



การประเมินเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์จาก
เครื่องพิมพ์สามมิติ



ทิพวรรณ ปอปริดา

วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนครสวรรค์
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2564
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนครสวรรค์

การประเมินเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์จาก
เครื่องพิมพ์สามมิติ



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2564
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

วิทยานิพนธ์ เรื่อง "การประเมินเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางด้วยหุ่นจำลองทรง
ลูกบาศก์จากเครื่องพิมพ์สามมิติ"

ของ ทิพวรรณ ปอปริดา

ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม)

..... ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันทวัฒน์ อูดี)

..... กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก)

อนุมัติ

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.กรรองกาญจน์ ชูทิพย์)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อเรื่อง	การประเมินเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์จากเครื่องพิมพ์สามมิติ
ผู้วิจัย	ทิพวรรณ ปอปรिता
ประธานที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันทวัฒน์ อุ่ติ
ประเภทสารนิพนธ์	วิทยานิพนธ์ วท.ม. สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์, มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2564
คำสำคัญ	เตียงฉายรังสีแบบปรับได้อิสระหกทิศทาง, เครื่องพิมพ์สามมิติ, การประกันคุณภาพ, การฉายรังสีศัลยกรรมร่วมฟักัด, การฉายรังสีร่วมฟักัดบริเวณลำตัว

บทคัดย่อ

เตียงฉายรังสีแบบปรับได้อิสระหกทิศทางเป็นเทคโนโลยีทันสมัยที่นำมาใช้ร่วมกับเครื่องเร่งอนุภาคในปัจจุบัน โดยพัฒนาประสิทธิภาพของเตียงฉายรังสีด้วยการเพิ่มการเคลื่อนที่อีกสองทิศทาง ประกอบด้วยทิศทางการกระดกตามแนวยาว (Pitch) และการเอียงตามแนวขวาง (Roll) ซึ่งทิศทางดังกล่าวนี้สามารถเพิ่มประสิทธิภาพถูกต้องและแม่นยำทางการรักษาโดยเฉพาะเทคนิคการฉายรังสีศัลยกรรมร่วมฟักัด (SRS) และการฉายรังสีร่วมฟักัดบริเวณช่องท้อง (SBRT) ดังนั้นการประกันคุณภาพของเตียงฉายรังสีจึงเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลให้การรักษาด้วยเทคนิคดังกล่าวบรรลุตามเป้าหมาย งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อสร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์โดยใช้เครื่องพิมพ์สามมิติ สำหรับตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีแบบปรับได้อิสระหกทิศทางด้วยซอฟต์แวร์ image matching และเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ทำการออกแบบหุ่นจำลองด้วยโปรแกรมการออกแบบสามมิติ (AutoCAD) และขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ รุ่นฟูลสเกลแมกซ์ 450 และใช้พลาสติกชนิด PLA สำหรับการขึ้นรูป โดยตั้งค่าพารามิเตอร์การพิมพ์ดังต่อไปนี้ ประกอบด้วย พารามิเตอร์ร้อยละความหนาแน่นเท่ากับ 40 ความเร็วในการพิมพ์เท่ากับ 30 มิลลิเมตรต่อวินาที และอุณหภูมิการพิมพ์เท่ากับ 210 องศาเซลเซียส จากนั้นประเมินขนาดของหุ่นจำลองด้วยเวอร์เนียร์คาลิเปอร์และภาพตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ผลการศึกษาพบว่า ค่าความแตกต่างของขนาดหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยภาพเอกซเรย์ตัดขวางเท่ากับ 69.85 ± 0.11 มิลลิเมตร และสำหรับการประเมินเวอร์เนียร์คาลิเปอร์ 69.88 ± 0.01 มิลลิเมตร สำหรับหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ที่บรรจุเซ็นเซอร์วัดความเร่งไว้ภายในสำหรับอ่านค่ามุมของทิศทาง pitch และ roll และสำหรับซอฟต์แวร์ image matching ใช้ประเมินตำแหน่งเตียงฉายรังสีในทิศทาง vertical (Vrt.), longitudinal (Lng.), lateral (Lat.),

pitch, roll และ yaw ด้วยการประเมินจากภาพถ่ายเอกซเรย์ระดับกิโลโวลต์ (kV image) พบว่า ผลความคลาดเคลื่อนสำหรับการประเมินด้วยซอฟต์แวร์ image matching เท่ากับ 0.10 ± 0.03 มิลลิเมตร, 0.09 ± 0.03 มิลลิเมตร, 0.14 ± 0.04 มิลลิเมตร, 0.09 ± 0.08 องศา, 0.12 ± 0.05 องศา, 0.09 ± 0.02 องศา สำหรับทิศทาง Vrt., Lng., Lat., pitch, roll, และ yaw ตามลำดับ และสำหรับผลความคลาดเคลื่อนที่ประเมินด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่งเท่ากับ 0.09 ± 0.08 องศา และ 0.04 ± 0.065 องศา สำหรับทิศทาง pitch และ roll การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้นำเสนอนวัตกรรมหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์สำหรับการประเมินเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง จากการพัฒนาวิธีการประเมินเตียงฉายรังสีด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่งและซอฟต์แวร์ image matching



Title	EVALUATION OF SIX DEGREES OF FREEDOM COUCH USING 3D PRINTED CUBE PHANTOM
Author	TIPPAWAN POPREEDA
Advisor	Assistant Professor Nuntawat Udee, Ph.D.
Academic Paper	M.S. Thesis in Medical Physics, Naresuan University, 2021
Keywords	6 Degrees of freedom couch, 3D printing, Quality assurance, Stereotactic radiosurgery, Stereotactic body radiation therapy

ABSTRACT

The six degrees of freedom (6DOF) couch is a state-of-the-art technology currently used in linear accelerators. This technology improves the efficiency of radiotherapy by enhancing two directions: pitch and roll. In particular, Stereotactic RadioSurgery (SRS) and Stereotactic Body RadioTherapy (SBRT) require extremely accurate and precise treatment. Therefore, the quality assurance of the treatment couch is an important factor in achieving the treatment goals with these techniques. The research aims to produce a printed cubic phantom to verify the accuracy of 6DOF couch using image matching and an accelerometer sensor. The phantom model was designed using the AutoCAD program and printed using the 3D printing model of FullScale Max450. Polylactic acid (PLA) plastic was used as the material for printing. The phantom was fabricated as the following parameters: the percent fill density = 40, the printing speed = 30 mm/s, and the printing temperature = 210 °C. Then, the accuracy of cubic printed phantom was measured using a caliper and cross-sectional images from Computed Tomography (CT). The size of the printed cubic phantom was found at 69.85 ± 0.11 mm for measurement with the CT image, and 69.88 ± 0.01 mm for measurement with caliper. The accelerometer sensor was inserted into the cubic phantom for measurement of the couch in pitch and roll direction while image matching method was measured the couch position in vertical (Vrt.), longitudinal (Lng.), lateral (Lat.), pitch, roll and yaw direction. For measurement

couch position with image matching, the point matching algorithm was used to measure the displacement between reference and kV image. The 6DOF couch QA using image matching measurement was found couch error 0.10 ± 0.03 mm, 0.09 ± 0.03 mm, 0.14 ± 0.04 mm, 0.09 ± 0.08 degree, 0.12 ± 0.05 degree, 0.09 ± 0.02 degree for vert., lng., lat., pitch, roll, and yaw direction respectively. The 6DOF couch QA using accelerometer sensor measurement was found couch error 0.09 ± 0.08 degree and 0.04 ± 0.065 degree for pitch and roll direction. This study demonstrated a novel printed cubic phantom for verifying the 6DOF couch. In addition, the two approaches as image matching and an accelerometer sensor, were developed to measure the couch position.



ประกาศคุณูปการ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงในความกรุณาของ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันทวัฒน์ อยู่ดี ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้สละเวลาอันมีค่ามาเป็นที่ปรึกษาพร้อมทั้งให้คำแนะนำตลอดระยะเวลาในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ และขอกราบขอบพระคุณคณะกรรมการวิทยานิพนธ์อันประกอบด้วย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์ด้วยความเอาใจใส่ จนวิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณงานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ ที่เอื้อเฟื้อสถานที่ เครื่องมือและวัสดุอุปกรณ์ เพื่อใช้ดำเนินงานวิจัยนี้จนสำเร็จ ขอขอบพระคุณ อาจารย์แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์ อาจารย์ปนัดดา อินทนิล อาจารย์วิไล มาสง่า นักฟิสิกส์การแพทย์เป็นอย่างสูง สำหรับคำแนะนำและชี้แนะแนวทางในการดำเนินการวิจัยและเก็บข้อมูล ขอขอบคุณนายกำแพง นักรังสีการแพทย์ สำหรับคำแนะนำเกี่ยวกับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และขอขอบพระคุณคณาจารย์ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวรทุกท่านที่ให้คำแนะนำในการทำวิทยานิพนธ์

ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา พี่ชายและเพื่อนๆ ที่ให้กำลังใจและสนับสนุนอย่างดีที่สุดเสมอมา

และขอขอบคุณน้องแพรว ดวงกมล วรรณวิกรม ที่เป็นธุระและผลักดันให้พี่ทำเล่มวิทยานิพนธ์นี้จนสามารถยื่นสอบจบสำเร็จนะคะ

คุณค่าและคุณประโยชน์อันพึงจะมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบและอุทิศแต่ผู้มีพระคุณทุกๆ ท่าน ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่า งานวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์ต่องานรังสีรักษาต่อไป

ทิพวรรณ ปอปรีดา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
ประกาศคุณูปการ.....	ช
สารบัญ.....	ซ
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญภาพ.....	ฉ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาของปัญหา.....	1
จุดมุ่งหมายของการศึกษา.....	2
ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
นิยามศัพท์เฉพาะ.....	2
สมมติฐานของการวิจัย.....	3
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
การฉายรังสีศัลยกรรมร่วมพิกัดและการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณลำตัว.....	4
ระบบเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง (six degrees of freedom couch).....	5
การประกันคุณภาพของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง.....	6
โปรแกรม MATLAB (Matrix Laboratory software).....	7
เครื่องพิมพ์สามมิติ.....	13
เซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor).....	16

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	18
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	23
เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย.....	23
การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	29
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	45
ผลการสร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับเอียง.....	45
ผลการประเมินความถูกต้องของการขึ้นรูปหุ่นจำลองด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ.....	48
ผลการสอบอุปกรณ์วัดการเอียงมุม.....	50
ผลการพัฒนาซอฟต์แวร์วิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสี.....	53
ผลการทดสอบความถูกต้องของเตียงฉายรังสีด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และซอฟต์แวร์ ที่พัฒนาขึ้น.....	55
บทที่ 5 บทสรุป.....	62
อภิปรายผลการวิจัย.....	62
สรุปผลการวิจัย.....	64
ข้อเสนอแนะ.....	64
บรรณานุกรม.....	66
ภาคผนวก.....	70
ประวัติผู้วิจัย.....	78

สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 งานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับผลกระทบต่อความถูกต้องของชิ้นงานสามมิติ.....	19
ตาราง 2 พารามิเตอร์สำหรับควบคุมการพิมพ์ชิ้นงานสามมิติ	32
ตาราง 3 ค่าพารามิเตอร์สำหรับทดสอบซอฟต์แวร์วิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี	41
ตาราง 4 การทดสอบตำแหน่งเตียงฉายรังสี	44
ตาราง 5 พารามิเตอร์ควบคุมเครื่องพิมพ์สามมิติที่ใช้ในการขึ้นรูปหุ่นจำลอง	46
ตาราง 6 น้ำหนักและระยะเวลาที่ใช้ในการพิมพ์หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับเอียงด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ.....	46
ตาราง 7 ผลความถูกต้องของรูปร่างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์	50
ตาราง 8 ผลทดสอบความถูกต้องและการทำซ้ำของการวิเคราะห์ของซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (Image matching) ในทิศทาง Translation.....	54
ตาราง 9 ผลทดสอบความถูกต้องและการทำซ้ำของการวิเคราะห์ของซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (Image matching) ในทิศทาง Rotation.....	55
ตาราง 10 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SBRT ด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และอุปกรณ์วัดการเอียงมุม	57
ตาราง 11 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SRS ด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และอุปกรณ์วัดการเอียงมุม	58
ตาราง 12 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SBRT ด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (image matching).....	59
ตาราง 13 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SRS ด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (image matching).....	60

ตาราง 14 ผลความแตกต่างของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น61

ตาราง 15 ผลความแตกต่างของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์.....61



สารบัญภาพ

	หน้า
ภาพ 1 เครื่องเร่งอนุภาคพร้อมด้วยเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง	5
ภาพ 2 ระบบทิศทางการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสี	6
ภาพ 3 ลักษณะฟิลเตอร์ของ Robert operator.....	8
ภาพ 4 ลักษณะฟิลเตอร์ของ Sobel operator	8
ภาพ 5 ลักษณะฟิลเตอร์ของ Prewitt operator	9
ภาพ 6 ลักษณะฟิลเตอร์ของ Laplacian of Gaussian.....	9
ภาพ 7 การย้ายตำแหน่งจุด x, y ไป x', y'	10
ภาพ 8 การหมุนตำแหน่ง x, y ไป x', y'	11
ภาพ 9 การย่อ/ขยายเมตริก ในอัตรา 2 เท่า	12
ภาพ 10 ตัวอย่างการทำการจับคู่จุด (Point matching).....	12
ภาพ 11 ตัวอย่างการแทรก (Interpolation)	13
ภาพ 12 การทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติระบบฉีดเส้นพลาสติก	14
ภาพ 13 การทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติระบบถอดเรซิน	14
ภาพ 14 การทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติระบบหลอมผงวัสดุ	15
ภาพ 15 การทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติระบบ Material Jetting.....	15
ภาพ 16 โครงสร้างพื้นฐานของมิเตอร์วัดอัตราเร่งแบบเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric accelerometer).....	16
ภาพ 17 โครงสร้างพื้นฐานของมิเตอร์แบบเพียโซรีซิสแตน (Piezoresistance accelerometer).....	17
ภาพ 18 ความสัมพันธ์เชิงมุมของเซ็นเซอร์วัดความเร่งในแกน X Y และ Z	18

ภาพ 19 เครื่องเร่งอนุภาคพร้อมด้วยเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางของเครื่องเร่งอนุภาคทรมูบีม	23
ภาพ 20 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (CT simulator)	24
ภาพ 21 หน้าต่างโปรแกรม AutoCAD	24
ภาพ 22 หน้าต่างโปรแกรม CreatBot.....	25
ภาพ 23 เครื่องพิมพ์สามมิติชนิดฉีดเส้นพลาสติก FULLSCALE Max450	25
ภาพ 24 เส้นพลาสติกชนิด PLA	26
ภาพ 25 ชุดอุปกรณ์เซ็นเซอร์วัดความเร่งและอุปกรณ์ส่งสัญญาณ Wi-Fi.....	27
ภาพ 26 ภาพอุปกรณ์วัดระดับน้ำดิจิทัล	27
ภาพ 27 ภาพไม้บรรทัดเหล็ก	28
ภาพ 28 ภาพอุปกรณ์วัดเวอร์เนียร์คาลิปเปอร์	28
ภาพ 29 การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	29
ภาพ 30 แบบหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยโปรแกรม AutoCAD.....	30
ภาพ 31 แบบฐานปรับเอียงหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยโปรแกรม AutoCAD.....	31
ภาพ 32 แบบกล่องใส่อุปกรณ์วัดการเอียงมุมด้วยโปรแกรม AutoCAD.....	31
ภาพ 33 ชิ้นงานหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับองศาที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ...33	
ภาพ 34 ตัวอย่างการวัดขนาดหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์จาก line profile ด้วยภาพตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์.....	34
ภาพ 35 ขั้นตอนการสอบเทียบอุปกรณ์วัดการเอียงมุมของเตียงฉายรังสีจากเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor)	35
ภาพ 36 ทิศทางการนับวัดของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor).....	36
ภาพ 37 ขั้นตอนการทำงานของซอฟต์แวร์วิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสี.....	40

ภาพ 38 ชิ้นงานหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และกล่องใส่อุปกรณ์วัดการเอียงมุม (ก) แสดง ชิ้นงานหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ที่ประกอบแล้ว (ข) แสดงตำแหน่งของ marker และกล่องใส่ อุปกรณ์วัดการเอียงมุมภายในหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์	47
ภาพ 39 ชิ้นงานฐานปรับเอียงสำหรับทดสอบการเอียงของเตียงฉายรังสี	47
ภาพ 40 การวัดขนาดจาก line profile ด้วยภาพตัดขวางหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์จาก เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา	49
ภาพ 41 ตัวอย่างการวัดขนาดหุ่นจำลองด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์	50
ภาพ 42 กราฟการสอบเทียบความถูกต้องของการนับวัดมุมองศาในทิศทางการกระดกตาม แนวยาว (pitch) ด้วยเซ็นเซอร์ accelerometer เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำดิจิตอล	51
ภาพ 43 กราฟการสอบเทียบความถูกต้องของการนับวัดมุมองศาในทิศทางการปรับเอียง ตามแนวขวาง (roll) ด้วยเซ็นเซอร์ accelerometer เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำ ดิจิตอล	52
ภาพ 44 กราฟความคลาดเคลื่อนของการอ่านค่ามุมด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (accelerometer sensor) ในการนับวัดมุมองศาในทิศทาง Roll และ Pitch	52
ภาพ 45 ภาพการวิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (ก) แสดงภาพ การจับคู่จุด (Matching points) ระหว่างภาพก่อนและหลังการเคลื่อนตำแหน่ง (ข) แสดง ภาพการจับคู่จุดเฉพาะจุดที่อยู่ในทิศทางเดียวกันเท่านั้น (ค) แสดงภาพหลังจากแปลง ข้อมูลภาพกลับมาเปรียบเทียบกับภาพก่อนการเคลื่อนที่	53

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาของปัญหา

ปัจจุบันความถูกต้องและแม่นยำในการรักษาด้วยรังสีรักษาสำหรับการฉายรังสีระยะไกล (External beam therapy) เป็นสิ่งสำคัญที่ต้องคำนึงถึง โดยเฉพาะการรักษาที่ต้องการความถูกต้องสูงด้วยการฉายรังสีศัลยกรรมร่วมพิกัต (Stereotactic radiosurgery) และการฉายรังสีร่วมพิกัตบริเวณลำตัว (Stereotactic body radiation therapy) เนื่องจากขอบเขตของรอยโรคขนาดเล็กและปริมาณรังสีต่อครั้งที่ค่อนข้างสูง (1) ดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาความสามารถเครื่องฉายรังสีให้มีประสิทธิภาพมากขึ้นเพื่อรองรับการฉายรังสีด้วยเทคนิคดังกล่าว ทั้งระบบการให้ปริมาณรังสี (Output machine) ระบบการควบคุมขนาดลำรังสี (Multileaf collimator) ระบบการหมุนของเครื่องฉายรังสี (Treatment isocenter) และระบบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสี (Table movement system) เป็นต้น นอกจากนี้การควบคุมคุณภาพของเครื่องฉายรังสีให้สามารถทำงานได้อย่างถูกต้องนับเป็นสิ่งจำเป็นเช่นกัน (2, 3) โดยเฉพาะการพัฒนาเตียงฉายรังสีให้มีรูปแบบการใช้งานที่ซับซ้อนมากขึ้นด้วยเทคโนโลยีเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง (six degrees of freedom couch) ประกอบด้วยการเคลื่อนที่ในทิศทางแนวยาว (longitudinal) แนวขวาง (lateral) แนวตั้ง (vertical) การหมุนรอบฐานเตียง (rotation/yaw) การกระดกตามแนวยาว (pitch) และการปรับเอียงตามแนวขวาง (roll) ที่นำเข้ามาเพิ่มประสิทธิภาพในการฉายรังสี (4) อย่างไรก็ตามภายหลังการติดตั้งควรได้รับการประเมินคุณภาพของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางด้วยการตรวจสอบ แกรรับ (Acceptance test) และการเตรียมความพร้อมก่อนการใช้งานทางคลินิก (Commissioning) (5) ปัจจุบันยังมีข้อจำกัดของการทำการประกันคุณภาพของระบบขับเคลื่อนตำแหน่งของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง โดยเฉพาะอย่างยิ่งการทดสอบในทิศทางการกระดกตามแนวยาวและการปรับเอียงตามแนวขวางซึ่งอุปกรณ์สำหรับใช้ทดสอบการเคลื่อนที่ดังกล่าวยังมีข้อจำกัด เนื่องจากอุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบเป็นหุ่นจำลองสำหรับทดสอบสภาพทางคลินิกที่มีราคาสูงทำให้หลายหน่วยงานยังขาดอุปกรณ์สำหรับการประกันคุณภาพที่เหมาะสม โดยใช้วิธีการประยุกต์ใช้ได้เพียงการตรวจสอบตำแหน่งการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีในทางคลินิกเท่านั้น แต่การตรวจสอบนั้นยังไม่เพียงพอสำหรับใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี (Functional test) ตามคำแนะนำของสมาคมฟิสิกส์การแพทย์แห่งอเมริกา (American Association of Physicists in Medicine) ในรายงาน AAPM. Task Group 198 (6) และ AAPM MPPG. 8.a.(7)

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้เป็นการพัฒนาอุปกรณ์หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์สำหรับตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีในการทำการประกันคุณภาพของระบบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง

จุดมุ่งหมายของการศึกษา

เพื่อสร้างอุปกรณ์ตรวจสอบความถูกต้องโดยใช้เครื่องพิมพ์สามมิติสำหรับตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีแบบปรับได้อิสระหกทิศทาง

ขอบเขตของงานวิจัย

ออกแบบหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยโปรแกรมการออกแบบสามมิติ (AutoCAD) และขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติประเภทฉีดพลาสติกชนิด PLA รุ่นฟูลสเกลแมกซ์ 450 สำหรับใช้ทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี โดยงานวิจัยนี้ได้พัฒนาวิธีการตรวจสอบตำแหน่งการเคลื่อนที่ของเตียงขึ้นมา 2 วิธี โดยวิธีแรกคือการใช้ Accelerometer sensor และวิธีที่สองคือการใช้ Point matching algorithm ในการวัดระยะการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสี นอกจากนี้งานวิจัยนี้ได้ทำการพัฒนาซอฟต์แวร์เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยโปรแกรม MATLAB สำหรับวิเคราะห์หาตำแหน่งของเตียงฉายรังสีจากภาพถ่ายเอกซเรย์ระดับพลังงานกิโลโวลต์ในการฉายรังสีเทคนิค SRS และ SBRT โดยทำการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางของเครื่องเร่งอนุภาครุ่นทรูบีม (TrueBeam) บริษัทแควเรียน ณ แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ ด้วยทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี (Functional test) และการทดสอบการเคลื่อนเตียงฉายรังสีในทางคลินิก (Clinical test) ณ บริเวณตำแหน่งการฉายรังสีแบบเทคนิค SRS และ SBRT โดยประเมินผลตามเกณฑ์มาตรฐานของ AAPM. TG 198 และ MPPG 8.a.

นิยามศัพท์เฉพาะ

6DOF	6 degrees of freedom
SRS	Stereotactic radiosurgery
SBRT	Stereotactic body radiation therapy
PLA	Polylactic-acid
FDM	Fused Deposition Modeling
MATLAB	Matrix Laboratory software

สมมติฐานของการวิจัย

อุปกรณ์หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์สามารถนำมาใช้ในการประเมินการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางได้



บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การฉายรังสีศัลยกรรมร่วมฟิสิกส์และการฉายรังสีรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณลำตัว

การฉายรังสีศัลยกรรมร่วมฟิสิกส์ (SRS) และการฉายรังสีรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณลำตัว (SBRT) เป็นเทคนิคการรักษาที่ต้องการความถูกต้องและแม่นยำสูงในการฉายรังสี การให้ปริมาณรังสีที่มีสม่าเสมอตลอดทั้งก้อนมะเร็งและการป้องกันปริมาณรังสีอวัยวะปกติข้างเคียงเป็นสิ่งสำคัญในการรักษา เนื่องจากการรักษาใช้วิธีการฉายรังสีด้วยปริมาณรังสีสูงเพียงครั้งเดียวหรือการฉายรังสีด้วยปริมาณรังสีสูงต่อการฉายแต่ละครั้ง ดังนั้นเพื่อให้การรักษาสามารถบรรลุตามเป้าหมายจึงมีความจำเป็นต้องมีระบบการฉายรังสีที่มีความถูกต้องและแม่นยำสูง โดยระบบที่ใช้ในการรักษาควรสามารถให้อัตราปริมาณรังสีสูงเพื่อลดระยะเวลาในการฉายรังสีแต่ละครั้งลง เพื่อลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของผู้ป่วยระหว่างฉายรังสี สามารถกำหนดขนาดปริมาณรังสีให้ลดลงอย่างรวดเร็วเพื่อให้ปริมาณรังสีสูงสำหรับก้อนมะเร็งโดยที่อวัยวะปกติข้างเคียงไม่ได้รับปริมาณรังสี เครื่องฉายรังสีมีความถูกต้องของปริมาณรังสีสูง ระบบการสร้างภาพสามมิติ (on-board three-dimensional imaging) ระบบฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์การประเมินตำแหน่งของก้อนมะเร็งภายในร่างกาย ระบบสำหรับการปรับการเคลื่อนที่ของผู้ป่วย และความเสถียรทั้งการให้ปริมาณรังสีตลอดการหมุนหัวเครื่องฉายรังสี (gantry rotation) การหมุนของคอลลิเมเตอร์ (collimator movement) และความแปรปรวนของอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) (8)

ดังนั้นเพื่อให้สามารถทำงานได้ตามเป้าหมายจึงได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีระบบการฉายรังสีขึ้น โดยทำการปรับระบบเตียงให้มีการเคลื่อนที่อิสระมากขึ้น (Degrees of freedom) ช่วยให้การรักษาสามารถให้ปริมาณรังสีสูงทั่วทั้งก้อนมะเร็งและปริมาณรังสีน้อยที่อวัยวะปกติข้างเคียง สำหรับการฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาค (Linear accelerator-based delivery system) ได้พัฒนาระบบการฉายรังสีที่มีความละเอียดของพื้นที่มากขึ้นด้วยการพัฒนาระบบกำบังรังสี (Multileaf collimator) อัตราปริมาณรังสีสูง (High dose rate) ความแม่นยำของระบบเครื่องกล (Mechanical system) และระบบภาพนำวิถี (Image guidance system) เพื่อให้เกิดความถูกต้องในการกำหนดปริมาณรังสีที่สูงในระยะเวลาฉายสั้น เครื่องเร่งอนุภาคพร้อมด้วยเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง แสดงดังภาพ 1



ภาพ 1 เครื่องเร่งอนุภาคพร้อมเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง

ระบบการเคลื่อนที่เตียงของเครื่องฉายรังสีได้มีการพัฒนาจากระบบการเคลื่อนที่แบบปรับได้อิสระสี่ทิศทางเป็นทำให้สามารถเคลื่อนที่ได้อิสระหกทิศทาง เพื่อรองรับการฉายรังสีในผู้ป่วยได้หลายทิศทางทำให้เพิ่มความสม่ำเสมอของปริมาณรังสีได้เทียบเท่ากับหลักการปลดปล่อยรังสีจากตำแหน่งทิศทางที่แตกต่างกันของเครื่องแกมมาไนฟ์ การเพิ่มทิศทางขึ้นเพื่อรองรับการฉายรังสีด้วยเทคนิคการฉายรังสีคนละระนาบ (non-coplanar beam) ส่งผลให้ช่วยการกระจายปริมาณรังสีสม่ำเสมอได้ดีขึ้น

ระบบเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง (six degrees of freedom couch)

ระบบเตียงฉายรังสีที่สามารถเคลื่อนที่ได้ถึงหกทิศทาง ใช้สำหรับช่วยในการปรับแก้ตำแหน่งของผู้ป่วยให้สามารถจัดท่าผู้ป่วยได้ถูกต้องตามข้อมูลที่ได้จากการวางแผนการรักษา การเคลื่อนที่ในแต่ละแนวสามารถช่วยให้ตำแหน่งกึ่งกลางของก้อนมะเร็งสัมพันธ์กับตำแหน่งของจุดหมุนร่วมของการรักษา (Treatment isocenter) ซึ่งประกอบด้วยทิศทาง แนวยาว (longitudinal) แนวขวาง (lateral) แนวตั้ง (vertical) การหมุนรอบฐานเตียง (rotation/yaw) การกระดกตามแนวยาว (pitch) และการปรับเอียงตามแนวขวาง (roll) แสดงดังภาพ 2

1. แนวยาว (Longitudinal) เป็นการเคลื่อนที่ในทิศทางเดินหน้าเข้าหาหัวเครื่องฉายรังสีและย้อนกลับ
2. แนวขวาง (Lateral) เป็นการเคลื่อนที่ในทิศทางซ้าย-ขวาของหัวเครื่องฉายรังสี
3. แนวตั้ง (Vertical) เป็นการเคลื่อนที่ในทิศทางขึ้นและลง

4. การหมุนรอบฐานเตียง (Rotation/yaw) เป็นการเคลื่อนที่หมุนรอบฐานเตียงตามแนวจุดหมุนร่วม (Isocenter)
5. การกระดกตามแนวยาว (Pitch) เป็นการเคลื่อนที่กระดกขึ้น-ลงตามแนวยาว (Longitudinal)
6. การปรับเอียงตามแนวขวาง (Roll) เป็นการเคลื่อนที่ปรับเอียงขึ้น-ลงตามแนวขวาง (Lateral)



ภาพ 2 ระบบทิศทางการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสี (9)

การประเมินตำแหน่งการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางมีความสำคัญต่อการลดความคลาดเคลื่อนจากจุดหมุนร่วมที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสี ซึ่งการทำประกันคุณภาพการเคลื่อนที่สามารถตรวจพบความคลาดเคลื่อนเบื้องต้นที่เกิดจากความผิดพลาดจากระบบเครื่องกลที่ใช้ในการขับเคลื่อน

การประกันคุณภาพของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง

การประกันคุณภาพของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางเป็นหลักการประเมินการทำงานของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางซึ่งประสิทธิภาพการทำงานของระบบการขับเคลื่อนเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางสามารถเปลี่ยนแปลงได้ เนื่องจากความผิดปกติของเครื่องมือที่เกิดความเสียหายหรือเกิดจากการเสื่อมสภาพตามอายุการใช้งาน ดังนั้นการประกันคุณภาพจึงเป็นสิ่งสำคัญให้การทำงานของเตียงฉายรังสีมีประสิทธิภาพการทำงานอยู่ในเกณฑ์ที่

สามารถยอมรับได้ตลอดอายุการใช้งาน ซึ่ง AAPM TG-198 (6) และ AAPM MPPG. 8.a. (7) ได้กำหนดเกณฑ์ยอมรับสำหรับการวัดความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง ประกอบด้วย การทดสอบแบบ absolute measurement และการทดสอบแบบ relative measurement ซึ่งการทดสอบแบบ absolute measurement เป็นการทดสอบกับข้อมูลที่แสดงบนหน้าจอมอนิเตอร์ (digital readout) ของเตียงที่ระดับจุดหมุนร่วม (isocenter level) และทุกการทดสอบจะนับวัดโดยที่ไม่มีกัลโทรลด์น้ำหนกบนเตียง ซึ่งกำหนดค่า tolerance ไม่เกิน 2 มิลลิเมตร และ 1 องศาสำหรับ translational และ rotational เป็นต้น การทดสอบแบบ relative measurement เป็นการทดสอบเพื่อวัดความสามารถของเตียงฉายรังสีเมื่อเคลื่อนไปในตำแหน่งที่ต้องการรู้โดยการทดสอบจะอยู่ในช่วงที่ใช้ในทางคลินิก ซึ่งกำหนดให้ผลการทดสอบอยู่ภายใน 1 มิลลิเมตรสำหรับการเคลื่อนที่ในแนว translation และ 0.5 องศาสำหรับการเคลื่อนที่ในแนว rotation

การตรวจสอบตำแหน่งการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสี (Position accuracy) เป็นการประเมินความถูกต้องของการเลื่อนเตียงฉายรังสี ทำการทดสอบโดยเลื่อนเตียงไปตามระยะที่กำหนด ด้วยระยะที่อ่านบนอุปกรณ์ที่ได้รับการสอบเทียบแล้ว ได้แก่ ไม้มบรรทัดเหล็ก กระดาษกราฟ เป็นต้น ซึ่งอุปกรณ์เหล่านี้สามารถทดสอบได้เฉพาะบางทิศทางเท่านั้น เช่น ไม้มบรรทัดสามารถใช้ทดสอบได้เฉพาะแนวยาว แนวขวางและแนวตั้ง ส่วนกระดาษกราฟและมาตรวัดระดับน้ำชนิด inclinometer สามารถใช้ทดสอบเฉพาะแนวขวาง, การหมุนรอบฐานเตียง, การกระดกตามแนวยาว และการเอียงตามแนวขวาง เป็นต้น

โปรแกรม MATLAB (Matrix Laboratory software)

โปรแกรม MATLAB เป็นโปรแกรมภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูง โดยอาศัยหลักการพื้นฐานของการคำนวณทางเมตริกเป็นแกนหลัก เหมาะสำหรับการออกแบบและพัฒนาการเขียนโปรแกรมใช้งานมีประสิทธิภาพสูง ในทางการแพทย์นิยมนำมาใช้ในเรื่อง image processing และการวิเคราะห์ข้อมูลภาพ (10, 11)

1. การหาขอบภาพ (Edge Detection) เป็นการหาขอบเส้นรอบวัตถุที่อยู่ในภาพ โดยใช้หลักการหาความชันของความเข้มสี (Intensity) ด้วยขอบรูปเป็นบริเวณที่มีความแตกต่างของสีและเป็นเส้นที่แบ่งแยกวัตถุออกจากพื้นหลัง เมื่อทราบเส้นรอบวัตถุก็สามารถคำนวณหาพื้นที่ (ขนาด) หรือจำนวนพิกเซลของวัตถุได้ ซึ่งการหาขอบภาพให้ถูกต้องสมบูรณ์จะขึ้นกับคุณภาพของภาพนั้นด้วย หากคุณภาพของภาพดีสามารถแบ่งขอบเขตได้ชัดเจนยิ่งขึ้น เนื่องจากภาพมีความแตกต่างระหว่างความเข้มแสงของภาพมากจึงส่งผลให้การหาขอบภาพได้ถูกต้อง สำหรับทฤษฎีที่ได้รับความนิยมคือ Robert Operator, Sobel Operator, Canny Operator, Prewitt Operator และ Laplacian of Gaussian

1.1 Robert Operator

โรเบิร์ต โอเปอเรเตอร์เป็นการทำงานแบบ nonlinear ที่ใช้ฟิลเตอร์หรือเทมเพลตขนาด 3x3 เคอร์เนล เป็นเหมือนช่องหน้าต่างที่เลื่อนไปเรื่อย ๆ ทีละ 9 พิกเซลจนครบทั้งภาพ สำหรับค่าผลลัพธ์จะวางไว้ที่ตำแหน่งพิกเซลที่ 5

0	0	0
0	1	0
0	0	-1

X

0	0	0
0	0	-1
0	-1	0

Y

P1	P2	P3
P4	P5	P6
P7	P8	P9

พิกเซลที่ใช้

ภาพ 3 ลักษณะฟิลเตอร์ของ Robert operator

1.2 Sobel Operator

โซเบล โอเปอเรเตอร์เป็นการผสมผสานกันของพิกเซล แบบ nonlinear โดยใช้ filter ในแนวแกน x, y เพื่อคำนวณที่พิกเซลนั้น ๆ โดยทั่วไปจะใช้ฟิลเตอร์ 2x2 เคอร์เนล หรือ 3x3 เคอร์เนล เลื่อนไปที่ละช่วงพิกเซลลักษณะเป็นช่องหน้าต่าง โดยการเลื่อนจะเลื่อนทั้งทางแนวแกน X, Y และในแนวเส้นทะแยงมุม แล้วนำมาคำนวณหาค่าพิกเซลในช่วงนั้น ๆ โดยใช้สูตร สำหรับในภาพที่เป็นการคำนวณโดยใช้ฟิลเตอร์ 3x3 เคอร์เนล ซึ่งเป็นการคำนวณทีละ 9 พิกเซล ส่วนค่าผลลัพธ์จากการคำนวณจะกำหนดให้ใส่ไว้ในพิกเซลตรงกลางคือ P5

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

X

1	2	1
0	0	0
-1	-2	-1

Y

P1	P2	P3
P4	P5	P6
P7	P8	P9

พิกเซลที่ใช้

ภาพ 4 ลักษณะฟิลเตอร์ของ Sobel operator

1.3 Canny Operator

แคนนี่ โอเปอเรเตอร์เป็นขั้นตอนการค้นหาขอบภาพโดยวิธีของ Canny ประกอบด้วย 4 ขั้นตอน เริ่มต้นจากการปรับภาพให้เรียบ (Smoothing) ด้วยตัวกรองเกาส์เซียน เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน หลังจากนั้นหาอนุพันธ์อันดับหนึ่ง คำนวณค่าขนาดและทิศทางของเกรเดียนต์

นำค่าที่ได้มาคำนวณค่าของ Non-maxima Suppression กับค่าขนาดของเกรเดียนต์เพื่อให้ได้ขอบที่บางลงและในขั้นตอนสุดท้ายใช้การกำหนดจุดอ้างอิงสองระดับ (Double Thresholding) เพื่อระบุค่าของพิกเซลที่เป็นขอบและช่วยเชื่อมต่อขอบ

1.4 Prewitt Operator

การทำงานของ พรีวิทท์ โอเปอเรเตอร์ คล้ายกับทำงานของ โซเบล โอเปอเรเตอร์ ที่เป็นแบบ nonlinear โดย detect ในแนวแกน x และ แกน y ของพิกเซลขนาด 3x3 แต่มีการทำงานมากกว่า โซเบล โอเปอเรเตอร์ โดยลักษณะของฟิลเตอร์ แสดงดังภาพ 5

-1	-1	-1
0	0	0
1	1	1

X

-1	0	1
-1	0	1
-1	0	1

Y

P1	P2	P3
P4	P5	P6
P7	P8	P9

พิกเซลที่ใช้

ภาพ 5 ลักษณะฟิลเตอร์ของ Prewitt operator

1.5 Laplacian of Gaussian

เป็นการคำนวณในระนาบแกน x, y แบบสองมิติ และเป็นอนุพันธ์ลำดับที่สองแบบเจาะจง จุดเด่นของการคำนวณตรวจหาขอบภาพด้วยวิธีของ Laplacian นั้นใช้หลักการของค่าพิกเซลที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วหรือแตกต่างกันมาก วิธีการของ Laplacian จะทำงานต่อจากการกรองภาพด้วยวิธีของ Gaussian ที่ทำให้ได้ภาพที่ราบเรียบจากการกรองเอาสิ่งเจือปนที่ไม่ต้องการหรือ noise ออกไป จากนั้น ใช้ฟิลเตอร์ขนาด 3x3 เคอร์เนล เพื่อประมาณค่าของอนุพันธ์ลำดับที่สอง ทำให้การคำนวณมีความอ่อนไหวต่อ noise โดยฟิลเตอร์ที่นิยมใช้แสดงได้ดังภาพ 6

0	1	0
1	-4	1
0	1	0

1	1	1
1	-8	1
1	1	1

-1	2	-1
2	-4	2
-1	2	-1

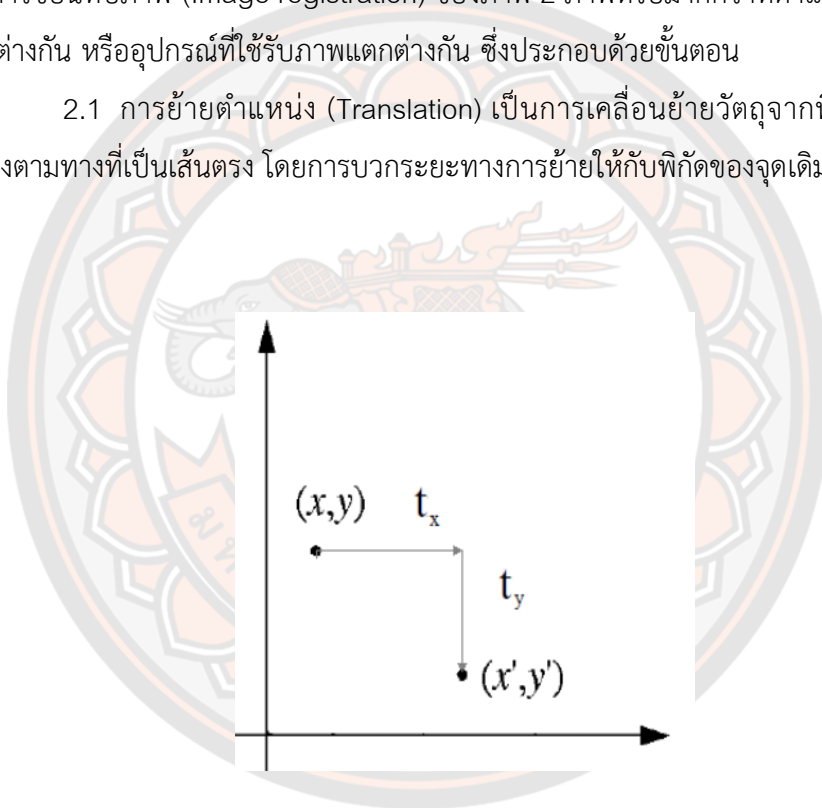
ภาพ 6 ลักษณะฟิลเตอร์ของ Laplacian of Gaussian

2. การแปลงภาพเรขาคณิต (Geometric Image Transformations) (12)

การแปลงภาพเรขาคณิตเป็นการเปลี่ยนแปลงการหมุน ขนาด และรูปร่าง ซึ่งมีความจำเป็นต่อการเปลี่ยนแปลงในกรณีการจัดภาพที่ได้จากเวลาแตกต่างกันหรือ ตำแหน่งการเก็บภาพแตกต่างกัน รวมถึงใช้ในการแก้ผลกระทบจากมุมมองที่ใช้ในการเก็บภาพ ซึ่งการแปลงภาพจะใช้หลักการการแปลงสัมพรรค (Affine transformation) คือการแปลงภาพซึ่งตำแหน่งของภาพเปลี่ยนแปลงไป แต่เส้น จุด และเส้นขนานยังอยู่ตามเดิม ไม่เปลี่ยนแปลงไป

การแปลงภาพเรขาคณิตจะดำเนินการแก้ไขโดยใช้วิธีการเปลี่ยนลักษณะพิกัดของวัตถุ เพื่อทำการซ้อนทับภาพ (Image registration) ของภาพ 2 ภาพหรือมากกว่าที่ตำแหน่งเดียวกัน หรือมุมมองแตกต่างกัน หรืออุปกรณ์ที่ใช้รับภาพแตกต่างกัน ซึ่งประกอบด้วยขั้นตอน

2.1 การย้ายตำแหน่ง (Translation) เป็นการเคลื่อนย้ายวัตถุจากพิกัดหนึ่งไปยังอีกพิกัดหนึ่งตามทางที่เป็นเส้นตรง โดยการบวกระยะทางการย้ายให้กับพิกัดของจุดเดิม ตัวอย่างแสดงดังภาพ 7



ภาพ 7 การย้ายตำแหน่งจุด x, y ไป x', y'

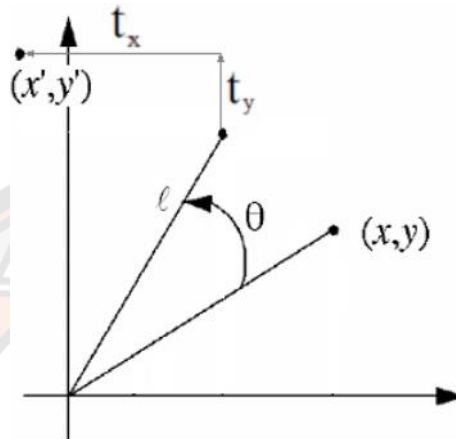
สำหรับการย้ายตำแหน่งแบบจุดจะได้ว่า $x' = x + t_x$, $y' = y + t_y$

สำหรับการย้ายตำแหน่งแบบเมตริกจะได้ว่า

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$$

เมื่อ t_x และ t_y คือ ระยะของการย้าย

2.2 การหมุน (Rotation) เป็นการเปลี่ยนตำแหน่งของวัตถุไปตามเส้นวงกลมบนระนาบ x, y โดยจะกำหนดมุมการหมุนเป็น θ และกำหนดตำแหน่งจุดหมุนโดยการหมุนจะแสดงค่าบวก สำหรับการหมุนแบบทวนเข็มนาฬิกา และค่าลบสำหรับการหมุนแบบตามเข็มนาฬิกา สำหรับการแปลงแบบหมุน เมตริกการแปลงของการหมุนตามแนวแกน x, y ตัวอย่างแสดงดังภาพ 8



ภาพ 8 การหมุนตำแหน่ง x, y ไป x', y'

สำหรับการหมุนตำแหน่งแบบจุดจะได้ว่า $x' = (x * \cos \theta) + (y * -\sin \theta)$

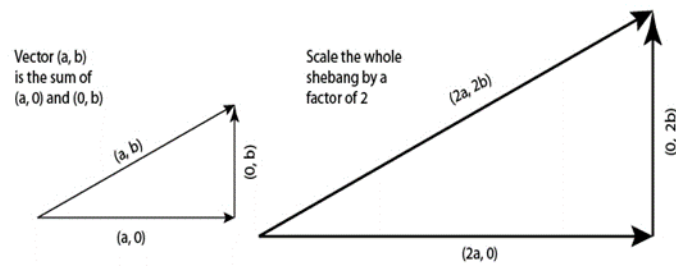
$$y' = (x * \sin \theta) + (y * \cos \theta)$$

สำหรับการหมุนแบบเมตริกจะได้ว่า

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$$

เมื่อ θ คือมุมของการหมุน

2.3 การย่อ/ขยาย (Scaling) เป็นการเปลี่ยนแปลงขนาดรูปทรงของวัตถุ สำหรับจัดการกับรูปทรงหลายเหลี่ยม โดยใช้การคูณค่าพิกัดของแต่ละจุดยอดด้วยตัวประกอบการย่อ/ขยาย เพื่อสร้างเป็นพิกัดใหม่ ตัวอย่างแสดงดังภาพ 9



ภาพ 9 การย่อ/ขยายเมตริก ในอัตรา 2 เท่า

สำหรับการย่อขยายแบบจุดจะได้ว่า $x' = x * s_x$, $y' = y * s_y$

สำหรับการย่อขยายแบบเมตริกจะได้ว่า

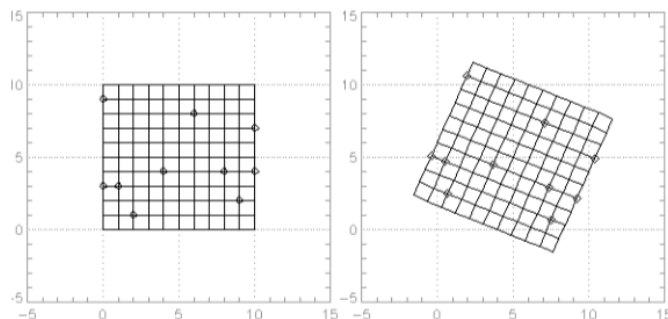
$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$$

เมื่อ s_x และ s_y คืออัตราการขยายแนว x และ y ตามลำดับ

3. การซ้อนทับภาพ (image registration)

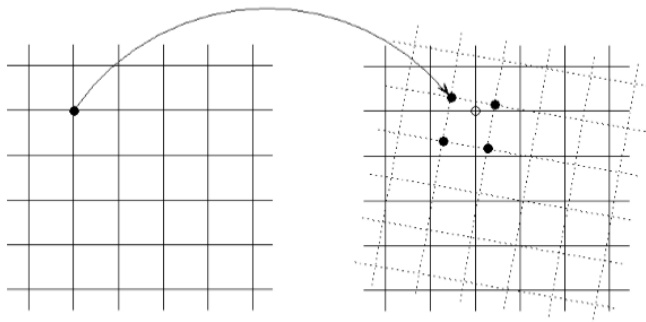
การซ้อนทับภาพเป็นกระบวนการหรือวิธีการที่จะพิจารณาหาความสัมพันธ์ ระหว่างพิกัดบนภาพสองภาพ ซึ่งเป็นพื้นฐานของการนำไปประยุกต์ใช้ในการประมวลผลภาพส่วนประกอบพื้นฐานในการทำการซ้อนทับภาพ (image registration) ประกอบด้วย

3.1 การจับคู่จุด (Point Matching) เป็นการหาตำแหน่งของจุดในภาพอ้างอิงซึ่งนำไปเปรียบเทียบตำแหน่งในภาพที่ต้องการทดสอบ โดยใช้ความสัมพันธ์ของค่าที่แสดงในแต่ละจุดเป็นคอลลัมน์ในเมตริกนั้น แสดงดังภาพ 10



ภาพ 10 ตัวอย่างการทำการจับคู่จุด (Point matching)

3.2 การแทรก (interpolation) เป็นการหาค่าความเข้มในภาพที่ตำแหน่งกริด (grid points) ในจุดหมุนสัมพันธ์ระหว่างภาพอ้างอิงและภาพที่ต้องการทดสอบ แสดงดังภาพ 11



ภาพ 11 ตัวอย่างการแทรก (Interpolation)

เครื่องพิมพ์สามมิติ

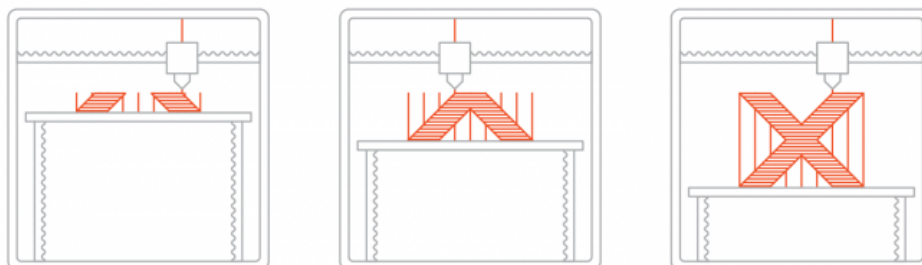
เครื่องพิมพ์สามมิติ (13) คือ เครื่องมือที่สามารถพิมพ์สิ่งของจากการออกแบบด้วยคอมพิวเตอร์ให้ออกมาในชิ้นงาน 3 มิติ เพื่อใช้ในงานต่าง ๆ ดังนี้ งานทางด้านการออกแบบ งานหล่อโลหะ งานทางด้านสถาปัตยกรรม งานทางด้านวิศวกรรม ฯลฯ เป็นระบบที่ช่วยให้เราสร้างชิ้นงานต้นแบบในเวลาอันรวดเร็ว ดังนั้นเครื่องพิมพ์สามมิติจึงสามารถช่วยสร้างชิ้นงานหรือชิ้นส่วนที่ไม่สามารถทำได้ด้วยขั้นตอนการสร้างแบบปกติ โดยไม่ต้องพึ่งการใช้เครื่องมือที่ใช้ในอุตสาหกรรมขนาดใหญ่ สามารถทำชิ้นงานได้เร็วพอสมควร โดยที่ตัวชิ้นงานยังมีความแข็งแรงในระดับหนึ่ง จึงเหมาะอย่างยิ่งกับการทำชิ้นงานต้นแบบและสามารถนำไปใช้งานได้จริง โดยการพิมพ์สามารถเลือกวัสดุในการพิมพ์ได้อย่างหลากหลาย (14)

หลักการทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติคือ เครื่องพิมพ์ทำการพิมพ์แต่ละชั้นในแนวระนาบแกน X และ Y ก่อน หลังจากนั้นเครื่องพิมพ์จะขึ้นรูปในชั้นถัดไป จนออกมาเป็นรูปร่าง 3 มิติ โดยเครื่องพิมพ์สามมิติสามารถแบ่งชนิดตามระบบต่าง ๆ ซึ่งในปัจจุบันสามารถจำแนกได้ดังนี้ ระบบฉีดเส้นพลาสติก (Fused Deposition Modeling; FDM), ระบบลาดเรชิน (Stereolithography; SLA), ระบบหลอมผงวัสดุ (Selective Laser Sintering; SLS), และระบบ Material Jetting (PolyJet / MultiJet Modeling) เป็นต้น

1. ระบบฉีดเส้นพลาสติก (Fused Deposition Modeling; FDM)

ระบบฉีดเส้นพลาสติกเป็นเทคโนโลยีการพิมพ์สามมิติที่แพร่หลายที่สุด เนื่องจากเป็นระบบที่ราคาถูก หลักการทำงานของระบบนี้คือทำงานโดยการทำความร้อนเพื่อละลายเส้นพลาสติก

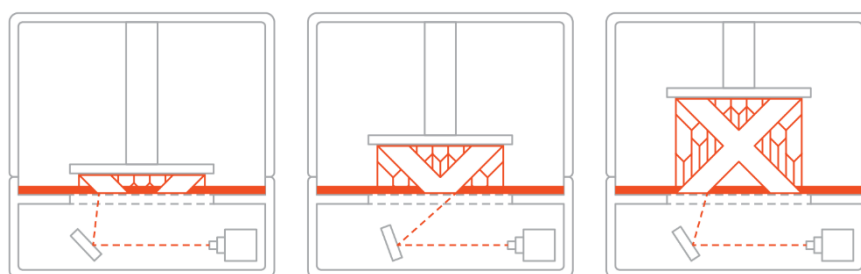
(Filament) แล้วฉีดพลาสติกออกมาตามรูปทรงของชิ้นงานทีละชั้น และซ้อนกันเรื่อย ๆ จนได้เป็นชิ้นงาน สามารถเลือกใช้กับวัสดุหลายชนิด (ABS, PLA, Flexible) แสดงดังภาพ 12



ภาพ 12 การทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติระบบฉีดเส้นพลาสติก (13)

2. ระบบถาดเรซิน (Stereolithography; SLA)

