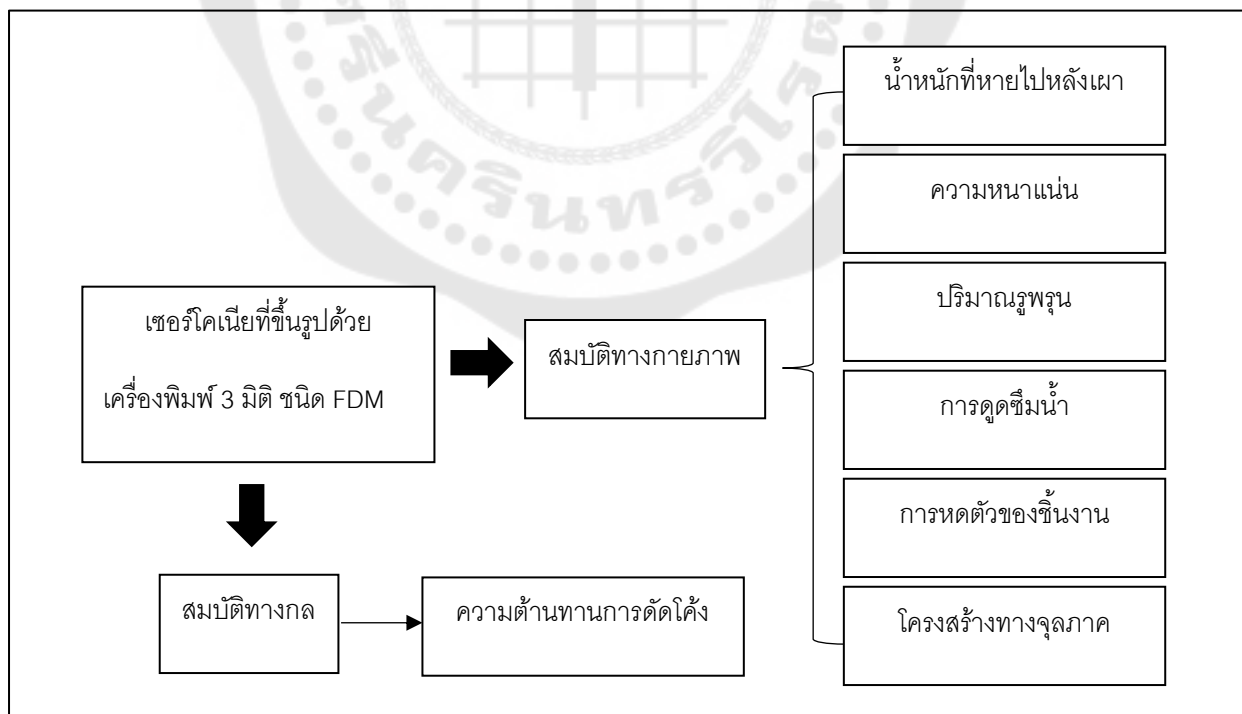
1. การพิมพ์ 3 มิติ (3D Printing) เป็นการประดิษฐ์วัตถุโดยการเชื่อมต่อชั้นวัสดุเพื่อสร้างรูปร่างจากข้อมูลแบบจำลอง 3 มิติ ผ่านการสะสมของวัสดุทีละชั้นจนออกมาเป็นชิ้นงานที่มีรูปร่างสมบูรณ์ โดยใช้หัวพิมพ์หัวฉีดหรือเทคโนโลยีเครื่องพิมพ์อื่น ๆ

2. การผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ (Additive Manufacturing , AM) กระบวนการเชื่อมต่อวัสดุเพื่อสร้างวัตถุจากข้อมูลแบบจำลอง 3 มิติ จะเป็นชั้นทีละชั้น ตรงกันข้ามกับการผลิตแบบสกัดเนื้อวัสดุออกหรือ Subtractive Manufacturing (SM)

3. การผลิตแบบสกัดเนื้อวัสดุออก (Subtractive Manufacturing, SM) กระบวนการสร้างวัตถุโดยการเอาเนื้อวัสดุออก เช่น การกัด การเจาะ การบด การแกะสลัก เป็นต้น จากชิ้นวัสดุเพื่อให้รูปร่างที่ต้องการ

4. ฟิวส์เดโพสิชันโมเดลลิง (Fused Deposition Modeling, FDM) กระบวนการขึ้นรูปวัสดุเทอร์โมพลาสติกที่ผ่านการฉีดขึ้นรูปและการซ้อนของชั้นวัสดุโดยชั้น

กรอบแนวคิดในงานวิจัย



สมมติฐานการวิจัย

H_0 : เซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM มีสมบัติทางกายภาพและทางกลไม่แตกต่างกับมาตรฐาน ISO

H_1 : เซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM มีสมบัติทางกายภาพและทางกลแตกต่างกับมาตรฐาน ISO



บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และได้นำเสนอตามหัวข้อต่อไปนี้

- 2.1 การพิมพ์แบบสามมิติ
- 2.2 เครื่องพิมพ์สามมิติ ชนิด Fused Deposition Modeling (FDM)
- 2.3 เซอร์โคเนีย
- 2.4 งานวิจัยที่ผ่านมา

2.1 การพิมพ์แบบสามมิติ

ความก้าวหน้าทางด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ทำให้มีการพัฒนาคิดค้นสิ่งต่าง ๆ เพื่ออำนวยความสะดวกในการดำรงชีวิต เทคโนโลยีกลายเป็นส่วนหนึ่งของชีวิตประจำวันและมีบทบาทสำคัญในการแก้ไขปัญหาและพัฒนาคุณภาพชีวิตของมนุษย์เป็นอย่างมาก ปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีการพิมพ์ 3 มิติ (3D Printing) มาใช้อย่างแพร่หลาย การเข้าถึงเครื่องพิมพ์ 3 มิติในภาคอุตสาหกรรมและการใช้งานทั่วไปของประชาชนได้เติบโตขึ้นอย่างรวดเร็วโดยมูลค่าของยอดขายทั่วโลกทั้งอุปกรณ์เครื่องพิมพ์ วัสดุในการพิมพ์ และบริการสำหรับเครื่องพิมพ์ทั้งในระดับอุตสาหกรรมจนถึงระดับผู้บริโภคโดยเฉลี่ยมีมูลค่าเพิ่มขึ้นกว่า 33 เปอร์เซ็นต์ ในช่วง 3 ปีที่ผ่านมา รวมเป็นมูลค่า 4.1 พันล้านเหรียญในปีคริสต์ศักราช 2014(1) มีการนำเทคโนโลยีการพิมพ์ 3 มิติมาใช้ทั้งด้านการศึกษา (Education) การออกแบบ (Industrial design) อุตสาหกรรมยานยนต์ (Automotive) งานด้านวิศวกรรม (Engineering) งานด้านสถาปัตยกรรม (Architecture) การออกแบบแฟชั่นและเครื่องประดับ (Fashion and Jewellery) การบินและอวกาศ (Aerospace) รวมไปถึงงานด้านการแพทย์และทันตกรรม (Medical and Dental) ด้วยเช่นกัน(17)

2.1.1 ความเป็นมาของการพิมพ์ 3 มิติ

ในช่วงหลายทศวรรษที่ผ่านมางานด้านการแพทย์และทันตกรรม มีความเจริญก้าวหน้าทางดิจิทัลอย่างมาก เทคโนโลยีเข้ามามีบทบาทในการวางแผนการรักษา การสร้างชิ้นงานเพื่อมาทดแทนอวัยวะต่าง ๆ รวมถึงมีความพยายามในการนำเทคโนโลยีทางดิจิทัลเข้ามาใช้ในทุกขั้นตอนของการทำงาน ตั้งแต่เริ่มก่อนการรักษาจนกระทั่งสิ้นสุดการรักษา การทำงานในสาขาทางการแพทย์และทันตกรรมต้องอาศัยความแม่นยำในทุกขั้นตอนเพราะการรักษาที่มีความ

ถูกต้องแม่นยำจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานทางการแพทย์และผลลัพธ์ในการรักษาผู้ป่วย การรวมเอาเทคโนโลยีดิจิทัลเข้ากับศาสตร์ทางทันตกรรมจึงกลายเป็นสิ่งสำคัญ จะช่วยลดขั้นตอนการทำงานที่ต้องใช้แรงงานของมนุษย์ ซึ่งมีโอกาสเกิดความผิดพลาดได้ จึงเกิดเป็นขั้นตอนการทำงานดิจิทัล (Digital workflow) เป็นพื้นฐานของการทำงานของระบบดิจิทัลทางทันตกรรม(18) ซึ่งมีสามองค์ประกอบ ประการแรกคือการเก็บข้อมูลผู้ป่วย เช่น การสแกนในช่องปาก การสแกนโมเดลฟัน เป็นต้น ตามด้วยการจัดการและประมวลผลข้อมูลที่สร้างขึ้นโดยใช้ซอฟต์แวร์การออกแบบด้วยคอมพิวเตอร์หรือแคด (Computer Aided Design/CAD) และประการสุดท้ายคือการรับข้อมูลที่ผ่านการประมวลผลมาใช้สำหรับการผลิตชิ้นงานหรือแคม (Computer-Aided Manufacturing/CAM)(ภาพประกอบ 1)(19)



ภาพประกอบ 1 แสดงการพัฒนาเทคโนโลยีขั้นตอนการทำงานแคดแคม(19)

ที่มา : van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2012;28(1):3-12.

ประเภทของการผลิตชิ้นงาน สามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท โดยงานทันตกรรมมีความเกี่ยวข้องยาวนานกับการผลิตชิ้นงานในรูปแบบของการผลิตแบบสกัดเนื้อวัสดุออกหรือ Subtractive Manufacturing (SM) กล่าวคือ เป็นการผลิตที่ใช้เครื่องมือตัดเนื้อวัสดุเพื่อขจัดส่วนที่ไม่ต้องการออก ให้ได้ชิ้นงานในรูปร่างที่ต้องการ เช่น การกลึง เจาะ ไส หรือเจียรไน เป็นต้น(6) การผลิตแบบสกัดเนื้อวัสดุออกสร้างความเปลี่ยนแปลงในวงการทันตกรรมอย่างมาก จนรับการกล่าวขานว่าเป็นทันตกรรมสมัยใหม่ (Modern dental technology)(20) การใช้เทคโนโลยีนี้อำนวยความสะดวก

ความสะอาดทำให้ได้ชิ้นงานในรูปแบบที่ซับซ้อน มีลักษณะเฉพาะสำหรับผู้ป่วยแต่ละราย เช่น รากฟันเทียม ครอบฟัน ฟันเทียม เป็นต้น และลดจำนวนการผลิตโดยช่างฝีมือ(15) ถึงแม้ว่ากระบวนการผลิตแบบสกัดเนื้อวัสดุออกโดยระบบแคดแคมแบบหลายแกนจะมีข้อดีหลายประการ แต่ขั้นตอนนี้ยังมีข้อจำกัด คือ วัตถุดิบจำนวนมากถูกทำลายเนื่องจากชิ้นส่วนที่ไม่ได้ใช้ของบล็อกเซรามิกจะต้องถูกทิ้งหลังจากการกลึงและการรีไซเคิลวัสดุเซรามิกส่วนเกินจะไม่สามารถทำได้(6) นอกจากนี้แล้วความแนบของชิ้นงานที่ได้ขึ้นอยู่กับขนาดของหัวกลึงที่เล็กที่สุดที่เครื่องมือจะสามารถกลึงได้ ซึ่งถ้าหัวกลึงมีขนาดใหญ่กว่าพื้นที่ถูกกรอจะทำให้ความถูกต้องและแม่นยำในด้านความแนบของวัสดุบูรณะลดลง หรือจะต้องสูญเสียเนื้อฟันโดยการกรอฟันเพิ่มมากขึ้นเพื่อให้ได้ขอบวัสดุตามขนาดของหัวกลึง(21) นอกจากนี้แล้วเครื่องกลึงจะต้องมีการขัดถูกับวัสดุที่มีความแข็งมาก ทำให้สามารถทำได้ในระยะเวลาที่สั้นๆ และพบรอยร้าวบนพื้นผิวของเซรามิกในระหว่างกระบวนการผลิตชิ้นงาน การกลึงจึงมีความยากและสิ้นเปลืองในชิ้นงานที่มีขนาดใหญ่ มีส่วนเว้าคอคและมีโครงสร้างที่สลับซับซ้อน(22)

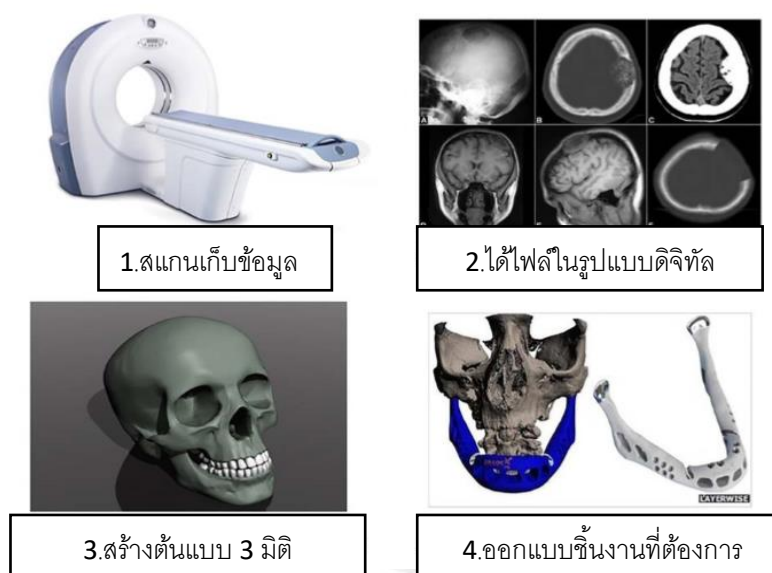
การผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุหรือ Additive Manufacturing (AM) หรือการพิมพ์ 3 มิติ (3D Printing) มีลักษณะเฉพาะตัวสำหรับการสร้างโครงสร้างที่ซับซ้อน สามารถใช้กับวัสดุหลายชนิดเช่นกัน และมีคุณสมบัติที่เหมาะสมในด้านทันตกรรมและการผ่าตัด(23) นิยามคำว่า Additive Manufacturing หรือการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุจาก American Society for Testing and Materials (ASTM) คือ “ขั้นตอนการรวมวัสดุเพื่อทำวัตถุจากข้อมูลแบบ 3 มิติ โดยปกติจะผลิตเป็นชั้นที่ละชั้นซึ่งตรงข้ามกับวิธีการผลิตที่มีลักษณะเป็นแบบ Subtractive Manufacturing” (5) การผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุเป็นวิธีการที่มีประสิทธิภาพสำหรับการสร้างต้นแบบอย่างรวดเร็ว (Rapid Prototyping) ดังนั้นจึงทำให้เหมาะสำหรับสิ่งประดิษฐ์ที่มีรูปร่างเฉพาะตัวที่จำเป็นสำหรับการงานทันตกรรม เกิดการยอมรับในเทคนิคนี้มากขึ้นในการผลิตโดยทั่วไป โดยมีหลักฐานจากการเพิ่มขึ้นของขนาดตลาดที่คาดการณ์ได้ถึง 4 เท่าในปี 2020 ซึ่งมีมูลค่าประมาณ 5 พันล้านดอลลาร์(24)

เทคโนโลยีการพิมพ์ 3 มิติ ได้รับการพัฒนาและนำมาใช้ในช่วงปลายทศวรรษ 1980 และ 1990(25) โดย Charles Hull ได้นำหลักการของการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุมาใช้ในปีคริสต์ศักราช 1986 ประโยชน์หลักของการผลิต คือ การสร้างโมเดลทางการแพทย์ที่สามารถผลิตให้มีส่วนเว้าคอค รูปทรงเรขาคณิตภายในที่ซับซ้อน เช่น โพรงไซนัส บริเวณเส้นประสาท เป็นต้น ทำให้ช่วยปรับปรุงการวินิจฉัยทางการแพทย์และเกิดแผนการรักษาที่แม่นยำ เทคนิคนี้จะช่วยลดระยะเวลาในการผ่าตัดและลดความเสี่ยงของผู้ป่วย(26) การพิมพ์สามมิติ เข้ามามีบทบาทในงาน

ทันตกรรม เช่น สาขา ศัลยกรรมช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล(27) แผ่นแบบสำหรับการปลูกฝังรากเทียม(28) และสาขาทันตกรรมประดิษฐ์(29)

2.1.2 ขั้นตอนการพิมพ์ 3 มิติ

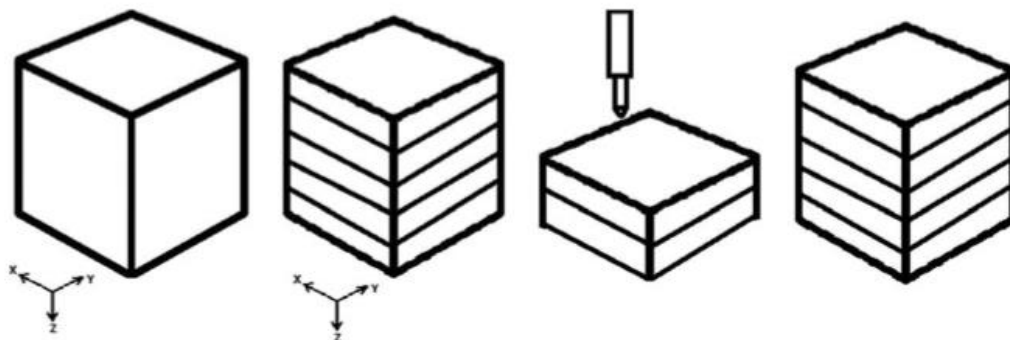
ขั้นตอนของการพิมพ์แบบ 3 มิติ เริ่มจากการได้มาซึ่งข้อมูลของโมเดลผู้ป่วยรูปแบบ 3 มิติ ทั้งโมเดลทางกายภาพ เช่น การสแกนในช่องปาก หรือการสแกนรอยพิมพ์ปาก หรือ โมเดลแบบดิจิทัล โดยข้อมูลที่สแกนจะถูกส่งออกโดยปกติจะเป็นข้อมูลประเภทไดคอม (DICOM) หรือ โอบีเจ็ (OBJ/Object file) จากนั้นจะสร้างไฟล์เอสทีแอล (STL/Standard Tessellation Language) และนำเข้าสู่ซอฟต์แวร์การออกแบบโดยใช้คอมพิวเตอร์แคด (CAD) ซึ่งช่วยให้วัตถุและส่วนประกอบทั้งหมดได้รับการออกแบบในสภาพแวดล้อมเสมือนจริง ซอฟต์แวร์แคด เป็นซอฟต์แวร์ที่ในด้านการออกแบบอุตสาหกรรมวิศวกรรมและยังเป็นที่พบได้ทั่วไปในห้องปฏิบัติการทางทันตกรรม การพัฒนาเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์และแอปพลิเคชันซอฟต์แวร์ถือเป็นส่วนสำคัญของการเปลี่ยนแปลงเทคโนโลยีที่เกิดขึ้นจากการพิมพ์ 3 มิติ ซอฟต์แวร์แคด ช่วยให้สามารถสร้างวัตถุจากข้อมูลในรูปแบบข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT) ข้อมูลโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Cone Beam Computed Tomography: CBCT) และข้อมูลการสแกนในช่องปากหรือห้องปฏิบัติการ (ภาพประกอบ 2)



ภาพประกอบ 2 แสดงขั้นตอนการเก็บข้อมูลและออกแบบโมเดลสามมิติ (2)(2)

ที่มา : Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh Yh J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials. 2018;106(5):2058-64.

เมื่อการออกแบบแบบจำลอง หรือชิ้นงานในซอฟต์แวร์แคดเสร็จแล้วนำข้อมูลที่ได้มาเตรียมออกแบบโครงสร้างรองรับ (Support structure) และโครงสร้างที่จะพิมพ์ออกมาจะมีลักษณะเหมือน 'ชั้นบางๆ' เพื่อสร้างชั้นของแต่ละแผ่น และข้อมูลแต่ละชั้นจะถูกส่งไปยังเครื่องพิมพ์เพื่อวางวัสดุทีละชั้นซ้อนทับกันจนได้ออกมาเป็นรูปร่าง ขั้นตอนสุดท้ายคือ การเอาโครงสร้างค้ำยันออก และปรับลักษณะของพื้นผิว เช่น การพ่นทราย เป็นต้น (ภาพประกอบ 3)



สร้างต้นแบบเสมือนจริง แบ่งชั้นต้นแบบ สร้างชิ้นงานทีละชั้น ชิ้นงานจากการพิมพ์ 3 มิติ

ภาพประกอบ 3 แสดงขั้นตอนการพิมพ์ 3 มิติ(30)

ที่มา : Anssari Moin D, Derksen W, Verweij JP, van Merkesteyn R, Wismeijer D.

