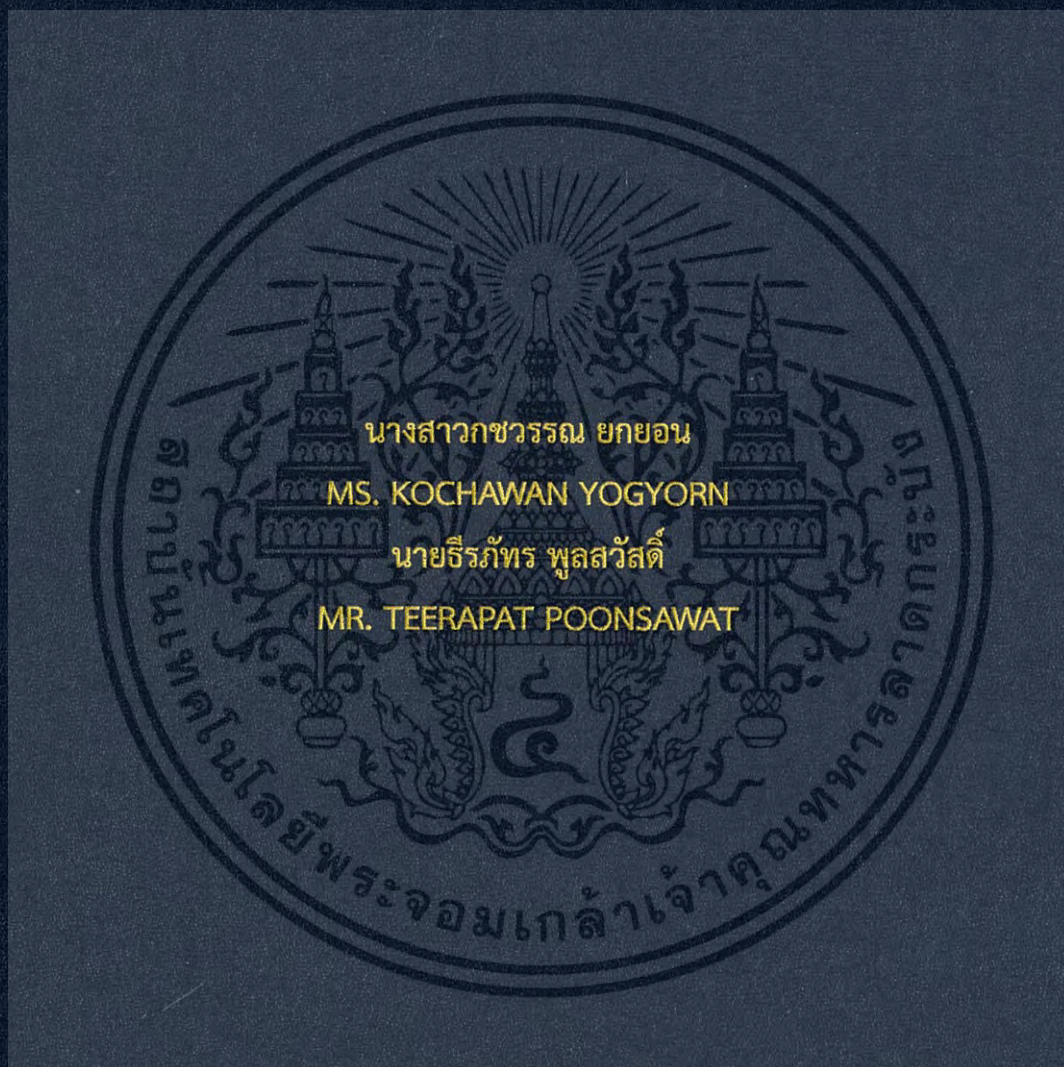


การพัฒนาระบวนการผลิตสำหรับวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์
DEVELOPMENT OF MANUFACTURING PROCESS FOR
MEDICAL IMPLANT MATERIALS

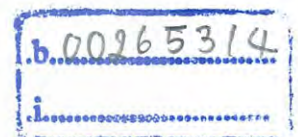


ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

การพัฒนากระบวนการผลิตสำหรับวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์
DEVELOPMENT OF MANUFACTURING PROCESS FOR
MEDICAL IMPLANT MATERIALS



นางสาวกชวรรณ ยกยอน
MS. KOCHAWAN YOGYORN
นายธีรภัทร พูลสวัสดิ์
MR. TEERAPAT POONSAWAT



7B00116

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DEVELOPMENT OF MANUFACTURING PROCESS FOR MEDICAL IMPLANT MATERIALS



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN INDUSTRIAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
ACADEMIC YEAR 2017

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์

การพัฒนากระบวนการผลิตสำหรับวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์
DEVELOPMENT OF MANUFACTURING PROCESS FOR MEDICAL
IMPLANT MATERIALS

นักศึกษา

นางสาวกชวรรณ ยกยอน รหัสประจำตัว 57010005
นายธีรภัทร พูลสวัสดิ์ รหัสประจำตัว 57010630

หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์

(รศ.ดร. กรรณชัย กัลยาศิริ)

(ดร.เพชรพล ตัณฑวิรุฬห์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญาานิพนธ์
นักศึกษา

การพัฒนากระบวนการผลิตสำหรับวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์
นางสาวกชวรรณ ยกยอน
นายธีรภัทร พูลสวัสดิ์

หลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
2560

ปีการศึกษา

อาจารย์ผู้ควบคุมปริญญาานิพนธ์

รศ.ดร. กรรณชัย กัลยาศิริ
ดร. พชรพล ตัณฑวิรุฬห์

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและพัฒนากระบวนการผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์โดยกระบวนการหล่อแบบซีพิงหาย (Investment Casting) เนื่องจากเดิมมีวิธีการผลิตหลายแบบด้วยกัน แต่การผลิตด้วยวิธีการเหล่านี้ใช้เวลาการผลิตที่ค่อนข้างนาน จึงมีการใช้เทคโนโลยีในการผลิตใหม่นั้นก็คือ การพิมพ์วัสดุโลหะแบบสามมิติ ซึ่งสามารถผลิตได้อย่างรวดเร็ว แต่มีข้อเสียก็คือการพิมพ์โลหะออกมาเป็นสามมิติเลยนั้นมีค่าใช้จ่ายที่สูงมาก อันเนื่องมาจากราคาของเครื่องจักรเอง ดังนั้นจึงได้ออกแบบกระบวนการผลิตวัสดุปลูกฝังในร่างกายที่มีการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีสามมิติเข้ากับการหล่อแบบซีพิงหาย โดยคำนึงถึงต้นทุนของเครื่องจักรในกระบวนการผลิตเป็นสำคัญ เนื่องจากในกระบวนการหล่อแบบซีพิงหายมีราคาวัสดุ อุปกรณ์ และ เครื่องจักร ที่ต่ำกว่ากระบวนการพิมพ์สามมิติทั้ง Electron Beam Sintering และ Selective Laser Sintering เพื่ออำนวยความสะดวกให้แก่ผู้ป่วยในต้นทุนที่ต่ำและใช้เวลาในกระบวนการผลิตที่รวดเร็ว โดยในปริญญาานิพนธ์นี้จะใช้ไฟล์ข้อมูลจากการตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging, MRI) เพื่อแปลงให้เป็นไฟล์ข้อมูลเชิงตัวเลข (Computer Aided Design, CAD) เพื่อนำไปใช้ในการพิมพ์แม่แบบซีพิงด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ แล้วจึงทำการหล่อวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์โดยกระบวนการหล่อแบบซีพิงหาย ผลที่ได้พบว่ากระบวนการผลิตนี้สามารถผลิตชิ้นงานวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ได้จริง และสามารถใช้เวลาในการผลิตที่รวดเร็วมก แต่จากการตรวจสอบความผิดพลาดด้านขนาดที่ได้พบว่าชิ้นงานที่ได้มีขนาดเล็กกว่าไฟล์ภาพสามมิติ 6.125% ซึ่งเกิดจากการหดตัวของโลหะระหว่างกระบวนการหล่อ ปัญหานี้สามารถแก้ไขได้โดยการเปลี่ยนโลหะที่ใช้ในการหล่อและการกำหนดระยะเผื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา กฤตต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์เรื่องการพัฒนากระบวนการผลิตสำหรับวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์สามารถสำเร็จ
คล่องไปด้วยดี กลุ่มผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบุคคลทุกท่านที่มีส่วนเกี่ยวข้องส่งผลให้ปริญญานิพนธ์ฉบับ
นี้เสร็จสมบูรณ์

รศ.ดร.กรรณชัย กัลยาศิริ และ ดร.พชรพล ตัมทวิรุฬห์ อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ กลุ่ม
ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง สำหรับการให้โอกาสในการศึกษาปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ รวมทั้ง
ความรู้ คำแนะนำ คำปรึกษา ตลอดจนตรวจสอบและแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ของปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็น
อย่างดีมาโดยตลอด จนกระทั่งปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จคล่องด้วยดี

บริษัท มิชิ โซมีส อินเทอร์เน็ตเนชั่นแนล จำกัด ที่เอื้อเฟื้อและให้ความกรุณาช่วยเหลือในการผลิต
ชิ้นส่วนวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ ปริญญานิพนธ์นี้จะมีโอกาสสำเร็จคล่องได้หากปราศจากความอนุเคราะห์
ของทางบริษัท

ดร.เขาวลิต หามนตรี อาจารย์หัวหน้าภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ สำหรับคำปรึกษา ความ
ช่วยเหลือ และคำแนะนำต่างๆ

อ.ศุภวัฒน์ ชูวารี อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล
กรุงเทพ สำหรับความอนุเคราะห์ด้านเครื่องมือตรวจสอบขนาด คำแนะนำ และคำปรึกษาต่างๆ

คณาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ กลุ่มผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง สำหรับ
ความรู้ คำแนะนำ ความช่วยเหลือ และความเอาใจใส่ในทุกๆ ด้าน

บิดา มารดา ที่คอยให้กำลังใจ คำปรึกษา และให้การสนับสนุนการทำปริญญานิพนธ์อย่างดียเยี่ยม
ตลอดมา

เพื่อนๆ ทุกคน สำหรับความช่วยเหลือจนทำให้ปริญญานิพนธ์สำเร็จคล่อง และคอยเป็นกำลังใจที่ดี
ตลอดมา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูป.....	ญ
บทที่ 1	บทนำ
1.1	ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา..... 1
1.2	วัตถุประสงค์..... 1
1.3	ขอบเขตของปริญญานิพนธ์..... 1
1.4	ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ..... 2
บทที่ 2	ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง
2.1	วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์..... 3
2.1.1	ความเป็นมาของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์..... 3
2.1.2	จุดประสงค์ของการใช้วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์..... 4
2.1.3	ประเภทของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์..... 4
2.2	การพิมพ์แบบสามมิติ..... 7
2.2.1	ประวัติความเป็นมาของเครื่องพิมพ์สามมิติ..... 8
2.2.2	ประเภทของเครื่องพิมพ์สามมิติ..... 8
2.2.3	หลักการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติ..... 11
2.2.4	เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท Fused Deposition Modeling (FDM)..... 12
2.2.5	การประยุกต์ใช้เทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ..... 13
2.3	การตรวจเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า..... 15
2.3.1	เปรียบเทียบการตรวจเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับการตรวจอื่นๆ..... 16
2.3.2	หลักการทำงานของเครื่องตรวจเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า..... 16
2.3.3	การจัดเก็บภาพจากการเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า..... 17

2.4 การแปลงภาพจากการเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าให้เป็นภาพสามมิติ.....	18
2.4.1 ซอฟต์แวร์ Slicer.....	19
2.4.2 ซอฟต์แวร์ ITK-Snap.....	19
2.4.3 ซอฟต์แวร์ Blender.....	20
2.4.4 ซอฟต์แวร์ Meshmixer.....	22
2.5 การหล่อแบบซีฟู้ด.....	22
2.5.1 ข้อดีของการหล่อแบบซีฟู้ด.....	22
2.5.2 ข้อด้อยของการหล่อแบบซีฟู้ด.....	23
2.5.3 วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการหล่อแบบซีฟู้ด.....	23
2.5.4 ขั้นตอนการหล่อแบบซีฟู้ด.....	23
2.6 การทดสอบทางสถิติ.....	24
2.6.1 การทดสอบทางสถิติแบบ Paired Sample T-Test.....	24
2.6.2 การกำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติ.....	25
2.7 การขยายตัวเนื่องจากความร้อน.....	27
2.7.1 การขยายตัวเชิงเส้น.....	27
2.7.2 การขยายตัวเชิงพื้นที่.....	27
2.7.3 การขยายตัวเชิงปริมาตร.....	28
2.7.4 ความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้นและเชิงปริมาตร.....	28

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน

3.1 การศึกษาและค้นหาภาพการตรวจเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI).....	30
3.2 การแปลงรูปแบบไฟล์ให้เป็นภาพสามมิติ.....	31
3.2.1 ซอฟต์แวร์ 3D Slicer.....	31
3.2.2 ซอฟต์แวร์ Blender.....	31
3.2.3 ซอฟต์แวร์ ITK-Snap.....	31
3.2.4 ซอฟต์แวร์ Meshmixer.....	32
3.3 การสร้างชิ้นงานด้วยกระบวนการหล่อแบบซีฟู้ด.....	32
3.3.1 การสร้างแบบซีฟู้ด.....	32
3.3.2 การนำแบบซีฟู้ดเข้าเข้าหล่อ.....	33
3.3.3 การขึ้นรูปด้วยปูนพลาสเตอร์.....	35
3.3.4 การหลอมซีฟู้ด.....	37
3.3.5 การเทโลหะ.....	37

3.3.6 การล้างชิ้นงาน.....	39
3.3.7 การตัดชิ้นงานออกจากกึ่งแม่แบบ การเจียรระโน.....	40
3.4 การทำการตรวจสอบความผิดพลาดด้านขนาด.....	42
3.4.1 การแปลงสกุลไฟล์ของไฟล์สามมิติ.....	42
3.4.2 การกำหนดจุดอ้างอิง.....	43
3.4.3 การฉายเลเซอร์ลงบนชิ้นงานและการเชื่อมต่อไฟล์เข้ากับซอฟต์แวร์.....	44

บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน

4.1 การศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับปริญญานิพนธ์.....	47
4.2 การแปลงรูปแบบไฟล์ให้เป็นภาพสามมิติ.....	47
4.2.1 การแปลงภาพสามมิติด้วยโปรแกรม 3D Sticer.....	47
4.2.2 การปรับแต่งไฟล์ภาพสามมิติด้วยโปรแกรม Blender.....	51
4.2.3 การแปลงภาพสามมิติด้วยโปรแกรม ITK-Snap.....	54
4.2.4 การวิเคราะห์ข้อผิดพลาดของไฟล์ภาพสามมิติด้วยโปรแกรม Meshmixer.....	58
4.3 การผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์.....	60
4.3.1 การหล่อชิ้นงานด้วยวิธีการหล่อแบบซีพิ้งหาย.....	60
4.3.2 การตรวจสอบขนาดของชิ้นงานหล่อ.....	61
4.3.3 สรุปผลจากการเปรียบเทียบด้านขนาด.....	66
4.3.4 การแก้ไขจากความแตกต่างทางด้านขนาด.....	82

บทที่ 5 สรุปผลและอภิปราย

5.1 สรุปผลการดำเนินงาน.....	86
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	87

สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1	สรุปผลการเกิดความคลาดเคลื่อน.....	25
ตารางที่ 4.1	ผลการเปรียบเทียบขนาดจากการสุ่มจุดครั้งที่ 1.....	64
ตารางที่ 4.2	ผลการเปรียบเทียบขนาดจากการสุ่มจุดครั้งที่ 2.....	65
ตารางที่ 4.3	ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนของโลหะแต่ละชนิดและชิ้นที่ใช้ในการหล่อแม่แบบ.....	66
ตารางที่ 4.4	การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.1.....	67
ตารางที่ 4.5	การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.1.....	70
ตารางที่ 4.6	การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.1.....	72
ตารางที่ 4.7	การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.2.....	75
ตารางที่ 4.8	การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.2.....	77
ตารางที่ 4.9	การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.2.....	79



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท SLA.....	8
รูปที่ 2.2 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท FDM.....	9
รูปที่ 2.3 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท 3D jet printing.....	9
รูปที่ 2.4 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท SLS.....	10
รูปที่ 2.5 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท LOM.....	11
รูปที่ 2.6 หลักการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติ.....	11
รูปที่ 2.7 เครื่องพิมพ์สามมิติของ Makerbot.....	13
รูปที่ 2.8 ซ็อกโกแลตกุหลาบที่ผลิตด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ.....	14
รูปที่ 2.9 รถ Urbee ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ.....	15
รูปที่ 2.10 วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ประเภทเส้นลวดที่ผลิตจากเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ.....	15
รูปที่ 2.11 การเอ็กซ์เรย์ส่วนต่างๆ ของร่างกายด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	17
รูปที่ 2.12 อินเตอร์เฟซของซอฟต์แวร์ Slicer.....	18
รูปที่ 2.13 อินเตอร์เฟซของซอฟต์แวร์ ITK-Snap.....	19
รูปที่ 2.14 อินเตอร์เฟซ Edit Mode ของซอฟต์แวร์ Blender.....	20
รูปที่ 2.15 อินเตอร์เฟซของซอฟต์แวร์ Meshmixer.....	21
รูปที่ 2.16 ฟังก์ชัน Analysis ของโปรแกรม Meshmixer.....	21
รูปที่ 2.17 ขั้นตอนการหล่อแบบซีดีึงหาย.....	23
รูปที่ 2.18 การทดสอบแบบหางเดียว (One-Tailed Test) ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	26
รูปที่ 2.19 การทดสอบแบบสองหาง (Two-Tailed Test) ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	26
รูปที่ 3.1 ขั้นตอนการปฏิบัติงาน.....	30
รูปที่ 3.2 ชิ้นงานแม่แบบซีดีึง.....	32
รูปที่ 3.3 ชิ้นงานเมื่อทำการติดเข้ากับกึ่งแล้ว.....	33
รูปที่ 3.4 การใส่กึ่งชิ้นงานเข้าเข้าหล่อ.....	34
รูปที่ 3.5 ชิ้นงานหลังจากเข้าไปอยู่ในเบ้าหล่อแล้ว.....	34
รูปที่ 3.6 ชิ้นงานเมื่ออยู่ในเครื่องผสมปูน.....	35
รูปที่ 3.7 เครื่องผสมปูน.....	35
รูปที่ 3.8 ชิ้นงานเมื่อทำการเทปูนเรียบร้อยแล้ว.....	36
รูปที่ 3.9 การถอดฐานยางไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการ	36

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.10 เตาอบที่ใช้ในการหลอมเพื่อใส่ซี่ผึ้ง	37
รูปที่ 3.11 Nickle Crucible Machine	38
รูปที่ 3.12 การนำชิ้นงานเข้า Nickle Crucible Machine	38
รูปที่ 3.13 การเทเม็ดโลหะ Ag 19% ลงใน Nickle Crucible Machine	39
รูปที่ 3.14 ชิ้นงานที่อยู่ระหว่างรอการเย็นตัวของโลหะ	39
รูปที่ 3.15 การล้างปูนพลาสเตอร์ด้วยกรดไฮโดรคลอริก	40
รูปที่ 3.16 การล้างชิ้นงานด้วยน้ำภายในตู้ล้าง	40
รูปที่ 3.17 ชิ้นงานที่ได้จากกระบวนการหล่อ	41
รูปที่ 3.18 การตัดชิ้นงานออกจากกึ่งโลหะแม่แบบ	41
รูปที่ 3.19 ชิ้นงานที่ได้หลังจากตัดออกมาจากกึ่งโลหะแม่แบบ	41
รูปที่ 3.20 ชิ้นงานที่ได้หลังจากการตัดกึ่งก้านโลหะออก	42
รูปที่ 3.21 การแปลงไฟล์ .STL ให้เป็นไฟล์ .STEP	42
รูปที่ 3.22 การกำหนดจุดอ้างอิง	43
รูปที่ 3.23 Creaform Positioning Targets	43
รูปที่ 3.24 เครื่อง HandySCAN 700 662809	44
รูปที่ 3.25 การฉายแสงเลเซอร์ลงบนชิ้นงาน	44
รูปที่ 3.26 แสงเลเซอร์ทั้ง 7 ที่ตัดลงบนชิ้นงาน	45
รูปที่ 3.27 หน้าจอซอฟต์แวร์ VxElement – 3D Software Platform ขณะทำการเลเซอร์สแกน	45
รูปที่ 3.28 การเปรียบเทียบขนาดของไฟล์ทั้งสอง	46
รูปที่ 4.1 หน้าต่างโปรแกรม 3D Slicer ก่อนการใช้คำสั่ง Volume Rendering	47
รูปที่ 4.2 การจำลองภาพสามมิติของ 3D Slicer	48
รูปที่ 4.3 การ Volume Rendering แบบ CT-Bone	49
รูปที่ 4.4 หน้าต่างคำสั่ง Editor	49
รูปที่ 4.5 คำสั่ง Editor โดยเลือกประเภท Bone	50
รูปที่ 4.6 กะโหลกศีรษะหลังจากผ่านคำสั่ง Editor	50
รูปที่ 4.7 กะโหลกศีรษะที่ได้จาก 3D Slicer	51
รูปที่ 4.8 ไฟล์ภาพสามมิติจากซอฟต์แวร์ Blender	51
รูปที่ 4.9 การตัดพื้นที่ที่ไม่ต้องการด้วยคำสั่ง Edit Mode	52
รูปที่ 4.10 ไฟล์ภาพสามมิติหลังการปรับแต่งด้วยคำสั่ง Edit Mode	52
รูปที่ 4.11 ก่อนการปรับพื้นผิวด้วยคำสั่ง Smooth	53
รูปที่ 4.12 หลังการปรับพื้นผิวด้วยคำสั่ง Smooth	53
รูปที่ 4.13 การเลือกพื้นที่จากคำสั่ง Segmentation Mode	54

รูปที่ 4.14 การกำหนดชิ้นส่วนที่ต้องการทำการ Segmentation.....	55
รูปที่ 4.15 การกระจายของ Bubble Growth ของชิ้นส่วนที่เลือก.....	55
รูปที่ 4.16 การจำลองภาพสามมิติของชิ้นส่วนที่ได้.....	56
รูปที่ 4.17 การจำลองภาพสามมิติของกระตุกขากรรไกรเมื่อเสร็จสมบูรณ์.....	57
รูปที่ 4.18 การใช้คำสั่ง Sculpt.....	57
รูปที่ 4.19 การย่อขนาดด้วยคำสั่ง Units/Dimensions.....	58
รูปที่ 4.20 คำสั่ง Plane Cut จากโปรแกรม Meshmixer.....	59
รูปที่ 4.21 การเลือกใช้คำสั่ง Inspector.....	59
รูปที่ 4.22 กระตุกกรามในรูปแบบไฟล์ภาพสามมิติ.....	60
รูปที่ 4.23 กระตุกกรามในรูปแบบแม่แบบซี่ผึ้ง.....	61
รูปที่ 4.24 กระตุกกรามที่หล่อโดยใช้ Silver 19 %.....	61
รูปที่ 4.25 วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ได้จากการเลเซอร์สแกน.....	62
รูปที่ 4.26 การประมวลผลเปรียบเทียบขนาดของไฟล์ทั้งสอง.....	62
รูปที่ 4.27 การซูมจุดเพื่อเปรียบเทียบขนาดครั้งที่ 1.....	63
รูปที่ 4.28 การซูมจุดเพื่อเปรียบเทียบขนาดครั้งที่ 2.....	65
รูปที่ 4.29 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	69
รูปที่ 4.30 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	69
รูปที่ 4.31 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	71
รูปที่ 4.32 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	72
รูปที่ 4.33 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	74
รูปที่ 4.34 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	74
รูปที่ 4.35 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	76
รูปที่ 4.36 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	77
รูปที่ 4.37 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	78
รูปที่ 4.38 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	79
รูปที่ 4.39 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	81
รูปที่ 4.40 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05.....	81
รูปที่ 4.41 ปริมาตรของไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์.....	83
รูปที่ 4.42 การวัดปริมาตรชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์ด้วยวิธี Laser Scan.....	83

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โลหะปลูกฝังหรือทดแทนทางการแพทย์เป็นที่ต้องการเป็นอย่างมากในปัจจุบัน ไม่ว่าจะเป็นการใช้ในร่างกายต่างๆ เช่น รากฟันเทียม กระดูกเทียม เป็นต้น โดยเดิมมีวิธีการผลิตแบบ Machining แต่ในปัจจุบันมีกระบวนการผลิตที่สามารถผลิตได้รวดเร็วกว่าแต่มีค่าใช้จ่ายสูงกว่า นั่นคือ Selective Laser Sintering และ Electron Beam Sintering แต่การผลิตด้วยวิธีการเหล่านี้มีราคาสูง จึงมีการคิดค้นเทคโนโลยีในการผลิตใหม่ๆ เพื่อใช้ในการลดต้นทุนการผลิต เพื่อผลิตวัสดุปลูกฝังในร่างกายมาเพื่ออำนวยความสะดวกให้แก่ผู้ป่วยในต้นทุนที่ต่ำที่สุดและใช้เวลาการผลิตที่สั้นที่สุด การผลิตวัสดุปลูกฝังในร่างกายโดยใช้เทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติและการหล่อแบบซีดีจึงเข้ามามีบทบาทในการพัฒนาการแพทย์ของประเทศไทย เนื่องจากสามารถผลิตได้อย่างรวดเร็วและในราคาที่ย่อมเยา โดยงานวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อศึกษาความเป็นไปได้ของการผลิตวัสดุปลูกฝังในร่างกายโดยพัฒนาไฟล์ข้อมูลจาก Magnetic Resonance Imaging ให้เป็นไฟล์ข้อมูลเชิงตัวเลข Computer Aided Design และใช้กระบวนการหล่อแบบซีดีเข้ามามีบทบาทอีกทั้งในปัจจุบันประเทศไทยกำลังก้าวสู่โมเดล ประเทศไทย 4.0 กระบวนการผลิตวัสดุปลูกฝังในร่างกายโดยใช้เทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติและการหล่อแบบซีดีเข้ามาช่วย จะสามารถตอบสนองแนวคิด อุตสาหกรรม 4.0 ทำให้การผลิตวัสดุทดแทนทางการแพทย์เป็นไปอย่างรวดเร็วและมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาและพัฒนากระบวนการผลิตวัสดุปลูกฝังในร่างกายโดยกระบวนการการหล่อแบบซีดี

1.3 ขอบเขตของปริญญาานิพนธ์

1. ใช้ไฟล์ข้อมูลจาก Magnetic Resonance Imaging เพื่อแปลงให้เป็นไฟล์ข้อมูลเชิงตัวเลข Computer Aided Design เพื่อนำไปใช้ในการพิมพ์แม่แบบ
2. สร้างแม่แบบด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ โดยใช้ซีดีเป็นวัสดุในการสร้างแม่แบบ
3. หล่อวัสดุปลูกฝังในร่างกายโดยกระบวนการหล่อแบบซีดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 1 และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ใช้โลหะผสม เงิน 19% เป็นวัสดุสำหรับหล่อวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถผลิตวัสดุปลูกฝังในร่างกายโดยการใช้เทคโนโลยีเครื่องพิมพ์สามมิติ และสามารถนำกรรมวิธีการผลิตนี้ไปพัฒนาต่อในอนาคตได้
2. สามารถพัฒนาการผลิตวัสดุปลูกฝังในร่างกายให้รวดเร็วและมีประสิทธิภาพมากขึ้น เพื่อตอบสนองกับนโยบาย ประเทศไทย 4.0



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 2.จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะนำเสนอการศึกษาแนวคิด ทฤษฎี และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยมีรายละเอียดดังนี้

1. วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์
2. การพิมพ์แบบสามมิติ
3. การตรวจเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า
4. การแปลงภาพจากการเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าให้เป็นภาพสามมิติ
5. การหล่อแบบซีเมนต์หาย

2.1 วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์

วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ คือ วัสดุที่สามารถใช้แทนส่วนหนึ่งส่วนใดของเนื้อเยื่อในอวัยวะหรือส่วนหนึ่งส่วนใดในร่างกายมนุษย์ที่เสื่อมสภาพโดยไม่เกิดปฏิกิริยากับร่างกายมนุษย์ สามารถผลิตได้จากวัสดุทั่วไปไม่ว่าจะเป็น โลหะ เซรามิก พอลิเมอร์ วัสดุผสม หรือสารกึ่งตัวนำ (ผศ.ดร.บวรลักษณ์ อุณคานนท์, 2553)

2.1.1 ความเป็นมาของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์

ในยุคแรกของการใช้วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์จะเป็นการใช้ในด้านเกี่ยวกับแบบพิมพ์ต่างๆ ทางด้านวิศวกรรม วัสดุที่ใช้คือโลหะไร้สนิม (Stainless Steel) แต่ในยุคปัจจุบันวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ใช้ในการแพทย์มีถึงกว่า 40 ชนิด วัสดุยุคแรกๆ จะคำนึงถึงคุณลักษณะแค่เพียงเป็นวัสดุที่ใช้แล้วไม่เกิดปฏิกิริยาต่อต้านจากเนื้อเยื่อข้างเคียง แต่ปัจจุบันสิ่งที่สำคัญยิ่งยวด คือ ต้องดูถึงปฏิกิริยาผิวสัมผัส (Interfacial Reaction) ระหว่างวัสดุที่ใช้กับอวัยวะข้างเคียงที่รองรับ อีกทั้งในอดีตจะคำนึงถึงอายุการใช้งานของวัสดุแค่เพียงคงทนได้นานแค่หลายปี แต่ปัจจุบันควรมีจุดมุ่งหมายให้สามารถใช้งานได้คงทนถึง 20 ปี ทั้งนี้เพื่อประโยชน์สูงสุดของผู้ป่วย ในยุคก่อนยังไม่ค่อยมีการตรวจสอบวัสดุที่ใช้ในทางการแพทย์เท่าใดนัก แต่ในปัจจุบันการที่จะได้มาซึ่งวัสดุใหม่ๆ ที่สามารถใช้งานได้ดีนั้นต้องผ่านการทดสอบทั้งในแง่กลศาสตร์ ในสัตว์ทดลอง และการทดสอบในแบบจำลองเหมือนอวัยวะของจริงในมนุษย์ เพื่อให้ได้มาซึ่งความแน่นอนว่าวัสดุนั้นมีพิษต่อร่างกายหรือเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อข้างเคียงหรือไม่ การศึกษาในห้องทดลองจะศึกษาจากร่างกายของศพที่เพิ่งเสียชีวิตได้ไม่นาน ในเรื่องของการเปลี่ยนแปลงของผิววัสดุที่

ใช้หรือการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อระหว่างผิววัสดุและอวัยวะที่รองรับ ซึ่งสามารถช่วยให้เกิดความเข้าใจ กระจำงขึ้นเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงทางด้านเคมี และปฏิกิริยาของอวัยวะที่มีต่อวัสดุที่ใช้

2.1.2 จุดประสงค์ของการใช้วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์

จุดประสงค์ของการใช้วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ คือ ใช้ทดแทนส่วนอวัยวะ หรือทำหน้าที่ของ อวัยวะที่เสียไป ในขณะที่เดียวกันต้องเป็นวิธีการที่ปลอดภัย เชื่อถือได้ ประหยัด และไม่เป็นอันตรายต่อ ร่างกายของผู้ป่วย การที่จะบรรลุวัตถุประสงค์ดังกล่าวได้ก็ต้องขึ้นอยู่กับความมั่นคงและความคงทนถาวร ของปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นระหว่างผิววัสดุที่ใช้กับอวัยวะที่รองรับ ต้องมีความเข้าใจว่าผิวสัมผัสของเนื้อเยื่อและ วัสดุ (Biomaterial-Tissue Interface) เปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ ฉะนั้นจึงต้องมีการศึกษาถึงความ เปลี่ยนแปลงทั้งในแง่เคมีและเซลล์ที่เกิดขึ้นเมื่อนำวัสดุไปฝังแทนอวัยวะส่วนนั้นๆ เช่น จำเป็นต้องเรียนรู้ เคมีพื้นผิว (Surface Chemistry) การสึกกร่อนของโลหะ (Metal Corrosion) ปฏิกิริยาต่อพอลิเมอร์ (Polymer Reaction) และพฤติกรรมพื้นผิวของเซรามิกและแก้ว (Ceramic & Glass Surface Behavior)

วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ในปัจจุบันจะทำหน้าที่หลักเพียงเพื่อทดแทนหรือเสริมคุณสมบัติ บางอย่างของอวัยวะในร่างกายเท่านั้น นั่นคือยังไม่สามารถทดแทนการทำงานของอวัยวะนั้น ๆ ได้อย่าง สมบูรณ์แบบในทุกหน้าที่การทำงาน ยกตัวอย่างเช่น

1. ขาเทียมหรือกระดูกเทียม จะทำหน้าที่รองรับแรงกดเนื่องจากน้ำหนักหรือแรงที่เกิดขึ้นจาก กิจกรรมต่าง ๆ ของร่างกายเท่านั้น ยังไม่มีขาเทียมหรือกระดูกเทียมใดที่สามารถสร้างเซลล์หรือเม็ดเลือด ได้
2. เครื่องกระตุ้นหัวใจ ทำหน้าที่เพียงป้อนกระแสไฟฟ้าให้กล้ามเนื้อบีบและคลายตัวเท่านั้น
3. เยื่อกรองสำหรับเครื่องฟอกไต มีหน้าที่กำจัดของเสียออกจากกระแสเลือดสำหรับผู้ป่วยโรคไต วายเท่านั้น

2.1.3 ประเภทของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์

การแบ่งประเภทของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์โดยแบ่งตามประเภทของวัสดุที่ใช้ [2] สามารถ แบ่งได้ ดังนี้

1. โลหะทางการแพทย์ (Metal)

โลหะถือได้ว่าเป็นวัสดุชนิดหนึ่งที่มีความสำคัญต่องานทางด้านทางการแพทย์ จะเห็นได้ว่าตั้งแต่ก่อนที่ จะมีพัฒนาการทางด้านวัสดุการแพทย์อย่างจริงจังโลหะมักเป็นตัวเลือกอันดับต้นๆ ที่นำมาใช้ในการรักษา หรือประดิษฐ์เป็นอุปกรณ์ด้านการแพทย์ ทั้งนี้อาจเป็นเพราะโลหะเป็นวัสดุที่มีความแข็งแรงและมีความ เหนียวซึ่งน่าจะปลอดภัยไม่แตกหักเสียหายขณะการใช้งาน แต่ในความเป็นจริงแล้วไม่ใช่ว่าโลหะทุก ประเภทสามารถนำมาใช้งานทางการแพทย์ได้ เนื่องจากปัญหาสำคัญของการใช้โลหะทางการแพทย์ ได้แก่ ปัญหาการกัดกร่อนจากสภาพแวดล้อมภายในร่างกายซึ่งถือได้ว่ารุนแรงมาก ดังนั้นโลหะที่สามารถนำมาใช้ งานได้นั้นต้องทนทานต่อการกัดกร่อนได้ดีด้วย ปัจจุบันโลหะที่นำมาใช้งานในทางการแพทย์แบ่งออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ คือ โลหะมีค่า และโลหะทั่วไป โลหะมีค่า ได้แก่ โลหะในกลุ่มของทองคำ เงิน และแพลทินัม ส่วนราคา ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 4 ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โลหะทั่วไปได้แก่ โลหะผสมปรอท เหล็กกล้าไม่เป็นสนิม โลหะผสมของโคบอลต์ ไทเทเนียมบริสุทธิ์ และ โลหะผสมของไทเทเนียม ซึ่งโลหะแต่ละประเภทมีคุณสมบัติที่แตกต่างกันและนำไปใช้งานในลักษณะที่ แตกต่างกันตามจุดประสงค์ โลหะมีค่านำไปใช้งานทางด้านทันตกรรม เนื่องจากมีราคาแพงในขณะที่ โลหะทั่วไปนั้นมีความแข็งแรงมากกว่าและมีราคาต่ำกว่า ทำให้สามารถนำไปใช้งานได้หลากหลายกว่าไม่ว่า จะเป็นด้านทันตกรรม วัสดุปลูกฝังภายในร่างกาย และศัลยกรรมต่างๆ อีกทั้งยังมักใช้งานในลักษณะที่เป็น วัสดุดิบในด้านการผลิตอุปกรณ์การแพทย์ต่างๆ อีกด้วย

2. พอลิเมอร์ทางการแพทย์ (Polymer)

