

โปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัล



นายวิศิษฐ์ วิเศษสุรสิทธิ์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมซอฟต์แวร์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2559

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Application for Measuring Angle of Bending Knee Bones by Using Digital Image
Processing.

Mr. Wisit Wisetsurasit



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Software Engineering

Department of Computer Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2016

Copyright of Chulalongkorn University

วิศิษฐ์ วิเศษสุรสิทธิ์ : โปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้
หลักการประมวลผลภาพดิจิทัล (Application for Measuring Angle of Bending Knee
Bones by Using Digital Image Processing.) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร.
เกริก ภิรมย์โสภณ, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: อ. นพ. กฤษณ์ เจริญลาภ, 55 หน้า.



ภาควิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์

สาขาวิชา วิศวกรรมซอฟต์แวร์

ปีการศึกษา 2559

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5770966821 : MAJOR SOFTWARE ENGINEERING

KEYWORDS: IMAGE PROCESSING / EDGE DETECTION / HOUGH TRANSFORM

WISIT WISETSURASIT: Application for Measuring Angle of Bending Knee Bones by Using Digital Image Processing.. ADVISOR: ASST. PROF. KRERK PIROMSOPA, Ph.D., CO-ADVISOR: CHRIS CHAROENLAP, 55 pp.

This thesis presents an application of image processing for measuring angle bending of the knee joint. To find the most accurate results, we have measured several methods. First of all, the image of the knee joint is captured by a smartphone device. Then, to find the straight lines that is expected to be at the Femur and Tibia bones by converting the RGB images to HSV colormap. The HSV colormap is then applied with edge detection and Hough transform in order. After removing irrelevant lines, the final step is to measure the angle of bending knee joint by calculating angle between two straight lines. Examples and procedures are presented in this thesis. Our result less than 10 percent of error on average to verify by the standard results, with good quality results.



Department:	Computer Engineering	Student's Signature
Field of Study:	Software Engineering	Advisor's Signature
Academic Year:	2016	Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. เกริก ภิรมย์โสภาก อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก และ อาจารย์ นายแพทย์ กฤษณ์ เจริญลาภ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่เสียสละเวลาช่วยให้คำแนะนำ คำปรึกษาเกี่ยวกับแนวทางในการทำวิจัยที่มีประโยชน์กับวิทยานิพนธ์นี้ ด้วยความเอาใจใส่ทำให้ผู้วิจัยสามารถดำเนินงานวิจัยจนกระทั่งประสบผลสำเร็จ

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ณัฐวุฒิ หนูไฟโรจน์ ประธานกรรมการสอบ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธนารัตน์ ซลิตาพงศ์ และ นายแพทย์ วิทวัส เจนบุญไทย กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาสละเวลาและให้คำแนะนำเกี่ยวกับการทำวิจัยด้วยความเอาใจใส่

ขอขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่าน ที่ให้ความรู้ คำแนะนำในการเรียน และการทำวิจัย

ขอขอบพระคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ สำหรับคำปรึกษา คำแนะนำ ตลอดจนความห่วงใยและกำลังใจในการทำงานวิจัย

ท้ายที่สุด ขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดาและสมาชิกในครอบครัวทุกท่าน ที่ให้ความรัก ให้การสนับสนุน ให้ความช่วยเหลือในทุกๆ ด้าน และให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยเสมอมา

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูปภาพ.....	1
สารบัญตาราง.....	4
บทที่ 1 บทนำ.....	5
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	5
1.1.1 โคนิโอมิเตอร์ (Goniometer).....	5
1.1.2 เครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine).....	6
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	9
1.3 ขอบเขตงานวิจัย.....	9
1.4 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย.....	10
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	10
1.6 บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์.....	10
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	11
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	11
2.1.1 การปรับปรุงคุณภาพของภาพ (Image Enhancement).....	11
2.1.2 การกำจัดสัญญาณรบกวนออกจากภาพ.....	11
2.1.3 การกรองข้อมูลภาพ (Image Filtering).....	11
2.1.4 การแบ่งส่วนของวัตถุที่สนใจออกมาจากภาพ.....	19
2.1.5 ระบบสีในงานคอมพิวเตอร์กราฟิก.....	19

2.2.6 การหาขอบภาพ (Edge Detection)	21
2.2 ตัวอย่างการนำการประมวลผลภาพดิจิทัลไปใช้กับงานวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์	22
2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	22
2.3.1 ด้านการแพทย์.....	22
2.3.2 ด้านอุตสาหกรรม.....	24
บทที่ 3 แนวคิดและวิธีดำเนินงาน	26
3.1 เลือกเทคนิคหรือหลักการประมวลผลภาพดิจิทัลที่มีความเหมาะสมกับงานวิจัย	26
3.2 กระบวนการทำงานของโปรแกรมประยุกต์.....	27
3.2.1 การโหลดข้อมูลภาพถ่ายและกำหนดบริเวณที่สนใจภายในภาพ.....	28
3.2.2 การปรับแต่งภาพทั้งภาพจากภาพระบบสี RGB ให้เป็นภาพระบบสี HSV	29
3.2.3 การหาขอบของวัตถุในภาพ.....	30
3.2.4 การหาส่วนของเส้นตรงของวัตถุในภาพด้วยอัลกอริทึม Hough Transform.....	31
3.2.5 การกำจัดเส้นตรงที่ไม่ต้องการ	32
3.2.6 การวัดมุมเพื่อหาผลลัพธ์.....	33
3.3 พัฒนาเครื่องมือเพื่อทำการทดสอบโปรแกรมประยุกต์	34
3.3.1 แผนภาพยูสเคส (Use Case Diagram).....	34
3.4 การออกแบบฟังก์ชันการทำงานของระบบ	35
3.5 การแสดงลำดับการทำงาน	35
3.6 การออกแบบส่วนต่อประสานกับผู้ใช้งาน	36
3.7 เครื่องมือในการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์	37
3.7.1 ฮาร์ดแวร์ (Hardware).....	37
3.7.2 ซอฟต์แวร์ (Software).....	37
บทที่ 4	38

4.1 การประเมินประสิทธิภาพของโปรแกรมประยุกต์.....	38
4.1.1 Intraclass Correlation Coefficient (ICC)	38
4.1.2 Bland and Altman Plot	39
4.2 ผลการประเมินประสิทธิภาพของโปรแกรมประยุกต์.....	39
4.2.1 ผลการวัดประสิทธิภาพของโปรแกรมประยุกต์ด้านความแม่นยำ.....	39
4.2.2 ผลการวัดประสิทธิภาพของโปรแกรมประยุกต์ด้านความสะดวกรวดเร็ว	48
4.3 การทดสอบโปรแกรมประยุกต์	49
บทที่ 5 บทสรุป.....	51
5.1 สรุปผลวิทยานิพนธ์.....	51
5.2 ปัญหาและข้อจำกัดในการทำวิทยานิพนธ์	51
5.3 แนวทางในการปรับปรุงวิทยานิพนธ์.....	51
รายการอ้างอิง	52
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	55

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 1 ส่วนประกอบของโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer)[1]	5
รูปที่ 2 การใช้เครื่องวัดมุม (Goniometer) ทำการวัดมุมของกระดูกหัวเข่าในท่าเริ่มต้น	6
รูปที่ 3 การใช้เครื่องวัดมุม (Goniometer) ทำการวัดมุมของกระดูกหัวเข่าในท่าสิ้นสุด	6
รูปที่ 4 การเอกซเรย์ผู้ป่วยด้วยเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine).....	7
รูปที่ 5 ภาพที่ได้จากการตรวจอวัยวะของผู้ป่วยด้วยเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี	7
รูปที่ 6 ตัวอย่างการวัดองศาการงอของกระดูกหัวเข่า[3]	8
รูปที่ 7 ผลการวิจัยสมาร์ตโฟนช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในด้านการแพทย์และสุขภาพ[4]	9
รูปที่ 8 ตัวอย่างการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน (median filtering)	13
รูปที่ 9 ตัวอย่างการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าฐานนิยม (modal filtering).....	13
รูปที่ 10 แสดงการกรองโดยใช้หน้าต่าง	13
รูปที่ 11 แสดงการหาค่าเฉลี่ยจากจุด k	15
รูปที่ 12 แสดงการคอนโวลูชันระหว่างภาพขนาด 4 x 5 กับ เทมเพลตขนาด 2 x 2.....	16
รูปที่ 13 แสดงแสดงการคอนโวลูชันที่มีการเติมค่าศูนย์ให้กับภาพเริ่มต้น	17
รูปที่ 14 แสดงเทมเพลตสำหรับกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	18
รูปที่ 15 แสดงเทมเพลตการกรองความถี่ต่ำผ่านที่นิยมใช้	18
รูปที่ 16 แสดงเทมเพลตสำหรับกรองความถี่สูงผ่าน	18
รูปที่ 17 แสดงตัวอย่างการกรองภาพด้วยเทมเพลตกรองความถี่สูง	19
รูปที่ 18 ตัวอย่างการหาความแรงของขอบภาพด้วยวิธีโซเบล (Sobel).....	21
รูปที่ 19 แสดงตัวอย่างการหาความแรงของขอบภาพด้วยวิธีโซเบล ภาพสุดท้ายได้จาก.....	21
รูปที่ 20 วิธีการทดสอบค่าความตรงพ้องของวิธี 3-point marker detection	23
รูปที่ 21 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของการวัดมุมทั้ง 3 ครั้งด้วยวิธี3-point marker detection .	24
รูปที่ 22 แสดงการติดตั้งอุปกรณ์สำหรับวัดมุมของแผ่นเหล็กที่ใช้ทำแขนคอน	24

รูปที่ 23 กระบวนการทำงานของโปรแกรมประยุกต์.....	27
รูปที่ 24 ผลลัพธ์จากการกำหนดบริเวณที่สนใจภายในภาพ(ท่าเหยียดสุด).....	28
รูปที่ 25 ผลลัพธ์จากการกำหนดบริเวณที่สนใจภายในภาพ(ท่างอสุด)	28
รูปที่ 26 ผลลัพธ์จากการแปลงภาพระบบสี RGB ให้อยู่ในระบบสี HSV.....	29
รูปที่ 27 ผลลัพธ์จากการแปลงภาพระบบสี RGB ให้อยู่ในระบบสี HSV (ท่างอสุด).....	30
รูปที่ 28 ผลลัพธ์จากการหาขอบของวัตถุในภาพ(ท่าเหยียดสุด).....	31
รูปที่ 29 ผลลัพธ์จากการหาขอบของวัตถุในภาพ(ท่างอสุด)	31
รูปที่ 30 ผลลัพธ์จากการหาขอบที่เป็นเส้นตรงด้วย Hough Transform(ท่าเหยียดสุด).....	32
รูปที่ 31 ผลลัพธ์จากการหาขอบที่เป็นเส้นตรงด้วย Hough Transform(ท่างอสุด)	32
รูปที่ 32 ผลลัพธ์จากการกำจัดเส้นตรงที่ไม่ต้องการออก(ท่าเหยียดสุด).....	33
รูปที่ 33 ผลลัพธ์จากการกำจัดเส้นตรงที่ไม่ต้องการออก(ท่างอสุด)	33
รูปที่ 34 ผลลัพธ์จากการวัดมุม	34
รูปที่ 35 แผนภาพยูสเคสแสดงฟังก์ชันของเครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบโปรแกรมประยุกต์	34
รูปที่ 36 แสดงแผนภาพลำดับการทำงาน (Sequence Diagram).....	36
รูปที่ 37 ส่วนต่อประสานในการนำเข้าข้อมูลภาพถ่าย	36
รูปที่ 38 ส่วนต่อประสานในการแสดงผลมุมการงอของหัวเข่า	37
รูปที่ 39 แสดงค่าความน่าเชื่อถือของผลลัพธ์ระหว่างการวัดมุมด้วยโปรแกรมประยุกต์กับผลลัพธ์ มาตรฐาน	44
รูปที่ 40 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าซ้ายจากโปรแกรมประยุกต์ สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลกับผลลัพธ์มาตรฐาน ...	44
รูปที่ 41 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าขวาจากโปรแกรมประยุกต์ สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลกับผลลัพธ์มาตรฐาน ...	45
รูปที่ 42 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าซ้ายจากอุปกรณ์วัดมุมโกนิโอ มิเตอร์ (Goniometer) กับผลลัพธ์มาตรฐาน	45

รูปที่ 43 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพท์มุมของหัวเข้าขวาจากอุปกรณ์วัดมุมโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) กับผลลัพท์มาตรฐาน	46
รูปที่ 44 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพท์มุมของหัวเข้าซ้ายจากโปรแกรมประยุกต์	46
รูปที่ 45 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพท์มุมของหัวเข้าขวาจากโปรแกรมประยุกต์.....	47
รูปที่ 46 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพท์มุมของหัวเข้าซ้ายจากอุปกรณ์.....	47
รูปที่ 47 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพท์มุมของหัวเข้าขวาจากอุปกรณ์.....	48



สารบัญตาราง

ตาราง 1 แสดงความแม่นยำของค่าที่ได้เปรียบเทียบกับการวัดแบบเดิม	25
ตาราง 2 คำอธิบายยูสเคสของฟังก์ชันการนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข่าของอาสาสมัคร.....	35
ตาราง 3 คำอธิบายยูสเคสของฟังก์ชันการแสดงผลข้อมูลมุมการงอของหัวเข่าอาสาสมัคร.....	35
ตาราง 4 ความต้องการเชิงหน้าที่	35
ตาราง 5 แสดงการประเมินผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรมประยุกต์เปรียบเทียบกับผลลัพธ์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน.....	40
ตาราง 6 แสดงการประเมินผลลัพธ์ที่ได้จากอุปกรณ์วัดมุมโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) เปรียบเทียบกับผลลัพธ์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน	41
ตาราง 7 แสดงการประเมินผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรมประยุกต์ไจโรสโคป (Gyroscope) บนสมาร์ตโฟนเปรียบเทียบกับผลลัพธ์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน	42
ตาราง 8 แสดงการประเมินผลลัพธ์ที่ได้จากอุปกรณ์อินไคลโนมิเตอร์ (Inclinometer) เปรียบเทียบกับผลลัพธ์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน	43
ตาราง 9 แสดงการเปรียบเทียบระยะเวลาในการวัดมุมการงอของหัวเข่าระหว่างโปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลกับอุปกรณ์มาตรฐานเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) ต่ออาสาสมัคร 1 คน ข้อมูลทั้งหมดในหน่วยของนาที่.....	49
ตาราง 10 ผลการทดสอบยูสเคสของฟังก์ชันการนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข่าของอาสาสมัคร.....	49
ตาราง 11 ผลการทดสอบยูสเคสของฟังก์ชันการแสดงผลข้อมูลมุมการงอของหัวเข่าอาสาสมัคร	50

บทที่ 1

บทนำ

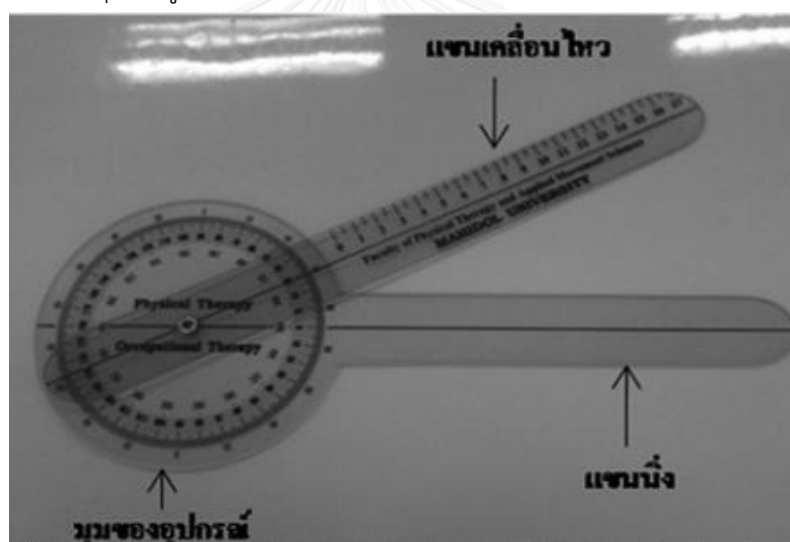
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันการวัดองศาการงอของกระดูกหัวเข่า แพทย์จะใช้เครื่องมือในการวัดมุมหลัก ๆ อยู่ 2 ชนิด คือ

1.1.1 โกนิโอมิเตอร์ (Goniometer)

อุปกรณ์วัดมุมชนิดนี้มีส่วนประกอบหลักอยู่ 3 ส่วน ดังนี้

- 1) แขนนิ่ง (Stationary Arm)
- 2) แขนเคลื่อนไหว (Moving Arm)
- 3) ส่วนแสดงมุม ดังรูปที่ 1

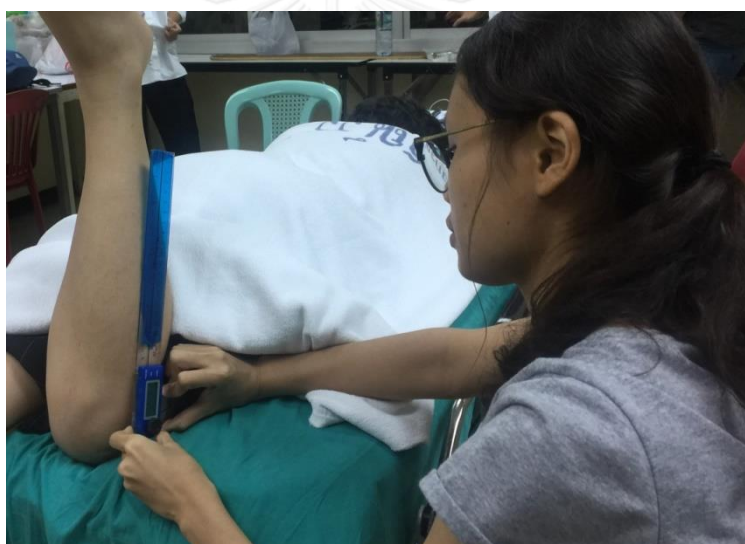


รูปที่ 1 ส่วนประกอบของโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer)[1]

ตัวอย่างการใช้เครื่องมือวัดมุม (Goniometer) ทำการวัดมุมงอของกระดูกหัวเข่า



รูปที่ 2 การใช้เครื่องวัดมุม (Goniometer) ทำการวัดมุมของกระดูกหัวเข่าในท่าเริ่มต้น



รูปที่ 3 การใช้เครื่องวัดมุม (Goniometer) ทำการวัดมุมของกระดูกหัวเข่าในท่าสิ้นสุด

1.1.2 เครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine)

เป็นเครื่องเอกซเรย์ดิจิทัล 2 มิติสามารถแสดงผลและบันทึกภาพด้วยระบบดิจิทัลซึ่งมีความถูกต้องแม่นยำสูง[2] ให้รายละเอียดของภาพเอกซเรย์สูง ใช้ในการตรวจวินิจฉัยเพื่อค้นหาความผิดปกติของอวัยวะต่างๆ ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 การเอกซเรย์ผู้ป่วยด้วยเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปีย (Digital Fluoroscopy Machine)
ตัวอย่างของภาพที่ได้จากการตรวจอวัยวะของผู้ป่วยด้วยเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปีย (Digital Fluoroscopy Machine)