A Novel Approach for Computer-Assisted Template-Guided Autotransplantation of Teeth With Custom 3D Designed/ Printed Surgical Tooling. An Ex Vivo Proof of Concept. Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 2016;74(5):895-902

2.1.3 การประยุกต์ใช้การพิมพ์ 3 มิติทางทันตกรรม

การประยุกต์ใช้การพิมพ์ 3 มิติ พบว่ามีการใช้งานอย่างกว้างขวางในแต่ละสาขาของงานทันตกรรม เช่น สิ่งปลูกฝังบริเวณกะโหลกศีรษะและใบหน้า (craniofacial implants)(31) รากฟันเทียม (implants) แบบจำลองทางศัลยกรรม (surgical models) โครงค้ำยันสำหรับเนื้อเยื่อคืนสภาพ (scaffolds for tissue regeneration)(32) เป็นต้น แบบจำลองทางการแพทย์ (Medical model) เป็นหนึ่งในการประยุกต์ใช้ที่เก่าแก่ที่สุดของการพิมพ์แบบ 3 มิติ ในงานศัลยกรรม การสร้างแบบจำลองฟันที่เรียกว่าแบบจำลองการศึกษา (Study model) (33) เพื่อใช้จำลองสภาพฟันของผู้ป่วยเพื่อวางแผนการรักษา นอกจากนี้ยังมีเทคโนโลยีที่สำคัญที่ใช้ร่วมกันเพื่อวางแผนการรักษาทางทันตกรรมคือ โคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Cone Beam Computed Tomography : CBCT) ซึ่งมีการใช้อย่างกว้างขวาง และได้เปลี่ยนกระบวนการวินิจฉัยและการรักษาในทันตกรรม

รากฟันเทียมจากรูปแบบเดิมไปมาก ข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีการใช้อย่างแพร่หลายมากขึ้นในโรงพยาบาลต่างๆ เครื่องเอกซเรย์เหล่านี้จะให้ข้อมูลรูปภาพที่ส่งไปยังเครื่องพิมพ์สามมิติ ก่อนการผ่าตัดได้(34) และการทำสำเนารายละเอียดของขากรรไกรของผู้ป่วยโดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณที่มีความซับซ้อนผิดปกติ จะช่วยให้กายวิภาคบริเวณนั้นได้รับการพิจารณาอย่างรอบคอบ และมีการวางแผนก่อนการผ่าตัด(35, 36) นำไปสู่การพัฒนาวิธีการในการผ่าตัด พร้อมกับการสร้างแนวทางการเจาะหรือตัด (drilling or cutting guides) โดยใช้เทคโนโลยีการพิมพ์แบบสามมิติ นำไปสู่การผ่าตัดที่รวดเร็วกว่าและสามารถคาดเดาตำแหน่งของการฝังรากฟันเทียม กระดูกหรือเส้นประสาทบริเวณนั้นได้(37, 38) (ภาพประกอบ 4)



ภาพประกอบ 4 แสดงเครื่องมือแนวทางการเจาะรากฟันเทียมที่ผลิตโดยการพิมพ์ 3 มิติ

นอกจากเครื่องมือแนวทางการเจาะเพื่อฝังรากฟันเทียมที่นิยมใช้การพิมพ์ 3 มิติอย่างแพร่หลายแล้ว มีการผลิตรากฟันเทียมโดยใช้เทคโนโลยีการพิมพ์แบบ 3 มิติเพื่อสร้างรากฟันเทียมที่มีพื้นผิวที่พรุน(39) วิธีการผลิตรากฟันเทียมที่มีรูพรุนเฉพาะตัว การพิมพ์แบบ 3 มิติมีความสามารถทำให้เกิดโครงสร้างที่มีความซับซ้อน ซึ่งอาจไม่สามารถผลิตโดยการกลึงเพียงอย่างเดียว รวมถึงบทบาทในงานวิศวกรรมเนื้อเยื่อ (Tissue Engineering) เป็นกระบวนการสร้างเนื้อเยื่อ เพื่อทดแทน ซ่อมแซม หรือปรับปรุงการทำงานของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะที่สูญเสียหรือบาดเจ็บ โดยเซลล์จะรวมตัวอยู่บนโครงสร้างสามมิติที่เรียกว่า โครงค้ำยัน (Scaffold)(40)

ในบางกรณีผู้ป่วยได้รับอุบัติเหตุขากรรไกรหักหรือในผู้ป่วยโรคมะเร็งบริเวณใบหน้าและช่องปาก มะเร็งอาจแพร่กระจายไปยังบริเวณขากรรไกรและเนื้อเยื่อที่ติดเชื่อทำให้ต้องมีการ

ตัดอวัยวะบริเวณนั้นเพื่อยับยั้งการลุกลามของรอยโรค การพิมพ์แบบ 3 มิติถูกนำมาใช้เพื่อสร้างอวัยวะเทียมทดแทนขากรรไกรหรือส่วนของขากรรไกรที่สูญเสียไป(41) ดังในภาพประกอบ 5



ภาพประกอบ 5 แสดงการบูรณะขากรรไกรล่างโดยใช้โมเดลจากการพิมพ์สามมิติที่ฆ่าเชื้อแล้ว

ที่ มา : Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *BDJ*. 2015;219(11):521.

นอกจากช่วยวางแผนการรักษาด้านศัลยกรรมแล้ว แบบพิมพ์จำลองฟัน ยังมีประโยชน์ในการเก็บข้อมูลของผู้ป่วยในรูปแบบสามมิติในงานทันตกรรมบูรณะ เพื่อดูการเปลี่ยนแปลงก่อนและหลังการรักษา เช่น การทำวีเนียร์ เป็นต้น ข้อมูลแบบจำลองของผู้ป่วยที่ถูกเก็บแบบดิจิทัลและสามารถพิมพ์ออกมาได้เมื่อต้องการ จะช่วยให้การรักษามีความถูกต้องและน่าเชื่อถือมากขึ้น (42)

สำหรับงานในสาขาทันตกรรมประดิษฐ์ ครอบฟันและฟันปลอมบางส่วนถอดได้ มีการนำเทคนิคไดเรกเมทัลเลเซอร์ซินเทอริง (Direct metal laser sintering /DMLS) ซึ่งเป็นหนึ่งในเทคนิคการพิมพ์สามมิติเข้ามาใช้ในการพิมพ์โครงโลหะของฟันปลอมบางส่วนถอดได้(43) นอกจากนี้แล้วยังมีการพิมพ์ซี่ฟันปลอม และฐานฟันปลอมที่เป็นอะคริลิกจากเทคนิคการพิมพ์แบบฟิวส์เดโพสิชันโมเดลลิง (Fused deposition modelling ,FDM) มีการพิมพ์ครอบฟันทำด้วยโลหะและครอบฟันชั่วคราวที่ทำจากเรซิน (ภาพประกอบ 6)(44) แต่การพิมพ์ครอบฟันที่ทำจากเซรามิกยังมีข้อจำกัดอยู่ ไม่สามารถพิมพ์โดยตรงได้



ภาพประกอบ 6 แสดงครอบฟันชั่วคราวก่อนการขัดเงาและกำจัดโครงสร้างค้ำยันออก

ที่มา : Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2018;34(2):192-200.

การจัดฟันแบบดิจิทัล ในกระบวนการจัดฟันแบบดั้งเดิมอาจมีการวางแผนการรักษาสร้างเครื่องมือ หรือตัดลวด โดยใช้ขั้นตอนการสแกนในช่องปากหรือสแกนแบบจำลองฟันในห้องปฏิบัติการ หรือแม้กระทั่งการใช้ CBCT เพื่อรวบรวมข้อมูลผู้ป่วย เครื่องมือจัดฟันแบบใส (ภาพประกอบ 7)(45) เป็นที่นิยมมากในปัจจุบัน จะปรับฟันของผู้ป่วยโดยใช้การออกแบบซอฟต์แวร์ระบบ 3 มิติ ซึ่งจะเห็นการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของฟันเปลี่ยนไปเรื่อย ๆ เป็นระยะเวลาหลายปี(46) การพิมพ์แบบจำลองฟันเพื่อสร้างเครื่องมือจัดแบบใส ทำให้ผู้ป่วยเห็นภาพการรักษาที่ชัดเจน มีความถูกต้อง สามารถออกแบบรอยยิ้ม สร้างการเรียงตัวของฟันในซอฟต์แวร์ และข้อมูลผู้ป่วยจะถูกเก็บถาวรแบบดิจิทัลและพิมพ์ออกมาได้เมื่อต้องการ ซึ่งช่วยลดพื้นที่ในการจัดเก็บแบบจำลองฟันและฟิล์มเอ็กซเรย์ได้มาก



ภาพประกอบ 7 เครื่องมือจัดฟันแบบใส

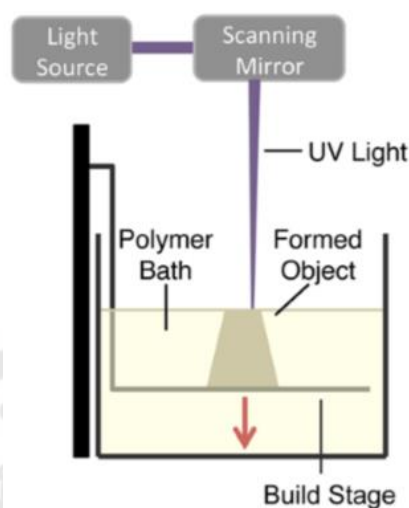
ที่มา : Chen Y-J, Chan L-Y, Yao C-C. Clear Aligner Treatment with “In-Office” Virtual Model Set-Up and 3D Printing. *Journal of Dentistry and Oral Care*. 2017;3:1-5.

2.1.4 ประเภทของการพิมพ์ 3 มิติ

การพิมพ์ 3 มิติมีหลายระบบ แต่ละระบบจะมีการทำงานและความจำเพาะต่อวัสดุที่แตกต่างกัน โดยสามารถแบ่งออกเป็น 4 ระบบ คือ การพิมพ์แบบฉีดอัดขึ้นรูป (Extrusion-based methods) การพิมพ์แบบรวมอนุภาค (Particle fusion-based methods) การพิมพ์โดยใช้แสงทำปฏิกิริยา (Light induced polymerization methods) และการพิมพ์แบบอิงก์เจ็ท (Inkjet printing) มีรายละเอียดดังนี้

การพิมพ์โดยใช้แสงทำปฏิกิริยา (Light induced polymerization methods) เช่น เทคนิคสเตอริโอลิโทกราฟี (Stereolithography, SLA) เทคนิคนี้เป็นวิธีการพิมพ์ 3 มิติแบบดั้งเดิมหลังจาก Charles Hull พัฒนาขึ้นเป็นครั้งแรกและออกสู่ท้องตลาดในช่วงกลางทศวรรษ 1980(7) กระบวนการคือ ฉายแสงอุลตราไวโอเล็ตเพื่อให้เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันในพอลิเมอร์ที่มีสถานะเป็นของเหลวจนแข็งตัวขึ้นทีละชั้นและเกิดเป็นชิ้นงาน (ภาพประกอบ 8) ข้อดีของเทคนิคนี้คือสามารถผลิตชิ้นงานได้เร็วและมีความแม่นยำ ในบางครั้งชิ้นงานมีส่วนที่ยื่นหรือเว้าคอด ทำให้เป็นจะต้องมีโครงสร้างรองรับ (Support structure) เพื่อรองรับชิ้นงานในขณะที่พิมพ์และจะต้องมีขั้นตอนการกำจัดโครงสร้างรองรับออกจากชิ้นงานเพื่อให้ได้ชิ้นงานที่สมบูรณ์ตามที่ออกแบบไว้ อย่างไรก็ตามพบว่าการผลิตวัสดุทางชีวภาพด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิดนี้ยังมีข้อจำกัด เนื่องจากอันตรายจากการใช้แสงอุลตราไวโอเล็ต ทำให้เกิดอาการแพ้ทางผิวหนังและอาจ

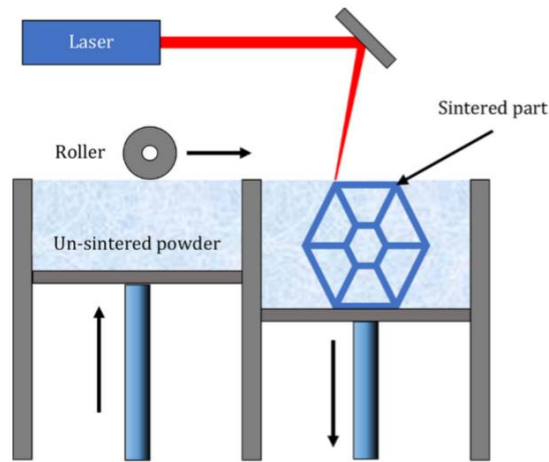
ระคายเคืองเมื่อสัมผัสและสูดดม รวมถึงเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด SLA และวัสดุที่ใช้กับเครื่องพิมพ์ชนิดนี้ยังมีราคาแพงอีกด้วย(47)



ภาพประกอบ 8 แผนภาพการทำงานของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด SLA

ที่มา : Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. Journal of dentistry (Shiraz, Iran). 2015;16(1):1-9.

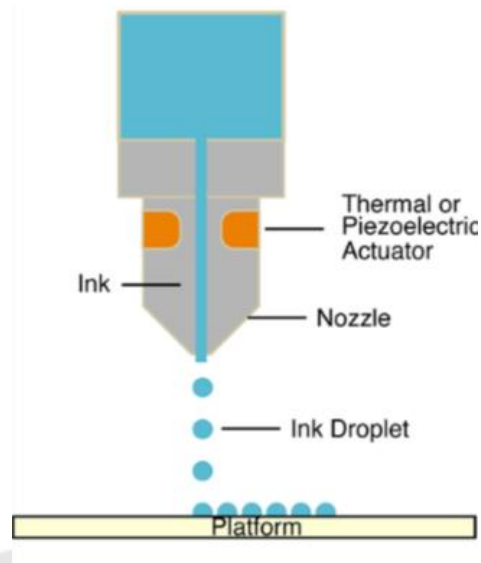
การพิมพ์แบบรวมอนุภาค (Particle fusion-based methods) เช่น เทคนิคซีแลงที่ฟเลเซอร์ซินเทอริง (Selective laser sintering, SLS) เป็นเทคนิคที่เกิดขึ้นหลังจากเทคนิค SLA ทำงานโดยใช้แสงเลเซอร์ ชนิด คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ (CO₂ laser) เพื่อเชื่อมผงวัสดุ เช่น ผงไนลอนให้จับตัวเป็นรูปร่างทีละชั้น จากนั้นฐานพิมพ์ก็จะขยับลง ลูกกลิ้งจะกวาดวัสดุที่ยังไม่ได้ใช้ และเลเซอร์ก็จะทำการเชื่อมผงวัสดุในชั้นต่อไป (ภาพประกอบ 9)(1) ข้อดีของกระบวนการนี้คือไม่จำเป็นต้องใช้โครงสร้างรองรับ เนื่องจากผงวัสดุที่อยู่รอบ ๆ วัตถุทำหน้าที่รองรับให้อยู่แล้ว ทำให้พิมพ์รูปทรงซับซ้อนได้อย่างอิสระและไม่ต้องกำจัดโครงสร้างรองรับออกหลังพิมพ์เสร็จ ชิ้นงานมีความละเอียดสูงและมีความแข็งแรง เหมาะกับการใช้งานจริง ส่วนข้อเสียคือเครื่องพิมพ์มีราคาสูงและจำเป็นต้องมีอุปกรณ์เพื่อจัดการกับวัสดุผง เช่นระบบกรองอากาศและผสมวัสดุ



ภาพประกอบ 9 แผนผังการทำงานของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด SLS

ที่มา : Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2016;32(1):54-64.

การพิมพ์แบบอิงก์เจ็ท (Inkjet printing) เครื่องพิมพ์ 3 มิติระบบอิงก์เจ็ท มีความคล้ายกับเครื่องพิมพ์ทั่วไปประเภทอิงก์เจ็ท ทำงานโดยการฉีดวัสดุพอลิเมอร์เจลงบนฐานพิมพ์ทีละชั้น ทำให้แข็งตัวในทันที เป็น สามารถสร้างชิ้นงานที่มีคุณสมบัติหลายแบบ เช่น พลาสติกแข็ง วัสดุใส วัสดุยืดหยุ่น ถือเป็นเครื่องพิมพ์ที่มีความละเอียด แต่การจะสร้างชิ้นงานที่มีส่วนยื่น ไม่มีโครงสร้างรองรับเป็นเรื่องยาก(7)



ภาพประกอบ 10 แผนผังการทำงานของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด SLS

ที่มา :Guvendiren M, Molde J, Soares RM, Kohn J. Designing Biomaterials for 3D Printing. ACS biomaterials science & engineering. 2016;2(10):1679-93.

วิธีการพิมพ์แบบ 3 มิติแบบฉีดอัดขึ้นรูป (Extrusion-based methods) เช่น วิธี ฟิวส์ เดพโอสชัน (Fused Deposition Modeling หรือ FDM) เป็นวิธีการที่แพร่หลายมากที่สุดและนำมา การประยุกต์ใช้งานด้านวิศวกรรมเนื้อเยื่อ(33) โดยการทำงานวัสดุจะผ่านหัวฉีดเป็นของเหลวชั้น หนืดหรือละลาย เมื่อวัสดุถูกบีบอัดผ่านหัวฉีดจะเป็นไปตามขั้นตอนที่กำหนดไว้ล่วงหน้าตาม รูปแบบคอมพิวเตอร์ที่ถูกออกแบบไว้จะสร้างวัตถุ 3 มิติทีละชั้น สำหรับ FDM แบบดั้งเดิมวัสดุที่ใช้ จะอยู่ในรูปแบบของเส้นที่เป็นของแข็งหรือฟิลาเมนต์ (Filament) โดยปกติ จะมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 1.50 หรือ 1.75 มม. วัสดุจะถูกกรีดเข้าสู่หัวฉีดร้อน โดยทั่วไปจะมีอุณหภูมิสูงถึง 200 องศาเซลเซียส ซึ่งจะละลายเส้นเพื่อให้กลายเป็นของเหลวได้ และเส้นเหล่านี้จะส่งผ่านในระบบของลูกกลิ้ง ดังนั้น วัสดุโดยทั่วไปที่ใช้ในระบบนี้คือ โพลีเมอร์ที่สามารถการเปลี่ยนแปลงของแข็งเป็นของเหลวและ แข็งตัวได้อย่างง่ายดายเมื่ออุณหภูมิลดลง(48)

2.2 เครื่องพิมพ์สามมิติ ชนิด Fused Deposition Modeling (FDM)

2.2.1 หลักการทำงานของเครื่องพิมพ์

Fused Deposition Modeling (FDM) เป็นเทคโนโลยีการพิมพ์ 3 มิติชนิดหนึ่ง ถูกพัฒนาขึ้นเป็นครั้งแรกโดย Crump และคณะโดยยื่นจดสิทธิบัตรในปี 1989 และต่อมาได้ทำการค้าโดยบริษัท Stratasys ในปี 1990 (19) และยังเป็นผู้นำทางด้านการผลิตเครื่องพิมพ์ 3 มิติในโลก เครื่องพิมพ์ 3 มิติที่มีพื้นฐานทางเทคโนโลยีเดียวกันสามารถเรียกได้อีกหลายแบบ เช่น fused filament fabrication (FFF), plastic jet printing (PJP), material extruding printer, Fused Deposition Ceramics (FDC) เป็นต้น ในปัจจุบันเชื่อว่าเครื่อง FDM มีการซื้อขายแพร่หลายที่สุดในบรรดาเครื่องพิมพ์ 3 มิติทุกประเภท เนื่องจากความได้เปรียบที่หลากหลาย เช่น ขั้นตอนที่เรียบง่ายในกระบวนการผลิตทำให้ผู้ใช้สามารถทำงานได้ง่ายและการมีต้นทุนที่ต่ำทั้งเครื่องพิมพ์และวัตถุดิบ วัสดุที่ใช้กับเครื่องพิมพ์ชนิดนี้คือ เทอร์โมพลาสติกพอลิเมอร์ (49) รวมถึง อะคริลไนไตรล์ บิวทาไดอีนสไตรีน (ABS) และกรดพอลิแลคติก (PLA) ในรูปแบบใยเป็นวัสดุที่ใช้บ่อยที่สุดสำหรับการพิมพ์ FDM 3D

2.2.2 ส่วนประกอบของเครื่องพิมพ์สามมิติชนิด FDM

เครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM แบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วนหลัก คือ ระบบไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ทำงานร่วมกับวงจรถวลีกรอนิกส์ที่ใช้ควบคุมการฉีดกับระบบควบคุมตำแหน่งที่ฐานวางชิ้นงานและระบบเชิงกลที่ช่วยในการเคลื่อนที่ของฐานวางชิ้นงาน ประกอบไปด้วย ฐานรองชิ้นงาน หัวฉีด (nozzle หรือ printer head) และวัตถุดิบในรูปแบบของเส้นใย

ฐานรองชิ้นงาน (printer bed)

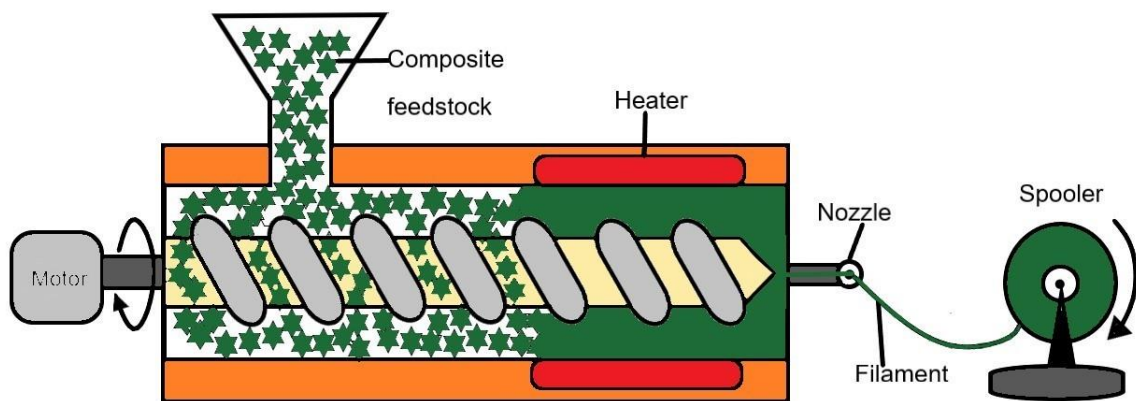
เป็นส่วนที่รองรับวัสดุที่ถูกฉีดออกมาจากหัวฉีด

