

การติดตามผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยข้อไหล่

โดยการใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

THE PHYSICAL THERAPY TRACKING OF PATIENTS WITH
SHOULDER PAINS USING MOTION SENSOR



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์

ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2559

KMITL-2017-SC-M-002-040

การติดตามผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยข้อไหล่
โดยการใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว
THE PHYSICAL THERAPY TRACKING OF PATIENTS WITH
SHOULDER PAINS USING MOTION SENSOR



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์
ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2559

KMITL-2017-SC-M-002-040

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

THE PHYSICAL THERAPY TRACKING OF PATIENTS WITH
SHOULDER PAINS USING MOTION SENSOR



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENT FOR THE
DEGREE OF MASTER OF SCIENCE PROGRAM IN COMPUTER SCIENCE
DEPARTMENT OF COMPUTER SCIENCE
FACULTY OF SCIENCE
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2016
KMITL-2017-SC-M-002-040

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2016

FACULTY OF SCIENCE

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์

“การติดตามผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยข้อไหล่โดยการใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว”
(THE PHYSICAL THERAPY TRACKING OF PATIENTS WITH SHOULDER PAINS USING MOTION SENSOR)

ชื่อนักศึกษา

นางสาวจิตเจียรระโน พานิชชาติ

รหัสประจำตัว

57605075

ปริญญา


วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (สาขาวิทยาการคอมพิวเตอร์)

ภาควิชา

วิทยาการคอมพิวเตอร์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ผศ.ดร.วรางคณา กัมปาน

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
ดร.รุ่งรัตน์ เวียงศรีพนาวัลย์ ประธานกรรมการ รศ.ดร.จิรพร วีระพันธ์ อาจารย์บัณฑิตประจำ (ในสาขาวิชาที่เกี่ยวข้อง) ผศ.ดร.กฤษณะ ชินสาร ผู้ทรงคุณวุฒิจากภายนอกสถาบันฯ ผศ.ดร.วรางคณา กัมปาน อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	

วัน/ เดือน/ ปี ที่สอบ 24 พฤษภาคม พ.ศ. 2560 เวลา 13.00 - 16.00 น.

สถานที่สอบ ณ ห้อง 308 อาคารพระจอมเกล้า

คณะวิทยาศาสตร์รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร.ดุชนิ ธนะบริพัฒน์)

คณบดีคณะวิทยาศาสตร์

วันที่.../7...เดือน.../10...พ.ศ. 60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การติดตามผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยข้อไหล่
	โดยการใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว
ชื่อนักศึกษา	จิตเจียรระโน พานิชชาติ
รหัสประจำตัว	576705075
ปริญญา	วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (วิทยาการคอมพิวเตอร์)
ภาควิชา	วิทยาการคอมพิวเตอร์
พ.ศ.	2559
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร. วราจกานา กัมปาน

บทคัดย่อ

สะบักเป็นอวัยวะที่สำคัญในการยกแขน เป็นส่วนที่คอยช่วยพยุงและเป็นฐานกำลังในการขยับแขน ช่วยให้แขนสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างปกติ การเคลื่อนไหวสะบักที่ผิดท่าทางจะส่งผลโดยตรงต่อข้อไหล่และแขน อีกทั้งอวัยวะสะบักเป็นอวัยวะที่ตรวจจับการเคลื่อนไหวได้ยาก อาจจะทำให้เกิดความผิดพลาดในการวินิจฉัยโรค ทำให้ผู้วิจัยเกิดความสนใจที่จะพัฒนาอัลกอริทึมที่สามารถช่วยเหลือแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดในการตรวจจับการเคลื่อนไหวของสะบัก อีกทั้งจำแนกผู้ปกติและผู้ผิดปกติได้ โดยเริ่มจากการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบักด้วยเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวทั้งในคนปกติและผิดปกติโดยกำหนดรูปแบบการเคลื่อนไหว 3 ท่าทางคือ ท่ายกไหล่ ท่ายกแขนเหยียดตรง และท่ากางสะบัก หลังจากนั้นนำข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์มาสร้างกราฟออยเลอร์ เนื่องจากกราฟออยเลอร์ไม่สามารถจำแนกข้อมูลคนปกติและผิดปกติได้ จึงนำกราฟมาแบ่งกลุ่มด้วยการจัดกลุ่มแบบเคมีน เพื่อให้สามารถหาความหนาแน่นได้ง่ายมากยิ่งขึ้น ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากการจัดกลุ่มเคมีนเห็นความหนาแน่นแต่ไม่ทราบตำแหน่งของความหนาแน่น จึงต้องนำข้อมูลกลุ่มย่อยจากกลุ่มเคมีนมาจัดกลุ่มแบบหาค่าคาดหวังสูงสุดเพื่อหาความหนาแน่นสูงสุดในแต่ละกลุ่ม ซึ่งจะสามารถนำความหนาแน่นนั้นมากำหนดหลักเกณฑ์การคัดแยกข้อมูล โดยงานวิจัยนี้ใช้ค่าตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลเป็นหลักเกณฑ์ในการจำแนกคนปกติและคนผิดปกติ ในแต่ละท่าทางจะมีเกณฑ์การคัดแยกคนปกติและผิดปกติที่แตกต่างกัน ผลการทดสอบพบว่าอัลกอริทึมที่นำเสนอสามารถจำแนกความแตกต่างระหว่างคนปกติและคนผิดปกติได้ โดยท่าที่ 1 มีความถูกต้องสูงที่สุด คือ 92.31% และท่าที่ 2 และ 3 ได้ความถูกต้องเท่ากัน คือ 80.77% และใช้อัลกอริทึมนี้ประยุกต์ใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยเบื้องต้นและสามารถติดตามการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยได้รวดเร็วมากยิ่งขึ้น

คำสำคัญ : กายภาพบำบัด การจัดกลุ่มข้อมูล เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว ผู้ป่วยข้อไหล่
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่ไปยังกระดานการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	The Physical Therapy Tracking of Patients With Shoulder Pains Using Motion Sensor
Student Name	Jitjaranai Phanitchart
Student ID	57605075
Degree	Master of Science Program in Computer Science
Department	Computer Science
Year	2016
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Warangkhan Kimpan

Abstract

Scapulae are important parts of the arm elevation. They are the main base of the arm strength as they are the supporting bones to the shoulder elevation and help the shoulders perform routine actions. Thus, wrong scapulae movement directly affects the shoulders. Furthermore, scapulae movement is hard to detect because it needs a doctor or a physiotherapist to diagnose though sometimes the diagnosis maybe inaccurate. Therefore, this research focuses on the creation of scapula data classification algorithm. It can help us recognize basically abnormal signs of scapula movements. The study started from data collection using motion sensor and Euler graphs creation of both normal and abnormal signs of scapula movements. All graphs were clustered by K-Mean Clustering. The sub data were calculated for the highest density ranges by EM Clustering. The density ranges were calculated to identify boundaries and mean that represent normal and abnormal cases. The experimental results indicated that the propose algorithm can accurately distinguish between the normal and abnormal cases. The first posture performed 92.31% of the accuracy which is higher than 80.77% of the accuracy of the second and the third posture. Therefore the algorithm can be applied in preliminary screening the patients and fast tracking the result of rehabilitation.

Keywords : Clustering, Motion Sensor, Patients with Shoulder Pain, Rehabilitation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ สามารถสำเร็จลงได้ด้วยดีจากการช่วยเหลือ และสนับสนุนของ บุคคลหลายท่าน ผู้จัดทำขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วราภรณ์ กิมปาน อาจารย์ที่ปรึกษา วิทยานิพนธ์ที่กรุณาให้คำปรึกษา คำแนะนำด้านการออกแบบ วิเคราะห์ ทดสอบขั้นตอนวิธีและแนวทางการแก้ปัญหา รวมถึงการตรวจสอบ และแก้ไขการเขียนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้อย่างละเอียด

ขอขอบพระคุณดร. รุ่งรัตน์ เวียงศรีพนาวัลย์ รองศาสตราจารย์ ดร.จิรพร วีระพันธุ์ และผู้ช่วย ศาสตราจารย์ ดร. กฤษณะ ชินสาร คณะกรรมการสอบหัวข้อวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาให้คำแนะนำตลอด ข้อชี้แนะจนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้

ขอขอบพระคุณอาจารย์วิสันต์ ตั้งวงษ์เจริญที่คอยให้คำปรึกษาทั้งกระบวนการคิดขั้นตอนวิธี ตลอดจนงานประสานงานร่วมกับคณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยรังสิต รวมไปถึงการเก็บข้อมูลเพื่อ การทดสอบจนกระทั่งวิทยานิพนธ์นี้สัมฤทธิ์ผลได้ด้วยดีทุกประการ

ขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บุษยมาส พิมพ์พรรณชาติ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ วราพร เหลือสินทรัพย์ อาจารย์ประจำสาขาวิชาคณิตศาสตร์และสถิติที่กรุณาให้คำแนะนำเกี่ยวกับผล การทดลองและการผลการทดลองเชิงสถิติจนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สัมฤทธิ์ผลได้ด้วยดีทุกประการ

ขอขอบพระคุณดร. วรชาติ เถิดชมจันทร์ คณบดีคณะกายภาพบำบัดที่เอื้อเฟื้อสถานที่สำหรับ เก็บข้อมูล และอาจารย์อาทิตย์ มั่นแย้ม ในการให้ข้อมูลเกี่ยวกับงานวิจัยของสสบกและติดต่อผู้ ทดสอบจนวิทยานิพนธ์สำเร็จอย่างดี

ขอขอบคุณพี่ๆ เพื่อนๆ และน้องๆ ทุกคนอีกทั้งเจ้าหน้าที่ในสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบังที่ให้การสนับสนุนช่วยเหลือในการทดสอบขั้นตอนวิธีจนสำเร็จสมบูรณ์

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณคุณแม่ผู้เป็นแรงกายแรงใจสำคัญตั้งแต่ต้นจนจบ นอกจากนี้ อาจมีบุคคลท่านอื่นที่ไม่ได้กล่าวไว้ ณ ที่นี้ จึงใคร่ขอขอบพระคุณทุกท่านที่ให้ความกรุณา มีส่วนร่วม ในการให้ความช่วยเหลือ ให้คำปรึกษา ให้คำแนะนำ ตลอดจนให้กำลังใจในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

จิตเจียรระโน พานิชชาติ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ฉ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	2
1.3 สมมุติฐานงานวิจัย.....	2
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
1.6 ขั้นตอนงานวิจัย	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 การกายภาพบำบัด.....	4
2.2 กระดูกสะบ้า.....	5
2.2.1 ลักษณะทางกายภาพของกระดูกสะบ้า.....	5
2.2.2 ลักษณะการเคลื่อนไหวของกระดูกสะบ้า	5
2.2.3 การบาดเจ็บของกระดูกสะบ้า	6
2.2.4 การรักษาและกายภาพบำบัดผู้ป่วยสะบ้า.....	6
2.3 ระบบพิกัดเชิงขั้วหรือกราฟออยเลอร์ (Euler Graph)	7
2.4 การจัดกลุ่มข้อมูล.....	8
2.4.1 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีน (K-Mean Clustering).....	8
2.4.2 การจัดกลุ่มแบบค่าคาดหวังสูงสุด (Expectation-Maximize Clustering)	10
2.4.3 การจัดกลุ่มด้วยหาความหนาแน่นของข้อมูล (Density-based spatial Clustering).....	11
2.5 การหาค่ามาตรฐาน	14
2.6 อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง.....	15
2.7 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย	20
3.1 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบัก.....	21
3.2 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	22
3.2.1 วิธีการสร้างกราฟเวกเตอร์.....	23
3.2.2 วิธีการจัดกลุ่มข้อมูลด้วยการจัดกลุ่มแบบเคมีน	24
3.2.3 การสร้างต้นแบบอาการบาดเจ็บสะบัก	25
บทที่ 4 ผลการวิจัยและการอภิปรายผล	28
4.1 การดำเนินการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบัก	28
4.1.1 อุปกรณ์.....	28
4.1.2 ท่าทางที่ใช้ในการเก็บข้อมูล.....	28
4.1.2.1 ท่าที่ 1 ท่ายกไหล่.....	29
4.1.2.2 ท่าที่ 2 ท่ายกแขนเหยียดตรง.....	31
4.1.2.3 ท่าที่ 3 ท่ากางสะบัก	34
4.2 ผลการทดสอบ	36
4.2.1 กราฟแบบเวกเตอร์.....	36
4.2.1.1 กราฟเวกเตอร์ของคนปกติ.....	36
4.2.1.2 กราฟเวกเตอร์แบบคนผิดปกติ.....	40
4.2.2 ผลการทดสอบการจัดกลุ่มแบบเคมีน (K-Means Clustering).....	42
4.2.2.1 ผลการจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติ.....	43
4.2.2.2 ผลการจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติ.....	45
4.2.3 ผลการทดสอบการจัดกลุ่มแบบค่าคาดหวังสูงสุด (EM Clustering).....	47
4.2.3.1 ผลการจัดกลุ่มและตำแหน่งความหนาแน่นแบบคนปกติ.....	47
4.2.3.2 ผลการจัดกลุ่มและตำแหน่งความหนาแน่นแบบคนผิดปกติ.....	56
4.2.4 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่น (DBSCAN).....	62
4.2.4.1 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นของคนปกติ.....	62
4.2.4.2 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นของคนผิดปกติ	64
4.2.5 การเปรียบเทียบผลระหว่างคนปกติและผิดปกติ.....	65
4.2.5.1 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลแบบกราฟเวกเตอร์.....	66
4.2.5.2 การเปรียบเทียบผลจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีน	74

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.2.5.3 ผลการคำนวณความหนาแน่นและกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น ของข้อมูล	76
4.2.6 การเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง	79
4.2.7 การทดสอบสมมุติฐาน	80
4.2.7.1 การสรุปผลความถูกต้องและการทดสอบสมมุติฐานในทำที่ 1	82
4.2.7.2 การสรุปผลความถูกต้องและการทดสอบสมมุติฐานในทำที่ 2	82
4.2.7.3 การสรุปผลความถูกต้องและการทดสอบสมมุติฐานในทำที่ 3	82
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	83
5.1 สรุปผล	83
5.2 ข้อเสนอแนะ	85
5.3 ข้อจำกัด	85
บรรณานุกรม	86
ภาคผนวก	88
ภาคผนวก ก เอกสารรับรองจากนักกายภาพบำบัด	89
ภาคผนวก ข ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์	92
ประวัติผู้เขียน	106

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ข้อมูลที่ใช้สำหรับกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น.....	27
4.1 ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 1.....	47
4.2 ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 2.....	50
4.3 ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 3.....	53
4.4 ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิดปกติในท่าที่ 1.....	56
4.5 ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิดปกติในท่าที่ 2.....	58
4.6 ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิดปกติในท่าที่ 3.....	60
4.7 เปรียบเทียบตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลทั้ง 3 แบบในท่าที่ 1.....	76
4.8 เปรียบเทียบตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลทั้ง 3 แบบในท่าที่ 2.....	77
4.9 เปรียบเทียบตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลทั้ง 3 แบบในท่าที่ 3.....	78
4.10 การเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง.....	79
4.11 ผลการทดสอบระดับความถูกต้องของหลักเกณฑ์ระหว่างคนปกติและผิดปกติทั้ง 3 ท่าทาง.....	81

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ระบบพิกัดเชิงขั้ว	7
2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างระบบพิกัดคาร์ทีเซียนและพิกัดเชิงขั้ว	7
2.3 อัลกอริธึม K-Means	9
2.4 การจัดกลุ่มแบบ K-Means.....	9
2.5 การกำหนดจุดการจัดกลุ่มแบบหาความหนาแน่น	11
2.6 คุณสมบัติ Directly Density-Reachable	12
2.7 คุณสมบัติ Density-Reachable	12
2.8 คุณสมบัติ Density-Connected	13
2.9 คุณสมบัติ Density-Connectivity	13
2.10 อัลกอริทึมดีบีแสกน (DBSCAN)	13
2.11 การกระจายแบบโค้งปกติ.....	14
2.12 ส่วนประกอบของไจโรสโคป (Gyroscope).....	16
2.13 อุปกรณ์แอชเชลเรโรมิเตอร์ (Accelerometer).....	16
2.14 อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว รุ่น 9 Degrees of Freedom - Razor IMU	17
2.15 ตัวส่งสัญญาณบลูทูธ รุ่นบลูทูธเมทโกล (Bluetooth Mate Gold).....	17
2.16 แบตเตอรี่ รุ่นพอลิเมอร์ ลิเทียมไอออน (Polymer Lithium Ion Battery).....	18
3.1 ลักษณะการติดอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว	21
3.2 ขั้นตอนวิธีการดำเนินงานวิจัย.....	22
3.3 ขั้นตอนวิธีการสร้างกราฟเวกเตอร์.....	23
3.4 ขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มแบบเคมีน	24
3.5 ขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มแบบการหาค่าคาดหวังสูงสุด	25
3.6 ขั้นตอนวิธีการหาค่ามาตรฐาน	26
3.7 การกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นจากกราฟ	27
4.1 อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว	28
4.2 ทำเตรียมพร้อม (ท่าที่ 1)	29
4.3 ทำเริ่มต้นขยับ (ท่าที่ 1)	29
4.4 ทำขยับขั้นที่ 1 (ท่าที่ 1).....	30
4.5 ทำขยับขั้นที่ 2 (ท่าที่ 1).....	30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.6 ทำเสร็จสิ้น (ท่าที่ 1)	31
4.7 ทำเตรียมพร้อม (ท่าที่ 2)	31
4.8 ทำเริ่มต้นขยับ (ท่าที่ 2)	32
4.9 ท่าขยับขั้นที่ 1 (ท่าที่ 2)	32
4.10 ท่าขยับขั้นที่ 2 (ท่าที่ 2)	33
4.11 ทำเสร็จสิ้น (ท่าที่ 2)	33
4.12 ทำเตรียมพร้อม (ท่าที่ 3)	34
4.13 ทำเริ่มต้นขยับ (ท่าที่ 3)	34
4.14 ท่าขยับขั้นที่ 1 (ท่าที่ 3)	35
4.15 ท่าขยับขั้นที่ 2 (ท่าที่ 3)	35
4.16 ทำเสร็จสิ้น (ท่าที่ 3)	36
4.17 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 1	37
4.18 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 2	38
4.19 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 3	39
4.20 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 1	40
4.21 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 2	41
4.22 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 3	42
4.23 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 1	43
4.24 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 2	44
4.25 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 3	44
4.26 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 1	45
4.27 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 2	46
4.28 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 3	46
4.29 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 1	49
4.30 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 2	52
4.31 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 3	55
4.32 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 1	57
4.33 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 2	59
4.34 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 3	61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.35 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบการหาค่าความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนปกติในท่าที่ 1.....	62
4.36 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบการหาค่าความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนปกติในท่าที่ 2.....	63
4.37 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบการหาค่าความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนปกติในท่าที่ 3.....	63
4.38 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบการหาค่าความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 1	64
4.39 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบการหาค่าความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 2	64
4.40 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบการหาค่าความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 3	65
4.41 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลการเอียงหมุนของสะบ้าในท่าที่ 1.....	66
4.42 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลความเร่งของสะบ้าในท่าที่ 1.....	67
4.43 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลการเอียงหมุนของสะบ้าในท่าที่ 2.....	69
4.44 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลความเร่งของสะบ้าในท่าที่ 2.....	70
4.45 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลการเอียงหมุนของสะบ้าในท่าที่ 3.....	71
4.46 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลความเร่งของสะบ้าในท่าที่ 3.....	73
4.47 (ก) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนปกติในท่าที่ 1 (ข) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 1 และ (ค) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในท่าที่ 1.....	74
4.48 (ก) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนปกติในท่าที่ 2 (ข) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 2 และ (ค) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในท่าที่ 2.....	75
4.49 (ก) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนปกติในท่าที่ 3 (ข) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 3 และ (ค) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในท่าที่ 3.....	75
4.50 (ก) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนปกติในท่าที่ 1 (ข) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 1 และ (ค) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในท่าที่ 1.....	76
4.51 (ก) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนปกติในท่าที่ 2 (ข) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 2 และ (ค) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในท่าที่ 2.....	77

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่

หน้า

- 4.52 (ก) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนปกติในท่าที่ 3 (ข) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 3 และ (ค) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในท่าที่ 3 79



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

เนื่องจากคนในยุคปัจจุบันมีการดำเนินชีวิตประจำวันโดยใช้อุปกรณ์และเทคโนโลยีต่างๆเพื่อความสะดวกสบายมากขึ้น ทั้งการติดต่อสื่อสาร ติดตามข่าวสารผ่านทางสื่อสังคมออนไลน์ และใช้เพื่อความบันเทิง จึงทำให้มีแนวโน้มว่าคนในยุคปัจจุบันจะใช้สรีระที่ผิดท่ามากขึ้น การยกมือเพื่อใช้กดแป้นพิมพ์หรือสมาร์ทโฟนเป็นระยะเวลานาน การนั่งหรือยืนในท่าเดิมเป็นระยะเวลานานๆ การนั่งหลังค่อม และการนั่งก้มหน้าดูสมาร์ทโฟน เป็นต้น อีกทั้งยังขาดการขยับร่างกายและเปลี่ยนอิริยาบถ เพื่อยืดกล้ามเนื้อให้กลับสู่รูปแบบปกติ เนื่องจากชีวิตที่เร่งด่วนและคร่ำเคร่งในการทำงาน จึงส่งผลให้ร่างกายเกิดอาการบาดเจ็บในหลายรูปแบบได้ง่ายขึ้น เช่น โรคอเอ็นข้อไหล่ถูกหนีบ กล้ามเนื้อในส่วนต่างๆ อักเสบ หรือโรคออฟฟิศซินโดรม เป็นต้น

ปกติคนเราจะใช้มือและแขนในการทำกิจกรรมต่างๆ นับตั้งแต่การหยิบจับสิ่งของ การเล่นเกมกีฬา การทำงานตลอดจนการใช้คอมพิวเตอร์ ฯลฯ การที่แขนจะสามารถทำงานได้นั้นจำเป็นต้องมีสะบ้าซึ่งเป็นอวัยวะหลักที่ช่วยในการเคลื่อนไหว ทั้งการยกแขน กางแขน อีกทั้งสะบ้ายังเป็นจุดเริ่มต้นในการสร้างพลังกำลังให้แขนสามารถหยิบหรือเอื้อมจับสิ่งของได้ คอยสนับสนุนการทำงานและรองรับการเคลื่อนไหวส่งผลให้แขนสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างอิสระ สะบ้าจะมีลักษณะทางกายภาพเป็นกระดูกสามเหลี่ยมทรงแบน มีทั้งด้านซ้ายและขวาโดยมีลักษณะสะท้อนกัน ติดอยู่กับกระดูกหัวไหล่ มีกล้ามเนื้อและเอ็นปกคลุมอยู่เป็นจำนวนมาก ด้วยเหตุนี้จึงทำให้วัตการเคลื่อนไหวของสะบ้าได้ยาก ในอดีตที่ผ่านมาการวิเคราะห์ของแพทย์จะใช้วิธีสังเกตรูปแบบเคลื่อนไหวของผู้ป่วยผ่านการกำหนดท่าทางให้เคลื่อนไหว โดยดูจากองศาการบิดของแขน หรือใช้เครื่องมือวัดองศาซึ่งอาจจะทำให้เกิดค่าผิดพลาดได้ อีกทั้งยังจำเป็นต้องนำเข้าเครื่องมือจากต่างประเทศซึ่งมีราคาสูง

ผู้วิจัยได้เกิดแนวคิดในการนำเทคโนโลยีอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว Razor-IMU ซึ่งมีราคาถูกที่ผู้ใช้สามารถเข้าถึงอุปกรณ์ได้ง่ายมาใช้ในการเก็บข้อมูลของสะบ้า นอกจากนี้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวสามารถแสดงผลการเคลื่อนไหวเป็นตัวเลขซึ่งช่วยลดค่าผิดพลาดจากการวัด ผู้วิจัยยังพัฒนาขั้นตอนวิธีในการวิเคราะห์และแยกแยะการเคลื่อนไหวของสะบ้าในคนปกติและคนผิดปกติจากการสร้างกราฟด้วยสมการระบบพิกัดเชิงขั้ว โดยใช้ทฤษฎีของเวอน์-ออยเลอร์ (Van-Euler's Theory) หลังจากนั้นนำกราฟทั้งหมดมาจัดกลุ่มด้วยวิธีเคมีน (K-Means Clustering) แล้วนำข้อมูลย่อยจากการจัดกลุ่มแบบเคมีนหาความหนาแน่นของข้อมูลในแต่ละกลุ่มด้วยวิธีการจัดกลุ่มแบบการหาค่าคาดหวังสูงสุด (EM Clustering) และกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลด้วยวิธีทางสถิติ นำผล

ที่ได้มาช่วยนักกายภาพบำบัดหรือแพทย์ในการวิเคราะห์การบาดเจ็บเพื่อใช้ในการรักษาในอนาคตต่อไป

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

- 1) สามารถจำแนกผลการเคลื่อนไหวของคนปกติและคนผิดปกติในรูปแบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังและเอ็นข้อไหล่หนีบได้
- 2) สามารถใช้ติดตามผลการกายภาพบำบัดด้วยข้อมูลที่ได้จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอและสามารถดูความก้าวหน้าในการกายภาพบำบัดจากผลเคลื่อนไหวสะบักของผู้ป่วยได้
- 3) เพื่อช่วยให้แพทย์สามารถประเมินผลของการตรวจหรือการกายภาพบำบัดผู้ป่วยได้สะดวกและรวดเร็วยิ่งขึ้น
- 4) สามารถนำความรู้ทางด้านคอมพิวเตอร์ในด้านอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวและนำขั้นตอนวิธีทางคอมพิวเตอร์ประยุกต์ใช้เพื่อช่วยแก้ไขปัญหาทางการแพทย์

1.3 สมมุติฐานของงานวิจัย

- 1) สามารถใช้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว Razor-IMU ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของสะบักได้
- 2) สามารถจำแนกการเคลื่อนไหวสะบักในรูปแบบคนปกติและคนผิดปกติได้
- 3) สามารถจำแนกการเคลื่อนไหวสะบักทั้งแบบปกติและผิดปกติด้วยรูปแบบที่ได้จากผลของการเคลื่อนไหวสะบักที่คำนวณจากขั้นตอนวิธีการที่นำเสนอได้
- 4) สามารถนำหลักเกณฑ์การจำแนกคนปกติและผิดปกติไปติดตามผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยได้

1.4 ขอบเขตงานวิจัย

- 1) กลุ่มตัวอย่างในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบักแบบปกติ คือ กลุ่มบุคคลทั่วไปที่มีอายุตั้งแต่ 18-60 ปี และกลุ่มตัวอย่างในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบักแบบผิดปกติ คือ กลุ่มคนที่มีประวัติการบาดเจ็บไหล่หรือสะบักที่มีอายุตั้งแต่ 18-60 ปี
- 2) ใช้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว Razor-IMU ที่สามารถตรวจจับการเอียงหมุนและความเร่งในแนวแกน X,Y และ Z
- 3) จำแนกผู้ป่วยข้อไหล่ 2 ประเภท คือ อาการเอ็นข้อไหล่หนีบและอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง
- 4) เก็บข้อมูลกลุ่มตัวอย่างเฉพาะคนไทยเท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) สามารถนำผลการเคลื่อนไหวสะบักที่ได้จากขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมาใช้ในการติดตามผลการรักษาผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อไหล่และสะบักได้ง่ายมากยิ่งขึ้น
- 2) ช่วยให้แพทย์สามารถประเมินผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วย และนำไปวิเคราะห์ใช้ในการรักษาได้สะดวกและรวดเร็วมากยิ่งขึ้น
- 3) เพื่อลดการนำเข้าอุปกรณ์ในการวิเคราะห์การบาดเจ็บของไหล่หรือสะบักซึ่งมีราคาแพงจากต่างประเทศ

1.6 ขั้นตอนของงานวิจัย

- 1) ศึกษาค้นคว้ารวบรวมข้อมูล ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับอาการบาดเจ็บสะบัก วิธีที่เคยใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล และการพัฒนาขั้นตอนวิธีทางคอมพิวเตอร์
- 2) เก็บข้อมูลกลุ่มตัวอย่างเป็นจำนวน 30 คน แบ่งเป็นคนปกติ 20 คน คนผิดปกติ 10 คน
- 3) วิเคราะห์หาขั้นตอนวิธีที่มีความเป็นไปได้ในการวิเคราะห์และจัดกลุ่มอาการบาดเจ็บได้ถูกต้อง
- 4) ออกแบบขั้นตอนวิธีการจำแนกคนปกติและผิดปกติ โดยศึกษาจากวิธีดั้งเดิม และนำเทคนิคและความรู้ทางคอมพิวเตอร์มาประยุกต์ใช้
- 5) สร้างหลักเกณฑ์การจำแนกระหว่างคนปกติและผิดปกติ
- 6) ทดสอบความถูกต้องของขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล
- 7) วิเคราะห์ อภิปรายและสรุปผลการวิจัย
- 8) จัดทำเอกสารและเสนอรายงานวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทนี้นำเสนอเนื้อหาของทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวสะบัก มีรายละเอียดดังนี้ ทฤษฎีการกายภาพบำบัด ข้อมูลเกี่ยวกับสะบักและอาการบาดเจ็บที่สามารถเกิดขึ้นได้ การดำเนินการข้อมูล อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 การกายภาพบำบัด

การกระทำต่อมนุษย์เกี่ยวกับการตรวจประเมิน การวินิจฉัย และการบำบัดความบกพร่องของร่างกายซึ่งเกิดเนื่องจากภาวะของโรคหรือการเคลื่อนไหวที่ไม่ปกติ การส่งเสริมสุขภาพ การป้องกันการแก้ไขและการฟื้นฟูความเสื่อมสภาพความพิการของร่างกายและจิตใจด้วยวิธีการทางกายภาพบำบัด หรือการใช้เครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่รัฐมนตรีประกาศให้เป็นเครื่องมือหรืออุปกรณ์กายภาพบำบัด[1] ซึ่งปัจจุบันนี้งานกายภาพบำบัดจะแบ่งออกเป็นสายงานต่างๆ ดังนี้