พอลิเมอร์หรือพลาสติกเป็นวัสดุที่มีลักษณะเฉพาะตัว คือ เป็นวัสดุที่ประกอบขึ้นด้วยโซ่โมเลกุล ขนาดยาวที่มีหน่วยหรือโครงสร้างทางเคมีซ้ำๆ กันเป็นองค์ประกอบ พอลิเมอร์สามารถพบได้ทั้งใน ธรรมชาติ เช่น แป้ง ยางธรรมชาติ เซลลูโลส และพอลิเมอร์สังเคราะห์ เช่น พอลิเอทิลีน พอลิโพรพิลีน พอลิเอสเตอร์ สำหรับงานทางการแพทย์สามารถนำมาใช้งานได้ทั้งพอลิเมอร์ธรรมชาติและพอลิเมอร์ สังเคราะห์ ซึ่งมีทั้งประเภทที่ไม่ย่อยสลายและย่อยสลายได้เมื่อใช้งานในร่างกาย ทั้งนี้พอลิเมอร์มีข้อดีคือ มีความเหนียว มีน้ำหนักเบา สามารถขึ้นรูปได้ง่าย ราคาถูก และไม่เกิดการกัดกร่อนเหมือนกับโลหะ แต่ อย่างไรก็ตามพอลิเมอร์มีความแข็งแรงน้อยกว่าโลหะทำให้ไม่สามารถใช้งานในลักษณะที่ต้องมีการรับแรง สูงมากนัก ตัวอย่างของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ผลิตจากพอลิเมอร์ คือ เส้นเอ็นเทียมเพื่อใช้ทดแทนเส้น เอ็นหรือเอ็นยึดที่เสียหาย ผลิตขึ้นจากพลาสติกประเภทพอลิเอสเตอร์ หรืออาจมีการเสริมแรงด้วยเส้นใย คาร์บอน

3. เซรามิกทางการแพทย์ (Ceramic)

เซรามิกมีการนำมาใช้งานทางการแพทย์เพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ เพราะมีจุดเด่นคือมีความแข็งแรงสูง ทนทานต่อการสึกหรอได้ดีและมีความเฉื่อยทางชีวภาพ ตัวอย่างของการใช้งานของเซรามิกในทาง การแพทย์ ได้แก่ การใช้ประดิษฐ์ลูกปืนข้อต่อเทียม ฝือก กระดูกเทียม หัวและเบ้ากระดูกของข้อสะโพก เทียม ฟันปลอม และครอบฟัน นอกจากสมบัติที่มีความเฉื่อยทางชีวภาพแล้วยังมีเซรามิกอีกประเภทหนึ่ง ที่สามารถสร้างพันธะเคมีกับเนื้อเยื่อในร่างกายได้ทำให้เกิดการยึดแน่นระหว่างวัสดุและเนื้อเยื่อได้ดีซึ่งส่งผล ให้การรักษาโดยใช้เซรามิก ประเภทนี้เป็นไปอย่างรวดเร็วกว่าเซรามิกที่มีสมบัติความเฉื่อยเพียงอย่างเดียว เซรามิกประเภทนี้ได้แก่ ไฮดรอกซีอะปาทาइट และ ไบโอบลาสส์

4. คอมโพสิตทางการแพทย์ (Composites)

คอมโพสิต หมายถึง สิ่งที่มีองค์ประกอบที่แตกต่างกัน 2 ส่วนขึ้นไป โดยทั่วไปแล้วในทางวิศวกรรม หรือวัสดุศาสตร์จะหมายถึงวัสดุที่ประกอบด้วยองค์ประกอบที่แตกต่างกันในระดับมหภาคและมีคุณสมบัติ ที่เป็นผลมาจากคุณสมบัติของแต่ละองค์ประกอบมารวมกัน คอมโพสิตมีหลากหลายประเภทด้วยกัน เรา สามารถเลือกใช้วัสดุประเภทต่างๆ เข้ามาประกอบร่วมกันเป็นคอมโพสิตชนิดใหม่ ไม่ว่าจะเป็พลาสติก รวมกับเซรามิก พลาสติกรวมกับโลหะ ตัวอย่างที่เห็นได้ในชีวิตประจำวัน ได้แก่ พลาสติกเสริมแรงด้วยใย แก้ว ที่ใช้ผลิตเป็นหลังคารถบรรทุก และอ่างอาบน้ำ ในทางการแพทย์เนื้อเยื่อของมนุษย์ เช่น กระดูก เอ็นรค้ำ ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 5. และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ยึด ผิวหนัง ก็อาจถือได้ว่าเป็นคอมโพสิตประเภทหนึ่ง เนื่องจากประกอบไปด้วยองค์ประกอบที่แตกต่างกัน ทั้งในระดับโมเลกุลและระดับโครงสร้างจุลภาค ดังนั้นการใช้งานของคอมโพสิตในทางการแพทย์ก็อาศัย เหตุผลที่ว่าวัสดุชนิดใดชนิดหนึ่งเพียงชนิดเดียวยังมีสมบัติที่ไม่เหมาะสมหรือไม่เพียงพอต่อการใช้งานตาม ต้องการจึงต้องมีการนำเอาวัสดุหลายประเภทมารวมเข้าด้วยกันเพื่อนำเอาข้อดีของวัสดุแต่ละประเภทมา ใช้ประโยชน์ร่วมกัน ตัวอย่างของคอมโพสิตทางการแพทย์ ได้แก่ วัสดุอุดฟัน หรือวัสดุเคลือบหลุมร่องฟัน ซึ่งประกอบไปด้วยพลาสติกประเภท BIS-GMA ผสมรวมกับผงซิลิกา เพื่อเป็นทางเลือกในการใช้งาน แทนอะมัลกัมเนื่องจากมีสีฟันที่ใกล้เคียงฟันธรรมชาติมากกว่า นอกจากนี้ก็ยังมีข้อเทียมบางประเภทที่ผลิต จากพลาสติกเสริมแรงด้วยเส้นใยคาร์บอน เนื่องจากสามารถปรับให้มีค่าสมบัติทางกลที่ใกล้เคียงกับกระดูก ธรรมชาติได้มากกว่าข้อเทียมจากโลหะ

นอกเหนือจากการแบ่งประเภทของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ตามประเภทของวัสดุแล้ว วัสดุ ปลูกฝังทางการแพทย์ยังสามารถแบ่งได้ตามหัวข้อดังนี้ (ศ.นพ.พิบูลย์ อธิระวิวงศ์, 2556)

2.1.3.1 ประเภทของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์โดยแบ่งตามปฏิกิริยาเนื้อเยื่อโต้ตอบต่อการกระตุ้นที่ ผิวสัมผัส

วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์สามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ชนิดใหญ่ๆ โดยพิจารณาในแง่ของปฏิกิริยา เนื้อเยื่อโต้ตอบต่อการกระตุ้นที่ผิวสัมผัส (Interfacial Response) ดังนี้

1. ปฏิกิริยาผิวสัมผัสเฉื่อย พื้นผิวสัมผัสของวัสดุเรียบ (Inert Smooth Surface)

วัสดุในกลุ่มนี้ได้แก่วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน วัสดุในกลุ่มนี้ สามารถเข้ากันได้ดีกับอวัยวะที่ยึดหรือทดแทนและเนื้อเยื่อข้างเคียง อย่างไรก็ตามต้องมีการเกิดปฏิกิริยา เนื้อเยื่อต่อวัสดุที่ใช้ โดยเกิดเป็นเนื้อเยื่อแผ่นบาง ๆ (Fibrous Capsule) หนา 0.1-10 μm ขึ้นเสมอ โดย แทรกกระหว่างวัสดุที่ใช้กับอวัยวะที่รองรับ ถึงแม้ว่าเนื้อเยื่อดังกล่าวจะแนบชิดติดกับวัสดุก็ตาม แต่ก็ไม่ได้ ต่อกันสนิท จึงเกิดมีการเคลื่อนไหวระหว่างตัววัสดุที่ใช้กับอวัยวะรองรับโดยเฉพาะเมื่อมีแรงมากระทำ ลักษณะเช่นนี้ทำให้ความคงทนถาวรของวัสดุที่ใช้มีขีดจำกัด ตัวอย่างเช่น แผ่นโลหะและสกรูยึดกระดูกหัก

2. ปฏิกิริยาผิวสัมผัสเฉื่อย พื้นผิววัสดุมีรูพรุนเล็ก ๆ (Inert Microporous Surface)

วัสดุในกลุ่มนี้เป็นวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่เกิดขึ้นจากการวิจัยโดยมีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนา คุณภาพจากชนิดแรกที่ได้กล่าวมา ในแง่ของความมั่นคงผิวสัมผัส (Interfacial Stability) วัสดุในกลุ่มนี้มีรู พรุนเป็นตาข่ายที่กำหนดรูปแบบได้ (Controlled Network of Porosity) ตรงบริเวณผิววัสดุเพื่อให้ เนื้อเยื่อสามารถเจริญเติบโตเข้าไปในรูพรุนที่ผิววัสดุนี้ คล้ายกับเนื้อเยื่อที่เชื่อมต่อบริเวณระหว่างเอ็นและ กระดูก หรือฟันกับเยื่อหุ้มรากฟัน ตัวอย่างเช่น ข้อสะโพกเทียมชนิดผิวโลหะมีรูพรุน

3. ปฏิกิริยาเคมีที่ผิวสัมผัสควบคุมได้ (Controlled Chemical Reactive Surface)

วัสดุในกลุ่มนี้เป็นวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่วิจัยขึ้นเพื่อมิให้ก่อให้เกิดปฏิกิริยาเคมีบริเวณผิววัสดุ กับเนื้อเยื่อรองรับเมื่อใช้งาน ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นคือผิวสัมผัสจะประสานกันได้ดีสนิทเหมือนธรรมชาติ ตัวอย่างเช่น Glass-Ceramics และ Hydroxyapatite ศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 6. ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ปฏิกริยาดูดซึมที่ผิวสัมผัส (Resorbable)

วัสดุชนิดนี้เป็นวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่เมื่อใช้แทนหรือฝังในอวัยวะของส่วนร่างกายนั้นๆ แล้วเมื่อถึงเวลาที่ทำหน้าที่ครบถ้วนสมบูรณ์แล้วจะเกิดการเสื่อมสลายสภาพของวัสดุ และไม่ปรากฏร่องรอยของปฏิกริยาระหว่างผิวพื้นวัสดุกับอวัยวะที่รองรับเลย วัสดุในกลุ่มนี้ถือว่าเป็นวัสดุที่ต้องการที่สุด แต่การผลิตทำได้ยากมาก และที่มีอยู่ในปัจจุบันก็มีน้อยชนิดมาก ตัวอย่างเช่น Tricalcium Phosphate Ceramics

2.1.3.2 ประเภทของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์โดยแบ่งตามการทำหน้าที่ของอวัยวะในร่างกาย

หากพิจารณาจากการทำหน้าที่ต่างๆ เพื่อทดแทนคุณสมบัติของอวัยวะในร่างกายนี้ จะสามารถแบ่งวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ออกเป็นหมวดหมู่ต่างๆ ได้ ดังนี้

1. วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ทำหน้าที่เชิงกล หรือรองรับแรงกลที่เกิดจากกิจกรรมของร่างกาย
2. วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ทำหน้าที่ปรับสมดุลต่าง ๆ ของของเหลวในร่างกาย
3. วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าหรือกระแสไฟฟ้า เพื่อควบคุมการทำงานของร่างกาย
4. วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ทำหน้าที่เติมเต็มในช่องว่าง เช่น วัสดุอุดฟัน กระจกเทียม หรือสารหล่อลื่นเทียมที่ใช้กับข้อต่อ เป็นต้น
5. วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ทำหน้าที่ส่งผ่านแสงหรือเสียง เช่น คอนแทคเลนส์ และเยื่อแก้วหูเทียม เป็นต้น

2.2 การพิมพ์แบบสามมิติ

ความก้าวหน้าของเทคโนโลยีที่ก้าวหน้าอย่างรวดเร็ว ทำให้เกิดเทคโนโลยีใหม่ๆ ขึ้นมากมาย และเทคโนโลยีที่กำลังเป็นที่นิยมและกล่าวถึงในขณะนี้ก็คือ การพิมพ์แบบสามมิติ ซึ่งเป็นการสร้างโมเดลเสมือนจริงหรือการขึ้นรูปชิ้นงาน (Jon Excell, 2013) การพิมพ์แบบสามมิติ คือ กระบวนการใดๆ ซึ่งใช้สร้างวัตถุสามมิติจากการพิมพ์ มีการใช้กระบวนการเพิ่มเติม มีการวางชั้นของวัสดุต่อๆ กันภายใต้การควบคุมของคอมพิวเตอร์ วัตถุเหล่านี้เป็นได้เกือบทุกรูปทรงหรือเรขาคณิต และผลิตจากแบบจำลองสามมิติหรือแหล่งข้อมูลอิเล็กทรอนิกส์อื่น อีกความหมายหนึ่งของการพิมพ์แบบสามมิติ คือ เครื่องจักรที่ใช้กระบวนการเติมเนื้อวัสดุ เพื่อทำให้เกิดเป็นรูปร่างที่สามารถจับต้องได้ตามที่ต้องการ โดยอาศัยข้อมูลในรูปแบบดิจิทัล ซึ่งการเติมเนื้อหรือพิมพ์วัสดุลงไปในนั้นเรียกว่า Additive Process ซึ่งการพิมพ์นั้นจะค่อยเป็นไปทีละชั้น หลักการทำงานของเครื่องพิมพ์แบบสามมิตินั้นจะใช้ในหลักการเดียวกันคือพิมพ์สองมิติแต่ละชั้นในแนวระนาบกับพื้นโลก (XY) ก่อน ส่วนที่พิมพ์ก็คือภาพตัดขวาง (Cross Section) ของวัตถุนั้นๆ เอง เมื่อพิมพ์เสร็จในสองมิติแล้วเครื่องจะเลื่อนฐานพิมพ์ไปพิมพ์ชั้นถัดไป พิมพ์ไปเรื่อยๆ หลายร้อยหลาย

พ่นขึ้นจนออกมาเป็นรูปร่างสามมิติ ซึ่งการเลื่อนขึ้นหรือลงในแนวแกน Z ของฐานพิมพ์ นี้เองทำให้เกิดมิติที่สาม

2.2.1 ประวัติความเป็นมาของเครื่องพิมพ์สามมิติ

เครื่องพิมพ์แบบสามมิติถูกสร้างขึ้นตั้งแต่ช่วงปลายคริสต์ทศวรรษที่ 19 โดย Chuck Hull ซึ่งเป็นผู้ออกแบบเครื่องพิมพ์แบบสามมิติให้กับบริษัท 3D Systems Corporation โดยเครื่องพิมพ์สามมิตินี้ถูกตั้งชื่อว่า Stereolithographic 3D Printer หลังจากนั้นเทคโนโลยีการพิมพ์แบบสามมิติก็มีการพัฒนาขึ้นเรื่อยๆ และมีเทคนิควิธีการที่ซับซ้อนขึ้นพร้อมกับมีบทบาทมากขึ้นในหลายสายงาน เช่น การออกแบบวิศวกรรม การแพทย์ ไปจนถึงวิทยาการอวกาศและการบิน อีกทั้งยังมีเทคนิคและวิธีการพิมพ์แบบสามมิติเพิ่มมากขึ้นเพื่อให้เหมาะกับชิ้นงานและชนิดของวัสดุที่ต้องการขึ้นรูป

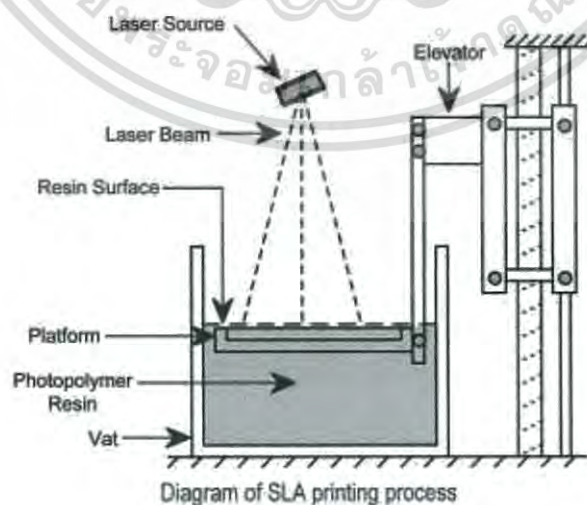
ในปัจจุบันมีการพัฒนาเครื่องพิมพ์แบบสามมิติให้เข้าสู่ผู้ใช้ในระดับครัวเรือนมากขึ้น นอกเหนือจากนั้นนักวิทยาศาสตร์จากหลายสาขายังพยายามประยุกต์ใช้หลักการของการพิมพ์แบบสามมิติไปสู่งานวิจัยในระดับที่เล็กลงแต่ซับซ้อนขึ้น

2.2.2 ประเภทของเครื่องพิมพ์สามมิติ

ประเภทของเครื่องพิมพ์สามมิติ (Three-Dimensional Printer) สามารถแบ่งได้ดังต่อไปนี้ [5]

2.2.2.1 Stereolithography (SLA)

Stereolithography เป็นการพิมพ์สามมิติแบบเทคโนโลยี Rapid Prototype ชนิดแรกที่เกิดขึ้นขึ้นมา วิธีการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติชนิดนี้จะเป็นการขึ้นรูปชิ้นงานโดยการยิงแสงเลเซอร์ไปบนของเหลวเพื่อให้ของเหลวในแต่ละชั้นแข็งตัว โดยวัสดุของเหลวเป็นแบบ Liquid Photopolymer (Resin) ชิ้นงานที่ได้จะมีความละเอียดและเที่ยงตรงสูง แต่ราคาเครื่องจักรและค่าใช้จ่ายในการดูแลรักษาที่สูงเช่นกัน ส่วนประกอบต่างๆ ของเครื่องพิมพ์ประเภท SLA จะแสดงในรูปที่ 2.1

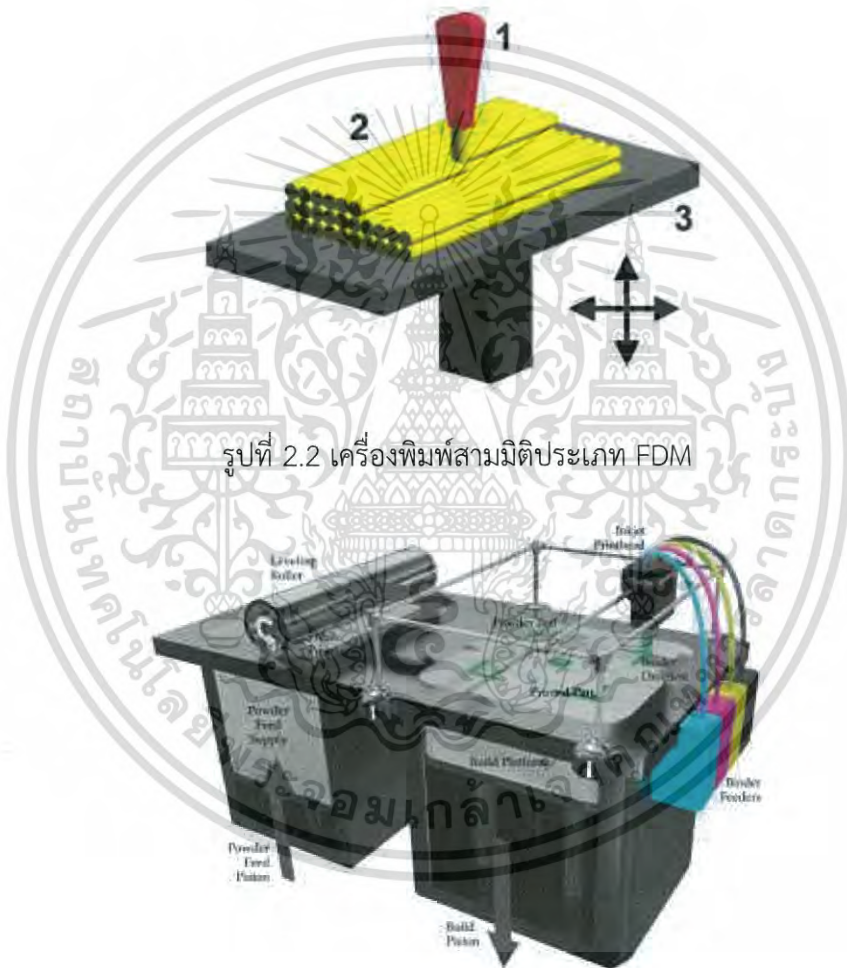


รูปที่ 2.1 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท SLA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 8.จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2.2 Fused Deposition Modeling (FDM)

Fused Deposition Modeling (FDM) การพิมพ์สามมิติประเภทนี้เป็นประเภทที่ใช้แพร่หลายที่สุด โดยใช้วัสดุหลักเป็นแท่งพลาสติกหรือโลหะที่พันเป็นม้วนส่งผ่านไปยังหัวจ่ายซึ่งจะหลอมให้พลาสติกละลายก่อนนำมาพ่นลงบนแท่นวาง ซึ่งเมื่อพ่นออกมาแล้วจะแข็งตัวอย่างรวดเร็ว เครื่องจะพ่นทีละชั้นกระทั่งกลายเป็นโมเดลสามมิติตามรูปทรงที่ต้องการ รูปที่ 2.2 จะแสดงขั้นตอนการพิมพ์สามมิติโดยเครื่องพิมพ์สามมิติประเภท FDM นี้ วัสดุที่ใช้ในการขึ้นรูปด้วยวิธีนี้ได้แก่ เทอร์โมพลาสติก เช่น เอบีเอส (ABS) โพลีคาร์บอเนต และโพลีฟีนิลซัลโฟนจำพวกอีลาสโตเมอร์



รูปที่ 2.2 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท FDM

รูปที่ 2.3 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท 3D jet printing

2.2.2.3 3D Jet Printer Systems

3D Jet Printer Systems เป็นการพิมพ์สามมิติที่ใช้หลักการของเครื่องพิมพ์อิงค์เจ็ท สามารถทำได้โดยการพ่นวัสดุที่เป็นเทอร์โมพลาสติก เช่น โพลีเอสเตอร์ ผ่านหัวพ่นให้เป็นรูปแบบตามที่ต้องการ การพิมพ์สามมิติประเภทนี้เป็นประเภทที่ใช้ทำงานง่ายและสามารถสร้างแบบจำลองได้อย่างรวดเร็ว อีกทั้งมีเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 9.จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

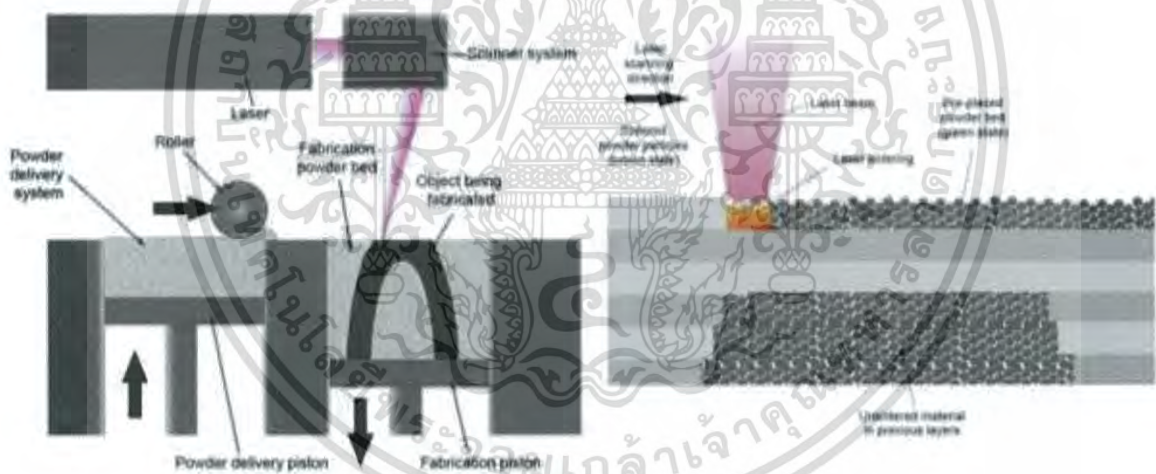
จุดเด่นอยู่ที่สามารถเลือกสีต่างๆ ได้ ส่วนประกอบต่างๆ ของเครื่องพิมพ์สามมิติประเภท 3D Jet Printer Systems จะแสดงในรูปที่ 2.3

2.2.2.4 Selective Laser Sintering (SLS)

Selective Laser Sintering (SLS) คือ การเผาผนึกวัสดุที่ใช้อยู่ด้วยแสงเลเซอร์ ใช้หลักการเดียวกันกับการพิมพ์สามมิติประเภทเอสแอลเอ (SLA) ที่ได้กล่าวถึงก่อนหน้านี้ แต่ทำให้สามารถใช้วัสดุที่มีความแข็งแรงมากกว่า เช่น เทอร์โมพลาสติก ไนลอน พอลิเอไมด์ และ พอลิสไตรีน ขั้นตอนการพิมพ์สามมิติด้วยวิธี SLS จะแสดงในรูปที่ 2.4 โดยวัสดุที่ใช้จะอยู่ในรูปผง เช่น โลหะ พลาสติก เซรามิก และแก้ว เครื่องจะใช้เลเซอร์วาดรูปแบบขึ้นทีละชั้นและพ่นผงเหล่านี้ลงไปหลอมละลายกระทั่งกลายเป็นชิ้นงาน การพิมพ์สามมิติประเภทนี้จะใช้เพียงในอุตสาหกรรมเท่านั้น

2.2.2.5 Digital Light Processing (DLP)

Digital Light Processing (DLP) เป็นการพิมพ์สามมิติที่ใช้หลักการเดียวกันกับการพิมพ์สามมิติประเภทเอสแอลเอ (SLA) ที่ได้กล่าวถึงก่อนหน้านี้ แต่ใช้แหล่งกำเนิดแสงเป็นแสงสีขาวยุติเป็นแหล่งกำเนิดแสงจากไฟแอลอีดีเพื่อให้ความร้อนแทนเลเซอร์ วัสดุที่ใช้ในการพิมพ์สามมิติ คือ ยาง และ เรซิน

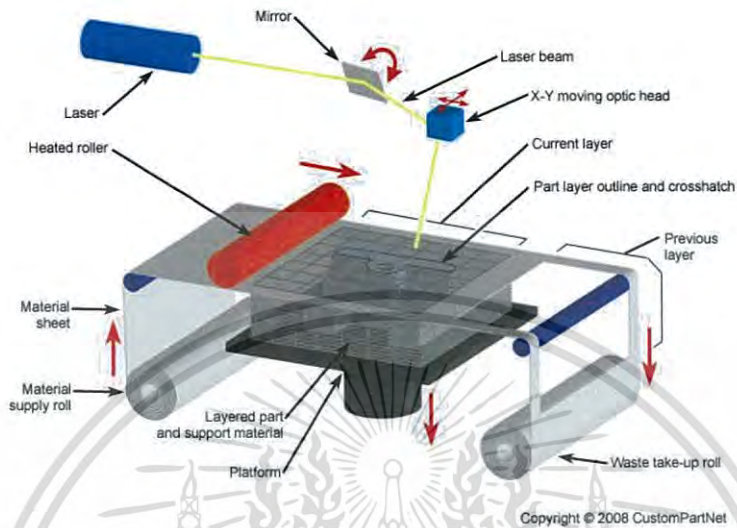


รูปที่ 2.4 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท SLS

2.2.2.6 Laminated Object Manufacturing (LOM)

Laminated Object Manufacturing (LOM) เป็นระบบการพิมพ์สามมิติที่คล้ายกับการตัดวัสดุที่มีลักษณะเป็นแผ่น เช่น กระดาษ แผ่นโลหะ แผ่นพลาสติก รูปที่ 2.5 จะแสดงส่วนประกอบและขั้นตอนการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติประเภท LOM โดยการทำงานของระบบจะเริ่มต้นด้วยการตัดแผ่นวัสดุแต่ละแผ่นหรือแต่ละชั้นโดยเริ่มจากส่วนที่เป็นชั้นฐานก่อน จากนั้นตัวรองรับชิ้นงานจะเลื่อนลงมาให้ตัดแผ่นวัสดุชั้นถัดไป พร้อมกับการวางซ้อนทับกันไปเรื่อยๆ วัสดุแต่ละแผ่นจะถูกยึดติดกันอย่างแน่นหนาด้วยกาวหรือเคมีที่ใช้เฉพาะวัสดุนั้นๆ จนเสร็จสมบูรณ์เป็นชิ้นงานสามมิติที่ต้องการ ซึ่งลักษณะการพิมพ์แบบนี้เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 10 จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

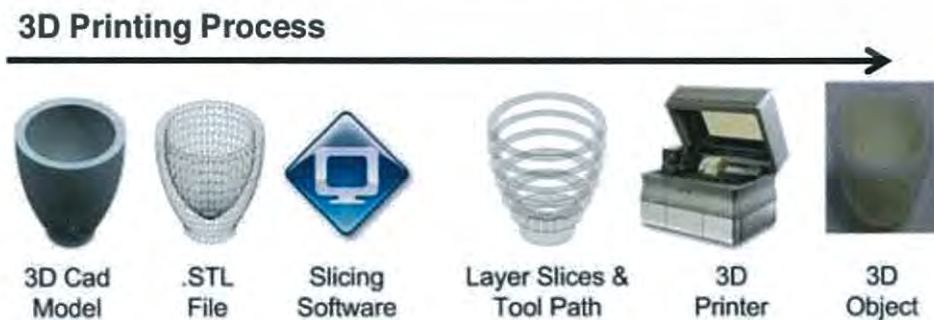
จะให้พื้นผิวที่ไม่เรียบและมองเห็นแต่ละชั้นของแผ่นวัสดุ จึงเหมาะกับการทำงานที่ไม่ต้องการความละเอียดเรียบเนียนมากนัก แต่มีข้อดีคือเป็นเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติที่มีต้นทุนไม่สูงนั่นเอง



รูปที่ 2.5 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท LOM

2.2.3 หลักการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติ

สำหรับการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิตินั้นก่อนที่จะพิมพ์งานได้จะต้องมีข้อมูลในรูปแบบของดิจิทัล ซึ่งสามารถใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์จำพวกไฟล์ข้อมูลเชิงตัวเลข CAD (Computer Aided Design) ในการออกแบบ นอกจากนี้จะใช้คอมพิวเตอร์ในการออกแบบแล้วยังสามารถใช้สแกนเนอร์สามมิติในการเปลี่ยนวัตถุในโลกความจริงไปเป็นไฟล์ดิจิทัลที่สามารถนำไปใช้งานกับเครื่องพิมพ์สามมิติเมื่อได้โมเดลหรือชิ้นงานในรูปแบบของไฟล์ไฟล์ข้อมูลเชิงตัวเลขแล้วก็จะนำไฟล์นั้นไปทำการสไลด์ หรือ ตัดเลเยอร์งานออกมาให้เป็นแผ่นบางๆ เพื่อที่จะให้เครื่องพิมพ์สามมิติพิมพ์แผ่นหรือชั้นบางๆ นั้นทับต่อกันจนเกิดเป็นวัตถุสามมิติขึ้นมา ดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 หลักการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 111 จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.4 เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท Fused Deposition Modeling (FDM)

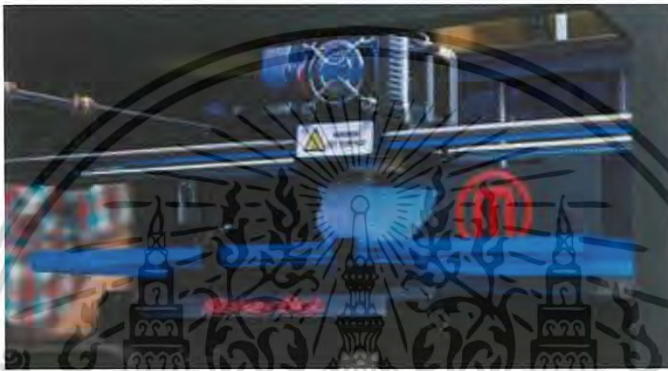
2.2.4.1 ประวัติความเป็นมาของเครื่องพิมพ์สามมิติประเภท Fused Deposition Modeling (FDM)

Scott Crump เป็นผู้คิดค้น เครื่องพิมพ์สามมิติระบบ FDM อีกทั้งยังเป็นผู้ร่วมก่อตั้งบริษัท Stratasys ซึ่งเป็นบริษัทที่จำหน่ายเครื่องพิมพ์สามมิติ โดย Scott Crump ได้คิดค้นและจดสิทธิบัตรเทคโนโลยีเครื่องพิมพ์สามมิติระบบ FDM ในปี ค.ศ.1989 สาเหตุที่ทำให้ คิดค้นระบบนี้ขึ้นเนื่องมาจากต้องการลดความยุ่งยากในการขึ้นต้นแบบชิ้นงานที่ใช้เครื่อง CNC ซึ่งใช้เวลานานและมีค่าใช้จ่ายสูง ซึ่งในตอนแรกวัสดุที่เลือกใช้นั้นเป็นพลาสติกเอปียเอส เพราะต้องการงานที่พิมพ์ออกมาสามารถนำไปใช้งานและทดสอบได้ ซึ่งพลาสติกเอปียเอสนั้น สามารถที่จะทนแรงกระทำได้พอประมาณ และสามารถนำมาประกอบเพื่อทดสอบชิ้นงานได้เหมือนกับงานที่ทำจากเครื่อง CNC แต่ได้งานที่สามารถทำได้ในเวลาที่รวดเร็วกว่า และค่าใช้จ่ายต่ำกว่า สาเหตุที่ทำให้เครื่องพิมพ์สามมิติประเภท FDM เป็นที่นิยมเนื่องจากสิทธิบัตรที่จดไว้ได้หมดอายุลง ทำให้บุคคลทั่วไปสามารถที่จะผลิตและสร้างชิ้นงานขึ้นเองได้ นอกจากนั้นมีการตั้งกลุ่มที่เรียกว่า Reprap (Replicating Rapid Prototype) ซึ่งก่อตั้งโดย Dr. Adrian Bowyer ในปี ค.ศ.2005 ซึ่งเป็นกลุ่มที่ตั้งขึ้นเพื่อแลกเปลี่ยนให้ความรู้ในเรื่องของเทคโนโลยีเครื่องพิมพ์สามมิติ โดยมีการนำระบบ FDM มาพัฒนาและแลกเปลี่ยนความรู้กับผู้ที่สนใจและอยากจะสร้างเครื่องพิมพ์สามมิติระบบนี้ แต่เนื่องจากทางกลุ่มไม่ต้องการมีปัญหาเกี่ยวกับเจ้าของสิทธิบัตร จึงได้ตั้งชื่อใหม่ให้กับระบบนี้ โดยเรียกว่า FFF (Fused Filament Fabrication) ซึ่งหลักการทำงานนั้นเหมือนกันกับระบบ FDM ทุกประการ เครื่องพิมพ์สามมิติตัวแรกที่ได้เปิดเผยออกมาใช้ชื่อว่า Darwin เป็น เครื่องพิมพ์สามมิติแรกที่เป็น Open Source ซึ่งทางกลุ่มได้แจกการออกแบบและวิธีการสร้างให้กับผู้ที่สนใจ

จากเหตุผลดังกล่าวเป็นสาเหตุให้ เครื่องพิมพ์ 3 มิติระบบ FDM เป็นที่นิยมอย่างแพร่หลายเป็นอย่างมาก ผู้คนที่เข้ามาสร้างก็ได้พัฒนาความรู้ต่อยอดและแบ่งปันในกลุ่ม Reprap จึงทำให้มีเครื่องพิมพ์สามมิติระบบ FDM ที่มีหน้าตาแตกต่างกันไปเรื่อยๆ รวมถึงระบบขับเคลื่อนที่ใช้ในการควบคุมหัวพิมพ์ก็ได้ถูกพัฒนาต่อไปเรื่อยๆ จนทำให้ในปัจจุบันสามารถจะพบเครื่องพิมพ์สามมิติที่มีรูปร่างแตกต่างกันไป บางรุ่นจะพบว่าใช้ระบบ Cartesian ในการขับเคลื่อนหัวพิมพ์ ในขณะที่บางรุ่นใช้ระบบ Delta ซึ่งในอนาคตอาจจะได้พบระบบขับเคลื่อนที่แปลกใหม่ออกมาให้เห็นอีกอย่างแน่นอน