หัวฉีด (nozzle/printer head)

เป็นส่วนที่ให้ความร้อนกับเส้นวัสดุที่ป้อนเข้ามาจากส่วนควบคุมการป้อนวัสดุหรือ Extruder โดยอุณหภูมิที่หัวฉีดนี้จะอยู่ในช่วงประมาณ 190 ถึง 250 องศาเซลเซียสขึ้นอยู่กับวัสดุ วัสดุของหัวฉีดมีขนาดอยู่ที่ 0.2 ถึง 0.8 มิลลิเมตร วัสดุที่มีขนาดเล็กจะทำให้ฉีดวัสดุออกมาได้ละเอียด ทำให้ได้ชิ้นงานที่เรียบเนียนยิ่งขึ้น หัวฉีดของ FDM เคลื่อนที่ด้วยระบบทางกลที่ใช้สายพานหรือระบบสกรู ส่วนประกอบของเครื่องพิมพ์สามารถเคลื่อนที่ได้ในแนว X Y และ Z โดยระบบมอเตอร์เรียกว่าสเต็ปเปอร์มอเตอร์ (Stepper motor) การเคลื่อนที่ทั้งหมดของหัวฉีดและมอเตอร์ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์

2.2.3 วัตถุดิบ

วัตถุดิบส่วนใหญ่ใช้เทอร์โมพลาสติกซึ่งจะหลอมเหลวเมื่อได้รับความร้อนและจะแข็งตัวเมื่อถูกให้เย็นลง เส้นใยเทอร์โมพลาสติกบนชิ้นงานจะมีลักษณะเป็นรอยคล้ายขดลวด ไม่เรียบเนียน ซึ่งวัตถุดิบที่ใช้งานกับเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM จะต้องอยู่ในรูปของเส้นฟิลาเมนต์ การขึ้นรูปเส้นฟิลาเมนต์จะต้องผ่านเครื่องรีดเส้น ซึ่งมีลักษณะที่แตกต่างกันออกไป



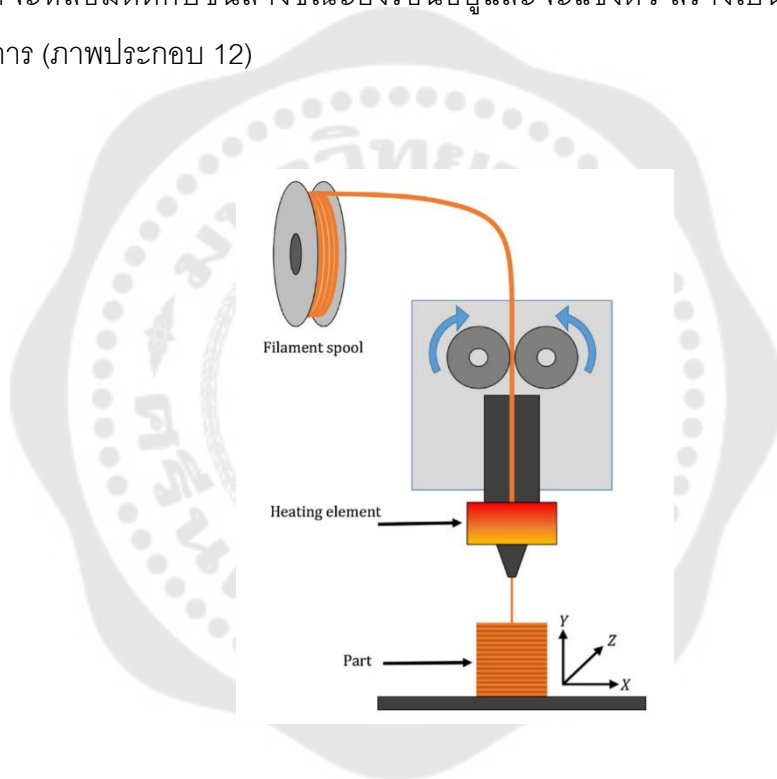
ภาพประกอบ 11 ภาพจำลองการทำงานของเครื่องรีดเส้น

หลักการการทำงานของเครื่องรีดเส้น คือระบบอกที่มีสกรู ซึ่งเชื่อมต่อกับเครื่องทำความร้อน (Heater) ไปทางปลายสุด ในอีกด้านหนึ่งสกรูเชื่อมต่อกับมอเตอร์ไฟฟ้าซึ่งจะทำการขนส่งวัตถุดิบ เช่น เม็ดพลาสติกผ่านระบบอกไปทางเครื่องทำความร้อน วัตถุดิบจะถูกป้อนด้วยแรงโน้มถ่วงอย่างต่อเนื่องจากช่องใส่วัตถุดิบและมอเตอร์จะหมุนอย่างต่อเนื่อง ดังนั้นวัตถุดิบจะถูกผลักเข้าไปในส่วนทำความร้อน และจะนิ่มและละลายเนื่องจากนั้นจะถูกผลักด้วยเครื่องจักรผ่านหัวฉีด (Nozzle) ทำให้เกิดเส้นใยต่อเนื่องและเข้าสู่แกนเก็บฟิลาเมนต์ (Spooler) เพื่อใช้งานกับเครื่องพิมพ์ 3 มิติต่อไป แต่ก็มี ความแตกต่างมากมายระหว่างเครื่องรีดเส้น บางเครื่องมีมอเตอร์ขนาดใหญ่ร่วมกับระบบขับเคลื่อนแบบเฟืองและบางเครื่องใช้มอเตอร์แบบสตีปเปอร์ที่ขับเคลื่อน

ส่วนโดยตรง เครื่องรีดเส้นส่วนใหญ่มีขนาดมาตรฐานสองขนาดสำหรับหัวฉีด คือ 1.75 มิลลิเมตร หรือ 3 มิลลิเมตร บางเครื่องมีกลไกลดความเย็นของชิ้นงานด้วยพัดลม แต่บางตัวไม่มีระบบม้วนอัตโนมัติ และสามารถกำหนดช่วงอุณหภูมิในการให้ความร้อนแก่วัตถุดิบได้แตกต่างกัน

2.2.4 ขั้นตอนการทำงานของเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM

เมื่อเครื่องพิมพ์สามมิติเริ่มทำงาน วัตถุดิบที่อยู่ในลักษณะเส้นใยบางๆ จะถูกอัดฉีดผ่านหัวฉีดร้อนและหลอมเหลวไปอยู่ที่ด้านล่างของฐานรองชิ้นงานจากนั้นแข็งตัว และชั้นถัดไปที่ถูกอัดฉีดจะหลอมติดกับชั้นล่างขณะยังร้อนอยู่และจะแข็งตัว สร้างเป็นชั้นขึ้นไปจนเสร็จกระบวนการ (ภาพประกอบ 12)



ภาพประกอบ 12 แสดงขั้นตอนการทำงานของเครื่องพิมพ์ระบบ FDM

ที่มา : Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2016;32(1):54-64.

2.2.5 ตัวเชื่อมประสาน(50)

การใส่ตัวเชื่อมประสานลงไปเพื่อเพิ่มความสะดวกในขั้นตอนระหว่างการผลิตวัตถุดิบและการขึ้นรูป โดยลักษณะตัวเชื่อมประสานที่ดีควรจะมีความยืดหยุ่น เป็นวัสดุที่กำจัดได้ง่าย ไม่เกิดพิษต่อสิ่งแวดล้อม และไม่ควรถูกผลกระทบกับรูปร่างและสมบัติของชิ้นงานหลังกำจัดออกไป โดยการวิจัยครั้งนี้ใช้ตัวเชื่อมประสาน 3 ชนิดคือ พอลิเอทิลีนไกลคอล พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ และพอลิไวนิลบิวไทรอล

2.2.5.1 พอลิเอทิลีนไกลคอล

สารประกอบพอลิเอทิลีนที่มีการนำมาใช้อย่างแพร่หลายในอุตสาหกรรมยา มีจุดหลอมเหลวประมาณ 50 ถึง 60 องศาเซลเซียส พอลิเอทิลีนไกลคอล อาจถูกเรียกว่า พอลิเอทิลีนออกไซด์ หรือ พอลิออกซีเอทิลีน ขึ้นกับน้ำหนักโมเลกุล โดยน้ำหนักโมเลกุลของพอลิเอทิลีนไกลคอลยังเป็นคุณสมบัติที่สำคัญที่บอกสถานะ หน้าที่ และการนำไปใช้

พอลิเอทิลีนไกลคอล เกรด 200-600 จะอยู่ในสถานะของเหลว มีลักษณะขุ่นหนืด สีเหลืองอ่อนหรือใส มีกลิ่นเฉพาะตัวและขมปนรสเผ็ดร้อนเล็กน้อย ในขณะที่เกรด 1,000 ขึ้นไปจะอยู่ในสถานะของแข็งที่อุณหภูมิห้อง มีลักษณะเป็นแผ่นสีขาวหรือสีขาวนวล การนำไปใช้งานคือ สารพื้นฐานในยาที่มีส่วนผสมขี้ผึ้ง สารเพิ่มความยืดหยุ่น ตัวทำละลาย สารพื้นฐานในยาเหน็บ สารหล่อลื่นในยาเม็ดหรือแคปซูล เป็นต้น

2.2.5.2 พอลิไวนิลแอลกอฮอล์

เป็นเทอร์โมพลาสติกที่มีสมบัติพิเศษ คือ สามารถย่อยสลายได้โดยวิธีชีวภาพและติดไฟได้คล้ายกระดาษ นอกจากนี้ยังสามารถละลายในน้ำได้ การใช้งานของโพลิไวนิลแอลกอฮอล์ แบ่งออกเป็น 2 ลักษณะคือ

2.2.5.2.1 อาศัยคุณสมบัติการละลายในน้ำ เช่น ใช้เป็นตัวช่วยทำให้ระบบอิมัลชัน และแขวนลอยต่าง ๆ ขึ้นขึ้น (คือใช้ เป็น thickening agent) และใช้ทำแผ่นฟิล์มเคลือบกระดาษซึ่งมีความใสเหนียว และทนต่อการขีดข่วน

2.2.5.2.2 นำโพลิไวนิลแอลกอฮอล์ไปทำปฏิกิริยาเคมีให้ไม่สามารถละลายแล้วจึงนำมาใช้ งาน ซึ่งโพลิไวนิลแอลกอฮอล์ที่ไม่ละลายในน้ำนี้สามารถดูดน้ำและความชื้นได้เป็นอย่างดี (ประมาณ 30% โดยน้ำหนัก) จึงใช้เป็นเส้นใยแทนฝ้ายได้ ฝ้ายที่ทำด้วยเส้นใยโพลิไวนิลแอลกอฮอล์นี้สวมใส่สบาย ซักง่าย ทนทานต่อการสีกรหรือ และสามารถคงรูปได้เป็นอย่างดี

2.2.5.3 พอลิไวนิลบิวไทรอล

เป็นโพลิเมอร์ที่ไม่มีสี เสถียรต่อแสง และมีหมู่ไฮดรอกซิล (ซึ่งจะช่วยเพิ่มความสามารถในการยึดติด) มีจุดหลอมเหลวประมาณ 110 องศาเซลเซียส มักถูกนำไปใช้ทำ

กระจกปลอดภัยอันตราย ใช้เป็นสารเติมแต่งในการทำให้เหนียว และยึดหยุ่นได้โดยเฉพาะกาวที่ใช้ในการประกอบเครื่องบิน

2.2.5.4 การกำจัดตัวเชื่อมประสาน

การกำจัดตัวเชื่อมประสานพบได้ 2 วิธี คือ การใช้ตัวทำละลาย และ การใช้ความร้อน

2.2.5.4.1 การกำจัดตัวเชื่อมประสานด้วยวิธีการใช้ตัวทำละลาย

ของเหลวที่ใช้กำจัดตัวประสาน เช่น ตัวทำละลายอินทรีย์ น้ำ เป็นต้น องค์ประกอบของตัวเชื่อมประสานจะมีทั้งละลายได้และไม่เกิดการละลาย ตัวเชื่อมประสานที่ไม่ละลายจะทำหน้าที่เป็นตัวยึดของผงวัสดุให้คงรูปร่างอยู่ได้ ซึ่งวิธีการนี้สามารถกำจัดตัวเชื่อมประสานได้มากกว่า 50 เปอร์เซ็นต์ของตัวเชื่อมประสานที่อยู่ในชิ้นงานด้วยวิธีการแพร่ โดยมีปัจจัยที่สำคัญ คือ อุณหภูมิ เมื่ออุณหภูมิเพิ่มขึ้นการแพร่ของโมเลกุลตัวเชื่อมประสานเกิดขึ้นได้เร็วขึ้น

2.2.5.4.2 การกำจัดตัวเชื่อมประสานด้วยวิธีการใช้ความร้อน

ตัวเชื่อมประสานถูกกำจัดโดยความร้อนด้วยการเพิ่ม พอลิเมอร์จะย่อยสลายด้วยการระเหยแพร่กระจายออกจากพื้นผิวของชิ้นงาน โดยจะต้องกำจัดตัวเชื่อมประสานออกให้หมดก่อนถึงจะสามารถนำไปในกระบวนการเผาผนึกต่อไปได้

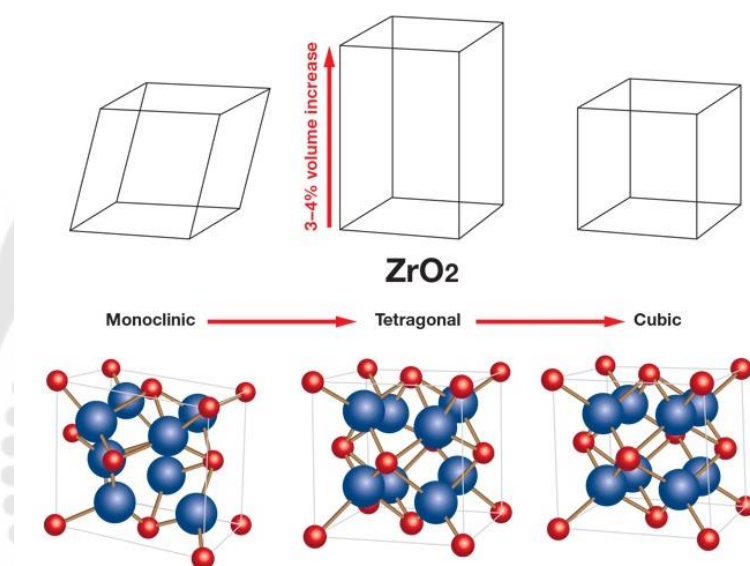
2.3. เซอร์โคเนีย

เซอร์โคเนีย (Zirconia) หรือเซอร์โคเนียมไดออกไซด์ (ZrO_2) เป็นโลหะออกไซด์ที่ถูกค้นพบในปี ค.ศ. 1789 โดยนักเคมีชาวเยอรมัน ชื่อว่า Martin Heinrich Klaproth ปกติแล้วเซอร์โคเนียที่เกิดขึ้นตามธรรมชาติจะไม่พบในลักษณะบริสุทธิ์ แต่จะพบในรูปของแร่เซอร์คอน ($ZrSiO_4$) กระจายอยู่ในหินแกรนิต โดยมีเซอร์โคเนียในปริมาณ 80 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งในการผลิตผงเซอร์โคเนีย จะต้องผ่านกระบวนการแยกแต่ละแร่ธาตุอย่างมีประสิทธิภาพเพื่อให้เกิดความบริสุทธิ์ของผงเซอร์โคเนีย ก่อนที่จะนำมาผ่านกระบวนการผลิตเป็นเซรามิกล้วนสำหรับงานด้านทันตกรรม(51)

จากสมบัติที่ดีของเซอร์โคเนีย ทำให้เซอร์โคเนียเซรามิกเป็นที่น่าสนใจในการนำมาใช้ทางการแพทย์ ในปี ค.ศ. 1969 Helmer และ Driskell รายงานครั้งแรกถึงการนำเซอร์โคเนียเซรามิกมาทำเป็นข้อต่อกระดูกเทียมระหว่างกระดูกโคนขากับกระดูกสะโพก ซึ่งต่อมาในปี ค.ศ. 1993 Luethy และคณะ ได้พัฒนานำมาใช้ในทางทันตกรรมเป็นครั้งแรกโดยนำมาใช้เป็นเดือยฟัน ส่วนการสร้างเป็นหลักยึดของรากเทียมถูกนำมาใช้เป็นครั้งแรกโดย Wohlwend และคณะ ในปี ค.ศ. 1997 จากนั้นจึงพัฒนานำมาใช้ในงานครอบฟันและฟันปลอมชนิดติดแน่น(39)

2.3.1 ลักษณะโครงสร้างทางจุลภาค

เซอร์โคเนียประกอบด้วยอะตอมของเซอร์โคเนียมและอะตอมของซิเจนซึ่ง Zr^{4+} ไอออนมีขนาดเล็ก ออกซิเจนไอออนอยู่ล้อมรอบ Zr_{4+} แต่ละไอออนมีการเรียงตัวของอะตอมเป็นพอลิคริสตัลออกไซด์ โดยรูปร่างโครงสร้างของผลึกคริสตัลมี 3 เฟส คือ มอนอคลินิก เตตราโกนอล และคิวบิก



ภาพประกอบ 13 ลักษณะโครงสร้างของผลึกคริสตัลของเซอร์โคเนียแต่ละชนิด เมื่อได้รับความร้อนที่อุณหภูมิต่างๆ⁽⁵⁾

ที่มา : Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. Journal of dentistry (Shiraz, Iran). 2015;16(1):1-9.

เซอร์โคเนียบริสุทธิ์เป็นผลึกรูปร่างมอนอคลินิกที่อุณหภูมิห้อง และเสถียรไปจนถึง 1170 องศาเซลเซียส จากนั้นจะเปลี่ยนรูปผลึกเป็นเตตราโกนอล และเมื่ออุณหภูมิเพิ่มสูงถึง 2370 องศาเซลเซียส จะกลายเป็นผลึกคิวบิก จนถึงจุดหลอมเหลวที่อุณหภูมิ 2680 องศาเซลเซียส และในระหว่างการลดลงของอุณหภูมิจนอุณหภูมิต่ำกว่า 950 องศาเซลเซียส จะมีการเปลี่ยนกลับมาเป็นมอนอคลินิก อีกครั้ง ซึ่งส่งผลให้มีปริมาตรเพิ่มขึ้น 3-4 เปอร์เซ็นต์ ทำให้เกิดแรงเค้นจากการขยายปริมาตรของผลึกคริสตัล ทำให้เกิดรอยร้าวและเกิดการแตกออกเป็นชิ้นเล็กๆ (52)

จากปัญหาดังกล่าวมีการศึกษาที่พบว่า สามารถทำให้เกิดความเสถียรของเซอร์โคเนียที่อุณหภูมิห้องได้โดยการเติมออกไซด์บางชนิด เช่น แคลเซียมออกไซด์ (CaO), แมกนีเซียมออกไซด์ (MgO), ซีเรียมออกไซด์ (CeO₂) และยทเทรียมออกไซด์ (Y₂O₃) เข้าไปเป็นส่วนผสมในเซอร์โคเนีย ซึ่งค้นพบครั้งแรกโดย Ruff และคณะ ในปี ค.ศ. 1929 โดยเซอร์โคเนียที่ถูกพัฒนาในช่วงแรกๆ มีผลึกหลายเฟสอยู่ร่วมกัน เรียกว่า Partially Stabilized Zirconia (PSZ) ต่อมาในปี ค.ศ. 1975 Garvie และคณะ ศึกษาพบว่า ผลึกเตตราโกนอล มีการเปลี่ยนเป็นมอนอคลินิก ในบริเวณปลายรอยร้าวเมื่อมีแรงกระทำ ประกอบกับผลึกมอนอคลินิก มีปริมาตรมากกว่าผลึกเตตราโกนอล 3-5 เปอร์เซ็นต์ ทำให้เกิดแรงบีบอัดที่ปลายของรอยร้าว ส่งผลให้ด้านการขยายตัวของรอยร้าวได้ เนื่องจากการเปลี่ยนรูปร่างผลึกต้องมีการใช้พลังงานไปส่วนหนึ่ง ทำให้พลังงานที่ใช้ในการขยายรอยร้าวลดลง จึงเรียกสมบัตินี้ว่า การเพิ่มกำลังความแข็งแรงจากการเปลี่ยนรูปร่าง (Transformation toughening)(53) ระบบ PSZ ที่ได้รับความนิยม คือ ระบบที่มีการเติมยทเทรียมออกไซด์เป็นส่วนผสมในเซอร์โคเนียบริสุทธิ์ เพราะพัฒนาให้เกิดเฉพาะผลึกเตตราโกนอล ขณะที่อยู่อุณหภูมิห้องได้ เรียกว่า Tetragonal Zirconia Polycrystals (TZP)

2.3.2 สมบัติของเซอร์โคเนีย

เซอร์โคเนียมีสมบัติที่ดีหลายประการ เช่น มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ (Biocompatibility) ไม่เกิดปฏิกิริยาต่อต้านใดๆ เมื่ออยู่ในร่างกายของสิ่งมีชีวิต มีความเฉื่อยต่อปฏิกิริยาทางเคมี (Chemical Inertness) และมีสมบัติทางกลที่ดี มีความทนต่อแรงดัด ทนต่อแรงอัดและทนต่อแรงเค้นมากกว่าวัสดุประเภทอื่น นอกจากนี้ยังสามารถต้านทานต่อภาวะล้าในช่องปาก ด้วยสมบัติเหล่านี้เซอร์โคเนียจึงเป็นที่นิยมใช้เป็นวัสดุบูรณะฟัน

ตาราง 1 แสดงคุณสมบัติทางกายภาพและเคมีของเซรามิกเซอร์โคเนีย

| Property | Unit | Requirement |
|---|-----------------------|------------------------------------|
| Bulk density | g/cm ³ | ≥ 6 |
| Chemical composition: | Percent mass fraction | |
| ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ | | ≥ 99 |
| Y ₂ O ₃ | | > 4.5 to ≤ 6 |
| HfO ₂ | | ≤ 5 |
| Al ₂ O ₃ | | ≤ 0.5 |
| Other oxides | | ≤ 0.5 |
| Microstructure: grain size | μm | Intercept distance ≤ 0.4 |
| Microstructure: amount of monoclinic phase | | Standard deviation < 0.18 ≤ 20% |
| Strength : biaxial flexure or 4-point bending | MPa | ≥ 500 ≥ 800 |
| Radioactivity | Bq/kg | ≥ 200 |

ที่มา: International Organization for Standardization. ISO 13356-2008. Implants for surgery — Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). Geneva: International Organization for Standardization; 2008.