1. กายภาพบำบัดด้านระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ เช่น ผู้ป่วยที่มีปัญหาข้อติดทำให้เคลื่อนไหวร่างกายไม่สะดวก มีการปวดที่มีสาเหตุจากความผิดปกติของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ การออกกำลังกายที่ไม่เหมาะสมหรือการบาดเจ็บจากการทำงาน ผู้ป่วยกระดูกหักและหรือได้รับการผ่าตัด รวมถึงผู้ที่มีความพิการจากการสูญเสียอวัยวะ

2. กายภาพบำบัดด้านระบบประสาท ได้แก่ ผู้ป่วยที่มีปัญหาในการเคลื่อนไหวหรือผู้ที่มีปัญหาในการช่วยเหลือตนเองในชีวิตประจำวัน อันมีสาเหตุมาจากความผิดปกติของระบบประสาท เช่น ผู้ป่วยอัมพาต ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง ผู้ป่วยเด็กที่มีปัญหาทางการเคลื่อนไหว เช่น สมองพิการแต่กำเนิด ผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน รวมถึงผู้ป่วยที่ประสบอุบัติเหตุที่ทำให้สมองหรือไขสันหลังได้รับบาดเจ็บ

3. กายภาพบำบัดด้านระบบทรวงอก (ปอดและหัวใจ) ผู้ป่วยที่มีปัญหาในการหายใจหรือการทำงานของหัวใจ เช่น ผู้ป่วยโรคปอดที่มีเสมหะคั่งค้างหรือเกิดการติดเชื้อ ผู้ป่วยโรคหัวใจ รวมถึงผู้ป่วยทั้งก่อนและหลังผ่าตัด

4. กายภาพบำบัดด้านกีฬา เช่น การดูแลรักษาและฟื้นฟูสมรรถภาพนักกีฬาทั้งก่อนและหลังการแข่งขัน

5. กายภาพบำบัดในชุมชน เป็นงานกายภาพบำบัดที่เน้นการทำงานในเชิงรุก เพื่อให้การดูแลประชาชนได้อย่างทั่วถึง ไม่ว่าจะเป็นผู้สูงอายุ หรือผู้พิการที่ด้อยโอกาสไม่สามารถเดินทางมารักษาที่โรงพยาบาลได้ ตลอดจนการให้คำแนะนำแก่ประชาชนในงานส่งเสริมการออกกำลังกายในชุมชน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. งานกายภาพบำบัดด้านอื่นๆ เช่น การออกกำลังกายของสตรีตั้งครรภ์ทั้งก่อนและหลังคลอด การดูแลผู้ป่วยเบาหวาน[2]

2.2 กระดูกสะบัก

กระดูกสะบักเป็นกระดูกส่วนหัวไหล่ที่เป็นจุดเกาะสำคัญของกล้ามเนื้อและกระดูกที่เป็นส่วนประกอบของหัวไหล่ มีความสำคัญอย่างยิ่งในการเคลื่อนไหวของแขน นอกจากนี้กระดูกสะบักยังเป็นฐานของแขนที่เป็นเชื่อมโยงกับกระดูกสันหลังส่วนบนของลำตัวเข้ากับกระดูกแขน

2.2.1 ลักษณะทางกายภาพของกระดูกสะบัก

ในกายวิภาคศาสตร์ของมนุษย์[3]กระดูกสะบักเป็นกระดูกแบน (Flat Bone) ชิ้นหนึ่งที่เป็นส่วนประกอบสำคัญของกระดูกส่วนไหล่ (Shoulder Girdle) โดยมีส่วนที่ติดต่อกับกระดูกไหปลาร้า (Clavicle) และกระดูกต้นแขน (Humerus) นอกจากนี้ยังเป็นที่ยึดเกาะของเอ็นเพื่อประกอบเป็นข้อต่อไหล่ (Shoulder Joint) และมีกล้ามเนื้อหลายมัดที่มีพื้นผิวบนกระดูกสะบักเป็นจุดยึด (Origin) และจุดเชื่อม (Insertion) อีกด้วย ดังนั้นกระดูกสะบักจึงเป็นกระดูกที่มีความสำคัญยิ่งในการเคลื่อนไหวของแขนรอบข้อต่อไหล่ กระดูกสะบักเป็นกระดูกรูปสามเหลี่ยมที่มีขอบด้านข้างแบนราบ ดังนั้นบนกระดูกนี้จึงมีพื้นผิวสองด้าน ขอบสามด้าน และมุมสามด้าน ซึ่งได้แก่ พื้นผิวด้านหน้า พื้นผิวด้านหลัง ขอบด้านบน ขอบด้านข้าง ขอบแนวกลาง มุมด้านบน มุมด้านข้าง และมุมด้านล่าง ซึ่งที่มุมด้านข้างของกระดูกสะบัก จะพบรอยบุ๋มขนาดใหญ่ ซึ่งเรียกว่า แอ่งกลีนอยด์ (Glenoid Fossa) แอ่งนี้ทำหน้าที่เป็นเบ้าให้กับส่วนหัวของกระดูกต้นแขน เพื่อประกอบเป็นข้อต่อกลีนอยด์ (Glenohumeral Joint) ซึ่งเป็นข้อต่อหลักของการเคลื่อนไหวของส่วนต้นแขน เหนือและใต้ของแอ่งนี้จะมีปุ่มเล็กๆ ชื่อว่า “ปุ่มเหนือแอ่งกลีนอยด์” (Supraglenoid Tubercle) และ “ปุ่มใต้แอ่งกลีนอยด์” (Infraglenoid Tubercle) ซึ่งเป็นจุดยึดของกล้ามเนื้อต้นแขน

2.2.2 ลักษณะการเคลื่อนไหวของกระดูกสะบัก

การเคลื่อนไหวของกระดูกสะบักในระนาบส่วนหน้า ได้แก่ การยกขึ้นของกระดูกสะบัก (Elevation) การลดต่ำของกระดูกสะบัก (Depression) การกางของกระดูกสะบัก (Abduction Protraction) การหุบเข้าของกระดูกสะบัก (Abduction Retraction) และการหมุนลงของกระดูกสะบัก (Posterior Tilt) การเคลื่อนไหวของกระดูกสะบักในระนาบแกน x ได้แก่ การหมุนเข้าในกระดูกสะบัก (Internal Rotation) การหมุนออกของกระดูกสะบัก (External Rotation) การเคลื่อนไหวในระนาบด้านข้าง ได้แก่ การหมุนของกระดูกสะบักมาทางด้านหน้า (Upward Rotation) และไปทางด้านหลัง (Downward Rotation)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.3 การบาดเจ็บของกระดูกสะบัก

1) อาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง (Myofascial Pain Syndrome)

อาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง[4][5]เกิดจากการที่มนุษย์ใช้อิริยาบถเดิมๆ โดยไม่มีการเปลี่ยนท่าเป็นระยะเวลานานเกิน 1 ชั่วโมงขึ้นไป เช่น การนั่งทำงานหน้าคอมพิวเตอร์ การก้มหน้าอ่านหรือเล่นสมาร์ทโฟน เป็นต้น โดยมีลักษณะอาการ ดังนี้ ปวดกล้ามเนื้อเป็นแถบๆ หรือซีกใดซีกหนึ่ง แบบปวดน้อยๆ พอทนได้กลายเป็นความปวดแบบซ้ำซาก ถึงปวดมากๆ แทบจะทนไม่ได้ มีอาการปวดร้าวไปที่อื่น เช่น ศีรษะร้าวลงแขน หรือร้าวลงไปที่กล้ามเนื้อส่วนอื่นที่อยู่ใกล้เคียงกัน พบว่าการตรวจร่างกายจะพบอาการแสดงที่สำคัญคือ บริเวณกล้ามเนื้อที่มีจุดกดเจ็บ และจุดกดแยกเมื่อกดแล้วมีอาการปวดร้าว ส่วนมากอาการปวดคอและสะบัก มักจะมีจุดกดเจ็บอยู่บริเวณตำแหน่งกระดูกต้นคอ ต่อกับกระดูกสะบักซึ่งอยู่ในตำแหน่งกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่เชื่อมระหว่างกระดูกคอ และกระดูกสะบักด้านบน

2) อาการเอ็นข้อไหล่ถูกหนีบ (Impingement Syndrome)

อาการเอ็นข้อไหล่ถูกหนีบเกิดจากเอ็นส่วนบนสุดของเอ็น Rotator Cuff จะเป็นเอ็นกล้ามเนื้อ Supraspinatus ซึ่งเอ็นในส่วนนี้จะลอดผ่านใต้กระดูกสะบักส่วนที่เรียกว่า Acromion ในบางคนช่อง (Space) ระหว่างหัวกระดูกต้นแขน กับผิวด้านล่างของ Acromion จะแคบผิดปกติ เป็นเหตุให้เอ็น Rotator Cuff และถุงน้ำลดการเสียดสี (Bursa) ถูกกด หรือถูกหนีบในขณะที่มีการยกแขนขึ้นไปทางด้านหน้า สาเหตุของโรคเกิดจากมีการยกแขนขึ้นบ่อยๆ หรือเอ็น Rotator Cuff ถูกหนีบบ่อยๆ ย่อมทำให้ทั้งเอ็น และถุงน้ำที่ช่วยป้องกันการเสียดสีของกระดูกเกิดการอักเสบ เป็นเหตุให้เกิดอาการเจ็บปวดได้ ซึ่งส่วนใหญ่จะเป็นภาวะเรื้อรัง

2.2.4 การรักษาและกายภาพบำบัดผู้ป่วยกระดูกสะบัก

1) การรักษาแบบประคอง

การรักษาแบบประคองอาการมีหลายรูปแบบ ได้แก่ การกินยา การฉีดยา การทำกายภาพเพื่อเสริมสร้างความแข็งแรงกล้ามเนื้อหรือเพื่อเพิ่มการเคลื่อนไหวของข้อไหล่ รวมถึงการทำกายภาพเพื่อลดการอักเสบ เมื่อรักษาด้วยการประคองประคอง 2-6 สัปดาห์ อาการไม่ดีขึ้นหรือไม่น่าพึงพอใจแพทย์จะพิจารณาให้การรักษาโดยการผ่าตัด

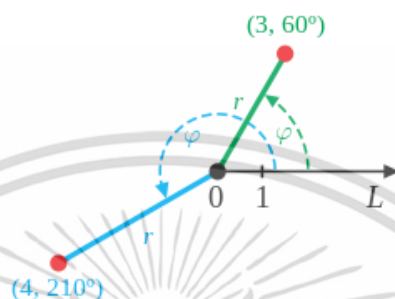
2) การรักษาโดยการส่องกล้อง

การผ่าตัดโดยใช้กล้องส่องข้อ คือ การผ่าตัดโดยเจาะรูที่ไหล่ 2-4 รู รูละประมาณ 1 ซม. เพื่อใส่กล้องส่องเข้าไปในไหล่ กล้องจะแสดงภาพภายในข้อผ่านจอภาพ ข้อดีของการผ่าตัดโดยใช้กล้องส่อง ได้แก่ การสามารถเห็นพยาธิสภาพในข้อได้อย่างชัดเจนและสามารถแก้ไขพยาธิสภาพได้ดี แผลมีขนาดเล็ก เนื้อเยื่อและกล้ามเนื้อบริเวณแผลบาดเจ็บน้อยกว่าการผ่าตัดแบบเปิด ทำให้ผู้ป่วยสามารถทำกายภาพบำบัดได้เร็วและระยะเวลาที่นอนโรงพยาบาลสั้นกว่า[6]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 ระบบพิกัดเชิงขั้วหรือกราฟออยเลอร์ (Euler Graph)

ในทางคณิตศาสตร์ระบบพิกัดเชิงขั้ว[7] คือระบบค่าพิกัดสองมิติในแต่ละจุดบนระนาบถูกกำหนดโดยระยะทางจากจุดตั้งและมุมจากทิศทางตั้ง จุดตั้ง (เหมือนจุดกำเนิดของระบบพิกัดคาร์ทีเซียน) เรียกว่าขั้ว และลากรังสีจากขั้วเข้ากับทิศทางตั้งคือแกนเชิงขั้ว ระยะทางจากขั้วเรียกว่าพิกัดรัศมีหรือรัศมี และมุมคือพิกัดมุม มุมเชิงขั้ว หรือมุมทิศ ดังรูปที่ 2.1



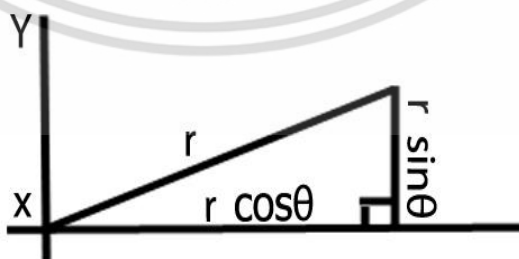
รูปที่ 2.1 ระบบพิกัดเชิงขั้ว[7]

ระหว่างระบบพิกัดคาร์ทีเซียนและระบบพิกัดเชิงขั้วสามารถแปลงค่าระหว่างสองพิกัดนี้ได้ โดยทั้งสองพิกัดมีความสัมพันธ์กันจากระบบตรีโกณมิติ ในระบบเชิงขั้วจะแปลงค่า r และ ϕ ไปเป็นระบบคาร์ทีเซียน x และ y โดยใช้ฟังก์ชันทางตรีโกณมิติ \sin และ \cos ดังสมการที่ (2.1) และ (2.2)

$$x = r \cos \theta \quad (2.1)$$

$$y = r \sin \theta \quad (2.2)$$

สามารถเขียนเป็นความสัมพันธ์ได้ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างระบบพิกัดคาร์ทีเซียนและพิกัดเชิงขั้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 การจัดกลุ่มข้อมูล

เทคนิคที่ใช้จำแนกหรือแบ่งกลุ่มข้อมูล ซึ่งอาจจะหมายถึง คน สัตว์ สิ่งของ หรือองค์กร ฯลฯ โดยเริ่มการทำงานจากการแบ่งตัวแปรออกเป็นกลุ่มย่อยๆ ตั้งแต่ 2 กลุ่มขึ้นไป ข้อมูลที่อยู่ในกลุ่มเดียวกันจะมีลักษณะที่เหมือนกันหรือคล้ายกัน ส่วนข้อมูลที่อยู่ต่างกลุ่มกันจะมีลักษณะที่แตกต่างกัน ดังนั้นการพิจารณาเลือกตัวแปรที่จะนำมาใช้ในการแบ่งกลุ่มข้อมูลจึงมีความสำคัญ นอกจากนี้กลุ่มข้อมูลใดกลุ่มข้อมูลหนึ่งจะต้องอยู่เพียงกลุ่มเดียว ถ้านำเทคนิคการจัดกลุ่มข้อมูลใช้ในการแบ่งกลุ่มตัวแปร จะให้ตัวแปรที่อยู่ในกลุ่มเดียวกันมีความสัมพันธ์กันมากกว่าตัวแปรที่อยู่ต่างกลุ่มกัน ตัวแปรที่อยู่ต่างกลุ่มกันจะมีความสัมพันธ์กันน้อยหรือไม่มีความสัมพันธ์กันเลย ส่วนใหญ่การแบ่งกลุ่มตัวแปรจะใช้เทคนิคแฟคเตอร์ (Factor) ส่วนการแบ่งกลุ่มข้อมูลมีวัตถุประสงค์เพื่อกำจัดข้อมูลน้อยช้ (Noise) หรือเอาไลน์เออร์ (Outlier) ลดขนาดข้อมูล (Data Reduction) ด้วยเทคนิคที่แม่นยำและมีประสิทธิภาพ[8] สามารถแบ่งการจัดกลุ่มข้อมูลได้ ดังนี้

2.4.1 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีน (K-Means Clustering)

การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีน[9] คือ กระบวนการเรียนรู้แบบไม่มีผู้สอนที่ง่ายที่สุด โดยตัดแบ่งส่วน (Partition) วัตถุออกเป็น K กลุ่ม โดยแทนกลุ่มแต่ละกลุ่มด้วยค่าเฉลี่ยของข้อมูล ซึ่งใช้ค่าเฉลี่ยเป็นจุดศูนย์กลางของกลุ่มในการวัดระยะห่างของข้อมูลในกลุ่มเดียวกัน ระยะห่างของข้อมูลจะน้อยถ้าหากข้อมูลอยู่ในกลุ่มเดียว และระยะห่างข้อมูลจะห่างกัน ถ้าข้อมูลต่างกลุ่มกัน ในการหา ระยะห่างจะใช้วิธีคิดแบบระยะห่างยูคลิเดียน (Euclidean Distance) โดยที่ค่า x แต่ละค่ามีค่า C_i ได้เพียงค่าเดียวเท่านั้น ดังสมการที่ (2.3)

$$SSE = \sum_{i=1}^K \sum_{x \in C_i} dist(\mathbf{c}_i, \mathbf{x})^2 \quad (2.3)$$

โดยที่ \mathbf{x} คือ วัตถุที่สนใจ

C_i คือ คลัสเตอร์ลำดับที่ i

\mathbf{c}_i คือ จุดกึ่งกลางของคลัสเตอร์ลำดับที่ i

K คือ จำนวนของคลัสเตอร์

และปรับค่า Centroid จากสมการที่ (2.4)

$$\mathbf{c}_i = \frac{1}{m_i} \sum_{x \in C_i} \mathbf{x} \quad (2.4)$$

โดยที่ m_i คือ จำนวนของวัตถุในคลัสเตอร์ลำดับที่ i

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

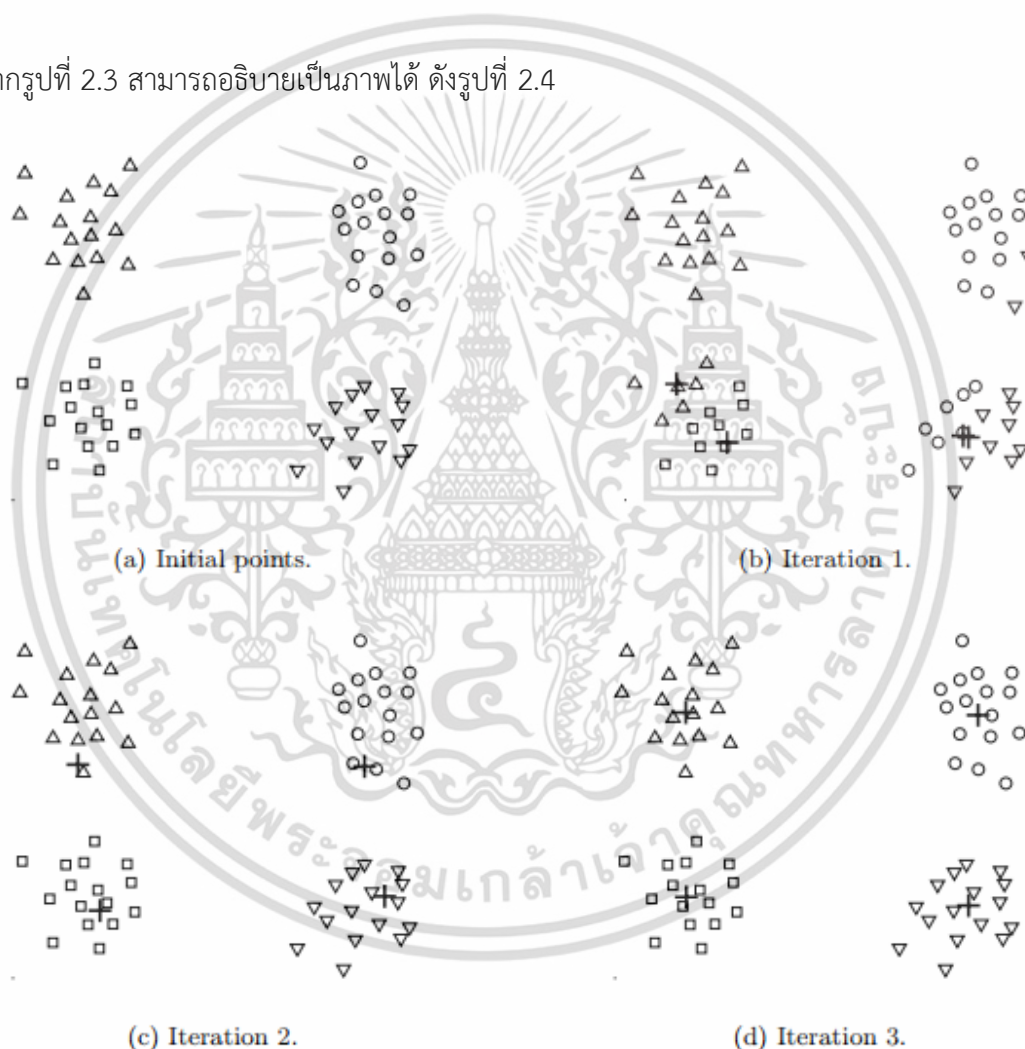
จากสมการที่ (2.3) และสมการที่ (2.4) สามารถนำมาสร้างอัลกอริทึมได้ดังรูปที่ 2.3

Algorithm 2.1: Basic K-Means

1. Select K points as initial centroids.
 2. **Repeat**
 3. Form K clusters by assigning each point to its closest centroid
 4. Recompute the centroid of each cluster
 5. **Until** Centroids do not change.
-

รูปที่ 2.3 อัลกอริทึม K-Means[9]

จากรูปที่ 2.3 สามารถอธิบายเป็นภาพได้ ดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 การจัดกลุ่มแบบ K-Means[9]

จากรูปที่ 2.4(a) เริ่มจากมีกลุ่มข้อมูลที่ยังไม่ได้จัดกลุ่ม เริ่มจากสุ่มจุด Centroid ในกลุ่มที่ต้องการจัดในรูปที่ 2.4(b) และคิดหาระยะห่างของข้อมูลแต่ละตัวกับจุด Centroid โดยคิดระยะทางแบบยูคลิเดียนดังสมการที่ (2.5)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{dist}(\mathbf{c}_i, \mathbf{x}) = \sqrt{(x_i - c_i)^2 + (x_j - c_j)^2} \quad (2.5)$$

โดยที่ \mathbf{x} คือ วัตถุที่เราสนใจ

x_i คือ วัตถุลำดับที่ i

c_i คือ คลัสเตอร์ลำดับที่ i

x_j คือ คลัสเตอร์ลำดับที่ j

c_j คือ จุดกึ่งกลางของคลัสเตอร์ลำดับที่ j

หากข้อมูลตัวใดมีค่าระยะทางน้อย แสดงว่ามีความคล้ายคลึงมาก จะจัดให้เป็นกลุ่มเดียวกัน แต่ถ้าหากว่าข้อมูลตัวใดที่มีค่าระยะทางมาก แสดงว่ามีความคล้ายคลึงกันน้อย จะอยู่ต่างกลุ่มกัน โดยทำการตรวจสอบระยะทางของข้อมูลและจุดกลางของข้อมูลจนครบทุกตัวด้วยสมการที่ (2.3) เมื่อครบแล้วจะปรับค่าจุด Centroid ด้วยสมการที่ (2.4) ดังแสดงในรูปที่ 2.4(c) เพื่อหาค่าจุดกลางใหม่ ทำวนซ้ำไปจนกว่าข้อมูลจะไม่มี การเปลี่ยนกลุ่มดังแสดงในรูปที่ 2.4(d)

2.4.2 การจัดกลุ่มแบบค่าคาดหวังสูงสุด (Expectation-Maximize Clustering)

การจัดกลุ่มแบบค่าคาดหวังสูงสุด[10][11] คือ วิธีการทางสถิติที่ประยุกต์มาจากต้นแบบของเกาส์เซียน (Gaussian Model) ใช้ในการหาค่าคาดหวังสูงสุดด้วยการหาค่าความน่าจะเป็นย่อยภายในประชากรทั้งหมด โดยไม่ต้องกำหนดจำนวนประชากรย่อยของข้อมูลที่สนใจ วิธีการนี้จะประยุกต์ค่าลอการิทึมมาคำนวณหาความน่าจะเป็นของค่าคาดหวังสูงสุด แล้วนำค่าที่ได้ไปคำนวณต่อเพื่อให้ได้ค่าคาดหวังสูงสุด โดยค่านี้จะสามารถแบ่งข้อมูลกลุ่มใหญ่ๆ ออกเป็นกลุ่มย่อย และจะเห็นความหนาแน่นของข้อมูล เริ่มต้นจากการกำหนดข้อมูล ดังสมการที่ (2.6)

$$L_{\theta}(x) = p_{\theta}(x) = \sum_{\theta^t} p_{\theta}(X, Z|X = x) \quad (2.6)$$

เมื่อให้ \mathbf{x} คือ ข้อมูลจริงที่ต้องการจัดกลุ่ม

\mathbf{Z} คือ กลุ่มของข้อมูลที่แอบแฝง (Missing Value)

θ คือ ค่าคาดหวังสูงสุดที่ประเมินหรือสุ่มขึ้น

เมื่อกำหนดข้อมูลทั้งหมดแล้วจึงนำมาคำนวณขั้นตอนหาค่าที่คาดหวัง (E-Step) โดยคำนวณหาค่าที่คาดหวังด้วยฟังก์ชันที่หาค่าความเป็นไปได้สูงสุด (Max Likelihood) คัดจากการกระจายของ \mathbf{Z} โดยคำนวณจาก \mathbf{x} ที่อยู่ในขอบเขตของพารามิเตอร์ θ^t ดังสมการที่ (2.7)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Q(\theta; \theta^t) = \sum_{Z|X, \theta^t} [\log L(\theta; X, Z)] \quad (2.7)$$

เมื่อได้ค่าคาดหวังสูงสุดจาก E-Step แล้ว จึงนำค่า $Q(\theta^t)$ ที่ได้มาคำนวณค่าสูงสุด (M-Step) เพื่อหากลุ่มของข้อมูลที่มีค่าความหนาแน่นสูงสุด ดังสมการที่ (2.8)

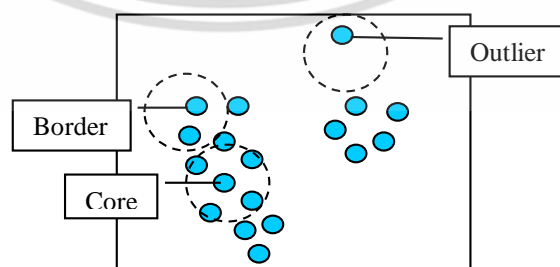
$$\theta^{t+1} \in \underset{\theta}{\operatorname{argmax}} Q(\theta^t) \quad (2.8)$$

2.4.3 การจัดกลุ่มด้วยหาความหนาแน่นของข้อมูล (Density-based Spatial Clustering)

การจัดกลุ่มด้วยการหาความหนาแน่นของข้อมูล[12] คือ การจัดกลุ่มแบบไม่มีผู้สอน โดยใช้ความหนาแน่นของข้อมูล จุดเด่นคือ ใช้ในการค้นหาคลัสเตอร์ในรูปทรงต่างๆ เช่น สีเหลี่ยม วงรี เป็นต้น โดยสามารถใช้กับกลุ่มข้อมูลที่มีน้อยช้ได้และมีการแตกนครั้งเดียว กลุ่มข้อมูลที่น่าสนใจจะถูกกำหนดพารามิเตอร์ ดังนี้ 1.รัศมีของเพื่อนบ้านที่ใกล้ที่สุด (eps) 2.จำนวนเพื่อนบ้านที่น้อยที่สุดของกลุ่มข้อมูล (MinPts) 3.จุด Core Point หรือจุดที่อยู่ภายในรัศมี มีจำนวนมากกว่าจำนวน MinPts และเป็นส่วนหนึ่งภายในคลัสเตอร์ 4.จุดขอบ (Border Point) ซึ่งมีจำนวนน้อยกว่าค่า MinPts แต่ต้องเป็นเพื่อนบ้านของ Core Point เมื่อกำหนดพารามิเตอร์ครบแล้วจึงเริ่มดำเนินการจัดกลุ่มข้อมูล ด้วยคุณสมบัติ 4 ข้อ ดังนี้

- 1) Directly Density-Reachable คุณสมบัติการเข้าถึงได้โดยตรงระหว่างจุดข้อมูลที่ใกล้กัน
- 2) Density-Reachable คุณสมบัติการเข้าถึงจุดข้อมูลโดยผ่านจุดข้อมูลใกล้เคียง
- 3) Density-Connected คุณสมบัติการเข้าถึงจุดข้อมูลผ่านเพื่อนบ้านร่วม
- 4) Density-Connectivity คุณสมบัติการเข้าถึงจุดข้อมูลผ่านเพื่อนบ้านของเพื่อนบ้านร่วม

เริ่มจากการกำหนดจุดดังรูปที่ 2.5

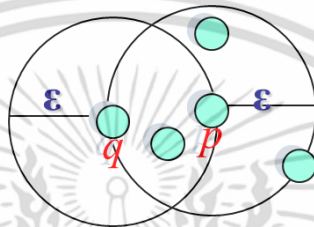


รูปที่ 2.5 การกำหนดจุดการจัดกลุ่มแบบหาความหนาแน่น[12]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

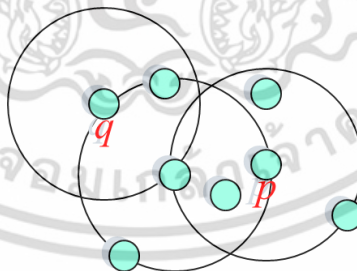
โดยคำนวณจำนวนเพื่อนบ้านจากค่า ϵ -Neighborhood กำหนดจุด Core Point จากวัตถุที่อยู่ในภายในรัศมี (Epsilon-neighborhood) ซึ่ง ϵ -Neighborhood ค่าของแต่ละวัตถุจะมีจำนวนอย่างน้อยเท่ากับ MinPts ของวัตถุ โดยใช้คุณสมบัติ $N_{Eps}(p) = \{q \text{ อยู่ใน } D \mid \text{dist}(p, q) \leq Eps\}$

เมื่อได้จุด Core Point และจำนวนของเพื่อนบ้านแล้ว ก็จะเริ่มเช็คข้อมูลแต่ละตัวตามคุณสมบัติ 4 ข้อ โดยคุณสมบัติข้อที่ 1 Directly Density-Reachable จุด P ต้องเป็นจุด Core Point และต้องเป็นสมาชิกของ $N_{Eps}(q)$ โดยที่ $|N_{Eps}(q)| \geq \text{MinPts}$ คุณสมบัติของจุด Core Point จะต้องมีความสมมาตรระหว่างกัน ดังรูปที่ 2.6