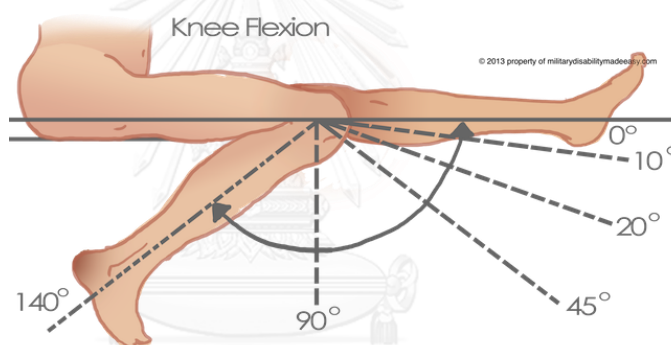
รูปที่ 5 ภาพที่ได้จากการตรวจอวัยวะของผู้ป่วยด้วยเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปีย
(Digital Fluoroscopy Machine)

การวัดมุมการเคลื่อนไหวของข้อต่อมี 2 วิธีการ คือ

- 1) การวัดมุมหรือช่วงการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นโดยผู้ป่วยเคลื่อนไหวด้วยตนเอง
- 2) การวัดมุมหรือช่วงการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นโดยผู้ตรวจประเมิน ขณะที่ผู้ป่วยไม่ได้ช่วยหรือออกแรงเคลื่อนไหว

วิธีเบื้องต้นในการวัด เริ่มต้นจากการจัดท่าที่เหมาะสมให้ผู้ป่วย โดยให้ส่วนที่จะวัดอยู่ในท่าเริ่มต้น (Starting Position) และเลือกท่าที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวทดแทน (Compensatory Movement) น้อยที่สุด เริ่มวัดจากท่าเริ่มต้นของผู้ป่วยไปจนถึงท่าที่ผู้ป่วยทำได้มากที่สุดโดยปราศจากการเคลื่อนไหวทดแทน (Compensatory Movement)

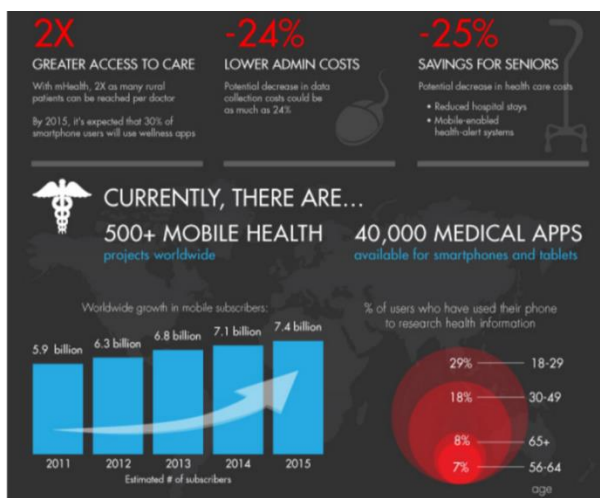
บันทึกค่าการเคลื่อนไหวเป็น 3 ค่า โดยค่าตรงกลางบอกตำแหน่งของท่าที่เริ่มต้น (Starting Position) ซึ่งอาจจะไม่ใช่ศูนย์ในกรณีที่มีภาวะการผิดรูปในท่างอ (Flexion Deformity) ส่วนอีกสองค่า คือ ค่าที่บอกมุมการเคลื่อนไหวจากจุดเริ่มต้นไปยังจุดที่สิ้นสุดการเคลื่อนไหวใน 2 ทิศทางการเคลื่อนไหวที่ทำได้ลงในเอกสาร



รูปที่ 6 ตัวอย่างการวัดองศาการงอของกระดูกหัวเข่า[3]

ข้อด้อยของวิธีการวัดโดยใช้อุปกรณ์โกนิโอมิเตอร์ คือ ค่อนข้างเสียเวลาในการวัด และขณะทำการวัดต้องนำอุปกรณ์เข้าไปสัมผัสกับผู้ป่วยโดยตรง ซึ่งจุดนี้เองทำให้เกิดความไม่สะดวกทั้งในผู้ป่วยและแพทย์ และในส่วนของเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปีย (Digital Fluoroscopy Machine) นั้นมีข้อดีคือ มีความแม่นยำสูง แต่ก็มีข้อด้อยตรงที่ในการวัดแต่ละครั้ง ผู้ป่วยจะได้รับรังสีเข้าสู่ร่างกายซึ่งอาจส่งผลเสียต่อร่างกายของผู้ป่วยได้

ในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมาสมาร์ตโฟนได้เข้ามามีบทบาทสำคัญในชีวิตประจำวันของมนุษย์ ไม่ว่าจะไปทางไหนมักจะพบเห็นคนใช้เทคโนโลยีต่าง ๆ บนสมาร์ตโฟนเพื่อความสะดวกสบายในชีวิต คงปฏิเสธไม่ได้ถึงความสำคัญและประโยชน์ที่ได้รับจากเทคโนโลยีการสื่อสารผ่านระบบเครือข่ายอินเทอร์เน็ตเพื่อการสื่อสารผ่านทางอีเมล การค้นหาข้อมูลทางอินเทอร์เน็ตและการใช้งานที่เฉพาะเจาะจงอื่น ๆ หรือแม้กระทั่งนำมาเป็นเครื่องมือในทางการแพทย์ ดังแสดงตัวอย่าง รูปที่ 7



รูปที่ 7 ผลการวิจัยสมาร์ตโฟนช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในด้านการแพทย์และสุขภาพ[4]

ผลการวิจัยข้อมูลโดยเว็บไซต์ www.alliedHealthWorld.com เป็นเว็บไซต์ที่รวบรวมข้อมูลวิจัย และให้ข้อมูลด้านการแพทย์ทั่วโลก แสดงให้เห็นว่าสมาร์ตโฟนและแท็บเล็ตช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในด้านการแพทย์และสุขภาพขึ้นอย่างรวดเร็ว ลดปัญหาค่าใช้จ่าย และเข้าถึงผู้ป่วยได้ง่ายขึ้น ทำให้สมาร์ตโฟนและแท็บเล็ตกลายเป็นเครื่องมือทางเลือกยอดนิยมสำหรับแพทย์

งานวิจัยนี้นำเสนอโปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่า โดยใช้ความสามารถด้านการประมวลผลภาพดิจิทัล มาใช้ในการวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าเพื่อเพิ่มความสะดวกให้แก่แพทย์และนักกายภาพบำบัด โดยรับภาพจากอุปกรณ์สมาร์ตโฟน

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

- 1) เพื่อได้เทคนิคหรือหลักการประมวลผลภาพดิจิทัลที่เหมาะสมกับการวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่า
- 2) เพื่อได้โปรแกรมประยุกต์สำหรับใช้วัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยเพิ่มความสะดวกและรวดเร็วและมีความแม่นยำ

1.3 ขอบเขตงานวิจัย

- 1) ภาพถ่ายต้องถ่ายด้วยอุปกรณ์สมาร์ตโฟนเท่านั้น
- 2) พัฒนาโปรแกรมประยุกต์บนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล
- 3) ใช้ภาษา Java เป็นเครื่องมือในการพัฒนา
- 4) ข้อมูลทั้งหมดต้องเป็นข้อมูลอิเล็กทรอนิกส์เท่านั้น
- 5) ใช้ในการวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าเท่านั้น
- 6) พื้นหลังของภาพที่จะนำไปใช้ในโปรแกรมประยุกต์จะต้องเป็นสีพื้นที่ไม่มีลวดลาย
- 7) มุมระหว่างสมาร์ตโฟนกับขาของอาสาสมัครต้องอยู่ในระนาบเดียวกัน

8) ตำแหน่งและระยะห่างระหว่างสมาร์ตโฟนกับขาของอาสาสมัครต้องอยู่ในช่วงที่กำหนด ประมาณ 1 – 2 เมตร

9) ตำแหน่งและระยะห่างระหว่างสมาร์ตโฟนกับขาของอาสาสมัครต้องอยู่ในระยะเดียวกันทั้งสองภาพ

10) ชนิดของภาพถ่ายที่ใช้เป็นข้อมูลนำเข้าต้องเป็น JPEG เท่านั้น

1.4 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย

- 1) สํารวจและศึกษาเครื่องมือทดสอบโปรแกรมประยุกต์ที่มีในปัจจุบัน
- 2) ศึกษาโปรแกรมประยุกต์บนอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆที่ใช้สำหรับงานด้านการแพทย์
- 3) ศึกษารูปแบบของการประยุกต์ใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลสำหรับงานด้านการแพทย์
- 4) กำหนดขอบเขตความสามารถของโปรแกรมประยุกต์
- 5) ออกแบบและกำหนดวิธีการทดสอบของโปรแกรมประยุกต์
- 6) พัฒนาโปรแกรมประยุกต์ตามที่ได้ออกแบบไว้
- 7) ทดสอบโปรแกรมประยุกต์ที่สร้างขึ้นตามขอบเขตที่กำหนดไว้
- 8) สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ
- 9) จัดทำรายงานวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) เทคนิคหรือหลักการประมวลผลภาพดิจิทัลที่เหมาะสมกับการวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่า
- 2) โปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าเพื่อเพิ่มความรวดเร็วและอำนวยความสะดวกแก่แพทย์และนักกายภาพบำบัด

1.6 บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยมีผลงานวิชาการร่วมกับคณะผู้วิจัย ซึ่งเป็นบทความวิชาการระดับนานาชาติ เรื่อง “Applying Digital Image Processing for Knee Joint Angle Bending Analysis using Smartphone Devices” โดย Wisit Wisetsurasit Kerk Piromsopa และ Chris Charoenlap ซึ่งได้รับการคัดเลือกเพื่อนำเสนอและตีพิมพ์ในงาน “INTERNATIONAL CONFERENCE 9th Edition Electronics, Computers and Artificial Intelligence (ECAI 2017)” ระหว่างวันที่ 29 มิถุนายน ถึง 1 กรกฎาคม 2560 ณ มหาวิทยาลัยวาลาเซีย เมืองตริโกวิท ประเทศโรมาเนีย

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

หลักการประมวลผลภาพดิจิทัล (Digital Image Processing) คือการนำภาพมาประมวลผลหรือคิดคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ต้องการทั้งในเชิงคุณภาพและปริมาณ โดยมีขั้นตอนต่าง ๆ ดังนี้

2.1.1 การปรับปรุงคุณภาพของภาพ (Image Enhancement)

เป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพแบ่งออกตามประเภทของการประมวลผลได้ 4 ลักษณะ คือ

1) การปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยกระทำทีละจุด ๆ บนภาพจนกระทั่งครบทุกจุด (Pixel-based) เช่น การกระทำทางพีชคณิต การกระทำเชิงตรรกะ หรือเรขาคณิต เป็นต้น

2) การปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยกระทำบนฮิสโตแกรมของภาพที่ต้องการปรับปรุงคุณภาพนั้น (Histogram-based)

3) การปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยใช้วิธีการทำ Spatial Convolution ที่จุดภาพโดยตรง (Spatial-filtering-based)

4) การปรับปรุงคุณภาพโดยกระทำในระดับความถี่ (Frequency-based) หรือ Frequency Domain โดยใช้การแปลงแบบฟูเรียร์ (Fourier) เข้ามาช่วย

2.1.2 การกำจัดสัญญาณรบกวนออกจากภาพ

เป็นการปรับปรุงภาพให้เหมาะสมกับการประมวลผลต่าง ๆ เนื่องจากภาพที่รับเข้ามานั้น อาจมีสัญญาณรบกวน จึงต้องปรับปรุงคุณภาพของภาพ ก่อนที่จะนำภาพนั้นไปประมวลผลทางคอมพิวเตอร์วิชันต่อไป ซึ่งจะช่วยให้ประมวลผลได้ดีขึ้น โดยทั่วไปการปรับปรุงภาพทำได้ทั้งใน spatial domain และ frequency domain

2.1.3 การกรองข้อมูลภาพ (Image Filtering)

เป็นการนำภาพไปผ่านตัวกรองสัญญาณเพื่อให้ได้ภาพผลลัพธ์ออกมา ภาพผลลัพธ์ที่ได้จะมีคุณสมบัติแตกต่างจากภาพเริ่มต้น วัตถุประสงค์หลักของการกรองข้อมูลภาพคือการเน้น (enhance) หรือลดทอน (attenuate) คุณสมบัติบางประการของภาพ เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณสมบัติตามต้องการ ตัวกรองคือระบบ ๆ หนึ่งซึ่งรับสัญญาณเข้า (input) ประมวลผลสัญญาณและส่ง

สัญญาณออก (output) โดยทั่วไปตัวกรองจะถูกสร้างให้เป็นระบบเชิงเส้น (linear system) เนื่องจากออกแบบได้ง่าย และมีประสิทธิภาพดี ปัจจุบันมีทฤษฎี และเทคนิคมากมายเกี่ยวกับการออกแบบตัวกรองสัญญาณแบบเชิงเส้นในการกรองข้อมูลภาพ มักพิจารณาว่าภาพคือสัญญาณ 2 มิติที่ประกอบขึ้นจากสัญญาณความถี่ต่างๆ ผสมกันอยู่ในสัดส่วนที่ต่างกัน การออกแบบตัวกรองจึงเป็นการกำหนดว่าเราต้องการกำจัดสัญญาณความถี่ใดออกไป (หรือต้องการเลือกสัญญาณความถี่ใดบ้าง) การกรองข้อมูลภาพคือการประมวลผลภาพอย่างหนึ่งที่จำเป็นมาก เนื่องจากในการใช้งานจริง ภาพที่ได้มามักมีสัญญาณรบกวน หรือสัญญาณไม่พึงประสงค์อื่นๆ ปะปนอยู่ด้วย การกรองข้อมูลภาพสามารถปรับปรุงให้ภาพมีคุณสมบัติที่ดีขึ้น เหมาะแก่การประมวลผลในขั้นต่อไป ตัวกรองแบ่งออกได้เป็น 4 ประเภทตามลักษณะการเลือกความถี่คือ ตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) , ตัวกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter) , ตัวกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter) , ตัวกรองหยุดแถบความถี่ (Band-stop Filter) โดยการกรองข้อมูลภาพนั้นมีรูปแบบต่าง ๆ เช่น

1) การกรองโดยการเฉลี่ยจากหลายภาพ

1.1) การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ (mean filtering)

วิธีการนี้จะใช้ค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ของจุดทั้งหมด หากมีภาพขนาด $N \times M$ ทั้งหมดภาพ เราสามารถคำนวณหาภาพใหม่ได้ดังนี้

$$\hat{I}(x, y) = \frac{1}{K} \sum_{j=1}^K I_j(x, y) \quad \text{-----(1)}$$

$\hat{I}(x, y)$ คือความเข้มแสงของจุด ณ ตำแหน่ง (x, y) ในภาพผลลัพธ์

$I(x, y)$ คือความเข้มแสงของจุด ณ ตำแหน่ง (x, y) ในภาพที่ j

วิธีนี้เป็นการลดทอนสัญญาณรบกวน ภาพที่ได้จะมีสัญญาณรบกวนลดลง

2) การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน (median filtering)

วิธีการนี้จะนำเอาความเข้มแสงของจุดที่ตรงกันในภาพต่างๆ มาเรียงลำดับ (sort) จากน้อยไปหามาก จากนั้นจะเลือกค่าที่อยู่ตรงกลางไปใช้ หากจำนวนภาพทั้งหมดเป็นจำนวนคู่ ค่าทั้งสองที่อยู่ตรงกลางจะนำมาหาค่าเฉลี่ย วิธีการนี้จะต้องใช้การเรียงลำดับซึ่งเป็นกระบวนการที่ใช้เวลาในการคำนวณสูง แต่ข้อดีคือไม่สูญเสียความคมชัด

ตัวอย่าง

ภาพที่ 1	ภาพที่ 2	ภาพที่ 3	=	ผลลัพธ์
1 2 1 3	2 3 4 3	3 2 1 4		2 2 1 3
4 2 2 1	5 3 4 1	2 1 4 0		4 2 4 1
0 1 1 3	3 2 4 2	1 4 2 0	=	1 2 2 2
2 2 1 1	1 3 1 2	2 4 0 2		2 3 1 2

รูปที่ 8 ตัวอย่างการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่ามัธยฐาน (median filtering)

3) การกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าฐานนิยม (modal filtering)

วิธีการนี้คล้ายกับวิธีใช้ค่ามัธยฐาน แต่ไม่ใช้การเรียงลำดับข้อมูล ระดับความเข้มแสงที่ใ้บ่อยที่สุดจะถูกเลือกไปใช้ วิธีนี้เสมือนการโหวตลงคะแนนเสียง ผู้ที่ได้คะแนนเสียงสูงที่สุดคือผู้ชนะ วิธีนี้เหมาะสำหรับการลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นไม่บ่อย

ตัวอย่าง

ภาพที่ 1	ภาพที่ 2	ภาพที่ 3	=	ผลลัพธ์
1 2 1 3	2 3 4 3	3 2 1 4		2 2 1 3
4 2 2 1	5 3 4 1	2 1 4 0		4 2 4 1
0 1 1 3	3 2 4 2	1 4 2 0	=	1 2 2 2
2 2 1 1	1 3 1 2	2 4 0 2		2 3 1 2

รูปที่ 9 ตัวอย่างการกรองข้อมูลภาพโดยใช้ค่าฐานนิยม (modal filtering)

4) การกรองโดยใช้หน้าต่าง

การกรองข้อมูลภาพวิธีนี้จะใช้หน้าต่างในการกำหนดขอบเขตของการพิจารณาเพื่อหา ระดับความเข้มแสงของจุดต่างๆ ในภาพผลลัพธ์ ความเข้มแสงของจุดที่อยู่รอบๆ จุดกึ่งกลางของหน้าต่างจะถูกนำมาหาค่าเฉลี่ย ค่าเฉลี่ยที่ได้คือค่าความเข้มแสงของจุดในภาพผลลัพธ์ หน้าต่างจะถูกเลื่อนไปยังตำแหน่งต่าง ๆ ในภาพจนครบทุกจุด

ตัวอย่าง

ภาพเริ่มต้น	ภาพผลลัพธ์
0 0 0 0 0 0	
0 1 2 1 2 0	(A) B C D
0 2 3 9 1 0	E F G H
0 1 3 2 1 0	I J K L
0 0 0 0 0 0	

รูปที่ 10 แสดงการกรองโดยใช้หน้าต่าง

จากรูปจะเห็นว่าหน้าต่างขนาด 3×3 ครอบอยู่ที่มุมบนด้านซ้ายของภาพเริ่มต้น ความเข้มแสง ณ จุดกึ่งกลางของหน้าต่างมีค่าเท่ากับ 1 ความเข้มแสงของจุดภาพในภาพผลลัพธ์ ณ ตำแหน่งที่ตรงกับกึ่งกลางของหน้าต่างที่ครอบอยู่บนภาพเริ่มต้น (จุด A) สามารถคำนวณได้จากค่าเฉลี่ยความเข้มแสงของทุกจุดในหน้าต่าง การหาค่าเฉลี่ยสามารถทำได้ 3 แบบคือ การหาค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ การหาค่าเฉลี่ยแบบมัธยฐาน และการหาค่าเฉลี่ยแบบฐานนิยม