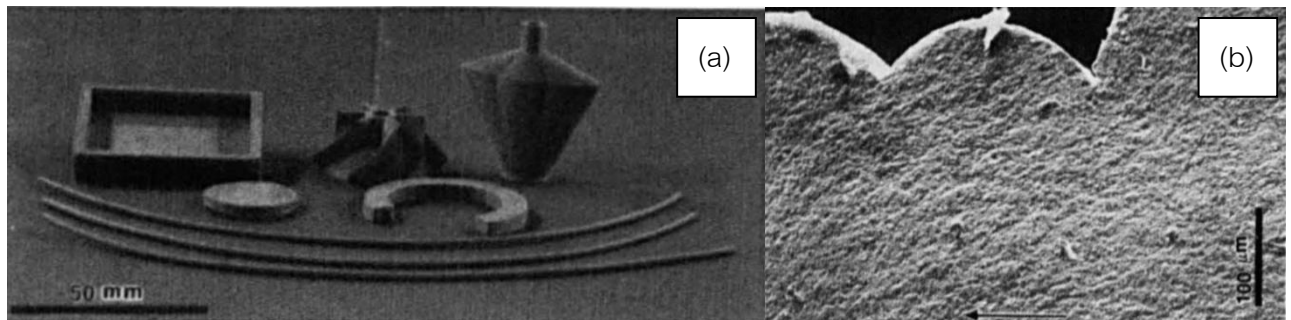
เซอร์โคเนียได้รับความนิยมในสาขาทันตกรรมมากกว่าทศวรรษที่ผ่านมา การศึกษาทางคลินิกแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพที่ดี ทั้งในเรื่องของความสวยงาม ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ เซรามิกเคลือบเซอร์โคเนีย เป็นผลมาจากความนิยมทางคลินิกและความสำเร็จในด้านสมบัติทางกลที่โดดเด่นและความง่ายในการใช้เครื่องจักรในขั้นตอนการออกแบบโดยใช้แคดแคม เซอร์โคเนียสำหรับงานทันตกรรมมีความเสถียรโดยทั่วไปกับ 3 mol% เซอร์โคเนียแสดงความแข็งแรงสูงสุดของการตัดและความเหนียวรังการแตกหักของเซรามิกที่มีอยู่ในปัจจุบัน การขึ้นรูป

เซอร์โคเนียทางทันตกรรมในปัจจุบันมี 2 วิธีที่เป็นที่นิยม คือ การพอกเซรามิกสร้างเฉพาะส่วนโครงภายในครอบฟัน และอีกวิธีคือการกลึงแท่งเซอร์โคเนียสำเร็จรูปด้วยระบบแคดแคม

วิธีการพิมพ์สามมิติที่มีอยู่ในปัจจุบันเพื่อขึ้นรูปเซรามิกยังมีข้อจำกัด ในการพิมพ์โดยตรง เนื่องจากอุณหภูมิหลอมละลายของเซรามิกสูงซึ่งไม่สามารถพิมพ์โดยตรงจากการใช้เทคนิค FDM ในส่วนของเทคนิค SLA ไม่ใช่ตัวเลือกสำหรับการพิมพ์เซรามิกเนื่องจากเซรามิกไม่ตอบสนองต่อแสงที่ก่อให้เกิดปฏิกิริยา นอกจากนี้ยังเป็นการยากเพื่อให้ได้โครงสร้างที่มีความหนาแน่นสูงและมีรูพรุนเมื่อพิมพ์ผ่านเทคนิค SLS ของผงเซรามิก พบว่าการพิมพ์อิงค์เจ็ทเป็นวิธีที่มีแนวโน้มสำหรับการพิมพ์โดยตรงของเซรามิกได้แต่ยังมีข้อจำกัดอยู่มากเช่นเดียวกัน ตัวเลือกหนึ่งคือการใช้วัสดุเซรามิกโดยการพิมพ์แบบสามมิติคือ การเติมสารเพื่อให้อยู่ในระบบคอมโพสิตซึ่งทำให้สามารถใช้วิธี FDM และ SLA ได้ (33)

2.4.งานวิจัยที่ผ่านมา

เริ่มมีการขึ้นรูปเซรามิกด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM ครั้งแรกในปีคริสต์ทศวรรษ 1995 โดย Danforth และคณะ(54) ที่ Rutgers University มหาวิทยาลัยรัฐนิวเจอร์ซีย์ ประเทศสหรัฐอเมริกา ใช้ ซิลิกอนไนไตรด์ (Si_3N_4) และ อะลูมิเนียมออกไซด์ (Al_2O_3) ผสมกับตัวประสาน ขึ้นงานหลังจากการขึ้นรูปไม่พบการแยกชั้น แต่เมื่อนำไปเผาพบว่ามีความหนาแน่นน้อย และขึ้นงานจำนวน 75-90 เปอร์เซ็นต์ มีข้อบกพร่องที่เห็นได้ชัดเจน เช่น ช่องว่าง (void) หลังจากการเผาได้ตัวประสานออก

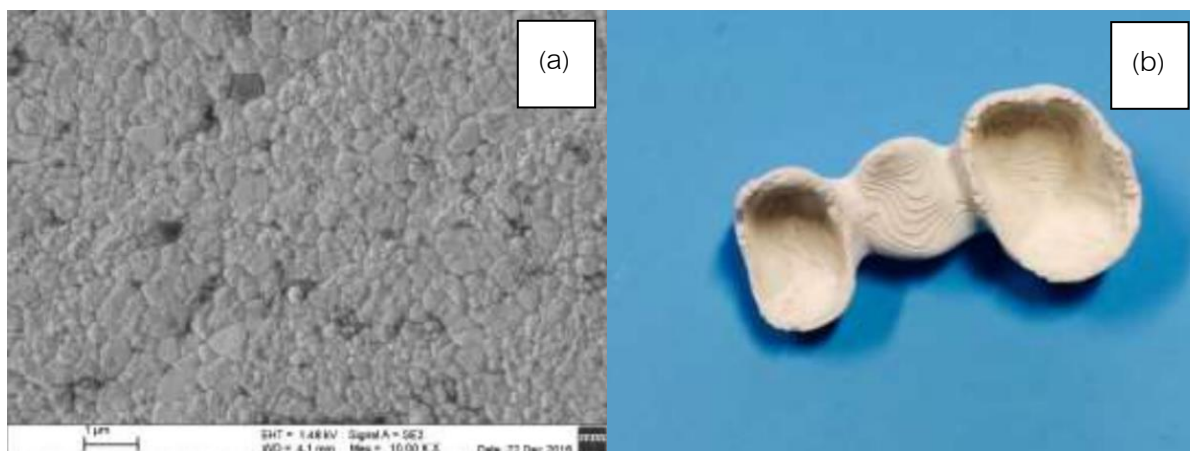


ภาพประกอบ 14 (a) เส้นฟิลาเมนต์จากซิลิกอนไนไตรด์และชิ้นงานที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM (b) ภาพตัดขวางจากกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดแสดงชิ้นงานก่อนนำไปเผาพบว่า ไม่มีการแยกชั้นระหว่างวัสดุแต่ละชั้น

ที่มา : Danforth S. Fused Deposition of Ceramics: A New Technique for the Rapid Fabrication of Ceramic Components. *Materials Technology*. 1995;10(7-8):144-6.

ในปี 1998 Ahlavadi และคณะ ประสบความสำเร็จในการขึ้นรูป เพียโซอิเล็กทริกเซรามิก (Piezoelectric ceramic) ด้วยเครื่องพิมพ์ชนิด FDM จากวัสดุคอมโพสิตหลายชนิด และขึ้นรูปได้ในรูปแบบที่แตกต่างกัน (55) เมื่อกล่าวถึงการขึ้นรูปเซรามิกสมัยใหม่ ในปี 2006 Yang และคณะ สามารถขึ้นรูปชิ้นงานจากวัสดุแคลเซียมฟอสเฟตที่มีโครงร่างตาข่าย โดยกำหนดขนาดของช่องว่างได้อย่างแม่นยำ ในปัจจุบันการขึ้นรูปเซรามิกโดยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ มีแนวโน้มสู่การขึ้นรูปวัสดุทางชีวภาพมากขึ้น ที่นิยมมากคือ โครงค้ำยัน การศึกษาของ Min-Woo Sa และคณะ ได้ขึ้นรูปโครงค้ำยันจากวัสดุไบเฟสคัลเซียมฟอสเฟต (biphasic calcium phosphate ,BCP) และเซอร์โคเนีย ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ ชนิด FDM พบว่าการเติมผงเซอร์โคเนีย 10 เปอร์เซ็นต์ทำให้ความแข็งแรงเพิ่มสูงขึ้น นอกจากนี้เราได้ทำการประเมินการเพิ่มจำนวนเซลล์พบว่าโครงค้ำยันมีคุณสมบัติทางชีวภาพที่เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อทำให้เกิดการเพิ่มจำนวนของเซลล์(56)

การศึกษาของ Daniel Sida และ Vladimer Sida ปี 2019(57) ศึกษาการขึ้นรูปเซอร์โคเนียด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM เพื่อขึ้นรูปเป็นครอบฟัน พบว่า มีความหนาแน่นของฟิลาเมนต์ก่อนขึ้นรูป มากกว่า 3.5 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร และหลังเผา 6.03 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร



ภาพประกอบ 15 (a) ภาพจากกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดบริเวณพื้นผิวของเส้นฟิลาเมนต์เซอร์โคเนีย (b) สะพานฟันจากการขึ้นรูปด้วยการพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM

ที่มา : Daniel S, Sida V. FDM for high tech ceramics on base the zirconia in application of dental crowns. MM Science Journal. 2019;2019:2757-60.

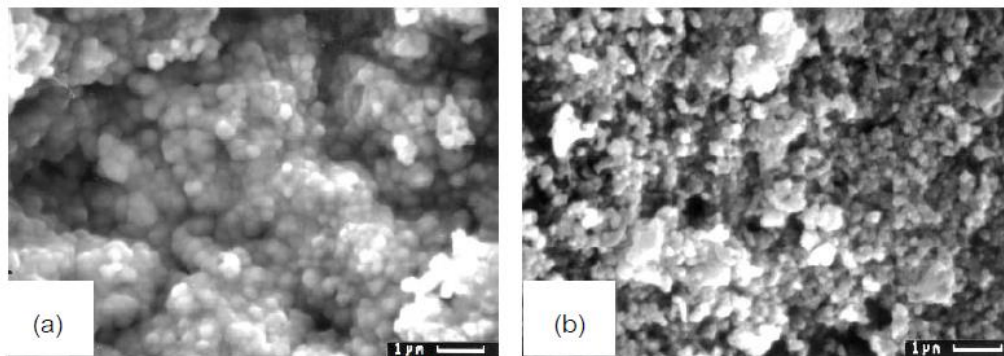
Nutthita Chuankrerkkul และคณะ(58) ได้ศึกษาสมบัติและโครงสร้างของ Zirconia Toughened Alumina (ZTA) จากการขึ้นรูปด้วยวิธี Powder Injection Moulding พบว่า การขึ้นรูป ZTA ด้วยวิธีนี้ต้องอาศัย ตัวเชื่อมประสานช่วยในการขึ้นรูปเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของ green body และ leaching body โดยพอลิเอทิลีนไกลคอลเป็นตัวเชื่อมประสานที่ละลายในน้ำได้ สามารถกำจัดออกจากชิ้นงานได้ด้วยการชะล้างด้วยน้ำที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส หลังจากนั้นชิ้นงานสามารถคงรูปอยู่ได้ด้วย พอลิไวนิลพิวทโรลซึ่งสามารถกำจัดออกด้วยกระบวนการกำจัดตัวเชื่อมประสานที่ 450 องศาเซลเซียส ก่อนนำไปเผาผนึก นอกจากนี้ค่าความหนาแน่นของชิ้นงานจะเพิ่มขึ้นตามปริมาณผงวัสดุที่เพิ่มขึ้น อีกทั้งยังพบว่า zirconia ใน ZTA ยับยั้งการโตของเกรนอะลูมินาที่ผิดปกติและช่วยเพิ่ม flexural strength และ fracture toughness ซึ่งสมบัติเชิงกลเหล่านี้จะเพิ่มขึ้นตามปริมาณผงวัสดุที่เพิ่มขึ้น

ตาราง 2 ความหนาแน่นและความแข็งของ ZTA ที่ 48-52 vol%

| Powder loading | Density (g/cm ³) | Theoretical density (%) | Hardness (kg/mm ²) |
|----------------|------------------------------|-------------------------|--------------------------------|
| 48 vol% | 4.05 ± 0.05 | 95.2 | 2116 ± 111 |
| 50 vol% | 4.08 ± 0.07 | 96.1 | 1999 ± 179 |
| 52 vol% | 4.12 ± 0.03 | 97.0 | 2093 ± 155 |

ที่ ม า : Chuankrerkkul N, Charoenkijmongkol R, Somboonthanasarn P, Auechalitanukul C, McCuiston RC. Microstructure and Properties of Zirconia Toughened Alumina Fabricated by Powder Injection Moulding. Key Engineering Materials. 2015;659:116-20.

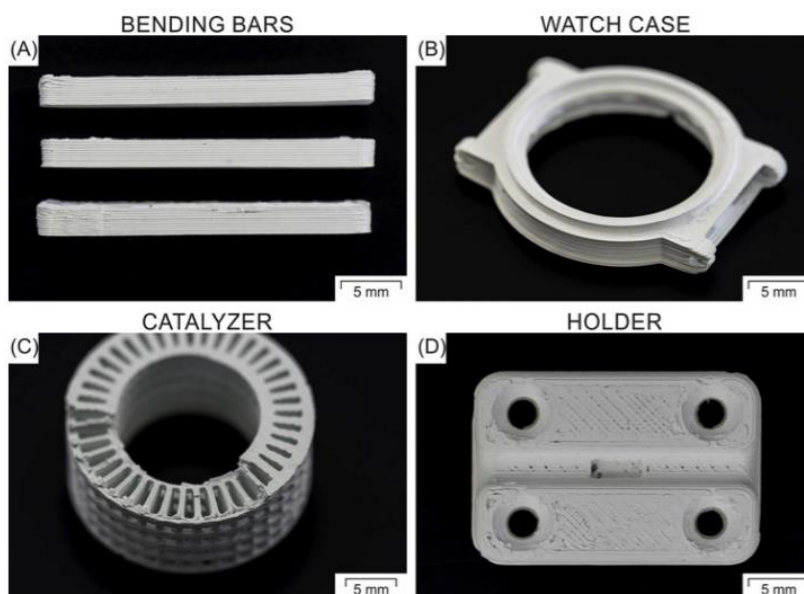
T.seng และคณะ (59) ได้ศึกษาลักษณะโครงสร้างจุลภาคของวัสดุเซอร์โคเนีย เพื่อเปรียบเทียบระหว่างผงวัสดุเพียงอย่างเดียวกับการเติมตัวเชื่อมประสานหลังจากการเติมตัวเชื่อมประสาน โดยเตรียมผงเซอร์โคเนียที่ประกอบด้วยยิปซัมออกไซด์ 3 เปอร์เซ็นต์โดยโมล ขนาดผงอนุภาคเท่ากับ 0.25 ไมครอน ตัวประสานที่ใช้ได้แก่ พาราฟิน ไวนิลอะซิเตตและกรดสเตียริก โดยปริมาณของผงวัสดุมีค่าเท่ากับ 50 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร ผสมเข้ากันด้วยวิธีบดผสมเป็นเวลา 24 ชั่วโมง จากนั้นฉีดขึ้นรูปชิ้นงานเป็นแท่งกระบอกขนาด 4 มิลลิเมตร x 5 มิลลิเมตร x 60 มิลลิเมตร ที่อุณหภูมิ 150 องศาเซลเซียส ความดันในการฉีด 100 เมกะปาสคาล จากการศึกษาพบว่า หลังผ่านวิธีการกำจัดตัวเชื่อมประสานชิ้นงานที่ประกอบด้วยวัสดุผงเซอร์โคเนียเพียงอย่างเดียวเทียบกับการใส่ตัวเชื่อมประสานที่อุณหภูมิ 200 องศาเซลเซียส เห็นได้ว่าโครงสร้างทางจุลภาคของตัวที่มีตัวเชื่อมประสานเกิดเป็นรูพรุนของชิ้นงาน ส่วนชิ้นงานที่มีเพียงผงวัสดุเซอร์โคเนียเพียงอย่างเดียวมีอนุภาคผงเรียงชิดติดกัน



ภาพประกอบ 16 โครงสร้างทางจุลภาคของชิ้นงาน
(a) ไม่เติมตัวเชื่อมประสาน (b) เติมตัวเชื่อมประสาน

ที่มา : Tseng WJ, Hsu C-K. Cracking defect and porosity evolution during thermal debinding in ceramic injection moldings. *Ceramics International*. 1999;25(5):461-6.

Santiago Cano และคณะ(60) ได้ศึกษาการขึ้นรูปชิ้นส่วนเซรามิกเหนียวด้วยเทคนิค Fused Filament Fabrication (FFF) และการกำจัดตัวเชื่อมประสานด้วยสารละลาย โดยงานวิจัยนี้ใช้สารตั้งต้นเป็นผงเซรามิกเหนียว ตัวเชื่อมประสาน 3 ส่วน คือ ส่วนที่เป็น backbone คือ AA-HDPE ส่วนที่เป็น surfactant คือ กรดสเตียริก ป้องกันการจับตัวเป็นก้อน ส่วนที่เป็นตัวเชื่อมประสานตัวหลักที่ละลายในสารละลาย แบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่ 1 เป็นตัวเชื่อมประสานที่มีความยืดหยุ่นสูง มีความแข็งแรง ความหนืดต่ำพอประมาณและสามารถละลายได้ดีในไซโคลเฮกเซน คือ amorphous polyolefin aerafin 180 (APO) และ styrene-ethylene/ butylene-styrene copolymer MD1625 (SEBS) ส่วนที่ 2 เป็นตัวเชื่อมประสานที่มีความหนืดต่ำและการบวมพองต่ำขณะกำจัดตัวเชื่อมประสานด้วยสารละลาย คือ parafin wax (PW) และ extender oil (EO) จากนั้นนำมาผสมกันตามอัตราส่วน โดยอัตราส่วนของผงเซรามิกเหนียว 47 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร ขึ้นรูปเป็นฟิลาเมนต์ กำจัดตัวเชื่อมประสานโดยใช้สารละลาย ผลคือ สามารถกำจัดตัวเชื่อมประสาน 55.4 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนัก ออกไปได้ พบรูพรุนภายในเชื่อมกัน 29 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร แต่งานวิจัยนี้ยังไม่สามารถเผยแผ่ให้มีความหนาแน่นสูงได้



ภาพประกอบ 17 ชิ้นงานที่สามารถขึ้นรูปได้ด้วยเทคนิค Fused Filament Fabrication (FFF)

(a) ทรงแท่งสี่เหลี่ยม (b) เคสนาฬิกาข้อมือ (c) ตัวคะตะลิสต์ (d) ที่ยึด

ที่ ม ๑ : Cano S, Gonzalez-Gutierrez J, Sapkota J, Spoerk M, Arbeiter F, Schuschnigg S, et al. Additive manufacturing of zirconia parts by fused filament fabrication and solvent debinding: Selection of binder formulation. Additive Manufacturing. 2019;26:117-28.

บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

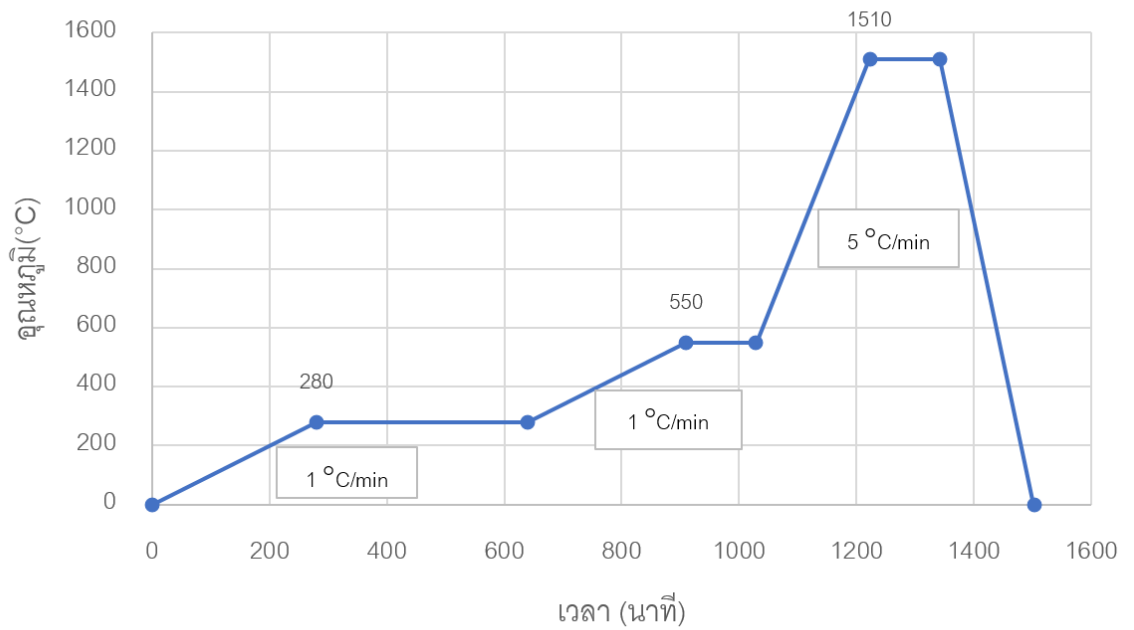
งานวิจัยนี้ทำการเตรียมเซรามิกเซอร์โคเนียความหนาแน่นสูงให้เป็นเส้นยาว ๆ ที่เรียกว่าฟิลาเมนต์ เพื่อนำไปใช้ในการพิมพ์ชิ้นงาน 3 มิติ ด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM โดยใช้ตัวประสานที่ประกอบไปด้วยพอลิเอทิลีนไกลคอล (PEG) พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA) และพอลิไวนิลบิวไทรอล (PVB) เป็นหลัก รวมถึงสารหล่อลื่นที่ใช้ คือ กรดสเตียริก (SA) เมื่อนำไปขึ้นรูปเป็นชิ้นงานแล้วจะกำจัดตัวประสานทุกชนิดด้วยความร้อน และทำการเผาผนึกที่อุณหภูมิ 1510 องศาเซลเซียส ซึ่งบทนี้ได้กล่าวถึง วัตถุประสงค์และสารเคมีที่ใช้ในการทดลอง ตัวแปรในการทดลอง การวิเคราะห์สมบัติของตัวอย่าง ตารางการดำเนินงานวิจัย ซึ่งแบ่งออกเป็นหัวข้อต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

- 3.1 การออกแบบการทดลอง
- 3.2 การพัฒนาสูตรในการทดลอง
- 3.3 การเตรียมวัสดุ
- 3.4 การวิเคราะห์สมบัติของตัวอย่าง

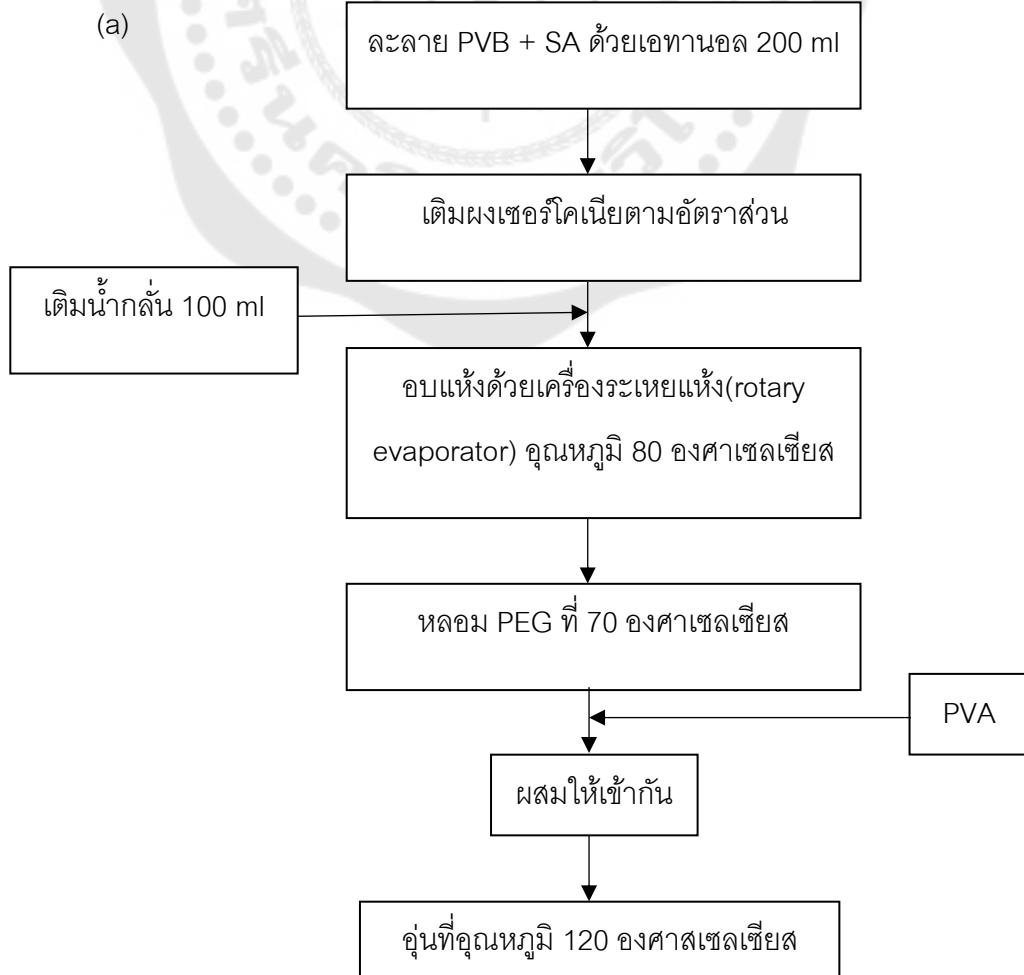
3.1 การออกแบบการทดลอง

การทดลองในงานวิจัยนี้เป็นการทดลองเพื่อหาอัตราส่วนผสมของตัวเชื่อมประสานชนิดพอลิเอทิลีนไกลคอล พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ และพอลิไวนิลบิวไทรอล ในชิ้นงานเซอร์โคเนียอัดขึ้นรูปเป็นฟิลาเมนต์โดยการแปรผันอัตราส่วนของตัวประสาน เพื่อเป็นวัตถุประสงค์สำหรับเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM พิมพ์ชิ้นงานตัวอย่างจำนวน 10 ชิ้น จากนั้นนำชิ้นงานทดสอบมากำจัดตัวประสานด้วยความร้อนและเผาผนึกตามตารางการเผา ดังแสดงในภาพประกอบ 18 แล้วนำไปทดสอบสมบัติทางกายภาพและสมบัติทางกล ซึ่งรูปแบบการทดลองเป็นไปตามขั้นตอนในแผนผังงานวิจัย ดังแสดงในภาพประกอบ 19

ตารางการเผา



ภาพประกอบ 18 แสดงอุณหภูมิการเผา





ภาพประกอบ 19 แผนผังงานวิจัยการเตรียมเซรามิกเซอร์โคเนีย ด้วยเทคนิคการพิมพ์ 3 มิติ (a) ขั้นตอนการผสมส่วนผสม (b) ขั้นตอนหลังจากการผสมส่วนผสม

3.2 การพัฒนาสูตรในการทดลอง

ก่อนจะได้สูตรส่วนที่เหมาะสมในการทดลอง มีการพัฒนาสูตรเพื่อหาสัดส่วนของผงเซอริโคเนียและตัวประสานที่เหมาะสมจนสามารถฉีดเป็นฟิลาเมนต์ได้โดยไม่มีการอุดตันและได้เส้นฟิลาเมนต์ที่มีความยืดหยุ่นเพียงพอ อีกทั้งสามารถใส่เครื่องพิมพ์ได้โดยไม่มีการหักหรืออุดตันหัวฉีดของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ นอกจากนี้ยังมีการทดลองอุณหภูมิที่เหมาะสมในการกำจัดตัวประสานออกจากชิ้นงาน โดยสามารถแบ่งขั้นตอนการพัฒนาสูตรได้ดังนี้

3.2.1 การพัฒนาสูตรเพื่อหาสัดส่วนของผงเซอริโคเนียต่อตัวประสาน

ตาราง 3 แสดงผลที่ได้จากสูตรที่มีสัดส่วนของเซอริโคเนียและตัวประสานแตกต่างกัน

| ชื่อสูตร | เซอริโคเนีย(%) | ตัวประสาน(%) | ผลที่ได้ |
|----------|----------------|--------------|---|
| Z1 | 50 | 50 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z2 | 50 | 50 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z3 | 50 | 50 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z4 | 50 | 50 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z5 | 50 | 50 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z6 | 50 | 50 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z7 | 50 | 50 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z8 | 50 | 50 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z9 | 40 | 60 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z10 | 30 | 70 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z11 | 20 | 80 | ผสมเข้ากันได้ดีแต่เส้นฟิลาเมนต์มีความเปราะ |
| Z12 | 25 | 75 | ผสมเข้ากันได้ดี เส้นฟิลาเมนต์ไม่ค่อยเหนียว ทดลองพิมพ์ไม่ได้ |
| Z13 | 25 | 75 | ผสมเข้ากันได้ดี เส้นฟิลาเมนต์มีความเหนียว และยืดหยุ่นพอสมควร สามารถพิมพ์ชิ้นงานได้ |

จากตาราง 3 พบว่าอัตราส่วนของเซอร์โคเนียต่อตัวประสานที่เหมาะสมที่สุดที่สามารถรีดเส้นฟิลาเมนต์ได้อย่างต่อเนื่องและไม่อุดตัน อีกทั้งมีความเหนียวและยืดหยุ่นเพียงพอที่สามารถใส่เครื่องพิมพ์ได้ คือ 25 ต่อ 75 โดยปริมาตร

3.2.2 การหาอุณหภูมิที่เหมาะสมในการกำจัดตัวประสาน

ก่อนจะได้รูปแบบการเผาที่มีอุณหภูมิที่ไม่ทำให้ชิ้นงานโค้งงอ จนไม่สามารถนำมาทดสอบได้ และอุณหภูมิที่ได้สามารถเผากำจัดตัวประสานได้ผลที่ใกล้เคียงกัน มีการพัฒนามาตั้งแต่แสดงในตาราง 4

ตาราง 4 แสดงผลที่ได้จากการเผาที่อุณหภูมิต่างๆ

| รูปแบบการเผา | อุณหภูมิ | อัตรา(°C/min) | ผลที่ได้หลังเผา |
|--------------|----------|---------------|---|
| 1 | 1510 | 5 | ชิ้นงานมีความโค้งงอมาก บวมพอง และแยกชั้น |
| 2 | 250 | 5 | ชิ้นงานมีความโค้งงอ บวมและแยกชั้น |
| | 550 | 1 | |
| | 1510 | 5 | |
| 3 | 300 | 5 | ชิ้นงานมีความโค้งงอเล็กน้อย บวมและแยกชั้น |
| | 550 | 1 | |
| | 1510 | 5 | |
| 4 | 280 | 5 | ชิ้นงานมีลักษณะบวมเล็กน้อย แยกชั้นบางชิ้น |
| | 550 | 1 | |
| | 1510 | 5 | |
| 5 | 280 | 1 | ชิ้นงานมีลักษณะบวมเล็กน้อยบริเวณพื้นผิว แต่ไม่แยกชั้น |
| | 550 | 1 | |
| | 1510 | 5 | |

จากตารางที่ 4 การเผาให้ความร้อนแบบที่ 5 สามารถกำจัดตัวประสานและได้ชิ้นงานที่ไม่โค้งงอ บวมพองและแยกชั้นดังภาพประกอบ 20 และสามารถนำไปทดสอบได้

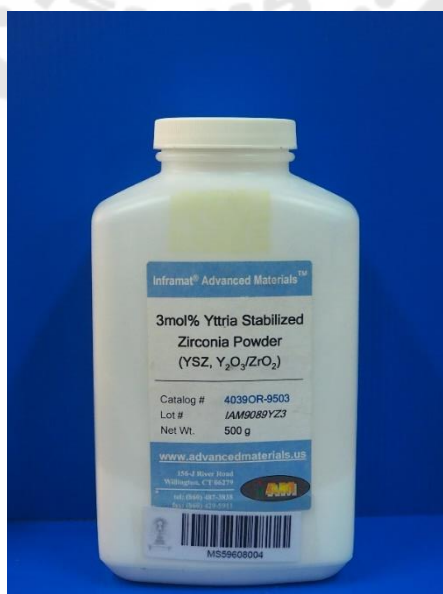


ภาพประกอบ 20 ชิ้นงานที่เผาด้วยอุณหภูมิที่ไม่เหมาะสมเกิดการโค้งงอ บวมพองและแยกชั้น

3.3 การเตรียมวัสดุ

3.3.1 วัตถุดิบและสารเคมีที่ใช้ในการทดลอง

วัตถุดิบหลักที่ใช้ในการทดลองนี้ คือ ผงเซอร์โคเนีย (3% Y_2O_3 Stabilized ZrO_2) จากบริษัท Inframat Advanced Materials (ภาพประกอบ 21) สำหรับตัวประสานที่ใช้แบ่งออกเป็น 3 ชนิด คือ พอลิเอทิลีนไกลคอล (PEG) โมเลกุลเฉลี่ย 6000 จากบริษัท Ajax Finechem, พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA) โมเลกุลเฉลี่ย 9000 จากบริษัท Aldrich และพอลิไวนิลบิวไทรอล (PVB) จากบริษัท Sekisui และสารหล่อลื่น คือ กรดสเตียริก (SA) จากบริษัท Panreac (ภาพประกอบ 22)



ภาพประกอบ 21 ผงเซอร์โคเนีย (3% Y_2O_3 Stabilized ZrO_2)



ภาพประกอบ 22 แสดงตัวประสานชนิดต่าง ๆ และสารหล่อลื่น (a) พอลิเอทิลีนไกลคอล (PEG) (b) พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA) (c) พอลิไวนิลบิวไทรอล (PVB) และ (d) กรดสเตียริก (SA)

3.3.2 ขั้นตอนการเตรียมเซรามิกเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ ในการทดสอบ

3.3.2.1 ละลายส่วนผสมพอลิไวนิลบิวไทรอล และกรดสเตียริกในสารละลายแอลกอฮอล์เอทานอล 200 ml

3.3.2.2 เติมผงเซอริโคเนียลงไปผสม และเติมน้ำกลั่น 100 ml

3.3.2.3 นำไปอบแห้งด้วยเครื่องระเหยแห้ง rotary evaporator

3.3.2.4 ละลายพอลิเอทิลีนไกลคอล ที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส และนำผงแห้งมาผสมให้เข้ากัน

3.3.2.5 เติมพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ลงไปผสม และนำไปอุ่นที่ 120 องศาเซลเซียส

3.3.3 การฉีดขึ้นรูปฟิลาเมนต์และการพิมพ์ชิ้นงานด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ

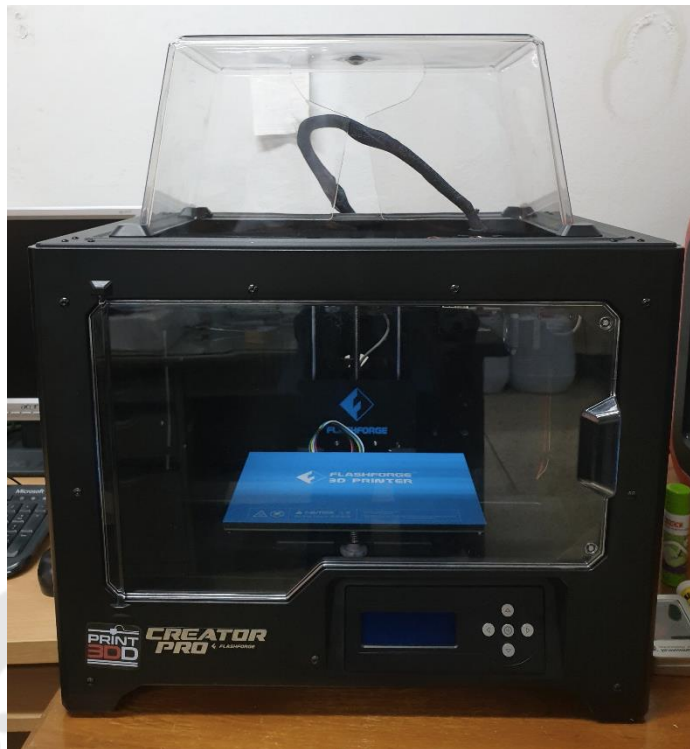
3.3.3.1 นำผงส่วนผสมมาฉีดขึ้นรูปเป็นฟิลาเมนต์ด้วยเครื่องฉีดขึ้นรูป ดังแสดงในภาพประกอบ 23

3.3.3.2 นำตัวอย่างชิ้นงานที่ผ่านการฉีดขึ้นรูปเป็นฟิลาเมนต์แล้วไปเป็นวัตถุดิบสำหรับเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM ดังแสดงในภาพประกอบ 24

3.3.3.3 ขึ้นรูปชิ้นงานตัวอย่างที่พิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM จำนวน 10 ชิ้น ขนาด ยาว 50 มิลลิเมตร กว้าง 5 มิลลิเมตร และหนา 3 มิลลิเมตร ดังแสดงในภาพประกอบ 25



ภาพประกอบ 23 แสดง (a) เครื่องขึ้นรูปฟิลาเมนต์ (b) ฟิลาเมนต์ที่ผ่านการฉีดขึ้นรูป



ภาพประกอบ 24 แสดงการพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM



ภาพประกอบ 25 ตัวอย่างชิ้นงานที่พิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ

3.3.3.4. นำชิ้นงานตัวอย่างที่ผ่านการขึ้นรูปแล้วไปกำจัดตัวประสานที่อุณหภูมิ 280 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 6 ชั่วโมง และ ที่อุณหภูมิ 550 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง

3.3.3.5. นำตัวอย่างชิ้นงานไปเผาผนึกที่อุณหภูมิ 1510 องศาเซลเซียส

3.4. การวิเคราะห์สมบัติตัวอย่าง

3.4.1 การกำจัดตัวเชื่อมประสานและสารหล่อลื่น

การกำจัดตัวเชื่อมประสาน และสารหล่อลื่น ทำได้โดยการเผาให้ความร้อน ก่อนกำจัดตัวประสานนำชิ้นงานตัวอย่างซึ่งน้ำหนักแล้วจดบันทึกค่าน้ำหนัก (W_1) เอาไว้ ต่อจากนั้นนำชิ้นงานตัวอย่างไปเผาผนึก จากนั้นนำชิ้นงานซึ่งน้ำหนักอีกครั้งหนึ่ง (W_2) โดยวิธีการคำนวณหาเปอร์เซ็นต์น้ำหนัก ตัวเชื่อมประสาน กับ กรดสเตียริกที่ถูกกำจัด ดังนี้

$$\text{น้ำหนักตัวเชื่อมประสาน กับ กรดสเตียริกที่หายไป} = W_1 - W_2$$

$$\text{การกำจัดตัวเชื่อมประสานและสารหล่อลื่น} = \frac{W_1 - W_2}{W_1} \times 100$$

3.4.2 ความหนาแน่น ปริมาณรูพรุนปรากฏ และการดูดซึมน้ำของชิ้นงานหลังเผา

ความหนาแน่นของชิ้นงานหลังเผาหรือความหนาแน่นรวม โดยใช้หลักการมิติศาสตร์ทำได้โดยนำชิ้นงานเข้าเครื่องสูญญากาศ เพื่อดูดอากาศที่อยู่ภายในออกให้หมด ทิ้งไว้ 30 นาที เทน้ำให้ท่วมชิ้นงาน แล้วทิ้งไว้ 1 ชั่วโมง นำตัวอย่างชิ้นงานซึ่งน้ำหนักเปียก (W_{sat}) น้ำหนักของชิ้นงานตัวอย่างในน้ำ (W_{sus}) นำชิ้นงานอบแห้งที่อุณหภูมิ 110 องศาเซลเซียส แล้วชั่งน้ำหนักแห้งของชิ้นงาน (W_{dry}) คำนวณความหนาแน่นรวม (W_{total}) และปริมาณรูพรุนจริงที่ปรากฏ โดยวิธีการคำนวณหา มีดังนี้

$$\text{ความหนาแน่นรวม} = \left(\frac{W_{dry}}{W_{sat} - W_{sus}} \right) \times \rho_{water}$$

$$\text{ปริมาณรูพรุนปรากฏ} = \left(\frac{W_{sat} - W_{dry}}{W_{sat} - W_{sus}} \right) \times 100$$

$$\text{การดูดซึมน้ำ} = \left(\frac{W_{sat} - W_{dry}}{W_{dry}} \right) \times 100$$