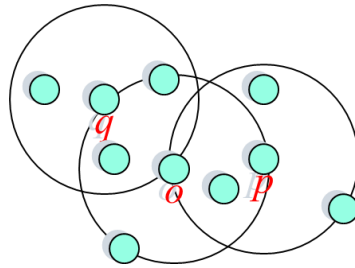
รูปที่ 2.6 คุณสมบัติ Directly Density-Reachable[12]

จากรูปที่ 2.6 จะเห็นได้ว่า q สามารถเข้าถึง p ได้โดยตรง แต่ p ไม่สามารถเข้าถึง q ได้ ถ้าหากข้อมูลไม่ผ่านคุณสมบัติที่ 1 ก็จะตรวจสอบคุณสมบัติที่ 2 Density-Reachable โดยใช้กฎวัตถุ p สามารถเข้าถึงได้จาก q และจุด MinPts ถ้ามีการเชื่อมต่อของวัตถุ p_1, \dots, p_n กับ $p_1=q, p_n=p$ เช่น p_{i+1} จะสามารถเข้าถึงได้โดยตรงจาก p_i MinPts คำนวณค่า i ทั้งหมดตั้งแต่ $1 \leq i \leq n$ ซึ่งการเชื่อมต่อแบบนี้จะเป็นการเชื่อมแบบจุดต่อจุดและเป็นการเชื่อมต่อแบบไม่สมมาตร ดังรูปที่ 2.7



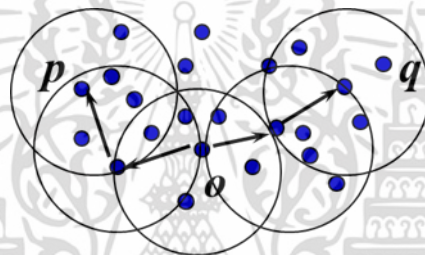
รูปที่ 2.7 คุณสมบัติ Density-Reachable[12]

จากรูปที่ 2.7 จะเห็นได้ว่า q สามารถเข้าถึง p ได้โดยตรง แต่ p ไม่สามารถเข้าถึง q ได้ถ้าไม่ผ่านจุดอื่น ถ้าหากข้อมูลไม่ผ่านคุณสมบัติที่ 2 ก็จะตรวจสอบคุณสมบัติที่ 3 Density-Connected โดยใช้กฎจุด p ที่มีคุณสมบัติ Density-Connected จะสามารถเข้าถึงจุด q ถ้าอยู่ระหว่างจุด o เพราะฉะนั้น p และ q ก็จะสามารถเข้าถึงได้ ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 คุณสมบัติ Density-Connected[12]

จากรูปที่ 2.8 จะเห็นได้ว่า q สามารถเข้าถึง p ได้และ p สามารถเข้าถึง q ได้ผ่าน o ถ้าหากข้อมูลไม่ผ่านคุณสมบัติที่ 3 ก็จะตรวจสอบคุณสมบัติที่ 4 Density-Connectivity โดยใช้คุณสมบัติ Density-Connectivity ไปที่วัตถุ q ผ่านวัตถุ o ซึ่งจะถือว่า p และ q มีคุณสมบัติ Density-Connectivity p และ q ก็จะสามารถเข้าถึงได้ ดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 คุณสมบัติ Density-Connectivity[12]

จากขั้นตอนการทำงานทั้งหมดสามารถนำมาเขียนเป็นอัลกอริทึมที่ 2.2 ดังรูปที่ 2.10

Algorithm 2.2 : Basic DBSCAN

1. Select a point p
 2. Retrieve all points density-reachable from p eps and $MinPts$.
 3. If p is a core point, a cluster is formed.
 4. If p is a border point, no points are density-reachable from p and DBSCAN visits the next point of the database.
 5. Continue the process until all of the points have been processed.
-

รูปที่ 2.10 อัลกอริทึมดีบีสแกน (DBSCAN)[12]

จากรูปที่ 2.10 จะเห็นได้ว่าเริ่มกำหนดจากจุด p และตรวจเช็คทุกจุดด้วยคุณสมบัติทั้ง 4 ข้อจากค่า eps และ $Minpts$ ของ p ถ้าหาก p คือ จุด Core Point กลุ่มข้อมูลจะถูกจัดขึ้น ถ้าหากจุด p คือ จุด Border Point ข้อมูลทุกจุดจะไม่สามารถเข้าถึงได้จาก p อัลกอริทึมดีบีสแกนจะข้ามไปยังจุดต่อไป ซึ่งจะคำนวณการจัดกลุ่มจนกว่าข้อมูลทั้งหมดจะถูกตรวจสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 การหาค่ามาตรฐาน

ค่ามาตรฐาน คือ ค่าที่ใช้สำหรับการนำมาเปรียบเทียบข้อมูลตั้งแต่ 2 ชุดขึ้นไป เพื่อจะได้ทราบความแตกต่างของข้อมูล[13] งานวิจัยนี้ได้นำค่ามาตรฐานคะแนนซี (Z-Score) มาประยุกต์ใช้ในการสร้างกราฟพื้นที่โค้งปกติ ซึ่งมีพื้นที่ใต้กราฟเท่ากับ 1 สำหรับการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของกลุ่มข้อมูลที่จัดกลุ่มแบบหาค่าคาดหวังสูงสุดโดยหาค่า Z จากสมการที่ (2.9)

$$z = \frac{X - \bar{X}}{SD/\sqrt{n}} \quad (2.9)$$

โดยที่ Z คือ คะแนนมาตรฐาน

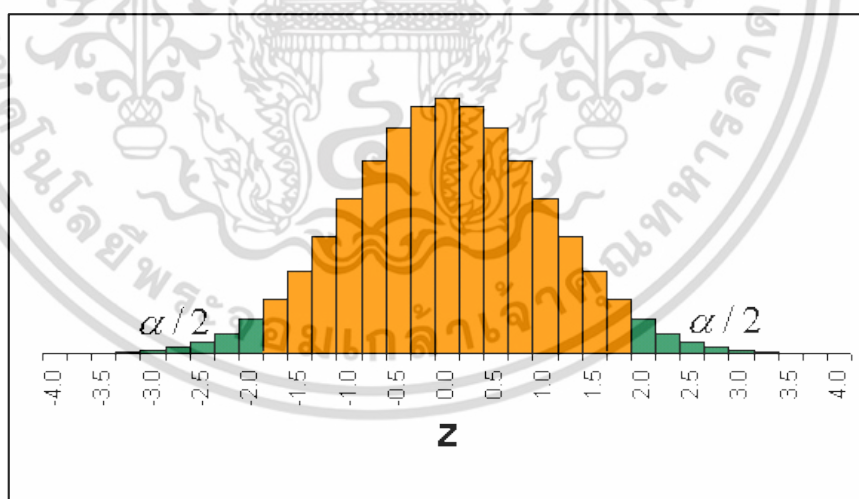
X คือ ข้อมูลดิบ

\bar{X} คือ ค่าเฉลี่ยของข้อมูลกลุ่มตัวอย่าง

SD คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของกลุ่มตัวอย่าง

n คือ จำนวนของข้อมูล

เมื่อได้คะแนนมาตรฐาน Z [14] จึงนำข้อมูลมาสร้างกราฟโค้งปกติ และต้องการหาในส่วนของขอบของกราฟทั้งด้านซ้ายและด้านขวาจึงนำค่าวิกฤต (α) มาหาร 2 เพื่อได้ขอบของข้อมูลที่เท่ากัน ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 การกระจายแบบโค้งปกติ[13]

จึงได้แทนค่าคะแนน Z และขอบเขตบนและล่างที่คิดจากคะแนน Z ในสมการที่ (2.9) จะได้เป็นดังสมการที่ (2.10)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$P\left\{\bar{x} - Z_{a/2} * \frac{SD}{\sqrt{n}} \leq \mu \leq \bar{x} + Z_{a/2} * \frac{SD}{\sqrt{n}}\right\} = 100(1 - a)\% \quad (2.10)$$

โดยที่ Z คือ คะแนนมาตรฐาน

X คือ ข้อมูลดิบ

\bar{X} คือ ค่าเฉลี่ยของข้อมูลกลุ่มตัวอย่าง

SD คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของกลุ่มตัวอย่าง

n คือ จำนวนของข้อมูล

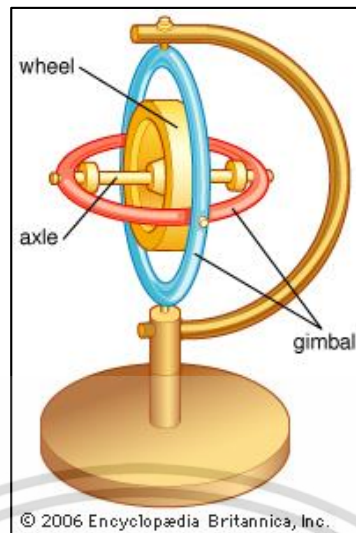
a คือ ค่าวิกฤต (0.5398)

2.6 อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง

อุปกรณ์ที่ใช้ตรวจจับการเคลื่อนไหวของกระดูกสะบักประกอบด้วย 5 ส่วน คือ อุปกรณ์ตรวจจับการเอียงหมุนและความเร่ง ตัวส่งสัญญาณบลูทูธ และแบตเตอรี่

1) ไจโรสโคป (Gyroscope)

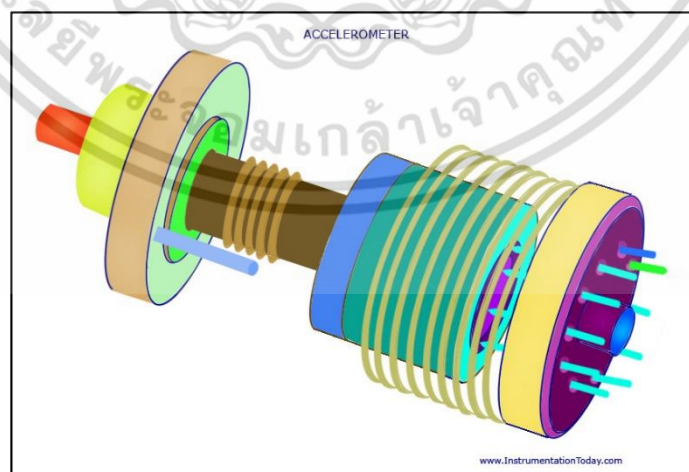
ไจโรสโคป[15] คือ อุปกรณ์ที่ทำงานด้วยหลักฟิสิกส์ตามกฎแรงโน้มถ่วงของนิวตัน เป็นอุปกรณ์ที่ควบคุมสมดุลการเคลื่อนไหวในแนวแกน กำเนิดขึ้นในปี 1852 โดยนักฟิสิกส์ที่ชื่อ ฌอง โบนาปาร์ต เลอง ฟูโกลต์ (Leon Foucault) มีหลักการทำงาน คือ นำวงล้อมาติดในวงแหวนที่หมุนได้ โดยที่วงล้อจะนอนอยู่แนวระนาบ แต่วงแหวนสามารถหมุนได้อิสระ ภายหลังกูโลต์เปลี่ยนจากวงล้อเป็น Rotor ทำให้ค้นพบว่า การเคลื่อนไหวของ Rotor หมุนตัวเองในทิศเดิมของมัน โดยไม่อิงกับแรงโน้มถ่วงโลกเช่นกัน มวลจะเคลื่อนตัวเป็นเส้นตรงด้วยความเร็วคงที่เมื่อไม่มีแรงภายนอกมากระทำ เมื่อไจโรสโคปหมุนไป 90 องศา จุดบนเปลี่ยนตำแหน่งไป 90 องศา และยังคงเคลื่อนที่ไปทางซ้าย เช่นเดียวกับจุดล่าง เมื่อหมุนขึ้นมา 90 องศา ไจโรสโคปยังคงเคลื่อนที่ไปทางขวา ทำให้ล้อเกิดการหมุนควง ขณะที่จุดบนและจุดล่างเปลี่ยนตำแหน่งไป 90 องศา การเคลื่อนที่ในครั้งแรก จะถูกยกเลิกไป ไม่เกิดการพลิกของล้อ ดังนั้นแกนหมุนของไจโรสโคปจะเหมือนกับห้อยอยู่กับที่ตลอดเวลา ส่วนประกอบของไจโรสโคปแสดงดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 ส่วนประกอบของไจโรสโคป (Gyroscope)[16]

2) แอชเชลเรโรมิเตอร์ (Accelerometer)

แอชเชลเรโรมิเตอร์[17] คือ อุปกรณ์วัดความเร่งของการเคลื่อนที่ของวัตถุโดยใช้หลักการทำงานของสปริงมาประยุกต์ใช้ ส่วนประกอบของแอชเชลเรโรมิเตอร์ประกอบด้วยสปริงและลูกตุ้มน้ำหนัก เมื่อมีการเคลื่อนที่ด้วยความเร่ง ลูกตุ้มน้ำหนักจะถูกกดไปอีกฝั่งตรงข้ามกับการเคลื่อนที่ สปริงก็ทำหน้าที่ดึงกลับเข้าที่อีกครั้งเมื่อหยุดการเคลื่อนที่ การเคลื่อนที่ด้วยความเร็วคงที่คือความเร่งเท่ากับศูนย์ ค่าที่วัดได้ก็จะไม่เปลี่ยนแปลง ได้มีการนำแอชเชลเรโรมิเตอร์ประยุกต์ใช้ในงานทางด้านวิศวกรรมชีวเวช เช่น เครื่องตรวจวัดความเร็วที่ติดในรองเท้า เครื่องนับจำนวนก้าวเท้า เป็นต้น แอชเชลเรโรมิเตอร์มีลักษณะดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 อุปกรณ์แอชเชลเรโรมิเตอร์ (Accelerometer)[18]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3) อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว (Motion Sensor)

อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวเป็นเซ็นเซอร์ที่ผลิตโดยบริษัท SparkFun Electronics โดยใช้เซ็นเซอร์รุ่น 9 Degrees of Freedom - Razor IMU[19] ภายในวงจรประกอบด้วยส่วนย่อยๆ 3 ส่วน คือ ส่วนแรก ITG-3200 (Gyroscope) ทำหน้าที่วัดค่าการเอียงในระนาบ 3 มิติ ส่วนที่สอง ADXL345 (Accelerometer) ทำหน้าที่วัดแรงที่มากกระทำกับเซ็นเซอร์ โดยสามารถวัดค่าที่อยู่ในช่วง $\pm 16g$ มีภาพแบบการส่งข้อมูล 13 bit ส่วนสุดท้าย HMC5883L (Magnetometer) ทำหน้าที่วัดค่าสนามแม่เหล็กในระนาบ 3 มิติ โดยจัดส่วนประกอบทั้งหมดในแผงวงจรขนาด 1.1×1.6 นิ้ว ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว รุ่น 9 Degrees of Freedom - Razor IMU

4) ตัวส่งสัญญาณบลูทูธ (Bluetooth Sensor)

ตัวส่งสัญญาณบลูทูธ[20]เป็นอุปกรณ์ที่ใช้กับอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว เป็นแผงวงจรที่ผลิตโดยบริษัท SparkFun Electronics โดยใช้ชื่อว่า บลูทูธเมทโกลด์ (Bluetooth Mate Gold) ทำหน้าที่ส่งข้อมูลที่รับจากเซ็นเซอร์ โดยส่งผ่านสัญญาณบลูทูธชนมาตรฐาน 802.11 g ด้วยความถี่ 2.4~2.524 GHz รองรับการส่งข้อมูล 2400-115200 bps สามารถทำงานบนสภาพแวดล้อมที่อุณหภูมิ $-40 \sim +70^{\circ}\text{C}$ โดยใช้ไฟฟ้าขนาด 3.3V-6V เพื่อทำงาน ตัวส่งสัญญาณบลูทูธนี้มีขนาด 1.75×0.65 นิ้ว ดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 ตัวส่งสัญญาณบลูทูธ รุ่นบลูทูธเมทโกลด์ (Bluetooth Mate Gold)[20]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5) แบตเตอรี่ (Battery)

แบตเตอรี่เป็นอุปกรณ์ที่ใช้เป็นพลังงานหลักสำหรับตัวรับสัญญาณบลูทูธและเซ็นเซอร์ ตรวจจับการเคลื่อนไหว โดยใช้แบตเตอรี่[21] รุ่นพอลิเมอร์ ลิเทียมไอออนแบตเตอรี่ (Polymer Lithium Ion Battery) สามารถจ่ายไฟที่มีขนาด มี 3.7 V ความจุแบตเตอรี่อยู่ที่ 1000 mAh ขนาดของแบตเตอรี่อยู่ที่ $2.00 \times 1.32 \times 0.23$ นิ้ว ดังรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 แบตเตอรี่ รุ่นพอลิเมอร์ ลิเทียมไอออน (Polymer Lithium Ion Battery)[21]

2.7 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปี 2009 แครอลีน แวน แอนเดล (Carolien van Andel) และคณะได้พัฒนาเครื่องมือที่ใช้ในการวัดการเคลื่อนไหวของสะบักมีชื่อว่าเครื่องมือ AMC[22] เครื่องมือนี้ประกอบด้วยกล้องตรวจจับการเคลื่อนไหว 3 ตัว ที่มีความแม่นยำถึง 0.1 มิลลิเมตร ซึ่งติดหน้าอก สะบัก มีเครื่องมือย่อยคือเครื่องมือ Scapular Locator (SL) ซึ่งติดที่แขนบนและแขนหน้า โดยให้ผู้ทดลองใช้ท่าทาง 3 ท่า ดังนี้ การงอกระดูกต้นแขน (Humerus Forward Flexion) การกางแขนออก (Humerus Abduction) การหมุนแขนเข้าออก (Humerus Rotation) เพื่อดูการเคลื่อนไหวของสะบักในแต่ละท่าการหมุนไหล่ โดยภาพที่ได้จะเป็นแบบ 3 มิติ งานวิจัยนี้ได้ทดสอบทั้งความแข็งแรงและความน่าเชื่อถือของเครื่องมือ โดยเปรียบเทียบความแม่นยำจากค่าความผิดพลาดจากเครื่องมือ SL และ AMC และทดสอบค่าความน่าเชื่อถือของเครื่องมือด้วยค่าทางคลินิกเพื่อดูประสิทธิภาพของเครื่องมือ AMC

ในปี 2010 ยูชิโระ ยาโนะ (Yuchiro Yano) และคณะได้วิจัยเรื่องการเปรียบเทียบการเคลื่อนไหวกระดูกสะบักในคนปกติ[23] เป็นวัยรุ่นผู้ชายที่มีสุขภาพดีจำนวน 21 คน มาทำการทดสอบการเคลื่อนไหวของกระดูกสะบัก โดยใช้ท่าการยกแขนขึ้นลงเพื่อดูการเคลื่อนไหวของสะบัก ดังนี้ Upward Rotation, Posterior Tilt และ Internal Rotation และใช้กล้องตรวจจับการเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ รุ่น MAC 3D อุปกรณ์นี้ใช้ในการวิเคราะห์ด้วยเทคโนโลยีการประมวลผลภาพ ซึ่งทำงานด้วยระบบกล้องอินฟราเรดจำนวน 6 ตัว ที่มีความถี่ในการตรวจจับภาพ 50 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในปี 2014 นที เจริญตระกูลชัยและวารางคณา กัมปาน ได้วิจัยเรื่องท่าทางการเคลื่อนไหวของ กีฬาอล์ฟ เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ท่าทางการสวิงกอล์ฟทั้งในคนปกติและผู้เชี่ยวชาญทางด้านกอล์ฟ [24] โดยงานวิจัยนี้ได้ใช้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว Razor-IMU เพื่อตรวจจับมุม การเอียงหมุน และความเร่งในการสวิงกอล์ฟ โดยติดอุปกรณ์ที่หลังส่วนบนและหลังส่วนล่าง และใช้วิธีเปรียบเทียบ ข้อมูลการเคลื่อนไหวในลักษณะเชิงเส้น (Connected Component Labeling: CCL) เพื่อปรับปรุง ข้อมูลการเคลื่อนไหว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

เนื่องจากงานวิจัยนี้เป็นการนำเสนอการเปรียบเทียบการเคลื่อนไหวสะบักในรูปแบบปกติและผิดปกติซึ่งอาการผิดปกติที่ผู้วิจัยสนใจมี 2 ประเภท คือ เอ็นข้อไหล่หนีบและอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง ซึ่งอาการทั้งสองนี้สามารถพบได้ง่ายในบุคคลทั่วไปที่มีการใช้งานคอมพิวเตอร์และอุปกรณ์สื่อสารเคลื่อนที่อย่างมาก สอดคล้องกับพฤติกรรมคนในยุคปัจจุบันที่ทำงานในสำนักงาน วันหนึ่งๆ ทำงานเป็นระยะเวลาสั้นๆ นอกจากนี้ยังมีการปฏิสัมพันธ์กับคอมพิวเตอร์ และใช้อุปกรณ์สื่อสารเคลื่อนที่กันอย่างแพร่หลาย ทั้งในการติดต่อสื่อสาร ติดตามข่าวสารทั่วไป จนถึงการเล่นเกมสื่อบุคคลเหล่านี้ขาดการเคลื่อนไหวและการออกกำลังกาย ยึดกล้ามเนื้อ ทำให้สามารถเกิดอาการผิดปกติได้ในภายหลัง งานวิจัยนี้เลือกใช้ข้อมูลบริเวณกระดูกสะบักส่วนทิวเบอร์ สแคปูลี (Tuber Scapulae) ซึ่งเป็นส่วนที่ยื่นออกมามากที่สุดเวลาที่ยกแขน สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าเวลายกแขนและสัมผัสได้ ทำให้สามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวของสะบักได้ชัดเจนที่สุด

ลักษณะการเคลื่อนไหวของสะบักที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวของกระดูกสะบักจะถูกนำมาเปรียบเทียบในแต่ละท่าทางการเคลื่อนไหวจำนวน 5 ครั้ง จากการสังเกตพบว่าข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบักมีลักษณะใกล้เคียงกัน ตั้งแต่ช่วงเริ่มต้นการเคลื่อนไหวจนเคลื่อนไหวเสร็จสิ้นอย่างชัดเจน และมีความถี่เท่ากัน จึงสามารถนำมาหาค่าเฉลี่ยของข้อมูลได้

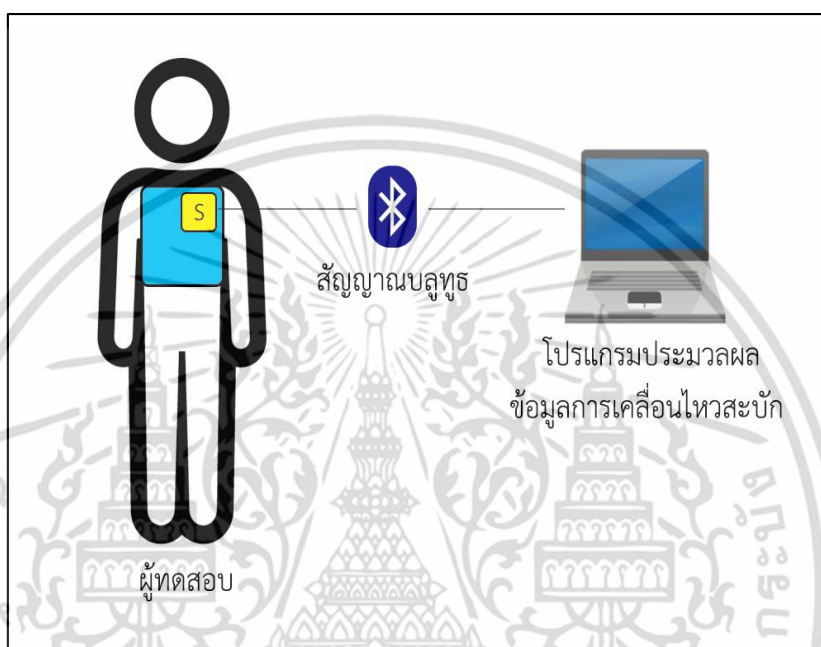
จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับสะบักและอาการบาดเจ็บของสะบัก พบว่าการตรวจจับการเคลื่อนไหวของสะบักสามารถทำได้ยาก ในอดีตมีงานวิจัยที่ให้ผู้ทดสอบทำท่าการเคลื่อนไหวตามที่กำหนดและตรวจจับด้วยกล้อง นำวิธีการประมวลผลภาพมาประยุกต์ใช้หรือใช้กล้อง 3 มิติ เพื่อแสดงผลการเคลื่อนไหวเป็นภาพ 3 มิติ ซึ่งยังต้องใช้การคาดคะเนทางสายตา และประสบการณ์ของนักกายภาพบำบัดและแพทย์เพราะไม่สามารถแสดงผลของการเคลื่อนไหวเป็นตัวเลขและแสดงค่าที่ชัดเจนได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงพัฒนาขั้นตอนวิธีในการตรวจจับการเคลื่อนไหวของกระดูกสะบัก โดยใช้ข้อมูลการเคลื่อนไหวของสะบักจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว โดยเน้นการจำแนกข้อมูล ซึ่งออกแบบการทดลองเป็น 4 ส่วน คือ

- 1) การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของสะบัก
- 2) วิธีการสร้างกราฟเวกเตอร์
- 3) วิธีการจัดกลุ่มข้อมูลด้วยการจัดกลุ่มแบบเคมีน
- 4) การสร้างหลักเกณฑ์เพื่อจำแนกอาการบาดเจ็บสะบัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวกะบัง

งานวิจัยนี้ใช้เซ็นเซอร์ 9-Degree of Freedom - Razor-IMU ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวเอียงหมุนและความเร่ง ส่งข้อมูลด้วยสัญญาณบลูทูธ โดยอุปกรณ์ทั้งหมดนี้ผลิตโดยบริษัท Sparkfun ผู้วิจัยได้นำเซ็นเซอร์ติดที่บริเวณกระดูกสะบักทู่เบอร์ สแคปูลี เพื่อสังเกตลักษณะการเคลื่อนไหวของกระดูกสะบัก ดังรูปที่ 3.1

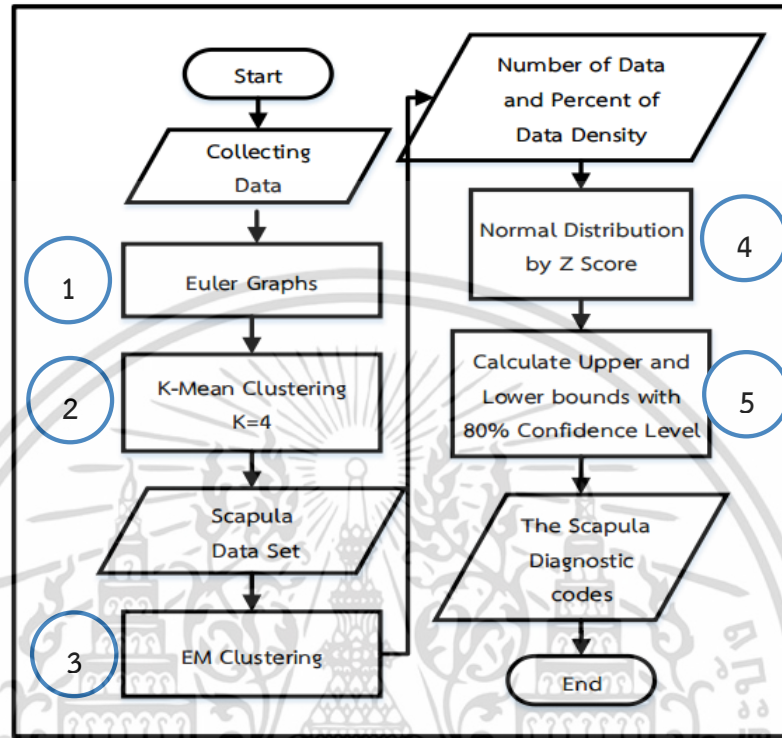


รูปที่ 3.1 ลักษณะการติดอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

เมื่อผู้ทดสอบเคลื่อนไหวแขน ข้อมูลการเคลื่อนไหวทั้งหมดจะถูกส่งจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวผ่านสัญญาณบลูทูธไปยังคอมพิวเตอร์ที่เชื่อมต่อ และข้อมูลจะถูกประมวลผลด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่พัฒนาขึ้นโดยเฉพาะสำหรับการเก็บข้อมูล โดยข้อมูลที่ผู้วิจัยเลือกใช้จากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว Razor-IMU มี 2 ชุดข้อมูล คือ มุมของการเคลื่อนไหวและความเร่งตามแนวแกน X,Y และ Z โดยข้อมูลที่วัดได้นั้นอยู่ในช่วง $\pm 16g$ ในระนาบ 3 มิติ และข้อมูลมุมกับการเอียงหมุนของการเคลื่อนไหวอยู่ในช่วง ± 180 องศา

3.2 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

งานวิจัยนี้มีขั้นตอนดำเนินงานวิจัยทั้งหมด 5 ขั้นตอน แสดงดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 ขั้นตอนวิธีการดำเนินงานวิจัย