Makerbot เป็นเครื่องพิมพ์สามมิติระบบ FDM ที่เป็นที่นิยมมากที่สุดในตลาดเครื่องพิมพ์สามมิติก็ได้ รูปที่ 2.7 จะแสดงหน้าตาของเครื่องพิมพ์สามมิติของ Makerbot ซึ่งเครื่องพิมพ์นี้ริเริ่มมาจากกลุ่ม Reprap ถูกพัฒนาและคิดค้นโดย Bre Pettis เครื่องพิมพ์นี้นั้นเป็นที่นิยมอย่างมากจนถึงขั้นทำให้ผู้คิดค้นเปิดเป็นบริษัทที่ชื่อว่า Makerbot และนำเครื่องพิมพ์สามมิติที่ตัวเองคิดค้นขึ้นมาขายในตลาด จนทำให้มีผู้นำเครื่องพิมพ์นี้ไปทำเป็นต้นแบบในการผลิตเครื่องพิมพ์สามมิติระบบ FDM แบบอื่นๆ ออกมาโดยใช้ชื่ออื่นแต่รูปร่างและการทำงานนั้นก็เหมือนกับเครื่อง Makerbot ซึ่งเครื่องพิมพ์สามมิติของ Makerbot นั้น ถือว่าได้เปิดโลกของนักประดิษฐ์ เพราะราคาของเครื่องพิมพ์นี้ที่ขายอยู่นั้นไม่แพงมาก อีกทั้งยังเป็น Open Source ซึ่งสามารถปรับแต่งเครื่องหรือแม้กระทั่ง Download ชิ้นส่วนเครื่องมาพิมพ์ได้หากมีส่วนใดส่วน
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 12 และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนึ่งของเครื่องเสียหาย จึงทำให้เครื่อง Makerbot นั้นเป็นที่นิยมอย่างมากจนถึงขนาดที่ว่าทางสรรพสินค้านำเครื่องพิมพ์สามมิติชนิดนี้เข้าไปขายทำให้คนยิ่งรู้จักเครื่องพิมพ์สามมิติมากขึ้นไปอีก ในปี 2013 บริษัท Makerbot ก็ถูกซื้อไปโดยบริษัท Startasys ซึ่งเป็นผู้ผลิตและจำหน่ายเครื่องพิมพ์สามมิติระดับอุตสาหกรรม เหตุผลในการซื้อครั้งนี้อาจเป็นเพราะว่าบริษัท Startasys ยังไม่มีเครื่องพิมพ์ที่สามารถใช้ภายในครัวเรือนและเครื่องพิมพ์สามมิติของ Makerbot นั้นสามารถตอบโจทย์ในการขยายตลาดเพื่อเข้าไปสู่ผู้ใช้ทั่วไปซึ่งถือว่าเป็นตลาดที่ใหญ่มากได้ และในปัจจุบันก็มีหลายบริษัทใหญ่ เช่น 3D System ที่ได้ผลิต เครื่องพิมพ์สามมิติที่เอาไวใช้ในครัวเรือนออกมาเพื่อแข่งขันกับ Makerbot



รูปที่ 2.7 เครื่องพิมพ์สามมิติของ Makerbot

2.2.4.2 หลักการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติประเภท Fused Deposition Modeling (FDM)

สำหรับหลักการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติประเภท FDM จะใช้วัสดุจำพวกเทอร์โมพลาสติก กลุ่ม เอบีเอส พีแอลเอ พีอีที หรือ ไนลอน มาเป็นวัสดุในการขึ้นรูปโมเดลสามมิติ ซึ่งพลาสติกที่นำมาใช้จะอยู่ในรูปของเส้นลวดพลาสติก หลักการก็คือจะมีหัวฉีดที่มีรูขนาดเล็ก ซึ่งตรงหัวฉีดจะมีเครื่องทำความร้อนสำหรับให้ความร้อนกับพลาสติก เมื่อพลาสติกเริ่มละลายจะมีตัวดันเส้นลวดพลาสติกให้ผ่านหัวออกมา จากนั้นหัวพิมพ์ก็จะเคลื่อนที่ตามโปรแกรม ในขณะที่หัวพิมพ์เคลื่อนที่ก็จะฉีดพลาสติกออกมาด้วยและเริ่มพิมพ์ทับกันไปเป็นชั้นจนก่อให้เกิดรูปชิ้นงานสามมิติ นอกจากพลาสติกแล้วเครื่องพิมพ์สามมิติประเภทนี้สามารถนำไปใช้กับของเหลวที่มีคุณสมบัติหนืดได้อีกด้วย ในปัจจุบันนี้ได้มีการนำเครื่องพิมพ์สามมิติระบบ FDM ไปใช้พิมพ์ช็อคโกแลต รวมไปถึงในวงการแพทย์ก็ได้นำระบบนี้ไปพิมพ์เนื้อเยื่อสำหรับเป็นโครงในการสร้างอวัยวะเทียมอีกด้วย ด้วยเหตุผลที่กล่าวมานี้ FDM จึงถูกเลือกมาเพื่อใช้ในการพิมพ์แม่แบบที่ใช้ในการศึกษาโครงงานนี้

2.2.5 การประยุกต์ใช้เทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ

การพิมพ์แบบสามมิติถือเป็นเทคโนโลยีที่กำลังเป็นที่น่าสนใจ เพราะเป็นนวัตกรรมที่มีประโยชน์มากมายหลายด้าน เนื่องจากเทคโนโลยีนี้สามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้หลากหลายด้าน เช่น ทางด้านการแพทย์ สามารถนำไปสร้างผิวหนังเพื่อใช้ในการปลูกถ่ายเนื้อเยื่อสังเคราะห์ หรือแม้กระทั่งอวัยวะส่วนอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 13 จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่างๆของร่างกาย และยังสามารถนำไปใช้ประโยชน์ในด้านการออกแบบวิศวกรรมและอื่นๆอีกมากมาย ซึ่งแน่นอนว่าเทคโนโลยีเครื่องพิมพ์แบบสามมิตินี้จะมีประโยชน์และบทบาทสำคัญในทุกๆด้านไม่ว่าจะเป็นสาขาอาชีพใดในอนาคต เช่น สถาบันการแพทย์แห่งมหาวิทยาลัยเวคฟอเรสได้พัฒนาการสร้างผิวหนังเพื่อใช้ในการปลูกถ่ายเนื้อเยื่อสังเคราะห์โดยใช้ระบบพิมพ์แบบสามมิติ และนักชีววิทยาจากมหาวิทยาลัยออกซ์ฟอร์ดได้ทดลองสร้างเนื้อเยื่อสังเคราะห์ที่ประกอบขึ้นจากสารเคมีชีวภาพที่พิมพ์ออกมาเป็นทรงกลมเล็กๆ ขนาด 500 ไมครอนเชื่อมต่อกันจนมีรูปร่างแบนคล้ายเนื้อเยื่อที่เพาะในจานอาหารสังเคราะห์ โดยทรงกลมเล็กๆ ที่เชื่อมต่อกันจะทำหน้าที่เป็นระบบจำลองเส้นประสาทเทียม จากนั้นจึงกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าแทนกระแสประสาท และพบว่าเนื้อเยื่อสังเคราะห์นี้สามารถเคลื่อนไหวตอบสนองกระตุ้นได้ ซึ่งจากตัวอย่างที่ได้กล่าวมาทั้งหมดนี้ล้วนแสดงให้เห็นว่า เครื่องพิมพ์แบบสามมิตินั้นน่าจะมีบทบาทสำคัญในทุกๆ สาขาอาชีพ



รูปที่ 2.8 ซ็อกโกแลตรูปกุหลาบที่ผลิตด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ

ด้วยความหลากหลายของเทคนิคการพิมพ์แบบสามมิติทำให้เทคโนโลยีนี้สามารถสร้างรูปแบบของโมเดลได้หลากหลาย จึงถูกนำไปใช้ในหลากหลายด้าน โดยการกำหนดที่ใช้นั้นจะขึ้นอยู่กับรูปแบบ ขนาด ความซับซ้อนและจำนวนที่ผลิต ตัวอย่างโมเดลที่ถูกผลิตขึ้นจากเครื่องพิมพ์สามมิติ อาทิเช่น เครื่องบิน บังคับขนาดเล็กที่สร้างเสร็จภายใน 7 วัน รถยนต์อีโคที่วิ่งได้จริงบนถนนดังแสดงในรูปที่ 2.9 รวมไปถึงชิ้นส่วนอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ เครื่องประดับเงิน ทองคำจากไฟล์ดิจิทัล รองเท้า เสื้อผ้า แม้กระทั่งการพิมพ์อะไหล่ปืนที่สามารถนำมาประกอบเพื่อยิงกระสุนจริงได้ ซึ่งหมายความว่าในอนาคตเครื่องตรวจจับโลหะก็อาจจะไม่สามารถตรวจจับอาวุธที่หล่อขึ้นจากเครื่องพิมพ์สามมิติได้อีกต่อไป หรือแม้กระทั่งของอุปโภค เทคโนโลยีนี้ก็ถูกนำไปใช้เช่นกัน ดังรูปที่ 2.8 ที่แสดงภาพซ็อกโกแลตรูปกุหลาบที่ผลิตขึ้นจากเทคโนโลยีการพิมพ์แบบสามมิติ นอกจากนี้ยังมีการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีการพิมพ์แบบสามมิติในการแพทย์และชีววิทยา เช่น วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ประเภทเส้นลวด ดังแสดงในรูปที่ 2.10 เนื่องจากสามารถเชื่อมโยงเทคโนโลยีการพิมพ์แบบสามมิติกับการรักษาในหลายๆ ด้าน เช่น ช่วยสร้างโครงร่างเพื่อปลูกถ่ายอวัยวะของผู้ป่วย โครงร่างไบโหแทนกระดูกอ่อนเพื่อให้เซลล์ของผู้ป่วยสร้างขึ้นมาห่อหุ้มเป็นไบโหใหม่ กระดูกนิ้ว ชิ้นส่วนกะโหลก ขาเทียม ไปจนถึงการสร้างไตเทียมและหลอดเลือดเทียมซึ่งมีระบบเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 14

โครงสร้างที่ไม่ซับซ้อนเท่าอวัยวะอื่น ล่าสุดนี้นักวิศวกรรมชีวภาพจากมหาวิทยาลัย Cornell ได้สร้างไบหูขึ้นจากเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติเพื่อช่วยเด็กที่เกิดมาด้วยความผิดปกติที่เป็นโรคไบหูเล็กแต่กำเนิด (Microtia) อีกทั้งสถาบันการแพทย์แห่งมหาวิทยาลัยเวคเฟอร์สได้พัฒนาสร้างไตโดยใช้เซลล์ของผู้ป่วยเองด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ ทางด้านมหาวิทยาลัยเพนซิลวาเนียและเอ็มไอทีก็ได้พยายามสร้างหลอดเลือดจากเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ และมหาวิทยาลัยวอร์ซิงตันได้สร้างกระดูกโดยใช้ผงเซรามิกและเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติเพื่อทดแทนกระดูกที่แตกหักอย่างละเอียดในผู้ป่วยที่ประสบอุบัติเหตุ



รูปที่ 2.9 รถ Urbee ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ



รูปที่ 2.10 วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ประเภทเส้นลวดที่ผลิตจากเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติ

2.3 การตรวจเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

การสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก [6] หรือ การตรวจเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า หรือ เอ็มอาร์ไอ (Magnetic Resonance Imaging, MRI) หรือ Nuclear Magnetic Resonance Imaging (NMRI) หรือ Magnetic Resonance Tomography (MRT) คือ เทคนิคการสร้างภาพทางการแพทย์ที่ใช้ในรังสีวิทยาเพื่อการตรวจทางกายวิภาคและสรีรวิทยาของร่างกายทั้งในด้านสุขภาพและโรคต่างๆ โดยเครื่องตรวจที่ใช้สนามแม่เหล็กและคลื่นวิทยุความเข้มสูงในการสร้างภาพเหมือนจริงของอวัยวะภายในต่างๆของร่างกาย เช่น สมอง หัวใจ กระดูก กล้ามเนื้อ และส่วนที่เป็นมะเร็ง ด้วยคอมพิวเตอร์รายละเอียดคร่าวๆ ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 15 ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และความคมชัดสูง เป็นภาพตามระนาบได้ทั้งแนวขวาง แนวยาว และแนวเฉียงเป็นสามมิติ ภาพที่ได้จึงมีความชัดเจนกว่าการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (CT-Scan) ทำให้แพทย์สามารถตรวจวินิจฉัยความผิดปกติในร่างกายได้อย่างแม่นยำ การตรวจทางการแพทย์ด้วยเครื่องมือชนิดนี้ไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดใดๆ แก่ร่างกาย และไม่มีอันตรายจากรังสีตกค้าง

การเตรียมตัวเพื่อการตรวจ MRI นี้ จำเป็นต้องฉีดสารเหนียวนำสนามแม่เหล็กเข้าไปในอวัยวะที่ต้องการตรวจก่อน ระหว่างการตรวจเครื่อง MRI จะส่งเสียงดังเป็นจังหวะ ผู้ถูกตรวจจะได้รับอุปกรณ์อุดหูระหว่างการตรวจผู้ถูกตรวจจำเป็นต้องอยู่นิ่งๆ เพื่อให้บันทึกภาพ เช่นเดียวกับการตรวจด้วยเครื่องตรวจเอ็กซเรย์อื่นๆ

2.3.1 เปรียบเทียบการตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับการตรวจอื่นๆ

2.3.1.1 การตรวจเอ็กซเรย์ปกติ

การตรวจเอ็กซเรย์ เป็นการตรวจโดยใช้รังสีเอกซ์ฉายผ่านร่างกาย อวัยวะต่างๆ ในร่างกายจะยอมให้รังสีผ่านได้ต่างกัน จึงเกิดเป็นภาพเอ็กซเรย์ เป็นการตรวจเบื้องต้นเท่านั้น รายละเอียดของภาพจะด้อยกว่า CT-Scan หรือ MRI อย่างชัดเจน

2.3.1.2 การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (CT-Scan)

การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ เป็นการตรวจโดยใช้รังสีเอกซ์ฉายผ่านร่างกายในมุมต่างๆ เกิดเป็นภาพตัดขวางซึ่งสามารถแสดงรายละเอียดของอวัยวะในช่องอกได้ดี เหมาะแก่การตรวจโรคปอด รวมถึงสามารถแสดงรายละเอียดการบาดเจ็บของอวัยวะจากอุบัติเหตุได้ดี อีกทั้งยังสามารถแสดงรายละเอียดของเลือดออกในสมองได้ดีอีกด้วย

2.3.1.3 การตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI)

การตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เป็นการตรวจโดยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยปราศจากการรังสี สามารถแสดงรายละเอียดของเส้นประสาทได้ดี ดังเช่น ไขสันหลัง เป็นต้น จึงเหมาะแก่การตรวจโรค เช่น ปวดหลังจากหมอนรองกระดูกทับเส้นประสาทเนื่องจากสามารถแสดงรายละเอียดของเส้นเอ็นต่างๆ ได้ดี เหมาะแก่การตรวจการบาดเจ็บของเส้นเอ็นและกล้ามเนื้อ อีกทั้งยังสามารถแสดงรายละเอียดของเนื้อเยื่อ เช่น มะเร็ง หรือการอักเสบต่างๆ ในร่างกายได้ดี และในปริญญานิพนธ์นี้ ทางผู้จัดทำได้เลือกใช้ภาพจากการตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นภาพต้นแบบในการผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์

2.3.2 หลักการทำงานของเครื่องตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

หลักการทำงานของเครื่องตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าอาศัยการส่งคลื่นวิทยุไปยังผู้ป่วยที่นอนอยู่ในสนามแม่เหล็กความเข้มสูง เมื่อหยุดกระตุ้นด้วยคลื่นวิทยุ นิวเคลียสของอะตอมจะกลับเข้าสู่ภาวะระดับพลังงานปกติ และจะปลดปล่อยคลื่นวิทยุออกมาเป็นสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งสามารถบันทึกคลื่นวิทยุที่เนื้อเยื่อปล่อยออกมาแล้วนำมาประมวลผลและสร้างภาพอวัยวะต่างๆ โดยใช้ระบบคอมพิวเตอร์ได้ ซึ่งจะได้ภาพที่มีรายละเอียดของเนื้อเยื่อสูงและสามารถแสดงภาพในทุกแนวระนาบของผู้ป่วย การเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตรวจอวัยวะด้วยเครื่องตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถตรวจหาความผิดปกติได้เกือบทุกอวัยวะ ได้แก่

1. ความผิดปกติภายในกะโหลกศีรษะ เช่น สมอง ตา หูชั้นใน ต่อมใต้สมอง เป็นต้น
2. ความผิดปกติของระบบกระดูกสันหลังและไขสันหลัง โดยสามารถตรวจพบสาเหตุของการกดทับไขสันหลัง หรือกดทับเส้นประสาทสันหลังได้อย่างแม่นยำ
3. ความผิดปกติของเยื่อกล้ามเนื้อ กระดูกส่วนต่างๆ รวมทั้งการฉีกขาดของกล้ามเนื้อ เส้นเอ็น บริเวณข้อกระดูก เช่น ข้อเข่า ข้อเท้า เป็นต้น
4. ความผิดปกติของอวัยวะในเชิงอุ้งเชิงกราน เช่น มดลูก ต่อมลูกหมาก และกระเพาะปัสสาวะ เป็นต้น
5. ความผิดปกติของอวัยวะบริเวณทรวงอก ช่องท้อง และเต้านม

2.3.3 การจัดเก็บภาพจากการเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

การจัดเก็บภาพจากการเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า [7] จะจัดเก็บในรูปแบบดีซีเอ็ม (DCM หรือ DICOM) ซึ่งย่อมาจาก Digital Imaging and Communications in Medicine เป็นข้อกำหนดมาตรฐานสำหรับการจัดเก็บภาพทางการแพทย์ การกระจายและการวิเคราะห์ รูปแบบดีซีเอ็มที่ใช้จะใช้สำหรับการบันทึกภาพที่อาจรวมถึงภาพอัลตราซาวด์ การตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) และ การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography หรือ CT-Scan) เนื้อหาของไฟล์ดีซีเอ็มนอกจากนี้ยังอาจรวมถึงรายละเอียดของผู้ป่วย เช่น ชื่อของผู้ป่วยและข้อมูลทางการแพทย์อื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง ภาพเอ็กซเรย์อวัยวะส่วนต่างๆ ของร่างกายมนุษย์จะแสดงในรูปที่ 2.11 ซึ่งแสดงทั้งภาพเอ็กซเรย์สมอง ข้อต่อบริเวณไหล่ ทารกในครรภ์ และ กระดูกสันหลัง



รูปที่ 2.11 การเอ็กซเรย์ส่วนต่างๆ ของร่างกายด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

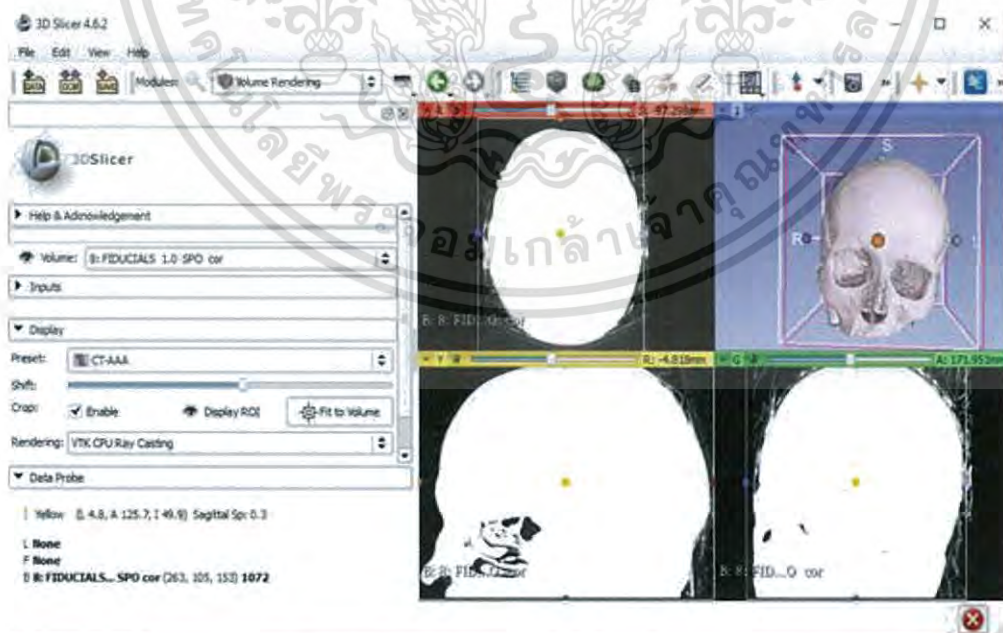
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM นั้น มีต้นกำเนิดและพัฒนาขึ้น โดย National Electrical Manufacturers Association (NEMA) วิทยาลัยอเมริกันรังสีวิทยาสำหรับ เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ตามแนวแกน (Computerized Axial Tomography, CAT) และ การถ่ายภาพด้วยคลื่นสนามแม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging, MRI) ซึ่งในขณะนั้น DICOM ถูกควบคุมและดูแล โดย DICOM Standards Committee หรือที่รู้จักในนามคณะกรรมการมาตรฐาน DICOM

ปัจจุบัน DICOM ถูกนำมาเป็นมาตรฐานในการควบคุมการถ่ายภาพทางรังสีแบบดิจิทัลทั้ง Radiology, Cardiology, Orthopedic และ Dentistry ซึ่งก็ทำให้การถ่ายภาพทางรังสีที่ต่างเครื่องมือต่างโรงพยาบาลนั้นสามารถที่จะสื่อสารและแลกเปลี่ยนข้อมูลซึ่งกันและกันได้ นอกจากนี้แล้วยังสามารถเข้ามาควบคุมกระบวนการพัฒนาของบริษัทต่างๆ ที่ผลิตซอฟต์แวร์ทางด้านเอ็กซ์เรย์ให้มีมาตรฐานตรงกันอีกด้วย

2.4 การแปลงภาพจากการเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าให้เป็นภาพสามมิติ

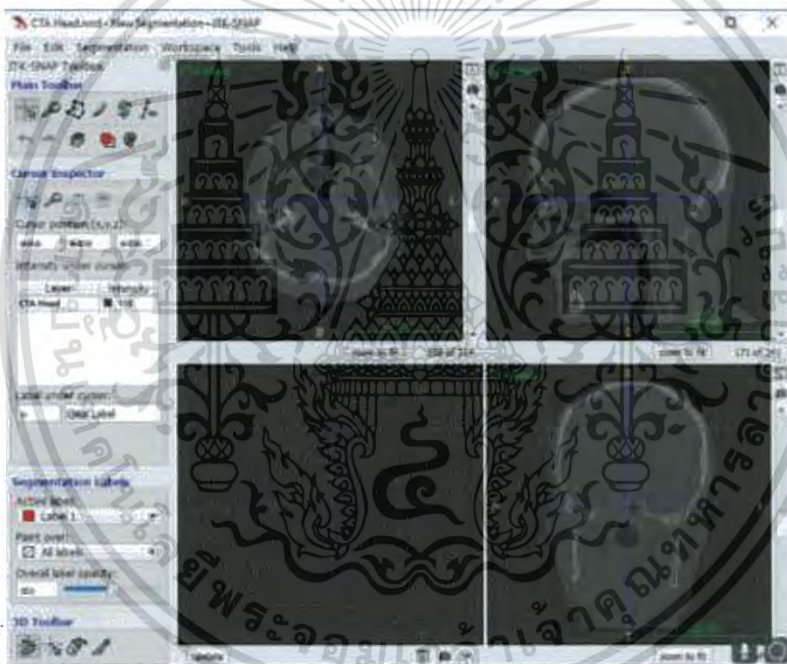
ในการแปลงรูปแบบไฟล์จากภาพการตรวจเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) ให้เป็นไฟล์ภาพสามมิติ (CAD) ซึ่งมีนามสกุลไฟล์ .STL นั้น มีซอฟต์แวร์ที่สามารถทำได้หลายโปรแกรม ซึ่งมีลักษณะความสามารถ จุดเด่น และจุดด้อยที่แตกต่างกัน โดยจะพิจารณาได้จากชิ้นส่วนของร่างกายที่ต้องการทำการสร้างวัสดุปลูกถ่ายทางการแพทย์ รายชื่อซอฟต์แวร์ต่างๆ ที่สามารถแปลงไฟล์ภาพการตรวจเอ็กซ์เรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) ให้เป็นไฟล์ภาพสามมิติ (CAD) มีดังต่อไปนี้



รูปที่ 2.12 อินเทอร์เน็ตของซอฟต์แวร์ Slicer

2.4.1 ซอฟต์แวร์ Slicer

ซอฟต์แวร์ Slicer หรืออีกชื่อหนึ่งคือ 3D Slicer เป็นซอฟต์แวร์โอเพ่นซอร์ส (ซอฟต์แวร์ที่เปิดเผย Source Code ของโปรแกรมทำให้สามารถแก้ไข ดัดแปลง Source Code ได้ ซึ่งเป็นการให้สิทธิเสรีภาพแก่ผู้ที่นำไปใช้เพื่อการพัฒนาซอฟต์แวร์ร่วมกันในลักษณะของสังคมซอฟต์แวร์) สำหรับการวิเคราะห์ภาพ และการสร้างภาพข้อมูลทางการแพทย์ ซอฟต์แวร์ Slicer ได้ถูกพัฒนามาเป็นเวลานานและสามารถใช้ได้กับระบบปฏิบัติการหลายระบบ อาทิเช่น Linux, Mac, OSX และ Windows ซึ่งมีคุณสมบัติการรองรับอวัยวะหลายส่วนตั้งแต่ศีรษะจรดปลายเท้าและการรองรับภาพถ่ายทางการแพทย์หลายรูปแบบ เช่น MRI และ CT-Scan รวมถึงยังสามารถรองรับภาพในสกุล .DICOM และสามารถอ่านหรือเขียนไฟล์ขึ้นในรูปแบบอื่นๆ ได้ เช่น การแบ่งส่วนภาพอัตโนมัติ เป็นต้น รูปอินเตอร์เฟซของซอฟต์แวร์ Slicer จะแสดงในรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.13 อินเตอร์เฟซของซอฟต์แวร์ ITK-Snap

2.4.2 ซอฟต์แวร์ ITK-Snap

ITK-SNAP เป็นแอปพลิเคชันซอฟต์แวร์แบบตอบโต้ที่ช่วยให้ผู้ใช้สามารถจำลองภาพสามมิติทางการแพทย์ในการเลือกและวิเคราะห์บริเวณทางกายวิภาคที่มีความสนใจด้วยตนเอง และทำการแบ่งส่วนอวัยวะที่ต้องการโดยอัตโนมัติ โดย ITK-Snap ถูกออกแบบโดยผู้ชมของนักวิจัยด้านวิทยาศาสตร์ทางคลินิกและนักวิทยาศาสตร์พื้นฐานซึ่งเน้นที่การมีอินเตอร์เฟซที่ใช้งานง่าย และคงไว้ซึ่งคุณลักษณะที่จำกัดซอฟต์แวร์ITK-SNAP ถูกใช้บ่อยที่สุดในการทำงานร่วมกับภาพการตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) และชุดข้อมูลเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT) โดยวัตถุประสงค์หลักของซอฟต์แวร์ คือ การทำให้นักวิจัยเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

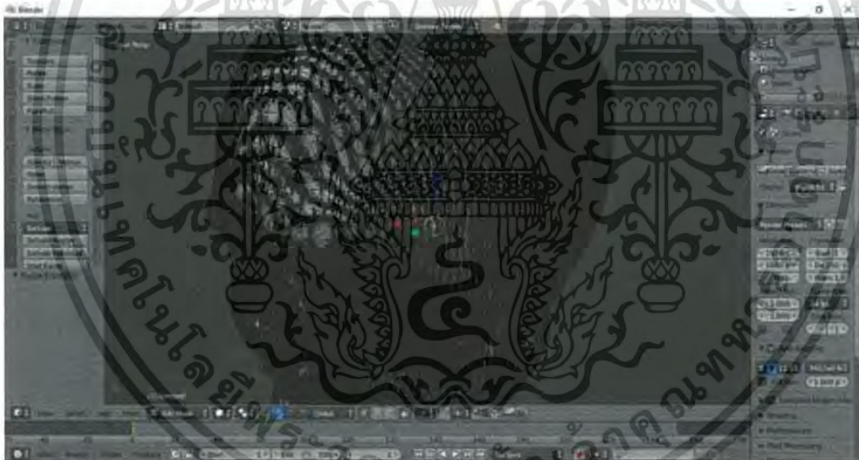
สามารถวิเคราะห์โครงสร้างทางกายวิภาคและบริเวณที่สนใจในข้อมูลภาพได้โดยง่าย รูปที่ 2.13 แสดงอินเตอร์เฟซของซอฟต์แวร์ ITK-Snap

คุณสมบัติหลักของโปรแกรม ITK-Snap มีดังนี้

1. การจำลองภาพ (Image Navigation) ของโปรแกรมจะมีการตัดระนาบออกเป็นสามระนาบระนาบที่ถูกตัดออกจะถูกเชื่อมโยงด้วยคอร์เซอร์ หากทำการเคลื่อนย้ายคอร์เซอร์ที่ระนาบหนึ่ง คอร์เซอร์ระนาบอื่นจะถูกเคลื่อนย้ายตามไปด้วย

2. การแบ่งส่วนด้วยตนเอง (Manual Segmentation) โดยซอฟต์แวร์ ITK-SNAP มีเครื่องมือสำหรับการวิเคราะห์โครงสร้างทางกายวิภาคในภาพ การระบุโครงสร้างสามารถเกิดขึ้นได้ในระนาบทั้งสามมิติ และผลที่มองเห็นจะเป็นภาพสามมิติ ซึ่งวิธีนี้ช่วยให้มั่นใจได้ว่าการแบ่งส่วนจะรักษารูปร่างที่เหมาะสมและถูกต้องในรูปแบบภาพสามมิติ

3. การแบ่งส่วนอัตโนมัติ (Automatic Segmentation) ซอฟต์แวร์ ITK-SNAP สามารถทำการแบ่งส่วนแบบอัตโนมัติโดยใช้วิธีการกำหนดระดับ คือ การกำหนดจากโครงสร้างที่ปรากฏจากภาพที่มีความเหมือนกันหรือเป็นเนื้อเดียวกันให้อยู่ในลักษณะเดียวกัน



รูปที่ 2.14 อินเตอร์เฟซ Edit Mode ของซอฟต์แวร์ Blender

2.4.3 ซอฟต์แวร์ Blender

ซอฟต์แวร์เบลนเดอร์ (Blender) เป็นซอฟต์แวร์สำหรับงานคอมพิวเตอร์กราฟิกสามมิติ สามารถใช้งานได้หลายอย่าง เช่น ใช้ในการสร้างโมเดลสามมิติ ทำพื้นผิว (Texture) คอมพิวเตอร์แอนิเมชัน และการเรนเดอร์ ซอฟต์แวร์ Blender สามารถทำงานได้บนหลายระบบปฏิบัติการ เช่น Microsoft Windows, Mac, OS X, GNU และ Linux อีกทั้งซอฟต์แวร์ Blender ยังเป็นโปรแกรมที่มีขนาดไฟล์ที่เล็ก (ประมาณ 40MB หรือเล็กกว่าหากเลือกเฉพาะส่วน) สามารถทำงานได้โดยไม่ต้อง install และสามารถใส่ในแฟลชไดรฟ์ขนาดเล็กได้ มีความสามารถในการทำแคแรคเตอร์และโมเดลได้ใกล้เคียงหรือสูงกว่าโปรแกรม 3 มิติ

ระดับสูงอื่นๆ ในหลายกรณี อินเตอร์เฟซของซอฟต์แวร์ Blender แสดงในรูปที่ 2.14

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยซอฟต์แวร์ Blender มีคุณสมบัติหลักๆ ดังนี้

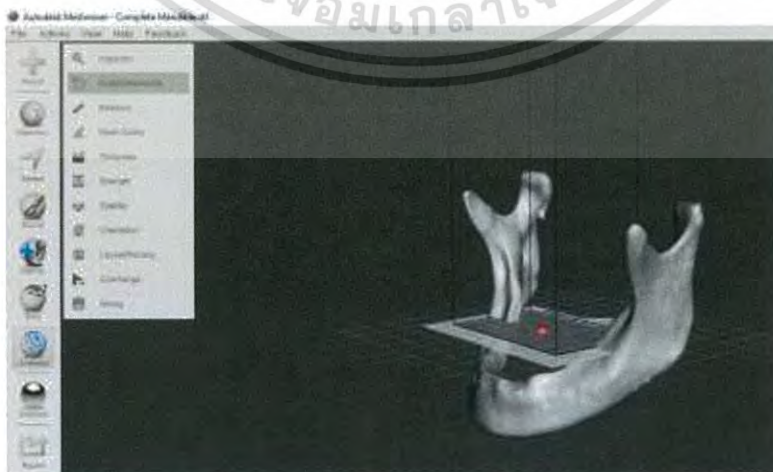
1. รองรับโครงสร้างพื้นฐานเรขาคณิตและการปฏิบัติการหลายอย่าง ได้แก่ โมเดลหลายเหลี่ยม Polygon, Subdiv Bezier Curve Surface, NURBS Surface, Metaballs Digital Sculpting และ Font

2. รองรับการนำเข้าไฟล์จากโปรแกรมอื่นๆ เช่น Wavefront OBJ, Wings 3D, 3DS Max, LightWave3D และ COLLADA เป็นต้น

3. มีเครื่องมือสำหรับเรนเดอร์ภายในโปรแกรมที่มีประสิทธิภาพสูงและมีคุณลักษณะสำคัญ เช่น DoF, Subsurface Scattering, Volumetric Rendering และสามารถรองรับโปรแกรมภายนอกสำหรับการเรนเดอร์ที่มีความสามารถในการคำนวณแสงที่ซับซ้อนกว่าตัวซอฟต์แวร์ Blender เอง (เช่นการคำนวณแบบ Photon Mapping และแบบ Path Tracing) ทั้งแบบที่เป็นซอฟต์แวร์เสรีเช่น YafRay และ LuxRender หรือซอฟต์แวร์กรรมสิทธิ์เช่น Indigo, Renderman และ V-Ray



รูปที่ 2.15 อินเทอร์เฟซของซอฟต์แวร์ Meshmixer



รูปที่ 2.16 ฟังก์ชัน Analysis ของโปรแกรม Meshmixer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.4 ซอฟต์แวร์ Meshmixer

ซอฟต์แวร์ Meshmixer เป็นโปรแกรมสำหรับการสร้างและตกแต่งแบบจำลอง 3 มิติ ที่ไม่ได้เน้นการสร้างโมเดลแบบโพลีกอนโมเดลลิ่ง แต่ใช้วิธีควบรวมโมเดล 3 มิติ ซึ่งซอฟต์แวร์นี้มีคุณสมบัติที่สามารถทำลูกเล่นต่างๆ ได้สะดวกและรวดเร็ว อีกทั้งซอฟต์แวร์สามารถใช้งานได้ง่ายและไม่ยุ่งยาก รูปที่ 2.15 แสดงภาพอินเตอร์เฟซของซอฟต์แวร์ Meshmixer

โดยคุณสมบัติของโปรแกรมหลักๆ ประกอบด้วย

1. การแกะสลักและการตอกพื้นผิว 3D
2. สะดวกต่อการแปลงเป็น Solid สำหรับการพิมพ์แบบสามมิติ
3. การเจาะรู
4. รองรับโครงสร้างสำหรับการพิมพ์ 3 มิติ
5. การเติมรู การเชื่อมต่อขอบเขต และการซ่อมแซมอัตโนมัติ
6. การสร้างท่อและช่องภายใน
7. การวิเคราะห์ความเสถียรและความหนา
8. การตรวจสอบและวิเคราะห์ข้อผิดพลาดก่อนทำการพิมพ์ (Error Checking & Analysis) ดัง

แสดงในรูปที่ 2.16

2.5 การหล่อแบบขี้ผึ้งหาย

การหล่อแบบขี้ผึ้งหาย หรือที่เรียกว่า Lost Wax Casting or Investment Casting คือ การนำเอาคุณสมบัติ ของการแปรเปลี่ยนรูปร่างได้ง่ายของขี้ผึ้งมาใช้ให้เป็นประโยชน์โดยการนำขี้ผึ้งเหลวฉีดอัดเข้าไปในแม่พิมพ์แล้วจึงแกะออกจากแม่พิมพ์ หลังจากนั้นจึงนำขี้ผึ้งที่ขึ้นรูปแล้วมาเคลือบหุ้มด้วยผงซิลิคอน มอลเล็ท แซน (Silicon Mallet Sand) 5 ชั้น ในแต่ละชั้นจะใช้ผงซิลิคอน มอลเล็ท แซน มีเกรดแตกต่างกันไป นอกจากนั้นเคลือบหุ้มแต่ละชั้นจะต้องรอให้แห้งก่อนที่จะเคลือบหุ้มชั้นต่อไป ได้ ผิววนอกที่เคลือบหุ้มเรียกว่า เซรามิก (Ceramic) หลังจากเคลือบหุ้มเซรามิกทั้ง 5 ชั้นเรียบร้อยแล้วและพักไว้ตามเวลาที่กำหนดแล้ว ขี้ผึ้งที่ขึ้นรูปอยู่ในเซรามิกก็จะถูกถอดออกจากเซรามิกด้วยวิธีการอบไอน้ำ หลังจากขี้ผึ้งโดนความร้อนก็จะหลอมละลายในที่สุด จะเหลือเพียงเซรามิกที่ขึ้นรูปตามขี้ผึ้งเท่านั้น ต่อจากนั้นก็จะเป็นขั้นตอนของการเทโลหะที่ถูกหลอมเหลวด้วยความร้อนและอุณหภูมิที่เหมาะสมลงไปในเซรามิกเพื่อทำการขึ้นรูปโลหะต่อไป (รัตน บริสุทธิกุล, 2555)