การหาค่าเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ทำได้โดยการหาผลรวมของค่าความเข้มแสงของจุดทุกจุดในหน้าต่าง แล้วหารด้วยจำนวนจุดทั้งหมดในหน้าต่าง จากตัวอย่างในรูปที่ 10 ความเข้มแสงที่จุด A มีค่าเท่ากับ $(0+0+0+0+1+2+0+2+3) / 9 = 8/9$ ค่าความเข้มแสงที่จุดอื่นๆ สามารถคำนวณได้โดยการเลื่อนหน้าต่างให้จุดกึ่งกลางตรงกับจุดที่ต้องการหาค่า

การหาค่าเฉลี่ยแบบมัธยฐานทำได้โดยการนำค่าทั้งหมดในตารางมาเรียงลำดับ (sort) จากน้อยไปหามาก (หรือจากมากไปหาน้อยก็ได้) จากนั้นจะเลือกค่าที่อยู่ตรงกลางของลำดับเป็นค่าความเข้มแสงของจุดในภาพผลลัพธ์ หากจำนวนจุดในหน้าต่างเป็นจำนวนคู่ ผลลัพธ์จะคำนวณได้จากการเฉลี่ยค่าระหว่างจุดกึ่งกลางทั้งสอง จากตัวอย่างในรูปที่ 10 เมื่อเรียงลำดับความเข้มแสงจะได้ลำดับดังนี้ (0 0 0 0 1 2 2 3) ค่าที่อยู่ตรงกลางคือ 0 ดังนั้นความเข้มแสงที่จุด A มีค่าเท่ากับ 0

การหาค่าเฉลี่ยแบบฐานนิยมทำได้โดยการเลือกระดับความเข้มแสงที่ใช้บ่อยที่สุดในหน้าต่างมาเป็นคำตอบ ปัญหาที่อาจเกิดจากการใช้วิธีนี้คือ มีระดับความเข้มแสงที่ใช้บ่อยที่สุดมากกว่า (มีหลายคำตอบ) วิธีการแก้ไขคือการหาค่าเฉลี่ย หรือเปลี่ยนไปใช้การหาค่าเฉลี่ยแบบมัธยฐาน จากตัวอย่างในรูปที่ 10 ค่าความเข้มแสงที่ใช้บ่อยที่สุดคือ 0 ดังนั้นความเข้มแสงที่จุด A มีค่าเท่ากับ 0

นอกจากการหาค่าผลลัพธ์โดยวิธีหาค่าเฉลี่ยทั้ง 3 ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ยังมีวิธีการหาผลลัพธ์อีกวิธีหนึ่งคือการหาค่าเฉลี่ยจากจุด k จุดที่มีค่าความเข้มใกล้เคียงกับค่าความเข้มแสงของจุดกึ่งกลางของหน้าต่าง วิธีนี้เรียกว่า k -closest averaging การคำนวณหาผลลัพธ์เริ่มจากการนำค่าความเข้มแสงของทุกจุดในหน้าต่างมาเรียงลำดับจากน้อยไปหามาก จากนั้นค่าที่อยู่รอบๆ ค่าของจุดกึ่งกลางหน้าต่างจำนวน k ค่าจะถูกเลือกมาเพื่อหาค่าเฉลี่ย ค่าเฉลี่ยนี้คือความเข้มแสงของจุดในภาพผลลัพธ์ในการหาค่าเฉลี่ย อาจนำค่าของความเข้มสีที่จุดกึ่งกลางมาคิดด้วยก็ได้ จากตัวอย่างในรูปที่ 10 เมื่อเรียงลำดับความเข้มแสงจะได้ลำดับดังนี้ (0 0 0 0 0 1 2 2 3) หากกำหนดให้ $k = 4$ และไม่นำค่าที่จุดกึ่งกลาง (1) มาคิด ค่าความเข้มแสงที่จุด A มีค่าเท่ากับ $(0+0+2+2)/4 = 1$ หากนำค่าที่จุดกึ่งกลางมาคิด ค่าความเข้มแสงที่จุด A

จะมีค่าเท่ากับ $(0+0+1+2+2)/5 = 1$

ผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีต่างๆ

1 2 2 1	0 1 1 0	0 0 0 0	1 2 1 3
1 2 2 2	1 2 2 1	0 2 2 1	2 2 3 1
1 2 2 1	0 2 1 0	0 0 0 0	1 4 2 1
(ก)	(ข)	(ค)	(ง)

รูปที่ 11 แสดงการหาค่าเฉลี่ยจากจุด k

การกรองข้อมูลภาพโดยใช้หน้าต่าง (ก) ใช้การเฉลี่ยแบบคณิตศาสตร์ (แสดงผลลัพธ์หลังการปิดเศษ) (ข) ใช้มัธยฐาน (ค) ใช้ฐานนิยม (ใช้มัธยฐานแทนสำหรับจุดที่มีปัญหา) (ง) ใช้ k-closest averaging (แสดงผลลัพธ์หลังการปิดเศษ)

5) การกรองโดยวิธีคอนโวลูชัน (Convolution)

วิธีการกรองข้อมูลภาพที่กล่าวมาส่วนใหญ่อาศัยหลักของการหาค่าเฉลี่ย โดยอาจเป็นการหาค่าเฉลี่ยของจุดเดียวกันจากภาพหลายๆ ภาพ หรืออาจเป็นการหาค่าเฉลี่ยจากจุดต่างๆ ที่อยู่รอบๆ จุดที่เราสนใจ เนื่องจากการหาค่าเฉลี่ยเป็นการลดการเปลี่ยนแปลงของข้อมูล วิธีการที่ผ่านมาจึงใช้ได้ดีกับการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เป็นสัญญาณความถี่สูง ดังที่ได้กล่าวมาแล้วว่า การกรองสัญญาณมีวัตถุประสงค์เพื่อนำคุณสมบัติบางอย่างที่ต้องการในภาพให้เด่นชัดขึ้น ในขณะที่ลดทอนคุณสมบัติที่ไม่ต้องการลง หากเราต้องการเน้นการเปลี่ยนแปลงของระดับความเข้มของจุดต่างๆ ภายในภาพให้เด่นชัดขึ้น ในที่นี้จะเสมือนกับการกรองสัญญาณความถี่สูงผ่าน เราจะสามารถใช้วิธีการหาค่าเฉลี่ยได้ วิธีที่สามารถนำมาใช้ได้คือการคอนโวลูชัน (Convolution)

5.1) การคอนโวลูชัน

ในการประมวลผลภาพ การคอนโวลูชัน คือการกระทำกันระหว่างเทมเพลต (template) กับภาพ (image) เทมเพลตคือเมตริกซ์ขนาด $n \times m$ ของชุดตัวเลขที่จะนำไปซ้อนทับภาพที่ตำแหน่งต่างๆ เพื่อหาผลลัพธ์ของการคอนโวลูชัน ถ้ากำหนดให้เทมเพลต $T(x,y)$ เป็นเทมเพลตขนาด $n \times m$ และภาพ $I(X,Y)$ มีขนาด $N \times M$ การคอนโวลูชันระหว่างเทมเพลตกับภาพสามารถแสดงได้ดังสมการต่อไปนี้

$$I'(X,Y) = T * I = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{m-1} T(i,j) \cdot I(X-i, Y-j) \quad \text{-----}(2)$$

โดย $I'(X,Y)$ คือภาพผลลัพธ์จากการคอนโวลูชัน

จากสมการจะเห็นว่าระดับความเข้มแสง ณ จุด (X,Y) ในภาพผลลัพธ์ได้จากการหาผลรวมของผลคูณของระหว่างค่าในเทมเพลตกับค่าระดับความเข้มแสงของภาพในบริเวณที่เทมเพลตซ้อนทับอยู่

จากสมการ ตัวชี้ตำแหน่งจุดในภาพ $(X-i, Y-j)$ แสดงให้เห็นว่ามีการพลิกเทมเพลต ทางแกนนอน และ แกนตั้ง สมการที่ 2 แสดงการคอนโวลูชันที่ไม่ต้องการพลิกเทมเพลต ซึ่งวิธีการนี้มีชื่อที่แท้จริงว่า cross-correlation และเป็นที่ยอมรับในด้านการประมวลผลภาพ

$$I'(X, Y) = T * I = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{m-1} T(i, j) \cdot I(X+i, Y+j) \quad \text{-----}(3)$$

ขั้นตอนของการคอนโวลูชันประกอบด้วย การเลื่อน บวก และคูณ เราสามารถใช้การคอนโวลูชัน ในการประมวลผลภาพได้ในหลายลักษณะ เช่น กรองสัญญาณภาพ การหาขอบภาพ (edge detection) หรือการหารูปทรงของวัตถุในภาพ เป็นต้น

โดยทั่วไป ในการคอนโวลูชัน เราจะไม่นิยมให้มีการเลื่อนเทมเพลตออกนอกของเขตของภาพ ดังนั้นถ้าเทมเพลตมีขนาดใหญ่กว่า 1×1 ภาพผลลัพธ์จะมีขนาดเล็กกว่าภาพเริ่มต้นเสมอ ตัวอย่างเช่น การคอนโวลูชันระหว่างภาพขนาด 4×5 กับ เทมเพลตขนาด 2×2 ต่อไปนี้

เทมเพลต	*	*	*	*	=	*	*	*	*	*		
1	0	0	1	1	=	2	4	7	7	*		
			1	1	3	3	4	2	5	7	6	*
1	0	*	1	1	4	4	3	2	4	7	7	*
0	1	*	2	1	3	3	3	3	2	7	7	*
			1	1	1	4	4	*	*	*	*	*

รูปที่ 12 แสดงการคอนโวลูชันระหว่างภาพขนาด 4×5 กับ เทมเพลตขนาด 2×2 จะให้ภาพผลลัพธ์ที่มีขนาด 3×4 จากตัวอย่างข้างต้น ค่าความเข้มสี 3 ในภาพผลลัพธ์ได้จากการหาผลรวมของผลคูณระหว่างเทมเพลตกับภาพในบริเวณที่แรเงา ซึ่งมีค่าเท่ากับ $(1 \times 2) + (0 \times 1) + (0 \times 1) + (1 \times 1) = 3$

จากตัวอย่างพบว่าจุดมุมบนซ้ายของเทมเพลตคือจุดอ้างอิงในการกำหนดจุดในภาพผลลัพธ์ ในความเป็นจริงแล้ว เราสามารถเลือกจุดใดๆ ในเทมเพลตให้เป็นจุดอ้างอิงก็ได้ การเลือกเอาจุดกึ่งกลางของเทมเพลตที่มีความกว้างและสูงเป็นจำนวนคี่ (เช่น เทมเพลตขนาด 3×3 3×5 5×5 และ 7×7 เป็นต้น) เป็นจุดอ้างอิงนับว่ามีความเหมาะสมยิ่ง อย่างไรก็ตาม ในแง่ของการเขียนโปรแกรมแล้ว การใช้จุดมุมเป็นจุดอ้างอิงจะลดความซับซ้อนในการเขียนโปรแกรมลง เนื่องจากไม่มีปัญหาสำหรับการคอนโวลูชันโดยใช้เทมเพลตที่มีขนาดไม่คงที่ ดังนั้นในหนังสือนี้จะใช้จุดมุมบนซ้ายเป็นจุดอ้างอิงในการทำคอนโวลูชันทุกครั้ง เว้นแต่มีการกำหนดให้เป็นอย่างอื่น

การคอนโวลูชันที่ไม่ยอมให้เทมเพลตเลื่อนออกนอกบริเวณขอบภาพเรียกว่าการคอนโวลูชันแบบไม่เป็นรายคาบ (aperiodic convolution) วิธีการนี้จะได้ภาพที่มีขนาดเล็กลง หากต้องการคงขนาดภาพไว้ จะต้องใช้การคอนโวลูชันแบบเป็นรายคาบ (periodic convolution) การคอนโวลูชันแบบนี้เปรียบเสมือนการม้วนภาพให้ขอบซ้ายมาชนกับขอบขวา และม้วนให้ขอบบนมาชนกับขอบล่าง เมื่อเทมเพลตเลื่อนตกขอบข้างใดข้างหนึ่งๆ ส่วนของเทมเพลตที่เลยขอบก็จะไปทับกับขอบภาพอีกด้านหนึ่ง

วิธีการอย่างง่ายที่ทำให้ภาพผลลัพธ์มีขนาดเท่ากับภาพเริ่มต้นคือการเติมค่าศูนย์บริเวณรอบ ๆ ภาพเริ่มต้น เพื่อให้ภาพเริ่มต้นมีขนาดใหญ่ขึ้น หลังจากการคอนโวลูชันจะได้ภาพผลลัพธ์ที่มีขนาดเท่ากับภาพเริ่มต้นก่อนมีการชดเชย

ภาพเริ่มต้น	ภาพเริ่มต้นหลังจาก เติมศูนย์	เทมเพลต	=	ภาพผลลัพธ์
	0 0 0 0 0			
1 2 3	0 1 2 3 0	1 0 0		6 8 3
4 5 6	0 4 5 6 0	* 0 1 0		12 15 8
7 8 9	0 7 8 9 0	0 0 1		7 12 14
	0 0 0 0 0			

รูปที่ 13 แสดงแสดงการคอนโวลูชันที่มีการเติมค่าศูนย์ให้กับภาพเริ่มต้น

ผลของการเติมค่าศูนย์รอบภาพเริ่มต้นก่อนทำการคอนโวลูชัน แม้เป็นกระบวนการประมวลผลภาพที่ง่าย แต่การคอนโวลูชันต้องใช้เวลาในการคำนวณสูงโดยเฉพาะอย่างยิ่งการคอนโวลูชันระหว่างภาพและเทมเพลตที่มีขนาดใหญ่ หากภาพมีขนาด $M \times M$ และเทมเพลตมีขนาด $n \times n$ จะต้องมีการคูณถึง M^2n^2 ครั้ง ถ้า $M=512$ และ $n=16$ จะต้องมีการคูณประมาณ 32 ล้านครั้ง การคำนวณที่มากขนาดนี้ทำให้ไม่สามารถประมวลผลภาพเคลื่อนไหวในเวลาจริง (real-time) ได้ เว้นแต่จะมีฮาร์ดแวร์ที่ออกแบบมาเฉพาะ สำหรับภาพและเทมเพลตที่มีขนาดใหญ่ ($M \geq 512$ และ $N \geq 32$) การแปลงภาพและเทมเพลตให้อยู่ในรูปของข้อมูลในโดเมนความถี่ (frequency domain) จะช่วยลดการคำนวณลงได้อย่างมาก จากตัวอย่างข้างต้น การคอนโวลูชันในโดเมนความถี่จะลดจำนวนครั้งของการคูณลงเหลือเพียง 256,000 ครั้งเท่านั้น การคอนโวลูชันในโดเมนความถี่จะได้กล่าวถึงในหัวข้อถัดไป

5.1.1) เทมเพลตสำหรับกรองความถี่ต่ำผ่าน

เทมเพลตขนาด 3×3 ต่อไปนี้สามารถใช้เพื่อลดการเปลี่ยนแปลงอย่างฉับพลันของค่าความเข้มแสงในภาพ

$$1 \ 1 \ 1$$

$$1 \ 1 \ 1$$

$$1 \ 1 \ 1$$

รูปที่ 14 แสดงเทมเพลตสำหรับกรองความถี่ต่ำผ่าน

ผลของการคอนโวลูชันกับเทมเพลตนี้จะเหมือนกับการหาผลรวมของจุดภาพทั้ง 9 จุดที่เทมเพลตซ้อนทับอยู่ การเปลี่ยนแปลงใดๆ ในบริเวณดังกล่าวจะถูกเฉลี่ยให้มีความราบเรียบ ผลที่ได้คือสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลง (เช่นสัญญาณรบกวนความถี่สูง) จะถูกลดทอน ภาพที่ได้จะมีความคมลดลง คุณสมบัติเช่นนี้เปรียบได้กับการกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

เทมเพลตการกรองความถี่ต่ำผ่านที่นิยมใช้อีกแบบหนึ่งคือ

$$1 \ 3 \ 1$$

$$3 \ 16 \ 3$$

$$1 \ 3 \ 1$$

รูปที่ 15 แสดงเทมเพลตการกรองความถี่ต่ำผ่านที่นิยมใช้

เทมเพลตนี้จะเน้นความสำคัญของจุดที่อยู่ตรงกลางเทมเพลตเป็นพิเศษ โดยจะให้จุดกลางมีน้ำหนัก 50% ของทั้งหมด และให้น้ำหนักรวมของจุดทั้ง 4 ที่อยู่ด้านบน ด้านล่าง ด้านซ้าย และด้านขวาของจุดกลางมีค่าเท่ากับ 40% ส่วนจุดมุมทั้ง 4 มีน้ำหนักเพียง 10% โดยจุดที่อยู่ใกล้จุดศูนย์กลางจะมีน้ำหนักมากกว่าจุดที่อยู่ห่างออกไป

5.1.2) เทมเพลตสำหรับกรองความถี่สูงผ่าน

สัญญาณความถี่สูงคือสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงค่าไปมาอย่างรวดเร็ว ต่างกับสัญญาณความถี่ต่ำ ซึ่งมีการเปลี่ยนค่าอย่างช้าๆ หรือไม่เปลี่ยนแปลงเลย การกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter) ก็คือการกรองสัญญาณที่เพิ่มความแรงของสัญญาณที่มีความถี่สูงและลดความแรงของสัญญาณที่มีความถี่ต่ำ เทมเพลตต่อไปนี้ใช้สำหรับการกรองความถี่สูงผ่าน

$$0 \quad -1 \quad 0$$

$$-1 \quad 4 \quad -1$$

$$0 \quad -1 \quad 0$$

รูปที่ 16 แสดงเทมเพลตสำหรับกรองความถี่สูงผ่าน

จะเห็นว่าผลรวมของทุกค่าในเทมเพลตมีค่าเท่ากับศูนย์ ซึ่งหมายความว่า ถ้าวางเทมเพลตนี้ลงบนบริเวณของภาพที่มีค่าความเข้มแสงคงที่ ผลลัพธ์ที่ได้จะมีค่าเป็นศูนย์ อย่างไรก็ตาม ถ้าค่าที่บริเวณตรงกลางแตกต่างกับค่ารอบๆ ผลลัพธ์ที่ได้จะแสดงค่าความแตกต่างยิ่งขึ้น ตัวอย่างการกรองภาพด้วยเทมเพลตกรองความถี่สูง และความถี่ต่ำ

ภาพ	หลังจากการกรองความถี่สูงผ่าน	หลังจากการกรองความถี่ต่ำผ่าน
0 0 0 0 0		
0 1 1 1 0	2 1 2	4 6 4
0 1 1 1 0	1 0 1	6 9 6
0 1 1 1 0	1 0 1	6 9 6
0 1 1 1 0	1 -5 1	11 14 11
0 1 6 1 0	-4 20 -4	11 14 11
0 1 1 1 0	2 -4 2	9 11 9
0 0 0 0 0		

รูปที่ 17 แสดงตัวอย่างการกรองภาพด้วยเทมเพลตกรองความถี่สูง

จะเห็นว่าหลังการกรองความถี่สูงผ่านขอบภาพจะเด่นชัด ส่วนที่เป็นค่าคงที่จะกลายเป็นศูนย์ และส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงจาก 1 เป็น 6 ถูกขยายเป็นจาก -4 ไป 20 สำหรับการกรองความถี่ต่ำผ่าน การเปลี่ยนถูกลดทอนลง ภาพผลลัพธ์มีความราบเรียบขึ้น