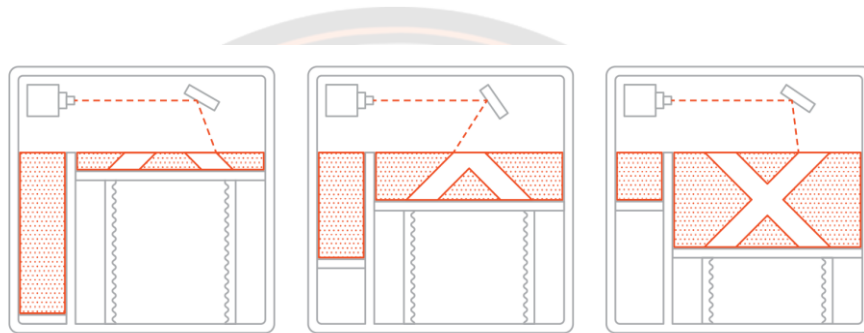
ระบบถาดเรซิน หลักการทำงานโดยใช้แสงเลเซอร์ฉายบนน้ำยาเรซินไวแสงโดยเรซินส่วนที่ทำปฏิกิริยากับแสงจะแข็งตัว แสงเลเซอร์จะทำการวาดไปบนพื้นผิวของน้ำยาเรซินตามรูปทรงของวัตถุ เมื่อฉายแสงเลเซอร์หนึ่งเสร็จ ฐานพิมพ์ก็จะขยับขึ้นเพื่อวาดชั้นต่อไป ข้อดีของระบบถาดเรซินคือมีความละเอียดสูง ชิ้นงานที่ออกมาจะเรียบเนียน ไม่เหมือนระบบฉีดเส้นพลาสติกที่มักเห็นเส้นเลเยอร์เป็นชั้นๆ ส่วนข้อเสียคือตัวเครื่องพิมพ์และวัสดุเรซินมีราคาแพงกว่าระบบฉีดเส้นพลาสติก และหลังพิมพ์ชิ้นงานมีขั้นตอน Post-processing เพิ่มเติมเช่นการล้างแอลกอฮอล์ และการอบแสงยูวี เหมาะสำหรับการทำชิ้นงานที่ต้องการความละเอียดสูงเช่นเครื่องประดับ Jewelry งานทันตกรรม พระเครื่อง งานออกแบบผลิตภัณฑ์ แสดงดังภาพ 13



ภาพ 13 การทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติระบบถาดเรซิน (13)

3. ระบบหลอมผงวัสดุ (Selective Laser Sintering; SLS)

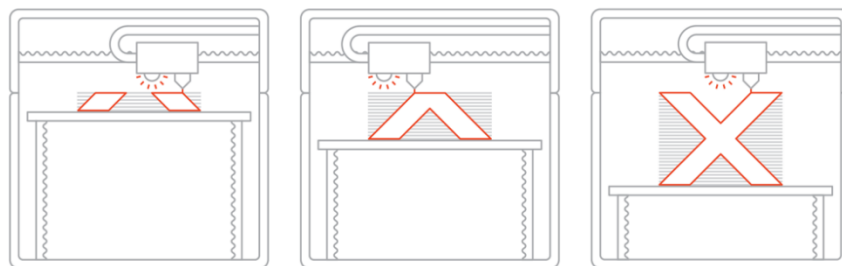
ระบบหลอมผงวัสดุ หลักการทำงานโดยใช้แสงเลเซอร์เพื่อเชื่อมวัสดุผง เช่นผงไนลอน หรือโพลีสไตรีนให้จับตัวเป็นก้อน จากนั้นฐานพิมพ์ก็จะขยับลง และเลเซอร์ก็จะทำการเชื่อมผงวัสดุในชั้นต่อไป ข้อดีของกระบวนการนี้คือไม่จำเป็นต้องใช้ Support Structure เนื่องจากผงวัสดุที่อยู่รอบๆ วัตถุทำหน้าที่รองรับให้อยู่แล้ว ทำให้พิมพ์รูปทรงซับซ้อนได้อย่างอิสระ ชิ้นงานมีความละเอียดสูงและมีความแข็งแรง เหมาะกับการใช้งานจริง ส่วนข้อเสียคือเครื่องพิมพ์มีราคาสูง และจำเป็นต้องมีอุปกรณ์เพื่อจัดการกับวัสดุผง เช่นระบบกรองอากาศและผสมวัสดุ แสดงดังภาพ 14



ภาพ 14 การทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติระบบหลอมผงวัสดุ (13)

4. ระบบ Material Jetting (PolyJet / MultiJet Modeling)

ระบบ Material jetting หลักการทำงานโดยการฉีดวัสดุโพลีเมอร์เจล ลงบนฐานพิมพ์ทีละชั้น แล้วใช้แสงยูวีทำให้แข็งตัวในทันที เป็นเทคโนโลยีที่ใช้ในเครื่องพิมพ์ระดับอุตสาหกรรม สามารถสร้างชิ้นงานที่มีคุณสมบัติหลายแบบ เช่นพลาสติกแข็ง วัสดุใส วัสดุยืดหยุ่น (หรือพิมพ์วัสดุหลายประเภทในชิ้นงานเดียว) ถือเป็นเครื่องพิมพ์ที่มีความละเอียดสูงที่สุด ใช้สำหรับทำชิ้นงาน Prototype ที่มีความเหมือนจริง สำหรับใช้ในการตลาดและการนำเสนอผลงาน แสดงดังภาพ 15



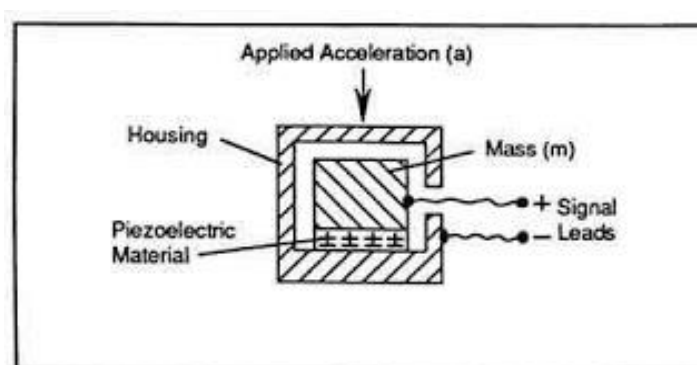
ภาพ 15 การทำงานของเครื่องพิมพ์สามมิติระบบ Material Jetting (13)

เซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor)

ตัวรับรู้แบบระบบเครื่องกลไฟฟ้าจุลภาค (Microelectromechanical system: MEMS) (15, 16) คือเทคโนโลยีที่ตรวจจับการเคลื่อนไหวและตำแหน่งทิศทาง โดยใช้หลักการของการวัดแรงเฉื่อย Inertial Measurement Unit (IMU) ประกอบด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) และ ไจโรสโคป (Gyroscope) เป็นต้น

เซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer Sensor) เป็นเซ็นเซอร์อิเล็กทรอนิกส์ที่สามารถวัดแรงเร่งที่กระทำต่อวัตถุ โดยวัดตำแหน่งของวัตถุในช่องว่างและตรวจสอบการเคลื่อนที่ของวัตถุ โดยเซ็นเซอร์วัดความเร่งนี้แบ่งเป็น 2 ชนิดหลัก ๆ ดังนี้

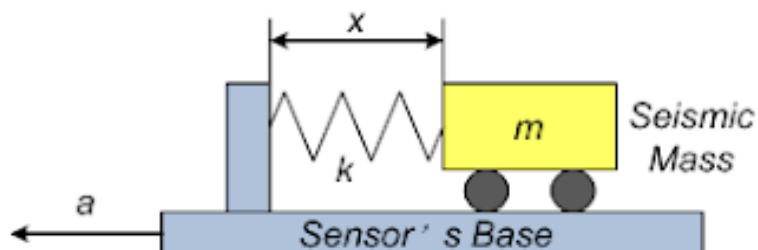
1. Piezoelectric accelerometer เซ็นเซอร์ชนิดนี้อาศัยคุณสมบัติพื้นฐานทางไฟฟ้าของผลึกเพียโซอิเล็กทริกเมื่อถูกแรงทางกลเข้ามากระทำ มันจะสร้างประจุไฟฟ้าขึ้นมาโดยเป็นส่วนหนึ่งของแรงที่เข้ามากระทำนั้นซึ่งจากคุณสมบัติพิเศษนี้ได้ถูกดัดแปลงนำไปใช้สร้างเซ็นเซอร์วัดอัตราเร่งแบบเพียโซอิเล็กทริก ดังแสดงในภาพ 16 โดยผลึกเพียโซอิเล็กทริกนิยมนำมาใช้งาน เนื่องจากมีขนาดค่อนข้างเล็ก น้ำหนักเบา มีความทนทานต่อแรงกระทำ และราคาไม่แพง



ภาพ 16 โครงสร้างพื้นฐานของมิเตอร์วัดอัตราเร่งแบบเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric accelerometer)

2. Piezoresistance accelerometer เซ็นเซอร์ชนิดนี้อาศัยหลักการตรวจวัดระยะขจัดเชิงเส้นแล้วนำไปคำนวณหาอัตราเร่งที่เกิดขึ้น เมื่อมีแรงเข้ามากระทำมากยิ่งขึ้นก็มีความเร่งมาก ในขณะที่เดียวกันแรงต้านการเคลื่อนที่ก็จะมากขึ้นด้วย เมื่อมีแรงเข้ามากระทำทำให้วัตถุเกิดการเคลื่อนที่จึงทำให้เกิดระยะขจัดขึ้น ซึ่งก็จะแปรผันตรงกับแรงที่มากกระทำที่วัตถุ จากความสัมพันธ์ดังกล่าวได้นำไปใช้เป็นหลักการพื้นฐานของเซ็นเซอร์แบบเพียโซริซิสแตนในการตรวจวัดอัตราเร่งของวัตถุ

ในเทอมของระยะขจัดที่เกิดขึ้น ซึ่งเซ็นเซอร์ชนิดนี้ได้รับความนิยมในการนำมาใช้ควบคุมแอฟลิเคชันต่าง ๆ ในสมาร์ตโฟน ดังแสดงภาพ 17

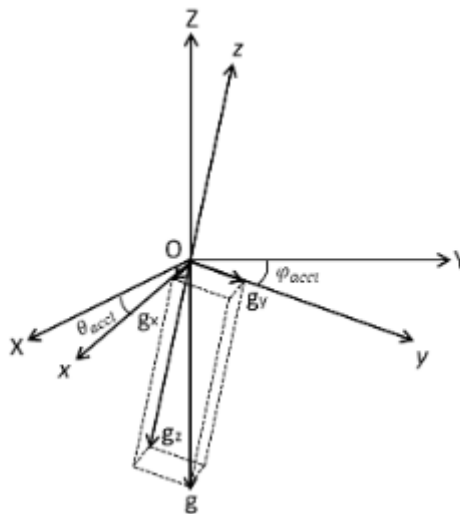


ภาพ 17 โครงสร้างพื้นฐานของมิเตอร์แบบเพียโซรีซิสแตน (Piezoresistance accelerometer)

หลักการวัดมุมมองจากการใช้เซ็นเซอร์วัดความเร่งของแรงโน้มถ่วง โดยอาศัยการวัดแรงกระทำต่อน้ำหนักอ้างอิงที่เกิดจากแรงโน้มถ่วงโลก ด้วยการเก็บค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงจากความเร่งของเซ็นเซอร์วัดความเร่งทั้งแกน X Y และ Z ในหน่วย g ดังแสดงในภาพ 18 จากนั้นสามารถคำนวณมุมเอียง จากค่าความเร่งที่วัดได้ในแนวแกน X Y และ Z ดังสมการ (1)

$$\theta = \arctan \left(\frac{\vec{A}_x}{\sqrt{\vec{A}_y^2 + \vec{A}_z^2}} \right) \quad (1)$$

โดยที่ \vec{A}_x \vec{A}_y และ \vec{A}_z คือ ค่าความเร่งของแรงโน้มถ่วงโลกที่วัดได้จากเซ็นเซอร์วัดความเร่งที่วัดได้ในแนวแกน X Y และ Z ในหน่วย g



ภาพ 18 ความสัมพันธ์เชิงมุมของเซ็นเซอร์วัดความเร่งในแกน X Y และ Z (17)

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

เครื่องพิมพ์สามมิติ (3D printer)

จากการทบทวนงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการทดสอบความถูกต้องของชิ้นงานสามมิติ (dimensional accuracy) พบว่าปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อความถูกต้องของชิ้นงานสามมิติมากที่สุดคือ พารามิเตอร์ layer thickness ดังปรากฏในงานวิจัยของ Peng et al. (18), Akande et al. (19) และ Qattawi et al. (20) ทำการศึกษาพารามิเตอร์ที่ส่งผลกระทบต่อความถูกต้องของชิ้นงานสามมิติ ประกอบด้วย ทิศทางการขึ้นรูปชิ้นงาน (building directions), ร้อยละความหนาแน่น (infill density), ความเร็วการพิมพ์ (print speed), อุณหภูมิหัวฉีด (extrusion temperature), และความสูงของชิ้นงาน (layer height) ซึ่งผลการศึกษาพบว่า การขึ้นรูปชิ้นงาน อุณหภูมิหัวฉีด และความสูงของชิ้นงาน มีผลต่อความถูกต้องมากกว่าค่าร้อยละความหนาแน่น (infill percentage), ความเร็วการพิมพ์ (print speed) โดยเฉพาะการตั้งค่า อุณหภูมิหัวฉีดและการกำหนดให้ความสูงของชิ้นงานที่ต่ำ ทำให้เพิ่มความถูกต้องของชิ้นงานได้ สำหรับการวิจัยของ Nidagundi et al. (21), Mohamed et al. (22) และ Wu et al. (23) พบว่าการตั้งค่าพารามิเตอร์ layer thickness ต่ำ ช่วยเพิ่มความถูกต้องของชิ้นงานสามมิติ และจากงานวิจัยของ Wu et al. (23) พบว่า ระยะเวลาในการพิมพ์ (printing time) ก็มีผลต่อคุณภาพในการขึ้นรูปชิ้นงานสามมิติด้วยเช่นกัน ซึ่งการใช้เวลาสำหรับพิมพ์ชิ้นงานที่สั้นช่วยเพิ่มคุณภาพในการขึ้นรูปชิ้นงานสามมิติ ผลสรุปจากงานวิจัยข้างต้นได้สรุปว่าพารามิเตอร์ที่เพิ่มความ

ถูกต้องของชิ้นงานสามมิติ ได้แก่ low layer thickness, extrusion temperature and number of shells ดังแสดงในตาราง 1

ตาราง 1 งานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับผลกระทบต่อความถูกต้องของชิ้นงานสามมิติ

Reference	Machine	Material	Process parameters	Part Characteristics
Peng et al.(18)	MEM-300	ABS	Extrusion velocity, filling velocity, layer thickness	Build time, dimensional accuracy
Qattawi et al.(20)	MakerBot Replicator 2x	PLA	Infill density, print speed, extrusion temperature, layer thickness	Dimensional accuracy
Akande et al.(19)	3D Touch	PLA	Print speed, infill density, layer thickness	Dimensional accuracy
Nidagundi et al.(21)	Julia 3D	ABS	Layer thickness	Dimensional accuracy
Mohamed et al.(22)	Fortus 400	ABS	Layer thickness	Dimensional accuracy
Wu et al.(23)	Raise3D N2 plus	PLA	Layer thickness, printing time	Dimensional accuracy

การตรวจสอบตำแหน่งการเคลื่อนที่ของเตียง (Couch positioning verification)

ปี ค.ศ. 2017 Zhang et al. (24) ได้ทำการประเมินความถูกต้องของเตียงฉายรังสีแบบปรับได้อิสระหกทิศทางจากภาพ cone beam CT (CBCT) ด้วยหุ่นจำลอง 3D (IsoCal) โดยทำการทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีทั้งหกทิศทาง สำหรับการเคลื่อนที่ในทิศทางการปรับกระดกแนวยาว (pitch) และการปรับเอียงแนวขวาง (roll) ทำการทดสอบจนถึงการเคลื่อนที่สูงสุด ± 3 องศา ทั้งแนวยาวและแนวขวาง และทำการทดสอบแนว translation ที่ระยะ 5 มิลลิเมตร ห่างจากตำแหน่ง isocenter ของการเคลื่อนที่ทั้งสามทิศทาง (translation) ด้วยหุ่นจำลองสามมิติที่มีลูกบอลทั้งสแตน ขนาด 4 มิลลิเมตร จำนวน 16 ลูก บรรจุอยู่ในหุ่นจำลอง IsoCal การทดสอบได้ประเมินการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งลูกบอลทั้งสแตนด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น งานวิจัยนี้ทดสอบการ

เคลื่อนที่ของระบบเตียงโดยประเมินการเคลื่อนที่แบบ rotation ทั้งสามทิศทาง ผลการทดสอบพบว่า ค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งเตียงฉายรังสีมากที่สุด 0.1 องศาสำหรับ pitch, 0.15 องศา สำหรับ roll และ 0.09 องศา สำหรับ yaw ผลการทดสอบการคลาดเคลื่อนสูงสุดของการเคลื่อนที่แนว translation เท่ากับ 0.3 มิลลิเมตร สำหรับแนวขวาง (lateral), 0.5 มิลลิเมตร สำหรับแนวตั้ง (vertical) และ 0.4 มิลลิเมตร สำหรับแนวยาว (longitudinal) การคลาดเคลื่อนของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยภาพ CBCT ของหุ่นจำลองสามมิติ ได้ผลการทดสอบแนว translation น้อยกว่า 0.8 มิลลิเมตร และแนว rotation น้อยกว่า 0.3 องศา จากงานวิจัยนี้พบว่า การวิเคราะห์ตำแหน่งด้วยภาพเอกซเรย์ทำให้เพิ่มระดับความถูกต้องในการวิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสี เนื่องจากได้ทำการทดสอบการ translation ที่ระยะ 5 มิลลิเมตร จากตำแหน่ง isocenter ซึ่งเป็นระยะทางที่น้อย แต่เนื่องจากไม่สามารถเก็บข้อมูลภาพเอกซเรย์หุ่นจำลองได้ครอบคลุมทั้งหุ่นจำลอง หากมีการเคลื่อนที่ออกจากตำแหน่ง isocenter มากกว่า ค่าดังกล่าวอาจส่งผลกระทบต่อ การวิเคราะห์ตำแหน่งของลูกบอล ทั้งสแตนท์ที่เก็บภาพไม่ครบ จึงทำให้ไม่สามารถทดสอบการเคลื่อนที่ของตำแหน่งได้มากกว่า 5 มิลลิเมตร

ปี ค.ศ. 2017 Barnes et al. (25) ได้ทำการประเมินการประกันคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาครุ่นทรูปีมในการตรวจสอบตำแหน่งด้วยระบบการถ่ายภาพนำวิถี โดยทำการประเมินจุดหมุนร่วมและเตียงฉายรังสีเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางด้วยการเปรียบเทียบประสิทธิภาพเครื่องกับการประกันคุณภาพประจำวันเป็นเวลา 4 เดือน ประกอบด้วย การทดสอบตำแหน่งการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสี (Geometric check), ความสามารถในการทำซ้ำ (Repeatability), การทดสอบจุดหมุนร่วม (Isocenter) และการตอบสนองเมื่อตำแหน่งของหุ่นจำลองปรับเอียงจากแนวระนาบ (Sensitivity to phantom tilt) ซึ่งการทดสอบดังกล่าวคณะวิจัยได้นำวิธีการทดสอบ Winston-Lutz ที่ได้รับการพัฒนาจาก Rowshanfarzad et al., ปี ค.ศ 2011 (26) ซึ่งใช้การวิเคราะห์ข้อมูลด้วยภาพถ่าย (MV images) โดยใช้ EPID ในการรับภาพจากนั้นวิเคราะห์ความแตกต่างด้วยโปรแกรม MATLAB ที่พัฒนาขึ้นมาเพื่อคำนวณระยะห่างระหว่างตำแหน่งกึ่งกลางลำรังสีและกึ่งกลางลูกเหล็กทรงกลม ซึ่งสามารถตรวจสอบประสิทธิภาพจุดหมุนร่วมของเครื่องฉายรังสีได้เป็นอย่างดี ส่วนการทดสอบตำแหน่งการเคลื่อนที่และความสามารถในการตอบสนองของเตียงฉายรังสีได้ทำการทดสอบด้วยการใช้กระดาษสอดใต้หุ่นจำลองให้เกิดการปรับเอียงตามองศาที่จะทดสอบด้วยอุปกรณ์วัดระดับน้ำดิจิทัล จากนั้นทำการสร้างภาพ (kV images) และปรับตำแหน่งของหุ่นจำลองให้อยู่ในระนาบเริ่มต้นและบันทึกผลการปรับตำแหน่ง ผลทดสอบการตอบสนองของเตียงฉายรังสีพบว่ามีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งในการจัดวางหุ่นจำลอง อย่างไรก็ตามการทดสอบการตอบสนองมีข้อจำกัดใน

ด้านของกระดาดที่ใช้ในการสอดใต้หุ่นจำลองมีความหนาที่ไม่แน่นอนรวมถึงตำแหน่งในการสอดกระดาดซึ่งไม่สามารถระบุตำแหน่งที่แน่นอนได้จึงเป็นข้อจำกัดของงานวิจัยนี้

ปี ค.ศ. 2018 Woods et al. (27) ได้ทำการสร้างหุ่นจำลองจากเครื่องพิมพ์สามมิติสำหรับประเมินประสิทธิภาพของระบบการขับเคลื่อนเตียงฉายรังสีเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง โดยออกแบบโมเดลหุ่นจำลองให้สามารถฝังลูกเหล็กไว้ที่ตำแหน่งกึ่งกลางจุดหมุนร่วม (isocenter line) ผิวด้านบนและด้านข้างของหุ่นจำลอง และออกแบบให้มีเส้นออฟเซต (Offset line) บนผิวหุ่นจำลองเพื่อให้สามารถประเมินการเลื่อนตำแหน่งของเตียงฉายรังสีด้วยตำแหน่งแสงเลเซอร์และขอบเขตลำรังสีที่แสดงบนหุ่นจำลองที่สร้างขึ้นจากการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองและวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา จากนั้นทดสอบการเคลื่อนตำแหน่งแนว Translational และ rotational test ด้วยการจัดวางหุ่นจำลองตามแนวเส้นออฟเซตจากนั้นทำการสร้างภาพและเลื่อนหุ่นจำลองไปหาตำแหน่งแนวเส้นจุดหมุนร่วม (Isocenter line) และการทดสอบวิธีวินซตัน ลูซ (Winston-Lutz test) โดยกำหนดลำรังสีให้มีขนาด 3x3 ตารางเซนติเมตร และทำการสร้างภาพเพื่อใช้ประเมินวัตถุที่ซ่อนอยู่ด้านในกับขนาดลำรังสีที่จัดจากเส้นจุดหมุนร่วมที่ผิวของหุ่นจำลอง โดยทำการประเมินค่าความแตกต่างที่สูงที่สุดจากการผ่านเกณฑ์ตามที่กำหนดตลอดระยะเวลา 30 วัน ผลการทดสอบแสดงในช่วงความเชื่อมั่นที่ 95% พบว่าค่าความไม่แน่นอน (Uncertainty value) ของสำหรับการเคลื่อนและการหมุนมีค่าต่ำกว่า 1.0 มิลลิเมตรและ 0.5 องศาตามลำดับ สำหรับผลของการเคลื่อนและการหมุนจากจุดออฟเซตมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ยไม่เกิน 2.0 มิลลิเมตรและ 1.0 องศาตามลำดับ สำหรับผลการทดสอบวิธีวินซตัน ลูซมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานสูงสุดไม่เกิน 1.0 มิลลิเมตร การทดสอบพบว่าการสร้างหุ่นจำลองเพื่อการประเมินประสิทธิภาพของเตียงฉายรังสีเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางสามารถใช้ในการประเมินความถูกต้องแม่นยำของเตียงได้ และเหมาะสมกับการประเมินประกันคุณภาพประจำวัน

ปี ค.ศ. 2019 Maria et al. (28) ได้ทำการประเมินเตียงฉายรังสีแบบปรับได้อิสระหกทิศทางรุ่น Protura โดยทดสอบแรกรับ (acceptance) การเก็บข้อมูลเครื่อง (Commissioning) และการทำประกันคุณภาพ (Quality assurance) การทดสอบประกอบด้วย การทดสอบความสามารถในการเคลื่อนที่ (couch movement range limit) ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี (Couch movement accuracy) ทดสอบการโค้งลงเมื่อเตียงรับน้ำหนัก (weight test and couch sagging) ทดสอบจุดหมุนร่วมของเตียงและแนวการหมุน (isocentricity of couch and rotation alignment) ทำการประกันคุณภาพด้วยระบบถ่ายภาพเอกซเรย์ (kV and CBCT imaging) โดยใช้หุ่นจำลอง MIMI และหุ่นจำลองขนาด 7.5 ลูกบาศก์เซนติเมตรที่สร้างขึ้น สำหรับผลการทดสอบความสามารถในการเคลื่อนที่ในแต่ละแนวเป็นไปตามคุณสมบัติของโรงงานที่ผลิต ผลการทดสอบพบว่า: การทดสอบ

ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีมีค่าไม่เกิน 1 มิลลิเมตรในทุกทิศทาง การทดสอบการ sagging ของเตียงฉาย (รับน้ำหนักประมาณ 91 กิโลกรัม) มีการเปลี่ยนแปลงเป็นระยะ 1 เซนติเมตร และแนว pitch มีการเปลี่ยนแปลง 0.4 องศา ที่ปลายเตียง การทดสอบจุดหมุนร่วมของเตียงเท่ากับ 0.5 มิลลิเมตร ของทุกแนว และตำแหน่งที่พบแนวการหมุนที่มากที่สุดของเตียง (0.3 องศา) คือ ตำแหน่งเตียงที่มุม 90 องศา สำหรับการรับประกันคุณภาพด้วยระบบถ่ายภาพด้วยการ matching ภาพ CBCT ด้วยภาพ reference ที่ตำแหน่งเตียง 0 องศา ได้ผลการทดสอบทั้งแนว vertical และ lateral ต่ำกว่า 0.2 มิลลิเมตร และ 0.4 มิลลิเมตรในแนว longitudinal สำหรับในแนว roll, pitch และ yaw มีค่าเท่ากับ 0.1 องศา จากงานวิจัยพบว่าหุ่นจำลองที่สร้างขึ้นสำหรับทำประกันคุณภาพ เตียงฉายรังสีที่สร้างขึ้นมีความสามารถเพียงพอสำหรับการทำ commissioning และการทดสอบ การประกันคุณภาพพื้นฐาน



บทที่ 3

วิธีดำเนินงานวิจัย

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาวิธีการสำหรับตรวจสอบความถูกต้องตำแหน่งของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง 2 แบบ คือ การใช้ accelerometer sensor และการใช้ image matching โดยมีอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดลองดังนี้

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย

1. เตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางรุ่น PerfectPitch

เตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางติดตั้งมากับเครื่องเร่งอนุภาครุ่นทรูบีม (TrueBeam) ของ บริษัทแวนเรียน (Varian Medical System. Inc., Palo Alto, CA) ณ งานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ เป็นเครื่องฉายรังสีสำหรับรองรับการฉายรังสีแบบแปรความเข้มเชิงปริมาตร (VMAT: Volumetric modulated arc therapy) เทคนิคการฉายรังสีศัลยกรรมร่วมพิกัด (Stereotactic radiosurgery), และการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณลำตัว (Stereotactic body radiation therapy) มีระบบเอกซเรย์ก่อนการรักษา (On-Board Imager: OBI) แสดงดังภาพ 19



ภาพ 19 เครื่องเร่งอนุภาคพร้อมด้วยเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทางของเครื่องเร่งอนุภาคทรูบีม

2. เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (CT simulation)