2.5.1 ข้อดีของการหล่อแบบขี้ผึ้งหาย

1. สามารถหล่อชิ้นงานที่เป็นร่องหรือรูปร่างซับซ้อนได้ดี
2. ชิ้นงานที่ได้มีผิวที่เรียบมาก
3. มีความละเอียดทางขนาดสูง

4. ชิ้นงานที่ได้ไม่ต้องปรับแต่งผิวหรือแปรรูปอีก

5. มีต้นทุนการผลิตต่ำกว่าการขึ้นรูปด้วยวิธีการอัดขึ้นรูป (Forging) และ การขึ้นรูปด้วยเครื่องจักรกลและการพิมพ์สามมิติโดยตรง

2.5.2 ข้อดีของการหล่อแบบซีพิ้งหาย

1. มีราคาค่อนข้างสูงเมื่อเทียบกับการอัดขึ้นรูป และการขึ้นรูปด้วยเครื่องจักรกล
2. เหมาะสำหรับชิ้นงานขนาดเล็ก ไม่เหมาะกับการขึ้นรูปชิ้นงานขนาดใหญ่
3. อาศัยความชำนาญในการหล่อสูง

2.5.3 วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการหล่อแบบซีพิ้งหาย

1. ปูนปลาสเตอร์ หรือ เซรามิก
2. เครื่องอบไอน้ำ
3. โลหะเหลวที่ใช้ในการหล่อ
4. เตาหลอมโลหะ

2.5.4 ขั้นตอนการหล่อแบบซีพิ้งหาย

1. นำแม่แบบซีพิ้งที่ได้มาเคลือบด้วยผงซิลิคอน และเซรามิก
2. นำแม่แบบมาให้ความร้อนโดยเครื่องอบไอน้ำ เพื่อให้ซีพิ้งหลอมละลายจนเหลือเพียงแค่เซรามิก
3. เทโลหะที่ถูกหลอมเหลวด้วยความร้อนและอุณหภูมิที่เหมาะสมลงในแม่แบบ



รูปที่ 2.17 ขั้นตอนการหล่อแบบซีพิ้งหาย

2.6 การทดสอบทางสถิติ

2.6.1 การทดสอบทางสถิติแบบ Paired Sample T-Test

การทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของประชากร 2 กลุ่มที่มีความสัมพันธ์กัน (Paired Sample T-Test) คือ การทดสอบสมมติฐานเกี่ยวกับผลต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของสองประชากรโดยการสุ่มตัวอย่างจากประชากร 2 ประชากรอย่างอิสระต่อกันซึ่งอาจมีอิทธิพลของลักษณะอื่นๆ ที่ไม่ต้องการรวมอยู่ด้วยจึงต้องทำการขจัดอิทธิพลของลักษณะที่ไม่ต้องการออกไป การทดสอบสมมติฐานโดยวิธีนี้เรียกว่าการทดสอบสมมติฐานผลต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของสองประชากรเมื่อสุ่มตัวอย่างที่ไม่เป็นอิสระกันหรือมีความสัมพันธ์กันโดยวิธีจับคู่ (Paired Sample T-Test) ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

ถ้ากำหนดให้ x_{1i} และ x_{2i} เป็นค่าของข้อมูลคู่ที่ i จากประชากรที่ 1 และ 2 ตามลำดับ ดังนั้นสมการที่ 2.1 จะเป็นไปดังนี้

$$d_i = x_{1i} - x_{2i} \quad (2.1)$$

เมื่อ d_i = ความแตกต่างของข้อมูลระหว่างการวัดทั้ง 2 ครั้ง
 $i = 1, 2, \dots, n$

จะได้ว่า

$$\bar{d} = \frac{\sum_{i=1}^n d_i}{n} \quad (2.2)$$

และ

$$S_d^2 = \frac{\sum_{i=1}^n d_i^2 - n\bar{d}^2}{n-1} \quad (2.3)$$

เมื่อ \bar{d} = ค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของข้อมูลระหว่างการวัดทั้ง 2 ครั้ง
 n = ขนาดของกลุ่มตัวอย่าง

ถ้าเลือกหน่วยตัวอย่างโดยให้หน่วยตัวอย่างแต่ละคู่มีลักษณะอื่นๆ ที่ไม่ต้องการทดสอบคล้ายคลึงกันมากที่สุดซึ่งมักกระทำได้ยากในทางปฏิบัติ ดังนั้นขนาดของตัวอย่างจึงต้องมีขนาดเล็ก ดังนั้นถ้าประชากรมีการแจกแจงแบบปกติ ไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากร และกลุ่มตัวอย่างมีขนาดเล็ก จะได้ดังสมการที่ 2.4 ดังนี้

$$t = \frac{\bar{d} - \mu_d}{S_d / \sqrt{n}} \quad (2.4)$$

โดยที่

$$df = n - 1 \quad (2.5)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- เมื่อ S_d = ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแตกต่าง
 μ_d = ค่าเฉลี่ยของกลุ่มประชากร หรือ เกณฑ์ที่ตั้งขึ้น
 df = ชั้นแห่งความเป็นอิสระ (Degree of Freedom)

2.6.2 การกำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติ

ในการทดสอบสมมติฐานนั้น จะต้องมีการตัดสินใจว่าสมมติฐานที่เป็นกลางหรือสมมติฐานไร้นัยสำคัญ (H_0) ถูกหรือผิด ซึ่งผลจากการตัดสินใจมี 2 อย่าง คือ

1. ยอมรับ H_0 (Accept H_0)
2. ปฏิเสธ H_0 และยอมรับ H_1 (Reject H_0 and Accept H_1)

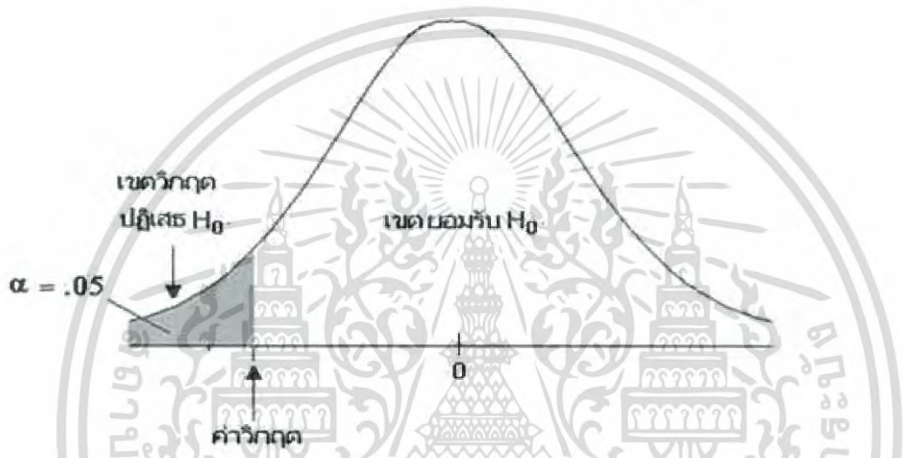
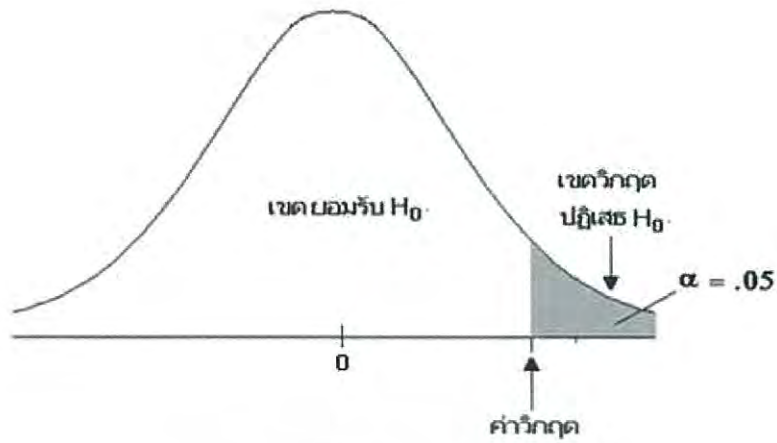
ถ้าผลการทดสอบได้ว่าปฏิเสธ H_0 ทั้งที่ H_0 เป็นจริงเรียกว่าเกิดความคลาดเคลื่อนแบบที่ 1 (Type I error) ความน่าจะเป็นของการเกิดความคลาดเคลื่อนแบบที่ 1 แทนด้วยสัญลักษณ์ α เรียกอีกอย่างหนึ่งว่า ระดับนัยสำคัญ (Level of Significance)

ถ้าผลการทดสอบได้ว่ายอมรับ H_0 ทั้งที่ H_0 ไม่เป็นจริงเรียกว่าเกิดความคลาดเคลื่อนแบบที่ 2 (Type II error) ความน่าจะเป็นของการเกิดความคลาดเคลื่อนแบบที่ 2 แทนด้วยสัญลักษณ์ β

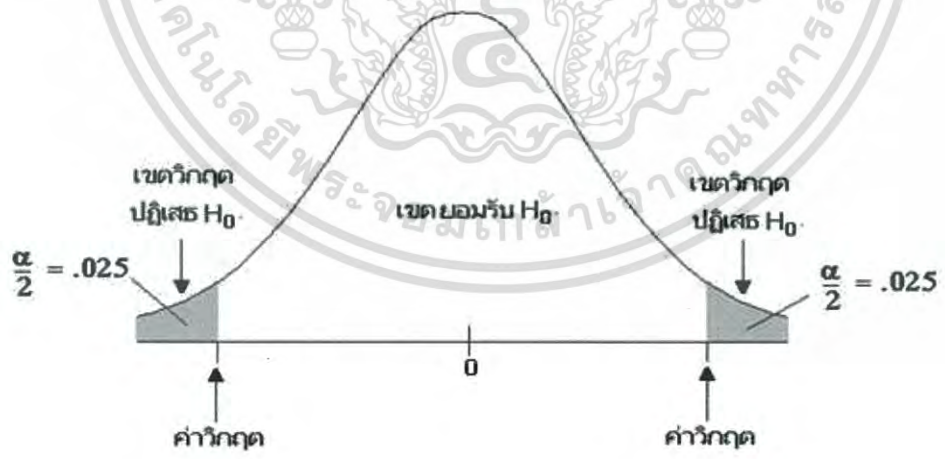
ตารางที่ 2.1 สรุปผลการเกิดความคลาดเคลื่อน

		สภาพของ H_0	
		H_0 เป็นจริง	H_0 ไม่เป็นจริง
การตัดสินใจ	ยอมรับ H_0	ตัดสินใจถูกต้อง $1-\alpha$	ความคลาดเคลื่อนแบบที่ 2 β
	ปฏิเสธ H_0	ความคลาดเคลื่อนแบบที่ 1 α	ตัดสินใจถูกต้อง $1-\beta$

ความน่าจะเป็นที่จะเกิดความคลาดเคลื่อนแบบที่ 1 เรียกว่าระดับนัยสำคัญของการทดสอบ (Level of Significance of a Test) โดยใช้สัญลักษณ์ α ในการวิจัยนิยมกำหนด $\alpha = 0.05$ และ $\alpha = 0.01$ ซึ่งค่า α แสดงถึงพื้นที่หรือขอบเขตของความคลาดเคลื่อนที่ยอมให้เกิดขึ้นซึ่งเรียกว่า เขตวิกฤต (Critical region) หรือเขตปฏิเสธ (Rejection region) (บุญเรียง ขจรศิลป์, 2537)



รูปที่ 2.18 การทดสอบแบบทางเดียว (One-Tailed Test) ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05



รูปที่ 2.19 การทดสอบแบบสองหาง (Two-Tailed Test) ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

โดยหากค่าสถิติที่คำนวณได้ตกอยู่ในเขตวิกฤตจะสามารถสรุปผลได้ว่า ปฏิเสธ H_0 และยอมรับ H_1 แต่หากค่าสถิติที่คำนวณได้ไม่ตกอยู่ในเขตวิกฤตจะสามารถสรุปผลได้ว่า ยอมรับ H_0

2.7 การขยายตัวเนื่องจากความร้อน

การขยายตัวเนื่องจากความร้อน (Thermal Expansion) คือ แนวนอนของสสารใดๆ ที่จะเปลี่ยนขนาด รูปร่าง หรือ ปริมาตรเมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ [11]

อุณหภูมิเป็นฟังก์ชันของโมเลกุลพลังงานจลน์เฉลี่ยของสาร เมื่อสารได้รับความร้อนพลังงานจลน์ของโมเลกุลจะเพิ่มขึ้น ดังนั้นโมเลกุลจะเริ่มสั่นมากขึ้นเรื่อยๆ เมื่ออุณหภูมิเพิ่มมากขึ้น ทำให้มีระยะห่างเฉลี่ยระหว่างโมเลกุลที่ต่างไปจากเดิม โดยระยะทางนี้จะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับชนิดของวัสดุ ผลของการเปลี่ยนแปลงระยะห่างนี้ส่งผลกระทบต่อให้มีการเปลี่ยนแปลงในด้านขนาดและปรากฏการณ์นี้จะเกิดขึ้นภายในช่วงอุณหภูมิที่จำกัด การขยายตัวสัมพัทธ์เนื่องจากความร้อนจะแบ่งตามการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ เรียกว่า สัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อน และโดยทั่วไปแล้วค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนจะมีค่าแตกต่างกันไปตามอุณหภูมิ [12]

2.7.1 การขยายตัวเชิงเส้น

การขยายตัวเชิงเส้น (Linear expansion) หมายถึง การเปลี่ยนแปลงหนึ่งในมิติซึ่งคือการเปลี่ยนแปลงความยาว ในการประมาณนั้นการเปลี่ยนแปลงความยาวของวัตถุเนื่องจากการขยายตัวทางความร้อนจะเกี่ยวข้องกับการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิโดยขึ้นอยู่กับสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้น ซึ่งเป็นการเปลี่ยนความยาวต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในแต่ละองศา ในกรณีที่ผลกระทบของแรงดันมีผลกระทบน้อยมาก เป็นไปตามสมการที่ 2.4 ว่า

$$\alpha_L = \frac{1}{L} \frac{dL}{dT} \quad (2.4)$$

เมื่อ α_L = สัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้น มีหน่วยเป็น $^{\circ}\text{C}^{-1}$ หรือ K^{-1}
 L = ความยาวเฉพาะ มีหน่วยเป็น m
 $\frac{dL}{dT}$ = อัตราการเปลี่ยนแปลงของขนาดต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ

การเปลี่ยนแปลงเชิงเส้นจะสามารถประมาณค่าได้ ดังสมการที่ 2.5

$$\frac{\Delta L}{L} = \alpha_L \Delta T \quad (2.5)$$

2.7.2 การขยายตัวเชิงพื้นที่

สัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงพื้นที่ เป็นค่าที่เกี่ยวข้องกับการเปลี่ยนแปลงของขนาดในวัตถุใดๆ ที่เปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิ โดยถ้าอุณหภูมิเปลี่ยนแปลงไป (ΔT) พื้นที่ที่เปลี่ยนไป (ΔA) จะแปรผันตรงกับ ΔT และพื้นที่ที่ตั้งต้น ในกรณีที่ผลกระทบของแรงดันมีผลกระทบน้อยมาก จะเขียนได้ดังสมการที่ 2.6 ดังนี้

$$\alpha_A = \frac{1}{A} \frac{dA}{dT} \quad (2.6)$$

เมื่อ α_L = สัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้น มีหน่วยเป็น $^{\circ}\text{C}^{-1}$ หรือ K^{-1}
 A = พื้นที่ มีหน่วยเป็น m^2
 $\frac{dA}{dT}$ = อัตราการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่ต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ

ดังนั้น การเปลี่ยนแปลงของพื้นที่สามารถเขียนได้ ดังสมการที่ 2.7

$$\frac{\Delta A}{A} = \alpha_A \Delta T \quad (2.7)$$

2.7.3 การขยายตัวเชิงปริมาตร

ในกรณีของของแข็ง ผลของอุณหภูมิที่กระทำต่อวัสดุและสัมประสิทธิ์ของการขยายตัวเชิงปริมาตรสามารถเขียนได้ ดังสมการที่ 2.8 ดังนี้

$$\alpha_V = \frac{1}{V} \frac{dV}{dT} \quad (2.8)$$

เมื่อ V = ปริมาตรของวัตถุ
 $\frac{dV}{dT}$ = อัตราการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ

จากนั้นหากทราบสัมประสิทธิ์การขยายตัวแล้วจะสามารถหาอัตราการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรได้จากสมการที่ 2.9

$$\frac{\Delta V}{V} = \alpha_V \Delta T \quad (2.9)$$

เมื่อ $\frac{\Delta V}{V}$ = การเปลี่ยนแปลงของปริมาตร
 ΔT = อุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไป มีหน่วยเป็น $^{\circ}\text{C}$

2.7.4 ความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้นและเชิงปริมาตร

ในกรณีที่วัสดุมีการขยายตัวเท่ากันในทุกทิศทาง เช่น ลูกบาศก์ของวัสดุที่มีความยาวในแต่ละด้านเท่ากับ L ค่าปริมาตรเดิมของลูกบาศก์จะมีค่าเท่ากับ $V = L^3$ แต่ถ้าหากอุณหภูมิเพิ่มขึ้นปริมาตรจะเปลี่ยนแปลงไปดังนี้

$$\begin{aligned} V + \Delta V &= (L + \Delta L)^3 \\ &= L^3 + 3L^2\Delta L + 3L\Delta L^2 + \Delta L^3 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &\approx L^3 + 3L^2 \Delta L \\ &= V + 3V \frac{\Delta L}{L} \end{aligned} \quad (2.10)$$

ดังนั้นจากสมการที่ 2.5, 2.9 และ 2.10 จะพบว่า

$$\begin{aligned} \frac{\Delta V}{V} &= 3 \frac{\Delta L}{L} \\ &= 3\alpha_L \Delta T \end{aligned} \quad (2.11)$$

สำหรับวัสดุแบบไอโซโทรปิก (Isotropic) หรือวัสดุที่มีการขยายตัวเท่ากันทุกทิศทาง สัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงปริมาตรจะมีค่าเป็นสามเท่าของสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้น ดังสมการที่ 2.12

$$\alpha_v = 3\alpha_L \quad (2.12)$$



บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน

ในบทนี้จะกล่าวถึงการวางแผนดำเนินงานในการสร้างวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ ซึ่งมีขั้นตอนที่สำคัญ คือ การศึกษาและค้นหาภาพการตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) การแปลงรูปแบบไฟล์ให้เป็นภาพสามมิติ การสร้างแบบซี่ฟัน และการหล่อวัสดุปลูกฝังในร่างกาย โดยมีกระบวนการทั้งหมดตามรายละเอียดดังผังในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ขั้นตอนการปฏิบัติงาน

3.1 การศึกษาและค้นหาภาพการตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI)

จากการศึกษาและค้นคว้า พบว่าภาพไฟล์ MRI นั้นได้มาจากการเอ็กซเรย์ของผู้ป่วยในโรงพยาบาล ซึ่งภาพไฟล์ MRI มักจะมีข้อมูลเบื้องต้นของผู้ป่วย เช่น ชื่อของผู้ป่วย อาการของการเจ็บป่วย เป็นต้น โดยข้อมูลของผู้ป่วยในส่วนนี้บางครั้งอาจเป็นข้อมูลความลับทางการแพทย์หรือเป็นข้อมูลที่จำเป็นต้องปกปิดเป็นความลับเนื่องมาจากการรักษาความลับของผู้ป่วย ทำให้ในบางครั้งการหาภาพไฟล์ MRI เป็นไปได้ค่อนข้างยากลำบาก ซึ่งบางครั้งไฟล์ที่ได้มาอาจจะไม่สามารถใช้การได้เนื่องจากความไม่สมบูรณ์ของภาพ

แต่จากการศึกษาเพิ่มเติม ทำให้พบเว็บไซต์ที่เก็บรวบรวมข้อมูลภาพการตรวจเอ็กซเรย์ทางการแพทย์ไว้สำหรับการศึกษา และวิจัยเกี่ยวกับภาพเอ็กซเรย์ทางการแพทย์ ไม่ว่าจะเป็น MRI หรือ CT-Scan

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 30. ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งถูกรวบรวมไว้ในรูปแบบนามสกุลไฟล์ DICOM อีกทั้งไฟล์ที่พบยังสามารถนำมาใช้งานได้จริง และไม่เสียค่าใช้จ่ายอีกด้วย

3.2 การแปลงรูปแบบไฟล์ให้เป็นภาพสามมิติ

ในปริณิญาฉบับนี้ทางผู้วิจัยได้เลือกใช้วิธีการแปลงไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์ให้เป็นไฟล์ภาพสามมิติด้วยซอฟต์แวร์ต่างๆ ดังต่อไปนี้

3.2.1 ซอฟต์แวร์ 3D Slicer

ในการศึกษาขั้นตอนแรกทางผู้วิจัยได้ทำการศึกษาเพื่อทำการแปลงภาพไฟล์ทางการแพทย์โดยคำนึงถึงความง่าย ไม่ซับซ้อน เนื่องจากมีข้อจำกัดในเรื่องของการหาภาพไฟล์ทางการแพทย์ซึ่งเป็นข้อมูลทางการแพทย์ที่ต้องเก็บรักษาเป็นความลับเพื่อรักษาความลับของผู้ป่วย จึงได้เลือกชิ้นส่วนกะโหลกของมนุษย์ มาทำการแปลงรูปแบบด้วยซอฟต์แวร์ 3D Slicer ผู้วิจัยเลือกใช้ซอฟต์แวร์นี้เพราะเป็นซอฟต์แวร์ที่ได้รับความนิยมอย่างแพร่หลาย และมีตัวอย่างที่สามารถใช้ในการศึกษาเป็นแบบอย่างในขั้นต้นได้ ผู้วิจัยใช้ซอฟต์แวร์นี้ในการแปลงรูปแบบไฟล์ MRI ที่มีนามสกุล .DICOM ของกะโหลกศีรษะมนุษย์ให้ออกมาเป็นไฟล์ภาพสามมิติสกุล .STL

3.2.2 ซอฟต์แวร์ Blender

หลังจากที่ได้ไฟล์ภาพสามมิติขึ้นมาแล้ว ไฟล์จะสามารถที่นำเข้าสู่เครื่องพิมพ์สามมิติเพื่อทำการพิมพ์ชิ้นงานได้เลย เพราะเครื่องพิมพ์สามมิตินั้นสามารถรองรับสกุลไฟล์ .STL ได้ แต่หากทำการพิมพ์ชิ้นงานออกมาโดยมิได้ตรวจสอบและแก้ไขข้อบกพร่องของไฟล์ก่อน อาจทำให้เกิดปัญหาในการพิมพ์ได้และส่งผลกระทบต่อชิ้นงานออกมาไม่ได้คุณภาพ ผู้วิจัยจึงต้องทำการปรับแต่งไฟล์ภาพสามมิติด้วยการใช้โปรแกรม Blender ก่อน

สาเหตุที่เลือกใช้ซอฟต์แวร์ Blender เพราะเป็นซอฟต์แวร์ที่ใช้ในงานตัดต่อหรืองาน Computer Graphic ซึ่งสามารถที่จะทำการปรับแต่งไฟล์ภาพสามมิติให้มีคุณภาพที่ดีขึ้นได้

3.2.3 ซอฟต์แวร์ ITK-Snap

เมื่อศึกษาไปได้ระยะหนึ่งผู้วิจัยเลือกใช้โปรแกรม ITK-Snap แทนโปรแกรม 3D Slicer เพราะซอฟต์แวร์ของ ITK-Snap มีรูปแบบการใช้งานที่ง่ายต่อการทำความเข้าใจ อีกทั้งสามารถเข้าถึงอวัยวะส่วนที่ซับซ้อนในไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์ได้ละเอียดกว่า โดยตัวโปรแกรมสามารถทำการแบ่งชิ้นส่วนอวัยวะที่ต้องการออกมาได้ดีกว่าโปรแกรม 3D Slicer อีกทั้งชิ้นส่วนที่ได้ยังมีความใกล้เคียงกับอวัยวะจริงมาก ผู้วิจัยจึงเลือกใช้โปรแกรมนี้ในการทำปริณิญาฉบับนี้

3.2.4 ซอฟต์แวร์ Meshmixer

สำหรับขั้นตอนสุดท้ายก่อนทำการพิมพ์สามมิติหรือการสร้างแบบขึ้นชิ้นนั้นจะต้องทำการตรวจสอบข้อผิดพลาดของชิ้นงานที่ได้ก่อนเสมอ เพราะโดยปกติแล้วการแปลงไฟล์ภาพทางการแพทย์มาเป็นไฟล์

ภาพสามมิตินั้นอาจจะเกิดข้อผิดพลาดภายในชิ้นงานได้ เช่น รอยแยก หรือรูบริเวณพื้นผิวและบริเวณภายในตัวชิ้นงาน ซึ่งจะก่อให้เกิดปัญหาในระหว่างการพิมพ์ได้ ผู้วิจัยจึงได้เลือกใช้โปรแกรม Meshmixer เนื่องจากซอฟต์แวร์นี้มีฟังก์ชันที่ใช้ในการตรวจสอบและวิเคราะห์ความผิดพลาดอัตโนมัติ โดยจะทำการตรวจสอบข้อบกพร่องต่างๆ ของชิ้นงานและทำการซ่อมแซมให้ตัวงานมีลักษณะที่เหมาะสมต่อการพิมพ์มากที่สุด

3.3 การสร้างชิ้นงานด้วยกระบวนการหล่อแบบซีดีพิมพ์

3.3.1 การสร้างแบบซีดีพิมพ์

ในการพิมพ์แบบซีดีพิมพ์ และการหล่อวัสดุปลูกฝังในร่างกายนั้นทางผู้วิจัยได้รับความช่วยเหลือและความร่วมมือทางด้านกระบวนการผลิตจาก บริษัท มิกิ โซเม็ส อินเตอร์เนชันแนล จำกัด โดยมีข้อจำกัดในการเตรียมไฟล์ภาพสามมิติเพื่อทำการสร้างแบบซีดีพิมพ์ที่ต้องคำนึงถึง ดังนี้



รูปที่ 3.2 ชิ้นงานแม่แบบซีดีพิมพ์

1. ขนาดของชิ้นงาน เนื่องจากเบ้าที่ใช้ในการหล่อของทางโรงงานมีขนาดประมาณ 10 เซนติเมตร ซึ่งเล็กกว่าขนาดของชิ้นงานที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 10.4 เซนติเมตร ทำให้ต้องทำการย่อขนาดให้เหลือเพียง 45 มิลลิเมตร และทำการตัดแบ่งครึ่งชิ้นงานออกเป็นสองส่วนเพื่อที่จะทำให้ชิ้นงานสามารถใส่เข้าไปในเบ้าหล่อได้

2. การจัดวางรูปแบบของไฟล์ภาพสามมิติ ในกระบวนการพิมพ์ภาพสามมิตินั้นต้องคำนึงถึงลักษณะของการจัดวางรูปแบบของชิ้นงานด้วยเพื่อเป็นการประหยัดเนื้อที่ในการวาง อีกทั้งยังช่วยให้การขึ้นรูปของแม่แบบนั้นสามารถทำได้ง่ายขึ้นและเป็นการลดความเสี่ยงที่จะเกิดความเสียหายหรือข้อผิดพลาดในระหว่างการพิมพ์ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 32 จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อการพิมพ์แม่แบบซี่ผึ้งด้วยเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติเสร็จสมบูรณ์จะได้แม่แบบซี่ผึ้งดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.3 ชิ้นงานเมื่อทำการติดเข้ากับกึ่งแล้ว

3.3.2 การนำแม่แบบซี่ผึ้งเข้าเบ้าหล่อ

เมื่อได้ชิ้นงานที่เป็นแม่แบบซี่ผึ้งมาแล้ว ในขั้นตอนต่อไปจะเป็นการนำแม่แบบไปใส่ในเบ้าหล่อซึ่งมีวิธีการดังต่อไปนี้

1. นำชิ้นงานไปติดกับกึ่งแม่แบบดังรูปที่ 3.3 ซึ่งกึ่งเหล่านี้จะมีลักษณะคล้ายต้นไม้ (Tree Assembly) ทำหน้าที่เป็นตัวจับและยึดชิ้นงานเข้าด้วยกัน และเมื่อทำกระบวนการหล่อ กึ่งแม่แบบนี้จะทำหน้าที่เป็น Sprue อีกด้วย

2. การเขียนระบุหมายเลขรหัสของเบ้าหล่อ เป็นการเขียนระบุหมายเลขที่เบ้าหล่อให้ตรงกับชิ้นงานและใบข้อมูลที่ฝ่ายออกแบบส่งมาให้ เพื่อให้ทราบได้ว่าชิ้นงานนี้คืออะไร และต้องนำเข้ากระบวนการผลิตเมื่อไหร่



รูปที่ 3.4 การใส่กิ่งชิ้นงานเข้าเบ้าหล่อ



รูปที่ 3.5 ชิ้นงานหลังจากเข้าไปอยู่ในเบ้าหล่อแล้ว

3. การนำกิ่งเข้าเบ้าหล่อ ในการนำกิ่งเข้าเบ้าหล่อนั้นจะต้องมีการทำความสะอาดเบ้าหล่อก่อน แล้วจึงนำถุงพลาสติกมาคลุมโดยรอบเบ้าหล่อเพื่อป้องกันไม่ให้ปูนพลาสเตอร์หรือเซรามิกไหลออกมาจากเบ้า หลังจากนั้นจึงจะทำการใส่กิ่งแม่แบบเข้าไปภายในเบ้าหล่อต่อไป ดังแสดงในรูปที่ 3.4 และ รูปที่ 3.5

3.3.3 การขึ้นรูปด้วยปูนพลาสเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 34 จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากที่นำชิ้นงานเข้าไปในเข้าหล่อแล้ว ขั้นตอนต่อไปคือการเทปูนลงไปเข้าหล่อ โดยจะมีวิธีการดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.6 ชิ้นงานเมื่ออยู่ในเครื่องผสมปูน



รูปที่ 3.7 เครื่องผสมปูน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 35 ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 ชิ้นงานเมื่อทำการเทปูนเรียบร้อยแล้ว



รูปที่ 3.9 การถอดฐานยางออก

1. เรียงตามลำดับหมายเลขที่ระบุไว้ในตอนแรก
 2. นำไปใส่ในเครื่องผสมปูนดังรูปที่ 3.6 และ 3.7 จากนั้นทำการเทปูนใส่ลงไปในเบ้าหล่อ
 3. เมื่อปูนถูกเทจนเต็มแล้วจึงนำชิ้นงานออกมาจากเครื่องผสมปูน แล้ววางทิ้งไว้เป็นเวลาประมาณ ชั่วโมงครึ่งถึงสองชั่วโมงเพื่อให้ปูนแข็งตัว ภาพชิ้นงานหลังถูกเทปูนจนเต็มแสดงในรูปที่ 3.8
 4. ถอดฐานยางที่ได้เบ้าหล่อและถุงพลาสติกที่คลุมอยู่ออกดังในรูปที่ 3.9 จะได้เป็นแม่แบบปูนที่จะใช้ในขั้นตอนการหล่อแบบซีเมนต์ในลำดับต่อไป
- เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 36 ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.4 การหลอมซีดี

หลังจากที่ปูนในเข้าหล่อแข็งตัวดีและได้เป็นแม่แบบปูนแล้ว ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการทำการหลอมละลายซีดีภายในเข้าหล่อออก โดยจะใส่แม่แบบปูนเข้าไปในเครื่องเตาอบในรูปที่ 3.10 ซึ่งจะทำให้ความร้อนตามอุณหภูมิที่ตั้งไว้ จากนั้นซีดีที่หลอมละลายจะไหลออกมาทางด้านล่างของเตาอบ



รูปที่ 3.10 เตาอบที่ใช้ในการหลอมเพื่อใส่ซีดี

3.3.5 การเทโลหะ

หลังจากที่ทำการหลอมละลายซีดีออกจากแม่แบบปูนแล้ว จะมีวิธีในการเทโลหะลงไปในงานแทนที่ซีดีที่ถูกหลอมละลายออกไปแล้ว ดังนี้

1. นำชิ้นงานออกจากเตาอบ จากนั้นนำไปใส่ใน Nickle Crucible Machine ในรูปที่ 3.11 เพื่อทำการเทโลหะเหลวลงไปภายในแม่แบบปูน ภาพของชิ้นงานขณะนำเข้า Nickle Crucible Machine แสดงในรูปที่ 3.12

2. ทำการใส่เม็ดโลหะลงไปเครื่องเพื่อให้ความร้อนจนโลหะถึงจุดหลอมเหลวและได้เป็นโลหะเหลวที่จะทำการหล่อ ซึ่งในขั้นตอนนี้ทางผู้วิจัยใช้เงิน (Ag) 19% เป็นวัสดุในการหล่อ เนื่องจากเป็นวัสดุที่ทางโรงงาน มิชิ ซิเมิส อินเตอร์เนชันแนล จำกัด ใช้ในกระบวนการผลิตเป็นส่วนใหญ่ โลหะเหลวจะไหลลงไปบรรจุภายในแม่แบบปูนในจุดที่แม่แบบซีดีเคยบรรจุอยู่ ดังรูปที่ 3.13

3. เมื่อโลหะเหลวถูกเทลงไปแม่แบบปูนแล้ว ผู้ปฏิบัติงานจะหยิบชิ้นงานออกมาเพื่อนำไปวางพักเพื่อรอให้โลหะเย็นตัวลงก่อนที่จะเข้ากระบวนการต่อไปได้ ดังแสดงในรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.11 Nickle Crucible Machine



รูปที่ 3.12 การนำชิ้นงานเข้า Nickle Crucible Machine

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 38 ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 การเทเม็ดโลหะ Ag 19% ลงใน Nickle Crucible Machine



รูปที่ 3.14 ชิ้นงานที่อยู่ระหว่างรอการเย็นตัวของโลหะ

3.3.6 การล้างชิ้นงาน

เมื่อโลหะภายในแม่แบบปูนเย็นตัวลงแล้ว ขั้นตอนต่อไปคือการนำชิ้นงานไปล้างในถังที่บรรจุกรดกัดแก้วหรือกรดไฮโดรคลอริกอยู่ ดังแสดงในรูปที่ 3.15 เพื่อทำการชะล้างแม่แบบปูนพลาสติกที่ห่อหุ้มชิ้นงานโลหะออกให้เหลือแต่เพียงชิ้นงานโลหะเท่านั้น จากนั้นในรูปที่ 3.16 เป็นการนำชิ้นงานเข้าไปในตู้ฉีบน้ำเพื่อเป็นการล้างชิ้นงานให้สะอาดก่อนที่จะถูกส่งไปยังขั้นตอนต่อไป ชิ้นงานหลังจากการกระบวนการล้างชิ้นงานจะเป็นดังภาพที่ 3.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 39 ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.15 การล้างปูนพลาสเตอร์ด้วยกรดไฮโดรคลอริก



รูปที่ 3.16 การล้างชิ้นงานด้วยน้ำภายในตู้ล้าง

3.3.7 การตัดชิ้นงานออกจากกึ่งแม่แบบ และการเจียรระไน

ขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนสุดท้ายของกระบวนการในการหล่อแบบซีเมนต์หาย โดยมีขั้นตอนต่างๆ ดังนี้

1. ทำการตัดชิ้นงานตามแบบออกจากกึ่งโลหะที่ได้จากกระบวนการหล่อออกดังรูปที่ 3.18
2. ตัดกึ่งก้านที่ติดกับตัวชิ้นงานดังในรูปที่ 3.19 ออก
3. นำชิ้นงานที่ได้มาทำการเจียรระไนเก็บรายละเอียดและตกแต่งชิ้นงานให้ดูสวยงาม