2.1.4 การแบ่งส่วนของวัตถุที่สนใจออกมาจากภาพ ลัย

เพื่อนำภาพวัตถุที่ได้ไปวิเคราะห์หาข้อมูลเชิงปริมาณ เช่น ขนาด รูปร่าง และทิศทาง การเคลื่อนของวัตถุในภาพ จากนั้นสามารถนำข้อมูลเชิงปริมาณเหล่านี้ไปวิเคราะห์ และสร้างเป็นระบบเพื่อใช้ประโยชน์ในงานด้านต่าง ๆ

2.1.5 ระบบสีในงานคอมพิวเตอร์กราฟิก

โดยทั่วไปแล้วสีในธรรมชาติและสีที่มนุษย์สร้างขึ้นจะมีรูปแบบการมองเห็นของสีที่แตกต่างกัน ซึ่งรูปแบบการมองเห็นสี ที่ใช้ในงานด้านกราฟิกทั่วไปนั้นมีอยู่ด้วยกัน 4 ระบบ คือ

1) ระบบสีแบบ RGB

เป็นระบบสีที่ประกอบด้วยแม่สีทั้งหมด 3 สีคือสีแดง (Red) สีเขียว (Green) และ สีน้ำเงิน (Blue) ในสัดส่วนความเข้มขั้นที่แตกต่างกัน เมื่อนำมาผสมกันทำให้เกิดสีต่างๆ บนจอคอมพิวเตอร์ได้มากถึง 16.7 ล้านสี ซึ่งใกล้เคียงกับสีที่ตาเรามองเห็นได้โดยปกติ และจุดที่สีทั้งสามสีรวมกันจะกลายเป็นสีขาว นิยมเรียกการผสมสีแบบนี้ว่าแบบบวก (Additive)

ซึ่งเป็นการผสมสีขั้นที่ 1 หรือถ้าสีแดง (Red) สีเขียว (Green) และ สีน้ำเงิน (Blue) มาผสมครั้งละ 2 สีก็จะทำให้เกิดสีใหม่ เช่น สีน้ำเงิน (Blue) บวกสีเขียว (Green) เท่ากับสีฟ้าอมเขียว (Cyan) สีแดง (Red) บวกสีน้ำเงิน (Blue) เท่ากับสีแดงอมม่วง (Magenta) สีแดง (Red) บวกสีเขียว (Green) เท่ากับสีเหลือง (Yellow) แสงสี RGB มักถูกใช้สำหรับการส่องสว่างทั้งบนจอทีวีและจอคอมพิวเตอร์ ซึ่งสร้างจากการให้กำเนิดแสงสีแดง (Red) สีเขียว (Green) และสีน้ำเงิน (Blue) ทำให้สีดูสว่างกว่าความเป็นจริง

2) ระบบสีแบบ CMYK

เป็นระบบสีที่ใช้กับเครื่องพิมพ์ที่พิมพ์ออกทางกระดาษ ซึ่งประกอบด้วยสีพื้นฐาน คือ สีฟ้าอมเขียว (Cyan) สีแดงอมม่วง (Magenta) สีเหลือง (Yellow) และเมื่อนำสีทั้ง 3 สีมาผสมกันจะเกิดสีเป็นสีดำ (Black) แต่จะไม่ดำสนิทเนื่องจากหมึกพิมพ์มีความไม่บริสุทธิ์ โดยเรียกการผสมสีทั้ง 3 สีข้างต้นว่าการผสมสีแบบลบ (Subtractive Color) หลักการเกิดสีของระบบนี้คือ หมึกสีหนึ่งจะดูดกลืนสีจากสีหนึ่งแล้วสะท้อนกลับออกมาเป็นสีต่างๆ เช่น สีฟ้าดูดกลืนสีม่วงแล้วสะท้อนออกมาเป็นสีน้ำเงิน ซึ่งสังเกตได้ว่าสีที่สะท้อนออกมาจะเป็นสีหลักของระบบ RGB การเกิดสีนี้ในระบบนี้จึงตรงข้ามกับการเกิดสีในระบบ RGB

3) ระบบสีแบบ HSV

เป็นระบบสีพื้นฐานในการมองเห็นสีด้วยสายตาของมนุษย์ ประกอบด้วยลักษณะของสี 3 ลักษณะ คือ

3.1) Hue คือ สีต่างๆ ที่สะท้อนออกมาจากวัตถุเข้ามายังตาของเราทำให้เราสามารถมองเห็นวัตถุเป็นสีต่างๆ ได้ ซึ่งแต่ละสีจะแตกต่างกันตามความยาวของคลื่นแสงที่มากกระทบวัตถุและสะท้อนกลับที่ตาของเรา Hue ถูกวัดโดยตำแหน่งการแสดงสีบน Standard Color Wheel ซึ่งถูกแทนด้วย 0 องศาถึง 360 องศา แต่โดยทั่วไปแล้วมักจะเรียกการแสดงสีนั้นๆ เป็นชื่อของสีเลย เช่น สีแดง สีม่วง สีเหลือง

3.2) Saturation คือ ความสดของสี โดยค่าความสดของสีจะเริ่มที่ 0 ถึง 100 ถ้ากำหนด Saturation ที่ 0 สีจะมีความสดน้อย แต่ถ้ากำหนดที่ 100 สีจะมีความสดมาก ถ้าถูกวัดโดยตำแหน่งบน Standard Color Wheel ค่า Saturation จะเพิ่มขึ้นจากจุดกึ่งกลางจนถึงเส้นขอบ โดยค่าที่เส้นขอบจะมีสีที่ชัดเจนและอิ่มตัวที่สุด

3.3) Value หรือ Brightness คือ ระดับความสว่างและความมืดของสี โดยค่าความสว่างของสีจะเริ่มที่ 0 ถึง 100 ถ้ากำหนดที่ 0 ความสว่างจะน้อยซึ่งจะเป็นสีดำ แต่ถ้ากำหนดที่ 100 สีจะมีความสว่างมากที่สุด ยังมีค่า Brightness มากจะทำให้สีนั้นสว่างมากขึ้น

4) ระบบสีแบบ Lab

ระบบสีแบบ Lab เป็นค่าสีที่ถูกกำหนดขึ้นโดย CIE (Commission Internationale d' Eclairage) เพื่อให้เป็นสีมาตรฐานกลางของการวัดสีทุกรูปแบบ ครอบคลุมทุกสีใน RGB และ CMYK และใช้ได้กับสีที่เกิดจากอุปกรณ์ทุกอย่างไม่ว่าจะเป็นจอคอมพิวเตอร์ เครื่องพิมพ์ เครื่องสแกน และอื่นๆ ส่วนประกอบของโหมดสีนี้ได้แก่ L หรือ Luminance เป็นการกำหนดความสว่างซึ่งมีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 100 ถ้ากำหนดที่ 0 จะกลายเป็นสีดำ แต่ถ้ากำหนดที่ 100 จะกลายเป็นสีขาว

2.2.6 การหาขอบภาพ (Edge Detection)

การหาขอบภาพ (Edge Detection) เป็นการหาเส้นรอบวัตถุที่อยู่ในภาพ เมื่อทราบเส้นรอบวัตถุ เราจะสามารถคำนวณหาพื้นที่ ขนาด หรือรู้จำ ชนิดของวัตถุนั้นได้ อย่างไรก็ตาม การหาขอบภาพที่ถูกต้องสมบูรณ์ไม่ใช่เป็นเรื่องที่ง่าย โดยเฉพาะอย่างยิ่งการหาขอบของภาพที่มีคุณภาพต่ำ มีความแตกต่างระหว่างพื้นหน้ากับพื้นหลังน้อย หรือมีความสว่างไม่สม่ำเสมอทั่วภาพขอบภาพเกิดจากความแตกต่างของความเข้มแสงจากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่ง หากต่างนี้มีค่ามาก ขอบภาพก็จะเห็นได้ชัด ถ้าความแตกต่างมีค่าน้อยขอบภาพก็จะไม่ชัดเจน การหาขอบภาพมีหลายวิธีตัวอย่างเช่น วิธีโซเบล (Sobel)

การหาขอบภาพโดยวิธีโซเบล (Sobel Edge Detection) เป็นการหาขอบภาพโดยใช้เทมเพลตขนาด 3x3 สองเทมเพลต โดยเทมเพลตแรกจะใช้หาค่าความแตกต่างในแนวนอน (Xdiff) และค่าความแตกต่างในแนวตั้ง (Ydiff) ดังรูปที่ 18

$$X_{diff} = \begin{matrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{matrix} \quad Y_{diff} = \begin{matrix} 1 & 2 & 3 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{matrix}$$

รูปที่ 18 ตัวอย่างการหาความแรงของขอบภาพด้วยวิธีโซเบล (Sobel)

ภาพ	$ X_{diff} + Y_{diff} $	เทรส์โฮลด์ด้วยค่า 12
0 0 0 0 0 0 2 0 3 3		
0 0 0 1 0 0 0 2 4 2	4 6 4 10 14 12 14 4	0 0 0 0 1 1 1 0
0 0 2 0 2 4 3 3 2 3	6 8 10 20 16 12 6 0	0 0 0 1 1 1 0 0
0 0 1 3 3 4 3 3 3 3	4 10 14 10 2 4 2 4	0 0 1 0 0 0 0 0
0 1 0 4 3 3 2 4 3 2	2 12 12 2 2 4 6 8	0 1 1 0 0 0 0 0
0 0 1 2 3 3 4 4 4 3		

รูปที่ 19 แสดงตัวอย่างการหาความแรงของขอบภาพด้วยวิธีโซเบล ภาพสุดท้ายได้จาก

การทำเทรส์โฮลด์ด้วยค่า 12 แล้วปรับความเข้มแสงให้อยู่ในช่วง 0-1

2.2 ตัวอย่างการนำการประมวลผลภาพดิจิทัลไปใช้กับงานวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์

ทางการแพทย์จำเป็นต้องนำศาสตร์ทางด้านการประมวลผลภาพดิจิทัลมาประยุกต์ใช้ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวินิจฉัยโรคต่าง ๆ ของผู้ป่วยได้รวดเร็วและมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น การประมวลผลภาพทางการแพทย์ เป็นการนำเทคนิคหรือวิธีการต่าง ๆ ของการประมวลผลภาพ มาใช้กับภาพทางการแพทย์ โดยการเลือกใช้เทคนิคต่าง ๆ กับภาพทางการแพทย์นี้ จะขึ้นอยู่กับเป้าหมายหรือวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์นั้น ๆ เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ ที่ช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์ภาพเหล่านั้นได้สะดวกและรวดเร็วมากขึ้น โดยเทคนิคของการประมวลผลภาพมีมากมายหลายวิธีการ ซึ่งส่วนใหญ่แล้ว ในการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์มักจะใช้หลาย ๆ วิธีการร่วมกัน เพื่อให้ได้สิ่งที่ต้องการตามเป้าหมายหรือวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์นั้น ๆ เทคนิคของการประมวลผลภาพที่สำคัญ ๆ ในการจัดการกับภาพทางการแพทย์ ตัวอย่างเช่น การแบ่งส่วนภาพ (Image Segmentation) เป็นวิธีการแบ่งส่วนใดส่วนหนึ่งของภาพที่เราสนใจออกมาจากภาพที่เราต้องการ ซึ่งการแบ่งส่วนภาพนี้ โดยส่วนใหญ่แล้วจะเป็นขั้นตอนเบื้องต้นและสำคัญอย่างมากของการประมวลผลภาพทางการแพทย์ เนื่องจากภาพทางการแพทย์ที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพ

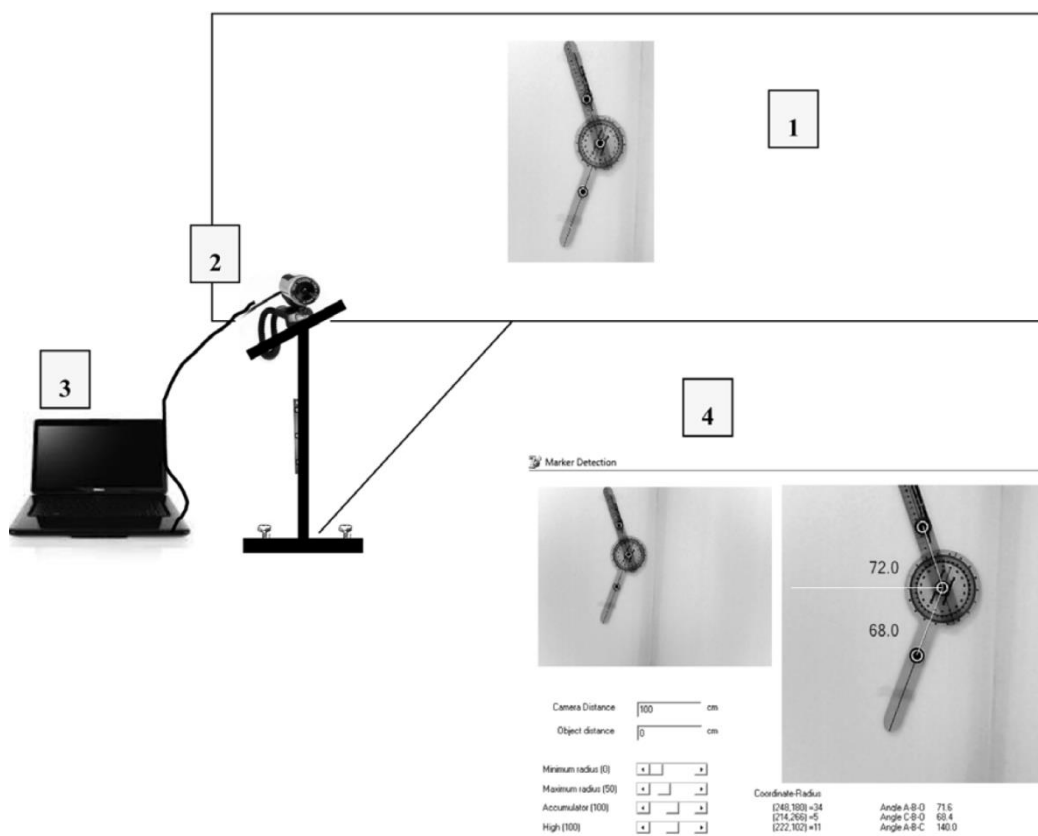
ภาพแบบต่าง ๆ นั้น โดยปกติมักมีองค์ประกอบ อื่น ๆ ที่อยู่ใกล้เคียงกับอวัยวะที่ทำการถ่ายภาพมา เช่น เนื้อเยื่อ กระดูก อวัยวะข้างเคียง หรือแม้กระทั่งสัญญาณรบกวน (Noise) ที่ขึ้นในขณะถ่ายภาพ

2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

เครื่องมือวัดมุมโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลมีการนำไปใช้งานในหลากหลายรูปแบบ เพื่อเพิ่มความสะดวก ความรวดเร็วและความแม่นยำให้กับงานในด้านต่าง ๆ

2.3.1 ด้านการแพทย์

ได้มีการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ที่เรียกว่า Computerized 3-point marker detection บนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล[5] ซึ่งเป็นเครื่องมือที่เพิ่มความสะดวกให้กับนักกายภาพบำบัดในการวัดมุมของข้อต่อต่าง ๆ ในร่างกายมนุษย์ ดังรูปที่ 20



รูปที่ 20 วิธีการทดสอบค่าความตรงพ้องของวิธี 3-point marker detection

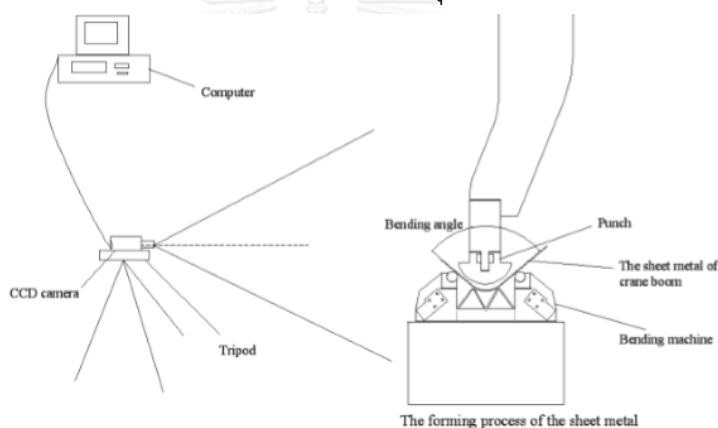
โดยทำการศึกษาโปรแกรม 3-point marker detection สามารถที่จะอ่านค่ามุมได้ตรงกับมุมของโกนิโอมิเตอร์หรือไม่ และความเชื่อถือได้ภายในตัวผู้ทดสอบของวิธี 3-point marker detection เริ่มโดยมุมคงที่ของโกนิโอมิเตอร์ถูกตั้งค่าคงที่โดยผู้ประเมินคนที่ 1 จากนั้นผู้ประเมินคนที่ 2 จะบันทึกค่ามุมดังกล่าวที่อ่านได้จากโปรแกรม 3-point marker detection การกระทำตามทั้ง 2 ข้อที่กล่าวมาข้างต้นถูกทำซ้ำ 10 ครั้ง ซึ่งในแต่ละครั้งเป็นค่ามุมที่แตกต่างกันจำนวน 10 มุม จากนั้นเริ่มการทดสอบความความเชื่อถือได้ภายในผู้ประเมิน เริ่มโดยผู้ประเมินจะอ่านค่ามุมที่มีค่าคงที่ด้วยโปรแกรม 3-point marker detection ซ้ำแบบเดิมมุมละ 3 ครั้ง การวัดมุมคละสลับกันไปแบบสุ่ม ทำทั้งหมด 10 มุม ผลการศึกษาพบว่า ค่าความความตรงพ้องด้วยวิธี 3-point marker detection เทียบกับการวัดด้วยโกนิโอมิเตอร์และค่าความเชื่อถือได้ภายในผู้ประเมินของวิธี 3-point marker detection อยู่ในเกณฑ์ที่สูงมาก ($r = 0.99$, $P = 0.001$) จึงสรุปได้ว่าการอ่านค่ามุมด้วยวิธี 3-point marker detection มีความตรงพ้องกับการอ่านด้วยโกนิโอมิเตอร์อยู่ในระดับสูงมากและความเชื่อถือได้ภายในผู้ประเมินด้วยการอ่านค่ามุมด้วยวิธี 3-point marker detection อยู่ในระดับสูงมากดังรูปที่ 21

	ค่ามุมคงที่ (องศา)									
	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
วัดครั้งที่ 1	59.40	69.50	78.60	88.10	99.80	109.90	120.80	129.70	139.50	148.9
วัดครั้งที่ 2	58.90	69.20	79.00	89.00	100.50	110.30	120.50	129.70	139.00	149.5
วัดครั้งที่ 3	58.40	69.00	78.50	88.10	100.20	109.20	119.80	130.20	140.20	150.2
mean \pm SD	58.9 \pm 0.5	69.23 \pm 0.25	78.7 \pm 0.26	88.4 \pm 0.52	100.17 \pm 0.35	109.8 \pm 0.56	120.37 \pm 0.51	129.87 \pm 0.29	139.57 \pm 0.6	149.53 \pm 0.65

รูปที่ 21 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของการวัดมุมทั้ง 3 ครั้งด้วยวิธี 3-point marker detection