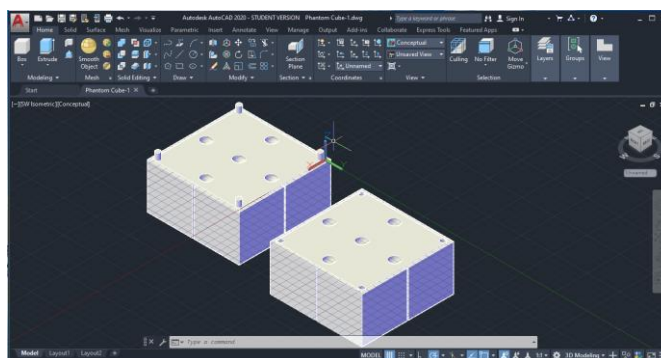
เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาที่ห้อง Philips รุ่น Brilliance Big Bore 16 slice (Philips Medical Systems Mr, Inc., NY, USA) งานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ เป็นเครื่องชนิด 16 สไลด์ สามารถทำการสแกนได้ทั้งแบบตัดขวางและแบบเกลียว มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของอุโมงค์ 85 เซนติเมตร ตั้งค่าความต่างศักย์ในการสแกนได้ที่ 80, 100, 120 kV ค่ากระแสหลอดในช่วง 10 ถึง 350 mA และ FOV ขนาด 60 เซนติเมตร สามารถเพิ่ม FOV ในการสแกน ถึง 70 เซนติเมตร เพื่อใช้ในการสร้างภาพเอกซเรย์ตัดขวาง แสดงดังภาพ 20



ภาพ 20 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (CT simulator)

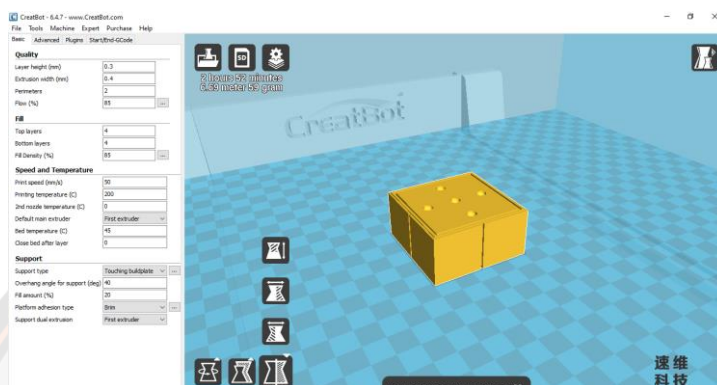
3. การออกแบบและขึ้นรูปชิ้นงานสามมิติ

3.1 โปรแกรม AutoCAD 2020 version AC1032 สำหรับออกแบบชิ้นงานสามมิติ
หุ่นจำลองทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง แสดงดังภาพ 21



ภาพ 21 หน้าต่างโปรแกรม AutoCAD

3.2 โปรแกรม CreatBot รุ่น 6.4.7 (Henan Suwai Electronic Technology Co., Ltd.) สำหรับแปลงไฟล์ภาพนามสกุล STL ให้เป็นไฟล์นามสกุล gcode เพื่อใช้ควบคุมการพิมพ์ของเครื่องพิมพ์สามมิติ และเป็นโปรแกรมกำหนดพารามิเตอร์การพิมพ์ เช่น อุณหภูมิหัวฉีด ความเร็วในการพิมพ์ ค่าร้อยละความหนาแน่นของการพิมพ์และร้อยละการป้อนพลาสติก แสดงดังภาพ 22



ภาพ 22 หน้าต่างโปรแกรม CreatBot

3.3 เครื่องพิมพ์สามมิติ (3D Printer) ชนิดฉีดเส้นพลาสติก FULLSCALE Max450 บริษัท นีโอเทค จำกัด จำนวน 2 หัวฉีด หัวพิมพ์ขนาด 0.4 มิลลิเมตร เป็นเครื่องพิมพ์ระบบฉีดเส้นพลาสติก (FDM) สามารถพิมพ์ชิ้นงานขนาดความกว้าง ความยาวและความสูงเท่ากับ 450, 300 และ 520 มิลลิเมตร ตามลำดับ แสดงดังภาพ 23



ภาพ 23 เครื่องพิมพ์สามมิติชนิดฉีดเส้นพลาสติก FULLSCALE Max450

3.4 เส้นพลาสติกชนิด Polylactic-acid (PLA) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร สำหรับเป็นวัสดุในการขึ้นรูปหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับระดับด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ แสดงดังภาพ 24

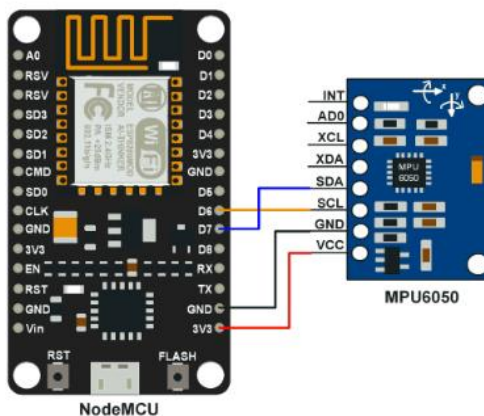


ภาพ 24 เส้นพลาสติกชนิด PLA

4. ระบบประเมินความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง ทำการสร้างระบบประเมินความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง ประกอบด้วยซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์สำหรับการทำ image matching และเซ็นเซอร์วัดความเร่งสำหรับอ่านค่ามุมของเตียงฉายรังสีในทิศทาง pitch และ roll

4.1 โปรแกรม MATLAB สำหรับพัฒนาซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์ Image matching ใช้ในการประเมินตำแหน่งเตียงฉายรังสีแบบอิสระหกทิศทางด้วยภาพเอกซเรย์พลังงานระดับกิโลโวลต์ของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์

4.2 เซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor) สำหรับใช้ในการอ่านค่ามุมในทิศทาง pitch และ roll ของเตียงฉายรังสี และอุปกรณ์ส่งสัญญาณ Wi-Fi model ESP2866 สำหรับใช้ส่งข้อมูลอ่านค่ามุมจากเซ็นเซอร์วัดความเร่งไปยังอุปกรณ์รับข้อมูล ดังแสดงในภาพ 25



ภาพ 25 ชุดอุปกรณ์เซ็นเซอร์วัดความเร่งและอุปกรณ์ส่งสัญญาณ Wi-Fi

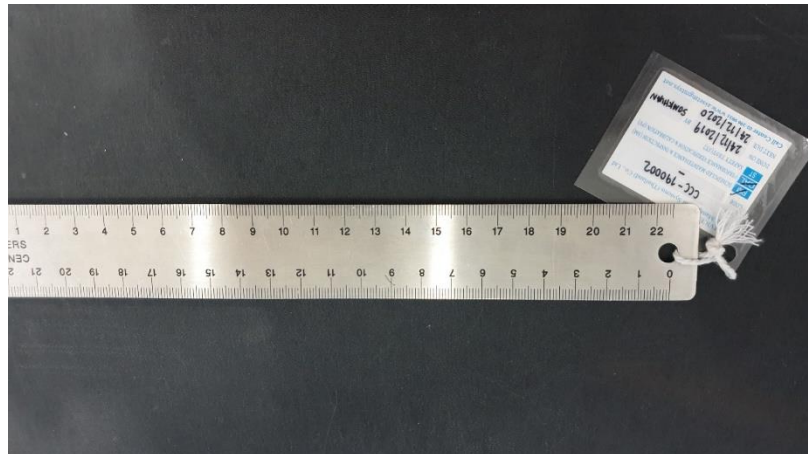
5. อุปกรณ์วัดอื่น ๆ

5.1 อุปกรณ์วัดระดับน้ำที่ได้รับการสอบเทียบแล้ว ยี่ห้อ SMARTTOOL (M-D Building Products, Inc.) สำหรับสอบเทียบความถูกต้องในการอ่านค่ามุมของ accelerometer sensor ดังแสดงในภาพ 26



ภาพ 26 ภาพอุปกรณ์วัดระดับน้ำดิจิทัล

5.2 ไม้บรรทัดเหล็กที่ได้รับการสอบเทียบแล้ว สำหรับประเมินระยะของตำแหน่งจุดออฟเซต และจุดหมุนร่วม (Isocenter) ดังแสดงในภาพ 27



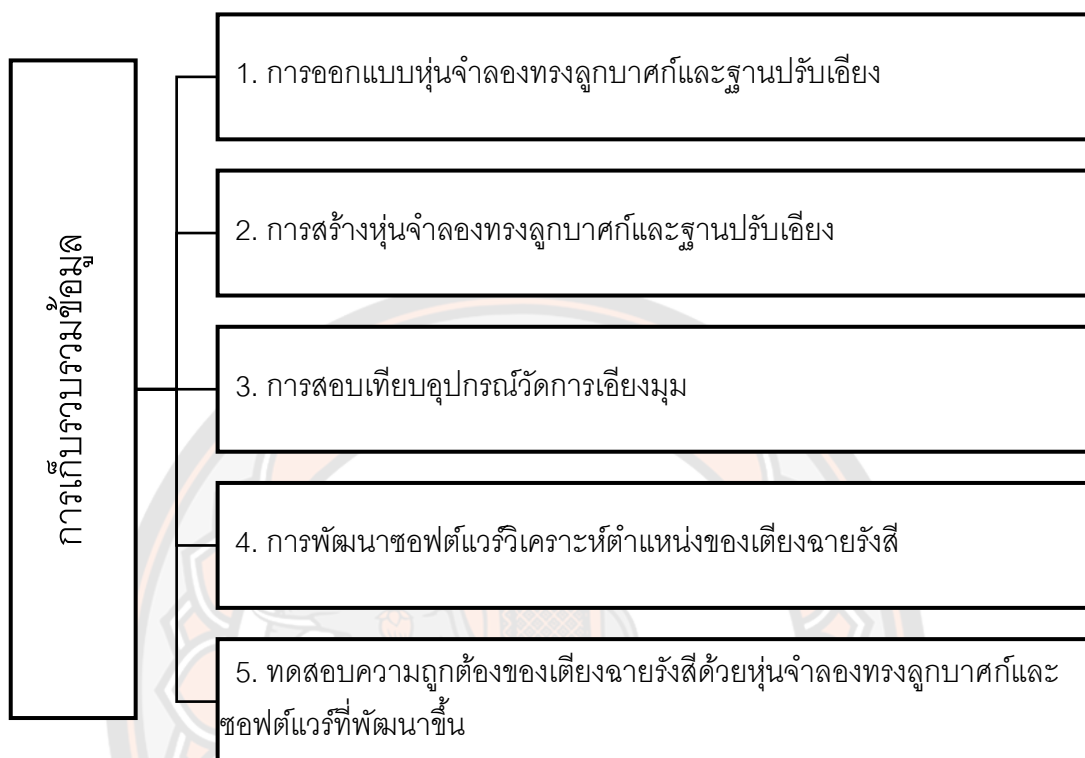
ภาพ 27 ภาพไม้บรรทัดเหล็ก

5.3 เวอร์เนียร์คาลิปเปอร์ที่ได้รับการสอบเทียบแล้ว ยี่ห้อ Mitutoyo รุ่น ABSOLUTE coolant proof IP67 สำหรับประเมินขนาดของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ที่สร้างขึ้น แสดงดังภาพ 28



ภาพ 28 ภาพอุปกรณ์วัดเวอร์เนียร์คาลิปเปอร์

การเก็บรวบรวมข้อมูล



ภาพ 29 การเก็บรวบรวมข้อมูล

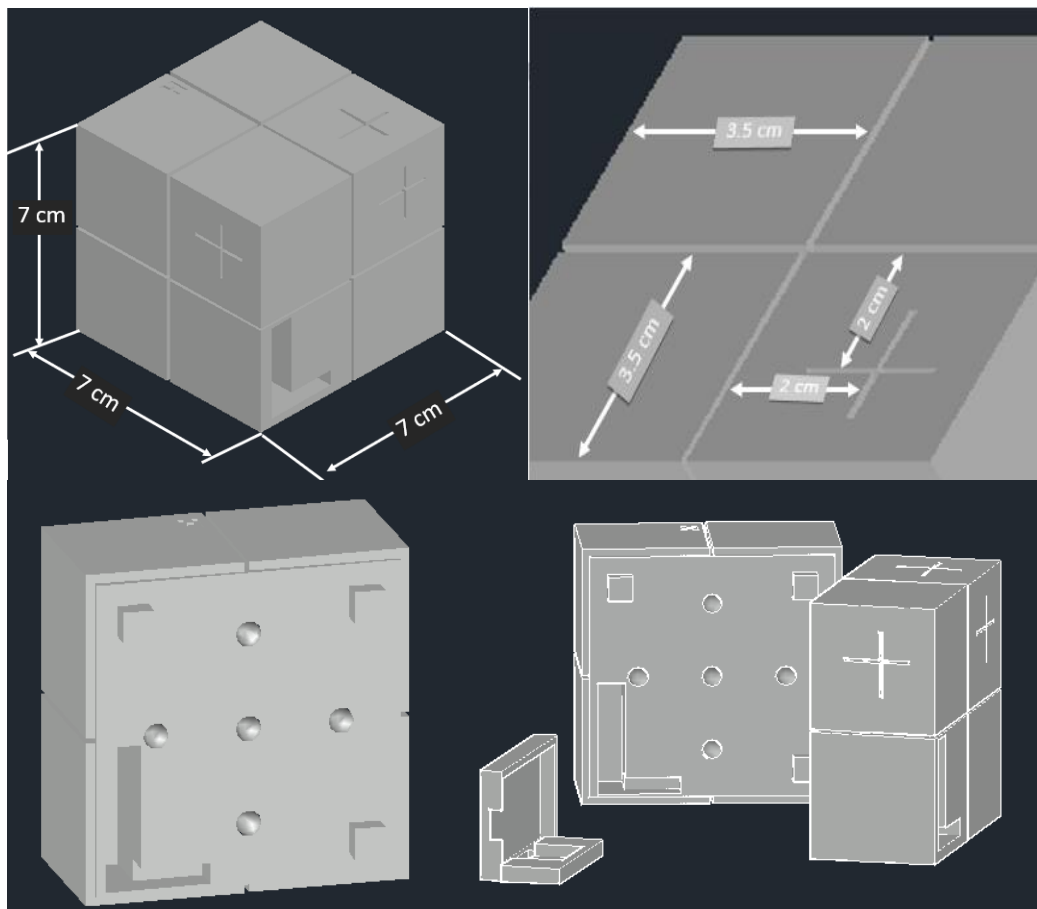
การเก็บข้อมูลในงานวิจัยแบ่งออกเป็นขั้นตอนดังต่อไปนี้

1. การออกแบบหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับเอียง

1.1 การออกแบบหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ (Cubic phantom)

ออกแบบหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยโปรแกรมออกแบบภาพสามมิติ AutoCAD กำหนดให้หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์มีขนาดความกว้าง 7 เซนติเมตร ยาว 7 เซนติเมตร และสูง 7 เซนติเมตร ออกแบบให้ผนังด้านนอกของหุ่นจำลองมีร่องกากบาทที่บริเวณผิวด้านนอกสำหรับการระบุตำแหน่งจุดหมุนร่วม (isocenter) และตำแหน่งออฟเซต (offset mark) เพื่อช่วยให้สามารถจัดตำแหน่งของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์อยู่ระนาบเดียวกับเลเซอร์ซึ่งตรงกับตำแหน่งของ isocenter ของเครื่องฉายรังสี สำหรับตำแหน่งจุดออฟเซต (Offset) ใช้ในการจัดตำแหน่งหุ่นจำลองอยู่ในระยะที่ต้องการทดสอบการเคลื่อนของเตียงฉายรังสีดังแสดงในภาพ 30 ภายในหุ่นจำลองออกแบบให้มีช่องสำหรับใส่ลูกเหล็กทรงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.77 มิลลิเมตร จำนวน 5 ลูก ระยะห่างระหว่าง

ลูกเหล็ก 2 เซนติเมตร เพื่อใช้เป็นตัวบ่งชี้ (marker) การเปลี่ยนแปลงองศาการเอียงของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ในขั้นตอนการซ้อนทับภาพ (image matching) และออกแบบช่องสำหรับใส่อุปกรณ์วัดการเอียงมุมสำหรับอ่านค่าการเอียงของหุ่นจำลองเมื่อเพียงฉายรังสีเคลื่อนในทิศทาง pitch และ roll โดยขั้นตอนการขึ้นรูปชิ้นงานได้แบ่งชิ้นงานให้เป็น 2 ชิ้น สามารถนำมาประกอบกันตามแนวเส้นอ้างอิง ดังแสดงในภาพ 30

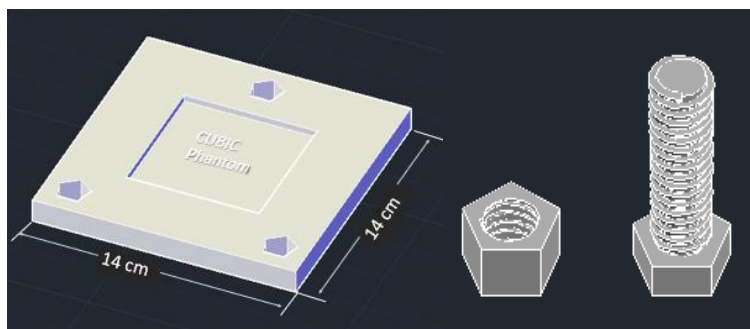


ภาพ 30 แบบหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยโปรแกรม AutoCAD

1.2 การออกแบบฐานปรับองศา

การออกแบบฐานสำหรับยึดหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์เพื่อการปรับเปลี่ยนองศาการเอียงหุ่นจำลอง กำหนดให้มีช่องสำหรับวางหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ได้พอดี โดยออกแบบให้ฐานยึดสามารถปรับระดับขององศาได้ ฐานมีขนาดความกว้าง 14 เซนติเมตร ยาว 14 เซนติเมตร และหนา 1 เซนติเมตร ด้านบนทำร่องสำหรับวางหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์มีขนาดความกว้าง 7.05 เซนติเมตร

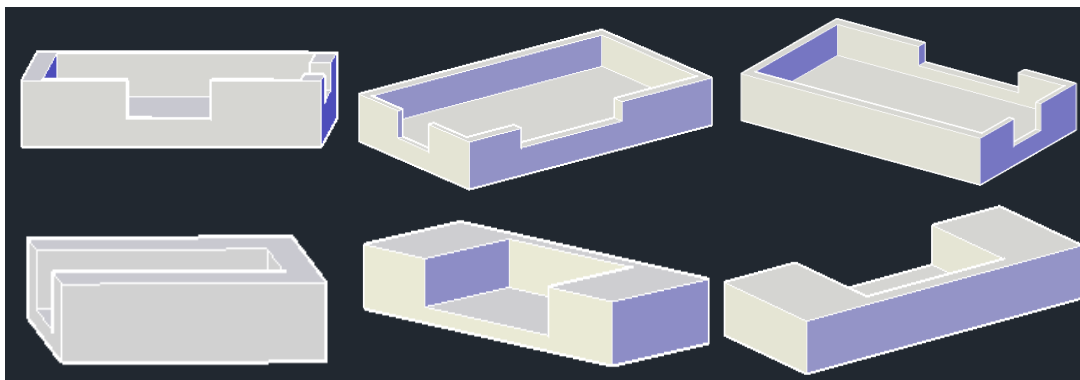
ความยาว 7.05 เซนติเมตรและลึก 3 มิลลิเมตร การออกแบบเพื่อให้หุ่นจำลองสามารถปรับระดับ องศาใช้วิธีการสร้างเกลียวหมุนคล้ายนอตทั้งหมด 3 ตำแหน่ง เพื่อใช้สำหรับปรับความสูงเพื่อให้เกิด การเอียงองศาของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ ดังแสดงในภาพ 31



ภาพ 31 แบบฐานปรับเอียงหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยโปรแกรม AutoCAD

1.3 การออกแบบกล่องใส่อุปกรณ์วัดการเอียงมุม

ทำการออกแบบกล่องใส่อุปกรณ์วัดการเอียงมุม โดยแบ่งการออกแบบเป็น 2 ส่วน ประกอบด้วยกล่องใส่เซ็นเซอร์วัดความเร่ง และกล่องใส่อุปกรณ์ส่งสัญญาณ Wi-Fi โดยกำหนดให้กล่องใส่เซ็นเซอร์วัดความเร่ง มีขนาดความกว้าง 1.60 เซนติเมตร ยาว 4.00 เซนติเมตรและสูง 0.4 เซนติเมตร และออกแบบกล่องใส่อุปกรณ์ส่งสัญญาณ Wi-Fi ให้มีขนาดความกว้าง 3 เซนติเมตร ยาว 5.10 เซนติเมตรและสูง 0.6 เซนติเมตร โดยกล่องที่ออกแบบทั้งสองมีขนาดพอดีกับช่องว่างที่ออกแบบไว้ในหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ เพื่อสำหรับใส่อุปกรณ์วัดการเอียงมุมและอุปกรณ์ส่งสัญญาณ Wi-Fi ก่อนนำไปใส่ในหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ ดังแสดงในภาพ 32



ภาพ 32 แบบกล่องใส่อุปกรณ์วัดการเอียงมุมด้วยโปรแกรม AutoCAD

2. การสร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับเอียง

2.1 สร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับเอียง

ทำการขึ้นรูปหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับเอียงที่ได้จากการออกแบบในขั้นตอนที่ 1 ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ รุ่น FullScale Max450 แบ่งการพิมพ์ชิ้นงานออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้

2.1.1 การพิมพ์ชิ้นงานหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ ประกอบด้วยหุ่นจำลองส่วนบน ส่วนล่าง และกล่องใส่อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์จำนวน 2 กล่อง (Accelerometer and Wi-Fi esp2866) กำหนดพารามิเตอร์ที่ใช้ควบคุมการพิมพ์ด้วยโปรแกรม Creatbot ดังแสดงในตาราง 2

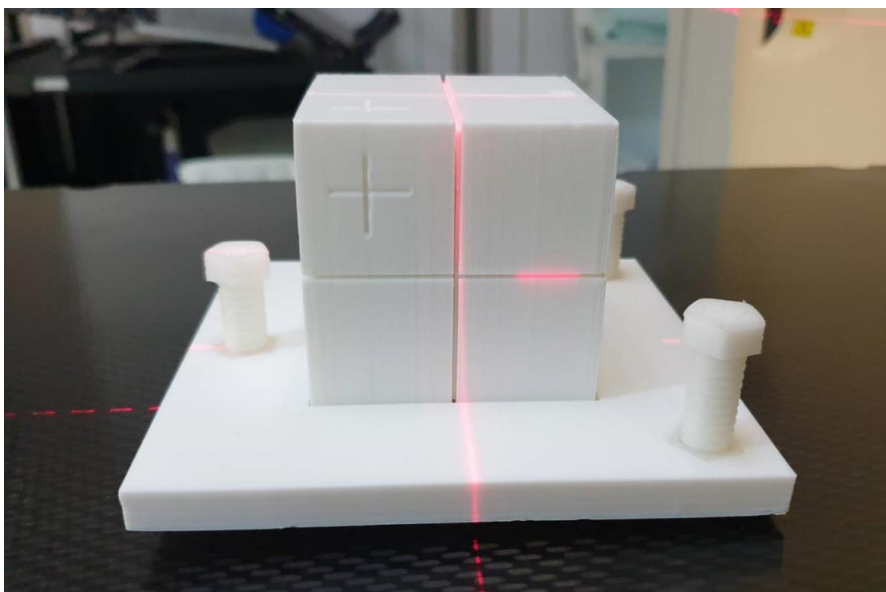
2.1.2 การพิมพ์ชิ้นงานฐานปรับเอียง ประกอบด้วยฐานปรับเอียงขนาด 14 x 14 x 1 ลูกบาศก์เซนติเมตร และพิมพ์ชิ้นรูปนอตและแหวนรองจำนวน 3 คู่ ทำการกำหนดพารามิเตอร์ที่ใช้ควบคุมการพิมพ์ด้วยโปรแกรม Creatbot ดังแสดงในตาราง 2

ตาราง 2 พารามิเตอร์สำหรับควบคุมการพิมพ์ชิ้นงานสามมิติ

พารามิเตอร์ควบคุมการพิมพ์	รูปแบบชิ้นงาน			
	ทรงลูกบาศก์	ฐานปรับเอียง	กล่อง	นอตและแหวน
ความหนาแน่นการพิมพ์ (%)	40	100	100	100
ความเร็วในการพิมพ์ (mm/s)		30		
อุณหภูมิการพิมพ์ (°C)		210		
อุณหภูมิฐานรอง (°C)		50		
ชนิดของเส้นพลาสติก		PLA		
ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นพลาสติก (mm)		3		

2.2 การประกอบชิ้นงานหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ (Cubic phantom) และฐานปรับเอียง

การประกอบหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และกล่องใส่อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ โดยนำชิ้นส่วนหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ส่วนบนมาประกอบเข้ากับร่องสี่เหลี่ยมของหุ่นจำลองส่วนล่างด้วยกาวร้อน ภายในหุ่นจำลองมีการฝังลูกเหล็กขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.77 มิลลิเมตร จำนวน 5 ลูก ยึดติดกับชิ้นงานหุ่นจำลองด้วยกาวร้อน (Ethyl-2 Cyanoacrylate) โดยการประกอบชิ้นงานฐานปรับเอียงใช้วิธีการประกอบฐานเข้ากับชิ้นส่วนแหวนรองนอตด้วยกาวร้อนทั้ง 3 ตำแหน่ง จากนั้นนำส่วนตัวนอตใส่เข้าไปในแหวนรอง ดังแสดงในภาพ 33



ภาพ 33 ชิ้นงานหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานรับรองศาที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ

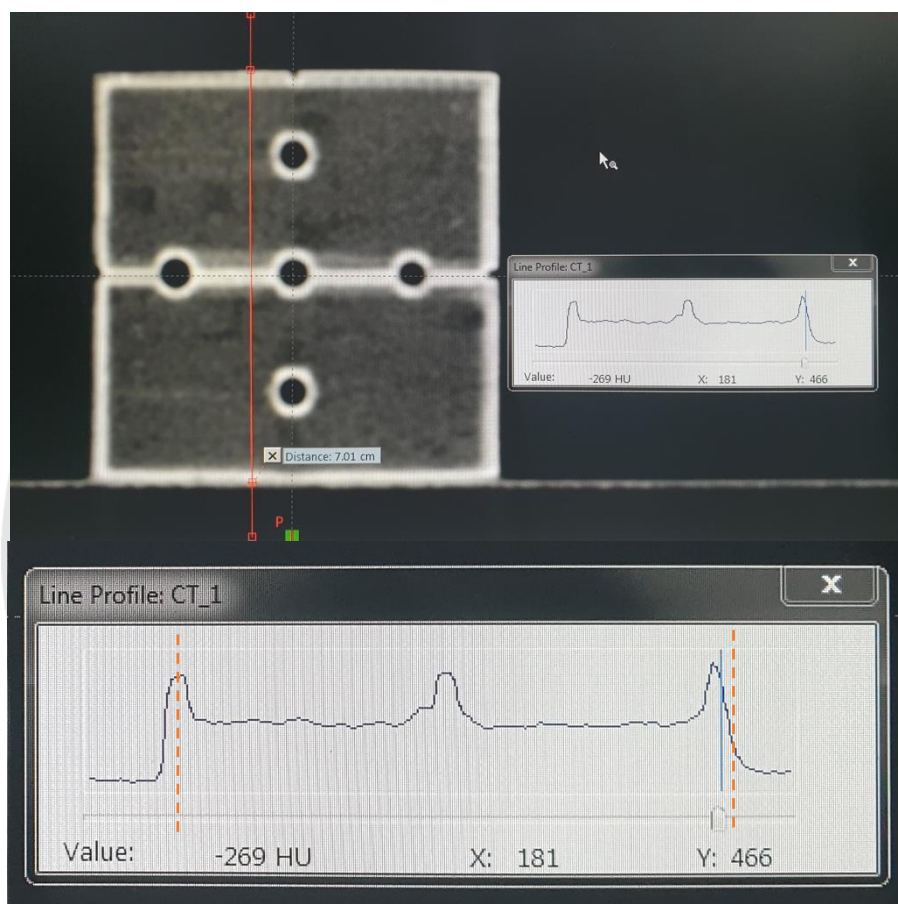
2.3 การประเมินความถูกต้องของการขึ้นรูปหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์