3.4.3 การหดตัวของชิ้นงาน

การวัดการหดตัวของชิ้นงานเชิงเส้น ทำได้โดยขึ้นชิ้นงาน ขนาดความกว้าง 5 มิลลิเมตร ยาว 50 มิลลิเมตร และสูง 3 มิลลิเมตร จากนั้นนำไปวัดขนาดเฉลี่ยชิ้นงาน (L) เพื่อนำไปหาเปอร์เซ็นต์การหดตัวหลังการเผาผนึก โดยวิธีการคำนวณหา มีดังนี้

$$\text{การหดตัวชิ้นงานหลังเผา} = \frac{L - L_f}{L} \times 100$$

3.4.4 การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาค

การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope : SEM) แบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคชิ้นงานก่อนเผา และส่วนที่ 2 ตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคชิ้นงานหลังการเผาผืนึก

3.4.5 การตรวจสอบความต้านทานการดัดโค้ง(Flexural strenght)

ใช้วิธีการทดสอบแบบ 3 point bending ตามมาตรฐาน ISO 6872 ด้วยเครื่อง Instron Universal testing machine (รุ่น 8872) กำหนด F คือ แรงกระทำ L คือ ระยะห่างระหว่างจุดรองรับที่ปลายทั้งสองด้าน (span length) h คือ ความหนา B คือ ความกว้าง

$$\text{ความต้านทานการดัดโค้ง} = \frac{3FL}{2bh^2}$$



บทที่ 4

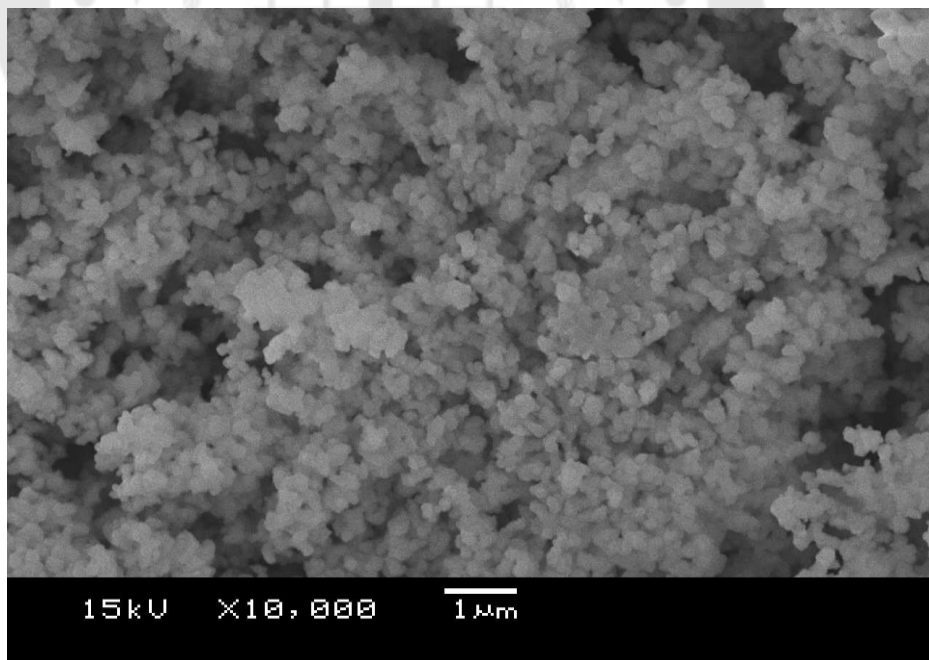
ผลการดำเนินการวิจัย

สำหรับผลการทดลองในงานวิจัยนี้ แบ่งออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ การตรวจสอบลักษณะเฉพาะของผงวัตุดิบ การศึกษาผลการขึ้นฟิลาเมนต์ และการศึกษาสมบัติของชิ้นงาน ประกอบด้วย การกำจัดตัวเชื่อมประสานและสารหล่อลื่น ความหนาแน่น ปริมาณรูพรุนที่ปรากฏ และการดูดซึมน้ำของชิ้นงานหลังเผา การหดตัวของชิ้นงาน การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคและความต้านทานต่อการตัดโค้ง

4.1 การตรวจสอบลักษณะเฉพาะของผงวัตุดิบ

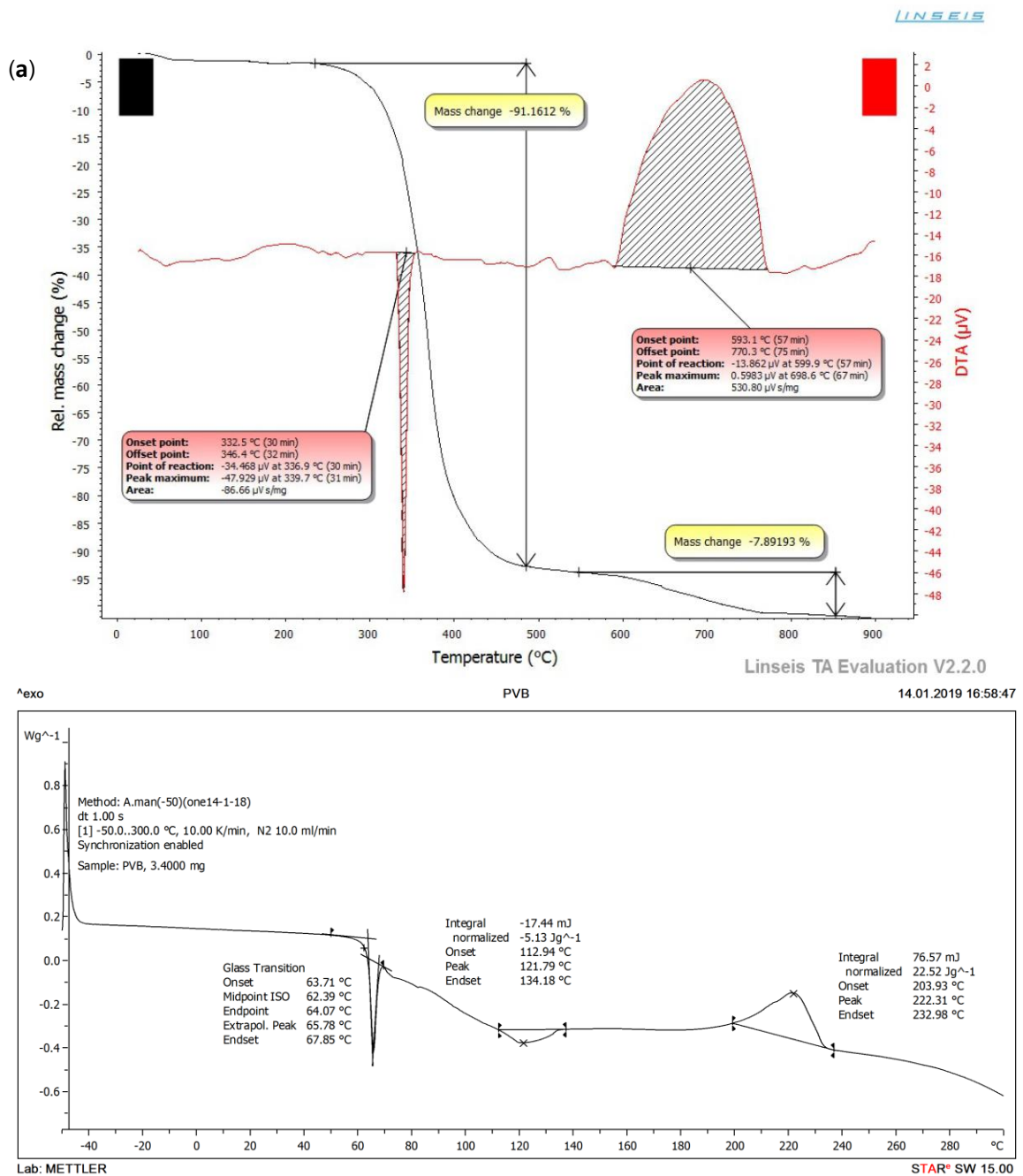
4.1.1 สัณฐานวิทยา

ลักษณะสัณฐานวิทยาของผงเซอริโคเนียสังเคราะห์ได้จากภาพที่ได้จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ดังแสดงในภาพประกอบ 26 พบว่า ผงเซอริโคเนียมีรูปร่างไม่แน่นอน มีขนาดประมาณ 0.2-0.3 ไมครอน อนุภาคเกาะกลุ่มกัน



ภาพประกอบ 26 ลักษณะสัณฐานวิทยาของผงเซอริโคเนียจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

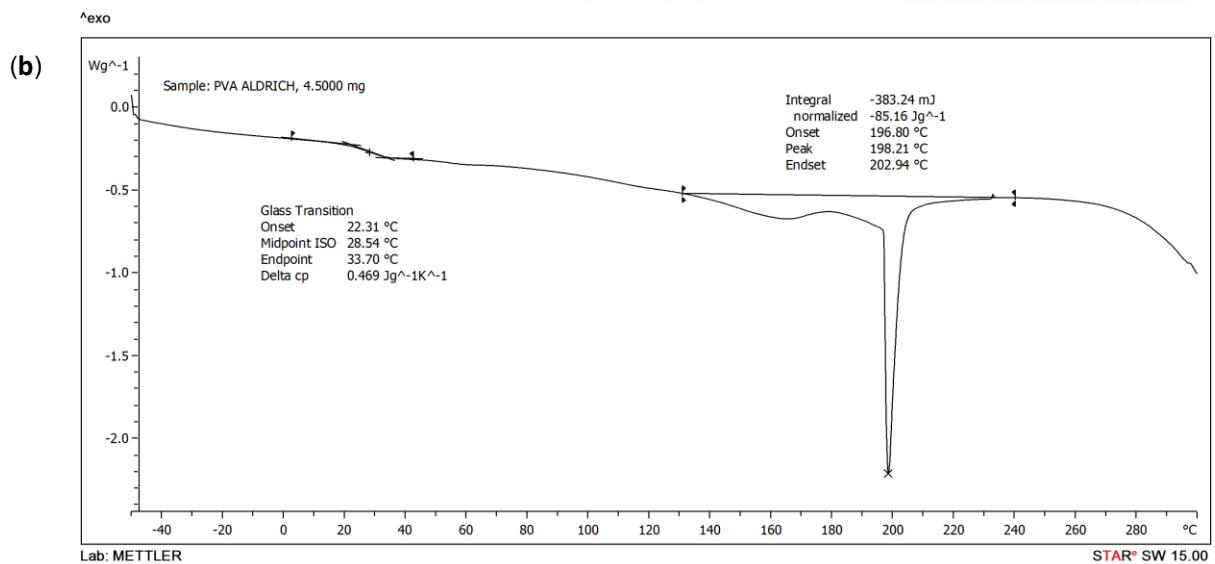
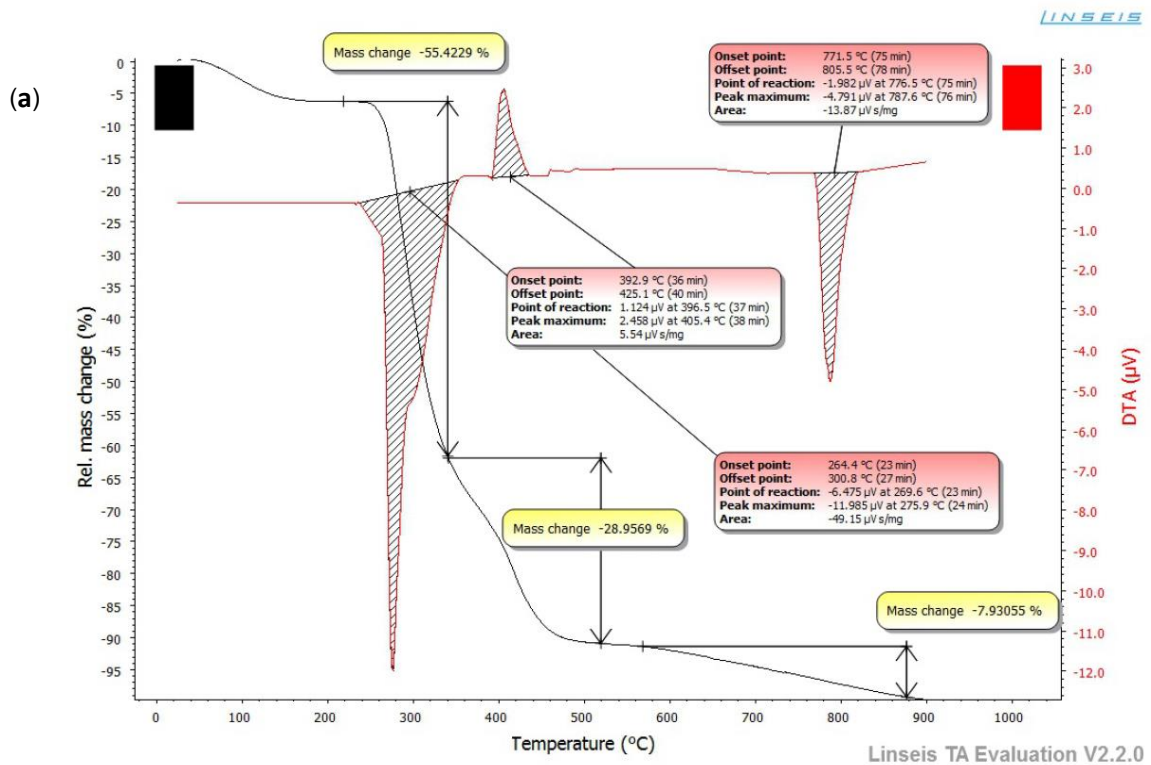
4.1.2 การสลายตัวของตัวเชื่อมประสานชนิดพอลิไวนิลบิวไทรอลด้วยความร้อน



ภาพประกอบ 27 กราฟแสดงการสลายตัวของพอลิไวนิลบิวไทรอลด้วยความร้อน (a) เครื่อง Differential Thermal Analysis (DTA) (b) เครื่อง Differential Scanning Calorimetry (DSC) จากกราฟภาพประกอบ 27 พบว่า พอลิไวนิลบิวไทรอลเริ่มเปลี่ยนแปลงสถานะจากของแข็งเป็นยืดหยุ่นคล้ายยางที่อุณหภูมิประมาณ 62 องศาเซลเซียส จากนั้นหลอมเหลวที่

อุณหภูมิประมาณ 121 องศาเซลเซียส ดังแสดงในภาพประกอบ 27a เริ่มสลายตัวที่อุณหภูมิประมาณ 339 องศาเซลเซียส ดังแสดงในภาพประกอบ 27b

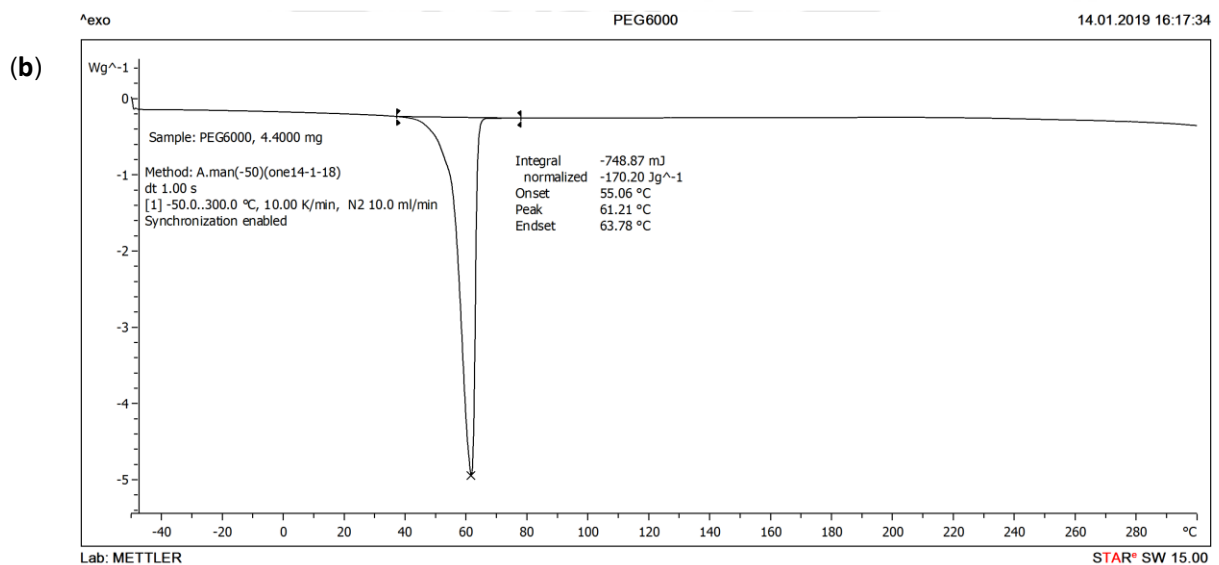
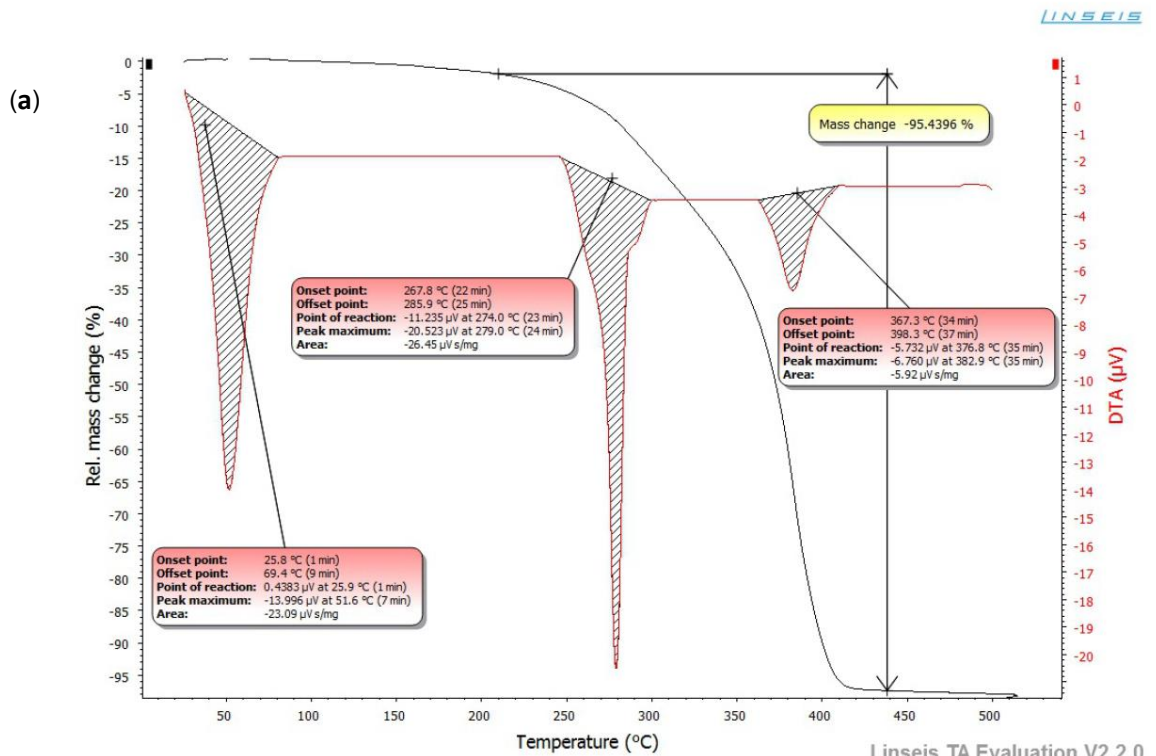
4.1.3 การสลายตัวของตัวเชื่อมประสานชนิดพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ด้วยความร้อน



ภาพประกอบ 28 กราฟแสดงการสลายตัวพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ด้วยความร้อน (a) เครื่อง Differential Thermal Analysis (DTA) (b) เครื่อง Differential Scanning Calorimetry (DSC)

จากกราฟภาพประกอบ 28 พบว่าพอลิไวนิลแอลกอฮอล์เริ่มเปลี่ยนแปลงสถานะจากของแข็งเป็นยืดหยุ่นคล้ายยางที่อุณหภูมิประมาณ 28 องศาเซลเซียส จากนั้นหลอมเหลวที่อุณหภูมิประมาณ 198 องศาเซลเซียส ดังแสดงในภาพประกอบ 28a เริ่มสลายตัวที่อุณหภูมิประมาณ 275 องศาเซลเซียส ดังแสดงในภาพประกอบ 28b

4.1.4 การสลายตัวของตัวเชื่อมประสานชนิดพอลิเอทิลีนไกลคอลด้วยความร้อน



ภาพประกอบ 29 กราฟแสดงการสลายตัวพอลิเอทิลีนไกลคอลด้วยความร้อน (a) เครื่อง Differential Thermal Analysis (DTA) (b) เครื่อง Differential Scanning Calorimetry (DSC)

จากกราฟภาพประกอบ 29 พบว่า พอลิเอทิลีนไกลคอลเริ่มหลอมเหลวที่อุณหภูมิประมาณ 61 องศาเซลเซียส เริ่มสลายตัวที่อุณหภูมิประมาณ 279 องศาเซลเซียส ดังแสดงในภาพประกอบ 29a และจากข้อมูลที่ได้จากกราฟ ไม่ทราบอุณหภูมิกลาสทรานซิชัน ดังแสดงในภาพประกอบ 29b

4.1.5 อุณหภูมิต่างๆของวัสดุที่ใช้ในการทดลอง

จากการตรวจสอบการสลายตัวด้วยเครื่อง Differential Thermal Analysis (DTA) และ Differential Scanning Calorimetry (DSC) ทำให้สรุปอุณหภูมิกลาสทรานซิชัน (glass transition temperature : Tg), อุณหภูมิหลอมเหลว (melting temperature : Tm) และอุณหภูมิการสลายตัว (Decomposition Temperature : Td) ดังแสดงในตารางที่ 5