2.3.2 ด้านอุตสาหกรรม

ด้านอุตสาหกรรมมีการพัฒนาเครื่องมือวัดมุมการงอของแผ่นเหล็กแบบทันทีที่นำมาใช้ทำแขนบูม (Boom) ของเครนบนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล[6] เพื่อเพิ่มความสะดวกรวดเร็วในการวัดมุมที่เปลี่ยนแปลงไปของแผ่นเหล็กโดยมีการติดตั้งอุปกรณ์ทั้งหมดของระบบ ดังรูปที่ 22



รูปที่ 22 แสดงการติดตั้งอุปกรณ์สำหรับวัดมุมงอของแผ่นเหล็กที่ใช้ทำแขนเครน

ทำการพัฒนาระบบวัดมุมการงอแผ่นเหล็กและประเมินค่าที่ได้จากการใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลเปรียบเทียบกับวิธีวัดแบบเดิมโดยได้ค่าความแม่นยำ ดังตารางที่ 1

ตาราง 1 แสดงความแม่นยำของค่าที่ได้เปรียบเทียบกับการวัดแบบเดิม

Workpiece	Bending angle		
	<i>Angle achieved by Artificial measurement</i>	<i>Angle achieved by Image processing measurement</i>	<i>Error</i>
(a)	103.6	103.8775	0.2775
(b)	145.5	145.7506	0.2506
(c)	100.6	100.7752	0.1752
(d)	157.5	157.3148	-0.1852
(e)	145.2	145.1769	-0.0231
(f)	160.4	160.3155	-0.0845



บทที่ 3

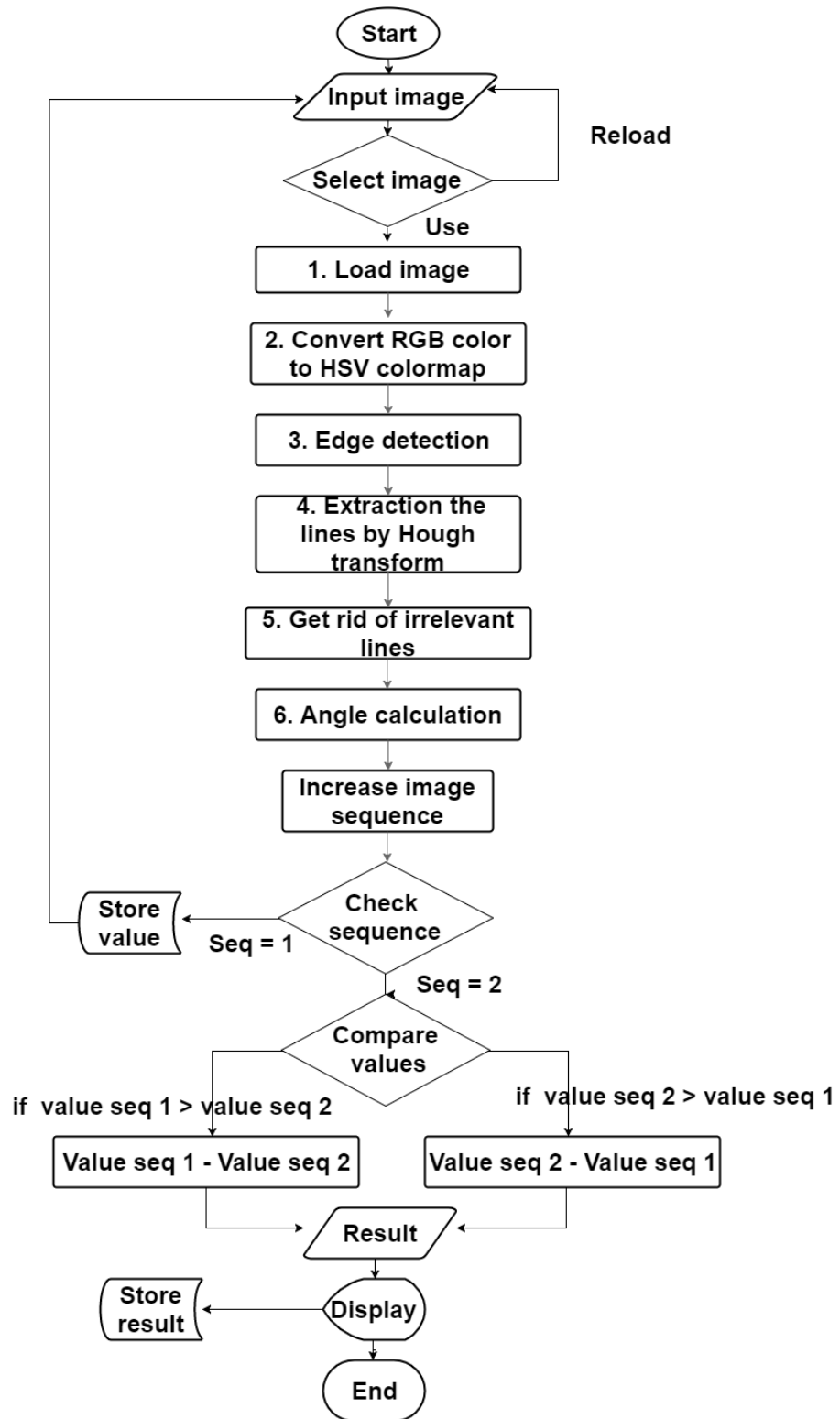
แนวคิดและวิธีดำเนินงาน

การประมวลผลภาพดิจิทัลในทางการแพทย์ เป็นการนำเทคนิคและหลักการต่าง ๆ ของ การประมวลผลภาพดิจิทัล มาใช้กับภาพทางการแพทย์ โดยการเลือกใช้เทคนิคต่าง ๆ กับภาพทางการแพทย์นี้ จะขึ้นอยู่กับเป้าหมายหรือวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์นั้น ๆ เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ ซึ่งช่วยให้แพทย์สามารถนำผลลัพธ์ ที่ได้ใช้งานได้สะดวกและรวดเร็วมากขึ้น โดยเทคนิคหรือหลักการของการประมวลผลภาพดิจิทัลมีหลากหลายวิธีการซึ่งส่วนใหญ่แล้ว ในการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์มักจะใช้หลาย ๆ วิธีการร่วมกัน เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ตามเป้าหมายหรือวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์ภาพทางการแพทย์นั้น ๆ งานวิจัยนี้จึงเสนอโปรแกรมประยุกต์สำหรับ วัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่า โดยการดึงเอาความสามารถในด้านเทคโนโลยีการประมวลผลภาพดิจิทัล เพื่อใช้ในการวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่า เพิ่มความสะดวกโดยที่แพทย์ไม่จำเป็นต้องเข้าไปวัดที่ตัวผู้ป่วยโดยตรง มีความแม่นยำและสามารถบันทึกค่าที่ได้จากการวัดเก็บเป็นข้อมูลในประวัติของผู้ป่วยแต่ละราย โดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลโดยมีขั้นตอนดังนี้

3.1 เลือกเทคนิคหรือหลักการประมวลผลภาพดิจิทัลที่มีความเหมาะสมกับงานวิจัย

การเลือกเทคนิคหรือหลักการต่าง ๆ ในด้านการประมวลผลภาพดิจิทัลในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้เทคนิคหรือหลักการที่เหมาะสมในการใช้มุมของวัตถุในภาพที่กำหนด

3.2 กระบวนการทำงานของโปรแกรมประยุกต์



รูปที่ 23 กระบวนการทำงานของโปรแกรมประยุกต์

3.2.1 การโหลดข้อมูลภาพถ่ายขาและกำหนดบริเวณที่สนใจภายในภาพ

เป็นการโหลดข้อมูลภาพถ่ายขาและกำหนดบริเวณที่สนใจภายในภาพ (Load image and Extract the Region of Interest) ข้อมูลภาพถ่ายขาในขณะที่อยู่ในท่าเหยียดสุดและในขณะที่อยู่ในท่างอสุดอย่างละ 1 ภาพโดยจัดตำแหน่งขอบขาด้านนอกของอาสาสมัครอยู่ในระนาบเดียวกับขอบเตียงทั้ง 2 ท่าทางเพื่อให้ระนาบระหว่างขาของอาสาสมัครกับอุปกรณ์สมาร์ตโฟนอยู่ในระนาบเดียวกันตลอดแล้วทำการถ่ายภาพด้วยอุปกรณ์สมาร์ตโฟน เข้าสู่โปรแกรมประยุกต์เพื่อดำเนินการในขั้นตอนต่อไป(ในข้อมูลภาพถ่ายพื้นหลังต้องเป็นสีน้ำเงินและไม่มีลวดลาย)แสดงตัวอย่างผลลัพธ์ ดังรูปที่ 24 และรูปที่ 25



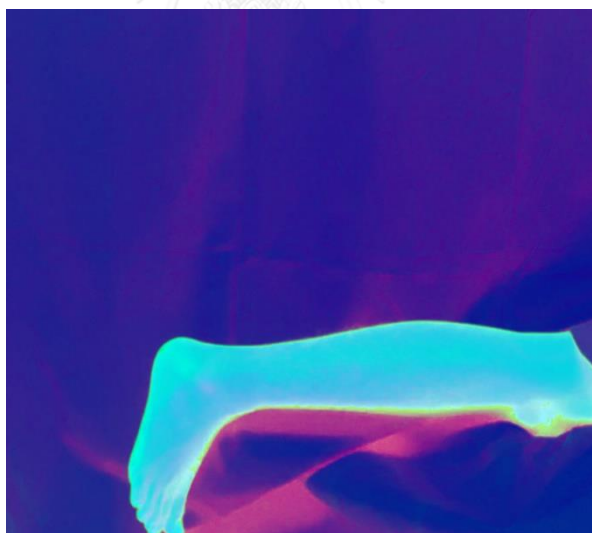
รูปที่ 24 ผลลัพธ์จากการกำหนดบริเวณที่สนใจภายในภาพ(ท่าเหยียดสุด)



รูปที่ 25 ผลลัพธ์จากการกำหนดบริเวณที่สนใจภายในภาพ(ท่างอสุด)

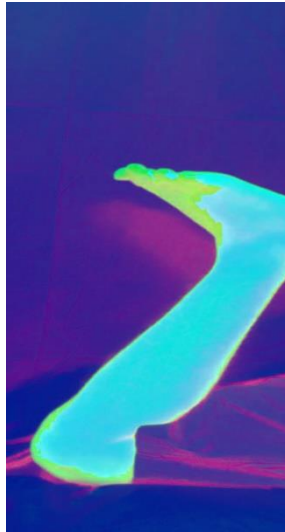
3.2.2 การปรับแต่งภาพทั้งภาพจากภาพระบบสี RGB ให้เป็นภาพระบบสี HSV

เป็นการแปลงภาพจากภาพระบบสี RGB ให้เป็นภาพในระบบสี HSV (Convert RGB images to HSV)[7] เนื่องจากภาพที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้เก็บค่าสีในระบบ RGB ซึ่งค่าสีที่อยู่ในระบบ RGB นั้นประกอบไปด้วยค่าสี ค่าแสง และค่าความสว่างซึ่งจะมีความซับซ้อนในการแยกแยะสี ด้วยระบบสี RGB นั้นมีค่าแสงและค่าความสว่างผสมอยู่ด้วยดังนั้น ในงานวิจัยนี้จึงได้ทำการแปลงระบบสีแบบ RGB ให้เป็นระบบสีแบบ HSV[8] ให้เหลือเฉพาะค่าสีเท่านั้นเพื่อให้สามารถทำการแยกสีของวัตถุ (Object) ในภาพกับสีพื้นหลัง (Background) ของภาพได้ดีกว่าระบบสี RGB ทำให้ง่ายต่อการหาขอบของวัตถุในภาพในขั้นตอนต่อไป และเพื่อแก้ไขปัญหาค่าการตรวจจับเส้นตรงในอัลกอริทึม Hough Transform ที่มีความคลาดเคลื่อนเนื่องจากได้เส้นตรงที่มาจากเส้นรอยหยักบนทางเกวของอาคารสมัครแทนที่จะได้เส้นตรงที่มาจากเส้นขอบขานของอาคารสมัคร โดยการแปลงระบบสีให้อยู่ในระบบ HSV นั้นจะทำให้เส้นรอบหยักบนทางเกวของอาคารสมัครมีความไม่ชัดเจนอัลกอริทึม Hough Transform จึงไม่สามารถตรวจจับเส้นตรงเหล่านั้นได้และได้แนวเส้นตรงที่บริเวณขอบขานของอาคารสมัครแทนทำให้การตรวจจับเส้นตรงในอัลกอริทึม Hough Transform มีความแม่นยำมากขึ้น [9] แสดงตัวอย่างผลลัพธ์ ดังรูปที่ 26 และรูปที่ 27



รูปที่ 26 ผลลัพธ์จากการแปลงภาพระบบสี RGB ให้อยู่ในระบบสี HSV

(ทำเหี้ยมสุด)



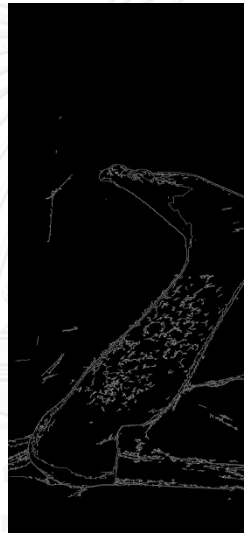
รูปที่ 27 ผลลัพธ์จากการแปลงภาพระบบสี RGB ให้อยู่ในระบบสี HSV (ทางอ้อม)

3.2.3 การหาขอบของวัตถุในภาพ

เป็นการหาขอบของวัตถุในภาพ (Edge Detection) ทำการหาเส้นขอบของวัตถุที่อยู่ในภาพ[10]โดยใช้ฟิลเตอร์ Sobel[11] เมื่อทราบเส้นขอบของวัตถุจึงสามารถคำนวณหาพื้นที่ ขนาด มุม หรือรู้จำคุณสมบัติของวัตถุนั้นได้ ในขั้นตอนนี้อาจหากในภาพนั้นปรากฏแสงเงา หรือมีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นการหาเส้นขอบของวัตถุในภาพก็อาจจะเกิดความผิดพลาดขึ้นได้เนื่องจากอัลกอริทึม Edge detection[12] จะแสดงเส้นที่เกิดจากแสงเงา หรือสัญญาณรบกวนที่ปรากฏในภาพนั้นได้ ดังนั้นเพื่อความถูกต้องแม่นยำในการวัดมุมการงอของหัวเข่านี้ ผู้วิจัยจึงทำการแปลงภาพจากระบบสี RGB ให้เป็นภาพในระบบสี HSV ในขั้นตอนที่ที่ผ่านมาเพื่อกำจัดค่าแสงและค่าความสว่างที่ผสมอยู่ภาพระบบ RGB ออกให้เหลือเฉพาะค่าสีเท่านั้นทำให้การหาขอบของวัตถุในภาพมีความแม่นยำมากขึ้น แสดงตัวอย่างผลลัพธ์ ดังรูปที่ 28 และรูปที่ 29



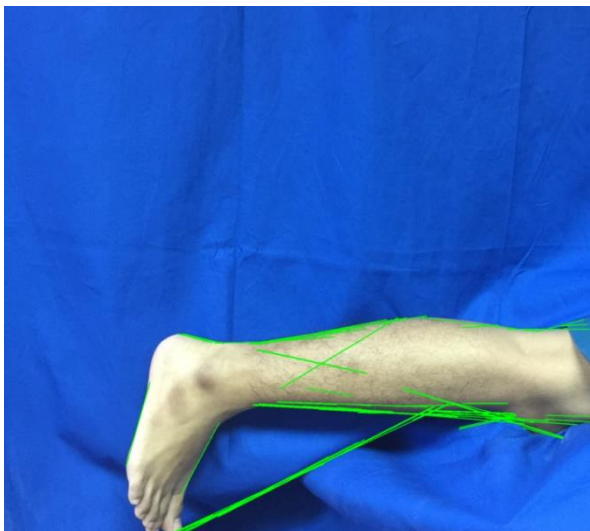
รูปที่ 28 ผลลัพธ์จากการหาขอบของวัตถุในภาพ(ท่าเหยียดสุด)



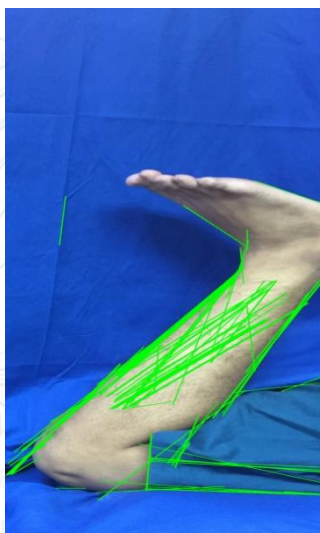
รูปที่ 29 ผลลัพธ์จากการหาขอบของวัตถุในภาพ(ท่างอสุด)

3.2.4 การหาส่วนของเส้นตรงของวัตถุในภาพด้วยอัลกอริทึม Hough Transform

เป็นการหาส่วนของเส้นตรงของวัตถุในภาพด้วยอัลกอริทึม[13] (Extraction the lines by Hough Transform) ขั้นตอนนี้เป็น การหาส่วนของเส้นตรงที่เป็นไปได้ทั้งหมดบริเวณขอบของวัตถุในภาพโดยใช้ อัลกอริทึม Hough Transform โดยอัลกอริทึมนี้เป็นเทคนิคที่สามารถนำมาใช้เพื่อแยก รูปร่างเฉพาะหรือคุณลักษณะภายในภาพ[14] เพราะรูปร่างเฉพาะหรือคุณลักษณะที่ต้องการจะระบุไว้ในแบบฟอร์มพาราบางคลาสสิก[15] อัลกอริทึม Hough Transform เป็นที่นิยมใช้มากที่สุดสำหรับการตรวจสอบวัตถุที่มีรูปแบบเป็นเส้นโค้ง เส้นตรง เส้นวงรี ฯลฯ ความแม่นยำขึ้นอยู่กับผลลัพธ์ที่ได้จากการหาขอบของวัตถุในภาพ (Edge Detection) แสดงตัวอย่างผลลัพธ์ ดังรูปที่ 30 และรูปที่ 31



รูปที่ 30 ผลลัพธ์จากการหาขอบที่เป็นเส้นตรงด้วย Hough Transform(ท่าเหยียดสุด)

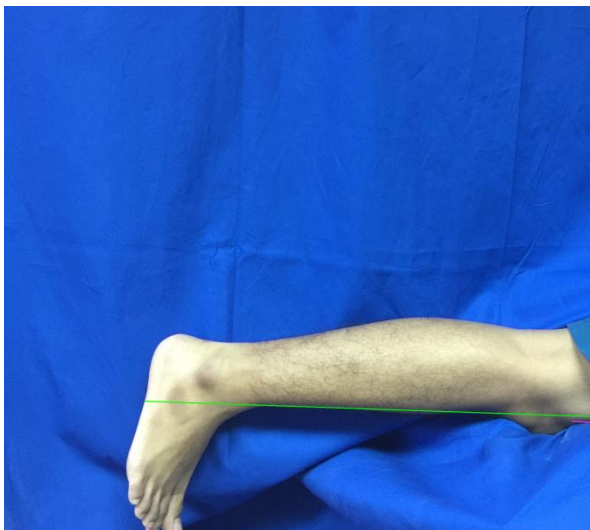


รูปที่ 31 ผลลัพธ์จากการหาขอบที่เป็นเส้นตรงด้วย Hough Transform(ท่างอสุด)