2.3.1 ประเมินขนาดของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์

การประเมินขนาดของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ ใช้วิธีการประเมิน 2 วิธี ประกอบด้วย การวัดขนาดหุ่นจำลองโดยใช้ line profile ด้วยโปรแกรมการวัดขนาดของคอมพิวเตอร์ ควบคุมของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (CT simulator) และวัดขนาดด้วยเวอร์เนียร์คาลิเปอร์ชนิดดิจิทัล

สำหรับการประเมินหุ่นจำลองด้วยการวัดขนาดจาก line profile ใช้วิธีการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยนำหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ไปสร้างภาพตัดขวางด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา กำหนดค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ (tube voltage) เท่ากับ 90 กิโลโวลต์ ค่ากระแสไฟฟ้าผ่านหลอดเอกซเรย์ (tube current) เท่ากับ 20 มิลลิแอมแปร์ และความหนาของภาพ (slice thickness) เท่ากับ 1 มิลลิเมตร การหาขนาดใช้วิธีวัดระยะจากตำแหน่งกึ่งกลางตำแหน่ง shoulder ของ line profile ทั้งสองด้านในภาพตัดขวางหุ่นจำลองแนว transversal, coronal, และ sagittal plane ดังแสดงในภาพ 34 โดยทำการวัดซ้ำ 5 ตำแหน่งในแต่ละแนว แสดงผลเป็นค่าเฉลี่ยที่วัดได้ในแต่ละแนวและค่าความแตกต่างเฉลี่ยระหว่างการวัดกับขนาดของชิ้นงานที่กำหนด (mean difference measurement)

การประเมินด้วยเวอร์เนียร์คาลิปเปอร์ใช้วิธีการวัดขนาดหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยเวอร์เนียร์คาลิปเปอร์ โดยทำการวัดขนาดทั้งแนว transversal, coronal, และ sagittal plane ซ้ำแนวละ 5 ตำแหน่ง แสดงผลการประเมินเป็นค่าเฉลี่ยที่วัดได้ในแต่ละแนวและคำนวณค่าความแตกต่างเฉลี่ยระหว่างการวัดกับขนาดของชิ้นงานที่กำหนด (difference measurement)



ภาพ 34 ตัวอย่างการวัดขนาดหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์จาก line profile ด้วยภาพตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

2.3.2 วิเคราะห์ความถูกต้องของการขึ้นรูปหุ่นจำลอง

การวิเคราะห์ความถูกต้องในการขึ้นรูปหุ่นจำลองด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ ใช้การประเมินด้วยการวัด line profile ของภาพเอกซเรย์ตัดขวางและการวัดด้วยเวอร์เนียร์คาลิปเปอร์ โดยวิเคราะห์ผลการขึ้นรูปของเครื่องพิมพ์สามมิติจากข้อมูลที่ได้ในข้อ 2.3.1 จากนั้นแสดงผลค่าความ

แตกต่างเฉลี่ย (Mean absolute difference) และร้อยละค่าความแตกต่างเฉลี่ย (Mean relative difference) แสดงดังสมการ (2) และ (3)

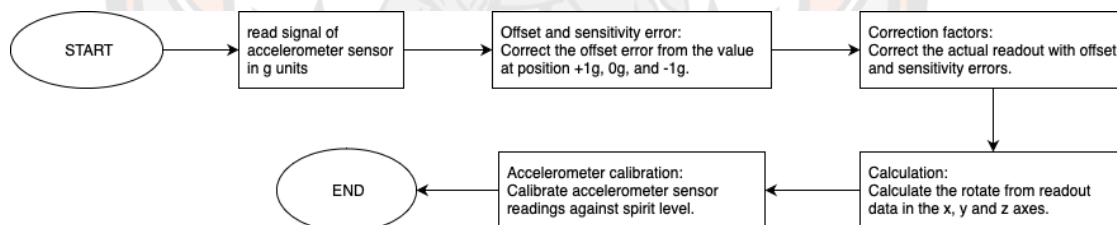
$$\text{Mean absolute difference (mm)} = |\text{3D printed model} - \text{CAD model}| \quad (2)$$

$$\text{Mean relative difference (\%)} = \frac{|\text{3D printed model} - \text{CAD model}|}{\text{CAD model}} \times 100 \quad (3)$$

โดยที่ 3D printed model คือ ขนาดของหุ่นจำลองที่ขึ้นรูปด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ
CAD model คือ ขนาดของหุ่นจำลองที่กำหนดด้วยโปรแกรม autoCAD

3. การสอบเทียบอุปกรณ์วัดการเอียงมุม

ทำการสอบเทียบอุปกรณ์วัดการเอียงมุมจากเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor) ก่อนการใช้งานเพื่อความถูกต้องในการแสดงค่ามุมมองของเตียงฉายรังสีแบบปรับได้อิสระหกทิศทาง สำหรับทิศทางการปรับกระดกแนวยาว (Pitch) และทิศทางการปรับเอียงแนวขวาง (Roll) แสดงดังภาพ 35



ภาพ 35 ขั้นตอนการสอบเทียบอุปกรณ์วัดการเอียงมุมของเตียงฉายรังสีจากเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor)

การสอบเทียบเซ็นเซอร์วัดความเร่ง แบ่งออกเป็นขั้นตอนดังต่อไปนี้

3.1 สอบเทียบเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor) (29)

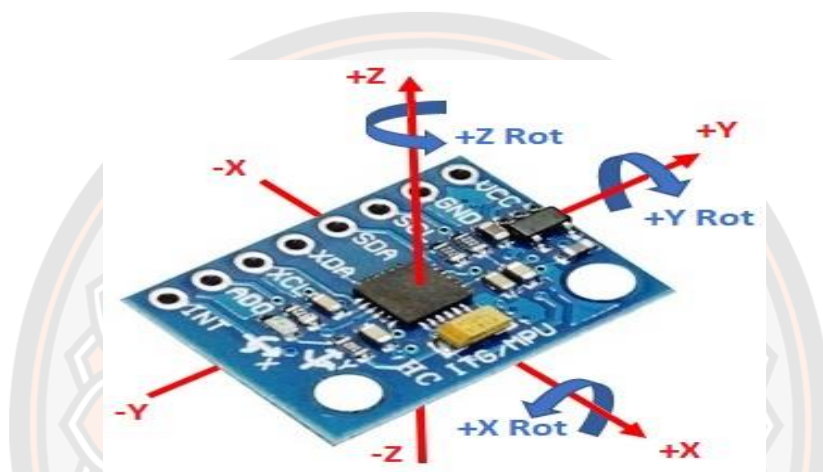
การสอบเทียบเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ใช้การอ่านค่าในตำแหน่งแรงโน้มถ่วงเท่ากับ 0g, -1g และ +1g ทั้งแกน X แกน Y และแกน Z ของอุปกรณ์เซ็นเซอร์ เซ็นเซอร์วัดความเร่งดังแสดงในภาพ 36

โดยที่ ตำแหน่ง -1g ของแกน x คือ เซ็นเซอร์ฝั่งลตตั้งขึ้น 90 องศา

ตำแหน่ง -1g ของแกน y คือ เซ็นเซอร์ฝั่งลตตั้งขึ้น 90 องศา

ตำแหน่ง $-1g$ ของแกน z คือ คว่ำตัวเซ็นเซอร์ลง 180 องศา
 ตำแหน่ง $0g$ ของแกน x และแกน y คือ วางเซ็นเซอร์ราบกับพื้นผิวให้ขนาน
 กับแรงโน้มถ่วงของโลก

ตำแหน่ง $0g$ ของแกน z คือ ตั้งเซ็นเซอร์ 90 องศา กับพื้นผิว
 ตำแหน่ง $+1g$ ของแกน x คือ เซ็นเซอร์ฝั่งบวกตั้งขึ้น 90 องศา
 ตำแหน่ง $+1g$ ของแกน y คือ เซ็นเซอร์ฝั่งบวกตั้งขึ้น 90 องศา
 ตำแหน่ง $+1g$ ของแกน z คือ วางตัวเซ็นเซอร์ระนาบกับพื้นที่ 0 องศา



ภาพ 36 ทิศทางการนับวัดของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor)

ทำการเก็บข้อมูลที่ตำแหน่งแรงโน้มถ่วงเท่ากับ $0g$ ของทุกแกนไว้สำหรับเป็นค่าแก้ความคลาดเคลื่อนที่จุดออฟเซต (offset error) จากนั้นเก็บข้อมูลที่ตำแหน่งแรงโน้มถ่วงเท่ากับ $-1g$ และ $+1g$ สำหรับคำนวณหาความคลาดเคลื่อนของการตอบสนองของ sensitivity error ของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง โดยการเก็บข้อมูลการอ่านค่าของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ใช้การคำนวณเป็นค่าแก้ offset และ Gain ตามสมการ (4) และ (5)

$$A_{offset} = 0.5 \times (A_{+1g} + A_{-1g}) \quad (4)$$

$$Gain = 0.5 \times \left(\frac{A_{+1g} - A_{-1g}}{1g} \right) \quad (5)$$

โดยที่ A_{offset} คือ ค่า offset error ในหน่วย g

A_{+1g} และ A_{-1g} คือ ค่าที่เซ็นเซอร์วัดได้ที่ตำแหน่งแรงโน้มถ่วงกระทำเท่ากับ $+1g$

และ $-1g$

หลังจากคำนวณหาค่าแก้ offset และค่า Gain แล้ว แทนที่ค่าดังกล่าวลงในสมการ (6) เพื่อแก้ค่าคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการอ่านค่าของเซ็นเซอร์วัดความเร่งที่อ่านค่าออกมาในหน่วย g

$$A_{Actual}(g) = \frac{A_{output} - A_{offset}}{Gain} \quad (6)$$

โดยที่ $A_{actual}(g)$ คือ ผลการอ่านค่าของเซ็นเซอร์วัดความเร่งจริง ในหน่วย g

A_{output} คือ ค่าที่เซ็นเซอร์วัดความเร่งส่งผลออกมา ในหน่วย g

A_{offset} คือ ค่าแก้ offset error ในหน่วย g

$Gain$ คือ ค่าแก้ sensitivity error ในทางอุดมคติควรมีค่าเท่ากับ 1

เมื่อได้การอ่านค่าของเซ็นเซอร์วัดความเร่งที่ผ่านการแก้ค่าความคลาดเคลื่อนทั้งสองแล้วในหน่วย g นำมาคำนวณหามุมองศา pitch และ roll ตามสมการ (7) และ (8)

$$\text{pitch} = \tan^{-1} \left(\frac{A_{y,out}^2}{\sqrt{A_{x,out}^2 + A_{z,out}^2}} \right) \times 180/\text{PI} \quad (7)$$

$$\text{roll} = \tan^{-1} \left(\frac{-A_{x,out}^2}{\sqrt{A_{y,out}^2 + A_{z,out}^2}} \right) \times 180/\text{PI} \quad (8)$$

ทำการสอบเทียบการอ่านค่าของเซ็นเซอร์วัดความเร่งเปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำที่ได้รับการสอบเทียบในหน่วยองศา (degree) โดยสอบเทียบในช่วง $\pm 5^\circ$ ของทิศทาง pitch และ roll เพื่อเก็บค่าความคลาดเคลื่อนที่อ่านได้ในแต่ละมุมเพื่อนำไปคำนวณหาค่าแก้การอ่านค่าออกมาเป็นมุมของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง จากนั้นสร้างกราฟจากข้อมูลที่อ่านได้แต่ละมุมและคำนวณหาสมการความสัมพันธ์เส้นตรง สำหรับเป็นค่าแก้การอ่านค่าของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ที่ได้จากการสอบเทียบกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำที่ได้รับการสอบเทียบแล้ว

3.2 การทดสอบความถูกต้องและแม่นยำ (Accuracy and reproducibility test)

ทดสอบความถูกต้องในการอ่านค่าของอุปกรณ์เซ็นเซอร์วัดความเร่งทำการทดสอบอ่านค่าช่วงมุม -5° ถึง $+5^\circ$ โดยเพิ่มมุมในการวัดครั้งละ 0.5 องศา จากนั้นเปรียบเทียบกับค่าอ่านค่าด้วยระดับน้ำดิจิทัล อ่านค่าทั้งหมด 200 ค่าต่อครั้ง ทำการวัดซ้ำ 10 ครั้ง แสดงผลเป็นความแตกต่างเฉลี่ยระหว่างค่าที่วัดได้จากเซ็นเซอร์วัดความเร่งกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำดิจิทัล (Mean absolute difference) ดังแสดงในสมการ (9) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ทดสอบความสามารถในการทำซ้ำการอ่านค่าของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ใช้การประเมินจากการทดสอบซ้ำ (Reproducibility test) โดยนำผลการนับวัดซ้ำ 10 ครั้งในแต่ละมุมจากการทดสอบความถูกต้องมาวิเคราะห์ แล้วแสดงผลเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

$$\text{Mean absolute difference (mm)} = |\text{Acc. readout} - \text{Spirit readout}| \quad (9)$$

โดยที่ Acc. Readout คือ ค่ามุมที่ได้จากเซ็นเซอร์วัดความเร่ง

Spirit readout คือ ค่ามุมที่ได้จากอุปกรณ์วัดระดับน้ำ

4. การพัฒนาซอฟต์แวร์วิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสี

4.1 การพัฒนาซอฟต์แวร์วิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี

การพัฒนาซอฟต์แวร์วิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีสร้างด้วยโปรแกรม MATLAB บนเครื่องคอมพิวเตอร์ยี่ห้อ HP 2.30 GHz intel core i3 RAM 4 GB โดยโปรแกรมที่สร้างขึ้นใช้วิธีการประมวลผลภาพดิจิทัล (digital image processing) เพื่อการวิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงด้วยเทคนิคการหาขอบของภาพ (edge detection), การจับคู่จุด (Point matching), และการแปลงภาพเรขาคณิต (Geometric Image Transformations) การออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับการวิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีมีขั้นตอน ดังแสดงในภาพ 37

Step 1: image transfer

ทำการโหลดภาพ OBI/CBCT ของภาพที่หุ่นจำลองอยู่ตำแหน่งจุดกึ่งกลาง (Isocenter mark) กับภาพที่หุ่นจำลองเกิดการเคลื่อนที่ จากนั้นทำการตัดภาพ (crop) ให้ครอบคลุมเฉพาะบริเวณภาพหุ่นจำลองเท่านั้น

Step 2: Edge detection

ทำการหาขอบของภาพด้วยเทคนิค canny เนื่องจากเทคนิคดังกล่าวสามารถเก็บรายละเอียดของภาพไว้ได้ ซึ่งเหมาะสมที่นำไปช่วยในการจับคู่จุดระหว่างภาพ

Step 3: Find matching features between images

ทำการจับคู่จุด (point matching) ด้วยการหาจุดของทั้งสองภาพด้วยฟังก์ชัน detectSURFFeatures ซึ่งสามารถตรวจจับพื้นที่ที่มีลักษณะคล้ายกันของทั้งสองภาพ จากนั้นสกัดคุณลักษณะเฉพาะของภาพ (Image Feature Extraction) ด้วยลักษณะของรูปร่างและเส้นขอบด้วยฟังก์ชัน extractFeatures และค้นหาตำแหน่งของจุดที่เหมือนกันของแต่ละภาพด้วยฟังก์ชัน

matchFeatures แล้วทำการตั้งตำแหน่งที่เกี่ยวข้องกันสำหรับแต่ละภาพด้วยฟังก์ชัน validPtsOriginal

Step 4: Estimate transformation

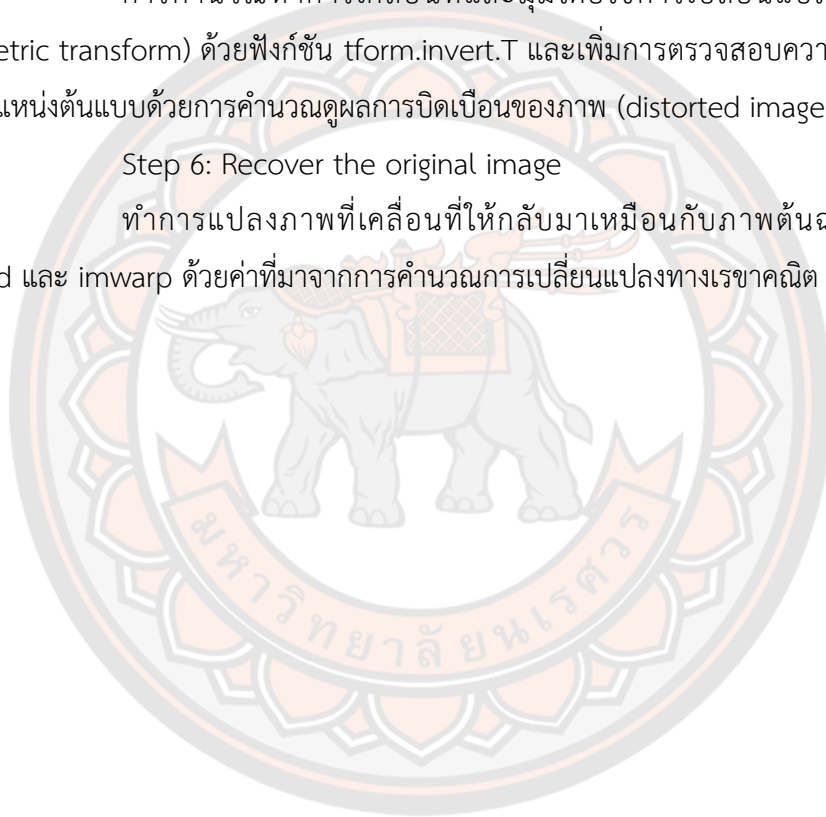
ค้นหาการเปลี่ยนแปลงของจุดที่สอดคล้องกันด้วยอัลกอริทึม M-estimator Sample Consensus (MSAC) โดยใช้ฟังก์ชัน estimateGeometricTransform ซึ่งเป็น การคำนวณหาความเปลี่ยนแปลงของจุดที่จับคู่กัน

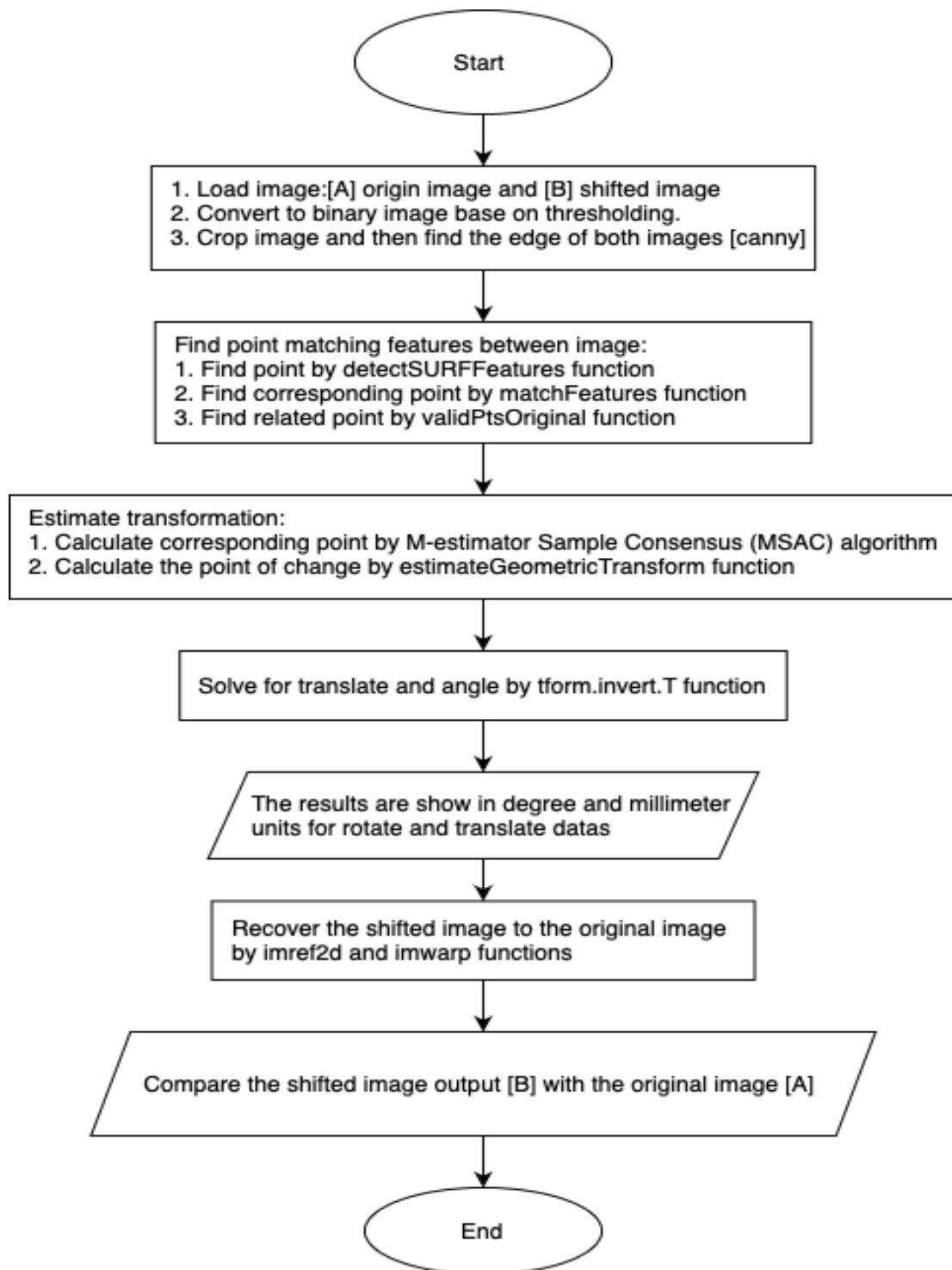
Step 5: Solve for translate and angle

การคำนวณหาการเคลื่อนที่และมุมโดยใช้การเปลี่ยนแปลงทางเรขาคณิต (geometric transform) ด้วยฟังก์ชัน tform.invert.T และเพิ่มการตรวจสอบความผิดเพี้ยนไปจากภาพตำแหน่งต้นแบบด้วยการคำนวณดูผลการบิดเบือนของภาพ (distorted image)

Step 6: Recover the original image

ทำการแปลงภาพที่เคลื่อนที่ให้กลับมาเหมือนกับภาพต้นฉบับด้วยฟังก์ชัน imref2d และ imwarp ด้วยค่าที่มาจากผลการคำนวณการเปลี่ยนแปลงทางเรขาคณิต





ภาพ 37 ขั้นตอนการทำงานของซอฟต์แวร์วิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสี

4.2 ประเมินการทำงานของซอฟต์แวร์วิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี

การทดสอบซอฟต์แวร์วิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงใช้วิธีการเปรียบเทียบระหว่างค่าพารามิเตอร์ที่กำหนดและค่าที่ซอฟต์แวร์คำนวณผลการทับซ้อนภาพ (image matching) การทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ประกอบด้วย การทดสอบความถูกต้อง (accuracy test) และการทำซ้ำ (repeatability test) ของซอฟต์แวร์วิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียง การทดสอบแบ่งออกเป็น การทดสอบการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง (Translation) และการทดสอบการหมุนตำแหน่ง (Rotation) ดังแสดงในตาราง 3 โดยทำการวัดซ้ำแต่ละตำแหน่งจำนวน 5 ครั้ง

แสดงผลเป็นค่าเฉลี่ยและค่าความแตกต่างระหว่างค่าที่กำหนดขึ้นกับค่าที่ได้จากซอฟต์แวร์ สำหรับการผลการทำซ้ำแสดงผลเป็นค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานในการทำงานของซอฟต์แวร์วิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียง

ตาราง 3 ค่าพารามิเตอร์สำหรับทดสอบซอฟต์แวร์วิเคราะห์ความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี

พารามิเตอร์	ระยะที่ทดสอบ
Rotation (degree)	0°, ±0.5°, ±1.0°, ±1.5°, ±2.0°, ±2.5°, และ ±3.0°
Translation (mm)	0, ±5, ±10, ±15, ±20, ±25, และ ±30

5. ทดสอบความถูกต้องของเตียงฉายรังสีด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น

ทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์สำหรับการรักษาด้วยเทคนิค SRS, SBRT แบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ส่วน ประกอบด้วย การตรวจสอบความถูกต้องด้วยอุปกรณ์วัดการเอียงมุมจากเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (accelerometer sensor) และการตรวจสอบความถูกต้องด้วยซอฟต์แวร์วิเคราะห์ตำแหน่งที่พัฒนาขึ้น (Image matching)

สำหรับการทำงานของเตียงฉายรังสีใช้วิธีทดสอบการเคลื่อนตำแหน่งเตียงทั้งหกทิศทาง ประกอบด้วย การเคลื่อนที่ในแนวด้านข้าง (Lateral), แนวตามยาว (Longitudinal) และแนวตั้ง (Vertical) กำหนดให้มีการเคลื่อนที่เป็นระยะทาง ±3 เซนติเมตร เพิ่มระยะครึ่งละ 0.5 เซนติเมตร สำหรับการเคลื่อนที่ในแนวการปรับเอียงแนวยาว (Pitch), การปรับเอียงแนวขวาง (roll) และแนวการหมุนของฐานเตียง (yaw) ทำการทดสอบการเอียงมุม ±3 องศา โดยเพิ่มการเอียงครึ่งละ 0.5 องศา การเคลื่อนตำแหน่งเตียงฉายรังสีทำการทดสอบครึ่งละแนว ตำแหน่งที่ทำการทดสอบ

2 ตำแหน่ง ได้แก่ Scale 9 บน S type แทนจุดหมุนร่วมของเทคนิคการฉายรังสีร่วมพิกัด (SRS) และ Scale 0 บนเตียงฉายรังสี แทนจุดหมุนร่วมของเทคนิคการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณลำตัว (SBRT) แสดงค่าที่วัดได้และค่าความแตกต่างระหว่างค่าสั่งที่กำหนดไว้กับค่าที่เตียงเคลื่อนที่ได้จริง

5.1 การทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีในแนว translation ด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์

ทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์จากการเคลื่อนที่ของตำแหน่งเตียงในทิศทาง translation ประกอบด้วย แนว lateral, longitudinal และ vertical โดยวางหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ไว้บนกระดานกราฟ และจัดตำแหน่ง (setup) หุ่นจำลองที่ตำแหน่งกึ่งกลางของหุ่นจำลอง (isocenter mark) ด้วยแนวเลเซอร์ทั้งสามด้าน จากนั้นทำการถ่ายภาพ anteroposterior (AP) และภาพ Lateral ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของหุ่นจำลอง แล้วทำการเคลื่อนตำแหน่งเตียงไปตามระยะที่กำหนด (ช่วงระยะ ± 3 เซนติเมตรจากกึ่งกลางของหุ่นจำลอง) โดยเคลื่อนระยะตามสเกลบนกระดานกราฟที่ผ่านการสอบเทียบแล้ว และทำการเก็บภาพ anteroposterior และภาพ Lateral ที่มีการเคลื่อนตำแหน่งเตียง จากนั้นทำการบันทึกค่าเตียงที่แสดงบนจอมอนิเตอร์และค่าที่อ่านจากกระดานกราฟ แล้วแสดงผลค่าความแตกต่างที่เกิดระหว่างการเคลื่อนที่ของตำแหน่งเตียงจริงกับระยะทางที่กำหนดให้เคลื่อนที่