จากรูปที่ 3.2 ผู้วิจัยได้เก็บข้อมูลจากเซ็นเซอร์เพื่อสร้างกราฟรูปแบบเวกเตอร์ (ลำดับที่ 1) เนื่องจากผู้วิจัยตั้งสมมติฐานว่าการเคลื่อนไหวของแขนมีการหมุนแบบ 360 องศา จึงได้นำข้อมูลมาสร้างกราฟแบบเวกเตอร์ เพื่อจำลองการเคลื่อนไหว พบว่าข้อมูลการเคลื่อนไหวมีความหนาแน่นเกาะกลุ่มกัน เห็นความแตกต่างของการกระจายตัว แต่ไม่ทราบความหนาแน่น จึงนำกราฟเวกเตอร์ที่ได้มาจัดกลุ่มแบบเคมีนเพื่อสร้างกลุ่มข้อมูลสะบัก เพื่อแบ่งข้อมูลกราฟเป็นข้อมูลกลุ่มย่อยๆ เพื่อให้ง่ายต่อการตรวจจับความหนาแน่นของข้อมูล ซึ่งได้ทดลองจัดกลุ่มกราฟเวกเตอร์ตั้งแต่ 2-7 กลุ่มข้อมูล และพบว่าการแบ่งกลุ่มข้อมูลแบบ 4 กลุ่ม ได้กลุ่มข้อมูลย่อยที่มีความเหมาะสม (ลำดับที่ 2) สามารถเห็นกลุ่มความหนาแน่นได้ชัดเจน แต่ยังไม่สามารถกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น และขอบของข้อมูลที่มีความหนาแน่นได้ จึงนำกลุ่มข้อมูลย่อยจากเคมีนมาจัดกลุ่มแบบการหาค่าคาดหวังสูงสุดเพื่อหาความหนาแน่นย่อยภายในกลุ่มข้อมูล (ลำดับที่ 3) ซึ่งมีหลายกลุ่มความหนาแน่นตั้งแต่มากไปหาน้อย แต่ผู้วิจัยเลือกเฉพาะข้อมูลที่มีความหนาแน่นสูงสุดใน 2 อันดับแรกเท่านั้น เนื่องจากผู้วิจัยจะใช้ตำแหน่งความหนาแน่นอันดับหนึ่งและสองเป็นหลักเกณฑ์ในการจำแนกคนปกติและคนผิดปกติ เปอร์เซ็นต์ตำแหน่งความหนาแน่นจะนำไปสร้างกราฟรูปแบบโค้งปกติด้วย

คะแนนมาตรฐาน (ลำดับที่ 4) โดยเรียงลำดับข้อมูลจากน้อยไปมาก และคำนวณค่าความแปรปรวน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานาน นโมอนุญัตเตนาไปใช้ประโยชน์ด้านการศึกษา ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ช่วงความเชื่อมั่นและค่าความเป็นไปได้ที่จะเกิดความผิดพลาดเพื่อหาขอบเขตล่างและขอบเขตบนของข้อมูล (ลำดับที่ 5) เพื่อใช้กำหนดตำแหน่งความหนาแน่น ผลลัพธ์ในขั้นตอนนี้จะได้ต้นแบบการเคลื่อนไหวสะบักทั้งรูปแบบปกติและผิดปกติ มีขั้นตอนวิธีย่อยๆ ดังนี้

3.2.1 วิธีการสร้างกราฟเวนน้อยเลอร์

ขั้นตอนนี้อ้างอิงจากขั้นตอนหมายเลข 1 ในรูปที่ 3.2 เมื่อผู้วิจัยได้ข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจสอบการเคลื่อนไหวแล้ว ผู้วิจัยนำข้อมูลมาสร้างกราฟโดยใช้สมการที่ (3.1) และ (3.2) ในการหาค่า X และ Y โดยอ้างอิงจากสมการที่ (2.1) และ (2.2)

$$X = R \times \sin(T) \quad (3.1)$$

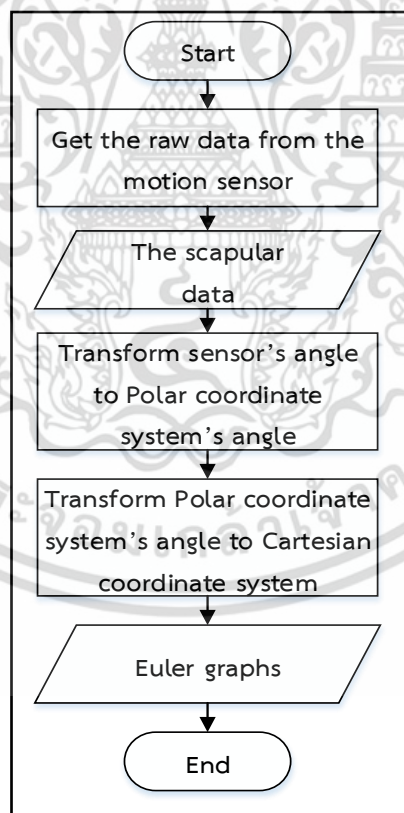
$$Y = R \times \cos(T) \quad (3.2)$$

โดยที่ X และ Y คือ พิกัดคาร์ทีเซียน

R คือ ข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

T คือ เวลาในหน่วยวินาที เริ่มจาก 1 จนถึง n

สามารถแสดงขั้นตอนวิธีในรูปที่ 3.3



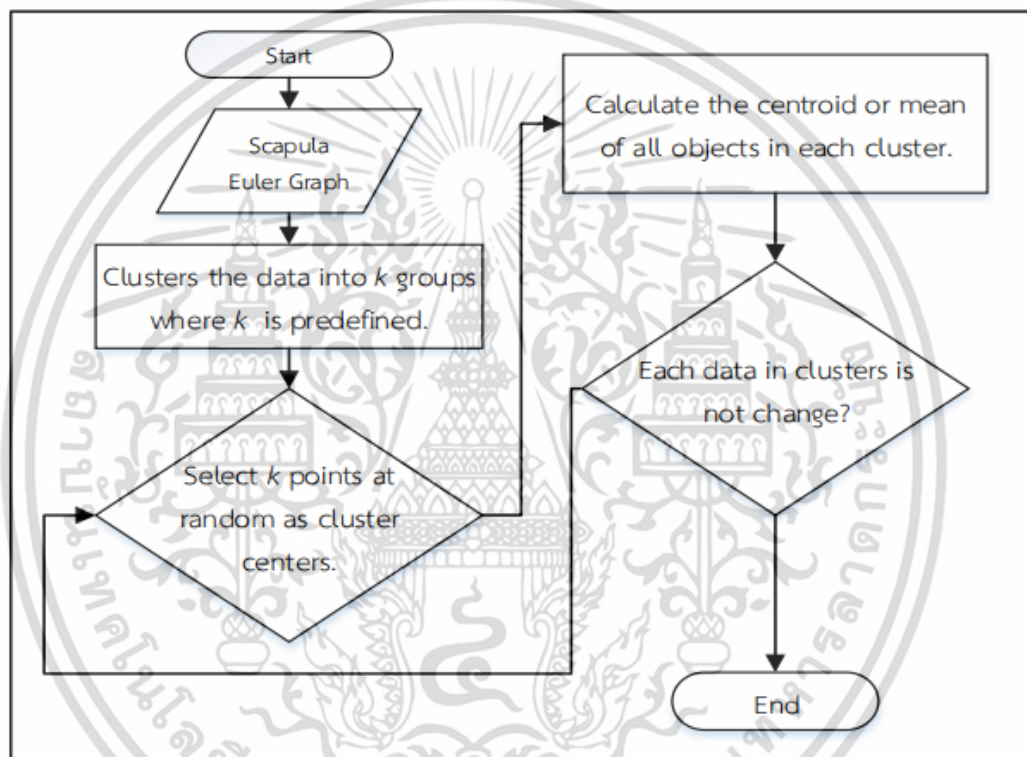
รูปที่ 3.3 ขั้นตอนวิธีการสร้างกราฟเวนน้อยเลอร์

เมื่อรับข้อมูลจากเซ็นเซอร์แล้วจะได้ข้อมูลดิบของการเคลื่อนไหวสะบัก ผู้วิจัยได้แปลงข้อมูลดิบการเคลื่อนไหวสะบักเป็นข้อมูลการเคลื่อนไหวเชิงมุมโดยใช้สมการที่ 3.1 และ 3.2 เพื่อแปลงรูปแบบเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์เพื่อการเรียนการสอนเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ในการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กราฟเส้นให้เป็นกราฟรูปแบบวงกลมตามลักษณะองศาการเคลื่อนไหวของแขนแล้วจึงแปลงข้อมูลการเคลื่อนไหวเชิงมุมเป็นพิกัดคาร์ทีเซียนเพื่อนำไปสร้างกราฟแบบเวกเตอร์

3.2.2 วิธีการจัดกลุ่มข้อมูลด้วยการจัดกลุ่มแบบเคมีน

เนื่องจากข้อมูลแบบกราฟพอยเลอร์ ยังไม่สามารถจำแนกข้อมูลของผู้ป่วยได้อย่างชัดเจนได้เพียงกลุ่มข้อมูลความหนาแน่นเท่านั้น ทำให้ผู้วิจัยได้ดำเนินการจัดกลุ่มข้อมูล เพื่อแบ่งกลุ่มข้อมูลให้เป็นกลุ่มเล็กๆ เพื่อให้สามารถกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นได้ง่ายมากยิ่งขึ้น โดยใช้วิธีการจัดกลุ่มแบบเคมีนตามขั้นตอนวิธี ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มแบบเคมีน

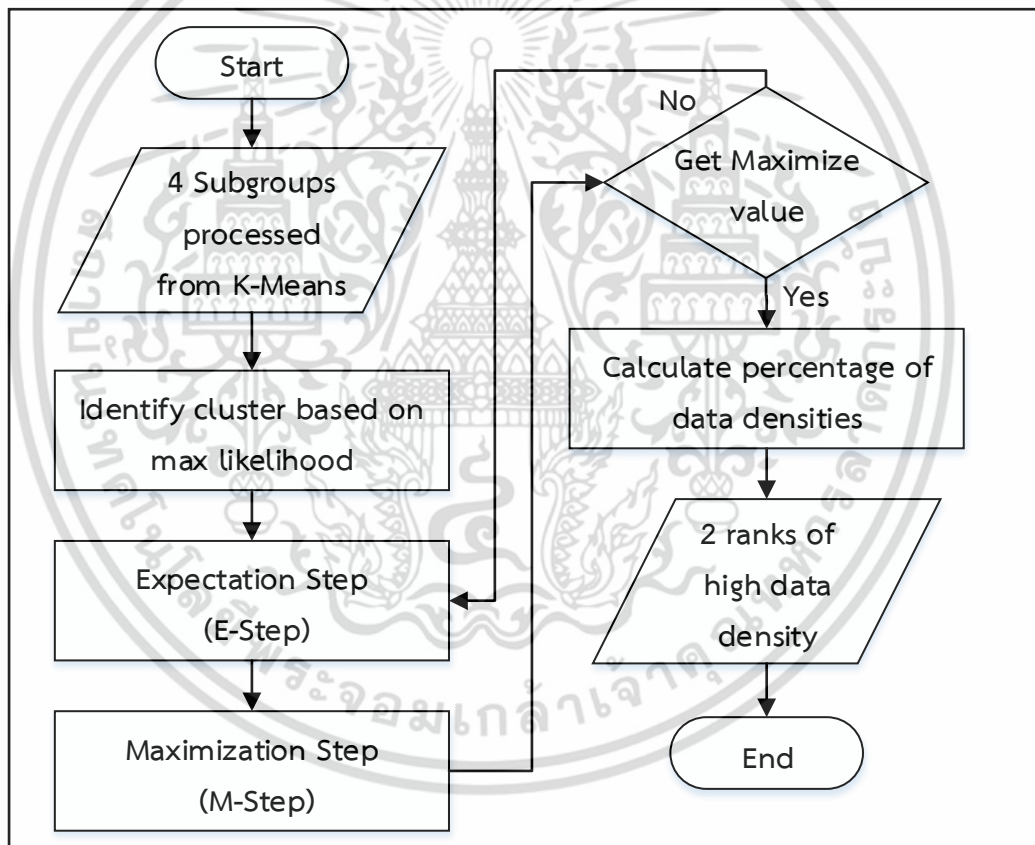
หลังจากได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบักในรูปแบบกราฟเวกเตอร์ ผู้วิจัยกำหนดจำนวนกลุ่มข้อมูลที่ต้องการแบ่งกลุ่มย่อย และกำหนดจุดศูนย์กลางของกลุ่มด้วยวิธีการสุ่มแบบฟอร์กี้ (Forgy) อ้างอิงจากสมการที่ (2.3) หลังจากจัดกลุ่มข้อมูลแล้ว จึงคำนวณค่าเฉลี่ยแต่ละข้อมูลในกลุ่มนั้นๆ อ้างอิงจากสมการที่ (2.4) เพื่อใช้เป็นจุดศูนย์กลางในรอบใหม่ โดยทำซ้ำขั้นตอนที่ 2-3 จนกว่าข้อมูลทุกค่าไม่มีการเปลี่ยนแปลงกลุ่มข้อมูล จึงจบการทำงาน

3.2.3 การสร้างหลักเกณฑ์เพื่อจำแนกอาการบาดเจ็บสะบัก

การสร้างหลักเกณฑ์เพื่อจำแนกอาการบาดเจ็บสะบักได้ใช้ขั้นตอนวิธีการหาค่าคาดหวังสูงสุดในการหาความหนาแน่นของข้อมูลในแต่ละคลัสเตอร์ซึ่งได้จากขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มเคมีน และนำเปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นมาสร้างกราฟในรูปแบบโค้งปกติ ซึ่งได้มาจากการคำนวณคะแนนมาตรฐานของข้อมูลเพื่อกำหนดขอบเขตล่างและขอบเขตบน จึงทำให้สามารถกำหนดหลักเกณฑ์การจำแนกข้อมูลคนปกติและข้อมูลคนผิดปกติได้ แต่ละขั้นตอนมีรายละเอียดดังนี้

1) การจัดกลุ่มข้อมูลแบบค่าคาดหวังสูงสุด (Expected-Maximize Clustering)

เมื่อได้กลุ่มข้อมูลจากการจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนแล้ว ผู้วิจัยเห็นความหนาแน่นในกลุ่มข้อมูลย่อย แต่ไม่ทราบตำแหน่งความหนาแน่นจึงนำมาหาความหนาแน่นย่อยของข้อมูลในแต่ละกลุ่มด้วยขั้นตอนวิธีการหาค่าคาดหวังสูงสุด ดังรูปที่ 3.5



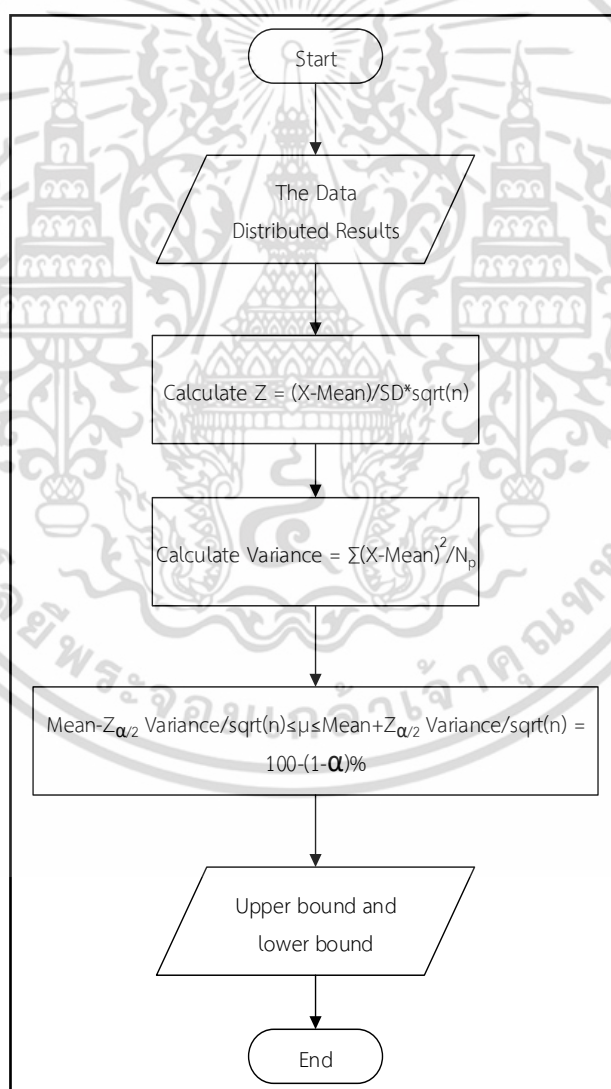
รูปที่ 3.5 ขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มแบบการหาค่าคาดหวังสูงสุด

ผู้วิจัยได้นำกลุ่มข้อมูลย่อยที่ได้จากการจัดกลุ่มแบบเคมีนที่ต้องการหาค่าความหนาแน่นของข้อมูลเป็น X กำหนดค่าที่ไม่สามารถกำหนดค่าแน่นอน (Missing Value) เป็น Z และกำหนดค่าคาดหวังสูงสุดที่ประเมินหรือสุ่มขึ้นมาเป็น θ โดยอ้างอิงจากสมการที่ (2.6) เมื่อกำหนดข้อมูลทั้งหมดแล้วจึงมาคำนวณหาค่าที่คาดหวัง (E-Step) โดยคำนวณจากฟังก์ชันที่หาค่าความเป็นได้สูงสุด เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Max Likelihood Estimation) คัดจากผลบวกกระจายข้อมูลของ Z ที่คำนวณจาก X ซึ่ง X ต้องอยู่ในขอบเขตของพารามิเตอร์ θ^t อ้างอิงจากสมการที่ (2.7) นำค่า $Q(\theta^t)$ ที่ได้จากการคำนวณในขั้นตอน E-Step มาคำนวณค่าสูงสุด (M-Step) เพื่อหาตำแหน่งของข้อมูลที่มีค่าความหนาแน่นสูงสุดในขั้นตอน E-Step โดยใช้สมการที่ (2.8) ถ้าหากยังไม่ได้ค่าคาดหวังสูงสุดก็จะประเมินค่าคาดหวังสูงสุดในขั้นตอน E-Step จากสมการที่ (2.7) เมื่อได้ค่าสูงสุดแล้วจึงสามารถคำนวณเปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นของข้อมูลในงานวิจัยนี้จะผู้วิจัยเลือกใช้เปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นสูงสุด 2 อันดับแรก

2) การหาค่ามาตรฐาน

เมื่อได้เปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นจากการจัดกลุ่มแบบการหาค่าคาดหวังสูงสุดแล้ว ผู้วิจัยได้นำเปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นจากการหาขอบเขตบนและขอบเขตล่างด้วยการการคำนวณคะแนนมาตรฐานแบบคะแนนซี มีขั้นตอนการทำงาน ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 ขั้นตอนวิธีการหาค่ามาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากได้เปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นมากที่สุด 2 อันดับแรกจากการจัดกลุ่มแบบการหาค่าคาดหวังสูงสุดแล้ว การสร้างคะแนนมาตรฐานแบบคะแนนซี มีขั้นตอนดังนี้

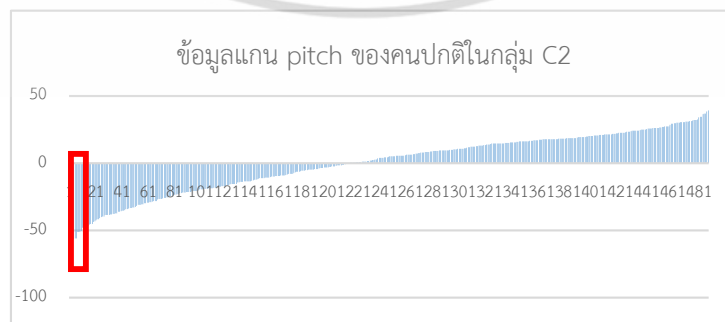
1. คำนวณค่าคะแนนดิบค่าเฉลี่ยข้อมูล แล้วนำผลลัพธ์ทั้งหมดหารด้วยค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
2. นำคะแนนซีสร้างกราฟแบบโค้งปกติ เพื่อกำหนดขอบเขตล่างและขอบเขตบนของข้อมูลการเคลื่อนไหวสลับกันในแต่ละกลุ่มย่อย
3. คำนวณค่าความแปรปรวน จากการนำผลรวมของคะแนนซีลบด้วยค่าเฉลี่ยเลขคณิตทั้งหมด ยกกำลัง 2 แล้วหารด้วยจำนวนข้อมูล
4. คำนวณขอบเขตล่างจากการนำค่าเฉลี่ยเลขคณิตลบกับค่า $Z_{\alpha/2}$ ซึ่งได้จากการเปิดตาราง Z คูณกับค่าความแปรปรวนหารกับรากที่สองของจำนวนข้อมูล
5. คำนวณขอบเขตบนโดยนำค่าเฉลี่ยเลขคณิตบวกกับค่า $Z_{\alpha/2}$ ซึ่งได้จากการเปิดตาราง Z คูณกับค่าความแปรปรวนหารกับรากที่สองของจำนวนข้อมูล

เมื่อคำนวณเสร็จแล้วจะได้ขอบเขตล่างและบนซึ่งสามารถกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลของคนปกติและผิดปกติ ซึ่งจะใช้เป็นหลักเกณฑ์ในการจำแนกข้อมูลระหว่างคนปกติและผิดปกติเป็นผลสรุปของการทำงาน

- 3) ตัวอย่างการนำคะแนนมาตรฐานซีประยุกต์กำหนดตำแหน่งความหนาแน่นในหัวข้อนี้แสดงตัวอย่างการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นด้วยคะแนนมาตรฐาน โดยนำข้อมูลค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ความแปรปรวน ขอบบนและขอบล่างแสดงในตารางที่ 3.1 และกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นจากขอบเขตล่างและขอบเขตบนในรูปที่ 3.6

ตารางที่ 3.1 ข้อมูลที่ใช้สำหรับกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น

ข้อมูลดิบ	ค่าเฉลี่ยข้อมูล	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	จำนวนข้อมูล	ความแปรปรวน	ขอบเขตล่าง	ขอบเขตบน
0.662031	7.9	2.54	488	6.47	0.52	7.89



รูปที่ 3.7 การกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นจากกราฟ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

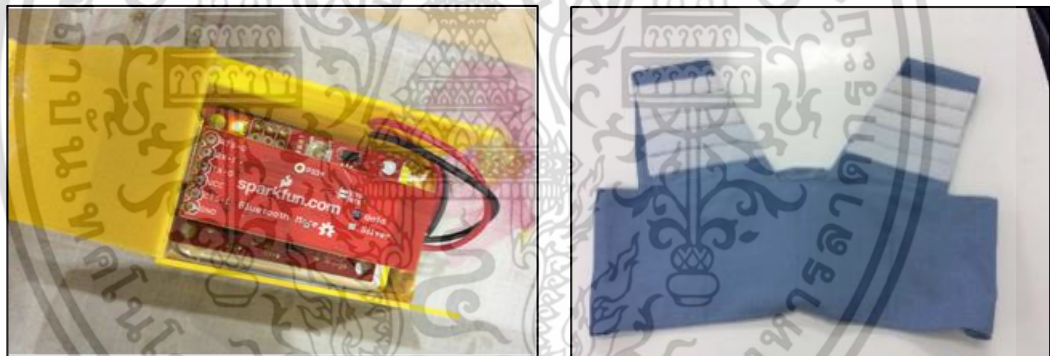
ผลการวิจัยและอภิปรายผล

ในบทนี้เป็นการอธิบายวิธีการทดลองการใช้ขั้นตอนวิธีการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวอากาศบาดเจ็บสะบัก โดยใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว ผู้วิจัยได้เก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวจากผู้ทดสอบทั้งบุคคลที่ไม่มีประวัติการบาดเจ็บและบุคคลที่มีการวินิจฉัยจากแพทย์ว่าเป็นโรคเอ็นข้อไหล่หนีบและอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง โดยมีรายละเอียด ดังนี้

4.1 การดำเนินการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบัก

4.1.1 อุปกรณ์

ในการเก็บข้อมูลแต่ละครั้งจะใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวรุ่น Razor-IMU ผลิตโดยบริษัท Sparkfun เซ็นเซอร์จะใส่กล่องเพื่อป้องกันการเลื่อนหลุด และมีเสื่อก็กใช้สำหรับติดอุปกรณ์ โดยผู้วิจัยนำอุปกรณ์ติดบริเวณสะบัก ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

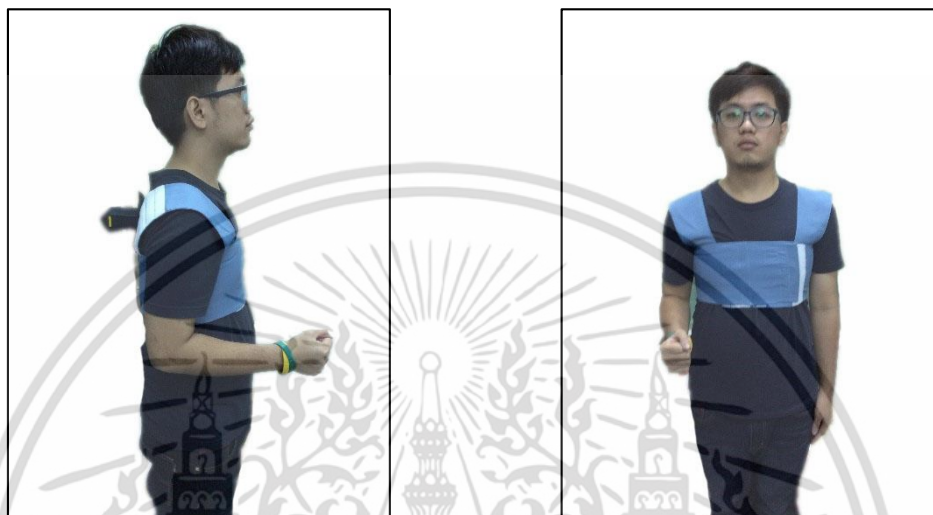
4.1.2 ท่าทางที่ใช้ในการเก็บข้อมูล

ท่าที่ใช้ในการเก็บข้อมูลซึ่งได้จากการปรึกษานักกายภาพบำบัดว่าเป็นท่าทางที่สะบักมีการเคลื่อนไหวมีทั้งหมด 3 ท่า โดยจะเก็บข้อมูลที่สะบักด้านขวาเป็นเวลา 20 วินาที ท่าละ 5 ครั้ง โดยการหมุนไหล่ไปด้านหลัง มีรายละเอียดดังนี้

4.1.2.1 ท่าที่ 1 ท่ายกไหล่

ท่ายกไหล่มีขั้นตอนดังนี้

1) ผู้ทดลองอยู่ในท่าเตรียมพร้อมลำตัวตรงอยู่ในท่าสบาย ไม่เกร็งกล้ามเนื้อ ยกแขนขวาตั้งฉากกับพื้นและกำมือไว้ มือซ้ายแนบลำตัว ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 ท่าเตรียมพร้อม (ท่าที่ 1)

2) เมื่อเริ่มจับเวลา ผู้ทดลองเริ่มขยับข้อศอกเลื่อนไปข้างหน้าอย่างช้าๆจนข้อศอกอยู่ข้างหน้าลำตัว ดังรูปที่ 4.3

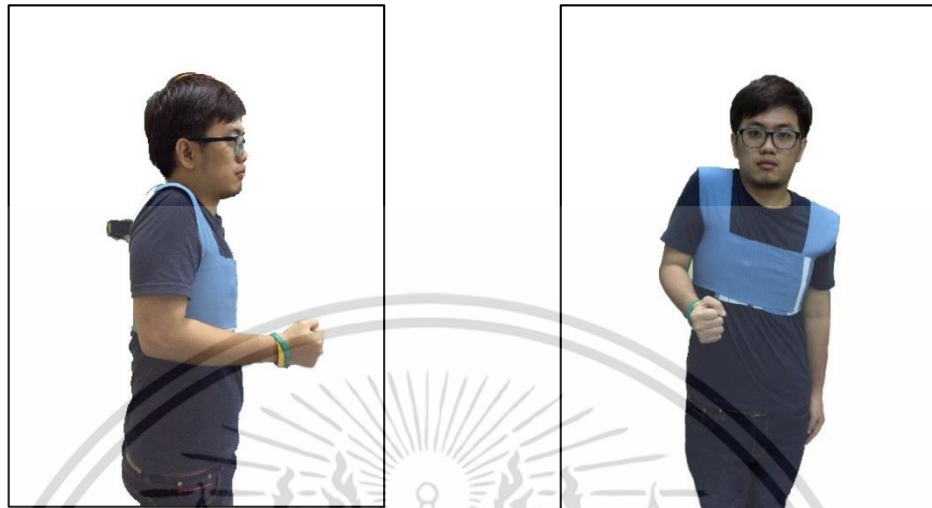


รูปที่ 4.3 ท่าเริ่มต้นขยับ (ท่าที่ 1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3) เมื่อข้อศอกถึงจุดกำหนด เริ่มยกไหล่ขึ้นและเริ่มหมุนจนไหล่ถึงจุดสูงสุด ดังรูป

ที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ท่าขยับขั้นที่ 1 (ท่าที่ 1)

4) เมื่อถึงจุดสูงสุดของไหล่ผู้ทดลองขยับไหล่ลงไปตามหลังจนมืออยู่ที่ลำตัว

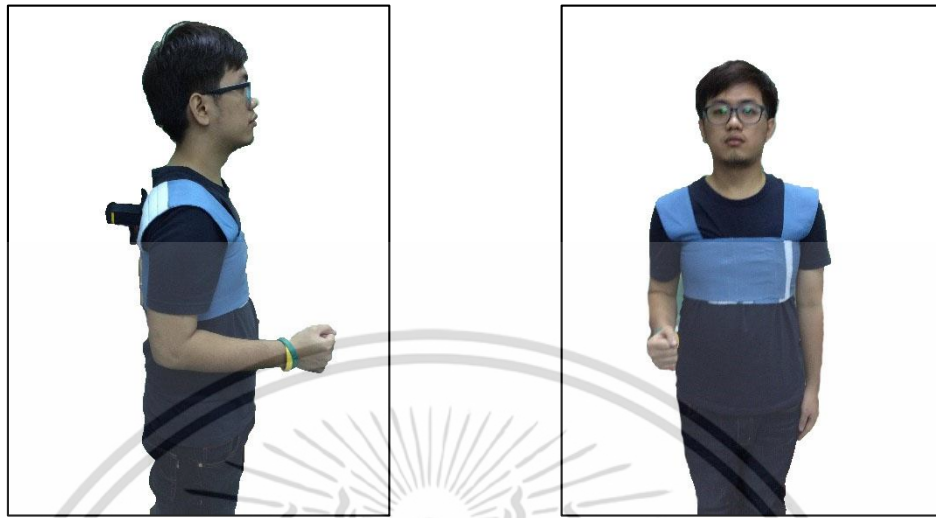
ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 ท่าขยับขั้นที่ 2 (ท่าที่ 1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5) หลังจากนั้นขยับไหล่ลงจนถึงจุดต่ำสุด และเลื่อนแขนมาอยู่ในท่าเตรียมพร้อม เป็นอันสิ้นสุด ดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.6 ท่าเสร็จสิ้น (ท่าที่ 1)