3.2.5 การกำจัดเส้นตรงที่ไม่ต้องการ

เป็นการกำจัดเส้นตรงที่ไม่ต้องการออก (Get rid of irrelevant lines) ในขั้นตอนนี้คือการกำจัดเส้นตรงที่ไม่มีความเกี่ยวข้องออกให้เหลือเส้นตรงที่ต้องการเพียงแค่ 2 เส้น ซึ่งเส้นตรง 2 เส้นนี้สันนิษฐานว่าเป็นเส้นตรงที่ได้มาจากแนวกระดูกหน้าแข้ง (Tibia) และแนวกระดูกต้นขา (Femur) แล้วนำเส้นตรงเส้นนี้ไปหาขนาดของมุม แนวคิดที่จะนำเสนอคือการตัดเส้นตรงที่มีความยาวไม่มากออกไปให้เหลือแค่ 1 เส้นที่มีความยาวมากที่สุดสันนิษฐานว่าเป็นเส้นตรงที่ได้มาจากแนวกระดูกหน้าแข้ง (Tibia) อีก 1 เส้นได้จากการเลือกเฉพาะเส้นตรงที่มีค่าพิกัด X และ Y มากที่สุดในกรณีของการวัดมุมการงอของหัวเข่าด้านขวา และการเลือกเฉพาะเส้นตรงที่มีค่าพิกัด X น้อยที่สุดและ Y มากที่สุดในกรณีของการวัดมุมการงอของหัวเข่าด้านซ้าย โดยให้ความสำคัญกับค่าพิกัด X

มากกว่าค่าพิกัต Y สันนิษฐานว่าเป็นเส้นตรงที่ได้มาจากแนวกระดูกต้นขา (Femur) เพื่อให้สามารถทำการวัดขนาดของมุมได้ แสดงตัวอย่างผลลัพธ์ ดังรูปที่ 32 และรูปที่ 33



รูปที่ 32 ผลลัพธ์จากการกำจัดเส้นตรงที่ไม่ต้องการออก(ท่าเหยียดสุด)



รูปที่ 33 ผลลัพธ์จากการกำจัดเส้นตรงที่ไม่ต้องการออก(ท่างอสุด)

3.2.6 การวัดมุมเพื่อหาผลลัพธ์

เป็นการวัดมุมเพื่อหาผลลัพธ์ (Angle Calculation) เมื่อทราบค่าความลาดชันของเส้นตรงทั้ง 2 เส้นแล้วสามารถนำมาคำนวณมุมได้ โดยทำการคำนวณมุมทีละเส้นแล้วนำค่ามุมที่ได้จากทั้ง 2 เส้นนั้นมาเปรียบเทียบกันเพื่อให้ได้มุมผลลัพธ์ แสดงตัวอย่างผลลัพธ์ ดังรูปที่ 34

Result	Left Side	Right Side
Hyper Extension	-8.979198	-11.00354
Extension	188.9792	191.00354
Flexion	49.014175	59.98048
Angle Result	139.96503	131.02306

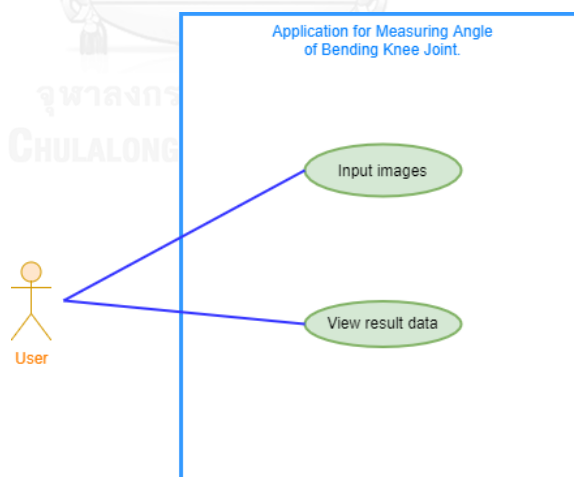
รูปที่ 34 ผลลัพธ์จากการวัดมุม

3.3 พัฒนาเครื่องมือเพื่อทำการทดสอบโปรแกรมประยุกต์

ขั้นตอนนี้เป็นการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์โดยนำหลักการที่กล่าวข้างต้นมาประยุกต์ใช้กับงานวิจัยโดยใช้ภาษาจาวา (Java) ในการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์ และเครื่องมือต้องมีส่วนต่อประสานกับผู้ใช้งาน (User Interface) ในการนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายจากอุปกรณ์สมาร์ทโฟนและแสดงข้อมูลผลลัพธ์ มีขั้นตอน ดังต่อไปนี้

3.3.1 แผนภาพยูสเคส (Use Case Diagram)

แสดงฟังก์ชันของเครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบโปรแกรมประยุกต์



รูปที่ 35 แผนภาพยูสเคสแสดงฟังก์ชันของเครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบโปรแกรมประยุกต์

ตาราง 2 คำอธิบายยูสเคสของฟังก์ชันการนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข้าของอาสาสมัคร

รหัสยูสเคส	ROM001
ชื่อยูสเคส	นำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข้าของอาสาสมัคร (Input images)
ผู้กระทำหลัก	ผู้ใช้ระบบ (User)
คำอธิบาย	ผู้ใช้ระบบสามารถนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข้าของอาสาสมัคร

ตาราง 3 คำอธิบายยูสเคสของฟังก์ชันการแสดงผลข้อมูลมุมการงอของหัวเข้าอาสาสมัคร

รหัสยูสเคส	ROM002
ชื่อยูสเคส	แสดงผลข้อมูลผลลัพธ์มุมการงอของหัวเข้าอาสาสมัคร(View Result Data)
ผู้กระทำหลัก	ผู้ใช้ระบบ (User)
คำอธิบาย	ผู้ใช้ระบบสามารถดูข้อมูลผลลัพธ์มุมการงอของหัวเข้าอาสาสมัคร

3.4 การออกแบบฟังก์ชันการทำงานของระบบ

จากการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข้าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลได้ความต้องการเชิงหน้าที่ ตามระบบการทำงานดังนี้

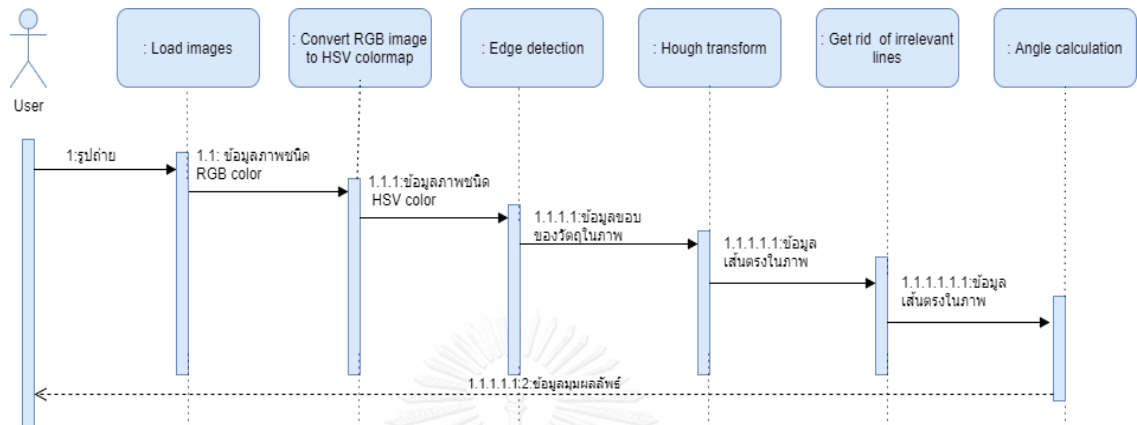
ตาราง 4 ความต้องการเชิงหน้าที่

รหัสความต้องการ	คำอธิบาย
FN01	โปรแกรมประยุกต์สามารถนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายชนิด JPG ได้
FN02	โปรแกรมประยุกต์สามารถคำนวณมุมการงอของกระดูกหัวเข้าได้
FN03	โปรแกรมประยุกต์สามารถคำนวณมุมการงอของกระดูกหัวเข้าโดยมีความแม่นยำมากกว่า 90 เปอร์เซ็นต์ได้
FN04	โปรแกรมประยุกต์สามารถแสดงผลบนหน้าจอได้

3.5 การแสดงลำดับการทำงาน

จากภาพที่ 37 แสดงลำดับการทำงานโดยเริ่มจากผู้ใช้ระบบทำการนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข้าของอาสาสมัครที่มาจากอุปกรณ์สมาร์ตโฟน จากนั้นข้อมูลภาพถ่ายจะถูกส่งไปยังขั้นตอนการแปลงระบบสีของภาพจากระบบอาร์จีบี (RGB) เป็นระบบเอชเอสวี (HSV) โดยเมื่อทำการแปลงภาพเป็นระบบเอชเอสวี (HSV) แล้วภาพแต่ละภาพจะถูกส่งไปตรวจจับเส้นขอบวัตถุในภาพ (Edge detection) ขั้นตอนต่อไปภาพที่ผ่านกระบวนการตรวจจับเส้นขอบวัตถุในภาพ (Edge detection) แล้วจะเข้าสู่ขั้นตอนการตรวจจับส่วนของเส้นตรงที่เป็นไปได้ทั้งหมดบนภาพโดยอัลกอริทึม Hough

Transform ขั้นตอนต่อไปเป็นการกำจัดเส้นตรงที่ไม่ต้องการออกให้เหลือแต่เส้นตรงที่ยาวที่สุดเพียง 1 เส้น และขั้นตอนสุดท้ายคือการคำนวณมุมผลลัพธ์ที่ได้จากเส้นตรงที่ได้จากขั้นตอนที่ผ่านมาแล้ว แสดงผลแก่ผู้ใช้งาน



รูปที่ 36 แสดงแผนภาพลำดับการทำงาน (Sequence Diagram)

3.6 การออกแบบส่วนต่อประสานกับผู้ใช้งาน

ขั้นตอนนี้เป็นการออกแบบส่วนต่อประสานกับผู้ใช้งานโดยส่วนต่อประสานกับผู้ใช้งานแบ่งเป็น 2 ส่วนดังนี้

- 1) ส่วนต่อประสานในการนำเข้าข้อมูลภาพถ่าย

รูปที่ 37 ส่วนต่อประสานในการนำเข้าข้อมูลภาพถ่าย

2) ส่วนต่อประสานในการแสดงผลมุมการงอของหัวเข่า

Result	Left Side	Right Side
Hyper Extension	-8.979198	-11.00354
Extension	188.9792	191.00354
Flexion	49.014175	59.98048
Angle Result	139.96503	131.02306

รูปที่ 38 ส่วนต่อประสานในการแสดงผลมุมการงอของหัวเข่า

3.7 เครื่องมือในการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์

สภาพแวดล้อมที่ใช้ในการพัฒนาเครื่องมือ แบ่งออกเป็น 2 ประเภทด้วยกัน คือ ฮาร์ดแวร์ (Hardware) และ ซอฟต์แวร์ (Software) โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.7.1 ฮาร์ดแวร์ (Hardware)

- 1) เครื่องคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊ก (Notebook) หน่วยประมวลผลกลาง (CPU) อินเทล คอร์ ไอโไฟว์ (Intel Core i5 2.7 GHz)
- 2) หน่วยความจำหลัก (RAM) 8 กิกะไบต์ (8 GB)
- 3) ฮาร์ดดิสก์ (Hard Disk) 128 กิกะไบต์ (128 GB)
- 4) จอภาพขนาด 13.3 นิ้ว
- 5) อุปกรณ์สมาร์ทโฟน (Smartphone)

3.7.2 ซอฟต์แวร์ (Software)

- 1) ระบบปฏิบัติการไมโครซอฟต์วินโดวส์เอ็น เอ็ดดูเคชัน (Microsoft Windows 10 Education)
- 2) ระบบปฏิบัติการไอโอเอส (IOS) รุ่น 10.0.2
- 3) ซอฟต์แวร์ถ่ายภาพ (Camera)
- 4) ซอฟต์แวร์แมตแล็บ (MATLAB)
- 5) ซอฟต์แวร์เขียนโปรแกรม NetBeans IDE 8.2
- 6) ซอฟต์แวร์จาวา (Java JDK 8)
- 7) ไบเบรารี OpenCV

บทที่ 4

การทดสอบเครื่องมือ และการอภิปราย

ในบทนี้ผู้จัดทำวิทยานิพนธ์ทำการทดสอบเครื่องมือที่ใช้ในการประเมินผลโปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัล คือการประเมินความแม่นยำของผลลัพธ์ที่ได้จากการวัดมุมด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่สร้างขึ้นมาเปรียบเทียบกับผลลัพธ์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐานโดยเครื่อง ฟลูออโรสโคปี (Fluoroscopy) นอกจากนี้ยังนำเสนอการอภิปรายข้อจำกัดของโปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัล

4.1 การประเมินประสิทธิภาพของโปรแกรมประยุกต์

การประเมินผลเป็นการทดสอบค่าความแม่นยำของผลลัพธ์ที่ได้จากการวัดมุมด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่สร้างขึ้นมาเปรียบเทียบกับผลลัพธ์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐานด้วยเครื่องดิจิทัล ฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) จำนวนตัวอย่าง 25 ตัวอย่าง ทำการจัดตำแหน่งอุปกรณ์สมาร์ตโฟนให้อยู่ในระนาบเดียวกันกับระนาบของเตียงผู้ป่วยโดยมีระยะห่างประมาณ 1.5 เมตร ทำการตรวจสอบระดับและความลาดเอียงในแนวราบของอุปกรณ์สมาร์ตโฟนด้วยโปรแกรมประยุกต์ “เข็มทิศ” โดยให้ส่วนของกล้องมีความสูงระดับเดียวกับอาสาสมัคร จัดตำแหน่งอาสาสมัครให้ด้านนอกของขาอาสาสมัครอยู่บนแนวระนาบเดียวกันกับขอบเตียงตลอดเวลาที่ทำการถ่ายภาพ ทำการถ่ายภาพเพื่อวัดค่ามุมองศาการงอของหัวเข่าในท่าเริ่มต้น (เหยียดสุด) และท่าสิ้นสุด (งอสุด) ดังรูปที่ 24 และ 25 เพื่อหาค่าความแม่นยำ (Precision) และทำการวัดมุมด้วยอุปกรณ์วัดมุมโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) โปรแกรมประยุกต์ไจโรสโคป (Gyroscope) บนสมาร์ตโฟนและอุปกรณ์อินคลิโนมิเตอร์ (Inclinometer) ด้วยเพื่อหาความแม่นยำของแต่ละอุปกรณ์เทียบกับผลลัพธ์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐานด้วยเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) ซึ่งสถิติที่ใช้คือ

4.1.1 Intraclass Correlation Coefficient (ICC)

เป็นการเปรียบเทียบค่าความน่าเชื่อถือของผลลัพธ์ระหว่างการวัดมุมด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่สร้างขึ้นมาเทียบกับผลลัพธ์จากภาพถ่ายรังสีด้วยเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) ซึ่งค่าความสัมพันธ์เฉลี่ยของสองผลลัพธ์ (Average Measures) ที่มากกว่า

หรือเท่ากับ 0.70 แปลผลว่าค่าความสัมพันธ์ของการวัดมุมด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่สร้างขึ้นมากับเครื่องมือมาตรฐานนั้นอยู่ในระดับที่ดีมาก

4.1.2 Bland and Altman Plot

เป็นการแสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างกลุ่มเครื่องมือวัดมุมองศาซึ่งประกอบไปด้วยเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) โปรแกรมประยุกต์ที่สร้างขึ้นมา อุปกรณ์วัดมุม โกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) โปรแกรมประยุกต์ไจโรสโคป (Gyroscope) บนสมาร์ตโฟน และอุปกรณ์อินโคลโนมิเตอร์ (Inclinometer)

4.2 ผลการประเมินประสิทธิภาพของโปรแกรมประยุกต์

ผู้จัดทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการทดลองในภาควิชาออร์โธปิดิกส์โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ จำนวนอาสาสมัคร 25 คน โดยทำการวัดมุมองศาของหัวเข่าข้างซ้ายและหัวเข่าข้างขวาของอาสาสมัครจำนวนข้างละ 2 ท่าคือท่าเริ่มต้น (เหยียดสุด) และท่าสิ้นสุด (งอสุด) จำนวนท่าละ 3 ครั้งแล้วนำมาหาค่าเฉลี่ยเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพด้านความแม่นยำ (Precision) และด้านความสะดวกรวดเร็ว (Time) ในการวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าด้วยวิธีการทดลองทั้งหมด 5 วิธีได้แก่

- 1) โปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัล
- 2) อุปกรณ์วัดมุมโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer)
- 3) โปรแกรมประยุกต์ไจโรสโคป (Gyroscope) บนสมาร์ตโฟน
- 4) อุปกรณ์อินโคลโนมิเตอร์ (Inclinometer)
- 5) เครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine)

โดยนำผลลัพธ์ของวิธีที่ 1 ถึงวิธีที่ 4 มาเปรียบเทียบความแม่นยำ (Precision) กับผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่ 5 ซึ่งเป็นวิธีมาตรฐานในการวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าและนำผลลัพธ์ของวิธีที่ 1 มาเปรียบเทียบความสะดวกรวดเร็ว (Timing) กับผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีที่ 5 ซึ่งเป็นวิธีมาตรฐานในการวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่า

4.2.1 ผลการวัดประสิทธิภาพของโปรแกรมประยุกต์ด้านความแม่นยำ

ผลการทดลองด้านความแม่นยำปรากฏว่าผลลัพธ์ของแต่ละวิธีมีความแม่นยำเกิน 90 เปอร์เซ็นต์เมื่อเปรียบเทียบกับผลลัพธ์จากวิธีมาตรฐานซึ่งอยู่ในระดับที่ดีมากดังแสดงในตารางต่อไปนี้

ตาราง 5 แสดงการประเมินผลลัพท์ที่ได้จากโปรแกรมประยุกต์เปรียบเทียบกับผลลัพท์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน

ผลลัพท์จากโปรแกรมประยุกต์เปรียบเทียบกับผลลัพท์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน									
ลำดับ ที่	หัวเข้าซ้าย				หัวเข้าขวา				
	เหยียดสุด	งอสุด	ผลลัพท์	ผิดพลาด (%)	เหยียดสุด	งอสุด	ผลลัพท์	ผิดพลาด (%)	
1	182.00	44.94	137.06	3.97	181.08	45.92	135.16	11.33	
2	180.00	39.05	140.95	3.46	180.00	48.01	131.99	1.46	
3	176.00	60.98	115.02	0.81	170.12	64.98	105.14	13.50	
4	191.00	82.03	108.97	21.62	188.01	64.02	123.99	10.89	
5	179.95	59.95	120.00	13.76	195.72	54.01	141.71	2.48	
6	189.99	64.99	125.00	7.80	198.97	68.02	130.95	8.74	
7	188.99	77.01	111.98	13.52	186.88	65.99	120.89	5.43	
8	188.97	58.88	130.09	2.93	189.99	58.04	131.95	3.61	
9	193.06	71.01	122.05	5.82	188.93	67.02	121.91	2.98	
10	180.00	64.00	116.00	10.69	188.99	47.00	141.99	8.60	
11	181.01	44.16	136.85	4.10	174.99	43.98	131.01	2.83	
12	187.04	50.00	137.04	2.25	189.00	49.00	140.00	0.45	
13	175.99	49.00	126.99	6.18	180.81	35.09	145.72	6.45	
14	186.98	51.03	135.95	4.92	180.27	58.95	121.32	5.61	
15	191.05	33.05	158.00	8.92	195.99	33.98	162.01	14.74	
16	192.94	54.02	138.92	3.09	190.99	51.01	139.98	9.34	
17	189.94	37.01	152.93	11.47	192.12	41.02	151.10	7.91	
18	193.87	53.00	140.87	12.26	185.31	51.99	133.32	9.71	
19	191.92	52.99	138.93	8.06	175.73	46.78	128.95	4.64	
20	185.04	42.05	142.99	0.09	197.11	34.90	162.21	17.50	
21	191.02	53.02	138.00	7.31	189.00	51.08	137.92	9.21	
22	192.09	52.93	139.16	4.59	195.12	54.78	140.34	6.34	
23	187.00	34.02	152.98	4.68	193.02	44.02	149.00	6.38	
24	189.98	43.03	146.95	12.56	179.90	49.02	130.88	0.02	
25	188.96	51.96	137.00	9.70	189.32	57.98	131.34	8.15	
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)				7.38	ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)				7.13