5.2 การทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีในแนว rotation ด้วยหุ่นจำลอง (Cubic phantom/accelerometer sensor)

ทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ใช้วิธีการทดสอบการเคลื่อนที่ของตำแหน่งเตียงในทิศทาง pitch และ roll โดยการปรับตำแหน่งหุ่นจำลองที่บรรจุเซ็นเซอร์วัดความเร่งไว้ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของหุ่นจำลองและการอ่านค่าจากเซ็นเซอร์ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของหุ่นจำลอง ทำการเก็บภาพ anteroposterior และภาพ Lateral สำหรับแนว pitch และถ่ายภาพ CBCT สำหรับแนว roll ที่ตำแหน่งกึ่งกลางหุ่นจำลอง (isocenter mark) จากนั้นเคลื่อนตำแหน่งเตียงไปตามระยะที่กำหนด (ระยะทาง ± 3 องศา โดยเคลื่อนที่ครั้งละ 0.5 องศา) แล้วทำการบันทึกภาพอีกครั้งหลังจากมีการเคลื่อนที่ของตำแหน่งเตียง และอ่านค่าด้วยเซ็นเซอร์อีกครั้งหลังจากเคลื่อนที่ไปแล้ว (ทั้งระยะเวลาหลังการเคลื่อนที่ 10-20 วินาทีก่อนทำการอ่านค่า เพื่อลดความคลาดเคลื่อนของการอ่านค่าจากเซ็นเซอร์) แสดงผลค่าที่เซ็นเซอร์สามารถนับวัดได้และค่าความแตกต่างระหว่างค่าที่กำหนดให้เตียงเคลื่อนที่ไปกับค่าที่เซ็นเซอร์สามารถอ่านได้จริง

5.3 การทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (Point matching)

ทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นด้วยการทดสอบการเคลื่อนที่ของตำแหน่งเตียงทั้งหกทิศทาง โดยนำภาพถ่ายที่ได้จากการทดสอบในขั้นตอนที่ 5.1 และ 5.2 มาวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของตำแหน่งเตียงด้วยวิธีการจับคู่จุด (point matching) ซึ่งใช้การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของจุดในภาพทั้งสอง โดยทำการวิเคราะห์ซ้ำตำแหน่งละ 5 ครั้ง สำหรับการวิเคราะห์เตียงในแนว roll ซึ่งใช้ภาพ CBCT ในการวิเคราะห์ ทางผู้วิจัยได้คัดเลือกภาพที่ตำแหน่งกึ่งกลางของหุ่นจำลองสำหรับนำมาวิเคราะห์ผล ซึ่งการวิเคราะห์ใช้ภาพถ่ายที่ตำแหน่งกึ่งกลางหุ่นจำลองเปรียบเทียบกับภาพถ่ายที่เกิดการเคลื่อนที่ของเตียงไป บันทึกผลที่ได้จากการวิเคราะห์ของซอฟต์แวร์ แสดงผลความแตกต่างระหว่างค่าที่กำหนดให้เคลื่อนที่กับค่าที่ซอฟต์แวร์วิเคราะห์ได้และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

5.4 ประเมินความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี

การประเมินความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีใช้วิธีการเคลื่อนตำแหน่งเตียงฉายรังสีไปตามระยะที่กำหนดจากกึ่งกลางหุ่นจำลอง เปรียบเทียบค่าความแตกต่างของระยะการเคลื่อนที่ของตำแหน่งเตียงฉายรังสี (distance difference) โดยค่าความแตกต่างของตำแหน่งเตียงปกติอยู่ภายใน 1 มิลลิเมตร และ 0.5 องศาในการทดสอบการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง (translation) และการทดสอบการหมุนตำแหน่ง (rotation) ตามลำดับ ดังแสดงในตาราง 4

$$\text{distance difference} = d_{\text{measured}} - d_{\text{reference}} \quad (10)$$

เมื่อ *distance difference* คือ ค่าความแตกต่างของตำแหน่งเตียงฉายรังสีที่ได้จากการวัดและค่าที่กำหนดไว้

d_{measured} คือ ค่าที่วัดได้จากการเคลื่อนตำแหน่งเตียงฉายรังสี

$d_{\text{reference}}$ คือ ค่าที่กำหนดให้เตียงฉายรังสีเคลื่อนไป

ตาราง 4 การทดสอบตำแหน่งเตียงฉายรังสี

Treatment couch positions	Tolerance ^a
Translation (lat., long., ver.)	Abs: 2 mm
	Rel: 1 mm
Rotation (roll, pitch, yaw)	Abs: 1°
	Rel: 0.5°

หมายเหตุ: a คือ ค่าที่ยอมรับได้จากคำแนะนำของ AAPM TG. 198 (6) และ MPPG 8.a. (7)

Abs คือ Absolute measurement

Rel คือ Relative measurement



บทที่ 4

ผลการวิจัย

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้สร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับระดับ สำหรับใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสี โดยหุ่นจำลองสร้างจากเครื่องพิมพ์สามมิติชนิดฉีดเส้นพลาสติก ภายในหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ประกอบด้วยลูกเหล็กทรงกลมขนาด 4.77 มิลลิเมตร จำนวน 5 ลูก สำหรับช่วยกำหนดตำแหน่งในการทำ image matching ซึ่งใช้ประเมินการเอียงของเตียงฉายรังสี ภายในหุ่นจำลองประกอบด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่งและอุปกรณ์ส่งสัญญาณ Wi-Fi สำหรับอ่านค่าการเอียงมุมขณะทดสอบการเอียงเตียงฉายรังสี นอกจากนี้ได้ทำการพัฒนาซอฟต์แวร์ image matching algorithm ด้วยโปรแกรม MATLAB สำหรับทำ auto-image matching เพื่อลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการทำ manual image registration

ผลการสร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับเอียง

ผลการสร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ (Cubic phantom) ทำให้ได้หุ่นจำลองที่มีขนาดความกว้าง 7 เซนติเมตร ยาว 7 เซนติเมตร และสูง 7 เซนติเมตร ใช้ระยะเวลาในการพิมพ์ชิ้นงานสามมิติเท่ากับ 10 ชั่วโมง 8 นาที และใช้พลาสติก จำนวน 214 กรัม ดังแสดงในตาราง 5 และตาราง 6 หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ประกอบด้วย หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ และกล่องใส่อุปกรณ์วัดการเอียงมุม ภายในหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์บรรจุลูกเหล็กทรงกลมขนาด 4.77 มิลลิเมตร จำนวน 5 ลูก ดังแสดงในภาพ 38 (ก) และ (ข) จากนั้นทำการบรรจุเซ็นเซอร์วัดความเร่งเข้าในกล่องชิ้นงานสามมิติ แล้วนำกล่องเซ็นเซอร์ใส่ในหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ ดังแสดงในภาพ 38 (ข)

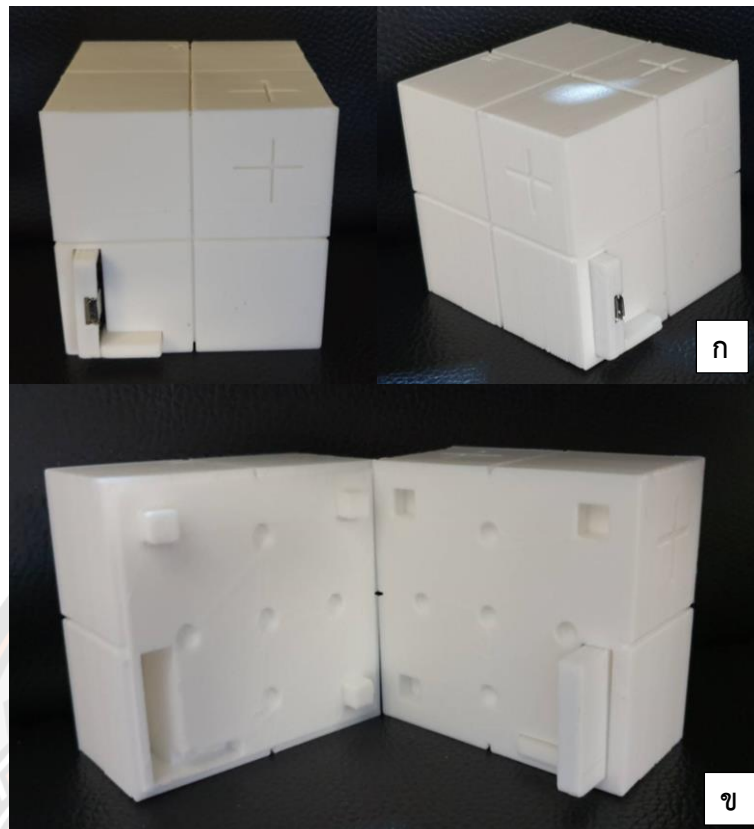
สำหรับผลการสร้างฐานปรับระดับทำให้ได้ขนาดความกว้าง 14 เซนติเมตร ยาว 14 เซนติเมตร และสูง 1 เซนติเมตร ใช้ระยะเวลาในการพิมพ์ เท่ากับ 9 ชั่วโมง 50 นาที และใช้พลาสติก จำนวน 174 กรัม ดังแสดงในตาราง 6 โดยฐานปรับระดับแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ประกอบด้วย ส่วนของฐานและนอตตัวผู้ตัวเมีย 3 คู่ ดังแสดงในภาพ 39 การประกอบฐานปรับระดับโดยการยึดนอตตัวเมียเข้ากับฐานทรงสี่เหลี่ยม บริเวณด้านบนของฐานมีร่องขนาดกว้าง 7 เซนติเมตร ยาว 7 เซนติเมตร และลึก 3 มิลลิเมตร สำหรับเป็นร่องวางหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ให้วางอยู่ตำแหน่งกึ่งกลางของฐานปรับระดับตลอดการทดสอบ โดยการปรับระดับสามารถทำได้ด้วยการปรับหมุนนอตตัวผู้ในแต่ละด้านที่ต้องการทดสอบการเอียง ซึ่งการปรับเอียงดังกล่าวสามารถปรับเอียงแต่ละมุมได้สูงสุดถึง 5 องศา และสามารถกำหนดความละเอียดในการเอียงได้น้อยที่สุดเท่ากับ 0.1 องศา

ตาราง 5 พารามิเตอร์ควบคุมเครื่องพิมพ์สามมิติที่ใช้ในการขึ้นรูปหุ่นจำลอง

พารามิเตอร์ควบคุมการพิมพ์หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์	
ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นพลาสติก PLA	3 mm
ความหนาแน่นการพิมพ์	40 %
ความเร็วในการพิมพ์	30 mm/s
อุณหภูมิการพิมพ์	210 °C
อุณหภูมิฐานรอง	50 °C
ระยะเวลาในการพิมพ์ทั้งหมด	9 hrs. 18 min

ตาราง 6 น้ำหนักและระยะเวลาที่ใช้ในการพิมพ์หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับเอียงด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ

ชิ้นงานสามมิติ	จำนวน (ชิ้น)	ระยะเวลา (นาที)	น้ำหนัก (กรัม)
หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ส่วนบน	1	275	101
หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ส่วนล่าง	1	283	106
ฐานปรับเอียง	1	434	148
นอตตัวผู้	3	111	15
นอตตัวเมีย (แหวน)	3	45	9
กล่องใส่อุปกรณ์ส่งสัญญาณ Wi-Fi	1	34	5
กล่องใส่เซ็นเซอร์วัดความเร่ง	1	16	2
รวม	11	1,198	386



ภาพ 38 ชิ้นงานหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และกล่องใส่อุปกรณ์วัดการเอียงมุม (ก) แสดง
ชิ้นงานหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ที่ประกอบแล้ว (ข) แสดงตำแหน่งของ marker และกล่องใส่
อุปกรณ์วัดการเอียงมุมภายในหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์

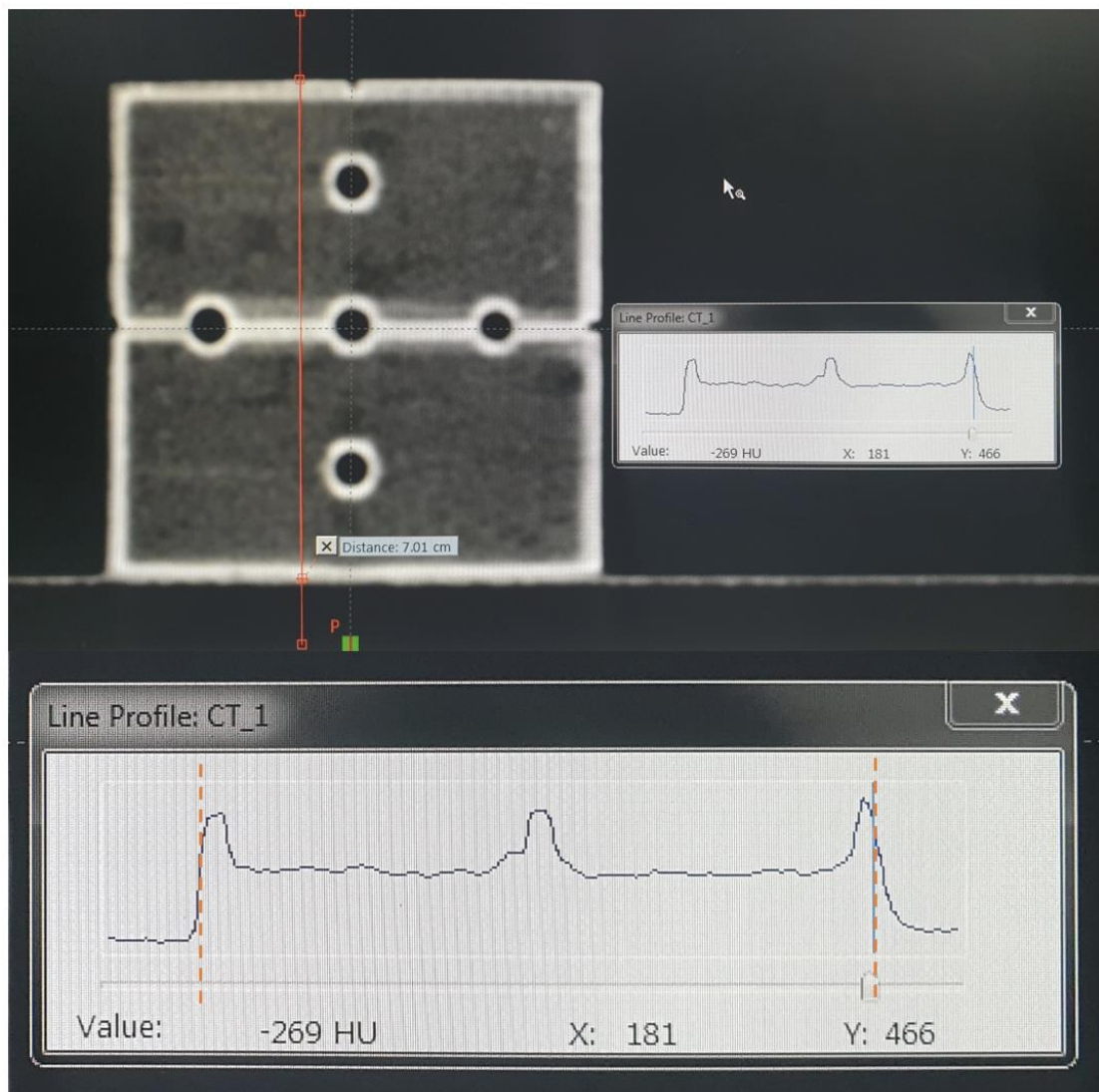


ภาพ 39 ชิ้นงานฐานปรับเอียงสำหรับทดสอบการเอียงของเตียงฉายรังสี

ผลการประเมินความถูกต้องของการขึ้นรูปหุ่นจำลองด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ

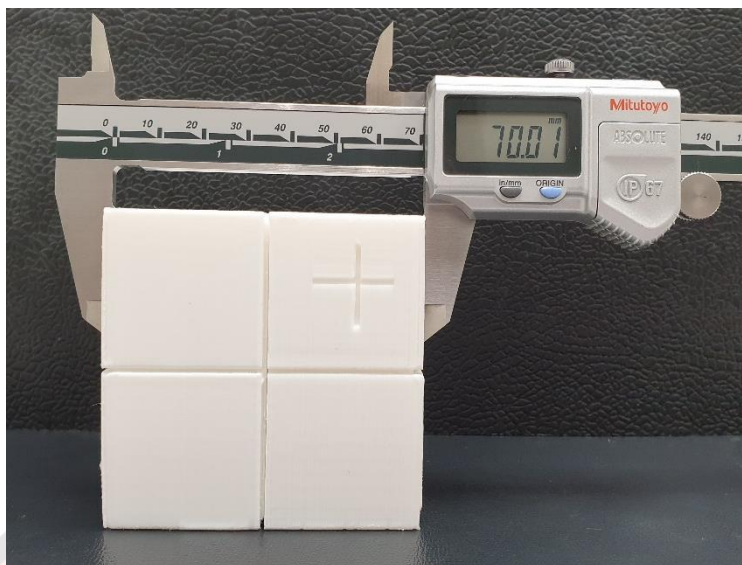
1. การประเมินความถูกต้องของการขึ้นรูปหุ่นจำลองใช้วิธีการสร้างภาพตัดขวางหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยภายในหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ที่สร้างขึ้นประกอบด้วยลูกเหล็กทรงกลม จำนวน 5 ลูก และกล่องใส่เซ็นเซอร์วัดความเร่ง ตัวอย่างภาพตัดขวางของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ แสดงดังภาพ 40 ผลการประเมินขนาดหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์บนภาพตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาด้วยวิธีการประเมินระยะจาก line profile ที่ตำแหน่ง shoulder ของ line profile ทั้งสองด้านของภาพตัดขวางแต่ละแนว โดยทำการนับวัดแนวละ 5 ตำแหน่งดังแสดงในภาพ 40 พบว่าค่าเฉลี่ยของขนาดหุ่นจำลองเท่ากับ 69.85 ± 0.11 มิลลิเมตร สำหรับค่าความแตกต่างเฉลี่ยของขนาดหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์มีค่าเท่ากับ 0.15 ± 0.12 มิลลิเมตร และสำหรับร้อยละค่าความแตกต่างเฉลี่ยมีค่าเท่ากับ 0.22 ± 0.06 ดังแสดงในตาราง 7





ภาพ 40 การวัดขนาดจาก line profile ด้วยภาพตัดขวางหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์จาก
เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

2. ผลการประเมินความถูกต้องของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยเวอร์เนียร์คาลิเปอร์ชนิด
ดิจิทัล โดยทำการวัดขนาดหุ่นจำลองทั้งสามด้าน ด้านละ 5 ครั้ง ดังแสดงในภาพ 41 พบว่าค่าเฉลี่ย
ของขนาดหุ่นจำลองเท่ากับ 69.88 ± 0.01 มิลลิเมตร สำหรับค่าความแตกต่างเฉลี่ยของขนาด
หุ่นจำลองทรงลูกบาศก์มีค่าเท่ากับ 0.12 ± 0.01 มิลลิเมตร และสำหรับร้อยละค่าความแตกต่างเฉลี่ย
มีค่าเท่ากับ 0.17 ± 0.10 ดังแสดงในตาราง 7



ภาพ 41 ตัวอย่างการวัดขนาดหุ่นจำลองด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์

ตาราง 7 ผลความถูกต้องของรูปร่างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์

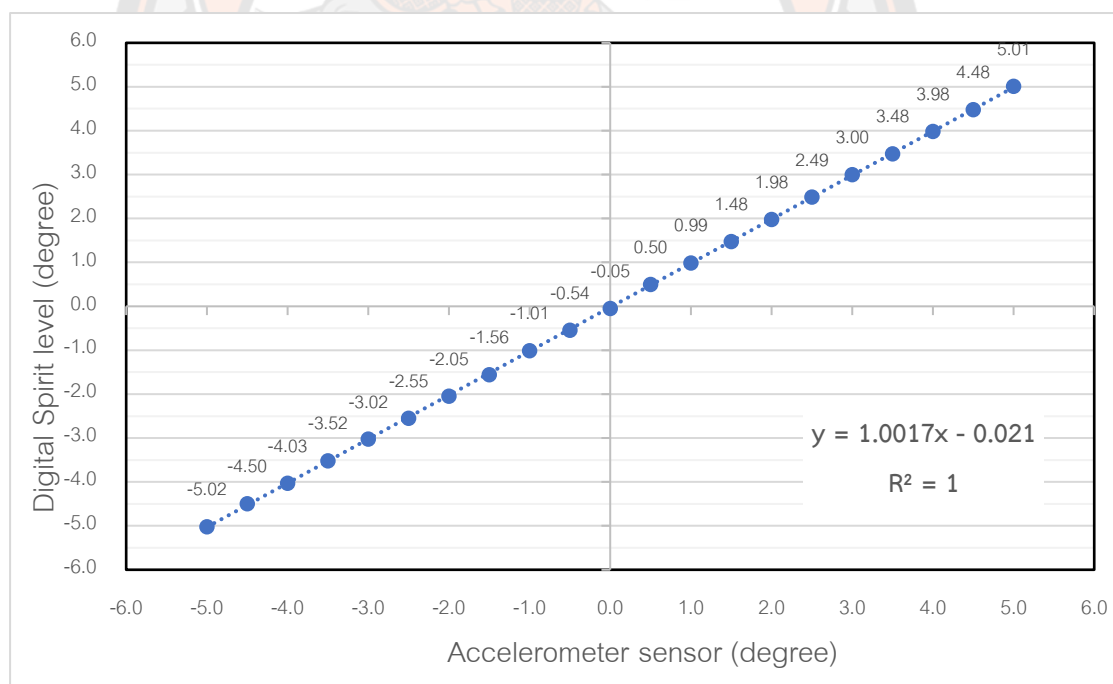
Measuring Instrument	Printing Model (mm) Mean ± SD	Printing Model - CAD Model	
		Absolute Difference (mm)	Relative Difference (%)
		Mean ± SD	Mean ± SD
CT image	69.85 ± 0.11	0.15 ± 0.12	0.22 ± 0.06
Caliper	69.88 ± 0.01	0.12 ± 0.01	0.17 ± 0.10

ผลการสอบอุปกรณ์วัดการเอียงมุม

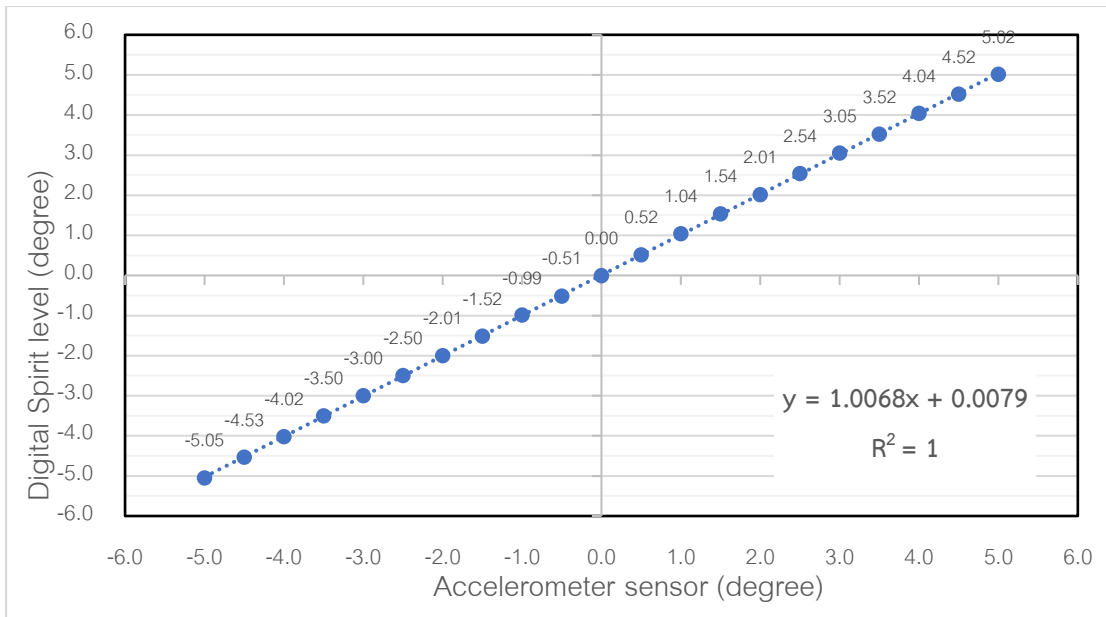
การสอบเทียบการวัดการเอียงมุมด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่งเปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำชนิดดิจิทัลที่ได้รับการสอบเทียบแล้ว โดยทำการวัดด้วยเซ็นเซอร์ที่ได้รับการแก้ค่า offset error และ sensitivity error ของเซ็นเซอร์วัดความเร่งด้วยข้อมูลการนับวัดแรงโน้มถ่วงในหน่วย g ที่ตำแหน่งให้แรงโน้มถ่วงกระทำเท่ากับ -1g และ +1g เพื่อให้เกิดการตอบสนองต่อการวัดมุมองศาที่ถูกต้องและแม่นยำของอุปกรณ์วัดการเอียงมุม ในช่วงการนับวัดที่ ±5 องศา ซึ่งเป็นช่วงมุมที่ครอบคลุมความสามารถในการปรับเอียงของเตียงฉายรังสีแบบปรับได้อิสระหกทิศทาง

ผลการสอบเทียบเพื่อประเมินผลการวัดมุมเปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำชนิดดิจิทัลที่แก้ค่าตั้งแต่มุม 0 องศาจนถึงช่วงมุม ± 5 องศา โดยใช้กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่ามุมที่อ่านได้จากอุปกรณ์วัดระดับน้ำดิจิทัลและค่ามุมที่อ่านได้จากอุปกรณ์วัดการเอียงมุม พบว่า ผลการอ่านค่าของเซ็นเซอร์ accelerometer มีค่าความคลาดเคลื่อนต่ำกว่า 0.1 องศา ในทุกมุมมองค่าทั้งในทิศทาง pitch และ roll โดยการสอบเทียบดังกล่าวใช้สมการความสัมพันธ์แบบเส้นตรง (Linearity) สำหรับการแก้ค่าของอุปกรณ์วัดการเอียงมุม สำหรับการแก้ค่าในแนว pitch ใช้สมการ $y = 1.0089x + 0.2883$ และสำหรับการแก้ค่าในแนว roll ใช้สมการ $y = 1.0047x - 1.3915$ พบว่า ผลการอ่านค่าของเซ็นเซอร์ accelerometer มีค่าความคลาดเคลื่อนลดลงต่ำกว่า 0.06 องศา ดังแสดงในภาพ 42 และภาพ 43 ตามลำดับ