รูปที่ 3.17 ชิ้นงานที่ได้จากกระบวนการหล่อ



รูปที่ 3.18 การตัดชิ้นงานออกจากกึ่งโลหะแม่แบบ

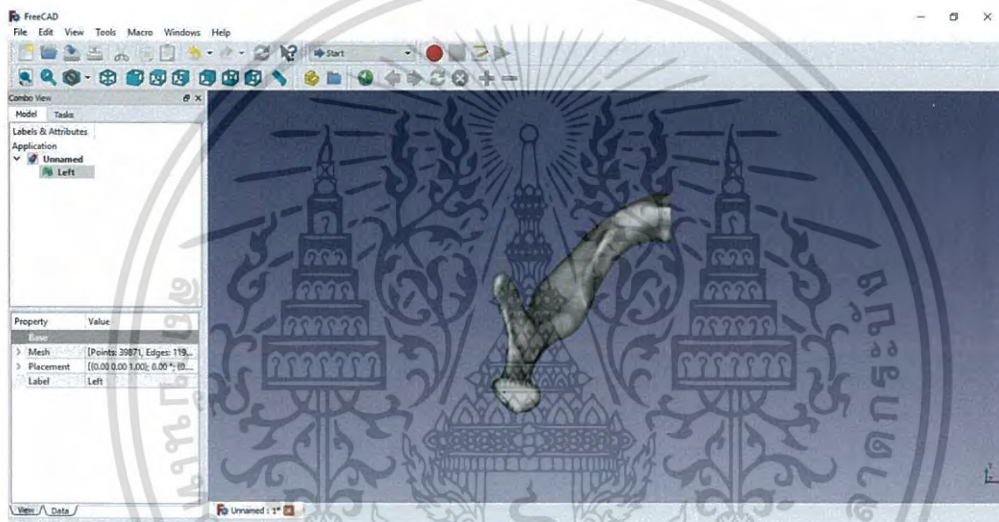


รูปที่ 3.19 ชิ้นงานที่ได้หลังจากตัดออกมาจากกึ่งโลหะแม่แบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 41 ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.20 ชิ้นงานที่ได้หลังจากการตัดกึ่งก้านโลหะออก



รูปที่ 3.21 การแปลงไฟล์ .STL ให้เป็นไฟล์ .STEP

3.4 การทำการตรวจสอบความผิดพลาดด้านขนาด

การทำการตรวจสอบความผิดพลาดด้านขนาดสามารถทำได้สองวิธีด้วยกัน คือ ตรวจสอบโดยใช้วิธี Laser Scan ซึ่งจะมีค่าความผิดพลาดปรับตั้งไว้ที่ $\pm 20\mu\text{m}$ และ ตรวจสอบด้วยเครื่อง Coordinate Measuring Machine (CMM) ซึ่งให้ค่าความผิดพลาดที่ต่ำมาก ต่ำถึงระดับ $\pm 1\mu\text{m}$ ในปริภูมิกำหนดนี้ได้ เลือกใช้วิธี Laser Scan เนื่องด้วยรูปร่างชิ้นงานมีความซับซ้อนมาก ซึ่งเป็นข้อจำกัดของ CMM ในการตรวจสอบขนาด โดยวิธีการในการตรวจสอบความผิดพลาดด้านขนาดด้วย Laser Scan มีขั้นตอนดังนี้

3.4.1 การแปลงสกุลไฟล์ของไฟล์สามมิติ

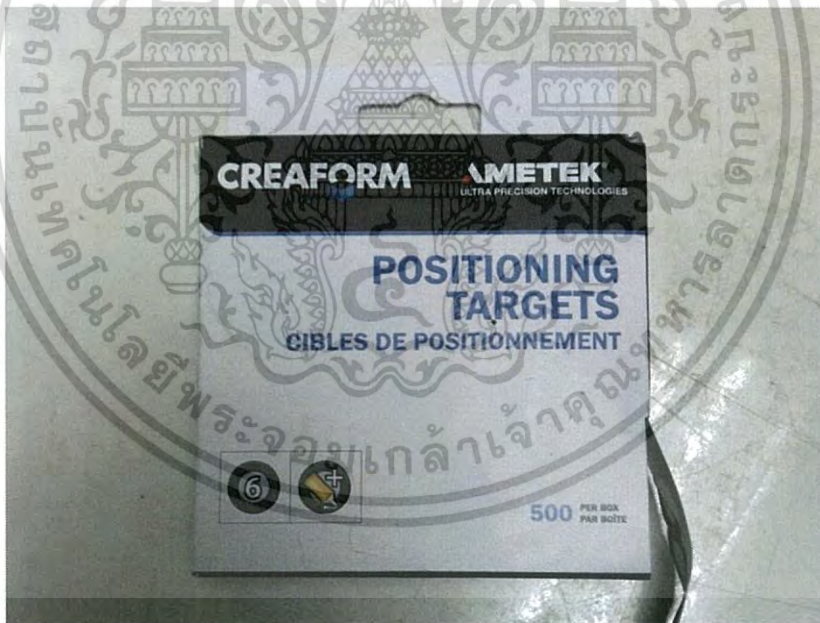
การตรวจสอบความผิดพลาดด้านขนาดด้วยวิธี Laser Scan เริ่มต้นจากการแปลงไฟล์สามมิติสกุล Stereolithography (STL) ที่ใช้ในการพิมพ์แม่แบบขึ้นพิมพ์ให้เป็นไฟล์สกุล Standard for the Exchange

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 42 จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

of Product Data (STEP) ซึ่งเป็นสกุลไฟล์ที่สามารถเชื่อมต่อกับเครื่อง Laser Scan ได้ ภาพระหว่างการแปลงไฟล์แสดงไว้ในรูปที่ 3.21



รูปที่ 3.22 การกำหนดจุดอ้างอิง



รูปที่ 3.23 Creaform Positioning Targets

3.4.2 การกำหนดจุดอ้างอิง

การกำหนดจุดอ้างอิงดังรูปที่ 3.22 ทำเพื่อให้เลเซอร์สามารถจับจุดโฟกัสได้ หากไม่มีจุดอ้างอิง เลเซอร์จะไม่สามารถจับจุดโฟกัสได้ โดยผู้วิจัยได้ใช้ Creaform Positioning Targets ในรูปที่ 3.23 เพื่อ กำหนดจุดอ้างอิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา⁴³ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.3 การฉายเลเซอร์ลงบนชิ้นงานและการเชื่อมต่อไฟล์เข้ากับซอฟต์แวร์

รูปที่ 3.24 แสดงเครื่อง Laser Scan ที่ผู้วิจัยใช้ ซึ่งคือ HandySCAN 700 662809 ในขั้นตอนนี้ จะทำการสแกนโดยใช้เครื่องเลเซอร์ฉายลงบนชิ้นงาน เมื่อแสงเลเซอร์ฉายลงบนชิ้นงานที่ทำการกำหนด จุดอ้างอิงไว้แล้ว จะเกิดการจำลองภาพลงบนคอมพิวเตอร์ที่เชื่อมต่อกับซอฟต์แวร์ VXelement – 3D Software Platform ซึ่งความละเอียดในการทดสอบจะขึ้นอยู่กับความชำนาญและเทคนิคของแต่ละบุคคล



รูปที่ 3.24 เครื่อง HandySCAN 700 662809



รูปที่ 3.25 การฉายแสงเลเซอร์ลงบนชิ้นงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 44. ละต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากในการทดสอบต้องทำการหมุนหรือบิดเครื่องเลเซอร์ให้แสงเลเซอร์ทั้ง 7 เส้นพาดผ่านตัวชิ้นงานในทุกด้าน ภาพขณะทำการฉายแสงเลเซอร์ได้ถูกแสดงไว้ในรูปที่ 3.25 และ รูปที่ 3.26 หากแสงเลเซอร์ฉายตัดกันบนตัวชิ้นงานทุกเส้น ความละเอียดที่ได้ก็จะมากตามไปด้วย เนื่องจากชิ้นงานมีมุมอับที่แสงเลเซอร์ไม่สามารถเข้าถึงจึงต้องมีการหมุนที่เหมาะสมและเก็บรายละเอียดชิ้นงานได้มากที่สุด การทำงานของเครื่องสแกนจะดีที่สุดเมื่อแถบตำแหน่งในซอฟต์แวร์และแสงจากเครื่อง HandySCAN 700 662809 เป็นสีเขียว หากแถบตำแหน่งในซอฟต์แวร์และแสงจากเครื่อง HandySCAN 700 662809 เป็นสีเหลืองหรือแดง หมายความว่าเลเซอร์ไม่สามารถจับจุดโฟกัสได้



รูปที่ 3.26 แสงเลเซอร์ทั้ง 7 ที่ตัดลงบนชิ้นงาน



รูปที่ 3.27 หน้าจอซอฟต์แวร์ VXelement – 3D Software Platform ขณะทำการเลเซอร์สแกน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา 45 จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อฉายแสงเลเซอร์จนภาพจำลองในซอฟต์แวร์สมบูรณ์ จะเกิดการเปรียบเทียบขนาดระหว่างขนาดของวัสดุปลูกฝังจากไฟล์ .STEP ที่เชื่อมต่อกับซอฟต์แวร์ และ ขนาดของวัสดุปลูกฝังจากชิ้นงานจริงที่ได้จากการฉายแสงเลเซอร์ โดยซอฟต์แวร์จะซ้อนรูปจากทั้งสองไฟล์ลงบนตำแหน่งเดียวกันแล้วทำการคัดลอกรูปทรงที่ตำแหน่งเดียวกันของทั้งสองไฟล์เพื่อทำการวิเคราะห์ความเข้ากันได้ของรูปทรงในแต่ละตำแหน่ง และเพื่อหาความแตกต่างและความคลาดเคลื่อน ผู้ทดสอบจะสามารถทราบได้ว่าการสแกนเสร็จสมบูรณ์แล้วโดยการสังเกตจากภาพจำลองที่ปรากฏในซอฟต์แวร์ ซึ่งในภาพจำลองจะมีจุดเล็กๆเรียงต่อกัน หากการสแกนยังไม่สมบูรณ์จุดต่างๆ จะไม่เรียงต่อเนื่องกัน ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยการฉายแสงเลเซอร์ลงบนชิ้นงานซ้ำๆ ทีละด้านจนกว่าจะได้ภาพจำลองที่สมบูรณ์ ในรูปที่ 3.27 และ รูปที่ 3.28 แสดงหน้าจอของซอฟต์แวร์ VxElement – 3D Software Platform ขณะทำการเลเซอร์สแกน



รูปที่ 3.28 การเปรียบเทียบขนาดของไฟล์ทั้งสอง

บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

4.1 การศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับปริภูมิภาพ

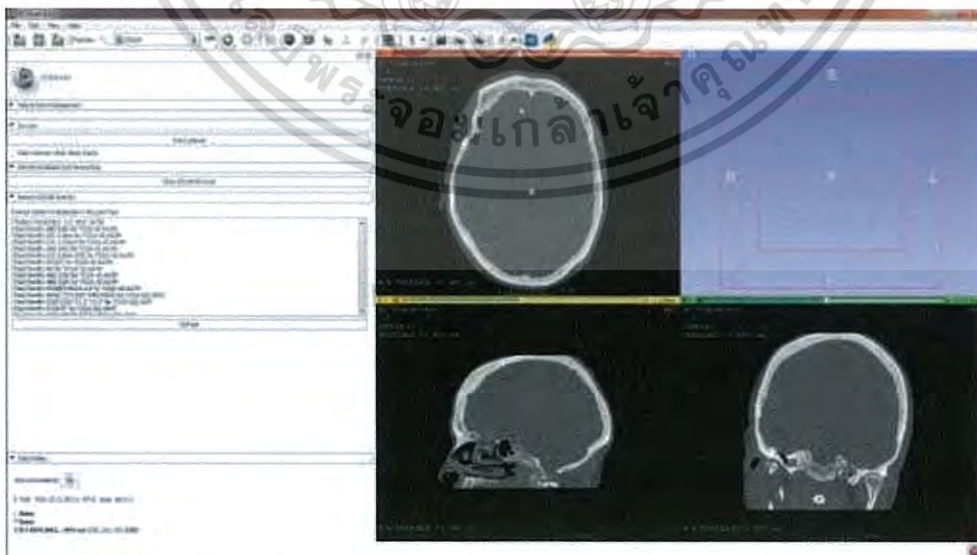
ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาข้อมูลและทฤษฎี เพื่อใช้ในการทำการผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์โดยการประยุกต์เทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติเข้ากับวิธีการหล่อแบบซีพิงหาย โดยศึกษาจากผู้เชี่ยวชาญ หนังสือ และอินเทอร์เน็ต เพื่อนำข้อมูลต่างๆมาเชื่อมโยงความสัมพันธ์ และนำมาประยุกต์ใช้ในส่วนต่างๆ ของปริภูมิภาพตามความเหมาะสม ให้เกิดความถูกต้องและสมบูรณ์มากที่สุด โดยได้รวบรวมไว้ในบทที่ 2

4.2 การแปลงรูปแบบไฟล์ให้เป็นภาพสามมิติ

ในการแปลงรูปแบบไฟล์ทางการแพทย์ให้เป็นภาพสามมิตินั้น สามารถทำได้หลายวิธีตามความต้องการเฉพาะด้านต่างๆ เช่น ต้องการพิจารณาอวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งเป็นพิเศษ หรือพิจารณาจากรูปแบบสกุลของไฟล์ที่ต้องการ โดยในปริภูมิภาพฉบับนี้ทางผู้วิจัยได้เลือกใช้วิธี ดังต่อไปนี้

4.2.1 การแปลงภาพสามมิติด้วยโปรแกรม 3D Slicer

ผู้วิจัยใช้ซอฟต์แวร์ 3D Slicer ในการแปลงรูปแบบไฟล์ MRI ที่มีนามสกุล .DICOM ของกะโหลกศีรษะมนุษย์ให้ออกมาเป็นไฟล์ภาพสามมิติสกุล .STL โดยมีวิธีการและขั้นตอนดังต่อไปนี้

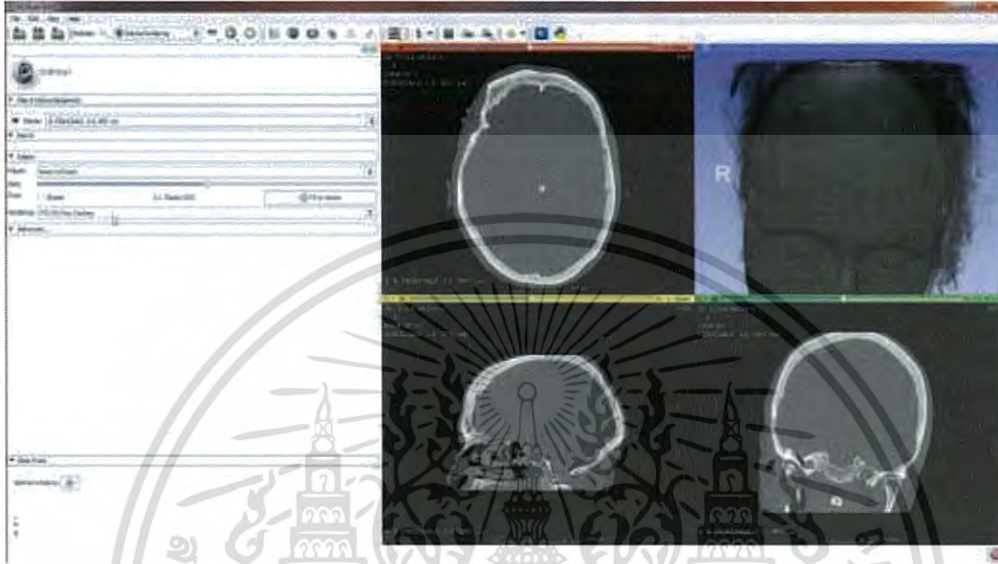


รูปที่ 4.1 หน้าต่างโปรแกรม 3D Slicer ก่อนการใช้คำสั่ง Volume Rendering

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1.1 คำสั่ง Volume Rendering

คำสั่ง Volume Rendering เป็นคำสั่งที่ใช้สร้างแบบจำลองจากไฟล์ภาพทางการแพทย์ ซึ่งอาศัยการจำลองจากไฟล์ภาพที่เรา Input เข้าไปในตัวโปรแกรม หลังจากนั้นโปรแกรมจะทำการวิเคราะห์ข้อมูลภาพทางการแพทย์ แล้วจำลองออกมาเป็นแบบจำลองภาพสามมิติ ดังแสดงในรูปที่ 4.2

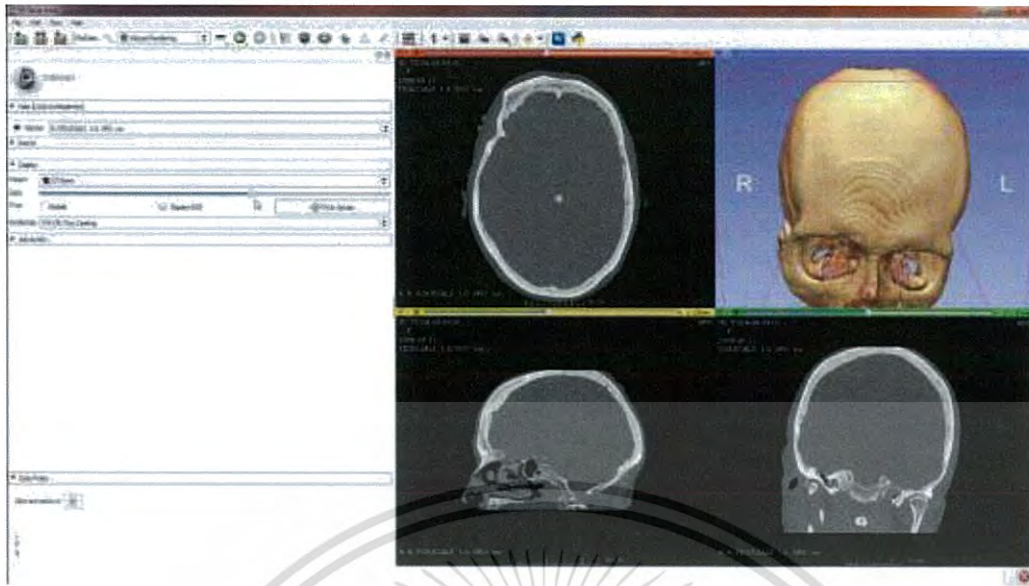


รูปที่ 4.2 การจำลองภาพสามมิติของ 3D Slicer

ภายในคำสั่งนี้ผู้ใช้งานสามารถเลือกประเภทของภาพสามมิติที่เราต้องการจะจำลองได้ โดยแบ่งตามประเภทของอวัยวะนั้นๆ ซึ่งสามารถแบ่งออกได้ 10 แบบด้วยกัน ดังนี้

1. CT-AAA
2. CT-Bone
3. CT-Bones
4. CT-Cardiac
5. CT-Chest Vessels
6. CT-Fat
7. CT-Liver
8. CT-Lung
9. CT-Muscle
10. CT-Soft Tissue

ทางผู้วิจัยได้เลือกใช้การจำลองแบบประเภทที่ 2 ซึ่งก็คือ CT-Bone เนื่องจากตรงกับความต้องการในการทำงานปริญญาณิพนธ์นี้มากที่สุด หลังจากนั้นจึงทำการปรับความหนาของแบบจำลองให้เหลือเพียงชิ้นส่วนกระดูกที่ต้องการผ่านทางแถบ Shift ดังรูปที่ 4.3 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 การ Volume Rendering แบบ CT-Bone



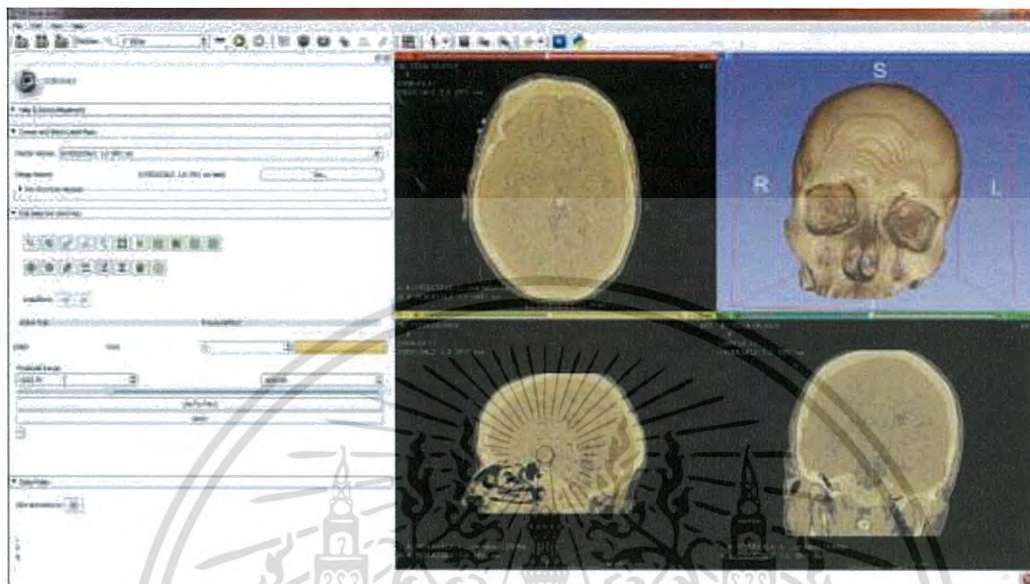
รูปที่ 4.4 หน้าต่างคำสั่ง Editor

เมื่อได้รูปแบบไฟล์ตามที่ต้องการแล้วจากภาพจะเห็นว่าในภาพจำลองจะมีส่วนเนื้อเยื่อต่างๆ ที่ไม่ใช่กระดูกติดมาด้วย สังเกตได้จากสีของภาพจำลอง ส่วนสีแดงที่เป็นเนื้อเยื่อต่างๆ ซึ่งเป็นสิ่งที่เราไม่ต้องการ จึงต้องทำการตัดออกด้วยการใช้คำสั่งอื่นภายในโปรแกรมควบคุมไปด้วย

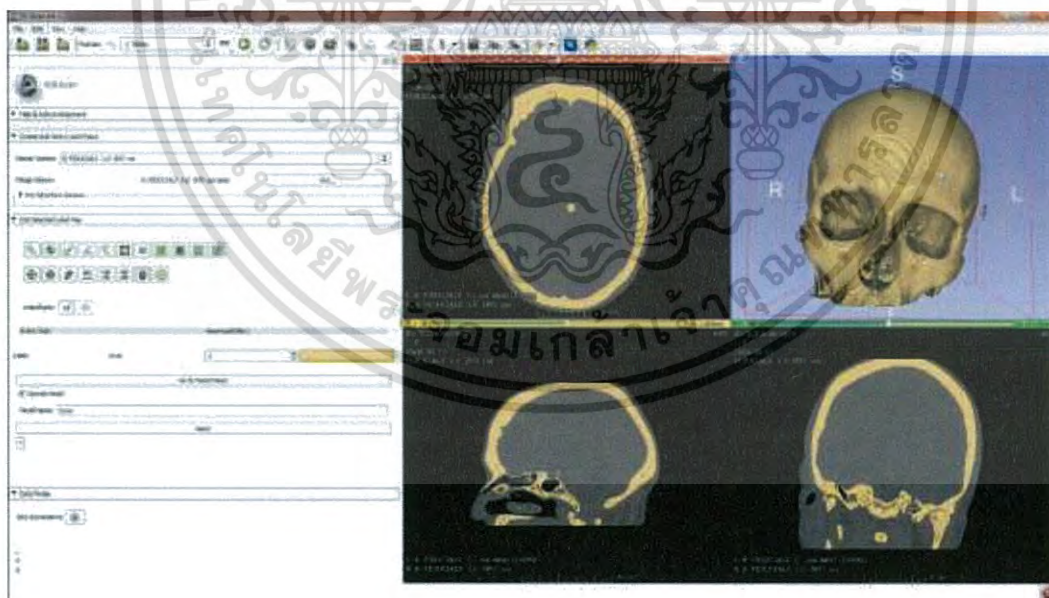
4.2.1.2 คำสั่ง Editor

คำสั่ง Editor เป็นคำสั่งที่ใช้เมื่อต้องการจะแยกชิ้นส่วนที่ไม่ต้องการซึ่งติดมากับภาพจำลอง เช่น เนื้อเยื่อ หรือ ผิวหนัง หน้าจอของคำสั่งจะแสดงในรูปที่ 4.4 โดยคำสั่งนี้มีความสามารถในการเลือกเก็บไว้เฉพาะชิ้นส่วนที่ต้องการเท่านั้น โดยซอฟต์แวร์จะทำการวิเคราะห์ถึงความหนาแน่นของอวัยวะที่ต้องการเอ็กสเรีนเป็นเอ็กสเรีนที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่นับยูติลิตี้ไปเซปเรชันดเน็กการค์ ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ควบคู่ไปกับการเลือกประเภทของอวัยวะที่ต้องการ ในกรณีนี้ทางผู้วิจัยได้เฉพาะส่วนกระดูกเป็นส่วนที่สนใจ เมื่อทำการเลือกแล้ว บริเวณส่วนที่ต้องการจะเปลี่ยนสีในระนาบของภาพฉายทั้งสามระนาบในหน้าต่างซอฟต์แวร์ ดังรูปที่ 4.5 และ รูปที่ 4.6



รูปที่ 4.5 คำสั่ง Editor โดยเลือกประเภท Bone

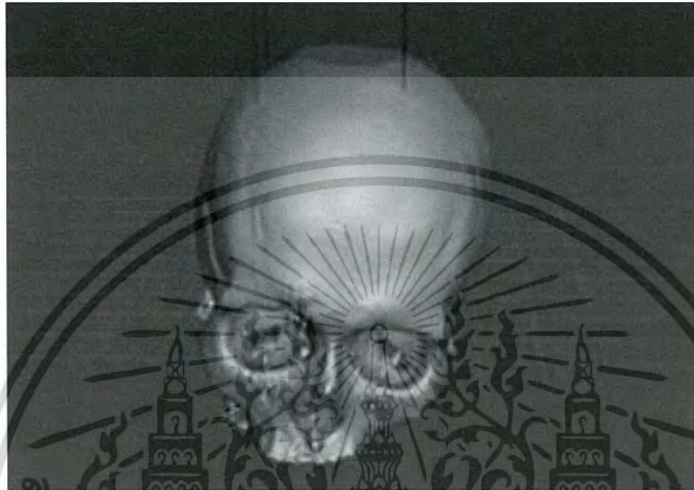


รูปที่ 4.6 กะโหลกศีรษะหลังจากผ่านคำสั่ง Editor

หลังจากนั้นผู้วิจัยได้ทำการปรับค่าความหนาแน่นต่างๆ ให้เหมาะกับการใช้งานและเหมาะสมกับชิ้นส่วนที่ต้องการจะใช้โดยการเลื่อนแถบ Threshold จนกระทั่งได้ตำแหน่งที่พอใจ ซึ่งสามารถดูได้จากภาพจำลองสามมิติที่ฉายอยู่บนโปรแกรม จะเห็นได้ว่าหลังจากผ่านคำสั่ง Editor แล้ว ภาพสามมิติของหัวเอ็กสเรย์เป็นเอกสารที่สว่างไวสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ขนานการค่าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาลง 50 และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กะโหลกจะเปลี่ยนไป มีความชัดเจนขึ้น และจะเหลือเพียงแต่ส่วนที่เป็นกระดูกเท่านั้น ต่างจากรูปที่ 4.3 ที่ยังมีเนื้อเยื่อหรือผิวหนังสีแดงติดอยู่ จากนั้นทำการ Export ไฟล์ภาพสามมิติออกมาด้วยการเลือกเป็นสกุลไฟล์ .STL (Stereolithography) จะได้ภาพกระดูกศีรษะดังแสดงในรูปที่ 4.7

จากการศึกษาและทดลองใช้ซอฟต์แวร์นี้ พบว่าในบางครั้งไฟล์ภาพทางการแพทย์ที่ได้ไม่สามารถจำลองรูปแบบอวัยวะบางส่วนได้ จึงทำให้ผู้วิจัยต้องทำการศึกษาโปรแกรมอื่นๆ ควบคู่ไปด้วย



รูปที่ 4.7 กะโหลกศีรษะที่ได้จาก 3D Slicer

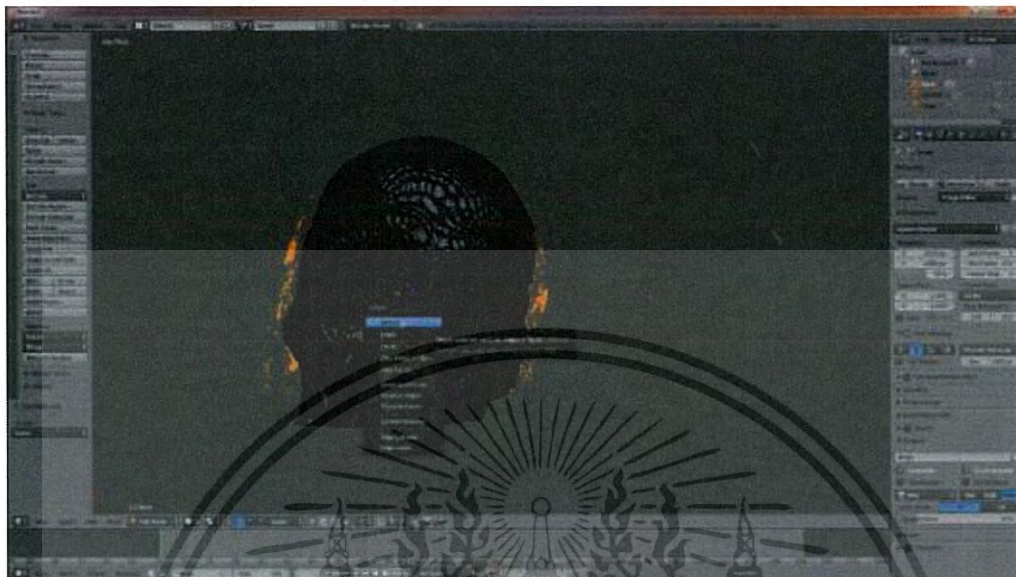


รูปที่ 4.8 ไฟล์ภาพสามมิติจากซอฟต์แวร์ Blender

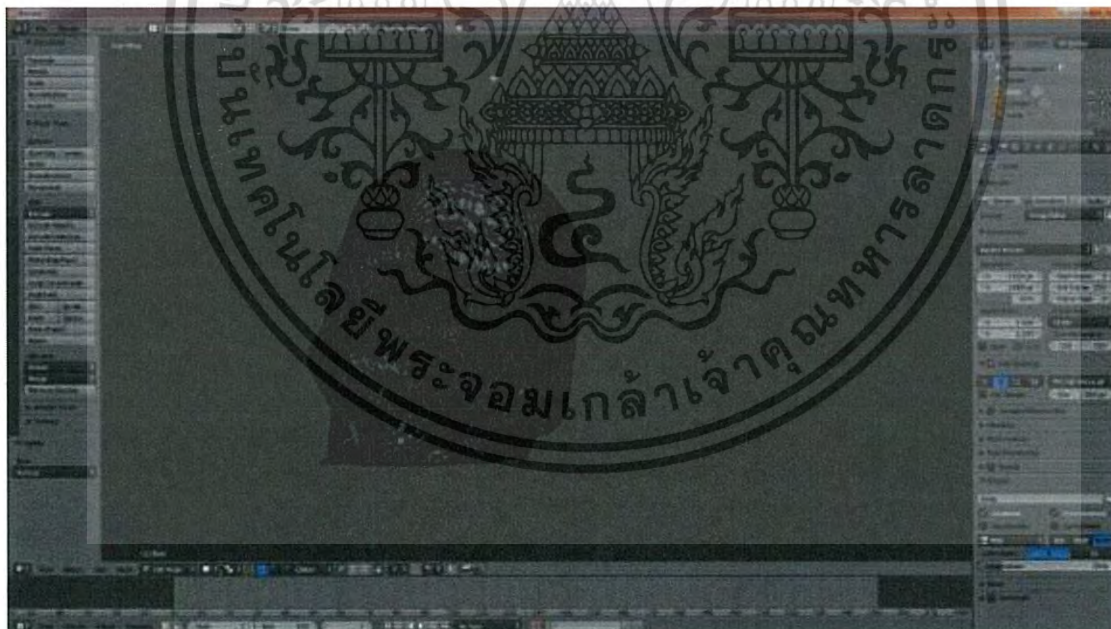
4.2.2 การปรับแต่งไฟล์ภาพสามมิติด้วยโปรแกรม Blender

ผู้วิจัยได้ทำการปรับแต่งไฟล์ภาพสามมิติด้วยการใช้โปรแกรม Blender เพื่อตรวจสอบและแก้ไขข้อบกพร่องของไฟล์ก่อนนำไปพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ มีเช่นนั้นข้อบกพร่องของไฟล์อาจทำให้เกิดเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา⁵¹ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปัญหาในการพิมพ์ได้และอาจส่งผลให้ชิ้นงานออกมาไม่ได้คุณภาพ ภาพหน้าจอของซอฟต์แวร์ Blender จะแสดงในรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.9 การตัดพื้นที่ที่ไม่ต้องการด้วยคำสั่ง Edit Mode

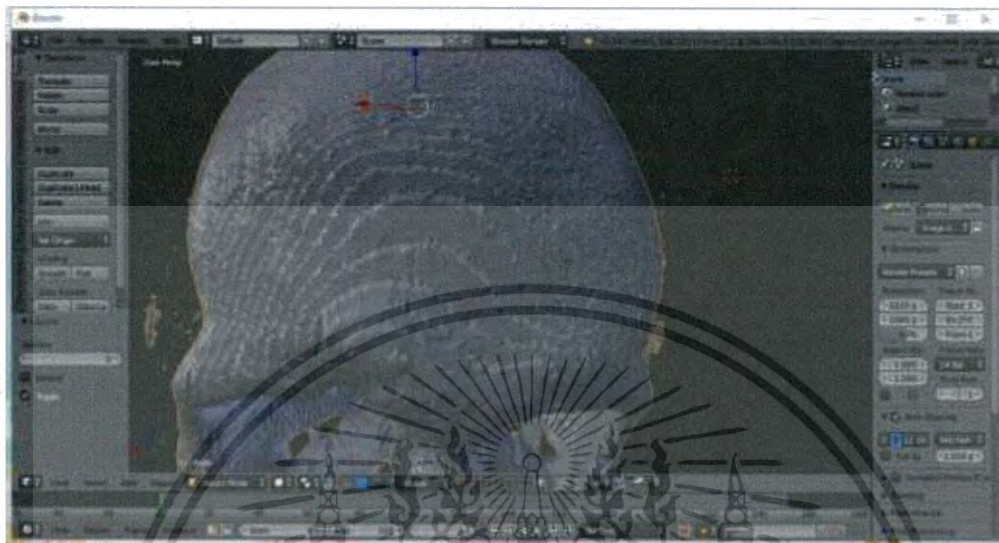


รูปที่ 4.10 ไฟล์ภาพสามมิติหลังการปรับแต่งด้วยคำสั่ง Edit Mode

4.2.2.1 คำสั่ง Edit Mode

คำสั่ง Edit Mode เป็นคำสั่งที่ใช้ในการแก้ไขหรือปรับแต่งไฟล์ภาพสามมิติต่างๆ ตั้งแต่การสร้างหรือการวาดภาพออกมา ไปจนถึงการลบ การตัดส่วนที่ไม่ต้องการออก การย่อหรือเพิ่มขนาด และการเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา⁵² และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปรับพื้นผิว ในกรณีนี้หลังจากที่ผู้วิจัยได้ทำการแปลงไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์จากโปรแกรม Slicer 3D มาเป็นไฟล์ภาพสามมิตินั้น พบว่ามีชิ้นส่วนที่ไม่ต้องการติดมาด้วยรวมไปถึงพื้นผิวของชิ้นงานที่มีความหยาบและขรุขระอย่างมาก จึงต้องทำการแก้ไขด้วยฟังก์ชันต่างๆ ที่มีอยู่ในคำสั่ง Edit Mode