ตาราง 6 แสดงการประเมินผลลัพท์ที่ได้จากอุปกรณ์วัดมุมโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) เปรียบเทียบกับผลลัพท์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน

ผลลัพท์จากอุปกรณ์วัดมุมโกนิโอมิเตอร์เปรียบเทียบกับผลลัพท์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน									
ลำดับ ที่	หัวเข้าซ้าย				หัวเข้าขวา				
	เหยียดสุด	งอสุด	ผลลัพท์	ผิดพลาด (%)	เหยียดสุด	งอสุด	ผลลัพท์	ผิดพลาด (%)	
1	1.25	129.50	130.75	0.81	0.38	122.22	122.60	0.99	
2	5.93	130.63	136.57	0.24	5.07	135.80	140.87	5.16	
3	6.18	125.45	131.63	13.51	6.25	125.12	131.37	8.08	
4	5.17	115.48	120.65	13.22	5.38	119.40	124.78	10.32	
5	8.07	133.43	141.50	1.70	8.20	135.07	143.27	1.41	
6	9.50	124.05	133.55	1.50	8.45	126.63	135.08	5.85	
7	6.97	118.27	125.23	3.29	7.13	119.98	127.12	0.56	
8	6.92	131.45	138.37	3.25	6.23	131.73	137.97	8.34	
9	6.42	124.68	131.10	13.67	22.45	117.22	139.67	11.16	
10	8.37	127.52	135.88	4.62	8.85	126.73	135.58	3.70	
11	1.42	133.03	134.45	2.27	1.02	128.07	129.08	4.26	
12	2.78	136.95	139.73	0.33	5.00	132.50	137.50	1.34	
13	3.65	134.42	138.07	2.00	4.00	136.02	140.02	2.28	
14	4.75	134.38	139.13	7.38	4.65	130.25	134.90	4.95	
15	12.83	140.18	153.02	5.48	10.45	142.78	153.23	8.52	
16	11.33	126.92	138.25	2.60	10.30	129.43	139.73	9.14	
17	8.63	138.85	147.48	7.50	8.12	134.23	142.35	1.66	
18	9.93	124.82	134.75	7.38	8.87	125.18	134.05	10.31	
19	2.75	123.77	126.52	1.60	3.22	126.55	129.77	4.03	
20	9.95	134.23	144.18	0.93	9.52	137.13	146.65	6.23	
21	10.03	119.78	129.82	0.95	8.83	119.27	128.10	1.44	
22	9.95	130.73	140.68	5.73	8.75	132.30	141.05	6.88	
23	10.52	141.73	152.25	4.18	9.78	137.27	147.05	4.98	
24	9.68	130.35	140.03	7.26	9.70	132.55	142.25	8.67	
25	10.32	120.17	130.48	4.48	9.58	119.67	129.25	6.43	
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)				4.86	ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)				6.26

ตาราง 7 แสดงการประเมินผลลัพท์ที่ได้จากโปรแกรมประยุกต์ไจโรสโคป (Gyroscope) บนสมาร์ตโฟนเปรียบเทียบกับผลลัพท์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน

ผลลัพท์จากโปรแกรมประยุกต์ไจโรสโคปเปรียบเทียบกับผลลัพท์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน									
ลำดับ ที่	หัวเข้าซ้าย				หัวเข้าขวา				
	เหยียดสุด	งอสุด	ผลลัพท์	ผิดพลาด (%)	เหยียดสุด	งอสุด	ผลลัพท์	ผิดพลาด (%)	
1	0.50	131.50	132.00	0.13	1.50	123.50	125.00	2.97	
2	7.83	143.50	151.33	11.08	7.83	131.17	139.00	3.77	
3	6.33	121.67	128.00	10.38	8.17	122.17	130.33	7.23	
4	5.17	111.83	117.00	15.84	6.33	113.83	120.17	13.63	
5	11.67	127.50	139.17	0.02	11.67	128.33	140.00	3.66	
6	9.67	120.17	129.83	4.24	9.50	126.83	136.33	4.98	
7	7.67	110.50	118.17	8.74	9.83	115.33	125.17	2.08	
8	8.00	130.67	138.67	3.47	9.67	125.17	134.83	5.88	
9	6.83	117.50	124.33	7.80	5.50	119.83	125.33	0.25	
10	8.83	127.17	136.00	4.71	8.67	130.83	139.50	6.69	
11	1.33	135.67	137.00	4.21	1.17	130.50	131.67	2.34	
12	3.83	134.83	138.67	1.09	4.17	133.83	138.00	0.98	
13	3.67	137.00	140.67	3.92	4.67	136.83	141.50	3.37	
14	5.17	135.67	140.83	8.69	5.67	129.17	134.83	4.90	
15	12.00	140.00	152.00	4.78	11.67	143.50	155.17	9.89	
16	11.17	127.67	138.83	3.03	11.33	130.00	141.33	10.39	
17	8.67	139.33	148.00	7.87	9.33	134.50	143.83	2.72	
18	9.17	129.83	139.00	10.76	9.00	125.83	134.83	10.96	
19	3.00	127.50	130.50	1.50	4.50	121.83	126.33	6.57	
20	8.83	137.67	146.50	2.55	9.50	134.33	143.83	4.19	
21	8.50	123.50	132.00	2.64	8.67	122.00	130.67	3.47	
22	9.17	133.17	142.33	6.97	9.33	126.67	136.00	3.05	
23	10.50	140.33	150.83	3.21	9.17	141.83	151.00	7.80	
24	9.17	131.33	140.50	7.62	8.67	131.50	140.17	7.07	
25	10.50	119.67	130.17	4.23	10.33	118.50	128.83	6.09	
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)				5.80	ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)				6.11

ตาราง 8 แสดงการประเมินผลลัพท์ที่ได้จากอุปกรณ์อินโคลโนมิเตอร์ (Inclinometer) เปรียบเทียบกับผลลัพท์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน

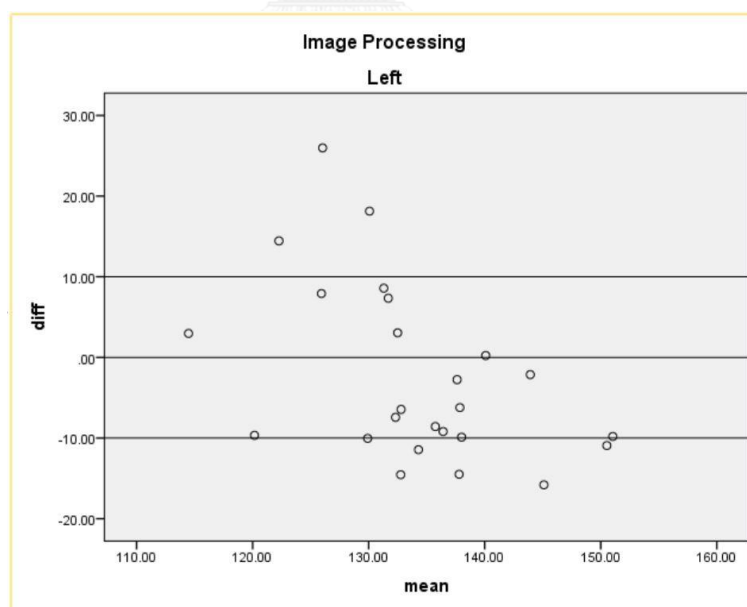
ผลลัพท์จากอุปกรณ์อินโคลโนมิเตอร์เปรียบเทียบกับผลลัพท์ที่ได้จากเครื่องมือมาตรฐาน									
ลำดับ ที่	หัวเข้าซ้าย				หัวเข้าขวา				
	เหยียดสุด	งอสุด	ผลลัพท์	ผิดพลาด (%)	เหยียดสุด	งอสุด	ผลลัพท์	ผิดพลาด (%)	
1	0.33	134.85	135.18	2.55	1.32	135.63	136.95	12.81	
2	5.80	133.08	138.88	1.94	6.15	134.67	140.82	5.12	
3	4.95	123.22	128.17	10.52	6.47	124.93	131.40	8.11	
4	6.98	112.82	119.80	13.83	6.53	114.03	120.57	13.35	
5	10.63	129.65	140.28	0.82	11.45	132.55	144.00	0.91	
6	10.25	118.95	129.20	4.71	9.00	124.15	133.15	7.20	
7	7.95	113.55	121.50	6.17	7.93	117.62	125.55	1.78	
8	7.27	126.88	134.15	0.10	6.18	127.03	133.22	4.61	
9	7.30	120.17	127.47	10.52	5.78	117.63	123.42	1.78	
10	8.65	128.30	136.95	5.44	8.05	129.92	137.97	5.52	
11	1.47	133.25	134.72	2.48	1.20	129.18	130.38	3.29	
12	3.43	132.80	136.23	2.83	4.12	136.83	140.95	1.13	
13	3.73	134.13	137.87	1.85	4.03	137.53	141.57	3.41	
14	3.18	134.65	137.83	6.38	3.52	127.52	131.03	1.94	
15	12.45	137.67	150.12	3.48	11.42	140.07	151.48	7.29	
16	11.45	128.03	139.48	3.51	11.60	127.52	139.12	8.66	
17	9.15	135.82	144.97	5.66	9.97	133.90	143.87	2.74	
18	10.38	125.08	135.47	7.95	8.83	128.10	136.93	12.68	
19	3.37	130.02	133.38	3.74	3.52	120.22	123.73	8.49	
20	9.78	136.93	146.72	2.70	9.72	134.65	144.37	4.57	
21	9.27	119.93	129.20	0.47	8.77	119.28	128.05	1.40	
22	9.50	128.28	137.78	3.55	10.38	128.10	138.48	4.93	
23	9.90	143.32	153.22	4.84	9.75	139.75	149.50	6.73	
24	9.35	135.40	144.75	10.88	9.72	131.38	141.10	7.79	
25	10.70	118.38	129.08	3.36	10.53	119.43	129.97	7.02	
ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)				4.99	ค่าความผิดพลาดเฉลี่ย (%)				6.28

การเปรียบเทียบค่าความน่าเชื่อถือของผลลัพธ์ระหว่างการวัดมุมด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้นมาเปรียบเทียบกับผลลัพธ์จากภาพถ่ายรังสีด้วยเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) ด้วยหลักสถิติ Intraclass Correlation Coefficient (ICC) ซึ่งค่าความสัมพันธ์เฉลี่ยของสองผลลัพธ์ (Average Measures) ที่ได้เท่ากับ 0.75 แปลผลว่าค่าความสัมพันธ์ของการวัดมุมด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่สร้างขึ้นมากับเครื่องมือมาตรฐานนั้นอยู่ในระดับที่ดีมาก ดังแสดงในรูปที่ 39

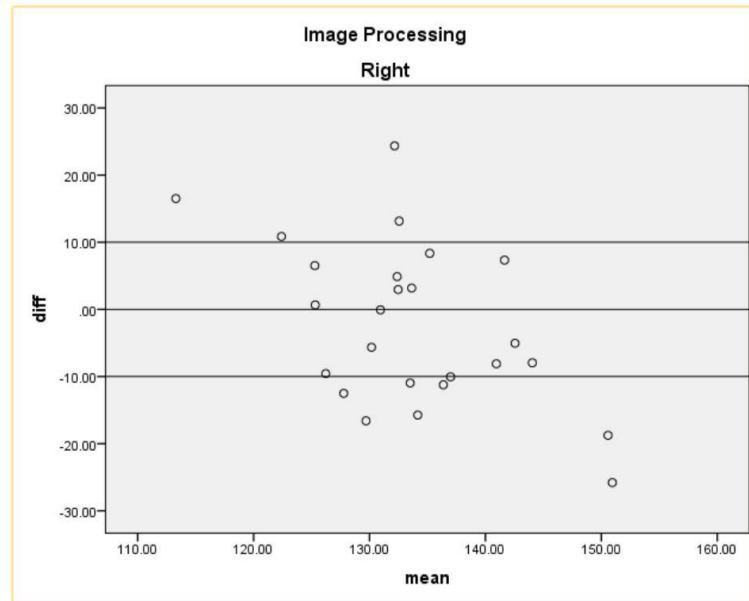
Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig
Single Measures	.521 ^a	.323	.714	5.350	24	72	.000
Average Measures	.813 ^c	.656	.909	5.350	24	72	.000

รูปที่ 39 แสดงค่าความน่าเชื่อถือของผลลัพธ์ระหว่างการวัดมุมด้วยโปรแกรมประยุกต์กับผลลัพธ์มาตรฐาน

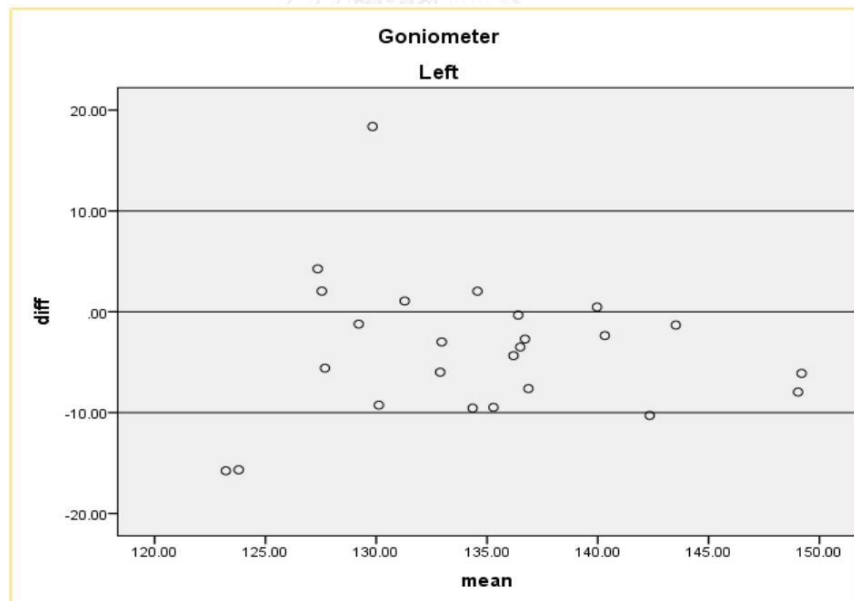
การแสดงความแตกต่างความแตกต่างระหว่างกลุ่มเครื่องมือวัดมุมองศาด้วยหลักสถิติ Bland and Altman Plot ซึ่งประกอบไปด้วย โปรแกรมประยุกต์ที่สร้างขึ้นมา อุปกรณ์วัดมุมโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) โปรแกรมประยุกต์ไจโรสโคป (Gyroscope) บนสมาร์ตโฟน อุปกรณ์อินโคลิโนมิเตอร์ (Inclinometer) เปรียบเทียบกับเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) ดังแสดงในรูปต่อไปนี้



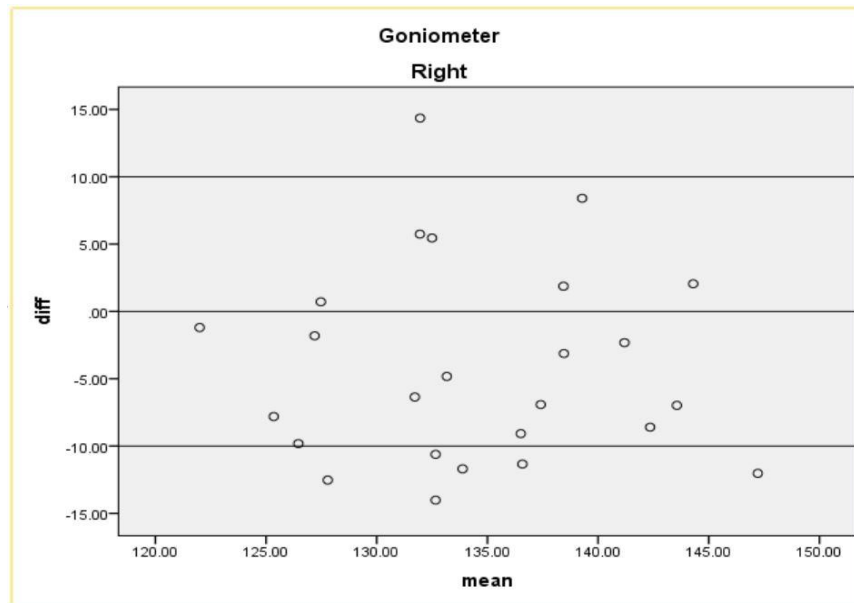
รูปที่ 40 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าซ้ายจากโปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลกับผลลัพธ์มาตรฐาน



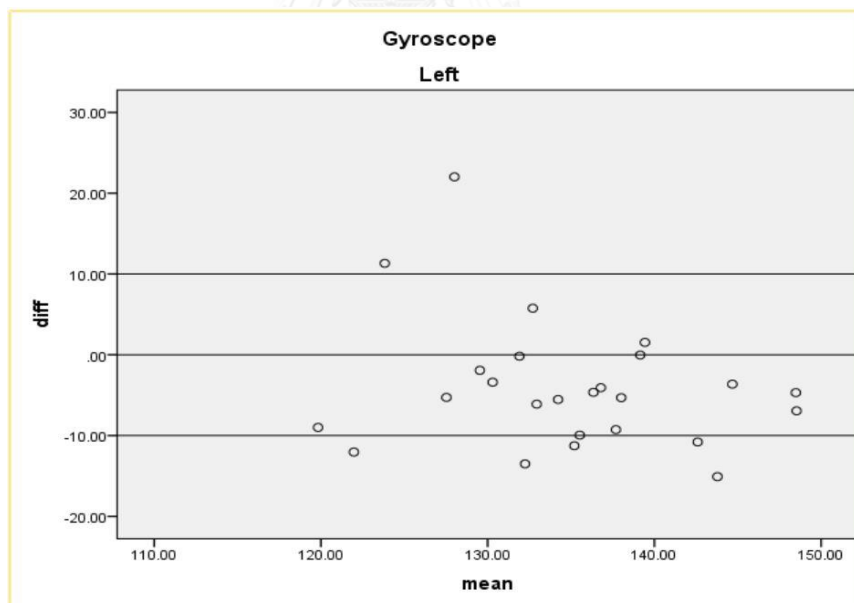
รูปที่ 41 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าขวาจากโปรแกรมประยุกต์สำหรับ
วัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลกับผลลัพธ์มาตรฐาน