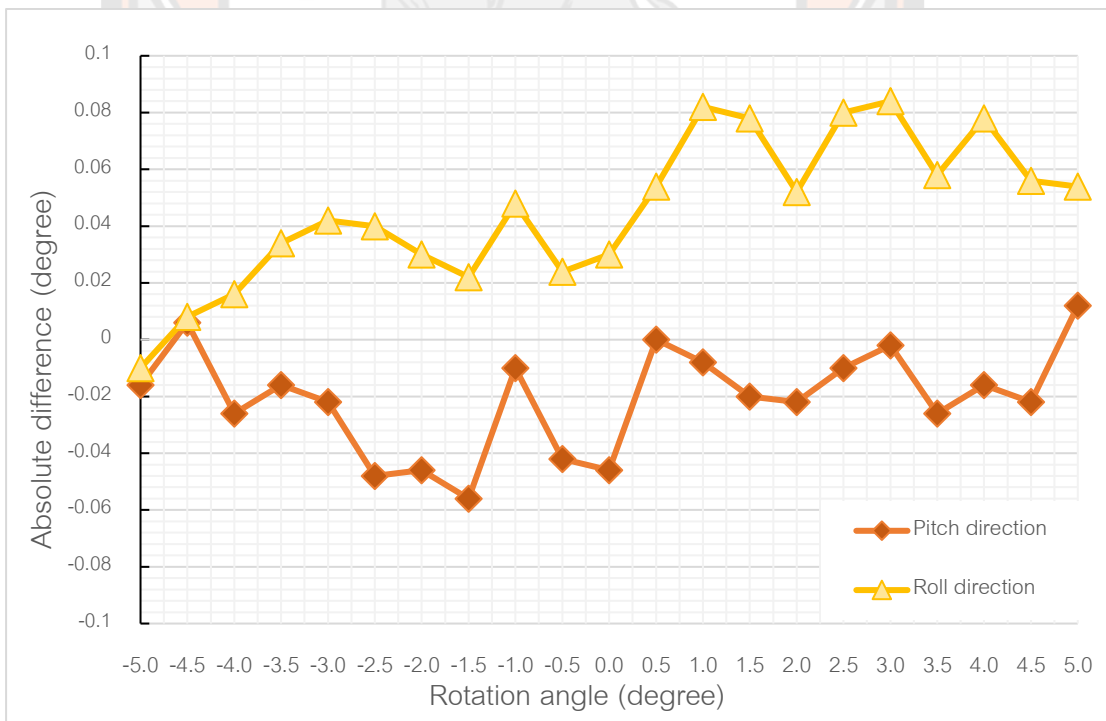
ผลการทดสอบความสามารถทำซ้ำของอุปกรณ์วัดการเอียงมุม พบว่าในการนับวัดมุมในทิศทางการกระดกตามแนวยาวและสำหรับการนับวัดมุมในทิศทางการปรับเอียงตามแนวขวางพบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง ± 0.09 องศา ดังแสดงในภาพ 44



ภาพ 42 กราฟการสอบเทียบความถูกต้องของการนับวัดมุมองศาในทิศทางการกระดกตามแนวยาว (pitch) ด้วยเซ็นเซอร์ accelerometer เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำดิจิทัล



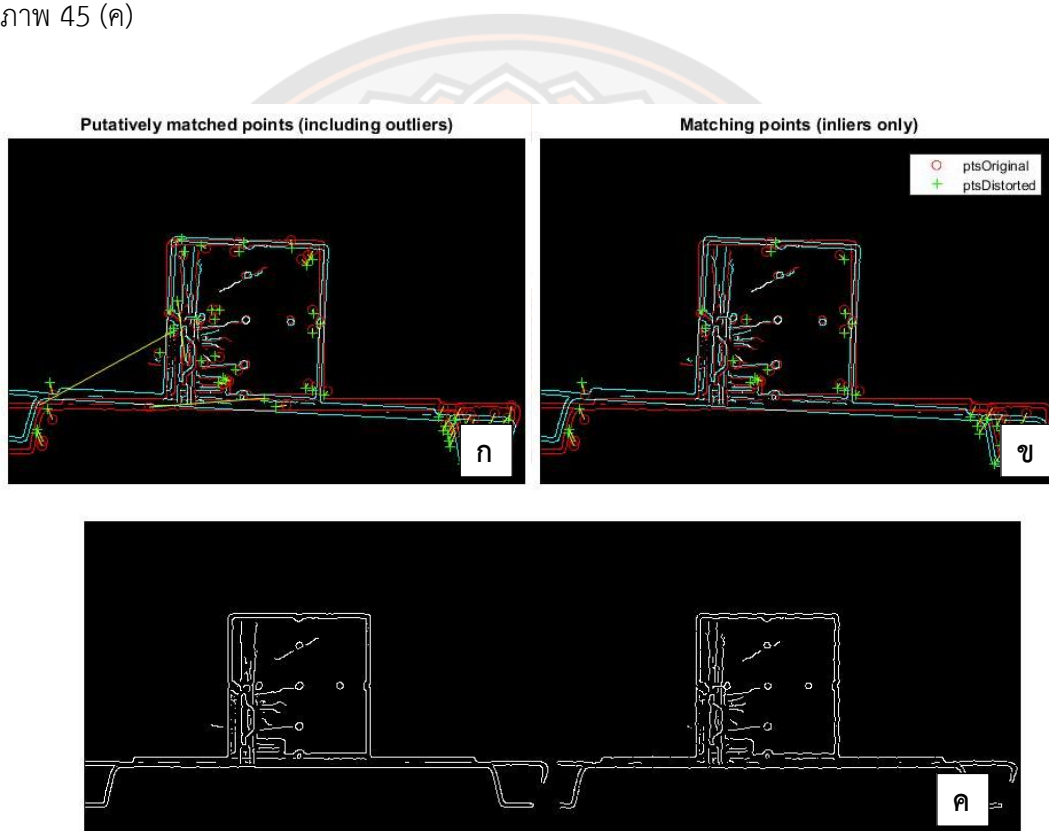
ภาพ 43 กราฟการสอบเทียบความถูกต้องของการนับวัดมุมองศาในทิศทางการปรับเอียงตามแนวขวาง (roll) ด้วยเซ็นเซอร์ accelerometer เปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำดิจิทัล



ภาพ 44 กราฟความคลาดเคลื่อนของการอ่านค่ามุมด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่ง (accelerometer sensor) ในการนับวัดมุมองศาในทิศทาง Roll และ Pitch

ผลการพัฒนาซอฟต์แวร์วิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสี

ผลการพัฒนาซอฟต์แวร์วิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยภาพเอกซเรย์ (KV image) ด้วยหลักการประมวลผลภาพดิจิทัลประกอบด้วยขั้นตอน edge detection, crop image, image matching แสดงดังภาพ 45 (ก) และ (ข), โดยเทคนิค geometric transformation ใช้สำหรับคำนวณค่าระยะพิกัดระหว่างภาพทั้งสอง เพื่อบันทึกเป็นผลการเคลื่อนที่ของตำแหน่งเตียงฉายรังสี จากนั้นซอฟต์แวร์นำค่าระยะพิกัดที่ได้ ทำการ transformation กับภาพการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสี (shifted image) เพื่อตรวจสอบผลการวิเคราะห์ของซอฟต์แวร์ image matching ดังแสดงในภาพ 45 (ค)



ภาพ 45 ภาพการวิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (ก) แสดงภาพการจับคู่จุด (Matching points) ระหว่างภาพก่อนและหลังการเคลื่อนตำแหน่ง (ข) แสดงภาพการจับคู่จุดเฉพาะจุดที่อยู่ในทิศทางเดียวกันเท่านั้น (ค) แสดงภาพหลังจากแปลงข้อมูลภาพกับมาเปรียบเทียบกับภาพก่อนการเคลื่อนที่

ผลการทดสอบความถูกต้องในการวิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสีในแนว translation และ rotation ด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นได้ ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ในแนว translation ในแนวแกน X และ Y มีค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ดังแสดงในตาราง 8 โดยตำแหน่งการเคลื่อนที่ในช่วง ± 3 เซนติเมตร พบว่า ค่าความแตกต่างสูงสุดเท่ากับ 0.16 มิลลิเมตร ในแนวแกน X และผลค่าความแตกต่างสูงสุดเท่ากับ 0.08 มิลลิเมตร ในแนวแกน Y

สำหรับผลการทดสอบความถูกต้องในการเคลื่อนที่แบบ rotation มีค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ดังแสดงในตาราง 9 โดยระยะในการทดสอบในช่วง ± 3 องศา พบว่า ผลค่าความแตกต่างสูงสุดเท่ากับ 0.4 องศา สำหรับแนว rotation

ตาราง 8 ผลทดสอบความถูกต้องและการทำซ้ำของการวิเคราะห์ของซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (Image matching) ในทิศทาง Translation

Translation (mm)	X axis	Y axis
	Mean (mm) \pm SD	Mean (mm) \pm SD
-30.00	-30.16 \pm 0.09	-30.01 \pm 0.05
-25.00	-24.99 \pm 0.02	-25.02 \pm 0.02
-20.00	-20.00 \pm 0.00	-19.99 \pm 0.00
-15.00	-15.05 \pm 0.03	-15.05 \pm 0.01
-10.00	-10.08 \pm 0.07	-9.97 \pm 0.01
-5.00	-5.01 \pm 0.07	-5.01 \pm 0.02
0.00	0.00 \pm 0.00	0.00 \pm 0.00
5.00	4.96 \pm 0.02	4.92 \pm 0.01
10.00	9.95 \pm 0.05	10.00 \pm 0.07
15.00	14.99 \pm 0.06	14.99 \pm 0.02
20.00	19.99 \pm 0.00	20.00 \pm 0.00
25.00	24.98 \pm 0.02	25.01 \pm 0.02
30.00	29.95 \pm 0.05	29.97 \pm 0.07

ตาราง 9 ผลทดสอบความถูกต้องและการทำซ้ำของการวิเคราะห์ของซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น
(Image matching) ในทิศทาง Rotation

Rotation (deg.)	Mean (deg.) \pm SD
-3.00	-2.99 \pm 0.02
-2.50	-2.46 \pm 0.01
-2.00	-1.98 \pm 0.00
-1.50	-1.46 \pm 0.00
-1.00	-0.98 \pm 0.00
-0.50	-0.53 \pm 0.00
0.00	0.00 \pm 0.00
0.50	0.48 \pm 0.00
1.00	1.00 \pm 0.00
1.50	1.46 \pm 0.01
2.00	1.96 \pm 0.01
2.50	2.49 \pm 0.01
3.00	3.00 \pm 0.01

ผลการทดสอบความถูกต้องของเตียงฉายรังสีด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น

1. ผลการทดสอบความถูกต้องของเตียงฉายรังสีด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และอุปกรณ์วัดการเอียงมุม

1.1 สำหรับผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SBRT ในแนว translation ประกอบด้วยแนว lateral, longitudinal และ vertical ค่าเฉลี่ยและค่าความคลาดเคลื่อนแสดงดังตาราง 10 เมื่อทดสอบเคลื่อนที่เตียงฉายรังสีในช่วง ± 3 เซนติเมตร พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดในแนว translation เท่ากับ 0.17 เซนติเมตร และสำหรับการทดสอบความสามารถในแนว rotation ประกอบด้วยแนว pitch และ roll ในช่วง ± 3 องศา มีค่าเฉลี่ยและค่าความคลาดเคลื่อนแสดงดังในตาราง 10 พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดในแนว Rotation เท่ากับ 0.13 องศา

1.2 สำหรับผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SRS ในแนว translation ประกอบด้วยแนว lateral, longitudinal และ vertical ค่าเฉลี่ยและค่าความคลาดเคลื่อนแสดงดังตาราง 11 พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดในแนว translation เท่ากับ 0.14 เซนติเมตร และสำหรับการทดสอบการเคลื่อนที่ในแนว rotation ประกอบด้วยแนว pitch และ roll ในช่วง ± 3 องศา มีค่าเฉลี่ยและค่าความคลาดเคลื่อนแสดงดังตาราง 11 พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดในแนว Rotation เท่ากับ 0.14 องศา

2. ผลการทดสอบความถูกต้องของเตียงฉายรังสีด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น

2.1 สำหรับผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SBRT ในแนว translation ประกอบด้วยแนว lateral, longitudinal และ vertical ค่าเฉลี่ยและค่าความคลาดเคลื่อนแสดงดังตาราง 12 ทดสอบเคลื่อนที่เตียงฉายรังสีในช่วง ± 3 เซนติเมตร พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดในแนว lateral เท่ากับ 0.17 เซนติเมตร และสำหรับการทดสอบความสามารถในแนว rotation ประกอบด้วยแนว pitch, roll และ yaw มีค่าเฉลี่ยและค่าความคลาดเคลื่อนแสดงดังตาราง 12 พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดในแนว rotation เท่ากับ 0.17 องศา

2.2 สำหรับผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SRS ในแนว translation ประกอบด้วยแนว lateral, longitudinal และ vertical ค่าเฉลี่ยและค่าความคลาดเคลื่อนแสดงดังตาราง 13 พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดในแนว lateral เท่ากับ 0.14 เซนติเมตร และสำหรับการทดสอบความสามารถในแนว rotation ประกอบด้วยแนว pitch, roll และ yaw มีค่าเฉลี่ยและค่าความคลาดเคลื่อนแสดงดังตาราง 13 พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดในแนว Yaw เท่ากับ 0.2 องศา

ตาราง 10 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SBRT ด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และอุปกรณ์วัดการเอียงมุม

Position (cm)	Translation						Position (deg.)	Rotation					
	Lat. (cm)		Long. (cm)		Vrt. (cm)			Pitch (deg.)		Roll (deg.)		Yaw (deg.)	
	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.		Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.
-3.00	-3.03 ± 0.01	0.03	-3.02 ± 0.02	0.02	-3.04 ± 0.01	0.04	-3.0	-2.97 ± 0.18	0.03	-3.03 ± 0.19	0.03	N/A	
-2.50	-2.52 ± 0.02	0.02	-2.55 ± 0.01	0.05	-2.60 ± 0.03	0.10	-2.5	-2.50 ± 0.19	0.00	-2.54 ± 0.19	0.04	N/A	
-2.00	-2.01 ± 0.01	0.01	-2.07 ± 0.01	0.07	-2.05 ± 0.02	0.05	-2.0	-1.98 ± 0.17	0.02	-2.00 ± 0.19	0.00	N/A	
-1.50	-1.53 ± 0.02	0.03	-1.51 ± 0.01	0.01	-1.54 ± 0.01	0.04	-1.5	-1.44 ± 0.18	0.06	-1.50 ± 0.18	0.00	N/A	
-1.00	-1.01 ± 0.01	0.01	-0.98 ± 0.02	0.02	-1.17 ± 0.03	0.17	-1.0	-0.94 ± 0.19	0.06	-0.91 ± 0.18	0.09	N/A	
-0.50	0.52 ± 0.02	0.02	0.48 ± 0.01	0.02	0.59 ± 0.02	0.09	-0.5	-0.40 ± 0.19	0.10	-0.42 ± 0.19	0.08	N/A	
0.00	0.00 ± 0.00	0.00	0.00 ± 0.00	0.00	0.00 ± 0.00	0.00	0.0	-0.07 ± 0.18	0.07	0.04 ± 0.17	0.04	N/A	
0.50	0.49 ± 0.01	0.01	0.55 ± 0.02	0.05	0.50 ± 0.01	0.00	0.5	0.55 ± 0.20	0.05	0.63 ± 0.19	0.13	N/A	
1.00	0.97 ± 0.01	0.03	1.00 ± 0.01	0.00	0.99 ± 0.01	0.01	1.0	1.06 ± 0.19	0.06	1.12 ± 0.20	0.12	N/A	
1.50	1.46 ± 0.02	0.04	1.50 ± 0.01	0.00	1.48 ± 0.01	0.02	1.5	1.53 ± 0.18	0.03	1.54 ± 0.18	0.04	N/A	
2.00	1.95 ± 0.02	0.05	2.01 ± 0.01	0.01	1.99 ± 0.01	0.01	2.0	2.05 ± 0.19	0.05	2.09 ± 0.19	0.09	N/A	
2.50	2.43 ± 0.02	0.07	2.51 ± 0.01	0.01	2.43 ± 0.02	0.07	2.5	2.54 ± 0.19	0.04	2.60 ± 0.20	0.10	N/A	
3.00	2.91 ± 0.02	0.09	2.96 ± 0.02	0.04	2.97 ± 0.01	0.03	3.0	3.01 ± 0.19	0.01	3.09 ± 0.20	0.09	N/A	

* Diff. = Mean absolute difference

ตาราง 11 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SRS ด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และอุปกรณ์วัดการเอียงมุม

Position (cm)	Translation						Rotation															
	Lat. (cm)			Long. (cm)			Vrt. (cm)			Position (deg.)			Pitch (deg.)			Roll (deg.)			Yaw (deg.)			
	Mean ± SD	Diff.		Mean ± SD	Diff.		Mean ± SD	Diff.		Mean ± SD	Diff.		Mean ± SD	Diff.		Mean ± SD	Diff.		Mean ± SD	Diff.		
-3.00	-3.06 ± 0.01	0.06		-3.05 ± 0.01	0.05		-3.05 ± 0.02	0.05		-3.0			-2.99 ± 0.19	0.01		-3.01 ± 0.19	0.01		N/A			N/A
-2.50	-2.52 ± 0.02	0.02		-2.50 ± 0.01	0.00		-2.51 ± 0.01	0.01		-2.5			-2.56 ± 0.18	0.06		-2.44 ± 0.19	0.06		N/A			N/A
-2.00	-2.02 ± 0.01	0.02		-2.00 ± 0.01	0.00		-2.02 ± 0.01	0.02		-2.0			-2.01 ± 0.19	0.01		-1.95 ± 0.19	0.05		N/A			N/A
-1.50	-1.51 ± 0.01	0.01		-1.46 ± 0.02	0.04		-1.50 ± 0.01	0.00		-1.5			-1.48 ± 0.18	0.02		-1.42 ± 0.19	0.08		N/A			N/A
-1.00	-1.07 ± 0.02	0.07		-0.97 ± 0.01	0.03		-1.01 ± 0.01	0.01		-1.0			-0.96 ± 0.21	0.04		-0.97 ± 0.19	0.03		N/A			N/A
-0.50	-0.56 ± 0.02	0.06		-0.51 ± 0.01	0.01		-0.51 ± 0.01	0.01		-0.5			-0.43 ± 0.20	0.07		-0.45 ± 0.20	0.05		N/A			N/A
0.00	0.07 ± 0.02	0.07		0.01 ± 0.01	0.01		0.00 ± 0.00	0.00		0.0			-0.01 ± 0.18	0.01		-0.05 ± 0.22	0.05		N/A			N/A
0.50	0.41 ± 0.03	0.09		0.49 ± 0.01	0.01		0.51 ± 0.01	0.01		0.5			0.60 ± 0.20	0.10		0.53 ± 0.18	0.03		N/A			N/A
1.00	0.91 ± 0.02	0.09		0.99 ± 0.01	0.01		1.01 ± 0.01	0.01		1.0			1.05 ± 0.20	0.05		1.03 ± 0.18	0.03		N/A			N/A
1.50	1.40 ± 0.02	0.10		1.50 ± 0.01	0.00		1.50 ± 0.01	0.00		1.5			1.51 ± 0.19	0.01		1.64 ± 0.19	0.14		N/A			N/A
2.00	1.86 ± 0.03	0.14		1.98 ± 0.02	0.02		1.99 ± 0.01	0.01		2.0			1.97 ± 0.19	0.03		2.10 ± 0.20	0.10		N/A			N/A
2.50	2.38 ± 0.03	0.12		2.48 ± 0.01	0.02		2.50 ± 0.01	0.00		2.5			2.57 ± 0.20	0.07		2.57 ± 0.19	0.07		N/A			N/A
3.00	2.86 ± 0.02	0.14		2.99 ± 0.01	0.01		2.98 ± 0.01	0.02		3.0			3.06 ± 0.20	0.06		3.09 ± 0.20	0.09		N/A			N/A

* Diff. = Mean absolute difference

ตาราง 12 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SBRT ด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (image matching)

Position (cm)	Translation						Rotation						
	Lat. (cm)		Long. (cm)		Vrt. (cm)		Pitch (deg.)		Roll (deg.)		Yaw (deg.)		
	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	
-3.00	-3.12 ± 0.04	0.12	-3.03 ± 0.00	0.03	-2.96 ± 0.00	0.04	-3.0	-3.01 ± 0.01	0.01	-2.92 ± 0.00	0.08	-3.04 ± 0.02	0.04
-2.50	-2.62 ± 0.00	0.12	-2.54 ± 0.00	0.04	-2.47 ± 0.00	0.03	-2.5	-2.53 ± 0.02	0.03	-2.38 ± 0.01	0.12	N/A	
-2.00	-2.10 ± 0.08	0.10	-2.02 ± 0.00	0.02	-1.94 ± 0.00	0.06	-2.0	-2.00 ± 0.01	0.00	-1.94 ± 0.04	0.06	-2.05 ± 0.01	0.05
-1.50	-1.60 ± 0.00	0.10	-1.57 ± 0.02	0.07	-1.41 ± 0.06	0.09	-1.5	-1.51 ± 0.03	0.01	-1.44 ± 0.00	0.06	N/A	
-1.00	-1.03 ± 0.01	0.03	-1.02 ± 0.11	0.02	-0.96 ± 0.08	0.04	-1.0	-0.99 ± 0.02	0.01	-0.99 ± 0.01	0.01	-1.03 ± 0.01	0.03
-0.50	-0.54 ± 0.04	0.04	-0.53 ± 0.03	0.03	-0.48 ± 0.03	0.02	-0.5	-0.44 ± 0.03	0.06	-0.47 ± 0.08	0.03	N/A	
0.00	0.00 ± 0.02	0.00	0.01 ± 0.00	0.02	0.03 ± 0.01	0.03	0.0	0.00 ± 0.00	0.00	0.02 ± 0.02	0.02	0.02 ± 0.01	0.02
0.50	0.52 ± 0.06	0.02	0.50 ± 0.06	0.00	0.48 ± 0.02	0.02	0.5	0.51 ± 0.02	0.01	0.57 ± 0.05	0.07	N/A	
1.00	1.01 ± 0.20	0.01	0.96 ± 0.05	0.04	0.94 ± 0.08	0.06	1.0	1.02 ± 0.01	0.02	1.07 ± 0.03	0.07	0.97 ± 0.02	0.03
1.50	1.51 ± 0.10	0.01	1.40 ± 0.02	0.10	1.38 ± 0.14	0.12	1.5	1.49 ± 0.01	0.01	1.67 ± 0.02	0.17	N/A	
2.00	2.07 ± 0.00	0.07	1.91 ± 0.08	0.09	1.88 ± 0.16	0.12	2.0	1.99 ± 0.02	0.01	2.07 ± 0.03	0.07	1.96 ± 0.02	0.04
2.50	2.58 ± 0.00	0.08	2.33 ± 0.00	0.17	2.35 ± 0.00	0.15	2.5	2.47 ± 0.04	0.03	2.49 ± 0.07	0.01	N/A	
3.00	3.14 ± 0.05	0.14	2.90 ± 0.09	0.10	2.89 ± 0.13	0.11	3.0	2.95 ± 0.04	0.05	3.00 ± 0.01	0.00	2.94 ± 0.01	0.06

* Diff. = Mean absolute difference

ตาราง 13 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีเทคนิค SRS ด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น (image matching)

Position (cm)	Translation						Position (deg)											
	Lat. (cm)			Long. (cm)			Vrt. (cm)			Pitch (deg.)			Roll (deg.)			Yaw (deg.)		
	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.	Mean ± SD	Diff.
-3.00	-3.14 ± 0.00	0.14	-3.03 ± 0.00	0.03	-3.02 ± 0.00	0.02	-3.0	-3.0	-2.97 ± 0.02	0.03	-2.94 ± 0.04	0.06	-3.14 ± 0.01	0.14				
-2.50	-2.48 ± 0.00	0.02	-2.49 ± 0.09	0.01	-2.44 ± 0.12	0.06	-2.5	-2.5	-2.50 ± 0.01	0.00	-2.40 ± 0.01	0.10	N/A					
-2.00	-2.05 ± 0.00	0.05	-1.99 ± 0.00	0.01	-1.94 ± 0.00	0.06	-2.0	-2.0	-1.96 ± 0.01	0.04	-1.95 ± 0.02	0.05	-2.07 ± 0.00	0.07				
-1.50	-1.55 ± 0.05	0.05	-1.41 ± 0.15	0.09	-1.43 ± 0.17	0.07	-1.5	-1.5	-1.50 ± 0.01	0.00	-1.40 ± 0.01	0.10	N/A					
-1.00	-1.07 ± 0.07	0.07	-0.97 ± 0.29	0.03	-1.00 ± 0.05	0.00	-1.0	-1.0	-0.97 ± 0.01	0.03	-0.89 ± 0.02	0.11	-1.03 ± 0.01	0.03				
-0.50	-0.50 ± 0.14	0.00	-0.47 ± 0.07	0.03	-0.48 ± 0.18	0.02	-0.5	-0.5	-0.47 ± 0.01	0.03	-0.45 ± 0.06	0.05	N/A					
0.00	0.08 ± 0.09	0.08	0.00 ± 0.01	0.00	0.01 ± 0.06	0.01	0.0	0.0	0.09 ± 0.06	0.09	0.10 ± 0.06	0.10	0.02 ± 0.01	0.02				
0.50	0.51 ± 0.09	0.01	0.52 ± 0.16	0.02	0.46 ± 0.13	0.04	0.5	0.5	0.54 ± 0.01	0.04	0.60 ± 0.04	0.10	N/A					
1.00	1.08 ± 0.13	0.08	1.02 ± 0.10	0.02	0.95 ± 0.07	0.05	1.0	1.0	0.93 ± 0.03	0.07	1.12 ± 0.01	0.12	0.91 ± 0.01	0.09				
1.50	1.57 ± 0.11	0.07	1.47 ± 0.02	0.03	1.44 ± 0.03	0.06	1.5	1.5	1.49 ± 0.01	0.01	1.63 ± 0.01	0.13	N/A					
2.00	2.08 ± 0.12	0.08	1.94 ± 0.23	0.06	1.90 ± 0.03	0.10	2.0	2.0	1.96 ± 0.00	0.04	2.13 ± 0.02	0.13	1.80 ± 0.05	0.20				
2.50	2.56 ± 0.05	0.06	2.54 ± 0.01	0.06	2.58 ± 0.01	0.08	2.5	2.5	2.51 ± 0.01	0.01	2.46 ± 0.02	0.04	N/A					
3.00	3.01 ± 0.00	0.01	2.97 ± 0.11	0.03	3.01 ± 0.03	0.01	3.0	3.0	3.01 ± 0.02	0.01	3.16 ± 0.01	0.16	2.85 ± 0.01	0.15				

* Diff. = Mean absolute difference

2. ผลการทดสอบความถูกต้องและความสามารถในการทำซ้ำของการเคลื่อนที่เตียงฉายรังสี

2.1 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น

ผลการทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีในทางคลินิกด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น โดยทดสอบการฉายรังสีด้วยเทคนิค SRS และ SBRT เมื่อเคลื่อนที่เตียงฉายรังสีในทิศทาง translation เป็นระยะ 2 เซนติเมตร และทิศทาง rotation ด้วยมุม 2 องศา ดังแสดงในตาราง 14 พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดของการเคลื่อนที่เตียงฉายรังสีในแนว translation เท่ากับ 1.1 มิลลิเมตร สำหรับเทคนิค SBRT และ 1.2 มิลลิเมตร สำหรับเทคนิค SRS สำหรับผลค่าความแตกต่างสูงสุดของการเคลื่อนที่เตียงฉายรังสีในแนว rotation เท่ากับ 0.18 องศา สำหรับเทคนิค SBRT และ 0.09 องศา สำหรับเทคนิค SRS

2.2 ผลการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงฉายรังสีด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และเซ็นเซอร์วัดความเร็ว

ผลการทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายในทางคลินิกด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และเซ็นเซอร์วัดความเร็ว ดังแสดงในตาราง 15 พบว่าค่าความแตกต่างสูงสุดของการเคลื่อนที่เตียงฉายรังสีในแนว translation เท่ากับ 0.2 มิลลิเมตร สำหรับเทคนิค SBRT และ 0.2 มิลลิเมตร สำหรับเทคนิค SRS สำหรับผลค่าความแตกต่างสูงสุดของการเคลื่อนที่เตียงฉายรังสีในแนว rotation เท่ากับ 0.08 องศา สำหรับเทคนิค SBRT และ 0.11 องศา สำหรับเทคนิค SRS