4.1.2.2 ท่าที่ 2 ท่ายกแขนเหยียดตรง

ท่ายกแขนเหยียดตรงมีขั้นตอนดังนี้

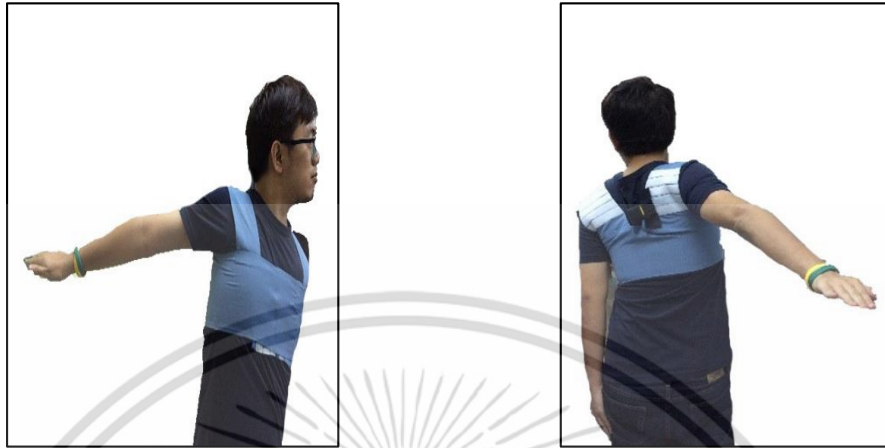
1) ผู้ทดลองอยู่ในท่าเตรียมพร้อมลำตัวตรงอยู่ในท่าสบาย แขนทั้งสองข้างแนบลำตัว ดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 ท่าเตรียมพร้อม (ท่าที่ 2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2) เมื่อเริ่มจับเวลา ผู้ทดลองเริ่มขยับแขนไปหลังอย่างช้าๆ จนแขนงาทำมุม 90 องศากับพื้น ดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 ทำเริ่มต้นขยับ (ท่าที่ 2)

3) เมื่อแขนทำมุม 90 องศาแล้ว เคลื่อนไหวแขนจนแขนทำมุม 180 องศากับพื้น ดังรูปที่ 4.9

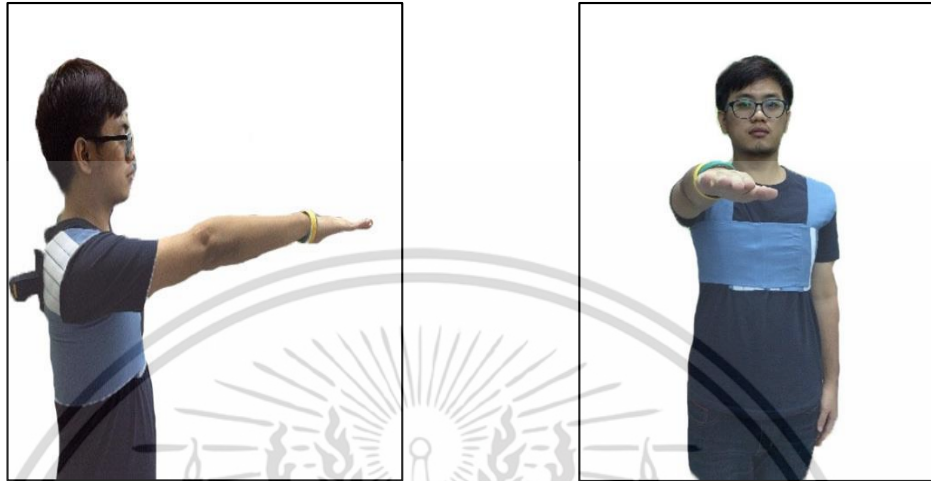


รูปที่ 4.9 ท่าขยับขั้นที่ 1 (ท่าที่ 2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4) หลังจากนั้นเคลื่อนไหล่แขนลงมาด้านหน้า โดยแขนทำมุม 90 องศากับพื้น ดัง

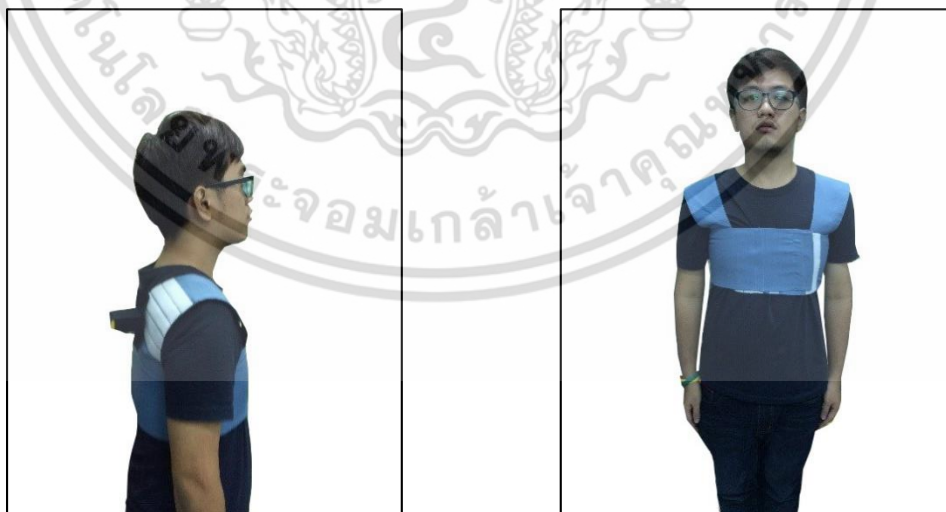
รูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 ท่าขยับชั้นที่ 2 (ท่าที่ 2)

5) หลังจากนั้นเคลื่อนไหล่แขนมาอยู่ในท่าเตรียมพร้อมเป็นอันสิ้นสุด ดังรูปที่

4.11



รูปที่ 4.11 ท่าเสร็จสิ้น (ท่าที่ 2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2.3 ท่าที่ 3 ท่าทางสะบัก

ท่าทางสะบักมีขั้นตอนดังนี้

- 1) ผู้ทดลองอยู่ในท่าเตรียมพร้อมลำตัวตรงอยู่ในท่าสบาย พนมมือทั้งสองข้าง ดัง

รูปที่ 4.12



รูปที่ 4.12 ท่าเตรียมพร้อม (ท่าที่ 3)

- 2) เมื่อเริ่มจับเวลา ผู้ทดลองเริ่มขยับแขนขึ้นไปที่ด้านหลังจนสุดอย่างช้าๆ ดังรูปที่

4.13



รูปที่ 4.13 ท่าเริ่มต้นขยับ (ท่าที่ 3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3) หลังจากนั้นเริ่มหมุนไหล่ขึ้นมาด้านหน้าจนสุด ดังรูปที่ 4.14



รูปที่ 4.14 ท่าขยับชั้นที่ 1 (ท่าที่ 3)

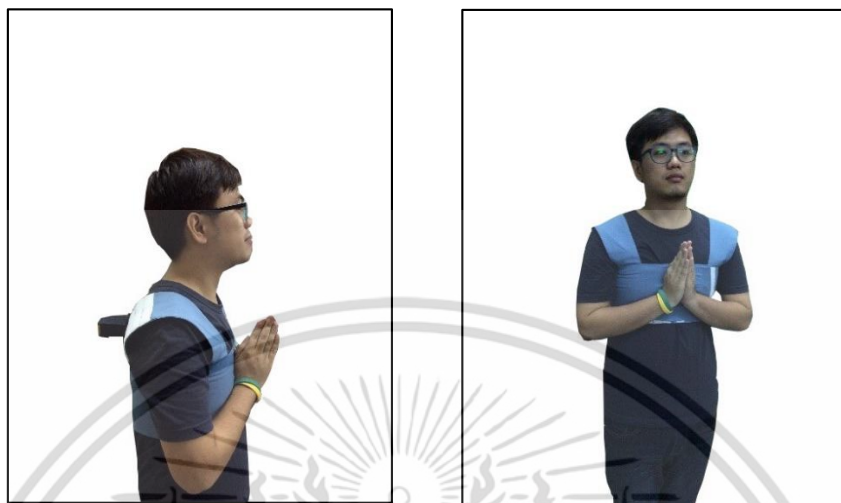
4) หลังจากนั้นเคลื่อนไหล่แขนไปด้านหน้า ดังรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.15 ท่าขยับชั้นที่ 2 (ท่าที่ 3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5) เคลื่อนไหวแขนกลับมาให้อยู่ในท่าพนมมือเหมือนท่าเตรียมพร้อมเป็นอัน
สิ้นสุด ดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 ท่าเสร็จสิ้น (ท่าที่ 3)

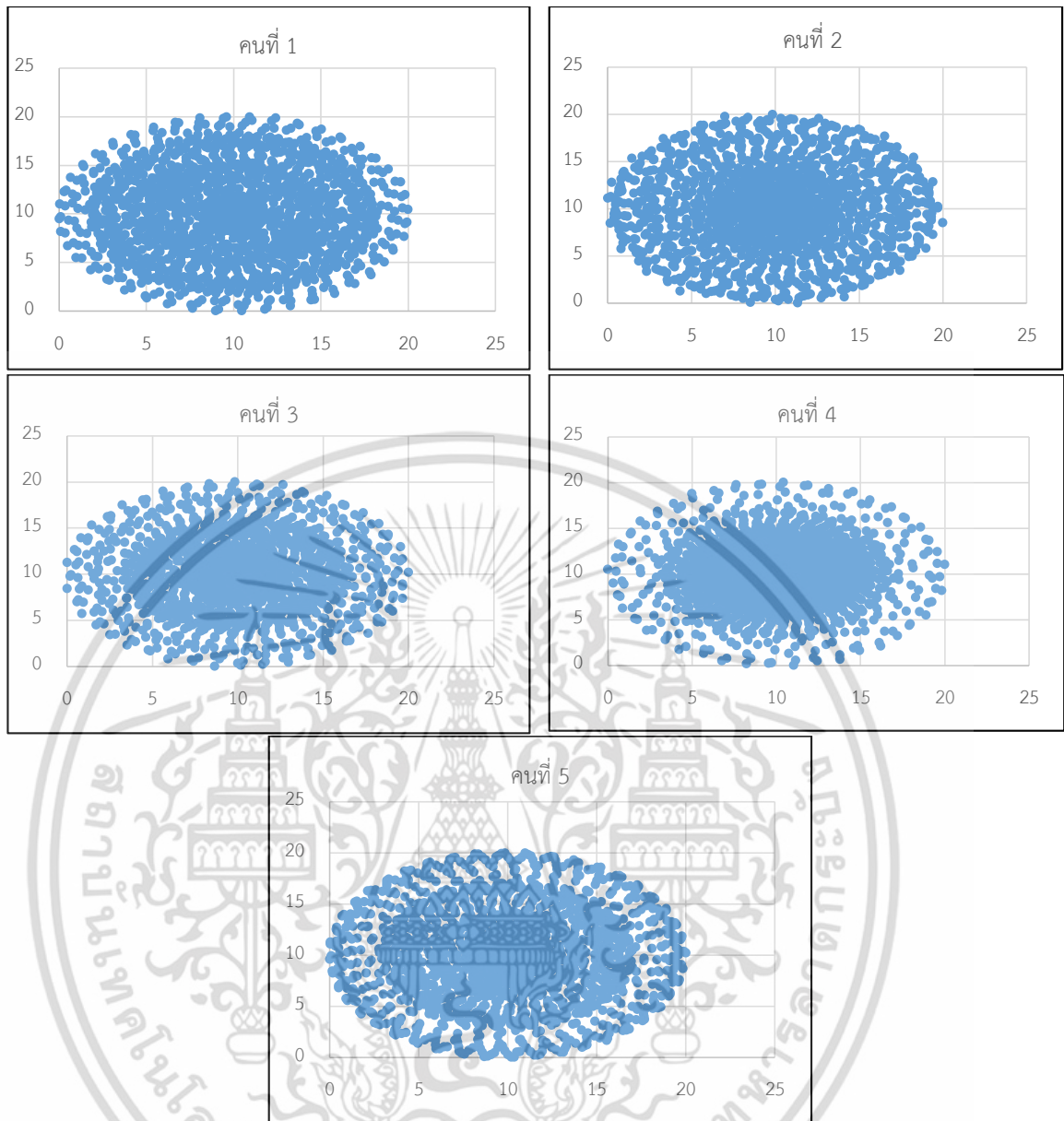
4.2 ผลการทดสอบ

4.2.1 กราฟแบบเวนน้อยเลอร์

ข้อมูลส่วนนี้ได้จากการทดสอบการเคลื่อนไหวสะบักจากผู้ทดสอบ 37 คน โดยแบ่งเป็นคนปกติจำนวน 26 คน คนผิดปกติจำนวน 11 คน ทำการเคลื่อนไหวสะบักจำนวน 5 ครั้ง โดยมีผลของการสร้างกราฟแบบคนปกติแสดงไว้ในหัวข้อที่ 4.2.1.1 และกราฟของคนผิดปกติแสดงไว้ในหัวข้อที่ 4.2.1.2

4.2.1.1 กราฟน้อยเลอร์ของคนปกติ

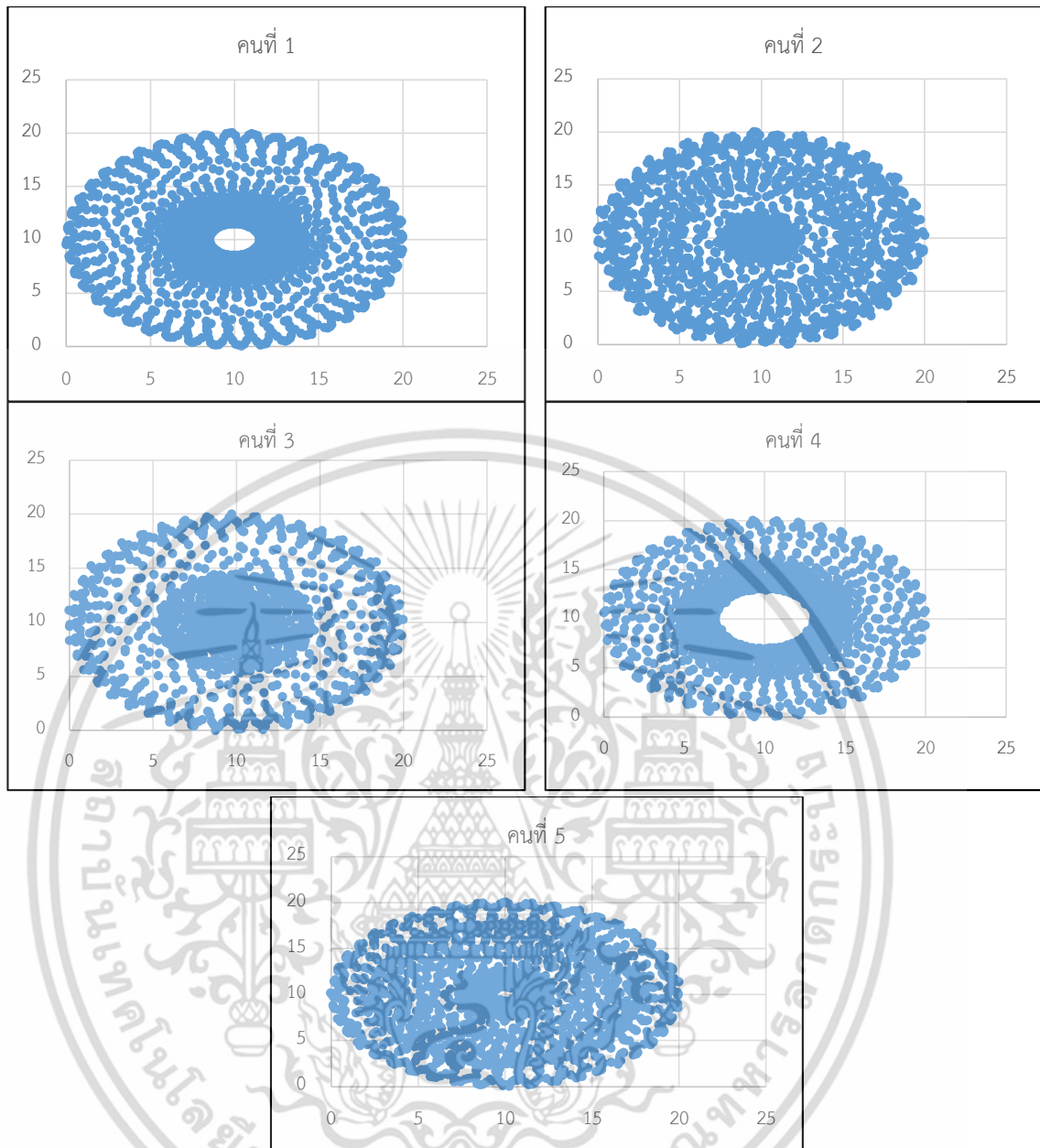
ผลการทดลองของคนปกติจำนวน 5 คนในท่าที่ 1-3 โดยเฉลี่ยข้อมูลการเคลื่อนไหวจำนวน 5 ครั้งมาแสดงในรูปที่ 4.17 ถึง 4.19 ตามลำดับ



รูปที่ 4.17 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 1

จากรูปที่ 4.17 จะเห็นได้ว่าข้อมูลของคนปกติในท่าที่ 1 มีความหนาแน่นสูงในจุดศูนย์กลางของข้อมูล ข้อมูลบางส่วนมีการกระจายตัวจากศูนย์กลางไปยังขอบของข้อมูล โดยข้อมูลในจุดศูนย์กลางสามารถมีขนาดใหญ่หรือเล็กก็ได้ และขอบของข้อมูลสามารถเห็นเป็นเส้นชัดเจนหรือกระจายออกไม่เห็นเป็นเส้นก็ได้

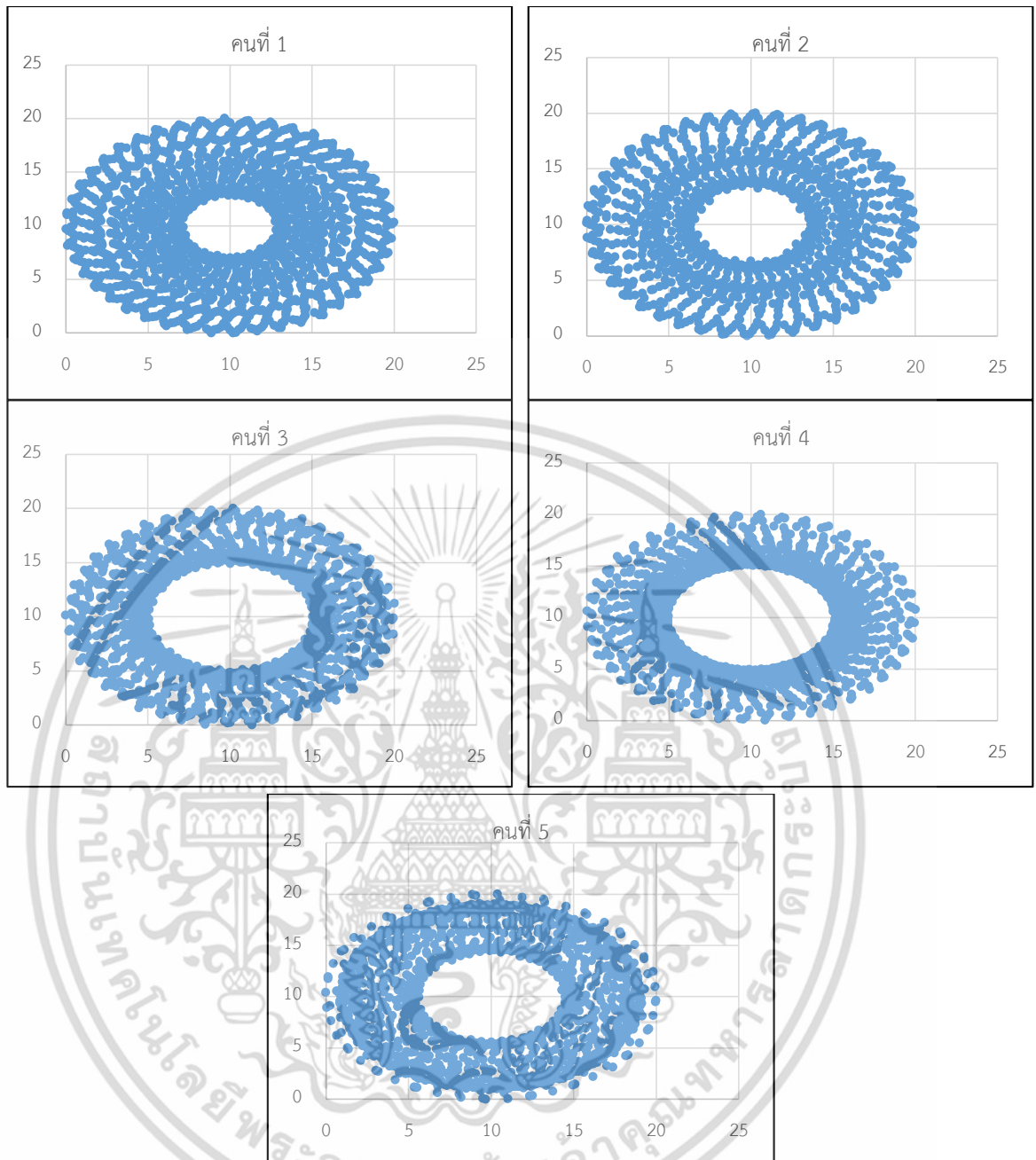
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.18 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 2

จากรูปที่ 4.18 จะเห็นได้ว่าข้อมูลของคนปกติในท่าที่ 2 มีความหนาแน่นสูงในจุดศูนย์กลางของข้อมูลเช่นเดียวกับท่าที่ 1 และข้อมูลที่เหลือกระจายจากศูนย์กลางออกไปยังขอบของข้อมูล โดยอาจจะมีช่องว่างที่จุดศูนย์กลางสามารถมีขนาดใหญ่หรือเล็กก็ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



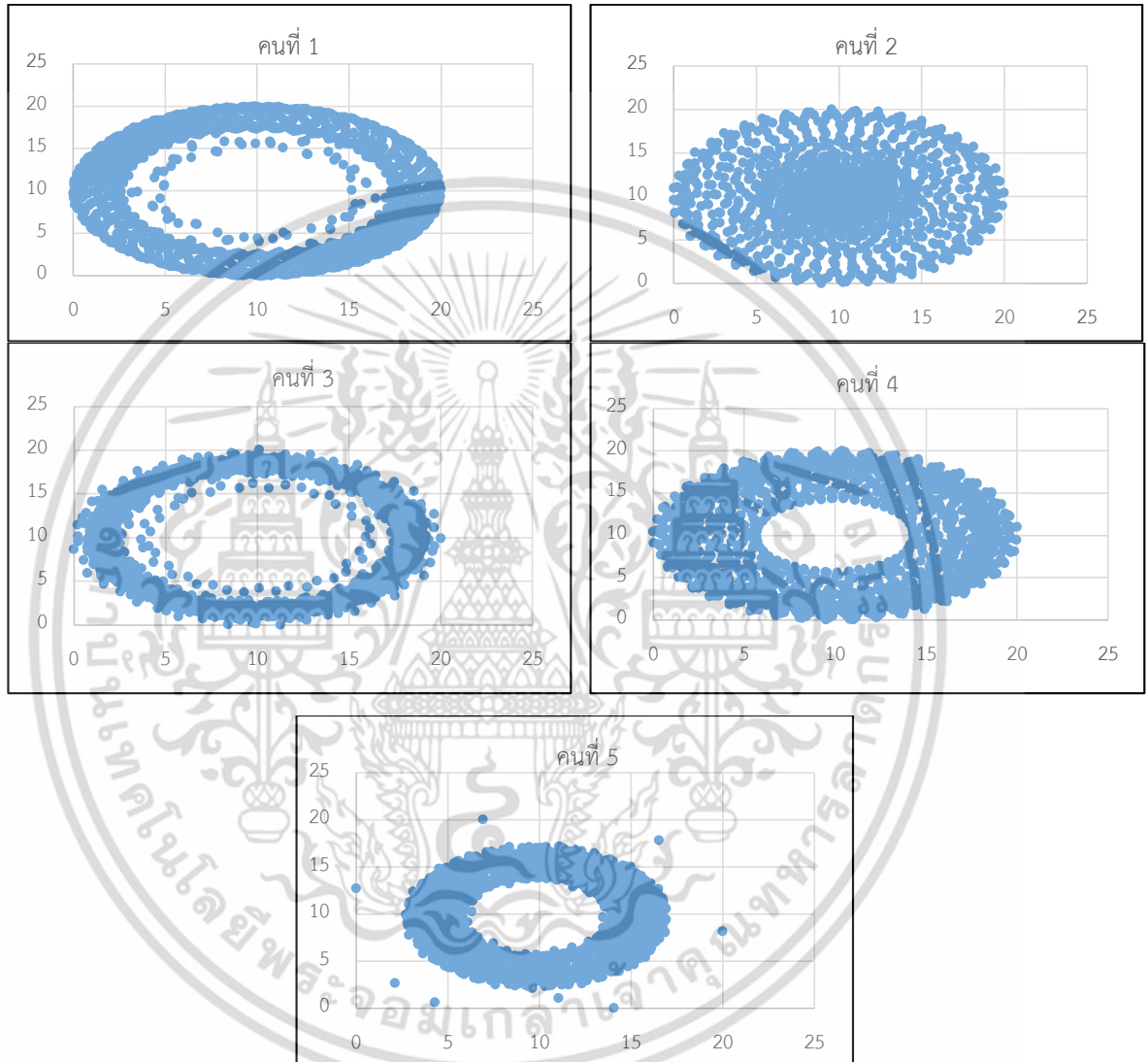
รูปที่ 4.19 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของ सबักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 3

จากรูปที่ 4.19 จะเห็นได้ว่าข้อมูลของคนปกติในท่าที่ 3 มีความหนาแน่นสูงที่ขอบข้อมูลด้านใน ลักษณะกราฟคล้ายกับโดนัท และข้อมูลที่เหลือกระจายตัวจากขอบชั้นในออกไปยังขอบชั้นนอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.1.2 กราฟฟอยเลอร์แบบคนผิดปกติ

ผลการทดลองของคนผิดปกติทั้งแบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังและคนผิดปกติแบบเอ็นข้อไหล่หนีบรวมจำนวน 5 คนในท่าที่ 1-3 โดยเฉลี่ยข้อมูลการเคลื่อนไหวจำนวน 5 ครั้งมาแสดงผลในรูปที่ 4.20 ถึงรูปที่ 4.22 ตามลำดับ

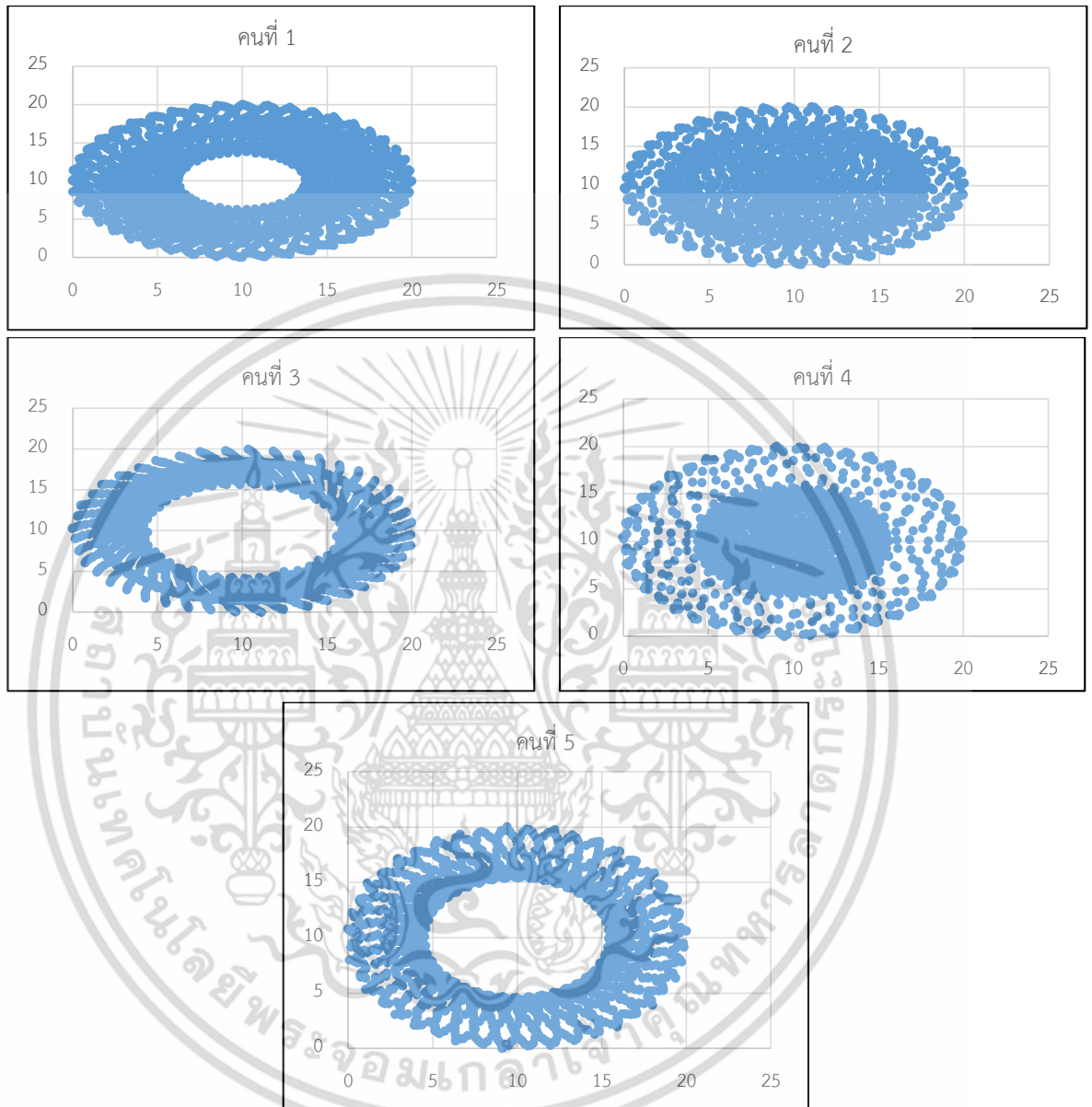


รูปที่ 4.20 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 1

จากรูปที่ 4.20 จะเห็นได้ว่าข้อมูลของคนผิดปกติในท่าที่ 1 คนที่ 1,3,4,5 เป็นคนผิดปกติแบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง ข้อมูลบางส่วนมีลักษณะกระจายตัวออกมาจากกลุ่ม หนาแน่นเฉพาะขอบด้านใน มีช่องว่างตรงกลาง มีความหนาแน่นสูงที่ขอบข้อมูลด้านใน ลักษณะกราฟคล้ายกับโดนัท และข้อมูลที่เหลือกระจายตัวไปยังขอบของข้อมูล ส่วนคนที่ 2 เป็นคนผิดปกติแบบเอ็นข้อไหล่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