รูปที่ 4.11 ก่อนการปรับพื้นผิวด้วยคำสั่ง Smooth



รูปที่ 4.12 หลังการปรับพื้นผิวด้วยคำสั่ง Smooth

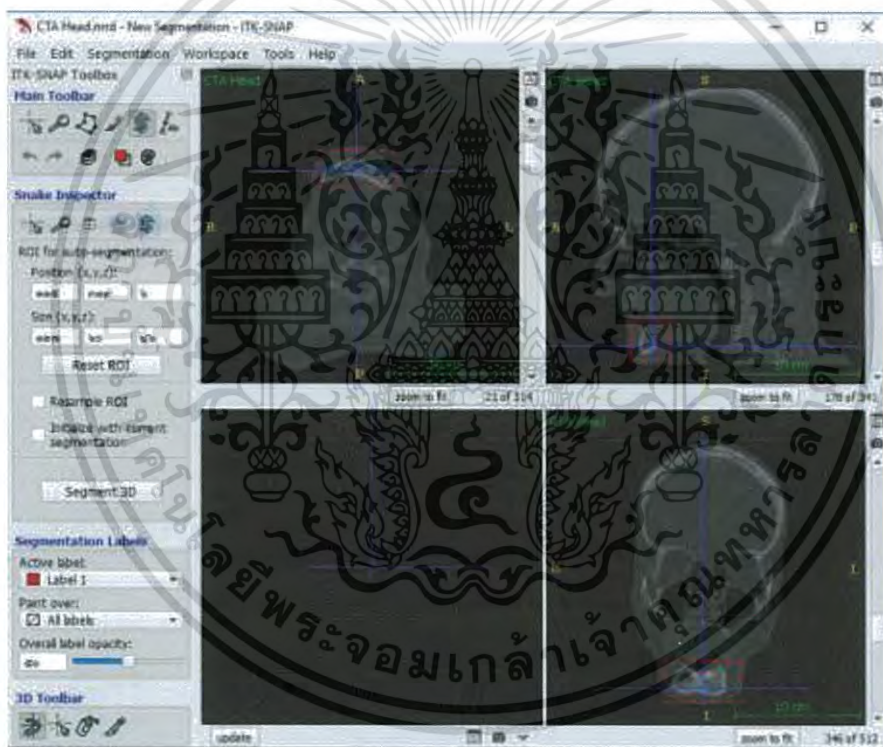
จากรูปที่ 4.9 จะเห็นว่าไฟล์ภาพสามมิติที่ได้มีชิ้นส่วนที่ไม่ต้องการติดมาด้วยโดยแสดงเป็นจุดๆ อยู่รอบกะโหลกศีรษะซึ่งเกิดขึ้นจากการใช้คำสั่ง Editor ในโปรแกรม Slicer 3D จึงต้องทำการปรับปรุงออกให้เหลือเพียงแต่ส่วนหัวกะโหลกเท่านั้น ซึ่งการปรับปรุงสามารถทำได้โดยการเลือกพื้นผิวที่ไม่ต้องการ ซึ่งสามารถสังเกตได้ว่าจะเป็นกลุ่มพื้นผิวเล็กๆ คล้ายจุดอยู่รวมกันลอยห่างจากหัวกะโหลก เมื่อเลือกส่วนที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต้องการปรับปรุงได้ครบหมดแล้ว จะสังเกตได้ว่าส่วนที่เลือกจะเป็นสีส้ม จากนั้นให้คลิกขวาแล้วเลือก Vertices เพื่อเป็นการลบพื้นที่ที่ไม่ต้องการออก รูปที่ 4.10 จะแสดงไฟล์ภาพสามมิติหลังจากผ่านการใช้คำสั่ง Edit Mode

จากขั้นตอนการแปลงไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์มาเป็นไฟล์ภาพสามมิตินั้น พบว่าไฟล์ที่ได้มีผิวของชิ้นงานที่หยาบมาก ดังนั้นจึงต้องทำการปรับพื้นผิว (Texture) ให้เรียบด้วยฟังก์ชัน Smooth ซึ่งจะแสดงผลดังรูปที่ 4.11 และ รูปที่ 4.12 หลังจากนั้นจะทำการ Export ไฟล์ภาพสามมิติที่ได้หลังจากการปรับแต่งพื้นผิวให้ออกมาเป็นสกุลไฟล์ .STL (Stereolithography)

4.2.3 การแปลงภาพสามมิติด้วยโปรแกรม ITK-Snap

ผู้วิจัยเลือกใช้โปรแกรม ITK-Snap แทนโปรแกรม 3D Slicer ในการจำลองไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์ให้เป็นไฟล์ภาพสามมิติ โดยใช้ฟังก์ชันต่างๆ ดังต่อไปนี้

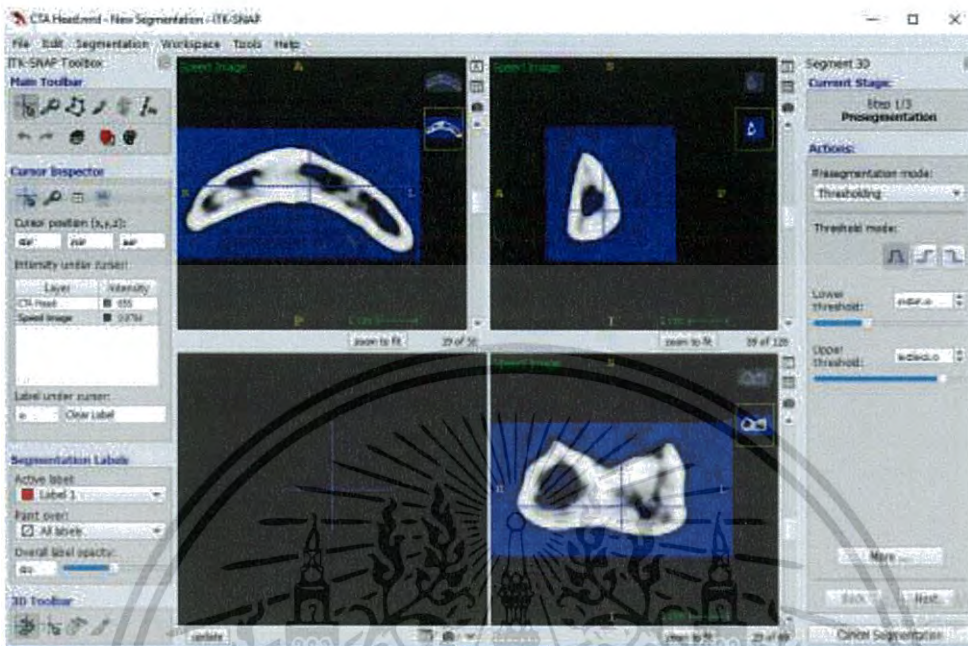


รูปที่ 4.13 การเลือกพื้นที่จากคำสั่ง Segmentation Mode

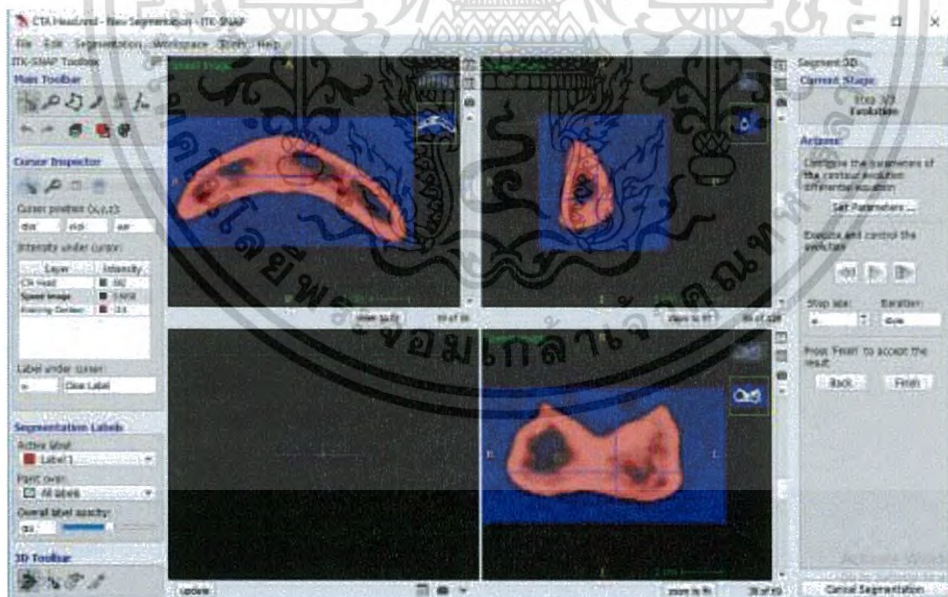
4.2.3.1 คำสั่ง Segmentation Mode

คำสั่ง Segmentation Mode เป็นคำสั่งที่ใช้ในการตัดแบ่งหรือแยกส่วนอวัยวะที่ต้องการโดยอาศัยการทำงานแบบกึ่งอัตโนมัติ (Semi-Automatic) ในการทำงาน หน้าจอคำสั่ง Segmentation Mode แสดงในรูปที่ 4.13 ซอฟต์แวร์จะทำการวิเคราะห์จากชิ้นส่วนที่ผู้ใช้งานเลือก จากนั้นจะทำการวิเคราะห์โครงสร้างชิ้นส่วนหรืออวัยวะว่าชิ้นส่วนใดที่เป็นชิ้นส่วนเดียวกันบ้างโดยอาศัยข้อมูลที่มีจากไฟล์ภาพสามมิติ ซึ่งความละเอียดของไฟล์ภาพทางการแพทย์จะมีผลโดยตรงต่อความละเอียดของไฟล์ภาพสามมิติ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อออนไลน์ ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มิติที่เราต้องการ จึงควรเลือกไฟล์ภาพทางการแพทย์ที่มีความละเอียด และมีความคมชัดของภาพสูงเพื่อให้
ง่ายต่อการทำงาน



รูปที่ 4.14 การกำหนดชิ้นส่วนที่ต้องการทำการ Segmentation



รูปที่ 4.15 การกระจายของ Bubble Growth ของชิ้นส่วนที่เลือก

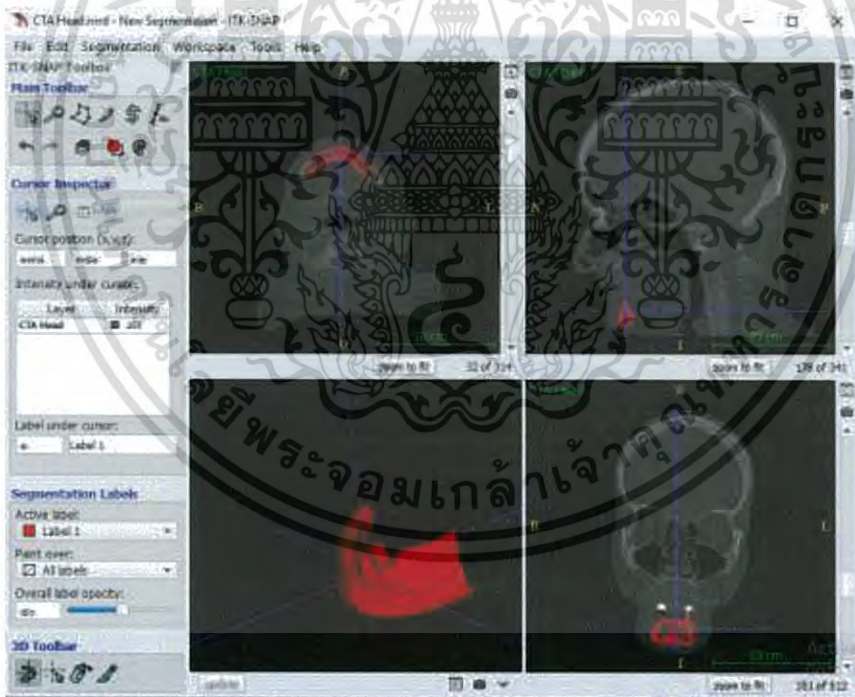
ขั้นตอนแรกของคำสั่ง Segmentation Mode คือ การเลือกพื้นที่หรือชิ้นส่วนที่เราต้องการทำการ
ตัด ดังแสดงในรูปที่ 4.14 ซึ่งในปริณญานิพนธ์นี้ผู้วิจัยเลือกใช้กระดูกขากรรไกรล่างของมนุษย์ เนื่องจาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นอวัยวะที่สามารถมองเห็นได้ชัดเจนจากภาพฉายทั้งสามระนาบของซอฟต์แวร์ อีกทั้งยังเป็นชิ้นส่วนที่ไม่ซับซ้อนอีกด้วย

เมื่อระบุพื้นที่หรือตำแหน่งได้แล้ว ผู้ใช้งานต้องทำการระบุเจาะจงชิ้นส่วนอวัยวะที่ต้องการอีกครั้ง ซึ่งทำได้โดยการค้นหาความสว่างจากแถบเลื่อนด้านข้าง ซึ่งหากชิ้นส่วนที่ต้องการคือชิ้นส่วนกระดูก ผู้ใช้งานจะสามารถทราบและมองเห็นได้ง่าย เนื่องจากซอฟต์แวร์ถูกออกแบบมาให้มองเห็นโครงสร้างของกระดูกมีลักษณะเป็นสีขาวสว่างและมีขอบสีน้ำเงิน หลังจากสามารถเจาะจงและระบุชิ้นส่วนที่ต้องการได้อย่างชัดเจนแล้ว จะทำการเลือกพื้นที่อีกครั้งด้วยฟังก์ชัน Bubble Growth ซึ่งเป็นขั้นตอนสุดท้ายในหมวดคำสั่ง Segmentation Mode โดยฟังก์ชันนี้จะเป็นการกระจายพื้นที่สีแดงเข้าไปภายในอวัยวะสีขาวที่เราเลือก และจะหยุดกระจายตัวเมื่อไปเจอกับขอบสีน้ำเงินของส่วนที่ไม่ต้องการ การกระจายของ Bubble Growth ของชิ้นส่วนที่เลือกแสดงในรูปที่ 4.15

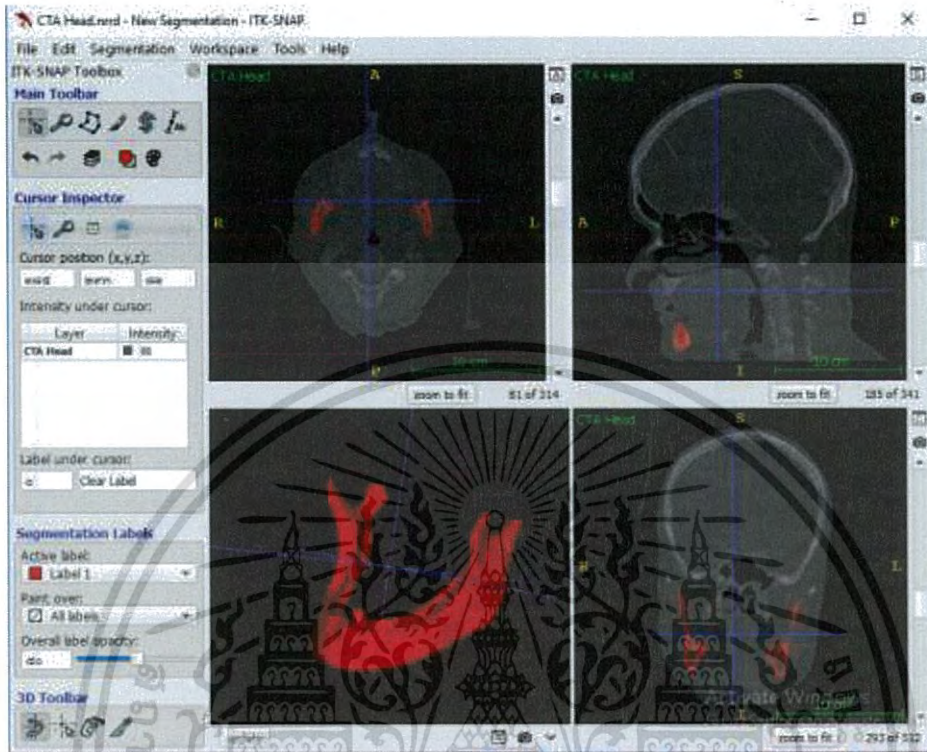
เมื่อเสร็จขั้นตอนเหล่านี้แล้ว ซอฟต์แวร์จะทำการจำลองตัวอย่างขึ้นมาเป็นภาพสามมิติเพื่อเป็นการตรวจสอบความถูกต้องว่าชิ้นส่วนที่ได้มานั้นมีความถูกต้องตรงตามที่ต้องการหรือไม่ หรือมีส่วนไหนที่ขาดไปหรือเกินมาหรือไม่ ดังรูปที่ 4.16



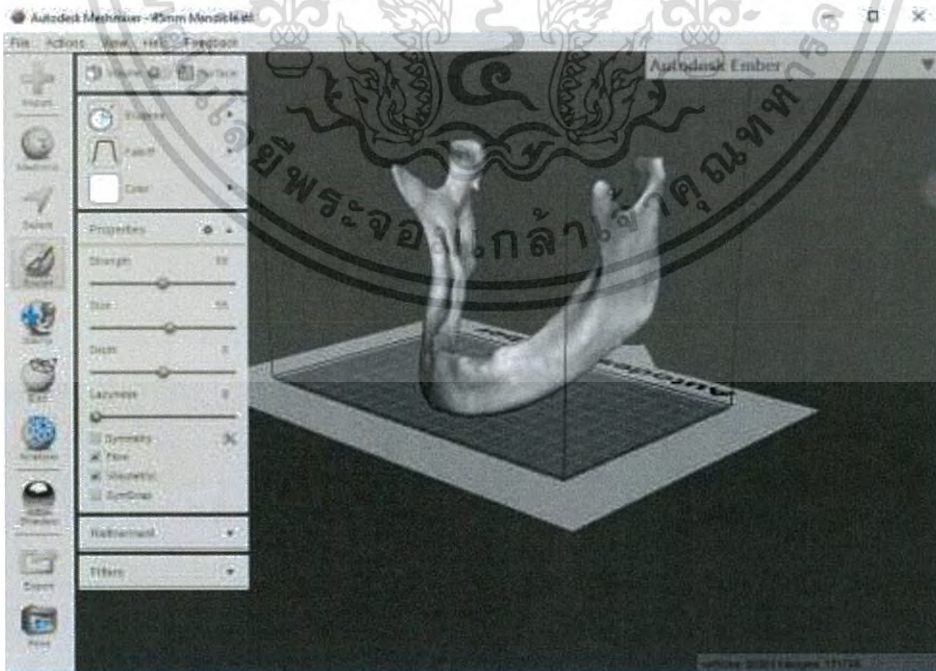
รูปที่ 4.16 การจำลองภาพสามมิติของชิ้นส่วนที่ได้

หลังจากนั้นต้องใช้คำสั่ง Segmentation Mode ซ้ำอีกครั้ง เพื่อให้ได้ชิ้นส่วนอวัยวะที่ต้องการทั้งชิ้น โดยการหมุนระนาบภาพฉายทั้งสามระนาบไปเรื่อยๆ เพื่อหาชิ้นส่วนที่เหลือของอวัยวะที่ต้องการนั้น เนื่องจากในการทำ Segmentation จะเป็นการสร้างชิ้นส่วนขึ้นมาทีละเล็กละน้อยจนกระทั่งครบ

องค์ประกอบทั้งอวัยวะทำให้ไฟล์ภาพสามมิติที่ได้มีความละเอียดและใกล้เคียงกับอวัยวะจริงมากที่สุด เมื่อการจำลองภาพเสร็จสมบูรณ์จะเป็นดังรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 การจำลองภาพสามมิติของกระดูกขากรรไกรเมื่อเสร็จสมบูรณ์



รูปที่ 4.18 การใช้คำสั่ง Sculpt

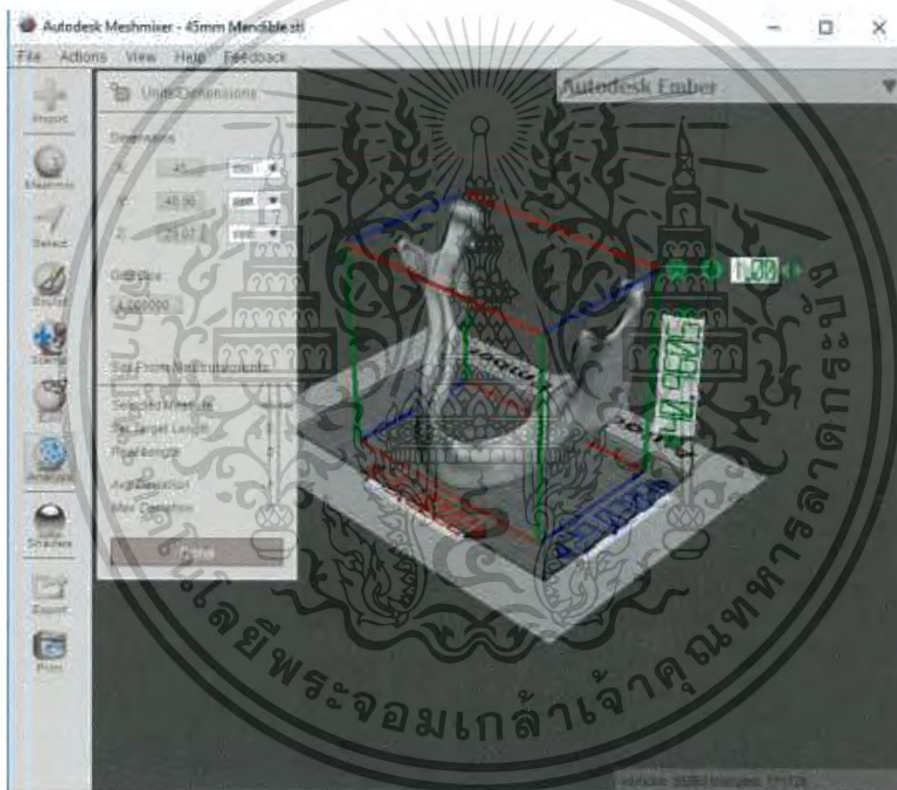
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.4 การวิเคราะห์ข้อผิดพลาดของไฟล์ภาพสามมิติด้วยโปรแกรม Meshmixer

ผู้วิจัยจึงใช้โปรแกรม Meshmixer ในการตรวจสอบข้อผิดพลาดของชิ้นงาน และตัดชิ้นส่วนที่ไม่ต้องการออกจากชิ้นงาน โดยใช้คำสั่งต่างๆ ดังต่อไปนี้

4.2.4.1 คำสั่ง Sculpt

คำสั่ง Sculpt เป็นคำสั่งที่ใช้ในตัดแต่งหรือเหลาชิ้นส่วนที่ไม่ต้องการออก ซึ่งสามารถปรับระดับการตัดแต่งได้ว่าต้องการตัดแต่งในปริมาณมากหรือน้อยเพียงใด โดยในกรณีนี้ผู้วิจัยใช้คำสั่งนี้ในการตัดชิ้นส่วนฟันที่ติดมาจากการสร้างไฟล์ภาพสามมิติด้วยโปรแกรม ITK-Snap ดังที่ได้กล่าวถึงในหัวข้อที่ 3.2.3 ซึ่งจากรูปที่ 3.18 จะเห็นได้ว่ามีฟันหนึ่งซี่ติดมากับกระดูกกรามด้วย หลังจากที่ผ่านมาการตัดแต่งด้วยคำสั่ง Sculpt แล้ว ฟันซี่นั้นจะหายไป ดังแสดงในรูปที่ 4.18



รูปที่ 4.19 การย่อขนาดด้วยคำสั่ง Units/Dimensions

4.2.4.2 คำสั่ง Units/Dimensions

คำสั่งนี้เป็นคำสั่งที่ใช้ในการวัดขนาด กำหนดขนาด หรือปรับแต่งขนาดของไฟล์ภาพสามมิติ เนื่องจากปัญญานิพนธ์นี้อาศัยความช่วยเหลือจากบริษัท มิชิ โซมิส อินเตอร์เนชันแนล ซึ่งเป็นบริษัทผลิตเครื่องประดับขนาดเล็ก ทำให้มีข้อจำกัดในด้านขนาดของเบ้าหล่อ จึงทำให้ชิ้นงานที่ซึ่งมีขนาดเท่ากระดูกกรามของมนุษย์จริงนั้นมีขนาดใหญ่กว่าเบ้าหล่อของทางโรงงานมาก จึงต้องมีการปรับขนาดให้เหมาะสมกับเบ้าหล่อ ผู้วิจัยจึงทำการปรับลดขนาดลง 57% จากไฟล์เดิมซึ่งมีความยาวแกน X=104.7 มม. ความเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ยาวแกน Y=92.96 มม. และความยาวแกน Z=67.56 มม. ให้ได้เป็นไฟล์ที่ขนาดความยาวแกน X=45 มม. ความยาวแกน Y=40.96 มม. และความยาวแกน Z=29.07 มม. ซึ่งขนาดที่ได้นั้นมีคุณสมบัติที่คล้ายคลึงกับไฟล์ต้นฉบับเดิมเพียงแต่มีขนาดเล็กกว่าเท่านั้น ภาพขณะทำการย่อขนาดแสดงไว้ในรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.20 คำสั่ง Plane Cut จากโปรแกรม Meshmixer



รูปที่ 4.21 การเลือกใช้คำสั่ง Inspector

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.4.3 คำสั่ง Plane Cut

จากข้อจำกัดในเรื่องขนาดของเบ้าหล่อตั้งที่ได้กล่าวในหัวข้อที่ผ่านมา ทำให้ต้องทำการตัดแยกชิ้นส่วนกรามออกเป็นสองส่วน เพื่อให้ตัวชิ้นงานสามารถรองรับกับเบ้าหล่อได้ ผู้วิจัยจึงได้เลือกใช้คำสั่ง Plane Cut ภายในซอฟต์แวร์ Meshmixer ซึ่งเป็นการตัดชิ้นงานด้วยระนาบดังรูปที่ 4.20

4.2.4.4 คำสั่ง Analysis Inspector

จากการตรวจสอบข้อบกพร่องของไฟล์ภาพสามมิติครั้งสุดท้าย เพื่อตรวจสอบให้มั่นใจว่าเมื่อนำไปทำการพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติจะไม่เกิดปัญหาใดๆ ที่เกี่ยวข้องกับพื้นผิวหรือโครงสร้างของไฟล์ ผู้วิจัยจึงเลือกใช้คำสั่ง Inspector ดังแสดงในรูปที่ 4.21 ซึ่งเป็นคำสั่งย่อยภายในคำสั่ง Analysis เพื่อทำการตรวจสอบถึงข้อบกพร่องต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นพื้นผิวที่แตก รุ และ รอยต่อ โดยคำสั่ง Inspector เป็นการตรวจสอบและทำการซ่อมแซมแบบอัตโนมัติ ทำให้ง่ายต่อการใช้งานเป็นอย่างมาก

4.3 การผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์

4.3.1 การหล่อชิ้นงานด้วยวิธีการหล่อแบบซีพิ้งหาย

จากผลการศึกษาและการทดลองการแปลงไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์ให้เป็นไฟล์สามมิติ พบว่าสามารถทำการแปลงไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์ให้ออกมาอยู่ในรูปแบบไฟล์ภาพสามมิติได้โดยผ่านการใช้ซอฟต์แวร์ต่างๆ ดังที่กล่าวไปในบทที่ 3 จากนั้นนำไฟล์ภาพสามมิติไปเชื่อมต่อเข้ากับเครื่องพิมพ์สามมิติ ซึ่งไฟล์สามารถเชื่อมต่อกับเครื่องพิมพ์สามมิติได้อย่างสมบูรณ์ สามารถทำการพิมพ์แม่แบบออกมาได้โดยไม่พบความผิดพลาดและได้ใช้ซีพิ้งเป็นวัสดุในการพิมพ์ แม่แบบซีพิ้งที่ได้มีความเปราะมาก เมื่อทำการพิมพ์แม่แบบซีพิ้งแล้วต้องทำการหล่อเลยทันที ไม่ควรเก็บไว้นานเพราะสามารถแตกหักได้โดยง่าย ขั้นตอนการหล่อต้องระมัดระวังไม่ให้แม่แบบซีพิ้งกระทบกับเบ้าหล่อเพราะจะเกิดการแตกหักได้ ซึ่งรูปที่ 4.22 ถึง 4.24 จะแสดงภาพกระดูกกรามในรูปแบบไฟล์ภาพสามมิติ แม่แบบซีพิ้ง และ วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์



รูปที่ 4.22 กระดูกกรามในรูปแบบไฟล์ภาพสามมิติ



รูปที่ 4.23 กระตุกกรามในรูปแบบแม่แบบซี่ฟัน



รูปที่ 4.24 กระตุกกรามที่หล่อโดยใช้ Silver 19 %

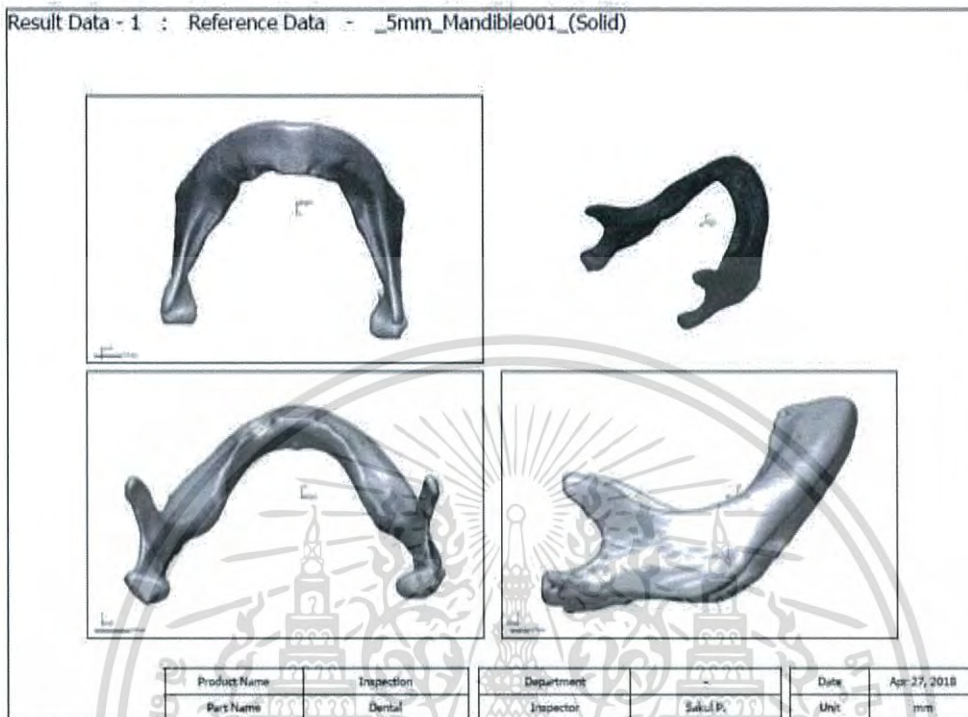
ในขั้นตอนการหล่อหลังจากได้แม่แบบซี่ฟันมาแล้วจะนำไปหุ้มด้วยปูนแล้วนำไปอบในเตาอบเพื่อละลายซี่ฟันออก จากนั้นจึงทำการเทโลหะเข้าไปแทนที่ซี่ฟันที่ละลายออก และจะได้เป็นชิ้นงานวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ โดยกระบวนการผลิตนี้สามารถผลิตได้อย่างสะดวกและรวดเร็ว

4.3.2 การตรวจสอบขนาดของชิ้นงานหล่อ

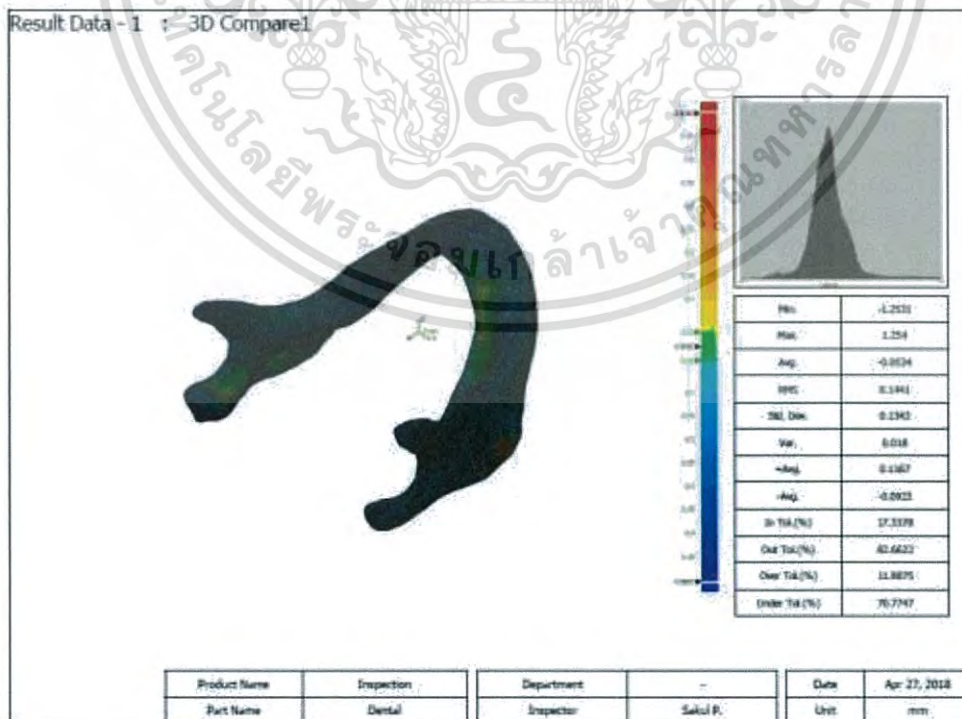
จากวิธีการตรวจสอบความผิดพลาดด้านขนาดด้วยวิธี Laser Scan ดังที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 3 ในการวิเคราะห์หาค่าความคลาดเคลื่อนระหว่างไฟล์จำลองของชิ้นงานจากการเลเซอร์สแกนกับไฟล์ภาพสามมิติต้นแบบของชิ้นงานได้มีการวัดตำแหน่งจำนวน 27 ตำแหน่ง โดยใช้วิธีการสุ่มจุด 2 ครั้งด้วยกัน ครั้งแรกสุ่มทั้งหมด 14 จุด และครั้งที่ 2 สุ่มทั้งหมด 13 จุด โดยการสุ่มทั้งสองครั้งกำหนดค่าความคลาดเคลื่อน (Tolerance) ที่ 30 ไมครอน (μm) ในการทดสอบด้วยวิธีนี้จะมีค่าความผิดพลาดอยู่ที่ 20 ไมครอน (μm) เนื่องจากชิ้นงานนี้เป็นชิ้นงานรูปทรงอิสระ ดังนั้นจะมีค่าความผิดพลาดจากการวัดขนาดมากกว่าชิ้นงานที่เป็นรูปทรงเรขาคณิต ในการวิเคราะห์ความคลาดเคลื่อนของชิ้นงานนี้จะกำหนดให้ Reference Position คือ ไฟล์ภาพสามมิติสกุล .STEP ของชิ้นงาน และ Measured Position คือ ไฟล์จำลองจากการเลเซอร์สแกนชิ้นงาน โดยรูปที่ 4.25 จะแสดงภาพวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ได้จากการเลเซอร์สแกน และรูปที่ 4.26 จะแสดงภาพวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ได้จากการวัดขนาดด้วยวิธี Laser Scan

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.26 จะแสดงภาพระหว่างการวิเคราะห์เปรียบเทียบขนาดของไฟล์ Reference Position และ Measured Position



รูปที่ 4.25 วัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่ได้จากการเลเซอร์สแกน

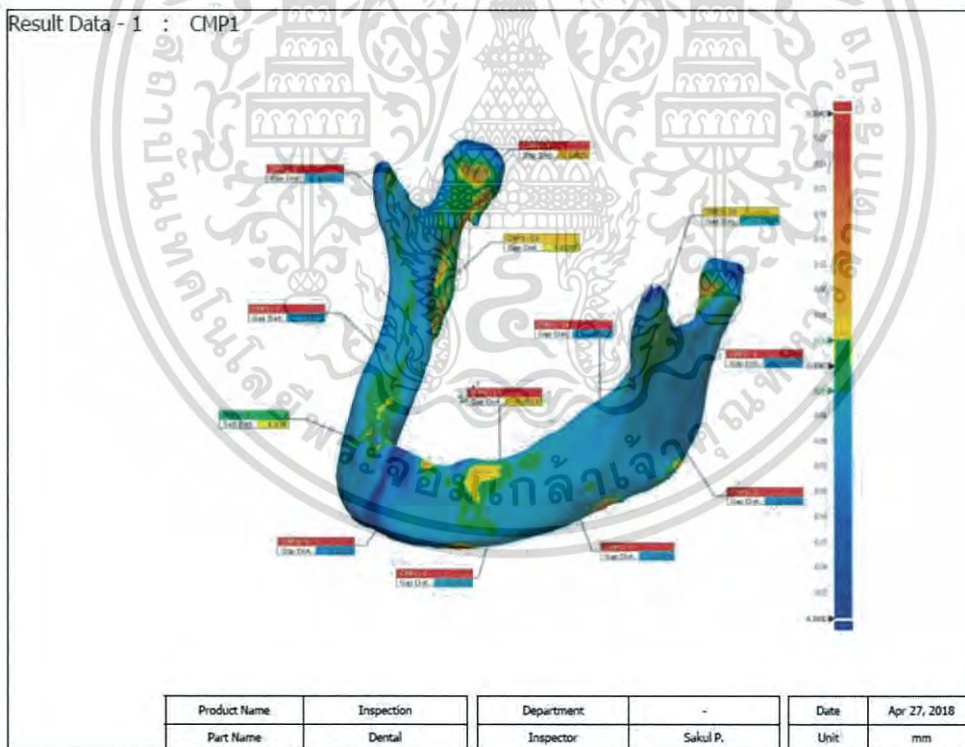


รูปที่ 4.26 การประมวลผลเปรียบเทียบขนาดของไฟล์ทั้งสอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดสอบครั้งที่ 1 โดยการสุ่มตำแหน่งเปรียบเทียบผลต่างทั้งหมด 14 ตำแหน่ง ซอฟต์แวร์สามารถคำนวณผลและแสดงค่า Gap Distance ซึ่งคือค่าผลต่างขนาดระหว่าง Reference Position และ Measured Position รูปที่ 4.27 แสดงการเปรียบเทียบของทั้งสองไฟล์จากการสุ่มตำแหน่งครั้งที่ 1 โดยส่วนที่แสดงเป็นสีเขียวคือส่วนที่มีค่าความแตกต่างไม่เกิน 30 ไมครอน ส่วนที่ Measured Position มีค่าความแตกต่างมากกว่า Reference Position เกิน 30 ไมครอน ชิ้นงานในรูปจะแสดงผลในสีเหลืองไปจนถึงแดง และส่วนที่ Measured Position มีค่าความแตกต่างน้อยกว่า Reference Position เกิน 30 ไมครอน ชิ้นงานในรูปจะแสดงผลในสีฟ้าไปจนถึงเขียว