ตาราง 5 ตารางแสดงอุณหภูมิ Tg , Tm และ Td

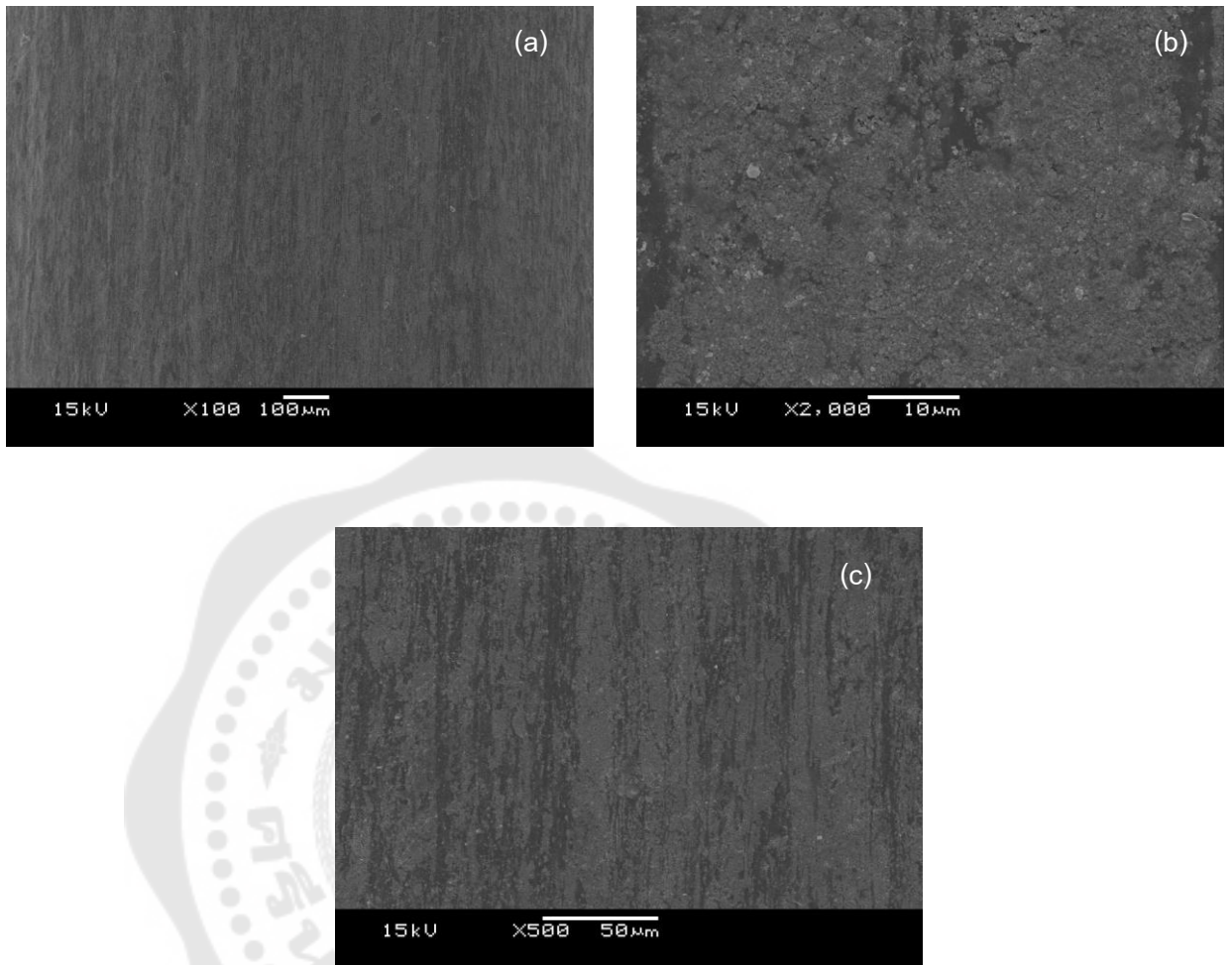
| | Tg (°C) | Tm (°C) | Td (°C) |
|----------|---------|---------|---------|
| PVB | 62.39 | 121.79 | 339.7 |
| PEG 6000 | - | 61.21 | 279 |
| PVA 9000 | 28.54 | 198.21 | 275.9 |

หมายเหตุ ข้อมูลค่าอุณหภูมิกลาสทรานซิชันของ PEG 6000 ไม่ปรากฏ

4.2 การศึกษาการขึ้นรูปฟิลาเมนต์โครงสร้างทางจุลภาค

4.2.1 โครงสร้างทางจุลภาค

จากโครงสร้างจุลภาคของฟิลาเมนต์ตัวอย่างที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องฉีดขึ้นรูปด้วยความร้อน 190 องศาเซลเซียส ดังแสดงในภาพประกอบ 30 พบว่า พื้นผิวมีลักษณะเป็นริ้วตามทิศทางการฉีดขึ้นรูปฟิลาเมนต์



ภาพประกอบ 30 โครงสร้างจุลภาคของฟิลาเมนต์ตัวอย่างที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องฉีดขึ้นรูปที่กำลังขยายต่างกัน (a) กำลังขยาย 100 เท่า (b) กำลังขยาย 500 เท่า (c) กำลังขยาย 2000 เท่า

4.2.2 การขึ้นรูปชิ้นงาน

จากการทดลองผสมส่วนผสมในอัตราส่วนต่างๆ สูตรส่วนผสมที่สามารถขึ้นรูปชิ้นงานด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM ได้ คือ สูตรส่วนผสม Z13 ดังแสดงในตารางที่ 6 สามารถนำไปพิมพ์ชิ้นงานด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ดังแสดงในภาพประกอบ 31

ตาราง 6 แสดงอัตราส่วนผสมของส่วนผสมที่ใช้ทำการวิจัยนี้

| ชื่อสาร | Vol% | Mass% |
|--------------------------|------|-------|
| Polymer | | |
| PVB (Polyvinylbutyral) | 10 | 4.78 |
| PEG (Polyethyleneglycal) | 18 | 9.00 |
| SA (Stearic acid) | 2 | 0.82 |
| PVA (Polyvinylalcohol) | 45 | 23.47 |
| Ceramic | | |
| Zirconia (3%Yttria) | 25 | 61.93 |
| Sum | 100 | 100 |
| Polymer | 75 | |
| Ceramic | 25 | |



ภาพประกอบ 31 ตัวอย่างชิ้นงานสูตร Z13

4.3 ผลการทดลองของชิ้นงาน

4.3.1 การกำจัดตัวเชื่อมประสาน

การกำจัดตัวเชื่อมประสานและสารหล่อลื่นของชิ้นงานตัวอย่างของเซอริโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM พบว่า สามารถกำจัดตัวเชื่อมประสานออกไปได้ทั้งหมดโดย

วิธีการให้ความร้อน โดยการค่อยๆเผาให้ความร้อนโดยเริ่มจากอุณหภูมิ 280 องศาเซลเซียส ในอัตรา 1 องศาเซลเซียสต่อนาที อุณหภูมิ 550 องศาเซลเซียส ในอัตรา 1 องศาเซลเซียสต่อนาทีและอุณหภูมิ 1510 องศาเซลเซียส ในอัตรา 5 องศาเซลเซียสต่อนาที ซึ่งเป็นอุณหภูมิการเผาที่มีการโค้งงอและแยกชั้นของชิ้นงานน้อยที่สุด แม้ว่าหลังการเผาพบชิ้นงานบางส่วนมีการโค้งงอและบวมพอง แต่เป็นส่วนน้อย (ภาพประกอบ 32) และพบว่าน้ำหนักชิ้นงานที่หายไปหลังการเผาครั้งนี้คือ 40.60 ± 0.71 เปอร์เซ็นต์



ภาพประกอบ 32 ภาพชิ้นงานหลังการเผาที่มีการโค้งงอและการแยกชั้น

4.3.2 ความหนาแน่น ปริมาตรรูปทรงปรากฏ และการดูดซึมน้ำของชิ้นงานหลังเผา

ความหนาแน่นของชิ้นงานตัวอย่างหลังการเผาผืนึกที่อุณหภูมิ 1510 องศาเซลเซียส พบว่า ชิ้นงานตัวอย่างของเซอริโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM มีความหนาแน่นต่ำ ความหนาแน่นเฉลี่ย 4.08 กรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร ในขณะที่วักันรูปทรงปรากฏในชิ้นงานตัวอย่างของเซอริโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM เกิดจากการกำจัดตัวประสานชนิดที่สามารถละลายในน้ำได้และละลายน้ำไม่ได้ ด้วยวิธีการใช้ความร้อน มีค่า 31.33 เปอร์เซ็นต์ มีปริมาตรรูปทรงปรากฏสูง นอกจากนี้การดูดซึมน้ำของชิ้นงานตัวอย่างของเซอริโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM สูตร Z13 มีค่า 7.88 เปอร์เซ็นต์ ดังแสดงในตารางที่ 6 จากการทดลองแสดงให้เห็นว่าชิ้นงานตัวอย่างของเซอริโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM ยังมีข้อบกพร่องอีกมาก ทั้งในด้านความหนาแน่น รูปทรงปรากฏและการดูดซึมน้ำ ซึ่งยังต้องมีการพัฒนาต่อไป

4.3.3 การหดตัวของชิ้นงานหลังเผา

การหดตัวของชิ้นงานตัวอย่างของเซอริโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM หลังการเผาเน็ทที่อุณหภูมิ 1510 องศาเซลเซียส พบว่า ชิ้นงานตัวอย่างมีค่าการหดตัวเฉลี่ย 25.91 เปอร์เซ็นต์ เปรียบเทียบกับชิ้นงานหลังขึ้นรูป ดังแสดงในตารางที่ 6

4.3.4 ความต้านทานต่อการดัดโค้งของชิ้นงานหลังเผา

ความต้านทานการดัดโค้งของชิ้นงานตัวอย่างของเซอริโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM ที่ปริมาณผงวัสดุเท่ากับ 25 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร ปริมาณตัวเชื่อมประสานเท่ากับ 75 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร การทดสอบความต้านทานการดัดโค้งของชิ้นงานตัวอย่างหลังจากเผาเน็ทที่อุณหภูมิ 1510 องศาเซลเซียส พบว่า มีค่า 31.77 ± 1.3 เมกะพาสคาล ดังแสดงในตารางที่ 7

ตาราง 7 ตารางแสดงผลการศึกษาสมบัติชิ้นงานเซอริโคเนียที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM เปรียบเทียบกับค่ามาตรฐาน ISO

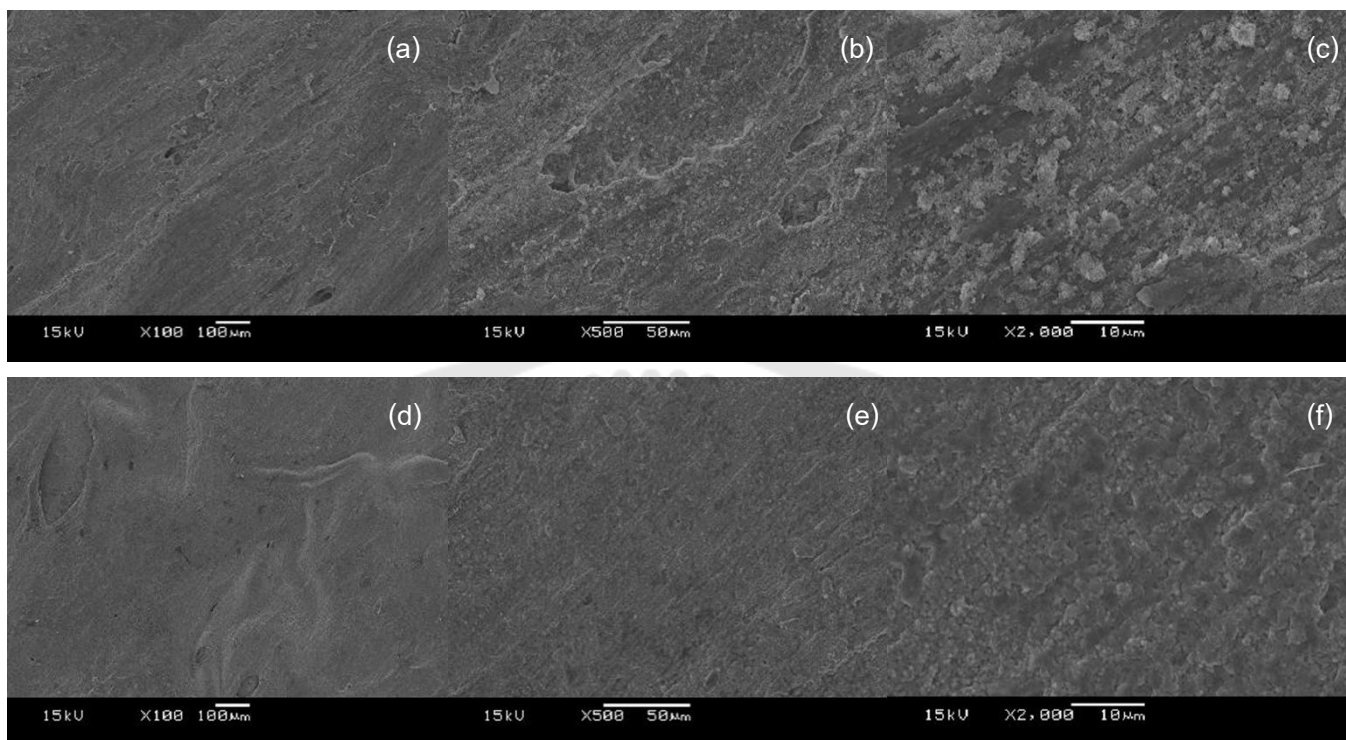
| สมบัติที่ศึกษา | ค่าที่วัดได้ | มาตรฐาน ISO 13356 |
|-------------------------------------|------------------|-------------------|
| น้ำหนักที่หายไปหลังเผา (%) | 40.60 ± 0.71 | * |
| ความหนาแน่นรวม (g/cm ³) | 4.08 ± 0.42 | ≥ 6 |
| ปริมาณรูพรุนปรากฏ (%) | 31.33 ± 6.01 | * |
| การดูดซึมน้ำ (%) | 7.88 ± 2.20 | * |
| การหดตัวของชิ้นงาน (%) | 25.91 ± 5.92 | * |
| ความต้านทานต่อการดัดโค้ง (MPa) | 31.77 ± 1.3 | ≥ 800 |

* ไม่มีค่าอ้างอิงตามมาตรฐาน ISO

4.3.5 การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคส่วนของผิวหน้าชิ้นงานบริเวณเส้นที่ฉีดออกมาหัวฉีด

จากโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานตัวอย่าง พบว่าส่วนของผิวหน้าชิ้นงานบริเวณเส้นที่ฉีดออกมาจากหัวฉีด พื้นผิวมีลักษณะเป็นริ้วตามการฉีดขึ้นรูปของหัวพิมพ์เครื่องพิมพ์ 3 มิติ แสดงในภาพประกอบ 33 (a-c) และ พบว่าโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานตัวอย่างหลังการเผาเน็ทที่

อุณหภูมิ 1510 องศาเซลเซียส ดังแสดงในภาพประกอบ 33 (d-f) มีรูพรุนหลังจากที่กำจัดตัว
ประสานหลังจากที่เผาผนึก



ภาพประกอบ 33 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานตัวอย่างที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ
(a)-(c) โครงสร้างจุลภาคชิ้นงานตัวอย่างหลังการเผาผนึก (d)-(f) ที่กำลังขยาย 100 500 และ 2000
เท่า ตามลำดับ

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

ในการวิจัยเรื่องการพัฒนาเซรามิกเซอร์โคเนียสำหรับการใช้งานด้านทันตกรรมด้วยเทคนิคการพิมพ์ 3 มิติ ผู้วิจัยได้ทำการขึ้นรูปชิ้นงานด้วยเทคนิคการพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM เพื่อวิเคราะห์หาสมบัติทางกายภาพและทางกล หลังจากได้ผลการวิจัยแล้ว สามารถสรุปผลการดำเนินงาน โดยแบ่ง หัวข้อในการสรุปผลได้ดังต่อไปนี้ 1. อภิปรายผลการวิจัย 2. สรุปผลการวิจัย 3. ข้อเสนอแนะ

5.1. อภิปรายผล

จากการศึกษาการขึ้นรูปชิ้นงานเซอร์โคเนียเซรามิกด้วยการพิมพ์ 3 มิติ ระบบฉีดเส้นพลาสติกชนิด FDM สามารถขึ้นรูปเป็นชิ้นงานได้สำเร็จ อีกทั้งยังมีความรวดเร็ว แต่พบข้อจำกัดบางประการ ดังนี้ 1. การที่นำผงเซรามิก ตัวเชื่อมประสาน และสารหล่อลื่นมาผสมเข้าด้วยกัน มีความยากที่จะทำให้วัตถุดิบผสมเป็นเนื้อเดียวกันได้ ส่งผลให้เกิดฟิลาเมนต์ที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกันจึงทำให้เกิดปัญหาในการขึ้นรูปชิ้นงานผ่านหัวฉีดของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ที่มีขนาดเล็กและเกิดรอยแตกบนชิ้นงาน 2. การเชื่อมต่อกันระหว่างชั้นในกระบวนการพิมพ์ของชิ้นงานยังไม่เชื่อมติดกันได้ดีพอ ซึ่งอาจเกิดจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ซึ่งมักทำให้เกิดลักษณะของการพิมพ์เป็นขั้นบันไดหรือ Staircase effect (17) มีลักษณะปรากฏเป็นขั้น ๆ บนผิววัตถุ 3. การให้ความร้อนจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติในอุณหภูมิที่เหมาะสมจะส่งผลต่อการเชื่อมต่อช่องว่างระหว่างชั้น ทำให้เกิดเป็นโครงสร้างที่หนาแน่นไม่มีรูพรุน การพิมพ์วัสดุเซรามิกที่มีจุดหลอมเหลวสูงไม่สามารถทำได้โดยตรงโดยการผ่านเครื่องพิมพ์ 3 มิติชนิด FDM จึงจำเป็นจะต้องมีการผสมเข้ากับตัวประสานพวกพอลิเมอร์เพื่อให้สามารถฉีดขึ้นรูปได้ การเลือกชนิดของเครื่องพิมพ์ 3 มิติจึงเป็นปัจจัยหนึ่งในการพัฒนาสมบัติของชิ้นงาน

สัดส่วนที่ดีที่สุดของวัสดุเซอร์โคเนียในการศึกษานี้คือผงเซอร์โคเนียต่อตัวประสาน 25 ต่อ 75 ส่วน ซึ่งยังมีสัดส่วนของเซอร์โคเนียน้อยเกินไป จากการศึกษาของ S. Iyer และ J. McIntosh ในปี 2008 (61) การศึกษาคุณสมบัติทางโครงสร้างจุลภาคและสมบัติเชิงกลของซิลิกอนไนไตรด์ที่ขึ้นรูปด้วยการพิมพ์ 3 มิติ พบว่า ชิ้นงานดิบ (green body) ที่ขึ้นรูปและยังไม่ผ่านการเผา ที่มีสัดส่วนของอนุภาคเซรามิก 55-60 เปอร์เซ็นต์จะมีความหนาแน่นของชิ้นงานสูงเพียงพอ ไม่มีช่องว่างทั้งก่อนเผาและหลังเผา มีการเชื่อมติดกันอย่างสมบูรณ์ระหว่างชั้นแต่ละชั้น

เทียบเท่ากับตัวอย่างที่ทำโดยกระบวนการผลิตเซรามิกแบบดั้งเดิม มีศึกษาเกี่ยวกับสัดส่วนของฟิลเลอร์ต่อเมตริกซ์ของเซอริโคเนีย พบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณของผงเซอริโคเนียมากขึ้น จะช่วยเพิ่มความแข็งแรงของชิ้นงานได้ (62) แต่ในการศึกษานี้พบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณสัดส่วนของเซอริโคเนีย จะไม่สามารถฉีดวัสดุผ่านหัวพิมพ์ได้ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Abdullah และคณะในปี 2018 ได้ศึกษาไฮบริดเซรามิกซึ่งประกอบด้วย ฟิลเลอร์คือ เซอริโคเนีย และไตรแคลเซียมฟอสเฟต (Tricalcium phosphate, TCP) มีตัวประสาน คือ พอลิเอไมด์ (Polyamide, PA12) ในอัตราส่วนที่แตกต่างกัน โดยขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด FDM พบว่า กลุ่มที่มีส่วนประกอบของฟิลเลอร์เมื่อพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติจะมีอัตราการไหลของวัสดุน้อยลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ไม่มีฟิลเลอร์ และการใส่ปริมาณของผงฟิลเลอร์มากเกินไปจะทำให้การยึดกันของตัวประสานและฟิลเลอร์ทำได้ไม่ดีนัก อีกทั้งยังเกิดเป็นการเกาะกลุ่มของฟิลเลอร์เป็นจุดๆ ดังเห็นได้จากภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ซึ่งจะส่งผลต่อความแข็งแรงได้ (63) ดังนั้นปริมาณสัดส่วนฟิลเลอร์และตัวประสาน ชนิดของตัวประสาน รวมทั้งการผสมเข้ากันของตัวประสานและผงฟิลเลอร์จึงเป็นปัจจัยสำคัญต่อการส่งเสริมคุณสมบัติทางกล (64)