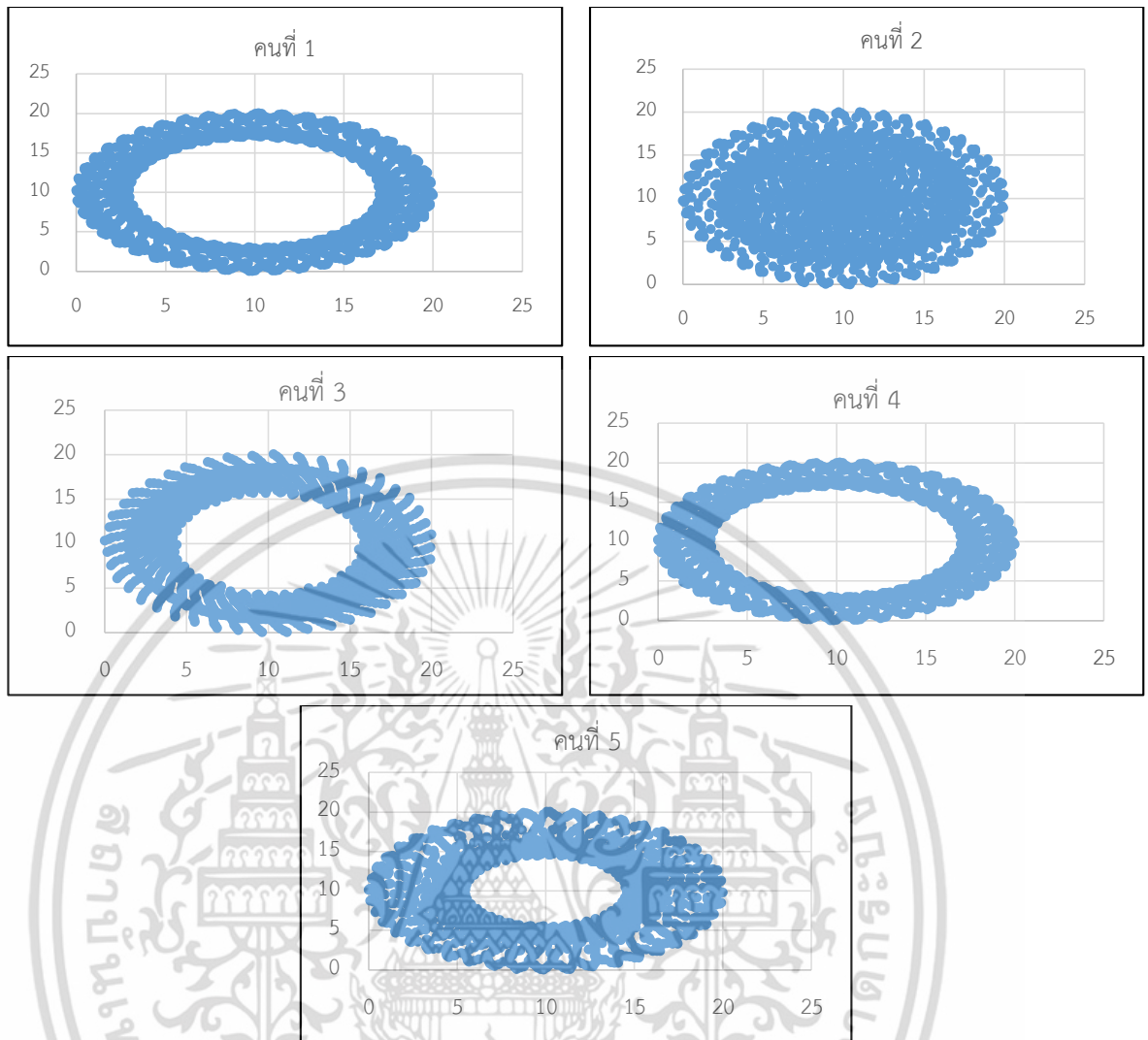
หนึบ กราฟมีความหนาแน่นที่จุดศูนย์กลางของข้อมูลแต่ข้อมูลมีการกระจายตัวระหว่างศูนย์กลางจนถึงขอบข้อมูลอย่างชัดเจน



รูปที่ 4.21 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสະບັດเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 2

จากรูปที่ 4.21 จะเห็นได้ว่าข้อมูลของคนผิดปกติในท่าที่ 2 คนที่ 1,3,5 เป็นคนที่มีการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง ข้อมูลมีลักษณะกระจายตัวออกมาจากขอบวงกลม มีความหนาแน่นสูงเฉพาะขอบด้านใน มีช่องว่างตรงกลาง ลักษณะกราฟคล้ายกับโดนัท และข้อมูลที่เหลือกระจายจากขอบชั้นในออกไปยังขอบชั้นนอก แต่ในคนที่ 4 ที่ผิดปกติแบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังข้อมูลมีความคล้ายคลึงกับคนที่ 2 ที่ผิดปกติแบบเอ็นข้อไหล่หนึบ คือ มีความหนาแน่นวงกลมชั้นในและข้อมูลบางส่วนกระจายต่อไปยังขอบของวงกลมด้านใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.22 กราฟข้อมูลในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 3

จากรูปที่ 4.22 จะเห็นได้ว่าข้อมูลของคนผิดปกติในท่าที่ 2 คนที่ 1,3,4,5 ผิดปกติแบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังข้อมูลกระจายตัวตรงขอบของวงกลมมีความหนาแน่นเฉพาะขอบด้านใน มีช่องว่างตรงกลาง ลักษณะกราฟคล้ายกับโดนัท ส่วนคนที่ 2 ที่ผิดปกติแบบเอ็นข้อไหล่หนีบ ข้อมูลมีลักษณะหนาแน่นสูงที่วงกลมด้านใน ข้อมูลกระจายความหนาแน่นจากศูนย์กลางไปที่ขอบด้านในและข้อมูลส่วนที่เหลือกระจายไปสู่ขอบด้านนอก

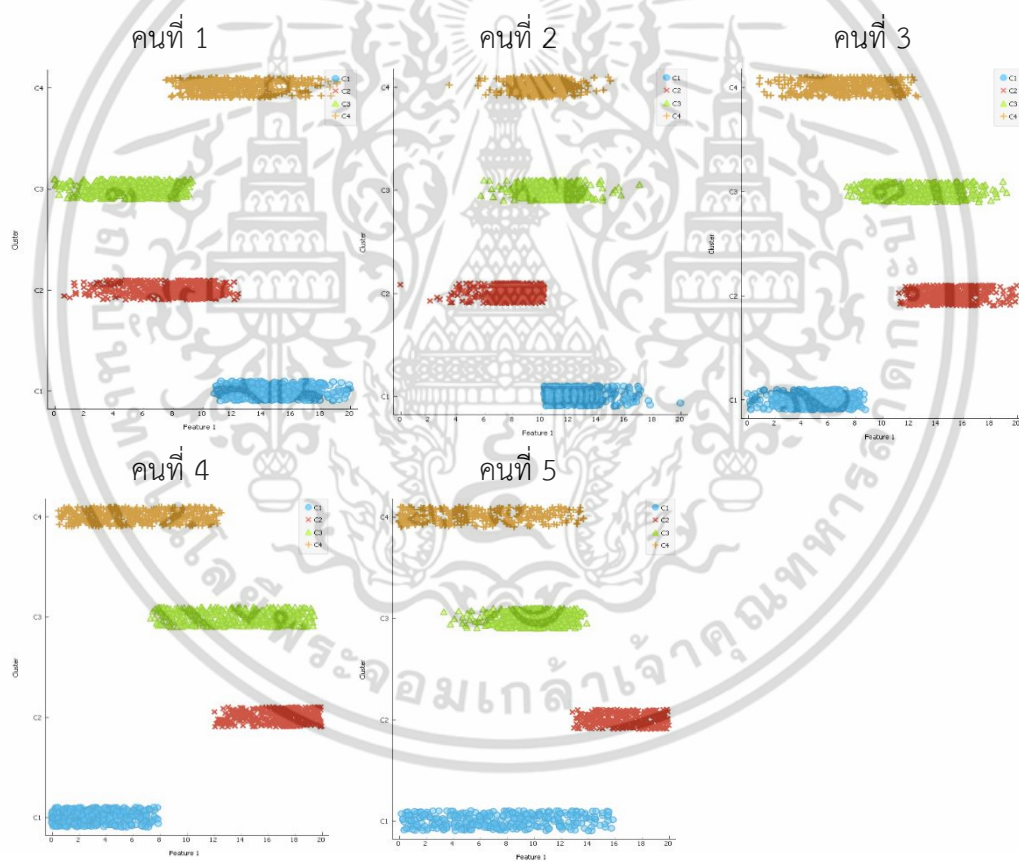
4.2.2 ผลการทดสอบการจัดกลุ่มแบบเคมีน (K-Means Clustering)

ข้อมูลส่วนนี้ได้จากการนำกราฟในหัวข้อที่ 4.2.1 นำมาจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนเนื่องจากข้อมูลแบบกราฟเวกเตอร์น้อยเลอร์ไม่สามารถทราบจุดที่มีความหนาแน่นของข้อมูลที่ชัดเจน แต่สามารถประเมินความหนาแน่นได้จากสายตา และข้อมูลบางกลุ่มมีความคล้ายคลึงกัน จึงนำกราฟทั้งหมดมาจัดกลุ่มในรูปแบบเคมีนเพื่อกำหนดข้อมูลกลุ่มย่อย สำหรับนำไปใช้หาความหนาแน่นเฉพาะกลุ่มที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้วิจัยสนใจ ในการทดลองจะแสดงค่าเฉพาะในแกน pitch เนื่องจากเป็นแกนที่สามารถเห็นความแตกต่างได้ชัดเจนที่สุดจากการสร้างกราฟฟอยเลอร์ ในการจัดกลุ่มผู้วิจัยได้กำหนดค่ากลุ่มข้อมูล $k=4$ เนื่องจากผู้วิจัยได้ทดลองแล้วว่าเมื่อใช้ค่านี้สามารถได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด สามารถเห็นความหนาแน่นของข้อมูลในกลุ่มย่อยชัดเจน ข้อมูลมีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน ข้อมูลส่วนนี้ได้จากการนำผลการเคลื่อนไหวสะบักจากผู้ทดสอบ 37 คน โดยแบ่งเป็นคนปกติจำนวน 26 คน คนผิดปกติจำนวน 11 คน ทำการเคลื่อนไหวสะบักจำนวน 5 ครั้งมาจัดกลุ่ม โดยมีผลของแบบคนปกติแสดงในหัวข้อที่ 4.2.2.1 และแบบคนผิดปกติแสดงในหัวข้อที่ 4.2.2.2

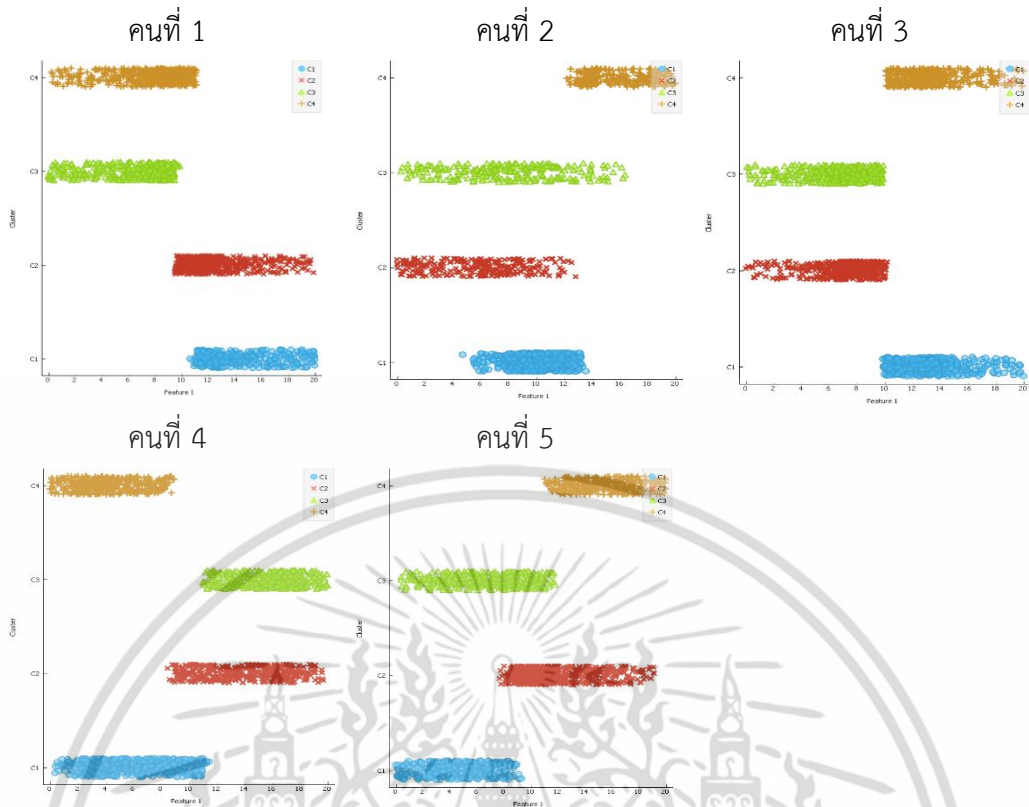
4.2.2.1 ผลการจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติ

ผลลัพธ์ของคนปกติจำนวน 5 คนในท่าที่ 1-3 แสดงดังรูปที่ 4.23 ถึงรูปที่ 4.25 ตามลำดับ

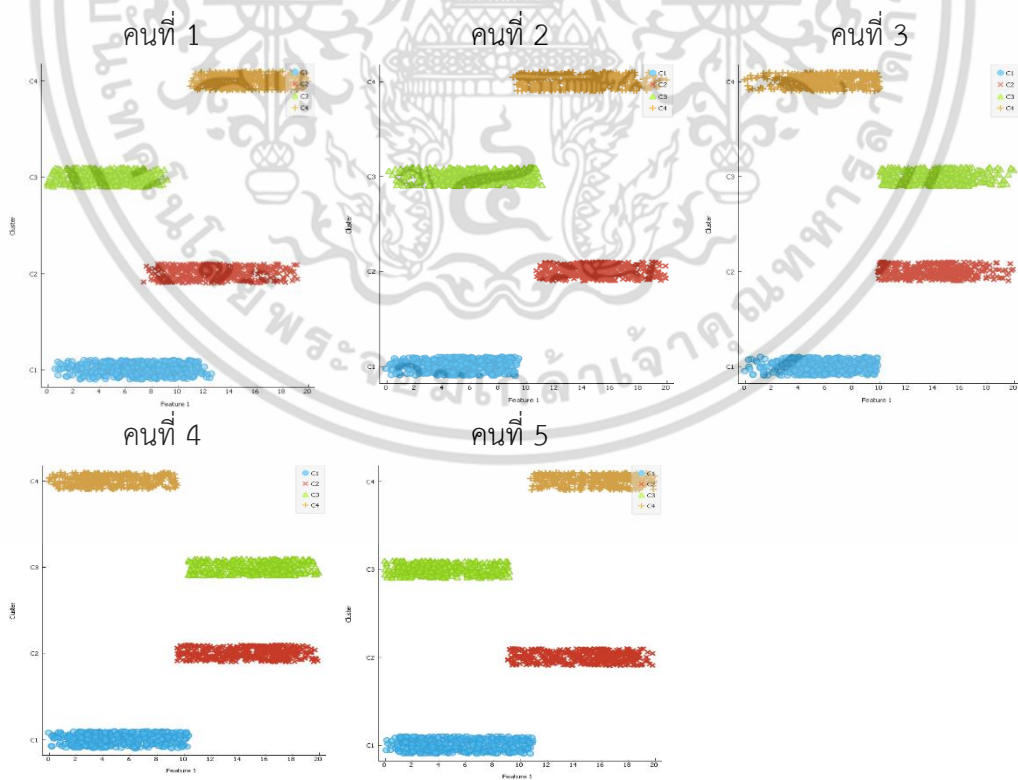


รูปที่ 4.23 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.24 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 2

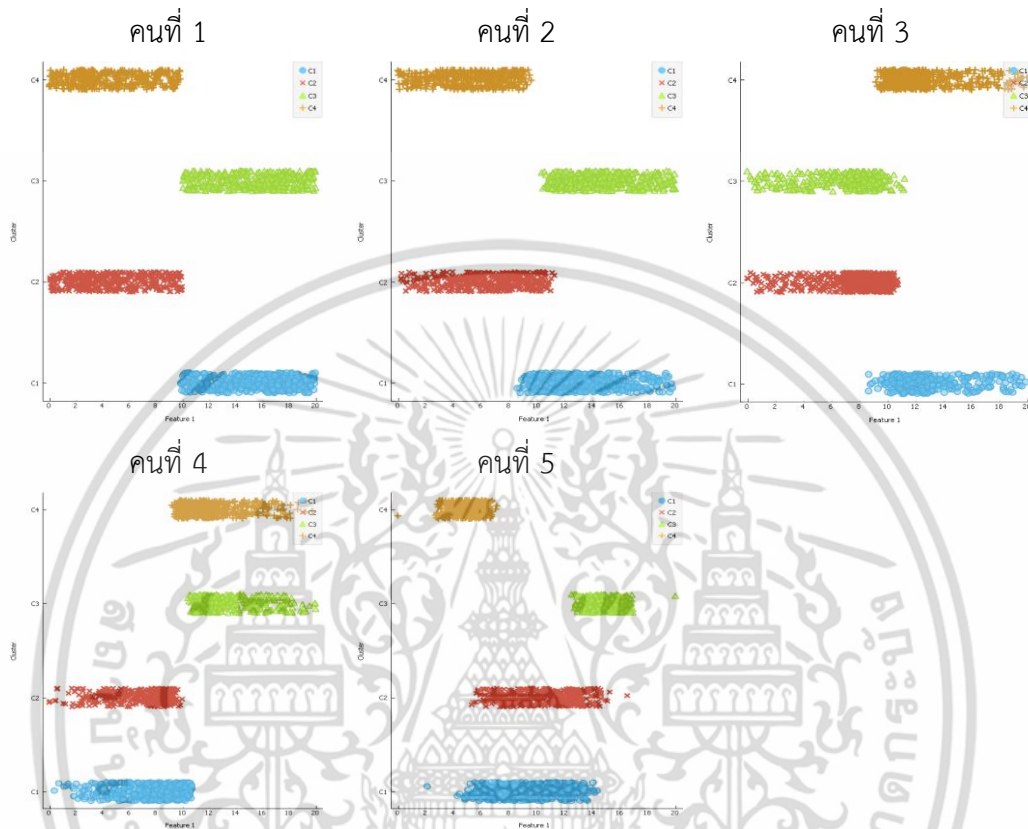


รูปที่ 4.25 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

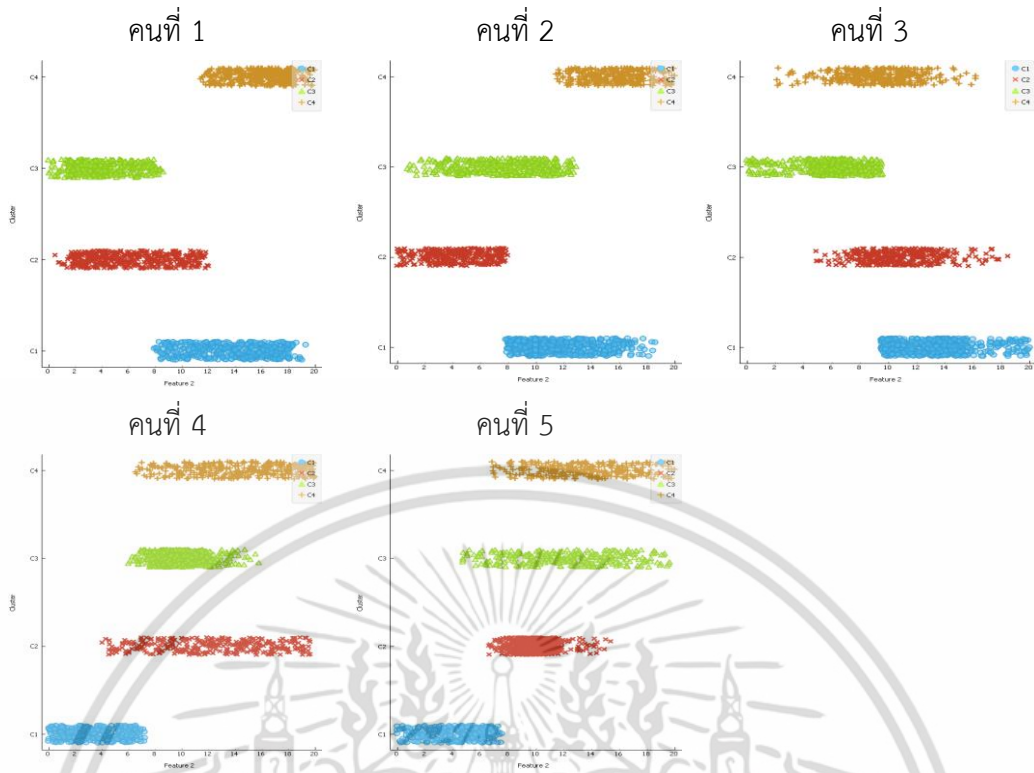
4.2.2.2 ผลการจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติ

ผลลัพธ์ของคนผิดปกติทั้งแบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังและคนผิดปกติแบบเอ็นข้อไหล่อนี้รวมจำนวน 5 คนในท่าที่ 1-3 แสดงผลในรูปที่ 4.26 ถึงรูปที่ 4.28 ตามลำดับ

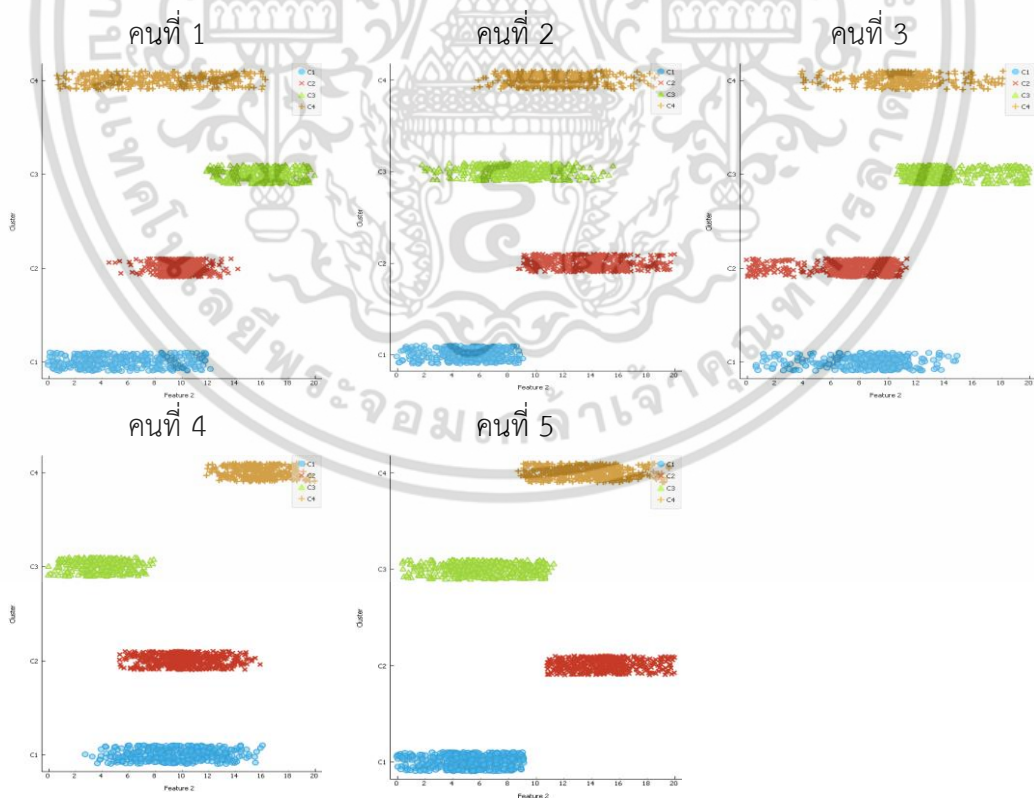


รูปที่ 4.26 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.27 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสื่อบันทึกเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 2



รูปที่ 4.28 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในแกน Pitch ของสื่อบันทึกเฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.3 ผลการทดสอบการจัดกลุ่มแบบค่าคาดหวังสูงสุด (EM Clustering)

ข้อมูลส่วนนี้ได้จากการนำผลการจัดกลุ่มแบบเคมีนจากผู้ทดสอบ 37 คน โดยแบ่งเป็นคนปกติจำนวน 26 คน คนผิดปกติจำนวน 11 คน ทำการเคลื่อนไหวสะบักจำนวน 5 ครั้งมาจัดกลุ่มและหาตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลด้วยวิธีการคำนวณค่าคะแนนซี การแสดงผลการจัดกลุ่มและตำแหน่งความหนาแน่นแสดงด้วยค่าเฉลี่ยของข้อมูลและตามด้วยขอบเขตล่างและขอบเขตบน ผลการจัดกลุ่มและตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติแสดงในหัวข้อที่ 4.2.3.1 และผลการจัดกลุ่มและตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิดปกติแสดงในหัวข้อที่ 4.2.3.2

4.2.3.1 ผลการจัดกลุ่มและตำแหน่งความหนาแน่นแบบคนปกติ

ผลของคนปกติจำนวน 26 คนในท่าที่ 1-3 มาแสดงในตารางที่ 4.1 ถึง ตารางที่ 4.3 และแสดงการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นข้อมูลในรูปที่ 4.29 ถึงรูปที่ 4.31 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.1 ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 1

คนที่	C1	C2	C3	C4
1	1) 12.76,[-0.00,25.51] 2) 17.59,[-0.00,35.17]	5.82,[-0.00,11.64]	4.62,[-0.00,9.23]	11.18,[-0.00,22.35]
2	1) 12.68,[-.000,25.36] 2) 15.63,[-0.00,31.25]	1) 5.27,[-.000,10.55] 2) 8.48,[-0.00,36.35]	11.36,[-0.00,22.71]	8.22,[-0.00,16.43]
3	1) 14.01,[-.000,28.02] 2) 18.47,[-0.00,36.94]	1) 14.51,[-.000,29.02] 2) 18.18,[-0.00,36.35]	5.98,[-0.00,11.94]	1) 2.64,[-0.00,5.27] 2) 7.98,[-0.00,15.96]
4	1) 12.35,[-0.00,24.7] 2) 14.8,[-0.01,29.59]	7.12,[-0.00,14.24]	10.61,[-0.01,21.21]	10.04,[-0.00,20.07]
5	1) 11.64,[-0.00,23.28] 2) 18.01,[-0.01,36.02]	6.8,[-0.01,13.58]	1) 3.34,[-0.01,6.67] 2) 9.7,[-0.01,19.39]	10.99,[-0.01,21.97]
6	1) 0.73,[-.000,1.45] 2) 4.48,[-0.00,8.96]	15.69,[-.001,31.37]	14.81,[-0.01,29.62]	1) 3.4,[-0.00,6.81] 2) 8.72,[-0.01,17.43]
7	1) 5.11,[-0.01,10.22] 2) 11.07,[-0.01,22.13]	11.16,[-0.00,22.32]	14.53,[-0.01,29.04]	5.91,[-0.00,11.81]
8	1) 3.1,[-0.00,6.91] 2) 6.65,[-0.00,13.3]	14.64,[-0.00,29.27]	13.77,[-0.01,27.54]	8.45,[-0.01,16.9]
9	1) 3.41,[-0.01,6.81] 2) 10.54,[-0.01,21.08]	16.93,[-0.00,33.86]	9.98,[-0.01,19.95]	8.66,[-0.02,17.3]
10	6.65,[-0.01,13.3]	14.8,[-0.01,29.59]	12.37,[-0.01,24.74]	5.05,[-0.01,10.09]
11	1) 5.99,[-0.01,11.96] 2) 9.2,[-0.00,18.4]	14.46,[-0.01,28.91]	5.5,[-0.01,10.1]	9.97,[-0.00,19.94]

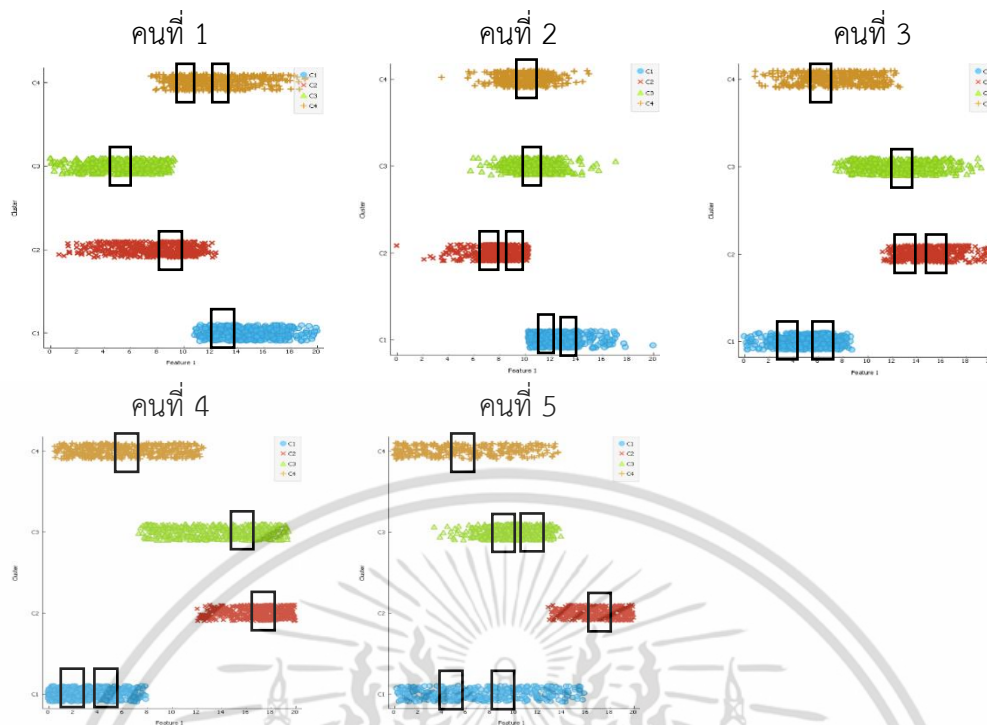
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 (ต่อ) ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 1