ตารางที่ 4.1 แสดงค่า Gap Distance ของทั้งสองไฟล์ในตำแหน่งทั้งหมด 14 ตำแหน่งที่มีการสุ่มพบว่าค่า Gap Distance มีค่าความแตกต่างเกิน 30 ไมครอนทั้งหมด 11 ตำแหน่งจากทั้งหมด 14 มี 2 ตำแหน่งที่มีค่าความคลาดเคลื่อนราวๆ 30 ไมครอน และมีเพียงตำแหน่งเดียวที่มีความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 30 ไมครอน จากในตารางที่ 4.1 จะเห็นได้ว่าค่า Gap distance มีค่าติดลบทั้งหมด 11 ค่า จาก 14 ค่า ซึ่งหมายความว่า Measured Position มีค่าน้อยกว่า Reference Position แสดงให้เห็นว่าชิ้นงานจริงมีขนาดเล็กกว่าไฟล์ภาพ .STEP เกินค่าความคลาดเคลื่อน (Tolerance) ที่ 30 ไมครอน



รูปที่ 4.27 การสุ่มจุดเพื่อเปรียบเทียบขนาดครั้งที่ 1

ในการทำงานเดียวกันกับการเปรียบเทียบครั้งที่ 1 การเปรียบเทียบครั้งที่ 2 นี้ ผู้วิจัยได้ทำการสุ่มตำแหน่งทั้งหมด 13 ตำแหน่ง ซอฟต์แวร์สามารถคำนวณผลและแสดงค่าผลต่างด้านขนาดระหว่างสองไฟล์ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ดัง รูปที่ 4.7 ซึ่งแสดงผลการเปรียบเทียบของทั้งสองไฟล์จากการสุ่มตำแหน่งครั้งที่ 2 โดยส่วนที่แสดงเป็นสีเขียวคือส่วนที่มีค่าความแตกต่างไม่เกิน 30 ไมครอน ส่วนที่ Measured Position มีค่าความแตกต่างมากกว่า Reference Position เกิน 30 ไมครอน ชิ้นงานในรูปจะแสดงผลในสีเหลืองไปจนถึงแดง และส่วนที่ Measured Position มีค่าความแตกต่างน้อยกว่า Reference Position เกิน 30 ไมครอน ชิ้นงานในรูปจะแสดงผลในสีฟ้าไปจนถึงเขียว

ตารางที่ 4.1 ผลการเปรียบเทียบขนาดจากการสุ่มจุดครั้งที่ 1

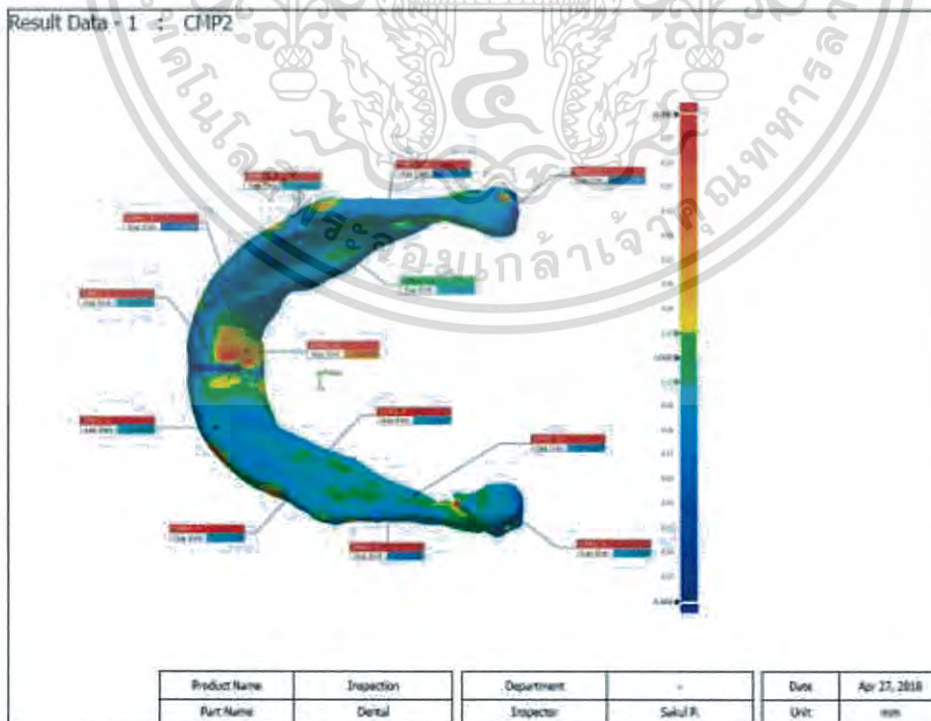
	Gap Distance (μm)	Reference Position (μm)			Measured Position (μm)		
		x	y	z	x	y	z
Point 1	-0.0957	-22.6251	-9.5293	12.8951	-22.5297	-9.5356	12.8983
Point 2	-0.1198	-21.9790	-10.1811	2.3750	-21.8593	-10.1835	2.3792
Point 3	-0.0790	-17.5432	1.3414	-5.0739	-17.4861	1.2869	-5.0746
Point 4	-0.0433	-12.4060	6.5074	-10.0326	-12.3745	6.4769	-10.0326
Point 5	-0.1173	-3.0156	12.6956	-10.5210	-2.9790	12.5848	-10.5334
Point 6	-0.0140	8.2395	8.2568	-7.0459	8.2485	8.2642	-7.0381
Point 7	-0.0613	13.5742	-1.0663	0.9566	13.6131	-1.1085	0.9354
Point 8	-0.0611	16.6963	0.2315	17.6403	16.7552	0.2165	17.6332
Point 9	0.0750	14.2954	-11.5241	22.8528	14.2592	-11.4624	22.8303
Point 10	0.0285	16.1078	-11.7099	9.4597	16.0801	-11.7116	9.4663
Point 11	0.0319	-11.1621	5.8768	-5.4417	-11.1785	5.8984	-5.4250
Point 12	-0.0291	-24.2357	0.9033	16.9047	-24.2082	0.8973	16.9123
Point 13	-0.3245	-23.4766	-10.8826	22.0173	-23.4698	-11.1847	21.8988
Point 14	-0.0882	-17.0962	-2.1497	2.6931	-17.1195	-2.2220	2.6483

ตารางที่ 4.2 แสดงค่า Gap Distance ของทั้งสองไฟล์ในตำแหน่งทั้งหมด 13 ตำแหน่งที่มีการสุ่มพบว่าค่า Gap Distance มีค่าความแตกต่างเกิน 30 ไมครอนทั้งหมด 12 ตำแหน่งจากทั้งหมด 13 ตำแหน่ง และมีเพียงตำแหน่งเดียวที่มีความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 30 ไมครอน จากตารางที่ 4.2 จะเห็นได้ว่าค่า Gap distance มีค่าติดลบทั้งหมด 12 ค่า จาก 13 ค่า ซึ่งหมายความว่า Measured Position มีค่าน้อยกว่า Reference Position แสดงให้เห็นว่าชิ้นงานจริงมีขนาดเล็กกว่าไฟล์ภาพสามมิติ เกินค่าความคลาดเคลื่อน (Tolerance) ที่ 30 ไมครอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ผลการเปรียบเทียบขนาดจากการสุ่มจุดครั้งที่ 2

Point	Gap Distance	Reference Position			Measured Position		
		x	y	z	x	y	z
Point 1	-0.0138	-20.4429	-15.3453	19.9291	-20.4661	-15.2125	19.9301
Point 2	-0.0568	16.3758	-14.7111	22.5706	16.3756	-14.6543	22.5704
Point 3	-0.1142	17.2809	-13.8201	7.6234	17.3156	-13.7116	7.6148
Point 4	-0.0726	16.1883	-6.0232	-3.8591	16.1742	-5.9798	-3.8027
Point 5	-0.0313	11.7365	-3.4675	-0.5098	11.7477	-3.4421	-0.4953
Point 6	-0.0459	7.5591	4.7512	-11.5259	7.5790	4.7781	-11.5072
Point 7	-0.0553	-2.3231	7.3560	-13.2356	-2.3336	7.4031	-13.2086
Point 8	-0.1609	-10.5069	2.4958	-11.9444	-10.5927	2.6045	-11.8626
Point 9	-0.0434	-16.3728	-5.9126	-4.2940	-16.4090	-5.8887	-4.2933
Point 10	-0.1274	-20.7624	-14.1233	5.4379	-20.8063	-14.0037	5.4400
Point 11	-0.0033	-15.2988	-5.9427	1.8188	-15.2998	-5.9396	1.8186
Point 12	0.1673	-2.5152	8.1930	-8.7236	-2.4674	8.0529	-8.6456
Point 13	-0.0682	15.5736	-8.1196	11.4461	15.5913	-8.0541	11.4396



รูปที่ 4.28 การสุ่มจุดเพื่อเปรียบเทียบขนาดครั้งที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการวัดผลความแตกต่างด้านขนาดด้วยวิธี Laser Scan พบว่า ไฟล์ชิ้นงานที่ได้จากกระบวนการหล่อแบบซีพิงค์หยาบมีขนาดเล็กกว่าไฟล์สามมิติต้นแบบ ซึ่งเหตุการณ์นี้เกิดขึ้นเนื่องมาจากการหดตัวของโลหะ

จากการศึกษาเกี่ยวกับค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนของโลหะที่ใช้ในทางการแพทย์ พบว่าที่อุณหภูมิเดียวกัน โลหะเงินมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนมากที่สุด ในขณะที่ไทเทเนียมและโลหะผสมของไทเทเนียมมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนที่น้อยที่สุด ดังนั้นชิ้นงานนี้ที่มีการหล่อจากวัสดุเงินจึงเกิดการหดตัวสูง และถ้าหากเลือกใช้โลหะอื่นที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนน้อยกว่าเงิน การหดตัวของโลหะก็จะเกิดน้อยลงนั่นเอง

ตารางที่ 4.3 ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนของโลหะแต่ละชนิดและซีพิงค์ที่ใช้ในการหล่อแม่แบบ

Material	Coefficient of Thermal Expansion	
	$10^{-6} (\text{°C})^{-1}$	$10^{-6} (\text{°F})^{-1}$
Silver	19.7	10.9
Gold	14.2	7.9
Titanium	8.6	4.8
Ti6Al4V	8.6	4.8
316L Steel	15.9	8.8
Copper Alloy	17	9.4
Kerr Hard Wax	323	613.4

4.3.3 สรุปผลจากการเปรียบเทียบด้านขนาด

4.2.3.1 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติโดยวิธีการแจกแจงแบบจับคู่ (Paired Sample T-Test)

ในปริญญาณิพนธ์นี้ วิจัยเลือกใช้การวิเคราะห์ผลการทดลองด้วยวิธีการทางสถิติโดยวิธีการแจกแจงแบบจับคู่ (Paired Sample T-Test) ซึ่งสามารถทำการวิเคราะห์โดยการแจกแจงแบบปกติ กรณีที่ไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากร และประชากรมีขนาดเล็ก

ในการวิเคราะห์โดยใช้การแจกแจงแบบจับคู่สามารถทำได้โดยการนำค่า Reference Position และ Measured Position จากตารางที่ 4.1 และ 4.2 มาใช้ในการวิเคราะห์และตั้งสมมติฐานซึ่งสามารถทำได้โดยกำหนดให้ μ_d แทนค่าความคลาดเคลื่อน (Tolerance) ที่ 5 ไมครอน มีค่าเท่ากับ 0.005 ซึ่งมาจากมาตรฐานการผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ เนื่องจากการผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ไม่ควรมีความแตกต่างทางด้านขนาดเกินกว่า 5 ไมครอน [13]

กำหนดให้สมมติฐานหลัก (H_0) คือ ค่าความแตกต่างด้านขนาดระหว่างไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์น้อยกว่า 0.005 และสมมติฐานรอง (H_1) คือ ค่าความแตกต่างด้านขนาดระหว่างไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์มากกว่าหรือเท่ากับ 0.005

$$H_0: \mu_{\text{ref}} - \mu_{\text{mea}} < 0.005$$

$$H_1: \mu_{\text{ref}} - \mu_{\text{mea}} \geq 0.005$$

โดยสมการที่ใช้ในการวิเคราะห์ จะเป็นไปดังสมการที่ 4.1 และ 4.2 ดังนี้

$$t = \frac{\bar{d} - \mu_d}{S_d / \sqrt{n}} \quad (4.1)$$

$$df = n - 1 \quad (4.2)$$

เมื่อ S_d = ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแตกต่าง
 μ_d = ค่าเฉลี่ยของกลุ่มประชากร หรือ เกณฑ์ที่ตั้งขึ้น
 df = ชั้นแห่งความเป็นอิสระ (Degree of Freedom)
 \bar{d} = ค่าเฉลี่ยของความแตกต่างของข้อมูลระหว่างการวัดทั้ง 2 ครั้ง
 n = ขนาดของกลุ่มตัวอย่าง

เนื่องจากค่า Reference Position และ Measured Position ของตารางที่ 4.1 และ 4.2 ประกอบด้วยตำแหน่งสามตำแหน่ง คือ X, Y และ Z จึงต้องทำการจับคู่ตัวแปรที่ใช้ในการวิเคราะห์ทีละคู่ โดยกำหนดให้ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ จากนั้นทำการวิเคราะห์ดังต่อไปนี้

1. ทำการวิเคราะห์ค่าระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง X ระหว่าง Reference Position และ Measured Position จากตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.4 การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.1

Points	X from Reference Position (μm)	X from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
1	-22.6251	-22.5297	-0.0954	0.00910116
2	-21.9790	-21.8593	-0.1197	0.01432809
3	-17.5432	-17.4861	-0.0571	0.00326041
4	-12.4060	-12.3745	-0.0315	0.00099225
5	-3.0156	-2.9790	-0.0366	0.00133956

ตารางที่ 4.4 (ต่อ) การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง X ครั้งที่ 1

Points	X from Reference Position (μm)	X from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
6	8.2395	8.2485	-0.009	0.000081
7	13.5742	13.6131	-0.0389	0.00151321
8	16.6963	16.7552	-0.0589	0.00346921
9	14.2954	14.2592	0.0362	0.00131044
10	16.1078	16.0801	0.0277	0.00076729
11	-11.1621	-11.1785	0.0164	0.00026896
12	-24.2357	-24.2082	-0.0275	0.00075625
13	-23.4766	-23.4698	-0.0068	0.00004624
14	-17.0962	-17.1195	0.0233	0.00054289
Sum			-0.3778	0.03777696
Average			0.0227	0.00537

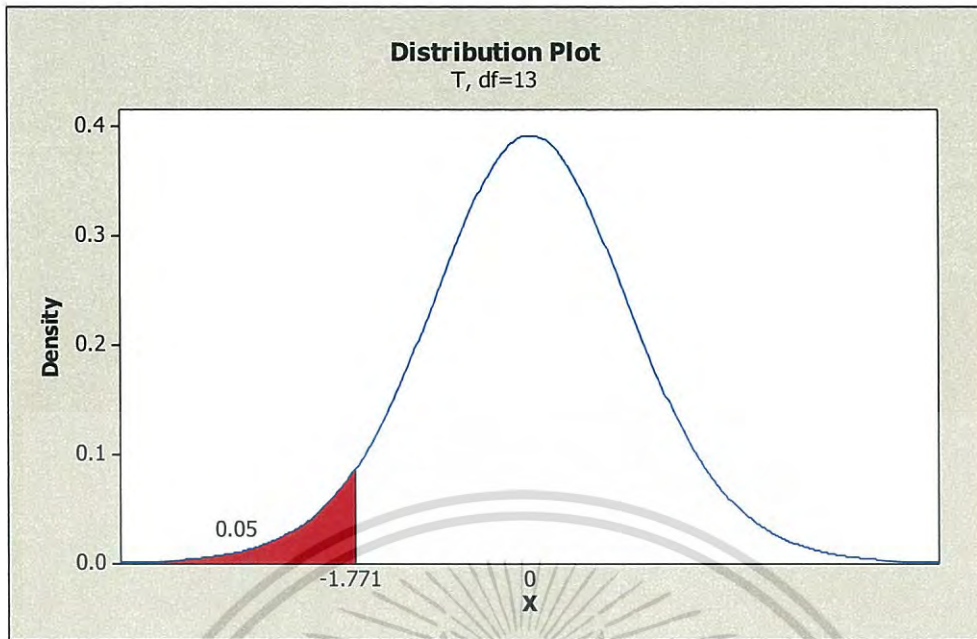
เนื่องจากเป็นการทดสอบแบบจับคู่ ไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากร และตัวอย่างมีขนาดเล็กจึงใช้สถิติทดสอบแบบที โดยการคำนวณจะเป็นไปดังนี้

$$t = \frac{\bar{d} - \mu_d}{S_d / \sqrt{n}}$$

$$t = \frac{-0.027 - 0.005}{0.046 / \sqrt{14}} \quad (4.3)$$

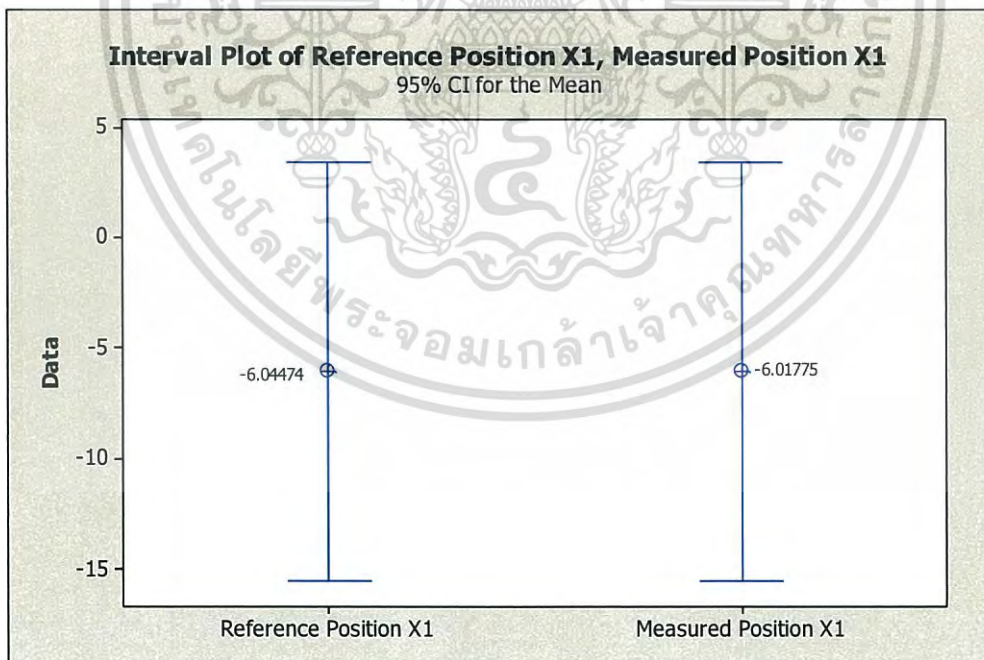
$$t = -2.6029$$

กำหนดให้ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ และกำหนดอาณาเขตวิกฤต โดยจะไม่ยอมรับ H_0 ถ้า $t < -t_0 = -1.771$



รูปที่ 4.29 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

เนื่องจาก $t = -2.6029 < -1.771$ ตกอยู่ในอาณาเขตวิกฤต จึงไม่ยอมรับ H_0 ดังนั้นวิธีการวัดขนาดในตำแหน่ง X ครั้งที่ 1 พบว่าไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์มีขนาดต่างกันมากกว่า $5 \mu\text{m}$



รูปที่ 4.30 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

จากแผนภาพระยะห่างความเชื่อมั่นซึ่งแสดงการเปรียบเทียบของตำแหน่ง X ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% แสดงค่าเฉลี่ยของตำแหน่ง Reference Position X อยู่ระหว่าง -15.5244 ถึง 3.43495 และ Measured Position X อยู่ระหว่าง -15.4876 ถึง 3.45215

2. ทำการวิเคราะห์ค่าระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Y ระหว่าง Reference Position และ Measured Position จากตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.5 การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.1

Points	Y from Reference Position (μm)	Y from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
1	-9.5293	-9.5356	0.0063	0.00003969
2	-10.1811	-10.1835	0.0024	0.00000576
3	1.3414	1.2869	0.0545	0.00297025
4	6.5074	6.4769	0.0305	0.00093025
5	12.6956	12.5848	0.1108	0.01227664
6	8.2568	8.2642	-0.0074	0.00005476
7	-1.0663	-1.1085	0.0422	0.00178084
8	0.2315	0.2165	0.015	0.000225
9	-11.5241	-11.4624	-0.0617	0.00380689
10	-11.7099	-11.7116	0.0017	0.00000289
11	5.8768	5.8984	-0.0216	0.00046656
12	0.9033	0.8973	0.0060	0.000036
13	-10.8826	-11.1847	0.3021	0.09126441
14	-2.1497	-2.222	0.0723	0.00522729
Sum			0.5531	0.11908723
Average			0.0390	0.00856323

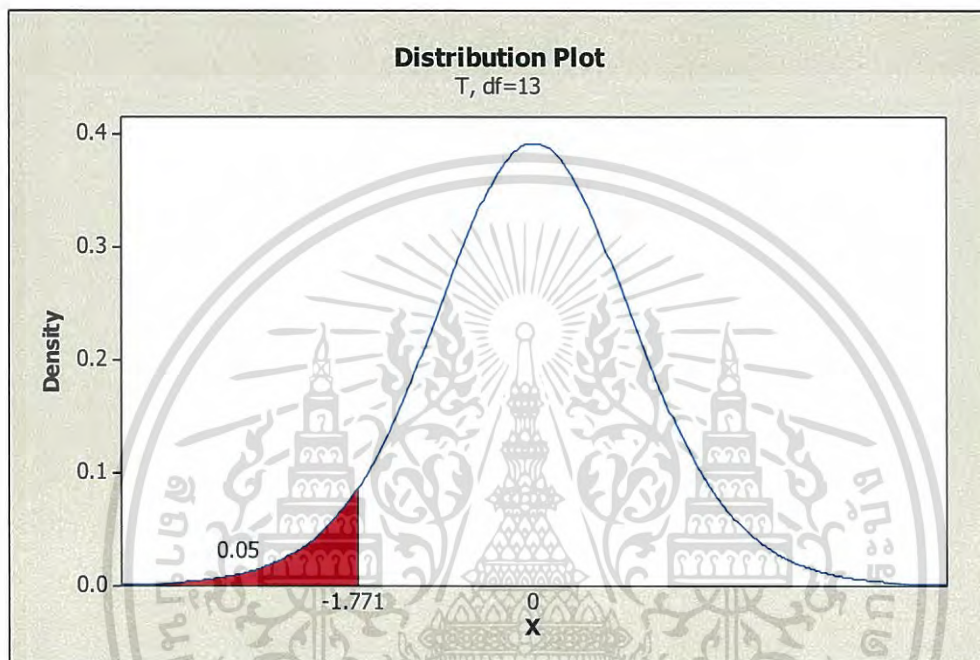
เนื่องจากเป็นการทดสอบแบบจับคู่ ไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากร และตัวอย่างมีขนาดเล็กจึงใช้สถิติทดสอบแบบที โดยการคำนวณจะเป็นไปดังนี้

$$t = \frac{\bar{d} - \mu_d}{S_d / \sqrt{n}}$$

$$t = \frac{0.039 - 0.005}{0.087 / \sqrt{14}} \quad (4.3)$$

$$t = 1.4623$$

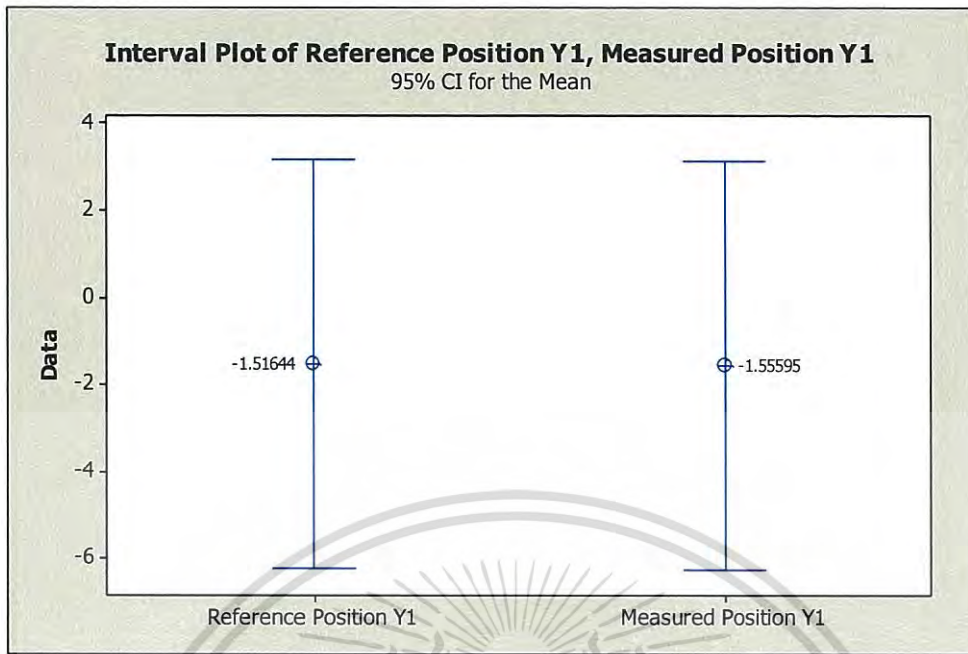
กำหนดให้ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ และกำหนดอาณาเขตวิกฤต โดยจะไม่ยอมรับ H_0 ถ้า $t < -t_0 = -1.771$



รูปที่ 4.31 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

เนื่องจาก $t = 1.4623 < -1.771$ ตกอยู่ในอาณาเขตวิกฤต จึงไม่ยอมรับ H_0 ดังนั้นวิธีการวัดขนาดในตำแหน่ง X ครั้งที่ 1 พบว่าไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์มีขนาดต่างกันมากกว่า $5 \mu\text{m}$

จากแผนภาพระยะห่างความเชื่อมั่นซึ่งแสดงการเปรียบเทียบของตำแหน่ง Y ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% แสดงค่าเฉลี่ยของตำแหน่ง Reference Position Y อยู่ระหว่าง -6.22700 ถึง 3.19412 และ Measured Position Y อยู่ระหว่าง -6.26973 ถึง 3.15783



รูปที่ 4.32 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

3. ทำการวิเคราะห์ค่าระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Z ระหว่าง Reference Position และ Measured Position จากตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.6 การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.1

Points	Z from Reference Position (μm)	Z from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
1	12.8951	12.8983	-0.0032	0.00001024
2	2.375	2.3792	-0.0042	0.00001764
3	-5.0739	-5.0746	0.0007	0.00000049
4	-10.0326	-10.0326	0	0
5	-10.521	-10.5334	0.0124	0.00015376
6	-7.0459	-7.0381	-0.0078	0.00006084
7	0.9566	0.9354	0.0212	0.00044944
8	17.6403	17.6332	0.0071	0.00005041
9	22.8528	22.8303	0.0225	0.00050625
10	9.4597	9.4663	-0.0066	0.00004356

ตารางที่ 4.6 (ต่อ) การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.1

Points	Y from Reference Position (μm)	Z from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
11	-5.4417	-5.425	-0.0167	0.00027889
12	16.9047	16.9123	-0.0076	0.00005776
13	22.0173	21.8988	0.1185	0.01404225
14	2.6931	2.6483	0.0448	0.00200704
Sum			0.1811	0.01767857
Average			0.0129	0.00252551

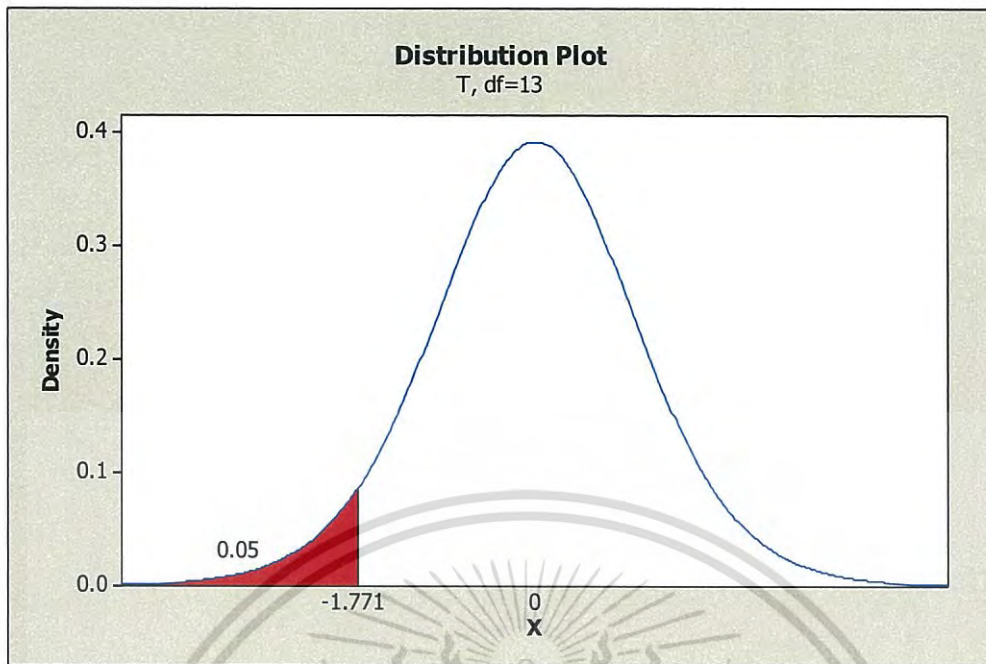
เนื่องจากการทดสอบแบบจับคู่ไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากร และตัวอย่างมีขนาดเล็กจึงใช้สถิติทดสอบแบบที โดยการคำนวณจะเป็นไปดังนี้

$$t = \frac{\bar{d} - \mu_d}{S_d / \sqrt{n}}$$

$$t = \frac{0.0129 - 0.005}{0.034 / \sqrt{14}} \quad (4.4)$$

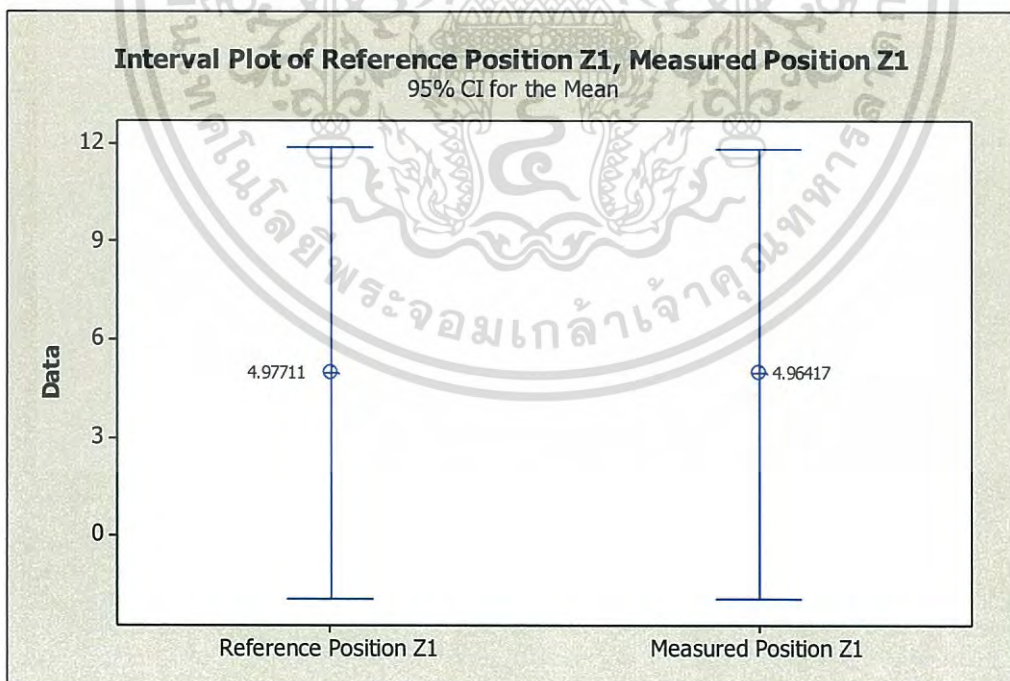
$$t = 0.8694$$

กำหนดให้ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ และกำหนดอาณาเขตวิกฤต โดยจะไม่ยอมรับ H_0 ถ้า $t < -t_0 = -1.771$



รูปที่ 4.33 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

เนื่องจาก $t = 0.8694 < -1.771$ ตกอยู่ในอาณาเขตวิกฤต จึงไม่ยอมรับ H_0 ดังนั้นวิธีการวัดขนาดครั้งที่ 1 ในตำแหน่ง Z พบว่าไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์มีขนาดต่างกันมากกว่า $5 \mu\text{m}$



รูปที่ 4.34 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.1 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

จากแผนภาพระยะห่างความเชื่อมั่นซึ่งแสดงการเปรียบเทียบของตำแหน่ง Z ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% แสดงค่าเฉลี่ยของตำแหน่ง Reference Position Z อยู่ระหว่าง -1.89776 ถึง 11.8520 และ Measured Position Z อยู่ระหว่าง -1.90230 ถึง 11.8306

4. ทำการวิเคราะห์ค่าระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง X ระหว่าง Reference Position และ Measured Position จากตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.7 การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.2

Points	X from Reference Position (μm)	X from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
1	-20.4429	-20.4661	0.0232	0.00053824
2	16.3758	16.3756	0.0002	0.00000004
3	17.2809	17.3156	-0.0347	0.00120409
4	16.1883	16.1742	0.0141	0.00019881
5	11.7365	11.7477	-0.0112	0.00012544
6	7.5591	7.5790	-0.0199	0.00039601
7	-2.3231	-2.3336	0.0105	0.00011025
8	-10.5069	-10.5927	0.0858	0.00736164
9	-16.3728	-16.4090	0.0362	0.00131044
10	-20.7624	-20.8063	0.0439	0.00192721
11	-15.2988	-15.2998	0.001	0.000001
12	-2.5152	-2.4674	-0.0478	0.00228484
13	15.5736	15.5913	-0.0177	0.00031329
Sum			0.0836	0.0157713
Average			0.006430	0.00225304

เนื่องจากเป็นการทดสอบแบบจับคู่ ไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากร และตัวอย่างมีขนาดเล็กจึงใช้สถิติทดสอบแบบที โดยการคำนวณจะเป็นไปดังนี้