ตาราง 14 ผลความแตกต่างของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น

Direction	Roll (deg.)	Pitch (deg.)	Yaw (deg.)	Vertical (mm)	Long. (mm)	Lateral (mm)
	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD
SBRT	0.18 \pm 0.06	0.10 \pm 0.10	0.13 \pm 0.02	0.20 \pm 0.02	1.00 \pm 0.01	1.10 \pm 0.02
SRS	0.06 \pm 0.04	0.09 \pm 0.07	0.05 \pm 0.02	1.20 \pm 0.03	0.90 \pm 0.04	0.80 \pm 0.06

ตาราง 15 ผลความแตกต่างของตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์

Direction	Roll (deg.)	Pitch (deg.)	Yaw (deg.)	Vertical (mm)	Long. (mm)	Lateral (mm)
	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD	Diff. \pm SD
SBRT	0.05 \pm 0.05	0.08 \pm 0.09	N/A	0.10 \pm 0.02	0.20 \pm 0.00	0.20 \pm 0.00
SRS	0.02 \pm 0.09	0.11 \pm 0.07	N/A	0.00 \pm 0.01	0.10 \pm 0.01	0.20 \pm 0.01

บทที่ 5

บทสรุป

อภิปรายผลการวิจัย

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้สร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติสำหรับประเมินความถูกต้องของเตียงฉายรังสีแบบเคลื่อนที่อิสระหกทิศทาง โดยได้ทำ

การสร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติที่กำหนดให้มีลักษณะรูปร่างลูกบาศก์ขนาดความกว้าง 7 เซนติเมตร ยาว 7 เซนติเมตร และสูง 7 เซนติเมตร เมื่อทำการทดสอบพารามิเตอร์ที่ส่งผลกระทบต่อความถูกต้องของรูปร่างหุ่นจำลอง พบว่าระยะเวลาในการขึ้นรูปส่งผลกระทบต่อรูปร่างของหุ่นจำลอง โดยการขึ้นรูปหุ่นจำลองใช้ระยะเวลาในการพิมพ์ประมาณ 9 ชั่วโมง จากงานวิจัยของคุณ Wu et al.(23) และ Lau et al.(30) ได้ศึกษาระยะเวลาเฉลี่ยที่เหมาะสมต่อการขึ้นรูปประมาณ 3.50 ชั่วโมง จึงได้ทำการลดพารามิเตอร์ค่าเปอร์เซ็นต์ร้อยละการพิมพ์ (%infill density) เนื่องจากเป็นพารามิเตอร์ที่ส่งผลให้ระยะเวลาในการพิมพ์ จากการทดสอบพบว่าช่วงระยะเวลาในการขึ้นรูปที่เหมาะสมควรอยู่ภายใน 5 ชั่วโมง เนื่องจากสามารถควบคุมอุณหภูมิให้คงที่ได้ตลอดระยะเวลาการขึ้นรูป

งานวิจัยนี้ได้ออกแบบให้อุปกรณ์สามารถใช้งานง่ายและซอฟต์แวร์ทำการประมวลผลใหม่ในทุกครั้ง อย่างไรก็ตาม ความแปรปรวนของสัญญาณหรือสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นมีผลต่อการอ่านค่าวัดมุมของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Zhu et al.(31) การศึกษานี้ได้ทำการลดความแปรปรวนและสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการแก้ค่าความคลาดเคลื่อนของ offset และ gain จากนั้นนำค่าแรงโน้มถ่วงโลกของทั้งสามแกนไปคำนวณค่ามุมในหน่วยองศา และแก้ค่าความคลาดเคลื่อนในการอ่านค่ามุมจากการสอบเทียบกับอุปกรณ์วัดระดับน้ำที่ผ่านการสอบเทียบแล้ว ส่งผลให้ค่าความคลาดเคลื่อนในการวัดมุมของเซ็นเซอร์วัดความเร่งน้อยกว่า 0.09 องศาทั้งในทิศทาง pitch และ roll อย่างไรก็ตาม

เซ็นเซอร์วัดความเร่งสามารถอ่านค่ามุมได้เพียงทิศทาง pitch และ roll เท่านั้น ไม่สามารถอ่านค่ามุมในทิศทาง yaw ได้เนื่องจากเซ็นเซอร์ชนิดดังกล่าวใช้ค่าแรงโน้มถ่วงโลกในการอ่านค่ามุม ซึ่งค่าแรงโน้มถ่วงที่กระทำในแนวแกน z มีน้อยมากไม่สามารถอ่านค่ามุมในทิศทาง yaw ได้อย่างถูกต้อง ดังนั้นเซ็นเซอร์วัดความเร่งจึงไม่สามารถอ่านค่ามุมในทิศทาง yaw ได้

ผลการทดสอบการเคลื่อนตำแหน่งเตียงฉายรังสีตามตำแหน่ง offset ของหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ โดยตำแหน่ง offset มีระยะ 2 เซนติเมตร ห่างจากตำแหน่ง isocenter ของทั้งแนว translation และ rotation พบว่าความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีตำแหน่ง SRS ในแนว translation มีการเคลื่อนที่เป็นระยะ 1.88, 1.91 และ 2.08 เซนติเมตร สำหรับแนวตั้ง แนวยาวและแนวขวาง ตามลำดับ ในขณะที่การฉายด้วยเทคนิค SBRT มีการเคลื่อนที่เท่ากับ 1.98, 2.10 และ 2.11 เซนติเมตร สำหรับการเคลื่อนที่ในแนวตั้ง แนวยาวและแนวขวาง ตามลำดับ โดยความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งเตียงฉายรังสีทั้งหมดมีค่าไม่เกิน 0.2 เซนติเมตร ในทุกทิศทาง

สำหรับผลการทดสอบของ rotation ที่ตำแหน่งการฉายด้วยเทคนิค SBRT มีค่าเท่ากับ 2.10 องศา, 2.18 องศา และ 1.87 องศา ในทิศทาง pitch, roll และ yaw ตามลำดับ และตำแหน่งการฉายด้วยเทคนิค SRS พบว่ามีความคลาดเคลื่อนเท่ากับ 2.09 องศา, 1.94 องศา และ 2.05 องศา ในทิศทาง pitch, roll และ yaw ตามลำดับ ผลการทดสอบทั้งหมดพบความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งเตียงฉายรังสีน้อยกว่า 0.5 องศา เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Zhang et al.(24) ซึ่งทำการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียงตำแหน่ง offset ที่ระยะ 5 มิลลิเมตร จากตำแหน่ง isocenter พบว่าระยะที่ใช้ในการทดสอบค่อนข้างน้อยและไม่ครอบคลุมระยะการเก็บภาพเอกซเรย์ของหุ่นจำลอง งานวิจัยนี้จึงได้ทดสอบตำแหน่ง offset เพิ่มเป็นระยะ 2 เซนติเมตร จากตำแหน่ง isocenter และทำการเก็บภาพของหุ่นจำลองยังครอบคลุมทั้งหุ่นจำลอง อย่างไรก็ตามข้อจำกัดของระยะ offset ยังส่งผลต่อตำแหน่งทิศทางของการเก็บภาพเอกซเรย์ (projection of kV-kV images) ทำให้ภาพที่ได้จากเอกซเรย์มีลักษณะผิดไปจากรูปร่างของหุ่นจำลองจริง โดยเฉพาะบริเวณภาพที่อยู่ห่างออกจากตำแหน่ง isocenter ตั้งแต่ 2 เซนติเมตรเป็นต้นไป ส่งผลให้ภาพที่นำไปใช้ในการทับซ้อนภาพวิเคราะห์ได้ผลไม่ดีเท่าที่ควร การวิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยภาพเอกซเรย์จึงมีความคลาดเคลื่อนเพิ่มขึ้นเมื่อตำแหน่งของภาพห่างจากตำแหน่ง isocenter มากกว่า 2 เซนติเมตร สำหรับการทดสอบในแนว rotation ไม่พบปัญหาในการทำทับซ้อนภาพ (image matching) เนื่องจากไม่ได้ทำการเคลื่อนตำแหน่งออกจากตำแหน่ง isocenter เหมือนกับการทดสอบในแนว translation

การศึกษานี้ได้พัฒนาระบบการทำประกันคุณภาพแบบกึ่งอัตโนมัติ ซึ่งเป็นการประยุกต์ใช้งานร่วมกันระหว่างวิธีการวิเคราะห์ด้วยตนเอง (Manual method) กับวิธีการวิเคราะห์แบบอัตโนมัติ (automated method) โดยขั้นตอนที่วิเคราะห์ด้วยตนเองประกอบด้วยขั้นตอนการรับภาพและนำภาพถ่ายเอกซเรย์เข้าสู่ซอฟต์แวร์ image matching และสำหรับขั้นตอนที่ใช้วิธีการวิเคราะห์แบบอัตโนมัติประกอบด้วยขั้นตอนการวิเคราะห์ภาพของซอฟต์แวร์ image matching และขั้นตอนการอ่านค่ามุมของเตียงฉายรังสีด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่ง เมื่อเปรียบเทียบระยะเวลาที่ใช้ในการทำประกันคุณภาพแบบดั้งเดิมกับแบบกึ่งอัตโนมัติของการศึกษานี้ พบว่าขั้นตอนการจัดเตรียมหุ่นจำลองและการสร้างภาพเอกซเรย์ใช้ระยะเวลาใกล้เคียงกันทั้งสองวิธี แต่สำหรับขั้นตอนการวิเคราะห์ข้อมูลการ

ประกันคุณภาพแบบดั้งเดิมใช้ระยะเวลามากกว่าการวิเคราะห์ข้อมูลของการประกันคุณภาพแบบกึ่งอัตโนมัติในการศึกษานี้ โดยในขั้นตอนการปฏิบัติงานในการทำประกันคุณภาพแบบดั้งเดิมใช้การวิเคราะห์ข้อมูลจากผู้ปฏิบัติงานแบบออนไลน์ ซึ่งในการศึกษานี้เป็นการทำประกันคุณภาพโดยใช้การวิเคราะห์ข้อมูลแบบอัตโนมัติด้วยซอฟต์แวร์เพื่อทำ image matching แบบออฟไลน์และการอ่านมุมของเตียงฉายด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่ง พบว่า ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นมีความสามารถในการวิเคราะห์ตำแหน่งได้อย่างถูกต้อง และมีค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดในการวิเคราะห์ของซอฟต์แวร์เท่ากับ 0.16 มิลลิเมตรสำหรับแนว translation และ 0.04 องศา สำหรับแนว rotation

สำหรับการวิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสีด้วยซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้น พบว่า ภาพเอกซเรย์ระดับกิโลโวลต์แบบสองมิติที่ตำแหน่งเตียงฉายรังสีเคลื่อนที่ออกจากตำแหน่ง isocenter ตั้งแต่ระยะ 1.5 เซนติเมตร เกิดการผิดรูป (distortion) ของภาพหุ่นจำลองจากซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นและการผิดรูปนี้เป็นข้อจำกัดของถ่ายภาพเอกซเรย์แบบสองมิติ ซึ่งเมื่อนำภาพมาวิเคราะห์ตำแหน่งเตียงฉายรังสีจึงส่งผลให้จุดที่เหมือนกัน (point) ลดลงในขั้นตอนการทำ point matching

สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้สร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติประเภทฉีดพลาสติกชนิด PLA สำหรับใช้ทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียงฉายรังสีแบบปรับได้อิสระหกทิศทาง ผลการศึกษาพบว่าเครื่องพิมพ์สามมิติสามารถขึ้นรูปหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และฐานปรับองศาให้มีรูปร่างและขนาดตามที่ต้องการได้ นอกจากนี้ซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นสามารถวิเคราะห์ตำแหน่งของเตียงฉายรังสีได้อย่างถูกต้อง เมื่อนำหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์และซอฟต์แวร์วิเคราะห์ตำแหน่งประเมินความถูกต้องของการเคลื่อนตำแหน่งเตียงฉายรังสีของเครื่องทรมิม พบว่า ค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดของตำแหน่งเตียงฉายรังสีในแนว translation เท่ากับ 1.2 มิลลิเมตรและค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดของตำแหน่งเตียงฉายรังสีในแนว rotation เท่ากับ 0.2 องศา ซึ่งค่าความคลาดเคลื่อนของเตียงฉายรังสีแบบอิสระหกทิศทางอยู่ภายในเกณฑ์มาตรฐานของ AAPM TG.198 และ MPPG 8.a.

ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้ได้สร้างหุ่นจำลองทรงลูกบาศก์ภายในบรรจุลูกเหล็กทรงกลม จำนวน 5 ลูก พบว่าวัสดุที่นำมาใช้เป็นโลหะส่งผลต่อการสร้างภาพ CBCT และรูปทรงที่เลือกใช้เป็นเพียงรูปแบบทรงกลมเพียงอย่างเดียว ดังนั้นหากเปลี่ยนประเภทวัสดุจากโลหะเป็นวัสดุอื่นที่ลดการเกิดสิ่งแปลกปลอมในภาพ CBCT สามารถช่วยให้การวิเคราะห์ตำแหน่งภาพมีความถูกต้องยิ่งขึ้น นอกจากนี้การเพิ่มรูปทรงต่าง ๆ ของ marker อาจทำให้เพิ่มประสิทธิภาพในการวิเคราะห์ตำแหน่งของซอฟต์แวร์ให้สามารถวิเคราะห์ได้ทั้งภาพเอกซเรย์แบบสองมิติและสามมิติ อย่างไรก็ตามการวิเคราะห์

ตำแหน่งของซอฟต์แวร์เป็นแบบส่งผลให้การวิเคราะห์ข้อมูลซ้ำเกิดความคลาดเคลื่อน ดังนั้นควร
เพิ่มการวิเคราะห์รูปทรงของ marker ภายในหุ่นจำลองเข้าไปช่วยในการวิเคราะห์ หรือการใช้เทคนิค
อื่นในการคำนวณหาการเปลี่ยนแปลงของภาพ





บรรณานุกรม

1. Hammoud R, Patel SH, Pradhan D, Kim J, Guan H, Li S, et al. Examining Margin Reduction and Its Impact on Dose Distribution for Prostate Cancer Patients Undergoing Daily Cone-Beam Computed Tomography. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2008;71(1):265-73.
2. Sandler HM, Liu PY, Dunn RL, Khan DC, Tropper SE, Sanda MG, et al. Reduction in patient-reported acute morbidity in prostate cancer patients treated with 81-Gy Intensity-modulated radiotherapy using reduced planning target volume margins and electromagnetic tracking: assessing the impact of margin reduction study. *Urology*. 2010;75(5):1004-8.
3. Guckenberger M, Meyer J, Wilbert J, Baier K, Sauer O, Flentje M. Precision of Image-Guided Radiotherapy (IGRT) in Six Degrees of Freedom and Limitations in Clinical Practice. *Strahlentherapie und Onkologie*. 2007;183(6):307-13.
4. Lamba M, Breneman JC, Warnick RE. Evaluation of Image-Guided Positioning for Frameless Intracranial Radiosurgery. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2009;74(3):913-9.
5. Podgoršak EB, Agency IAE. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*: International Atomic Energy Agency; 2005.
6. Hanley J, Dresser S, Simon W, Flynn R, Klein EE, Letourneau D, et al. AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*. 2021;48(10).
7. Smith K, Balter P, Duhon J, White GA, Vassy DL, Miller RA, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8 .a.: Linear accelerator performance tests. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2017;18(4):23-39.
8. Solberg TD, Siddon RL, Kavanagh B. Historical Development of Stereotactic Ablative Radiotherapy. 2012:9-35.

9. Li J, Shi W, Andrews D, Werner-Wasik M, Lu B, Yu Y, et al. Comparison of Online 6 Degree-of-Freedom Image Registration of Varian TrueBeam Cone-Beam CT and BrainLab ExacTrac X-Ray for Intracranial Radiosurgery. *Technol Cancer Res Treat*. 2017;16(3):339-43.
10. Demirkaya O, Asyali MH, Sahoo PK. *Image processing with MATLAB: applications in medicine and biology*: CRC Press; 2008.
11. McAndrew A. An introduction to digital image processing with matlab notes for scm2511 image processing. School of Computer Science and Mathematics, Victoria University of Technology. 2004;264(1):1-264.
12. Wolberg G. *GEOMETRIC TRANSFORMATION TECHNIQUES FOR DIGITAL SURVEY*. Reports CUCST, editor: Department of Computer Science, Columbia University; 1988.
13. All3DP. Types of 3D Printers 2019 [Available from: <https://all3dp.com/1/types-of-3d-printers-3d-printing-technology/>].
14. HIPPONERDY. 3 D printing 2 0 1 9 [Available from: <https://sites.google.com/a/bumail.net/3dprintingdimension/rucak-kab-kheruxngphimph-sam-miti>].
15. Kim M, Lee S-K, Yang YS, Jeong J, Min NK, Kwon K-H. Design and fabrication of vibration based energy harvester using microelectromechanical system piezoelectric cantilever for low power applications. *Journal of nanoscience and nanotechnology*. 2013;13(12):7932-7.
16. Warnasch A, Killen A, editors. *Low cost, high G, micro electro-mechanical systems (MEMS), inertial measurements unit (IMU) program*. 2 0 0 2 IEEE Position Location and Navigation Symposium (IEEE Cat No02CH37284); 2002 15-18 April 2002.
17. Liu Y, Noguchi N, Ishii K. Development of a Low-cost IMU by Using Sensor Fusion for Attitude Angle Estimation. *IFAC Proceedings Volumes*. 2014;47(3):4435-40.
18. Peng A, Xiao X, Yue R. Process parameter optimization for fused deposition modeling using response surface methodology combined with fuzzy inference system. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2014;73(1-4):87-100.
19. Akande SO. Dimensional accuracy and surface finish optimization of fused deposition modelling parts. *Int J Eng Res Technol*. 2015;4:196-202.

20. Alafaghani Aa, Qattawi A, Alrawi B, Guzman A. Experimental Optimization of Fused Deposition Modelling Processing Parameters: A Design-for-Manufacturing Approach. *Procedia Manufacturing*. 2017;10:791-803.
21. Nidagundi VB, Keshavamurthy R, Prakash CPS. Studies on Parametric Optimization for Fused Deposition Modelling Process. *Materials Today: Proceedings*. 2015;2(4-5):1691-9.
22. Mohamed OA, Masood SH, Bhowmik JL. Optimization of fused deposition modeling process parameters for dimensional accuracy using I-optimality criterion. *Measurement*. 2016;81:174-96.
23. Wu J. Study on optimization of 3D printing parameters. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2018;392:062050.
24. Zhang Q, Driewer J, Wang S, Li S, Zhu X, Zheng D, et al. Accuracy evaluation of a six-degree-of-freedom couch using cone beam CT and IsoCal phantom with an in-house algorithm. *Med Phys*. 2017;44(8):3888-98.
25. Barnes MP, Greer PB. Evaluation of the truebeam machine performance check (MPC) geometric checks for daily IGRT geometric accuracy quality assurance. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(3):200-6.
26. Rowshanfarzad P, Sabet M, O'Connor DJ, Greer PB. Verification of the linac isocenter for stereotactic radiosurgery using cine-EPID imaging and arc delivery. *Med Phys*. 2011;38(7):3963-70.
27. Woods K, Ayan AS, Woollard J, Gupta N. Quality assurance for a six degrees-of-freedom table using a 3D printed phantom. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(1):115-24.
28. Chan MF, Lim SB, Li X, Tang X, Zhang P, Shi C. Commissioning and Evaluation of a Third-Party 6 Degrees-of-Freedom Couch Used in Radiotherapy. *Technol Cancer Res Treat*. 2019;18:1533033819870778.
29. Fisher CJ. Using an accelerometer for inclination sensing. AN-1057, Application note, Analog Devices. 2010:1-8.
30. Lau I, Sun Z. Three-dimensional printing in congenital heart disease: A systematic review. *Journal of Medical Radiation Sciences*. 2018;65(3):226-36.
31. Zhu J, Wang W, Huang S, Ding W. An Improved Calibration Technique for MEMS Accelerometer-Based Inclometers. *Sensors*. 2020;20(2):452.



ภาคผนวก

มหาวิทยาลัยนครพนม

ภาคผนวก ก โค้ดสำหรับซอฟต์แวร์วิเคราะห์ตำแหน่งของเตียงฉายรังสี

```
Ref. image (A) = dicomread(dicominfo('filename'));
Ref. image (A) = double(original);
Shifted image (B) = dicomread(dicominfo ('filename'));
Shifted image (B) = double(distorted);

%crop image
original = imcrop(original,[250 150 550 400]);
distorted = imcrop(distorted,[250 150 550 400]);

%distorted = %imtranslate(distorted,[57.75, -57.75]);

%pre processing with edge
original = edge (original, 'canny');
distorted = edge (distorted, 'canny');

%Detect features in both images.
ptsOriginal = detectSURFFeatures(original);
ptsDistorted = detectSURFFeatures(distorted);

%%
%Extract feature descriptors.
[featuresOriginal, validPtsOriginal] = extractFeatures(original,
ptsOriginal);
[featuresDistorted, validPtsDistorted] = extractFeatures(distorted,
ptsDistorted);

%%
%Match features by using their descriptors.
indexPairs = matchFeatures(featuresOriginal, featuresDistorted);

%%
%Retrieve locations of corresponding points for each image.
matchedOriginal = validPtsOriginal(indexPairs(:,1));
matchedDistorted = validPtsDistorted(indexPairs(:,2));

%%
%Show putative point matches%
figure;
showMatchedFeatures(original,distorted,matchedOriginal,matchedDistort
ed);
title('Putatively matched points (including outliers)');

%% Step 4: Estimate Transformation
```

```

% Find a transformation corresponding to the matching point pairs
using the
% statistically robust Mestimator SAmple Consensus (MSAC) algorithm,
which
% is a variant of the RANSAC algorithm. It removes outliers while
computing
% the transformation matrix. You may see varying results of the
% transformation computation because of the random sampling employed
by the
% MSAC algorithm.
[tform, inlierDistorted, inlierOriginal]=estimateGeometricTransform(...
    matchedDistorted, matchedOriginal, 'similarity');

%%
% Display matching point pairs used in the computation of the
% transformation.
figure;
showMatchedFeatures(original,distorted,inlierOriginal,inlierDistorted)
;
title('Matching points (inliers only)');
legend('ptsOriginal','ptsDistorted');

%% Step 5: Solve for Scale and Angle
% Use the geometric transform, tform, to recover the scale and angle.
% Since we computed the transformation from the distorted to the
original
% image, we need to compute its inverse to recover the distortion.
%
% Let sc = s*cos(theta)
% Let ss = s*sin(theta)
%
% Then, Tinv = [sc -ss 0;
%              ss  sc 0;
%              tx  ty 1]
%
% where tx and ty are x and y translations, respectively.
%

%%
% Compute the inverse transformation matrix.
Tinv = tform.invert.T;

ss = Tinv(2,1);
sc = Tinv(1,1);
tx = Tinv(3,1);
ty = Tinv(3,2);
% scaleRecovered = sqrt(ss*ss + sc*sc)
% thetaRecovered = atan2(ss,sc)*180/pi

```

```
%calibrate pixel to mm
factor = 38.5/10.00;
transX = tx/factor
%transY = ty/factor

%% Step 6: Recover the Original Image
%Recover the original image by transforming the distorted image.
outputView = imref2d(size(original));
recovered = imwarp(distorted,tform,'OutputView',outputView);

%%
% Compare |recovered| to |original| by looking at them side-by-side in
a
%montage.
figure, imshowpair(original,recovered,'montage')
```



ภาคผนวก ข โค้ดที่ใช้สำหรับเซ็นเซอร์วัดความเร่ง

```
#include <Wire.h>
```

```
long accelX, accelY, accelZ;
```

```
float gForceX, gForceY, gForceZ;
```

```
float gX, gY, gZ;
```

```
float accAngleX, accAngleY, gyroAngleX, gyroAngleY, gyroAngleZ;
```

```
long gyroX, gyroY, gyroZ;
```

```
float rotX, rotY, rotZ;
```

```
void setup() {
```

```
  Serial.begin(9600);
```

```
  Wire.begin();
```

```
  setupMPU();
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
  recordAccelRegisters();
```

```
  recordGyroRegisters();
```

```
  printData();
```

```
  delay(100);
```

```
}
```

```
void setupMPU(){
```

```
  Wire.beginTransmission(0b1101000); //This is the I2C address of the MPU  
(b1101000/b1101001 for AC0 low/high datasheet sec. 9.2)
```

```

Wire.write(0x6B); //Accessing the register 6B - Power Management (Sec. 4.28)
Wire.write(0b00000000); //Setting SLEEP register to 0. (Required; see Note on p. 9)
Wire.endTransmission();

Wire.beginTransaction(0b1101000); //I2C address of the MPU
Wire.write(0x1B); //Accessing the register 1B - Gyroscope Configuration (Sec. 4.4)
Wire.write(0x00000000); //Setting the gyro to full scale +/- 250deg./s
Wire.endTransmission();

Wire.beginTransaction(0b1101000); //I2C address of the MPU
Wire.write(0x1C); //Accessing the register 1C - Acccelerometer Configuration (Sec. 4.5)
Wire.write(0b00000000); //Setting the accel to +/- 2g
Wire.endTransmission();
}

void recordAccelRegisters() {
  Wire.beginTransaction(0b1101000); //I2C address of the MPU
  Wire.write(0x3B); //Starting register for Accel Readings
  Wire.endTransmission();
  Wire.requestFrom(0b1101000,6); //Request Accel Registers (3B - 40)
  while(Wire.available() < 6);
  accelX = Wire.read()<<8|Wire.read(); //Store first two bytes into accelX
  accelY = Wire.read()<<8|Wire.read(); //Store middle two bytes into accelY
  accelZ = Wire.read()<<8|Wire.read(); //Store last two bytes into accelZ
  processAccelData();
}

void processAccelData(){
  gForceX = accelX / 17000.0;
  gForceY = accelY / 17000.0;
  gForceZ = accelZ / 17000.0;
}

```

```
//calibration using offset and sensitivity error  
gX = gForceX -0.02;  
gY = gForceY +0.04;  
gZ = gForceZ +0.13;  
  
// Calculating Roll and Pitch from the accelerometer data  
accAngleX = (atan(gY / sqrt(pow(gX, 2) + pow(gZ, 2))) * 180 / PI) ;  
accAngleY = (atan(-1 * gX / sqrt(pow(gY, 2) + pow(gZ, 2))) * 180 / PI) ;  
}
```





ประวัติผู้วิจัย

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ-นามสกุล	ทิพวรรณ ปอปริดา
วัน เดือน ปี เกิด	23 พฤศจิกายน 2533
ที่อยู่ปัจจุบัน	123 หมู่ที่ 4 ตำบลหนองมะค่าโมง อำเภอด่านช้าง จังหวัดสุพรรณบุรี 72180
ที่ทำงานปัจจุบัน	ศูนย์รังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลราชบุรี
ตำแหน่งหน้าที่ปัจจุบัน	นักรังสีการแพทย์ปฏิบัติการ
ประสบการณ์การทำงาน	2555 - ปัจจุบัน นักรังสีการแพทย์ ศูนย์รังสีรักษาและมะเร็งวิทยา
ประวัติการศึกษา	พ.ศ. 2556 วท.บ. (รังสีเทคนิค) มหาวิทยาลัยนเรศวร