คนที่	C1	C2	C3	C4
12	13.6,[-0.00,27.2]	4.92,[-0.01,9.83]	12.76,[-0.01,25.52]	7.29,[-0.01,14.58]
13	15.51,[-0.01,31.01]	6.39,[-0.01,12.78]	8.61,[-0.00,17.2]	11.41,[-0.00,22.83]
14	1) 13.54,[-0.00,27.08] 2) 17.24,[-0.01,34.45]	3.13,[-0.01,6.23]	10.44,[-0.01,20.87]	8.66,[-0.00,17.32]
15	4.89,[-0.01,9.7]	16.27,[-0.00,32.53]	1) 6.33,[-0.01,12.66] 2) 2.01,[-0.00,4.02]	1) 13.81,[-0.01,27.61] 2) 18.04,[-0.01,36.08]
16	11.03,[-0.01,22.06]	15.58,[-0.01,31.16]	8.05,[-0.01,16.09]	4.24,[-0.01,8.49]
17	5.28,[-0.02,10.54]	10.02,[-0.02,20.03]	-7.69,[-0.02,15.41]	1) -14.19,[-0.01,-28.38] 2) -3.38,[-0.01,-6.77]
18	1) 12.89,[-0.00,25.79] 2) 17.82,[-0.01,35.63]	1) 4.5,[-0.00,8.99] 2) 8.85,[-0.01,17.71]	14.31,[-0.01,28.61]	8.31,[-0.00,16.62]
19	7.09,[-0.01,14.18]	14.23,[-0.01,28.43]	15.53,[-0.00,31.05]	4.55,[-0.01,9.1]
20	9.62,[-0.00,19.24]	8.73,[-0.01,17.45]	6.72,[-0.00,13.44]	1) 12.52,[-0.00,25.04] 2) 14.53,[-0.00,29.07]
21	3.05,[-0.00,6.1]	1) 12.45,[-0.00,24.89] 2) 17.51,[-0.00,35.03]	4.99,[-0.01,9.98]	13.68,[-0.01,27.35]
22	1) 3.85,[-0.01,7.69] 2) 9.39,[-0.00,18.78]	7.94,[-0.00,15.87]	15.73,[-0.01,31.45]	1) 10.2,[-0.00,20.39] 2) 12.46,[-0.00,24.91]
23	1) 12.8,[-0.00,25.59] 2) 19.1,[-0.00,38.2]	2.19,[-0.01,4.37]	13.39,[-0.00,26.77]	8.41,[-0.01,16.27]
24	11.76,[-0.00,23.52]	8.3,[-0.01,16.59]	1) 12.66,[-0.00,25.32] 2) 16.78,[-0.01,33.54]	6.16,[-0.01,12.3]
25	1) 5.06,[-0.00,10.12] 2) 7.9,[-0.00,15.8]	13.53,[-0.01,27.05]	11.48,[-0.00,22.96]	7.2,[-0.01,14.39]
26	1) 8.9,[-0.00,17.8] 2) 12.39,[-0.00,24.78]	1) 2.6,[-0.01,5.19] 2) 6.65,[-0.00,13.29]	1) 13.36,[-0.00,26.71] 2) 17.62,[-0.01,35.32]	7.73,[-0.01,15.45]

ข้อมูลทั้งหมดจากตารางที่ 4.1 สามารถนำมากำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูล โดยคัดเลือกข้อมูลจากกราฟออยเลอร์ของคนปกติที่เห็นได้ชัดเจนที่สุดและมีรูปแบบคล้ายคลึงกันจำนวน 5 คน จาก 26 คน แสดงได้ดังรูปที่ 4.29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.29 ผลการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นในแกน Pitch ของสะบักเฉพาะคนปกติในท่าที่ 1

จากรูปที่ 4.29 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งความหนาแน่นถูกกำหนดโดยกรอบสี่เหลี่ยมสีดำ กลุ่ม C1 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีฟ้า กลุ่ม C2 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีแดง กลุ่ม C3 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเขียวและกลุ่ม C4 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเหลือง สามารถกำหนดความหนาแน่นได้ดังนี้

- คนที่ 1 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1-C3 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C4
- คนที่ 2 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C3 และ C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C1 และ C2
- คนที่ 3 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C3 และ C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C1 และ C2
- คนที่ 4 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C2-C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C1
- คนที่ 5 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C2 และ C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1 และ C3

จากตารางที่ 4.1 สามารถสรุปผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 1 ได้ว่าถ้าข้อมูลมีตำแหน่งความหนาแน่นรวมน้อยกว่าหรือเท่ากับ 6 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อยสามารถสรุปได้ว่าเป็นคนปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 2

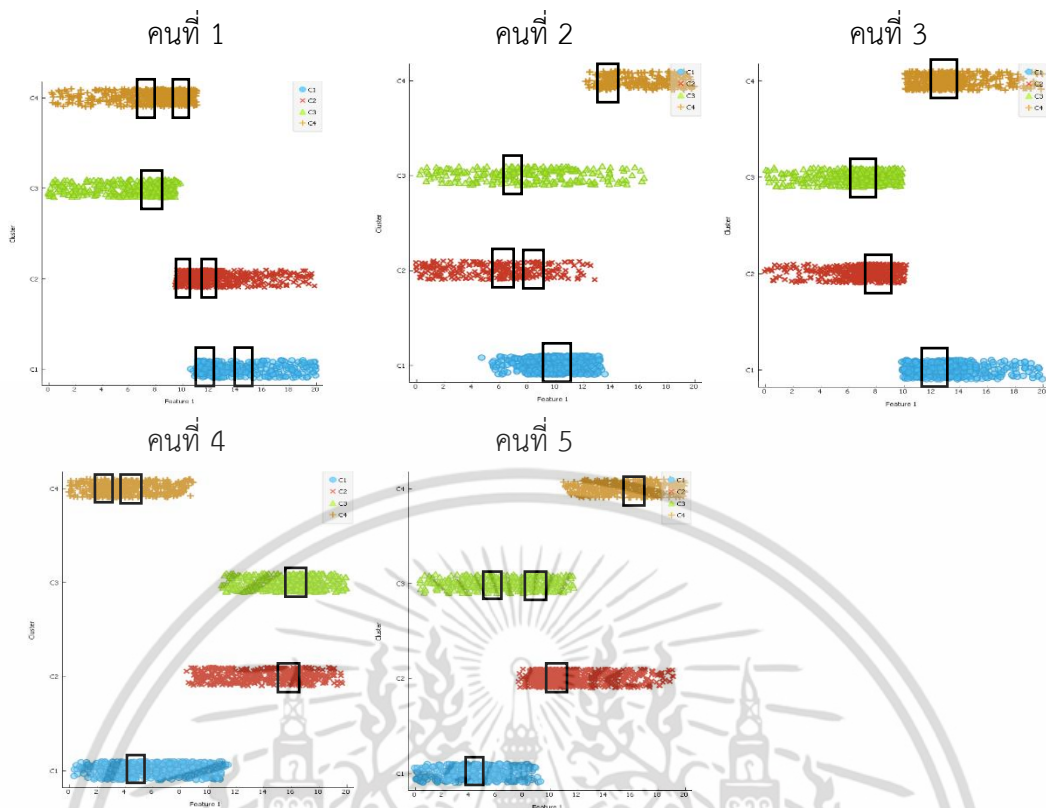
คนที่	C1	C2	C3	C4
1	1) 11.10,[-0.00,23.99] 2) 17.56,[-0.00,35.11]	12.45,[-0.00,24.89]	1) 5.69,[-0.00,11.37] 2) 8.79,[-0.00,17.58]	1) 3.48,[-0.00,6.95] 2) 8.6,[-0.00,17.2]
2	3.14,[-0.01,6.28]	1) 16.16,[-0.00,32.31] 2) 19.38,[-0.00,38.76]	11.28,[-0.01,22.55]	10.08,[-0.01,20.14]
3	9.72,[-0.01,19.43]	16.51,[-0.01,33.01]	2.85,[-0.01,5.7]	9.19,[-0.00,18.38]
4	10.17,[-0.00,20.33]	4.72,[-0.02,9.43]	9.77,[-0.02,19.51]	1) 18.23,[-0.00,36.45] 2) 13.54,[-0.00,27.08]
5	12.3,[-0.00,24.5]	6.14,[-0.02,12.27]	1) 2.73,[-0.01,5.44] 2) 8.01,[-0.00,16.01]	12.09,[-0.00,24.19]
6	5.05,[-0.01,10.09]	1) 11.81,[-0.01,23.62] 2) 17.24,[-0.00,34.47]	15.05,[-0.00,30.1]	3.30,[-0.00,6.6]
7	14.25,[-0.02,28.47]	9.89,[-0.00,19.78]	13.09,[-0.02,26.16]	3.03,[-0.01,6.06]
8	9.66,[-0.00,19.33]	4.37,[-0.01,8.73]	1) 7.31,[-0.03,14.59] 2) 15.36,[-0.02,30.7]	16.32,[-0.02,32.63]
9	3.11,[-0.01,6.2]	12.74,[-0.01,25.48]	1) 3.22,[-0.01,6.42] 2) 9.73,[-0.00,19.45]	9.66,[-0.01,29.52]
10	14.85,[-0.01,29.69]	5.74,[-0.01,11.48]	9.69,[-0.00,19.38]	6.55,[-0.00,13.09]
11	4.98,[-0.03,9.92]	9.65,[-0.00,19.30]	15.33,[-0.00,30.65]	5.22,[-0.03,10.4]
12	3.84,[-0.01,7.67]	14.46,[-0.01,28.91]	1) 9.5,[-0.01,19] 2) 11.55,[-0.00,23.09]	8.15,[-0.02,16.29]
13	9.29,[-0.00,18.58]	3.66,[-0.01,7.32]	1) 18.62,[-0.00,37.24] 2) 13.7,[-0.01,27.4]	11.09,[-0.03,22.15]
14	1) 9.93,[-0.00,19.86] 2) 15.83,[-0.01,31.64]	4.92,[-0.01,9.83]	1) 12.29,[-0.00,24.57] 2) 17.51,[-0.01,35.01]	6.02,[-0.01,12.03]
15	16.88,[-0.03,33.75]	2.83,[-0.00,5.66]	6.5,[-0.01,12.99]	11.86,[-0.01,23.7]
16	9.36,[-0.00,18.72]	11.64,[-0.02,23.26]	1) 1.44,[-0.00,2.88] 2) 6.67,[-0.01,13.34]	1) 12.64,[-0.01,25.27] 2) 18.36,[-0.00,36.72]
17	8.35,[-0.00,16.68]	9.6,[-0.01,19.19]	1) 12.08,[-0.00,4.15] 2) 8.91,[-0.00,17.82]	15.82,[-0.02,31.64]
18	1) 2.92,[-0.01,5.82] 2) 8.5,[-0.01,16.99]	9.77,[-0.01,19.55]	15.17,[-0.01,30.34]	5.47,[-0.02,10.93]
19	1) 2.67,[-0.01,5.34] 2) 8.66,[-0.00,17.32]	14.98,[-0.01,29.94]	6.22,[-0.01,12.44]	1) 12.62,[-0.01,25.23] 2) 17.78,[-0.01,35.55]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ขออนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 (ต่อ) ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 2

คนที่	C1	C2	C3	C4
20	16.57,[-0.01,33.14]	1) 8.04,[-0.00,16.07] 2) 11.25,[-0.00,22.51]	4.79,[-0.01,9.56]	6.46,[-0.01,12.9]
21	1) 1.38,[-0.00,2.75] 2) 5.33,[-0.00,10.65]	15.81,[-0.01,31.62]	5.47,[-0.01,10.94]	14.54,[-0.01,29.07]
22	10.06,[-0.00,20.11]	16.21,[-0.01,32.41]	1) 1.99,[-0.01,3.97] 2) 7.03,[-0.01,14.06]	12.46,[-0.02,24.9]
23	1) 13.03,[-0.01,26.06] 2) 18.78,[-0.00,37.56]	1) 1.07,[-0.00,2.15] 2) 5.44,[-0.00,10.88]	4.92,[-0.01,9.83]	18.63,[-0.01,37.26]
24	6.61,[-0.02,13.2]	1) 7.99,[-0.00,15.98] 2) 10.88,[-0.00,21.76]	5.89,[-0.02,11.76]	1) 13.42,[-0.00,26.83] 2) 18.02,[-0.00,36.04]
25	9.34,[-0.02,18.67]	12.96,[-0.01,25.91]	1) 1.25,[-0.00,2.49] 2) 6.48,[-0.00,12.95]	11.47,[-0.03,22.91]
26	9.37,[-0.02,18.74]	1) 8.24,[-0.27,16.44] 2) 16.10,[-0.02,32.17]	5.68,[-0.01,11.36]	12.93,[-0.02,25.84]

ข้อมูลทั้งหมดจากตารางที่ 4.2 สามารถนำมากำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูล โดยคัดเลือกข้อมูลจากกราฟฟอยเลอร์ของคนปกติที่เห็นได้ชัดเจนที่สุดและมีรูปแบบคล้ายคลึงกันจำนวน 5 คน จาก 26 คน แสดงได้ดังรูปที่ 4.30



รูปที่ 4.30 ผลการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นในแกน Pitch ของ सबั้เฉพาะคนปกติในท่าที่ 2

จากรูปที่ 4.30 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งความหนาแน่นถูกกำหนดโดยกรอบสี่เหลี่ยมสีดำ กลุ่ม C1 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีฟ้า กลุ่ม C2 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีแดง กลุ่ม C3 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเขียวและกลุ่ม C4 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเหลือง สามารถกำหนดความหนาแน่นได้ดังนี้

- คนที่ 1 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C3 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C1 C2 และ C4
- คนที่ 2 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1 C3 และ C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C2
- คนที่ 3 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1-C4
- คนที่ 4 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1-C3 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C4
- คนที่ 5 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1 C2 และ C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C3

จากตารางที่ 4.2 สามารถสรุปผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 2 ได้ว่าถ้าข้อมูลมีตำแหน่งความหนาแน่นรวมมากกว่าหรือเท่ากับ 5 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อยสามารถสรุปได้ว่าเป็นคนปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 3

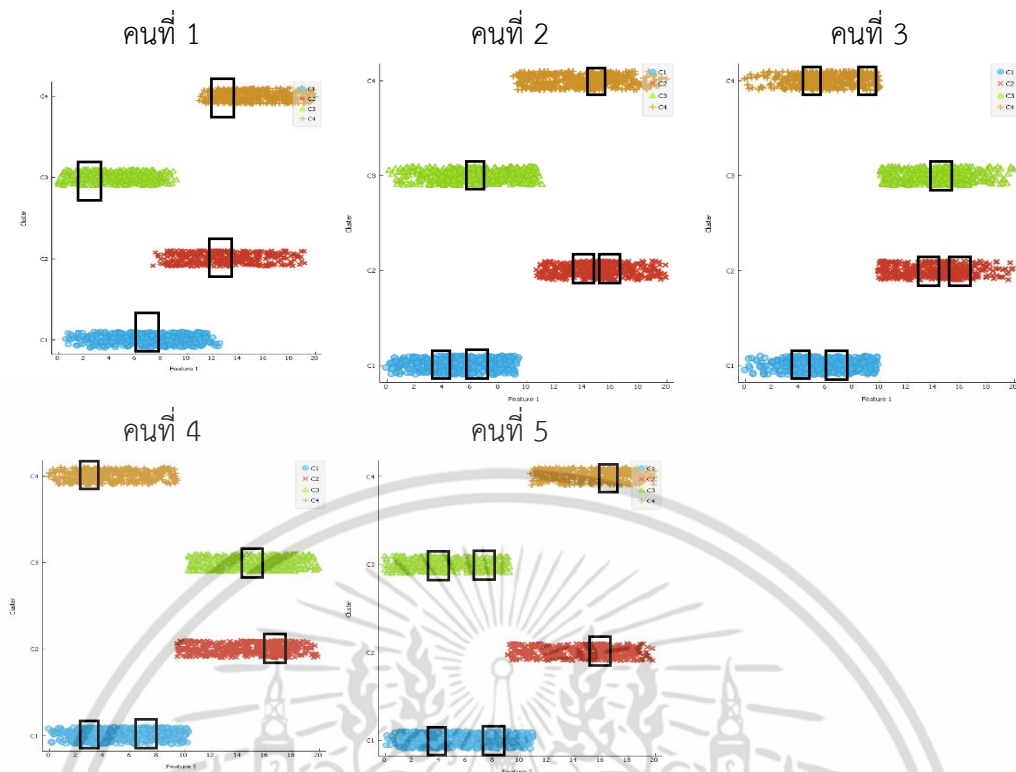
คนที่	C1	C2	C3	C4
1	6.09,[-0.004,12.18]	13.03,[-0.003,26.06]	2.83,[-0.003,5.66]	14.54,[-0.003,29.07]
2	13.10,[-0.00,26.2]	7.04,[-0.00,14.07]	1) 10.51,[-0.00,21.02] 2) 15.11,[-0.00,30.22]	6.34,[-0.01,12.68]
3	1) 12.86,[-0.00,25.71] 2) 16.26,[-0.00,32.52]	7.06,[-0.00,14.14]	8.33,[-0.01,16.66]	11.56,[-0.01,23.11]
4	6.29,[-0.00,12.58]	1) 12.8,[-0.00,25.5] 2) 15.96,[-0.00,31.92]	1) 4.91,[-0.00,9.82] 2) 9.32,[-0.00,18.63]	15.1,[-0.01,30.2]
5	3.77,[-0.00,7.54]	15.91,[-0.01,31.81]	8.29,[-0.01,16.57]	1) 8.87,[-0.00,17.74] 2) 13.74,[-0.00,27.48]
6	6.62,[-0.00,13.23]	13.23,[-0.00,26.45]	13.56,[-0.00,27.12]	1) 4.95,[-0.00,9.9] 2) 8.82,[-0.00,17.64]
7	4.47,[-0.09,8.94]	12.25,[-0.01,24.48]	14.84,[-0.01,29.66]	4.05,[-0.01,8.08]
8	4.42,[-0.09,8.83]	10.18,[-0.01,20.34]	15.68,[-0.00,31.35]	9.78,[-0.01,19.56]
9	4.55,[-0.01,9.1]	1) 12.2,[-0.01,24.39] 2) 17.58,[-0.00,35.16]	1) 1.4,[-0.00,2.8] 2) 7.12,[-0.00,14.23]	18.02,[-0.01,36.05]
10	6.87,[-0.01,13.73]	1) 9.9,[-0.01,19.87] 2) 15.89,[-0.01,31.78]	1) 15.69,[-0.00,31.37] 2) 18.5,[-0.00,36.99]	1) 1.48,[-0.01,2.96] 2) 6.01,[-0.00,12.02]
11	4.11,[-0.01,8.21]	1) 8.35,[-0.01,16.7] 2) 11.77,[-0.01,23.55]	18.02,[-0.00,36.05]	9.52,[-0.03,19.01]
12	5.72,[-0.01,11.43]	14.3,[-0.00,28.6]	5.89,[-0.01,11.77]	11.97,[-0.01,23.93]
13	5.8,[-0.03,11.58]	9.65,[-0.00,19.31]	4.49,[-0.02,8.95]	1) 14.74,[-0.00,29.48] 2) 18.53,[-0.00,37.05]
14	1) 2.4,[-0.01,4.8] 2) 6.43,[-0.00,12.86]	1) 9.2,[-0.00,18.4] 2) 12.22,[-0.00,24.44]	1) 12.21,[-0.01,24.42] 2) 17.65,[-0.01,35.3]	7.86,[-0.01,15.71]
15	14.22,[-0.01,28.42]	5.83,[-0.01,11.65]	1) 12.92,[-0.00,25.83] 2) 19.02,[-0.00,38.03]	1) 1.56,[-0.00,3.12] 2) 7.23,[-0.00,14.45]
16	9.34,[-0.01,18.68]	14.76,[-0.01,29.51]	5.36,[-0.02,10.71]	1) 2.39,[-0.01,4.77] 2) 8.98,[-0.01,17.95]
17	1) 8.28,[-0.00,16.56] 2) 10.16,[-0.00,20.33]	11.27,[-0.00,22.53]	5.04,[-0.01,10.06]	12.64,[-0.00,25.24]
18	13.74,[-0.01,27.47]	1) 6.5,[-0.01,13] 2) 10.83,[-0.00,21.67]	12.54,[-0.01,25.07]	1) 3.38,[-0.00,6.76] 2) 8.08,[-0.01,16.15]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 (ต่อ) ผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 3

คนที่	C1	C2	C3	C4
19	1) 2.75,[-0.00,5.49] 2) 7.47,[-0.00,14.93]	15.8,[-0.01,31.59]	4.05,[-0.01,8.09]	1) 12.63,[-0.00,25.25] 2) 17.63,[-0.00,35.27]
20	5.08,[-0.01,10.15]	12.12,[-0.00,24.24]	1) 10.52,[-0.00,21.04] 2) 12.73,[-0.00,25.46]	7.87,[-0.00,15.75]
21	2.98,[-0.00,5.95]	14.69,[-0.01,29.37]	1) 11.98,[-0.00,23.96] 2) 17.79,[-0.00,35.58]	3.67,[-0.01,7.33]
22	15.44,[-0.02,30.86]	12.91,[-0.02,25.8]	9.79,[-0.00,19.59]	1) 1.31,[-0.01,2.61] 2) 6.53,[-0.00,13.06]
23	15.93,[-0.01,31.86]	1) 0.59,[-0.01,1.18] 2) 4.01,[-0.00,8.02]	1) 11.81,[-0.01,23.62] 2) 17.63,[-0.00,35.25]	4.95,[-0.01,9.88]
24	14.16,[-0.01,28.31]	1) 1.73,[-0.00,3.46] 2) 4.42,[-0.00,8.84]	15.7,[-0.01,31.4]	4.37,[-0.01,8.73]
25	14.11,[-0.01,28.22]	9.79,[-0.00,19.58]	8.63,[-0.00,16.71]	1) 2.67,[-0.01,5.33] 2) 6.43,[-0.03,12.86]
26	10.82,[-0.00,21.64]	14.6,[-0.01,19.21]	7.47,[-0.02,14.93]	4.21,[-0.01,8.41]

ข้อมูลทั้งหมดจากตารางที่ 4.3 สามารถนำมากำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูล โดยคัดเลือกข้อมูลจากกราฟออยเลอร์ของคนปกติที่เห็นได้ชัดเจนที่สุดและมีรูปแบบคล้ายคลึงกันจำนวน 5 คน จาก 26 คน แสดงได้ดังรูปที่ 4.31



รูปที่ 4.31 ผลการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นในแกน Pitch ของสื่อบันทึกเฉพาะคนปกติในท่าที่ 3

จากรูปที่ 4.31 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งความหนาแน่นถูกกำหนดโดยสี่เหลี่ยมสีดำ กลุ่ม C1 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีฟ้า กลุ่ม C2 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีแดง กลุ่ม C3 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเขียวและกลุ่ม C4 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเหลือง สามารถกำหนดความหนาแน่นได้ดังนี้

- คนที่ 1 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1-C4
- คนที่ 2 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C3 และ C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C1 และ C2
- คนที่ 3 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งเดียวในกลุ่มที่ C3 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1 C2 C4
- คนที่ 4 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C2-C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C1
- คนที่ 5 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1 และ C3 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C2 และ C4

จากตารางที่ 4.3 สามารถสรุปผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนปกติในท่าที่ 3 ได้ว่าถ้าข้อมูลมีตำแหน่งความหนาแน่นรวมมากกว่าหรือเท่ากับ 5 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อยสามารถสรุปได้ว่าเป็นคนปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.3.2 ผลการจัดกลุ่มและตำแหน่งความหนาแน่นคนผิตปกติ

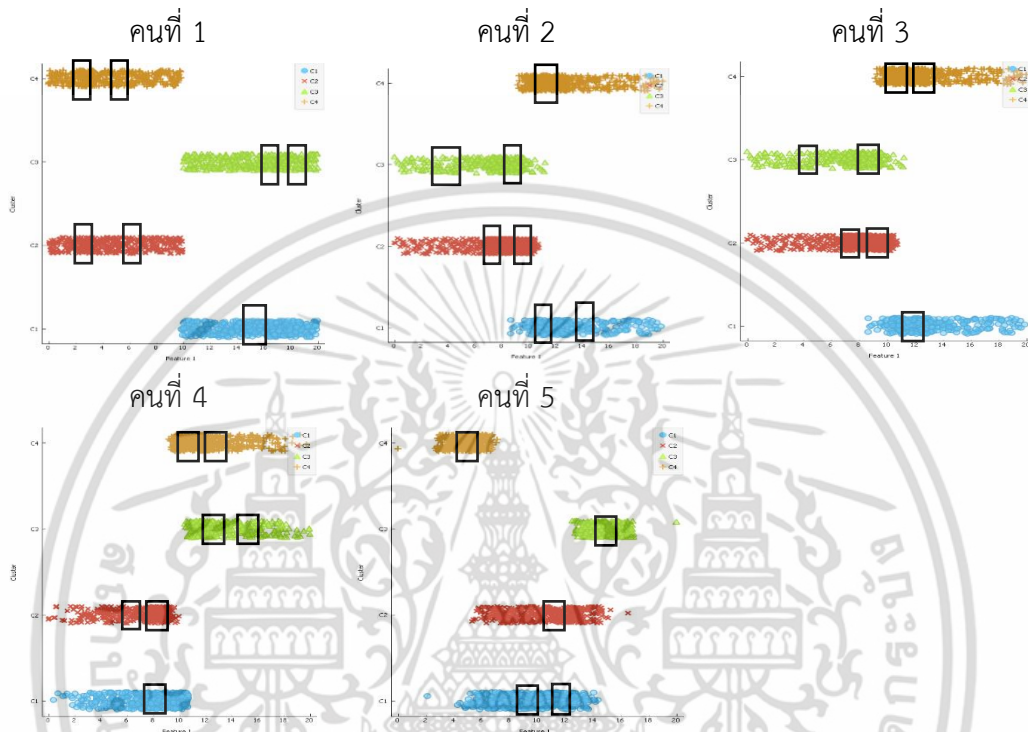
ผลลัพธ์ของคนผิตปกติจำนวน 11 คนในท่าที่ 1-3 มาแสดงในตารางที่ 4.4 ถึง ตารางที่ 4.6 และแสดงการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลในรูปที่ 4.32 ถึง 4.34 เรียงตามลำดับ

ตารางที่ 4.4 ผลลัพธ์ของกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิตปกติในท่าที่ 1

คนที่	C1	C2	C3	C4
1	1) 11.34,[-0.00,22.67] 2) 2.62,[-0.00,5.24]	1) 2.62,[-0.00,5.24] 2) 7.01,[-0.00,14.01]	1) 12.01,[-0.00,24.01] 2) 18.45,[-0.00,36.89]	5.54,[-0.004,11.08]
2	11.65,[-0.00,23.29]	1) 7.22,[-0.00,14.45] 2) 9.54,[-0.00,19.08]	1) 2.84,[-0.01,5.66] 2) 8.30,[-0.00,16.59]	1) 10.31,[-0.00,20.61] 2) 16.12,[-0.00,32.23]
3	9.52,[-0.02,19.02]	1) 7.73,[-0.00,15.46] 2) 9.46,[-0.00,18.91]	1) 11.03,[-0.01,22.05] 2) 9.54,[-0.00,32.24]	1) 1.91,[-0.00,3.82] 2) 4.65,[-0.00,9.8]
4	1) 12.21,[-0.00,24.42] 2) 15.24,[-0.00,30.48]	1) 5.49,[-0.00,10.98] 2) 8.34,[-0.00,16.67]	14.12,[-0.01,28.24]	1) 5.83,[-0.00,11.65] 2) 9.54,[-0.00,16.15]
5	1) 8.75,[-0.00,17.5] 2) 11.73,[-0.00,23.46]	9.06,[-0.01,18.12]	15.29,[-0.00,30.58]	4.57,[-0.00,9.13]
6	1) 4.73,[-0.00,9.46] 2) 9.46,[-0.00,18.92]	1) 6.44,[-0.00,12.88] 2) 8.86,[-0.00,17.73]	1) 11.29,[-0.00,22.58] 2) 15.68,[-0.00,31.35]	1) 10.07,[-0.00,20.13] 2) 11.28,[-0.00,22.57] 3) 14.03,[-0.00,28.06]
7	9.52,[-0.02,19.02]	1) 1.27,[-0.00,2.55] 2) 6.12,[-0.01,12.23]	1) 14.19,[-0.00,28.38] 2) 19.13,[-0.00,38.26]	1) 10.03,[-0.01,20.05] 2) 8.34,[-0.00,28.83] 3) 18.56,[-0.00,37.12]
8	4.36,[-0.01,8.71]	6.53,[-0.00,13.04]	10.7,[-0.00,21.39]	1) 14.46,[-0.00,28.91] 2) 18.08,[-0.01,36.16]
9	1) 8.62,[-0.00,17.24] 2) 10.67,[-0.00,21.35]	8.26,[-0.02,16.5]	7.26,[-0.01,14.5]	13.91,[-0.00,27.81]
10	1) -21.19,[-0.01,-42.39] 2) -9.48,[-0.03,-18.99]	17.19,[-0.03,34.35]	1) 8.62,[-0.00,13.89] 2) 20.89,[-0.01,41.78]	1) -17.25,[-0.01,-34.5] 2) -2.07,[-0.03,-4.16]
11	1) 12.73,[-0.00,33.07] 2) 16.54,[-0.00,25.46]	5.83,[-0.01,11.65]	4.68,[-0.01,9.36]	16.1,[-0.01,32.2]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อมูลทั้งหมดจากตารางที่ 4.4 สามารถนำมากำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูล โดยคัดเลือกข้อมูลจากกราฟฟอยเลอร์ของคนผิดปกติทั้งสองอาการ คือ แบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง (คนที่ 1,3,4,5) และแบบเอ็นข้อไหล่หนีบ (คนที่ 2) ที่เห็นได้ชัดเจนที่สุดและมีรูปแบบคล้ายคลึงกันจำนวน 5 คน จาก 11 คน แสดงได้ดังรูปที่ 4.32