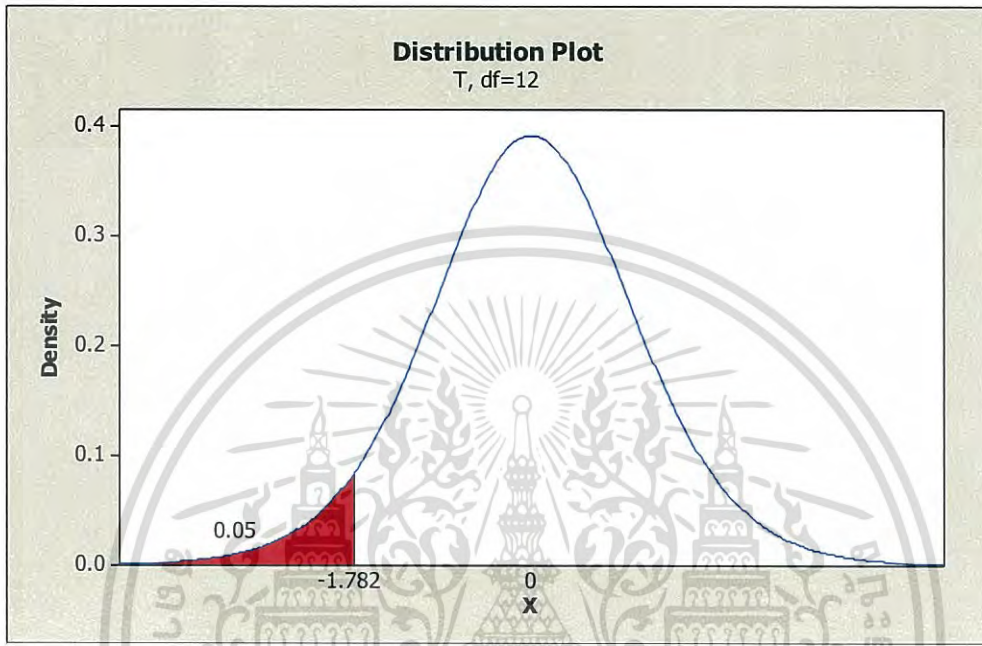
$$t = \frac{\bar{d} - \mu_d}{s_d / \sqrt{n}}$$

$$t = \frac{0.006430 - 0.005}{0.0356 / \sqrt{13}} \quad (4.5)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

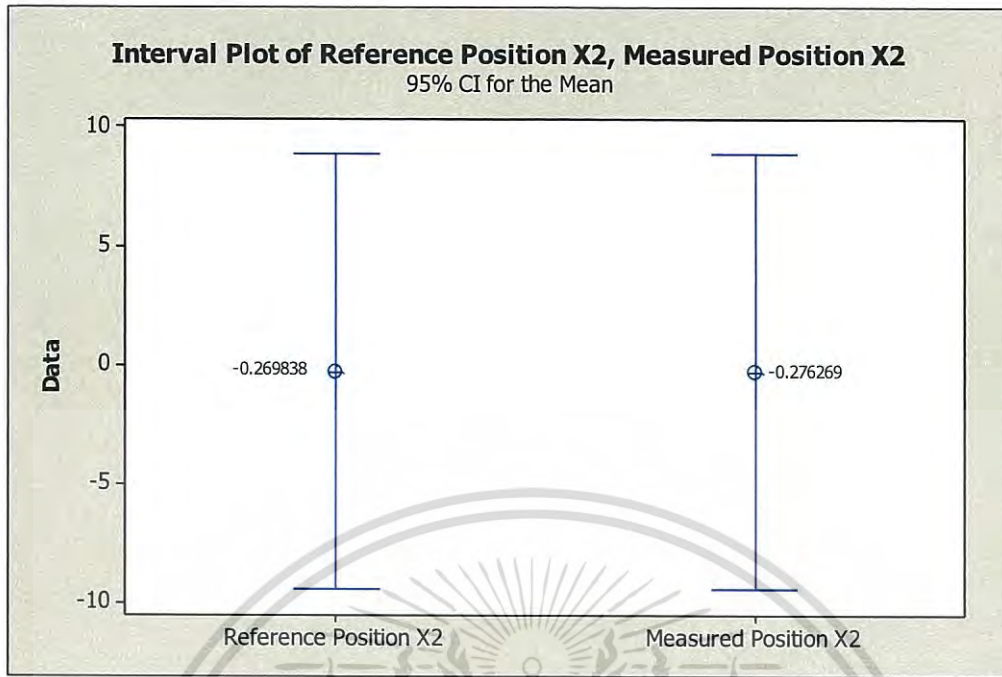
$$t = 0.1448$$

กำหนดให้ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ และกำหนดอาณาเขตวิกฤต โดยจะไม่ยอมรับ H_0 ถ้า $t < -t_0 = -1.782$



รูปที่ 4.35 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

เนื่องจาก $t = 0.1448 < -1.771$ ตกอยู่ในอาณาเขตวิกฤต จึงไม่ยอมรับ H_0 ดังนั้นวิธีการวัดขนาดครั้งที่ 2 ในตำแหน่ง X พบว่าไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์มีขนาดต่างกันมากกว่า $5 \mu\text{m}$ จากแผนภาพระยะห่างความเชื่อมั่นซึ่งแสดงการเปรียบเทียบของตำแหน่ง X ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% แสดงค่าเฉลี่ยของตำแหน่ง Reference Position X อยู่ระหว่าง -9.39875 ถึง 8.85907 และ Measured Position X อยู่ระหว่าง -9.41754 ถึง 8.86500



รูปที่ 4.36 การวิเคราะห์ค่าความเกี่ยวข้องของตำแหน่ง X จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

5. ทำการวิเคราะห์ค่าระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Y ระหว่าง Reference Position และ Measured Position จากตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.8 การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.2

Points	Y from Reference Position (μm)	Y from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
1	-15.3453	-15.2125	-0.1328	0.01763584
2	-14.7111	-14.6543	-0.0568	0.00322624
3	-13.8201	-13.7116	-0.1085	0.01177225
4	-6.0232	-5.9798	-0.0434	0.00188356
5	-3.4675	-3.4421	-0.0254	0.00064516
6	4.7512	4.7781	-0.0269	0.00072361
7	7.3560	7.4031	-0.0471	0.00221841
8	2.4958	2.6045	-0.1087	0.01181569
9	-5.9126	-5.8887	-0.0239	0.00057121
10	-14.1233	-14.0037	-0.1196	0.01430416
11	-5.9427	-5.9396	-0.0031	0.00000961

ตารางที่ 4.8 (ต่อ) การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.2

Points	Y from Reference Position (μm)	Y from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
12	8.1930	8.0529	0.1401	0.01962801
13	-8.1196	-8.0541	-0.0655	0.00429025
Sum			-0.6216	0.088724
Average			-0.0478	0.00682492

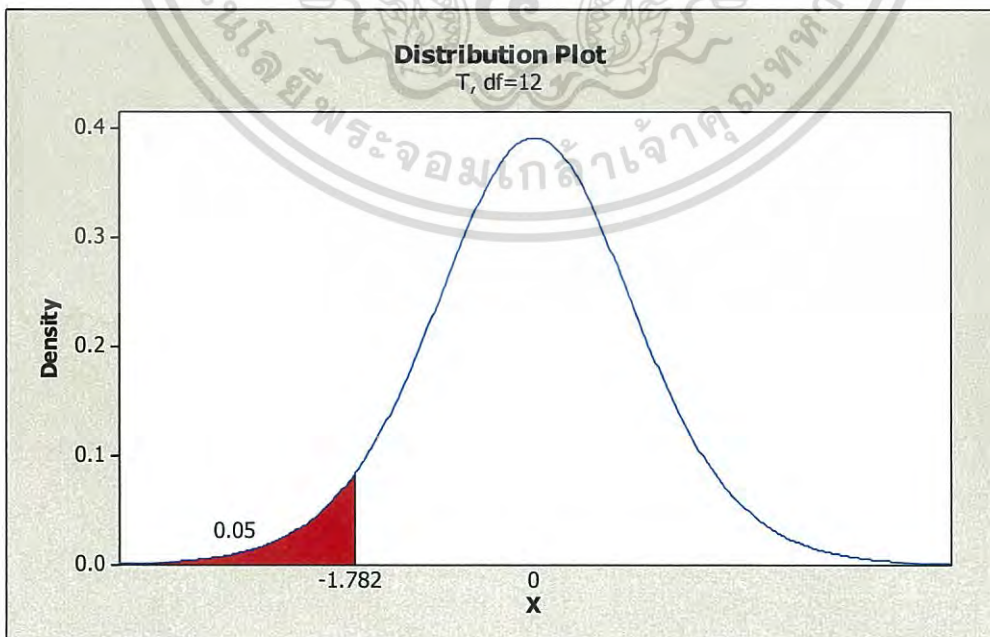
เนื่องจากเป็นการทดสอบแบบจับคู่ ไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากร และตัวอย่างมีขนาดเล็กจึงใช้สถิติทดสอบแบบที โดยการคำนวณจะเป็นไปดังนี้

$$t = \frac{\bar{d} - \mu_d}{S_d / \sqrt{n}}$$

$$t = \frac{-0.0478 - 0.005}{0.0701 / \sqrt{13}} \quad (4.6)$$

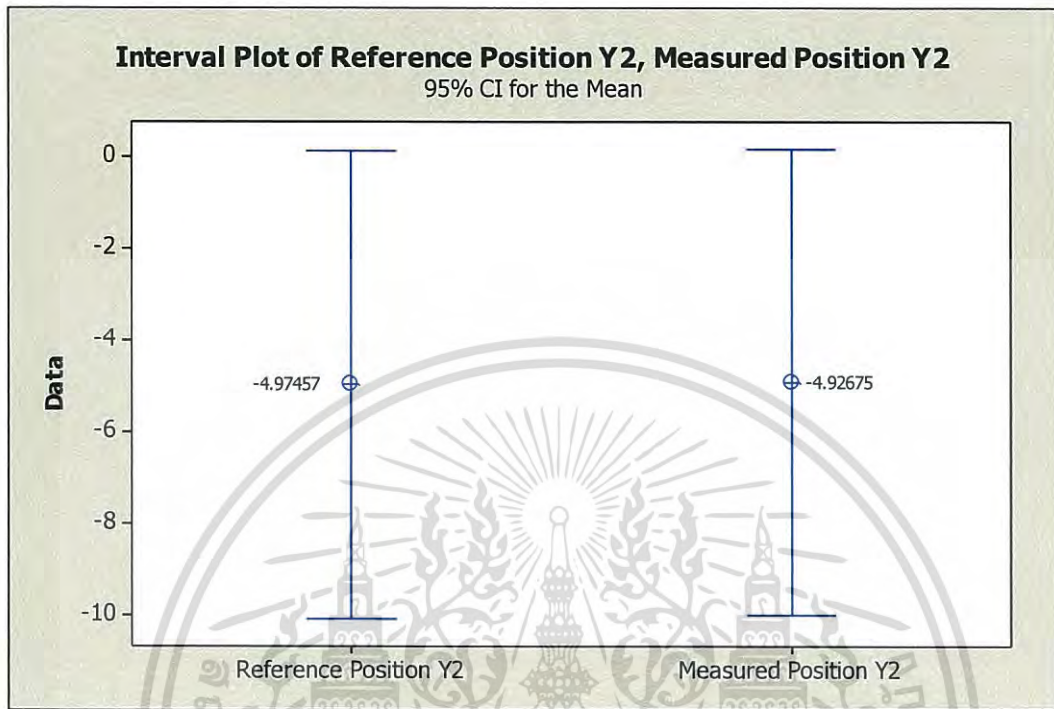
$$t = -2.7157$$

กำหนดให้ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ และกำหนดอาณาเขตวิกฤต โดยจะทำการปฏิเสธ H_0 ถ้า $t < -t_0 = -1.782$



รูปที่ 4.37 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ขึ้นด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจาก $t = -2.7157 < -1.782$ ตกอยู่ในอาณาเขตวิกฤต จึงไม่ยอมรับ H_0 ดังนั้นวิธีการวัดขนาดครั้งที่ 2 ในตำแหน่ง Y พบว่าไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์มีขนาดต่างกันมากกว่า $5 \mu\text{m}$



รูปที่ 4.38 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง Y จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

จากแผนภาพระยะห่างความเชื่อมั่นซึ่งแสดงการเปรียบเทียบของตำแหน่ง X ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% แสดงค่าเฉลี่ยของตำแหน่ง Reference Position Y อยู่ระหว่าง -10.0760 ถึง 0.126852 และ Measured Position Y อยู่ระหว่าง -10.0020 ถึง 0.148450

6. ทำการวิเคราะห์ค่าระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Z ระหว่าง Reference Position และ Measured Position จากตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.9 การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.2

Points	Z from Reference Position (μm)	Z from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
1	19.9291	19.9301	-0.001	0.000001
2	22.5706	22.5704	0.0002	0.00000004
3	7.6234	7.6148	0.0086	0.00007396
4	-3.8591	-3.8027	-0.0564	0.00318096

ตารางที่ 4.9 (ต่อ) การวิเคราะห์ระยะห่างเฉลี่ยของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.2

Points	Z from Reference Position (μm)	Z from Measured Position (μm)	d_i (μm)	d_i^2 (μm)
5	-0.5098	-0.4953	-0.0145	0.00021025
6	-11.5259	-11.5072	-0.0187	0.00034969
7	-13.2356	-13.2086	-0.027	0.000729
8	-11.9444	-11.8626	-0.0818	0.00669124
9	-4.294	-4.2933	-0.0007	0.00000049
10	5.4379	5.44	-0.0021	0.0000041
11	1.8188	1.8186	0.0002	0.00000008
12	-8.7236	-8.6456	-0.078	0.006084
13	11.4461	11.4396	0.0065	0.00004225
Sum			-0.2647	0.01736706
Average			-0.0204	0.00133593

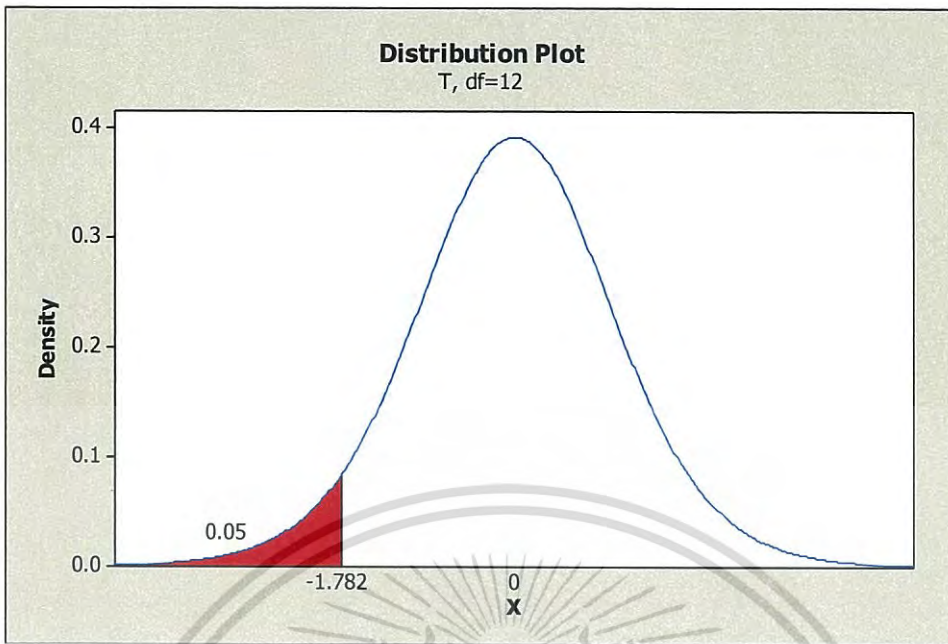
เนื่องจากเป็นการทดสอบแบบจับคู่ ไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากร และตัวอย่างมีขนาดเล็กจึงใช้สถิติทดสอบแบบที โดยการคำนวณจะเป็นไปดังนี้

$$t = \frac{\bar{d} - \mu_d}{S_d / \sqrt{n}}$$

$$t = \frac{-0.0204 - 0.005}{0.0316 / \sqrt{13}} \quad (4.7)$$

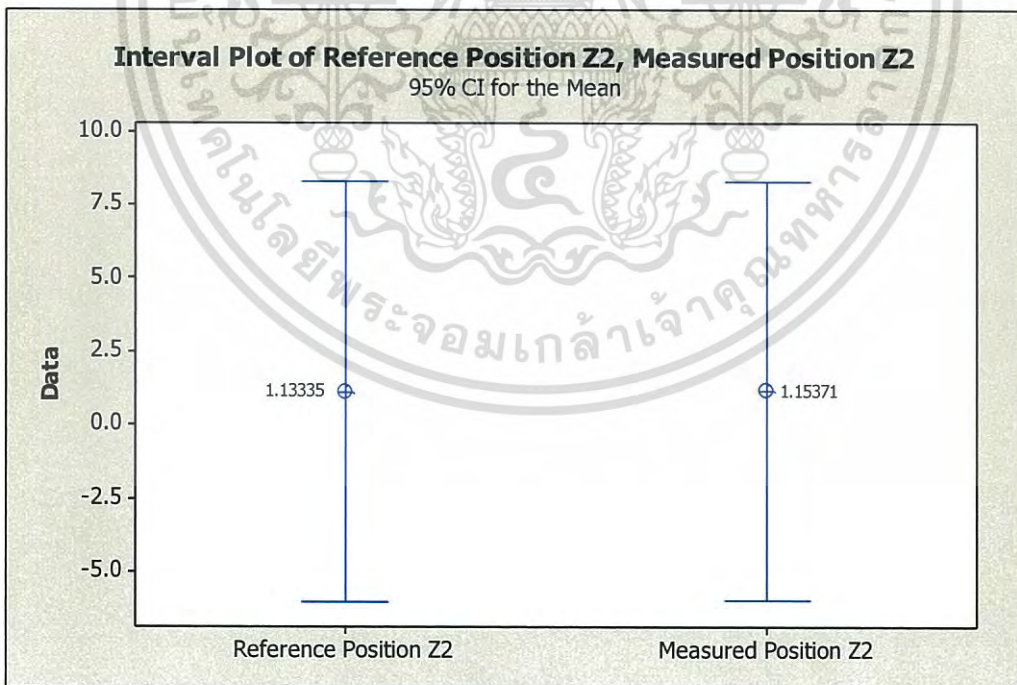
$$t = -2.8981$$

กำหนดให้ระดับนัยสำคัญ $\alpha = 0.05$ และกำหนดอาณาเขตวิกฤต โดยจะไม่ยอมรับ H_0 ถ้า $t < -t_0 = -1.782$



รูปที่ 4.39 การทดสอบแบบข้างเดียวของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

เนื่องจาก $t = -2.8981 < -1.782$ ตกอยู่ในอาณาเขตวิกฤต จึงไม่ยอมรับ H_0 ดังนั้นวิธีการวัดขนาดครั้งที่ 2 ในตำแหน่ง Z พบว่าไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์มีขนาดต่างกันมากกว่า $5 \mu\text{m}$



รูปที่ 4.40 การวิเคราะห์ค่าคาบเกี่ยวของตำแหน่ง Z จากตารางที่ 4.2 ซึ่งกำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

จากแผนภาพระยะห่างความเชื่อมั่นซึ่งแสดงการเปรียบเทียบของตำแหน่ง X ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% แสดงค่าเฉลี่ยของตำแหน่ง Reference Position Z อยู่ระหว่าง -6.00035 ถึง 8.26704 และ Measured Position Z อยู่ระหว่าง -5.96775 ถึง 8.27517

สรุปจากการวิเคราะห์ผลทางสถิติด้วยวิธีการแจกแจงแบบจับคู่ (Paired Sample T-Test) โดยกำหนดให้สมมติฐานหลัก (H_0) คือ ค่าความแตกต่างด้านขนาดระหว่างไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์น้อยกว่า 0.005 และสมมติฐานรอง (H_1) คือ ค่าความแตกต่างด้านขนาดระหว่างไฟล์ภาพสามมิติและชิ้นงานวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์มากกว่าหรือเท่ากับ 0.005 จากการแยกวิเคราะห์ตัวแปรของตำแหน่งที่ละคู่ พบว่าผลการวิเคราะห์ส่วนใหญ่ไม่ยอมรับสมมติฐานหลัก ฉะนั้นสามารถสรุปได้ว่า ชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์และไฟล์สามมิติมีขนาดแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

4.3.4. การแก้ไขจากความแตกต่างทางด้านขนาด

เนื่องจากการผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ไม่ควรมีความแตกต่างทางด้านขนาดเกินกว่า 5 ไมครอน [13] ทำให้ต้องมีการแก้ไขความแตกต่างทางด้านขนาดที่เกิดขึ้น เมื่อพบสาเหตุของความแตกต่างทางด้านขนาดว่าเกิดจากการหดตัวของโลหะ ทำให้สามารถแก้ไขปัญหานี้ได้โดยสามารถแก้ไขได้ตั้งแต่ขั้นตอนการแปลงไฟล์สามมิติของไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์ โดยการเผื่อขนาดนั่นเอง การคำนวณระยะเผื่อ (Allowance Percent) สามารถทำได้โดยการเปรียบเทียบปริมาตรที่ได้จากการ Laser Scan กับ ปริมาตรจากไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์ต้นแบบ จากนั้นจะทราบค่าเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรหลังจากการหล่อนั้นเกิดขึ้นเท่าใด และนำค่าเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรที่ได้มาเพิ่มเป็นระยะเผื่อในไฟล์สามมิติต้นแบบ โดยวิธีการเปรียบเทียบปริมาตรของไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์และปริมาตรของชิ้นงานวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์สามารถทำได้ ดังนี้

$$V_{\text{ไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์}} = 3.4940 \text{ cm}^3$$

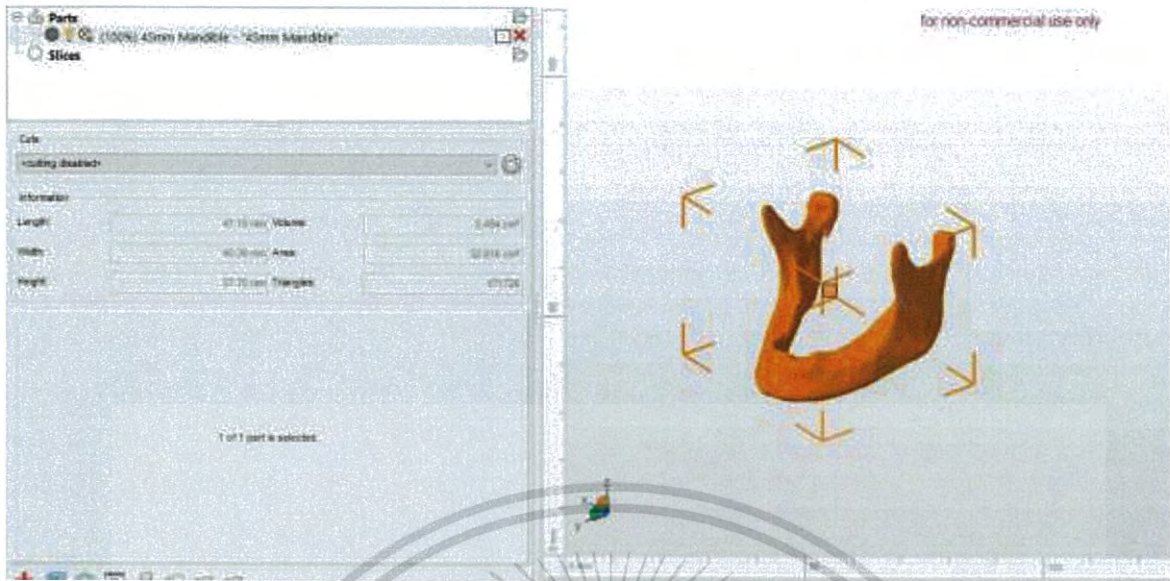
$$V_{\text{จากการวัดปริมาตรชิ้นงานจริง}} = 3.4183 \text{ cm}^3$$

$$V_{\text{ไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์}} - V_{\text{จากการวัดปริมาตรชิ้นงานจริง}} = 0.0757 \text{ cm}^3$$

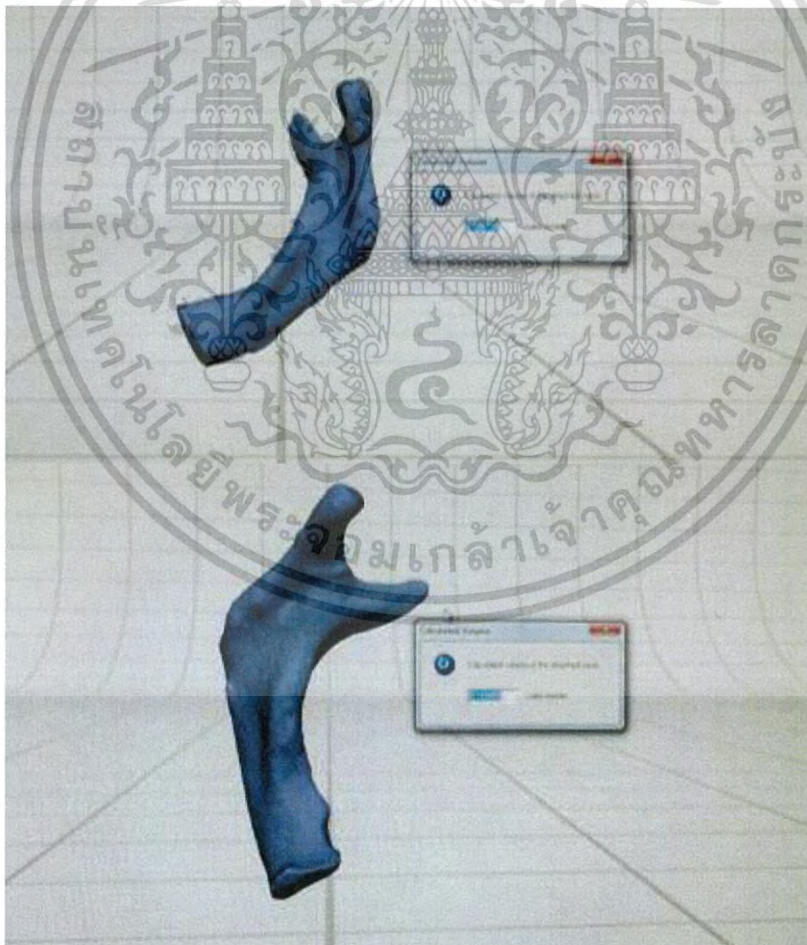
$$\% \text{ การเปลี่ยนแปลงปริมาตร} = \frac{0.0757 \times 100}{3.4940}$$

$$\% \text{ การเปลี่ยนแปลงปริมาตร} = 2.1666\%$$

เพราะฉะนั้นต้องทำการเผื่อขนาดของไฟล์ภาพสามมิติให้มีขนาดใหญ่ขึ้น 2.1666% จากปริมาตรทั้งหมดเพื่อทำการเผื่อขนาดให้พอดีกับขนาดการหดตัวของวัสดุ (ในกรณีใช้โลหะเงิน 19%)



รูปที่ 4.41 ปริมาตรของไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์



รูปที่ 4.42 การวัดปริมาตรชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์ด้วยวิธี Laser Scan

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา⁸³ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากโลหะที่ใช้หล่อวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์เป็นโลหะผสม Silver 19% ซึ่งมีส่วนผสมของเงิน และทองแดง ในสัดส่วน 19% และ 81% ตามลำดับ จึงต้องคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนโดยใช้วิธีการถ่วงน้ำหนัก ดังสมการที่ 4.8

$$\bar{X} = \frac{\sum(wx)}{\sum w} \quad (4.8)$$

เมื่อ w = ค่าถ่วงน้ำหนักของโลหะ
 x = ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนของโลหะ

จะได้

$$\frac{19(19.7)+81(17)}{19+81} = 17.513$$

ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนของโลหะเงิน 19% ที่ได้จากวิธีการถ่วงน้ำหนัก มีค่าประมาณ 17.513

จากการคำนวณคำนวณหาปริมาตรที่เปลี่ยนแปลงไปของไฟล์ภาพสามมิติของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์โดยใช้สมการความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้นและสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงปริมาตร (จากสมการที่ 2.11) จะคำนวณเปอร์เซ็นต์การหดตัวของโลหะเงิน 19% ได้ดังสมการที่ 4.9

โดยอุณหภูมิที่ใช้ในการหล่อโลหะเงิน 19 % มีค่าเท่ากับ 1030 °C และอุณหภูมิห้องที่ใช้ในการหล่อเท่ากับ 25 °C และจากตารางที่ 4.3 ทำให้ทราบว่าค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนเชิงเส้นของโลหะเงิน 19 % มีค่าเท่ากับ $17.513 \times 10^{-6} (\text{°C})^{-1}$ ดังนั้นการคำนวณสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนของโลหะเงิน 19 % จะเป็นไปดังสมการที่ 4.9

$$\frac{\Delta V}{V} = 3\alpha_L \Delta T$$

$$\frac{\Delta V}{V} = 3(17.513 \times 10^{-6})(1030 - 25) \quad (4.9)$$

$$\frac{\Delta V}{V} = 5.28 \%$$

เมื่อ α_L = สัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้น มีหน่วยเป็น °C^{-1} หรือ K^{-1}

ΔT = อุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไป

ดังนั้นจะได้เปอร์เซ็นต์การหดตัวของโลหะเงิน 19 % เชิงปริมาตร เท่ากับ 5.28 %

สาเหตุที่เปอร์เซ็นต์การหดตัวของโลหะเงิน 19% จากการคำนวณโดยใช้สมการความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้นและสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงปริมาตร และ จากการคำนวณโดยการเปรียบเทียบปริมาตรระหว่างไฟล์ภาพถ่ายทางการแพทย์และการวัดขนาดด้วยวิธีเลเซอร์แอสแกน มี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในงานวิจัยเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือใช้
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปอร์เซ็นต์การหดตัวของโลหะไม่เท่ากันนั้น เกิดขึ้นเนื่องจากกิ่งของ Sprue ที่ถูกตัดออกจากชิ้นงานวัสดุ
ปลุกฝังทางการแพทย์อาจถูกตัดออกไม่หมด ทำให้ปริมาตรที่ได้จากวิธีเลเซอร์แสกนสูงกว่าที่ควรจะเป็น ทำ
ให้เกิดความแตกต่างระหว่างเปอร์เซ็นต์การหดตัวของโลหะจากการคำนวณทั้งสองวิธีนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและอภิปรายผล

ในบทนี้จะกล่าวถึงการสรุปผลและการอภิปรายผลของงานวิจัยเกี่ยวกับการพัฒนากระบวนการผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ และข้อเสนอแนะ โดยมีรายละเอียดดังนี้

1. การสรุปผลและการอภิปรายผล
2. ข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการดำเนินงาน

ปริญญานิพนธ์นี้จัดทำขึ้นเพื่อศึกษาและพัฒนากระบวนการผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์โดยกระบวนการการหล่อแบบซีฟิ่งหาย เพื่ออำนวยความสะดวกให้แก่ผู้ป่วยในต้นทุนที่ต่ำและใช้เวลาในกระบวนการผลิตที่รวดเร็ว ซึ่งผู้วิจัยได้ใช้ไฟล์ข้อมูลจากการตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging) แล้วแปลงให้เป็นไฟล์ข้อมูลเชิงตัวเลข (Computer Aided Design) จากนั้นได้เลือกชิ้นส่วนบริเวณกรามของมนุษย์มาทดลองผลิตเป็นวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ และได้ใช้เทคโนโลยีการพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติในการทำแม่แบบซีฟิ่งของกระดูกกรามของมนุษย์ แล้วจึงทำการหล่อวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์โดยกระบวนการหล่อแบบซีฟิ่งหาย จากนั้นจึงนำไปตรวจสอบความผิดพลาดของขนาดระหว่างไฟล์ต้นแบบจากการตรวจเอ็กซเรย์ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและชิ้นงานที่ผลิตจากกระบวนการหล่อแบบซีฟิ่งหาย

ผลที่ได้จากการวิจัยพบว่ากระบวนการผลิตนี้สามารถผลิตชิ้นงานวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ได้จริง และสามารถใช้เวลาในการผลิตที่รวดเร็วมาก แต่จากการตรวจสอบความผิดพลาดด้านขนาดที่ได้พบว่า ชิ้นงานที่ได้มีขนาดเล็กกว่าไฟล์ภาพสามมิติ ซึ่งเกิดจากการหดตัวของโลหะเงินระหว่างกระบวนการหล่อ การหดตัวของโลหะเงินเมื่อคิดเป็นปริมาตรแล้ว มีการเปลี่ยนแปลงคือมีปริมาตรลดลง 2.1666% และจากผลการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติโดยใช้วิธีการแจกแจงแบบจับคู่ สามารถสรุปได้ว่าชิ้นงานวัสดุทางการแพทย์ และไฟล์สามมิติมีขนาดแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งปัญหาความแตกต่างทางด้านขนาดนี้สามารถแก้ไขได้โดยการเปลี่ยนโลหะที่ใช้ในการหล่อ เนื่องจากโลหะแต่ละชนิดมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อน (Thermal Expansion Coefficient) ที่ไม่เท่ากัน หากค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนมาก โลหะจะเกิดการหดตัวมาก และหากเลือกใช้โลหะที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนน้อยกว่าเงิน 19% ที่ผู้วิจัยใช้ในการทำการทดลองนี้ เช่น ไทเทเนียม เป็นต้น ก็จะเกิดการหดตัวที่น้อยลง เมื่อทราบค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนของโลหะแต่ละชนิดแล้ว สามารถนำไปคำนวณเพื่อหาระยะเผื่อได้ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และสามารถทำการเผื่อระยะป้องกันการหดตัวของโลหะได้ตั้งแต่ขั้นตอนการแปลงไฟล์สามมิติ อีกทั้งในจุดที่เป็นทางเดินของน้ำโลหะ (Sprue) ซึ่งเป็นจุดที่ต้องทำการตัดกิ่งของชิ้นงานออก พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ค่อนข้างมากและสามารถแก้ไขได้โดยทำการ Machining ในขั้นตอนสุดท้ายเพื่อตกแต่งตำหนิ

5.2 ข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยนี้การผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ได้อาศัยความช่วยเหลือในการผลิตจากบริษัท มิชิไซมีส อินเตอร์เนชันแนล จำกัด ทำให้มีข้อจำกัดในเรื่องขนาดของเบ้าหล่อ และวัสดุที่ใช้ในการผลิต แม้ว่าโลหะเงินที่ทางผู้วิจัยได้ใช้ในการผลิตนั้นสามารถใช้เพื่อผลิตวัสดุปลอมภายในร่างกายได้ แต่วัสดุที่มีความเหมาะสมกับการผลิตวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์และใช้ภายในร่างกาย คือ ไทเทเนียม และโคบอลต์ อีกทั้งด้วยข้อจำกัดด้านขนาดของเบ้าหล่อทำให้ทางผู้วิจัยต้องทำการลดขนาดไฟล์กระดูกกรรมของมนุษย์ลง หากกระบวนการผลิตมีขนาดเบ้าหล่อที่เหมาะสมและใหญ่เพียงพอที่จะสามารถหล่อวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ที่มีขนาดเท่าอวัยวะจริงของมนุษย์ จะทำให้มีความเสมือนจริงยิ่งขึ้นและสามารถตรวจสอบความแม่นยำของขนาดได้ดียิ่งขึ้น

เอกสารอ้างอิง

- [1] ผศ. ดร.บวรลักษณ์ อุณคานนท์, 2553. วิศวกรรมชีวการแพทย์ขั้นพื้นฐาน. กรุงเทพฯ : ส.ส.ท.
- [2] ประเภทของวัสดุปลูกฝังทางการแพทย์ : <http://www.trueplookpanya.com/blog/content/58647>.
- [3] ศ.นพ. พิบูลย์ อธิระวิวงศ์, 2556. วัสดุชีวภาพการแพทย์ออร์โธปิดิกส์. กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์.
- [4] Jon Excell, 2013. The Engineer: The rise of additive manufacturing. London, United Kingdom.
- [5] เทคโนโลยีการพิมพ์แบบสามมิติ 3D printing : <http://www.vcharkarn.com/varticle/57825>.
- [6] MRI technology : <http://rachvipamri.com/what-is-mri/>
- [7] Dicom file format : http://xray.tantikorn.com/?page_id=18
- [8] รัตน บริสุทธีกุล, 2555. กระบวนการหล่อโลหะ. นครราชสีมา : สำนักพิมพ์ มทส.
- [9] ชุตรี วงศ์รัตน์, 2553. เทคนิคการใช้สถิติเพื่อการวิจัย. นนทบุรี: ไทเนรมิตกิจ อินเตอร์ โพรเกรสซิฟ จำกัด.
- [10] บุญเรียง ขจรศิลป์, 2537. สถิติวิจัย II. กรุงเทพฯ: เบส กราฟฟิค เพรส.
- [11] Thermal Expansion : https://en.wikipedia.org/wiki/Thermal_expansion
- [12] Thermal Expansion of Solids and Liquids : <https://courses.lumenlearning.com/physics/chapter/13-2-thermal-expansion-of-solids-and-liquids/>
- [13] FDA's Good Guidance Practices, GGP's : <https://www.fda.gov/downloads/AboutFDA/Transparency/TransparencyInitiative/UCM285124.pdf>