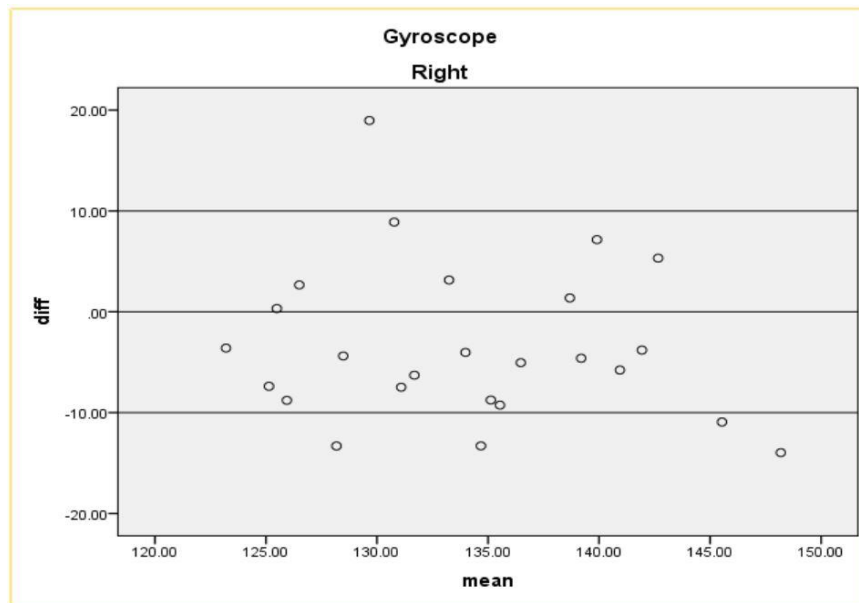
รูปที่ 42 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าซ้ายจากอุปกรณ์วัดมุมโกนิโอ
มิเตอร์ (Goniometer) กับผลลัพธ์มาตรฐาน



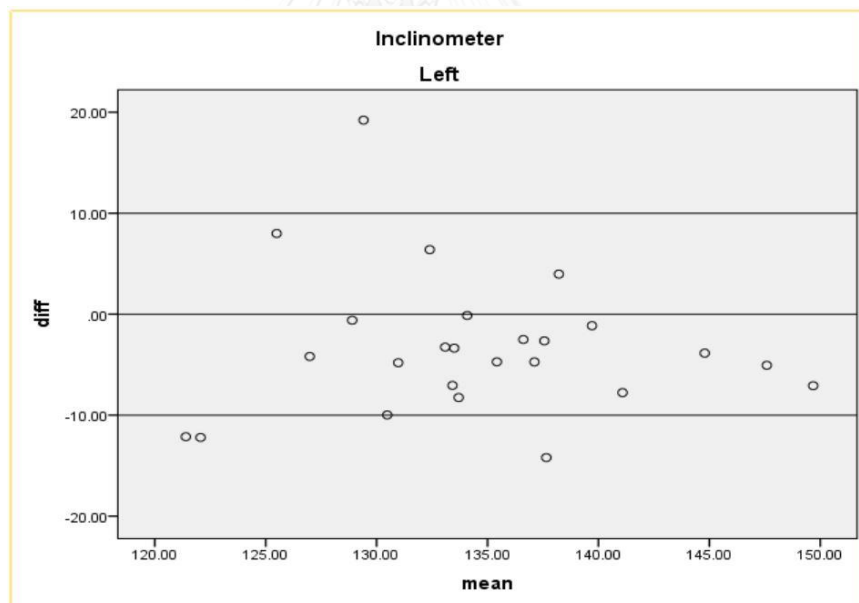
รูปที่ 43 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าขวาจากอุปกรณ์วัดมุมโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) กับผลลัพธ์มาตรฐาน



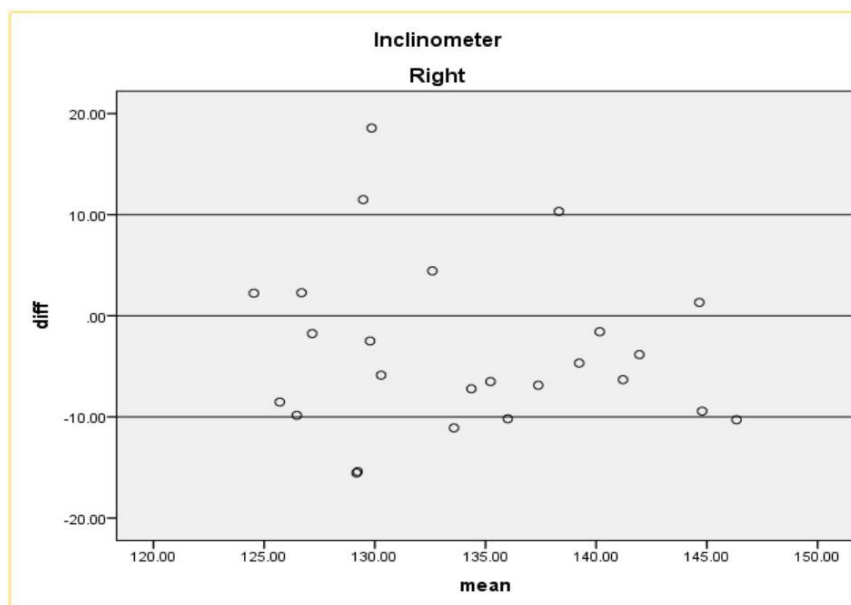
รูปที่ 44 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าซ้ายจากโปรแกรมประยุกต์ไจโรสโคป (Gyroscope) บนสมาร์ตโฟนกับผลลัพธ์มาตรฐาน



รูปที่ 45 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าขวาจากโปรแกรมประยุกต์
ไจโรสโคป (Gyroscope) บนสมาร์ตโฟนกับผลลัพธ์มาตรฐาน



รูปที่ 46 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข่าซ้ายจากอุปกรณ์
อินคลิโนมิเตอร์ (Inclinometer) กับผลลัพธ์มาตรฐาน



รูปที่ 47 แสดงค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างผลลัพธ์มุมของหัวเข้าขวาจากอุปกรณ์
อินคลิโนมิเตอร์ (Inclinometer) กับผลลัพธ์มาตรฐาน

4.2.2 ผลการวัดประสิทธิภาพของโปรแกรมประยุกต์ด้านความสะดวกรวดเร็ว

ผลการทดลองด้านความสะดวกรวดเร็วเปรียบเทียบระหว่างวิธีแรกคือการวัดมุมด้วยโปรแกรมประยุกต์ผู้วิจัยจัดทำขึ้นมากับวิธีที่ 2 คือการวัดมุมด้วยอุปกรณ์มาตรฐานเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) ผลลัพธ์ที่ได้เป็นระยะเวลาที่ใช้ในการวัดมุมการงอของหัวเข้าทั้ง 2 ข้างจำนวนข้างละ 2 ท่าคือท่าเริ่มต้น (เหยียดสุด) และท่าสิ้นสุด (งอสุด) ของอาสาสมัคร 1 คน โดยคำนวณจากค่าเฉลี่ยในการทดลองวัดมุมการงอของหัวเข้าของอาสาสมัครจำนวนทั้งหมด 25 คนแบ่งการเปรียบเทียบเป็น 2 ส่วนได้แก่

1) ส่วนของการบันทึกข้อมูลภาพถ่าย

ในส่วนนี้เป็นการจับเวลาตั้งแต่อาสาสมัครนอนคว่ำบนเตียงผู้ป่วยและจัดท่าทางพร้อมสำหรับการวัดมุมการงอของหัวเข้าจนถึงเวลาที่การบันทึกข้อมูลภาพถ่ายนั้นสิ้นสุดลงผลปรากฏว่าระยะเวลาที่ใช้ในการบันทึกข้อมูลภาพถ่ายของวิธีแรกด้วยโปรแกรมประยุกต์โดยใช้อุปกรณ์สมาร์ตโฟนนั้นใช้เวลา 8.82 วินาทีในขณะที่การบันทึกข้อมูลภาพถ่ายด้วยอุปกรณ์มาตรฐานเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) ใช้เวลา 2.20 นาที

2) ส่วนของการวัดมุมการงอของหัวเข้าจากข้อมูลภาพถ่ายที่ได้จากส่วนแรก

ในส่วนนี้เป็นการจับเวลาตั้งแต่การใช้โปรแกรมประยุกต์ในการวัดมุมการงอของหัวเข้าของทั้ง 2 วิธี ดำเนินการวัดมุมกับข้อมูลภาพถ่ายที่ได้จากส่วนแรกจนถึงเวลาที่การดำเนินการวัดมุมกับข้อมูลภาพถ่ายนั้นสิ้นสุดลง โดยวิธีแรกใช้โปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข้าโดย

ใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลที่ผู้วิจัยจัดทำขึ้นมาส่วนวิธีที่ 2 ใช้โปรแกรมประยุกต์ชื่อ Microdicom ซึ่งเป็นโปรแกรมประยุกต์ที่แพทย์ใช้วัดมุมการงอของหัวเข่าในปัจจุบันผลปรากฏว่าการวัดมุมการงอของหัวเข่าด้วยวิธีแรกใช้เวลา 12 วินาทีในขณะที่การวัดมุมการงอของหัวเข่าด้วยวิธีที่ 2 ใช้เวลา 30 นาที

สรุปได้ว่าการวัดมุมการงอของหัวเข่าด้วยวิธีแรกโดยใช้โปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลที่ผู้วิจัยจัดทำขึ้นมาที่มีความสะดวกรวดเร็วกว่าวิธีการวัดมุมด้วยอุปกรณ์มาตรฐานเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) ดังแสดงในตารางที่ 9

ตาราง 9 แสดงการเปรียบเทียบระยะเวลาในการวัดมุมการงอของหัวเข่าระหว่างโปรแกรมประยุกต์สำหรับวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าโดยใช้หลักการประมวลผลภาพดิจิทัลกับอุปกรณ์มาตรฐานเครื่องดิจิทัลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy Machine) ต่ออาสาสมัคร 1 คน ข้อมูลทั้งหมดในหน่วยของนาที

โปรแกรมประยุกต์ที่ผู้วิจัยจัดทำขึ้นมา			เครื่องดิจิทัล ฟลูออโรสโคปี		
บันทึกข้อมูลภาพถ่าย	การวัดมุม	รวม	บันทึกข้อมูลภาพถ่าย	การวัดมุม	รวม
0.15	0.20	0.35	2.20	30.00	32.20

4.3 การทดสอบโปรแกรมประยุกต์

ผู้จัดทำวิทยานิพนธ์ได้ทำการทดสอบโปรแกรมประยุกต์ ตามยูสเคสที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อ 3.3.1 โดยทดลองกับข้อมูลภาพถ่ายจากอุปกรณ์สมาร์ตโฟนที่ได้จากการทดลองวัดมุมการงอของหัวเข่าในอาสาสมัครจำนวน 25 คน ซึ่งผลการทดสอบดังแสดงในตารางที่ 10 ถึงตารางที่ 11 ตาราง 10 ผลการทดสอบยูสเคสของฟังก์ชันการนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข่าของอาสาสมัคร

รหัสข้อทดสอบ	TST001
รหัสยูสเคส	ROM001
ชื่อยูสเคส	นำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข่าของอาสาสมัคร (Input images)
ผู้กระทำหลัก	ผู้ใช้ระบบ (User)
คำอธิบาย	ผู้ใช้ระบบสามารถนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข่าของอาสาสมัคร
ผลการทดสอบที่คาดหวัง	สามารถนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข่าของอาสาสมัครได้
ผลการทดสอบจริง	สามารถนำเข้าข้อมูลภาพถ่ายหัวเข่าของอาสาสมัครได้
สรุปผลการทดสอบ	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน หมายเหตุ.....

ตาราง 11 ผลการทดสอบยูสเคสของฟังก์ชันการแสดงผลข้อมูลการงอของหัวเข้าอาสาสมัคร

รหัสข้อทดสอบ	TST002
รหัสยูสเคส	ROM002
ชื่อยูสเคส	แสดงผลข้อมูลผลลัพธ์มุมการงอของหัวเข้าอาสาสมัคร(View Result Data)
ผู้กระทำหลัก	ผู้ใช้ระบบ (User)
คำอธิบาย	ผู้ใช้ระบบสามารถดูข้อมูลผลลัพธ์มุมการงอของหัวเข้าอาสาสมัคร
ผลการทดสอบที่คาดหวัง	สามารถดูข้อมูลผลลัพธ์มุมการงอของหัวเข้าอาสาสมัครได้
ผลการทดสอบจริง	สามารถดูข้อมูลผลลัพธ์มุมการงอของหัวเข้าอาสาสมัครได้
สรุปผลการทดสอบ	<input checked="" type="checkbox"/> ผ่าน <input type="checkbox"/> ไม่ผ่าน หมายเหตุ.....



บทที่ 5

บทสรุป

บทนี้จะกล่าวถึงบทสรุปของงานวิจัย ปัญหาและข้อจำกัดในการจัดทำวิทยานิพนธ์ และข้อเสนอแนะ โดยมีรายละเอียดดังนี้

5.1 สรุปผลวิทยานิพนธ์

งานวิจัยนี้ได้ดำเนินการศึกษา วิเคราะห์ ออกแบบโปรแกรมประยุกต์และพัฒนาโปรแกรมประยุกต์เพื่อใช้ในการวัดมุมการงอของกระดูกหัวเข่าในผู้ป่วยซึ่งเป็นการเพิ่มความสะดวกรวดเร็วในการวัดมุมของแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดโดยจะได้ผลลัพธ์เป็นข้อมูลองศาการงอของกระดูกหัวเข่าของผู้ป่วย โปรแกรมประยุกต์นี้ถูกพัฒนาขึ้นให้ใช้งานบนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล และการแสดงผลจะแสดงในรูปแบบตัวเลขบนหน้าจอของโปรแกรม

5.2 ปัญหาและข้อจำกัดในการทำวิทยานิพนธ์

- 1) ข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบโปรแกรมประยุกต์นี้ต้องเป็นข้อมูลอิเล็กทรอนิกส์เท่านั้น
- 2) คุณภาพของข้อมูลภาพถ่ายมีผลต่อการคำนวณมุมผลลัพธ์
- 3) ตำแหน่งและระยะห่างระหว่างสมาร์ทโฟนกับขาของอาสาสมัครมีผลต่อการคำนวณมุมผลลัพธ์
- 4) พื้นหลังของภาพถ่ายมีผลต่อการคำนวณมุมผลลัพธ์

5.3 แนวทางในการปรับปรุงวิทยานิพนธ์

ผู้จัดทำวิทยานิพนธ์เสนอแนวทางในการปรับปรุงวิทยานิพนธ์ ดังนี้

- 1) ปรับปรุงส่วนของขั้นตอนการแยกวัตถุ (Object) และพื้นหลัง (Background) ออกจากกัน เนื่องจากมีบางกรณีสีของวัตถุในภาพมีความใกล้เคียงกับสีพื้นหลังมาก ทำให้ขั้นตอนการแยกวัตถุ (Object) และพื้นหลัง (Background) ออกจากกันเป็นไปได้ยาก โดยการเลือกใช้อัลกอริทึมในการเพิ่มความชัดเจน (Clarity) หรือเพิ่มการตัดกันของสี (Contrast) เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องมากยิ่งขึ้น
- 2) ปรับปรุงส่วนของการจัดองค์ประกอบภาพ เนื่องจากมีบางกรณีมีความสว่างในภาพไม่เท่ากันทั้งภาพ ทำให้ขั้นตอนการตรวจจับเส้นตรงของวัตถุในภาพ (Edge Detection) อาจมีความคลาดเคลื่อนได้ โดยการปรับปรุงในส่วนของการจัดองค์ประกอบภาพให้มีความสว่างสมดุลกันทั้งภาพ เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องมากยิ่งขึ้น

รายการอ้างอิง

1. Sawitree Wongsu, S.A., *Kyphosis assessments*. JOURNAL OF MEDICAL TECHNOLOGY AND PHYSICAL THERAPY, 2557: p. 110.
2. Smith, J.T., et al. *Adaptive digital x-ray detector for high sensitivity medical fluoroscopy imaging*. in 2015 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS). 2015.
3. Dr. George P. Johnson, D.A.J., *The Knee and Lower Leg*. 2556.
4. www.alliedhealthworld.com. *Smartphone = Smart Healthcare*. 2555; Available from: www.alliedhealthworld.com.
5. Pimonpan Taweekarn, Y.B., Daraporn Sae-lee, Teekayu Plangkoon Johns, Supunnee Ungpansattawong, Somsak Ruammahasab, *A test of validity and reliability between the three-point marker detection soft ware method and goniometry*. JOURNAL OF MEDICAL TECHNOLOGY AND PHYSICAL THERAPY, 2556. 25: p. 172 - 180.
6. Zhong Yi, L.H., Fu Ling, *The measurement for sheet metal bending angle of crane boom based on image processing*. 2013 Third International Conference on Instrumentation, Measurement, Computer, Communication and Control, 2556: p. 38 - 41.
7. Tuba, V., R. Jovanovic, and M. Tuba. *Digital image forgery detection based on shadow HSV inconsistency*. in 2017 5th International Symposium on Digital Forensic and Security (ISDFS). 2017.
8. Xinwei, W., et al. *Video corner-logo detection algorithm based on gradient map of HSV*. in 2016 2nd IEEE International Conference on Computer and Communications (ICCC). 2016.
9. Panzade, P.P., C.S. Prakash, and S. Maheshkar. *Copy-move forgery detection by using HSV preprocessing and keypoint extraction*. in 2016 Fourth International Conference on Parallel, Distributed and Grid Computing (PDGC). 2016.

10. Fu, W., M. Johnston, and M. Zhang, *Low-Level Feature Extraction for Edge Detection Using Genetic Programming*. IEEE Transactions on Cybernetics, 2014. 44(8): p. 1459-1472.
11. Kalra, A. and R.L. Chhokar. *A Hybrid Approach Using Sobel and Canny Operator for Digital Image Edge Detection*. in 2016 International Conference on Micro-Electronics and Telecommunication Engineering (ICMETE). 2016.
12. Sahoo, T. and S. Pine. *Design and simulation of various edge detection techniques using Matlab Simulink*. in 2016 International Conference on Signal Processing, Communication, Power and Embedded System (SCOPES). 2016.
13. Doungmala, P. and K. Klubsuwan. *Helmet Wearing Detection in Thailand Using Haar Like Feature and Circle Hough Transform on Image Processing*. in 2016 IEEE International Conference on Computer and Information Technology (CIT). 2016.
14. Yörük, E., K.T. Öner, and C.B. Akgül. *An efficient Hough transform for multi-instance object recognition and pose estimation*. in 2016 23rd International Conference on Pattern Recognition (ICPR). 2016.
15. Ding, S., et al. *An improved method for dim space debris detection based on hough transform*. in 2016 IEEE 13th International Conference on Signal Processing (ICSP). 2016.



ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายวิศิษฐ์ วิเศษสุรสิทธิ์ เกิดเมื่อวันอาทิตย์ที่ 23 เมษายน พ.ศ. 2532 ที่จังหวัดกาญจนบุรี สำเร็จการศึกษาในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วศ.บ.) สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ จากคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยกรุงเทพ เมื่อปีการศึกษา 2554 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (วท.ม.) สาขาวิชาวิศวกรรมซอฟต์แวร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2557