นอกจากนี้สัดส่วนของเซอริโคเนียต่อตัวประสานยังมีผลต่อรูปทรง การดูดน้ำและความหนาแน่นของชิ้นงาน จากข้อกำหนดของมาตรฐาน ISO 13356-2008 แนะนำให้เซอริโคเนียที่ใช้เป็นวัสดุทางทันตกรรม มีความหนาแน่น มากกว่าหรือเท่ากับ 6 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งจากการศึกษานี้ มีความหนาแน่น 4.08 ± 0.42 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร เมื่อมีการกำจัดตัวประสานออก มีเปอร์เซ็นต์การดูดน้ำ 7.88 ± 2.20 เปอร์เซ็นต์ และปรากฏรูปทรง 31.33 ± 6.01 เปอร์เซ็นต์ในชิ้นงาน ซึ่งยากต่อการกำจัดรูปทรงออกจากชิ้นงานเซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธี FDM นอกจากนี้รูปทรงเหล่านี้จะส่งผลต่อความแข็งแรงของชิ้นงานที่พิมพ์ออกมา

การหดตัวหลังการเผาของเซรามิกเกิดจากการดึงอนุภาคเซรามิกเข้าแทนที่ช่องว่างที่เกิดขึ้นในเนื้อเซรามิกจากการสลายตัวของอากาศ น้ำ และตัวประสานในขณะที่เผา ดังนั้นปริมาตรการหดตัวของเซรามิกขึ้นอยู่กับปริมาตรของช่องว่างที่มีอยู่ในขณะที่ขึ้นรูปเซอริโคเนียด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ เซรามิกมีการหดตัวหลังเผาอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ วิธีการลดการหดตัวของเซรามิกคือ การลดปริมาณช่องว่างระหว่างอนุภาคหรือการลดปริมาณรูปทรง จากการศึกษานี้ มีการหดตัวหลังเผา 25.91 ± 5.92 เปอร์เซ็นต์ โดยทั่วไปเซรามิกทางทันตกรรมพบการหดตัวเชิงเส้นหลังเผาประมาณร้อยละ 11-15 และเชิงปริมาตรประมาณร้อยละ 27-45 (65) ทั้งนี้สัมพันธ์กับปริมาณของรูปทรงที่เกิดขึ้นในชิ้นงานด้วย

ในปัจจุบันการขึ้นรูปวัสดุเซอโรโคเนียด้วยวิธีการพิมพ์ 3 มิติยังอยู่ในขั้นการทดลอง จากงานวิจัยของ Ebert J ในปี 2009 พบว่า เมื่อใช้เทคนิคการพิมพ์อิงค์เจ็ต ชิ้นงานที่ได้มีความแข็งแรง แต่ยังคงมีความบกพร่องของชิ้นงานที่ชัดเจนซึ่งเห็นได้จากการตรวจสอบโครงสร้างทางจุลภาค สาเหตุเกิดจากการอุดตันของหัวเครื่องพิมพ์ในขณะที่พิมพ์ชิ้นงาน (22) งานวิจัยของ Bertrand และคณะ (66) พบว่าการพิมพ์วัสดุเซอโรโคเนียด้วยเทคนิคซีเล็กทีฟเลเซอร์ซินเทอริง (SLS) ยังมีข้อบกพร่องในเรื่องของความหนาแน่น โดยพบว่าวัสดุมีความหนาแน่นเพียง 56 เปอร์เซ็นต์ เนื่องจากการเผาด้วยเตาเผาทั่วไปไม่สามารถเพิ่มความหนาแน่นของวัตถุได้ นอกจากนี้แสงเลเซอร์สามารถหลอมละลายผงเซรามิกได้เพียงบางส่วนเท่านั้น การที่จะสามารถเพิ่มความหนาแน่นของเซอโรโคเนียที่ได้จากการพิมพ์สามมิติ แนะนำให้เพิ่มปริมาณสัดส่วนความหนาแน่นของผงเซอโรโคเนียให้มากขึ้น นอกจากนี้แล้ว การใช้งานเครื่องพิมพ์สามมิติเพื่อพิมพ์วัสดุเซรามิกที่นิยมในปัจจุบันคือ การพิมพ์โครงค้ำยัน (scaffold) ซึ่งมีลักษณะเป็นรูพรุน สามารถกำหนดขนาดรูพรุนได้ (67) จากการศึกษาของ Seitz และคณะ พบว่าความแข็งแรงของโครงค้ำยันที่ได้จากการพิมพ์สามมิติด้วยวัสดุไฮดรอกซีอะพาไทต์มีค่าประมาณ 22 เมกะพาสคาล ซึ่งมีเสถียรภาพมากพอที่จะเป็นโครงค้ำยันให้เซลล์ต่างๆ มาสร้างเนื้อเยื่อได้ แต่ยังไม่เหมาะสมในบริเวณที่ต้องรับแรงมาก เช่น ข้อต่อต่างๆ (68) Khatri และคณะ ได้ศึกษาการพิมพ์วัสดุผสมระหว่างแบเรียมไททาเนต (Barium titanate ,BT) และบูทาดีนส์ไตรีน (Butadiene styrene , ABS) ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติชนิด FDM พบว่า มีความต้านทานต่อการดัดโค้ง 35.18 เมกะพาสคาล (69) การขึ้นรูปวัสดุเซอโรโคเนียด้วยการพิมพ์สามมิติ ชนิด FDM ในการศึกษาครั้งนี้ มีค่า 31.77 ± 1.3 เมกะพาสคาล ซึ่งตามมาตรฐาน ISO 6872-2008 Dentistry — Ceramic materials พบว่าอาจยังไม่มีความแข็งแรงเพียงพอ แต่อาจนำมาใช้ในการพิมพ์โครงค้ำยัน สำหรับการพิมพ์โครงสร้างที่หนาแน่นและแข็งแรงจนสามารถใช้เป็นชิ้นงานบูรณะทางทันตกรรม เช่น อินเลย์ ออนเลย์ ครอบฟันเซอโรโคเนีย จะต้องมีการพัฒนาสมบัติทางกายภาพและทางกลให้มีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น

5.2. สรุปผลการวิจัย

ด้วยข้อจำกัดต่างๆและผลจากการศึกษาพบว่า คุณสมบัติของเซอโรโคเนียที่ได้จากการพิมพ์สามมิติ ด้วยเครื่องพิมพ์ชนิด FDM ความหนาแน่นและความแข็งแรงยังมีค่าน้อยกว่าค่ามาตรฐาน ISO สำหรับวัสดุเซอโรโคเนียที่ใช้ในการบูรณะทางทันตกรรม โดยมีปัจจัยที่เกี่ยวข้องคือ ชนิดของเครื่องพิมพ์ อัตราส่วนของผงเซอโรโคเนียต่อตัวประสาน อย่างไรก็ตาม ชิ้นงานเซอโรโคเนียที่พิมพ์ได้ มีคุณสมบัติที่ดีเพียงพอในการใช้เป็นโครงค้ำยันสำหรับให้เซลล์ต่างๆมาสร้างเนื้อเยื่อได้

ทั้งนี้ควรต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไปในแง่ของขนาดของรูปทรงที่เหมาะสมและคุณสมบัติทางกลอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง รวมถึงความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อต่างๆ

5.3 ข้อเสนอแนะ

ถึงแม้ว่าจะไม่สามารถขึ้นรูปชิ้นงานเพื่อนำมาใช้ในด้านทันตกรรมได้สำเร็จตามที่คาดหวังไว้ได้ แต่ทว่าในการศึกษาการขึ้นรูปชิ้นงานเซรามิกเซอร์โคเนียความหนาแน่นสูงด้วยการพิมพ์ 3 มิติ ระบบฉีดเส้นพลาสติกชนิด FDM สามารถนำไปต่อยอดได้ในอนาคต จึงมีข้อเสนอแนะดังต่อไปนี้

5.3.1 การศึกษาในงานวิจัยนี้สามารถพิสูจน์ได้ว่า ตัวเชื่อมประสานชนิด PEG, PVB และ PVA สามารถนำมาใช้เป็นตัวเชื่อมประสานในการขึ้นรูปชิ้นงานด้วยการพิมพ์ 3 มิติ ระบบฉีดเส้นพลาสติกชนิด FDM ได้

5.3.2 การผสมส่วนผสมให้มีความเป็นเนื้อเดียวกันมีความสำคัญต่อการรีดขึ้นรูปฟิลาเมนต์และขึ้นรูปชิ้นงาน

5.3.3 การเพิ่มสัดส่วนของผงเซอร์โคเนีย โดยที่ยังคงขึ้นรูปชิ้นงานจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติได้ จะช่วยพัฒนาสมบัติทางกายภาพและทางกลได้ในอนาคต

บรรณานุกรม

1. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(1):54-64.
2. Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh Yh J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2018;106(5):2058-64.
3. Sykes LM, Parrott AM, Owen CP, Snaddon DR. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17(4):454-9.
4. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *British dental journal*. 2015;219(11):521-9.
5. F2792-12a AS. *Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies*. ASTM International. 2012.
6. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)*. 2015;16(1):1-9.
7. Guvendiren M, Molde J, Soares RM, Kohn J. Designing Biomaterials for 3D Printing. *ACS biomaterials science & engineering*. 2016;2(10):1679-93.
8. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mulhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chemical reviews*. 2017;117(15):10212-90.
9. Berman B. 3-D printing: The new industrial revolution. *Business Horizons*. 2012;55(2):155-62.
10. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *BDJ*. 2015;219(11):521.
11. Travitzky N, Bonet A, Dermeik B, Fey T, Filbert-Demut I, Schlier L, et al. Additive Manufacturing of Ceramic-Based Materials. *Advanced Engineering Materials*. 2014;16.
12. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dental*

clinics of North America. 2017;61(4):797-819.

13. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ : 1995). 2014;35(1):38-43.
14. Piconi C MG. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* Biomaterials. 1999;20:1-25.
15. Venkatesh KV, Nandini VV. Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(4):389-92.
16. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry*. 2014;2014:783948.
17. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2017;26(2):156-63.
18. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clinical oral investigations*. 2013;17(9):2119-25.
19. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(1):3-12.
20. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*. 2011;56 Suppl 1:97-106.
21. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2012;21(8):641-4.
22. Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U, et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *Journal of dental research*. 2009;88(7):673-6.
23. Petzold R, Zeilhofer HF, Kalender WA. Rapid prototyping technology in medicine—basics and applications. *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 1999;23(5):277-84.

24. Turner BNS, R. / Gold, S.A. A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. *RAPID PROTOTYPING JOURNAL*. 2014;20(3):192-204.
25. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2006;137(9):1289-96.
26. Chee Kai Chua SMC, Sing Ching Lin. Rapid prototyping assisted surgery planning. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 1998;14,(9): 624.
27. Yu Q, Gong X, Wang GM, Yu ZY, Qian YF, Shen G. A novel technique for presurgical nasoalveolar molding using computer-aided reverse engineering and rapid prototyping. *The Journal of craniofacial surgery*. 2011;22(1):142-6.
28. Ozan O, Seker E, Kurtulmus-Yilmaz S, Ersoy AE. Clinical application of stereolithographic surgical guide with a handpiece guidance apparatus: a case report. *The Journal of oral implantology*. 2012;38(5):603-9.
29. Han J, Lu PJ, Wang Y. [Computer aided design and rapid manufacturing of removable partial denture frameworks]. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi = Zhonghua kouqiang yixue zazhi = Chinese journal of stomatology*. 2010;45(8):457-61.
30. Anssari Moin D, Derksen W, Verweij JP, van Merkesteyn R, Wismeijer D. A Novel Approach for Computer-Assisted Template-Guided Autotransplantation of Teeth With Custom 3D Designed/Printed Surgical Tooling. An Ex Vivo Proof of Concept. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2016;74(5):895-902.
31. Obregon F, Vaquette C, Ivanovski S, Hutmacher DW, Bertassoni LE. Three-Dimensional Bioprinting for Regenerative Dentistry and Craniofacial Tissue Engineering. *Journal of dental research*. 2015;94(9 Suppl):143s-52s.
32. Do AV, Khorsand B, Geary SM, Salem AK. 3D Printing of Scaffolds for Tissue Regeneration Applications. *Advanced healthcare materials*. 2015;4(12):1742-62.
33. Kurenov SN, Ionita C, Sammons D, Demmy TL. Three-dimensional printing to facilitate anatomic study, device development, simulation, and planning in thoracic

surgery. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*. 2015;149(4):973-9.e1.

34. Flugge TV, Nelson K, Schmelzeisen R, Metzger MC. Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2013;71(8):1340-6.

35. Macleod I, Heath N. Cone-beam computed tomography (CBCT) in dental practice. *Dental update*. 2008;35(9):590-2, 4-8.

36. Worthington P, Rubenstein J, Hatcher DC. The role of cone-beam computed tomography in the planning and placement of implants. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2010;141 Suppl 3:19s-24s.

37. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, et al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *Journal of clinical periodontology*. 2007;34(9):816-21.

38. Dawood A, Tanner S, Hutchison I. Computer guided surgery for implant placement and dental rehabilitation in a patient undergoing sub-total mandibulectomy and microvascular free flap reconstruction. *The Journal of oral implantology*. 2013;39(4):497-502.

39. Xiong Y, Qian C, Sun J. Fabrication of porous titanium implants by three-dimensional printing and sintering at different temperatures. *Dental materials journal*. 2012;31(5):815-20.

40. Liu CZ, Xia ZD, Han ZW, Hulley PA, Triffitt JT, Czernuszka JT. Novel 3D collagen scaffolds fabricated by indirect printing technique for tissue engineering. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2008;85(2):519-28.

41. Liu J, Hwang HH, Wang P, Whang G, Chen S. Direct 3D-printing of cell-laden constructs in microfluidic architectures. *Lab on a chip*. 2016;16(8):1430-8.

42. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2008;29(8):494, 6, 8-505.

43. Chen J, Ahmad R, Suenaga H, Li W, Sasaki K, Swain M, et al. Shape Optimization for Additive Manufacturing of Removable Partial Dentures--A New Paradigm for Prosthetic CAD/CAM. *PloS one*. 2015;10(7):e0132552-e.
44. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2018;34(2):192-200.
45. Chen Y-J, Chan L-Y, Yao C-C. Clear Aligner Treatment with "In-Office" Virtual Model Set-Up and 3D Printing. *Journal of Dentistry and Oral Care*. 2017;3:1-5.
46. O T. *The Invisalign System*. New Malden: Quintessence Publishing Co., Ltd; 2006.
47. Liu Q, Leu M, Schmitt S. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technology* 29:317-335. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006;29:317-35.
48. Chia HN, Wu BM. Recent advances in 3D printing of biomaterials. *Journal of biological engineering*. 2015;9:4.
49. Wittbrodt B, Pearce J. The Effects of PLA Color on Material Properties of 3-D Printed Components. *Additive Manufacturing*. 2015;8.
50. กัมปนาท หวลบุตรตา. พอลิเมอร์ที่ใช้ทางเภสัชกรรม (Pharmaceutical polymers) https://ccpe.pharmacycouncil.org/index.php?option=article_detail&subpage=article_detail&id=258: คณะเภสัชศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา; 2560 [
51. บุญเลิศ กู้เกียรติติตระกูล. เซรามิกทางทันตกรรม. สงขลา : ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์: แอปเปิ้ลอาร์ต; 2554.
52. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials*. 2008;24(3):289-98.
53. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2009;88(2):366-77.
54. Danforth S. Fused Deposition of Ceramics: A New Technique for the Rapid Fabrication of Ceramic Components. *Materials Technology*. 1995;10(7-8):144-6.
55. Safari A. Processing of advanced electroceramic components by fused deposition

technique. *Ferroelectrics*. 2001;263:45-54.

56. Sa M-W, Nguyen B, Moriarty R, Kamalitinov T, Fisher J, Kim J. Fabrication and evaluation of 3D printed BCP scaffolds reinforced with ZrO₂ for bone tissue applications. *Biotechnology and Bioengineering*. 2017;115.

57. Daniel S, Sida V. FDM for high tech ceramics on base the zirconia in application of dental crowns. *MM Science Journal*. 2019;2019:2757-60.

58. Chuankrerkkul N, Charoenkijmongkol R, Somboonthanasarn P, Auechalitanukul C, McCuiston RC. Microstructure and Properties of Zirconia Toughened Alumina Fabricated by Powder Injection Moulding. *Key Engineering Materials*. 2015;659:116-20.

59. Tseng WJ, Hsu C-K. Cracking defect and porosity evolution during thermal debinding in ceramic injection moldings. *Ceramics International*. 1999;25(5):461-6.

60. Cano S, Gonzalez-Gutierrez J, Sapkota J, Spoerk M, Arbeiter F, Schuschnigg S, et al. Additive manufacturing of zirconia parts by fused filament fabrication and solvent debinding: Selection of binder formulation. *Additive Manufacturing*. 2019;26:117-28.

61. Iyer S, McIntosh J, Bandyopadhyay A, Langrana N, Safari A, Danforth SC, et al. Microstructural Characterization and Mechanical Properties of Si₃N₄ Formed by Fused Deposition of Ceramics. *International Journal of Applied Ceramic Technology*. 2008;5:127-37.

62. Ginebra MP, Albuixech L, Fernández-Barragán E, Aparicio C, Gil FJ, San Román J, et al. Mechanical performance of acrylic bone cements containing different radiopacifying agents. *Biomaterials*. 2002;23(8):1873-82.

63. Abdullah AM, Rahim TNAT, Hamad WNF, Mohamad D, Akil HM, Rajion ZA. Mechanical and cytotoxicity properties of hybrid ceramics filled polyamide 12 filament feedstock for craniofacial bone reconstruction via fused deposition modelling. *Dental Materials*. 2018;34(11):e309-e16.

64. Fu S-Y, Feng X-Q, Lauke B, Mai Y-W. Effects of particle size, particle/matrix interface adhesion and particle loading on mechanical properties of particulate-polymer composites. *Composites Part B: Engineering*. 2008;39(6):933-61.

65. Rasmussen ST, Ngaji-Okumu W, Boenke K, O'Brien WJ. Optimum particle size

distribution for reduced sintering shrinkage of a dental porcelain. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1997;13(1):43-50.

66. Bertrand P, Bayle F, Combe C, Goeuriot P, Smurov I. Ceramic components manufacturing by selective laser sintering. *Applied Surface Science*. 2007;254(4):989-92.

67. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*. 2014;93(12):1235-42.

68. Seitz H, Rieder W, Irsen S, Leukers B, Tille C. Three-dimensional printing of porous ceramic scaffolds for bone tissue engineering. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2005;74(2):782-8.

69. Khatri B, Lappe K, Habedank M, Mueller T, Megnin C, Hanemann T. Fused Deposition Modeling of ABS-Barium Titanate Composites: A Simple Route towards Tailored Dielectric Devices. *Polymers (Basel)*. 2018;10(6):666.



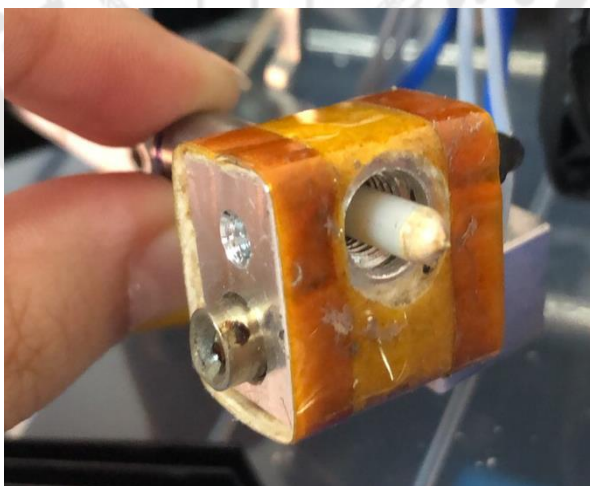




ปัญหาและอุปสรรคที่พบในขั้นตอนการวิจัย



ภาพประกอบ 34 สกรูภายในเครื่องรีดเส้นฟิลาเมนต์ที่เกิดการหลุดตัน



ภาพประกอบ 35 บริเวณภายในหัวฉีดของเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ที่เกิดการหลุดตัน



ภาคผนวก ข

การตั้งค่าเครื่องพิมพ์ 3 มิติ

| รูปร่าง | แท่งสี่เหลี่ยม |
|-------------------------|----------------|
| ขนาด (mm) | 50 x 5 x 3 |
| หัวฉีด (mm) | 0.4 |
| ความหนาชั้น (mm) | 0.12 |
| อุณหภูมิ (°C) | |
| - หัวฉีด | 220-235 |
| - ส่วนรองชิ้นงาน | 100 |
| Infill | |
| - ความหนาแน่นชิ้นงาน | 100% |
| - รูปแบบ | เส้นตรง |
| ความเร็ว (mm/s) | |
| - ความเร็วที่พิมพ์ | 35 |
| - ความเร็วที่เคลื่อนที่ | 50 |

ประวัติผู้เขียน

| | |
|-------------------|--|
| ชื่อ-สกุล | นางสาวจิตรวดี สุขวรรณ |
| วัน เดือน ปี เกิด | 17 สิงหาคม พ.ศ. 2532 |
| สถานที่เกิด | จังหวัดพัทลุง |
| วุฒิการศึกษา | พ.ศ.2557 ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต จากมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ |
| ที่อยู่ปัจจุบัน | 98 ม.12 ต.ห่านโพธิ์ อ.เขาชัยสน จ.พัทลุง 93130 |