รูปที่ 4.32 ผลการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 1

จากรูปที่ 4.32 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งความหนาแน่นถูกกำหนดโดยสีเหลี่ยมสีดำ กลุ่ม C1 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีฟ้า กลุ่ม C2 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีแดง กลุ่ม C3 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเขียวและกลุ่ม C4 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเหลือง สามารถกำหนดความหนาแน่นได้ดังนี้

- คนที่ 1 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C2-C4
- คนที่ 2 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C1-C3
- คนที่ 3 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C2-C4
- คนที่ 4 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C2-C4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

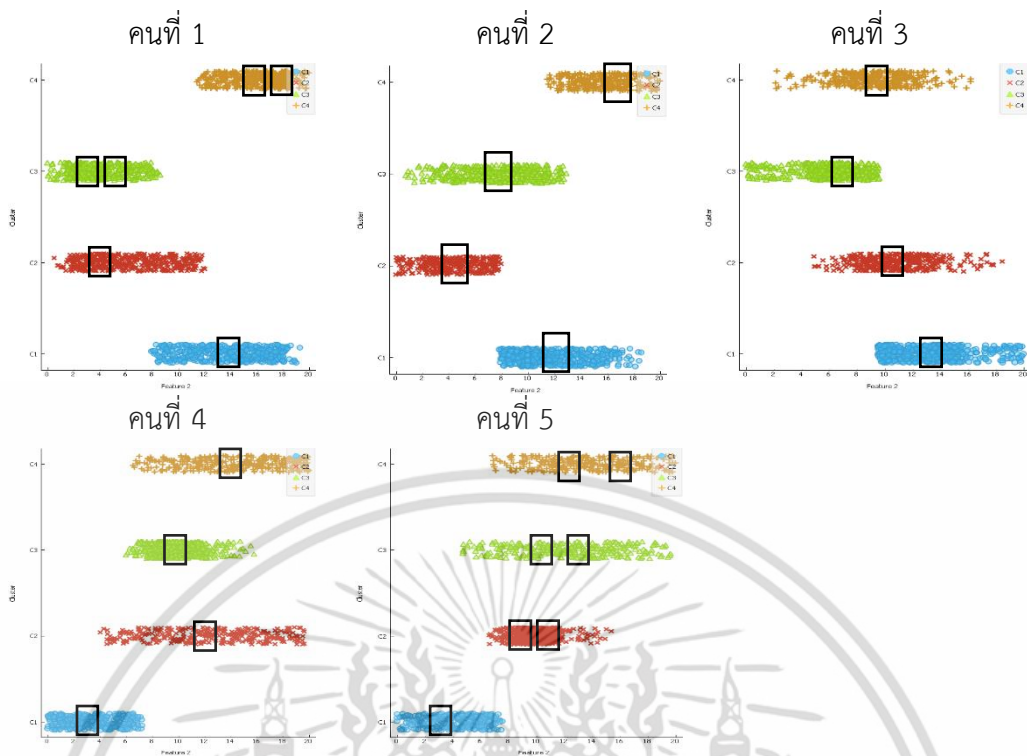
- คนที่ 5 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C2-C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1

จากตารางที่ 4.4 สามารถสรุปผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิปกติในท่าที่ 1 ได้ว่าถ้าข้อมูลมีตำแหน่งความหนาแน่นรวมมากกว่าหรือเท่ากับ 7 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อยสามารถสรุปได้ว่าเป็นคนผิปกติ

ตารางที่ 4.5 ผลลัพธ์ของการหาตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิปกติในท่าที่ 2

คนที่	C1	C2	C3	C4
1	16.88,[-0.00,33.76]	4.65,[-0.00,9.3]	1) 12.08,[-0.00,24.15] 2) 17.43,[-0.00,34.86]	1) 5.24,[-0.00,10.47] 2) 10.25,[-0.00,20.49]
2	11.07[-0.00,22.15]	11.38,[-0.00,22.76]	3.61,[-0.003,7.21]	5.06,[-0.006,10.12]
3	13.8,[-0.01,27.58]	2.99,[-0.01,5.97]	12.49,[-0.02,24.96]	9.3,[-0.00,18.59]
4	11.32,[-0.00,22.64]	5.91,[-0.00,11.81]	8.23,[-0.01,16.45]	15.4,[-0.01,30.79]
5	5.99,[-0.01,11.96]	1) 8.89,[-0.01,17.79] 2) 10.9,[-0.00,21]	1) 13.51,[-0.00,27.01] 2) 18.08,[-0.00,36.15]	1) 4.16,[-0.00,8.32] 2) 8.07,[-0.01,16.17]
6	14.87,[-0.01,29.73]	5.7,[-0.00,11.4]	7.26,[-0.01,14.5]	12.71,[-0.01,25.41]
7	9.08,[-0.02,18.13]	3.59,[-0.01,7.17]	9.3,[-0.00,18.6]	14.99,[-0.01,29.96]
8	9.59,[-0.00,19.18]	12.7,[-0.1,25.39]	2.55,[-0.01,5.09]	1) 7.89,[-0.01,15.76] 2) 14.93,[-0.02,29.84]
9	1) 6.06,[-0.00,12.12] 2) 9.3,[-0.00,18.6]	1) 10.16,[-0.00,20.32] 2) 13.24,[-0.00,26.48]	15.01,[-0.01,30.01]	7.53,[-0.00,15.05]
10	1) 3.01,[-0.00,6.02] 2) 8,[-0.00,16.01]	12.76,[-0.00,25.51]	1) 13.77,[-0.00,27.55] 2) 17.27,[-0.00,34.54]	5.52,[-0.00,11.04]
11	14.08,[-0.01,28.14]	4.21,[-0.01,8.41]	6.13,[-0.01,12.25]	13.98,[-0.01,27.85]

ข้อมูลทั้งหมดจากตารางที่ 4.5 สามารถนำมากำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูล โดยคัดเลือกข้อมูลจากกราฟออยเลอร์ของคนผิปกติทั้งสองอาการ คือ แบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง (คนที่ 1,3,4,5) และแบบเอ็นข้อไหล่หนีบ (คนที่ 2) ที่เห็นได้ชัดเจนที่สุดและมีรูปแบบคล้ายคลึงกันจำนวน 5 คน จาก 11 คน แสดงได้ดังรูปที่ 4.33



รูปที่ 4.33 ผลการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 2

จากรูปที่ 4.33 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งความหนาแน่นถูกกำหนดโดยสี่เหลี่ยมสีดำ กลุ่ม C1 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีฟ้า กลุ่ม C2 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีแดง กลุ่ม C3 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเขียวและกลุ่ม C4 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเหลือง สามารถกำหนดความหนาแน่นได้ดังนี้

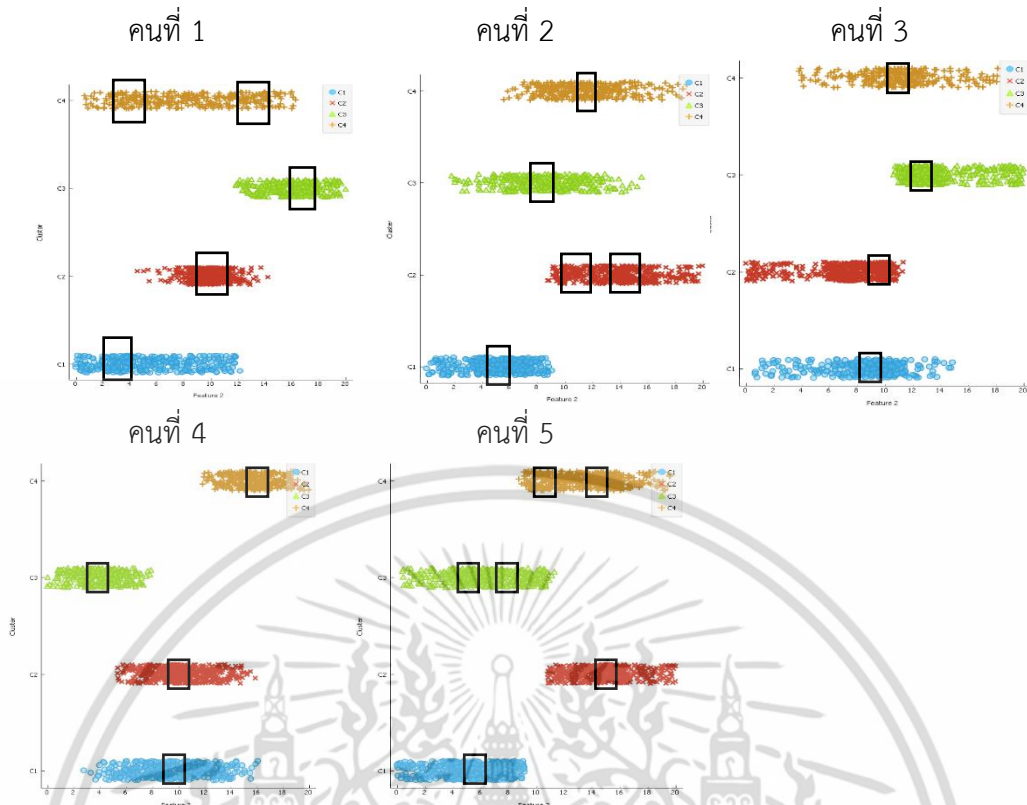
- คนที่ 1 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1 และ C2 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C3 และ C4
- คนที่ 2 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1-C4
- คนที่ 3 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1-C4
- คนที่ 4 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1-C4
- คนที่ 5 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C2-C4

จากตารางที่ 4.5 สามารถสรุปผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิดปกติในท่าที่ 2 ได้ว่าถ้าข้อมูลมีตำแหน่งความหนาแน่นรวมเท่ากับ 4 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อยเลยสามารถสรุปได้ว่าเป็นคนผิดปกติ

ตารางที่ 4.6 ผลลัพธ์ของการหาตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิดปกติในท่าที่ 3

คนที่	C1	C2	C3	C4
1	1) 10.63,[-0.00,21.26] 2) 17.07,[-0.00,34.14]	9.68,[-0.00, 19.37]	9.91,[-0.01,19.82]	3.08,[-0.00,6.17]
2	7.07,[-0.00,14.14]	9.66,[-0.00,19.33]	1) 13.03,[-0.00,26.06] 2) 16.06,[-0.00,32.11]	6.15,[-0.00,12.29]
3	7.27,[-0.01,14.54]	14.55,[-0.01,29.1]	15.63,[-0.01,31.25]	4.81,[-0.00,9.61]
4	4.54,[-0.01,9.08]	14.03,[-0.01,28.05]	8.31,[-0.01,16.61]	7.57,[-0.01,15.13]
5	1) 5,[-0.00,9.1] 2) 9.72,[-0.00,19.44]	1) 12.01,[-0.00,24.02] 2) 15.95,[-0.01,31.9]	15.54,[-0.00,31.08]	4.72,[-0.01,9.44]
6	1) 13.35,[-0.01,26.69] 2) 18.02,[-0.00,36.05]	4.93,[-0.01,9.84]	14.77,[-0.01,29.54]	5.2,[-0.01,10.4]
7	1) 1.09,[-0.00,2.18] 2) 6.55,[-0.00,13.09]	1) 9.82,[-0.00,19.63] 2) 12.65,[-0.00,32.11]	8.33,[-0.01,16.65]	1) 12.6,[-0.00,25.2] 2) 18.61,[-0.00,37.22]
8	5.34,[-0.02,10.67]	9.72,[-0.00,19.43]	15.54,[-0.00,31.08]	1) 2.7,[-0.01,5.59] 2) 8.6,[-0.01,17.21]
9	1) 2.72,[-0.01,5.44] 2) 8.13,[-0.00,16.26]	13.23,[-0.01,26.46]	4.24,[-0.00,8.47]	1) 14.58,[-0.00,29.17] 2) 18.54,[-0.00,37.07]
10	15.99,[-0.00,31.97]	1) 2.45,[-0.00,4.9] 2) 7.16,[-0.00,14.31]	16.65,[-0.01,33.29]	3.27,[-0.01,6.53]
11	5.44,[-0.00,11.01]	9.81,[-0.00,19.03]	1) 12.69,[-0.00,25.44] 2) 8.13,[-0.00,32.04]	5.51,[-0.01,8.23]

ข้อมูลทั้งหมดจากตารางที่ 4.6 สามารถนำมากำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูล โดยคัดเลือกข้อมูลจากกราฟออยเลอร์ของคนผิดปกติทั้งสองอาการ คือ แบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง (คนที่ 1,3,4,5) และแบบเอ็นข้อไหล่หนีบ (คนที่ 2) ที่เห็นได้ชัดเจนที่สุดและมีรูปแบบคล้ายคลึงกันจำนวน 5 คน จาก 11 คน แสดงได้ดังรูปที่ 4.34



รูปที่ 4.34 ผลการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 3

จากรูปที่ 4.34 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งความหนาแน่นถูกกำหนดโดยสี่เหลี่ยมสีดำ กลุ่ม C1 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีฟ้า กลุ่ม C2 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีแดง กลุ่ม C3 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเขียวและกลุ่ม C4 แทนด้วยกลุ่มข้อมูลสีเหลือง สามารถกำหนดความหนาแน่นได้ดังนี้

- คนที่ 1 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1-C3 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C4
- คนที่ 2 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1 C3 และ C4 และได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่ม C2
- คนที่ 3 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1-C4
- คนที่ 4 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่ม C1-C4
- คนที่ 5 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C1 และ C2 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งในกลุ่มที่ C3 และ C4

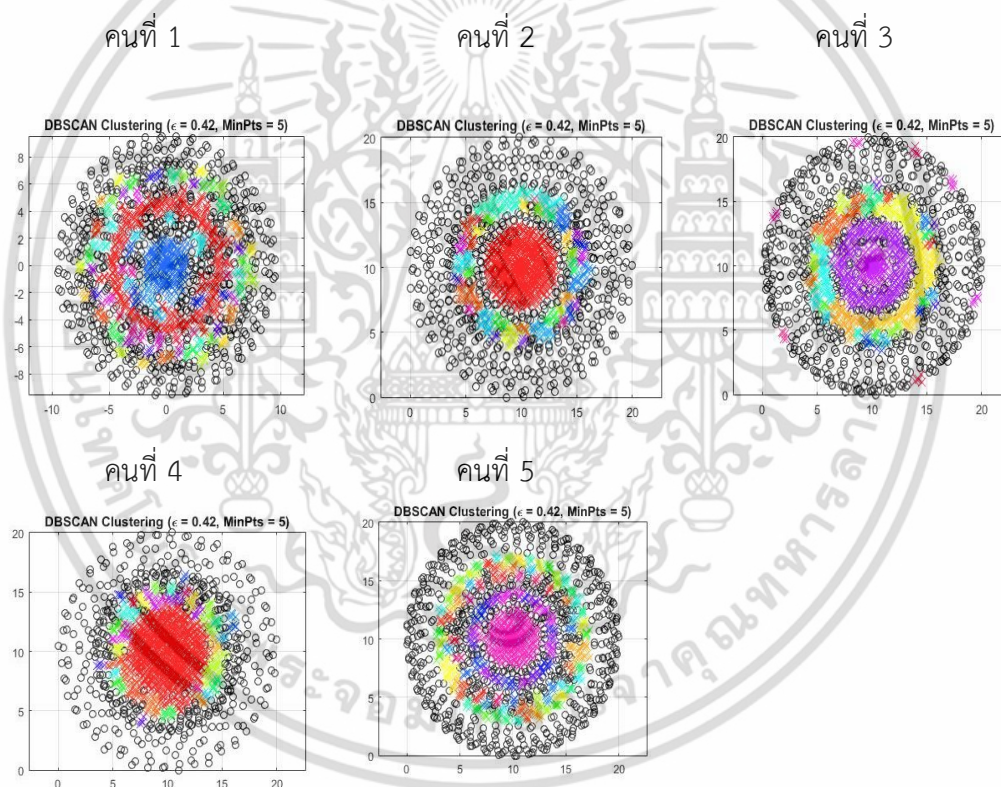
จากตารางที่ 4.6 สามารถสรุปผลลัพธ์ของการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของคนผิดปกติในท่าที่ 3 ได้ว่าถ้าข้อมูลมีตำแหน่งความหนาแน่นรวมเท่ากับ 4 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อย สามารถสรุปได้ว่าเป็นคนผิดปกติ

4.2.4 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่น (DBSCAN)

ผู้วิจัยได้นำวิธีการจัดกลุ่มแบบหาความหนาแน่นมาใช้ในการทดสอบความถูกต้อง โดยเปรียบเทียบผลลัพธ์กับขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการนำเสนอ ผู้วิจัยได้ทำการทดลองบนโปรแกรม Matlab ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ได้รับความนิยมในการทดลองการจัดกลุ่มในการทดลองนี้ผู้วิจัยได้กำหนดค่า epsilon (ϵ) = 0.42 และ MinPts = 5 ทั้งสองค่านี้เป็นค่าที่สามารถเห็นผลลัพธ์ได้อย่างชัดเจนและสอดคล้องกับสมมุติฐาน ได้แสดงผลตั้งแต่ท่าที่ 1 ถึงท่าที่ 3 แบ่งเป็นคนปกติแสดงในหัวข้อที่ 4.2.4.1 และคนผิดปกติแสดงในหัวข้อที่ 4.2.4.2

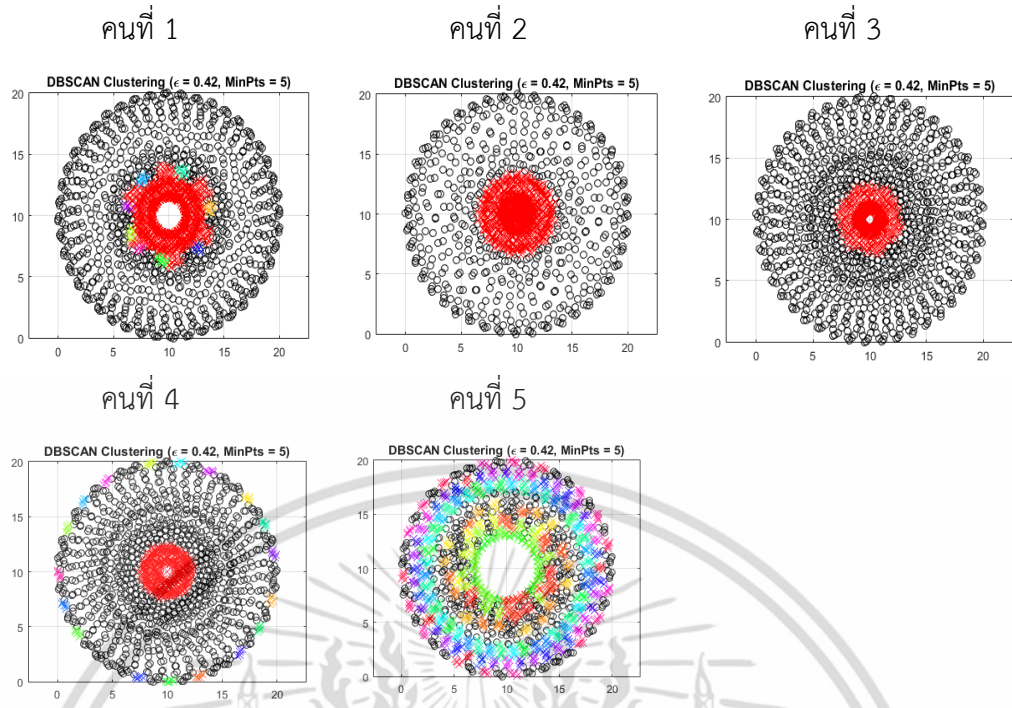
4.2.4.1 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นของคนปกติ

ผลการจัดกลุ่มในการหาความหนาแน่นของคนปกติจำนวน 5 คน จาก 26 คนในท่าที่ 1-3 แสดงในรูปที่ 4.35 ถึง รูปที่ 4.37 ตามลำดับ

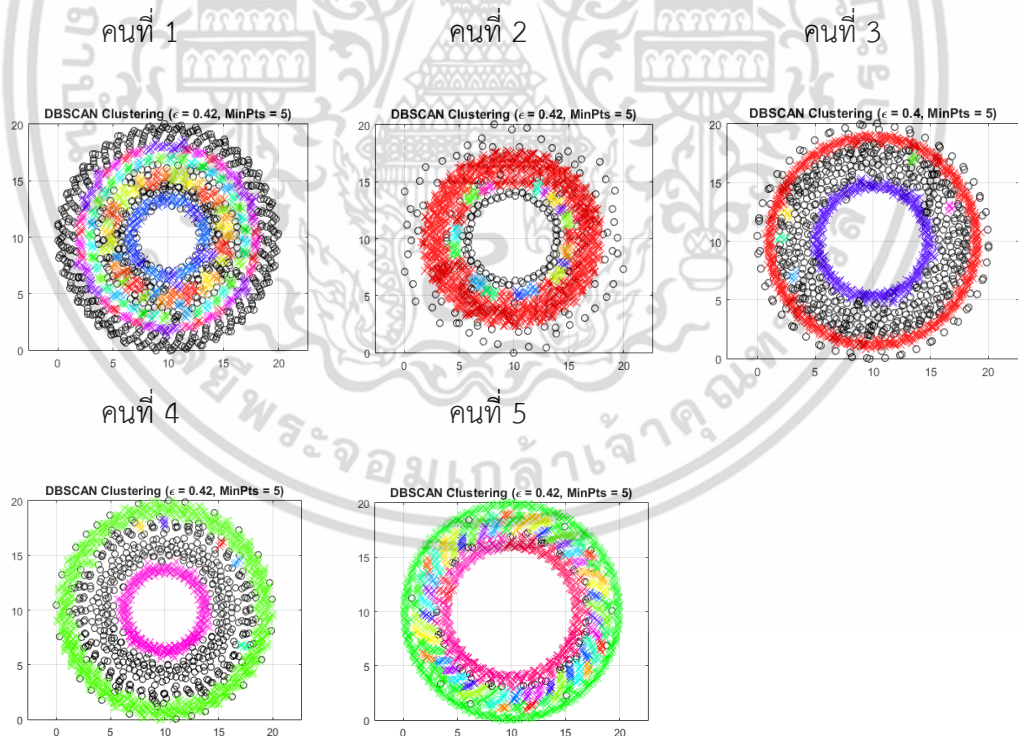


รูปที่ 4.35 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนปกติในท่าที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.36 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนปกติในท่าที่ 2

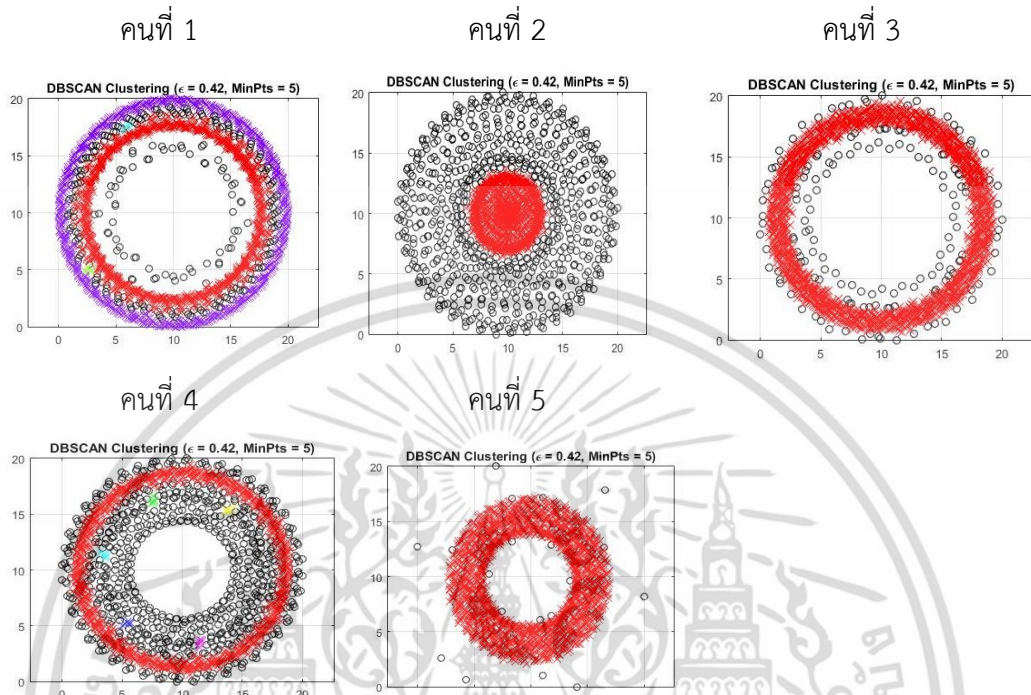


รูปที่ 4.37 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนปกติในท่าที่ 3

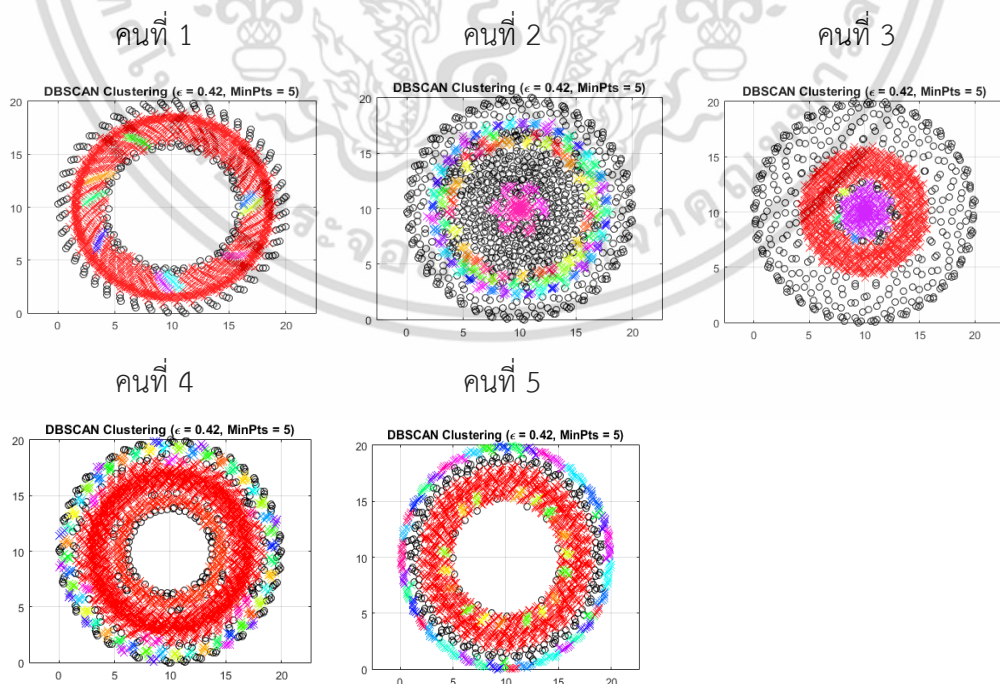
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.4.2 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นของคนผิดปกติ

ผู้วิจัยจะนำผลของคนผิดปกติจำนวน 5 คนในท่าที่ 1-3 มาแสดงในรูปที่ 4.38 ถึงรูปที่ 4.40 เรียงตามลำดับ

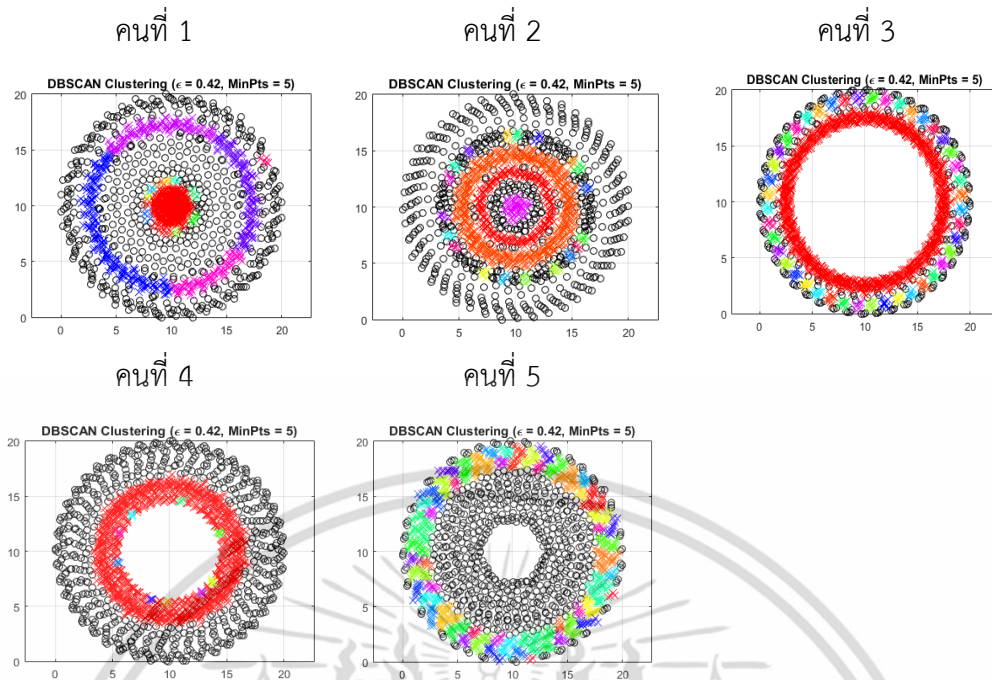


รูปที่ 4.38 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 1



รูปที่ 4.39 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือการเขียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.40 ผลการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่นในแกน Pitch เฉพาะคนผิดปกติในท่าที่ 3

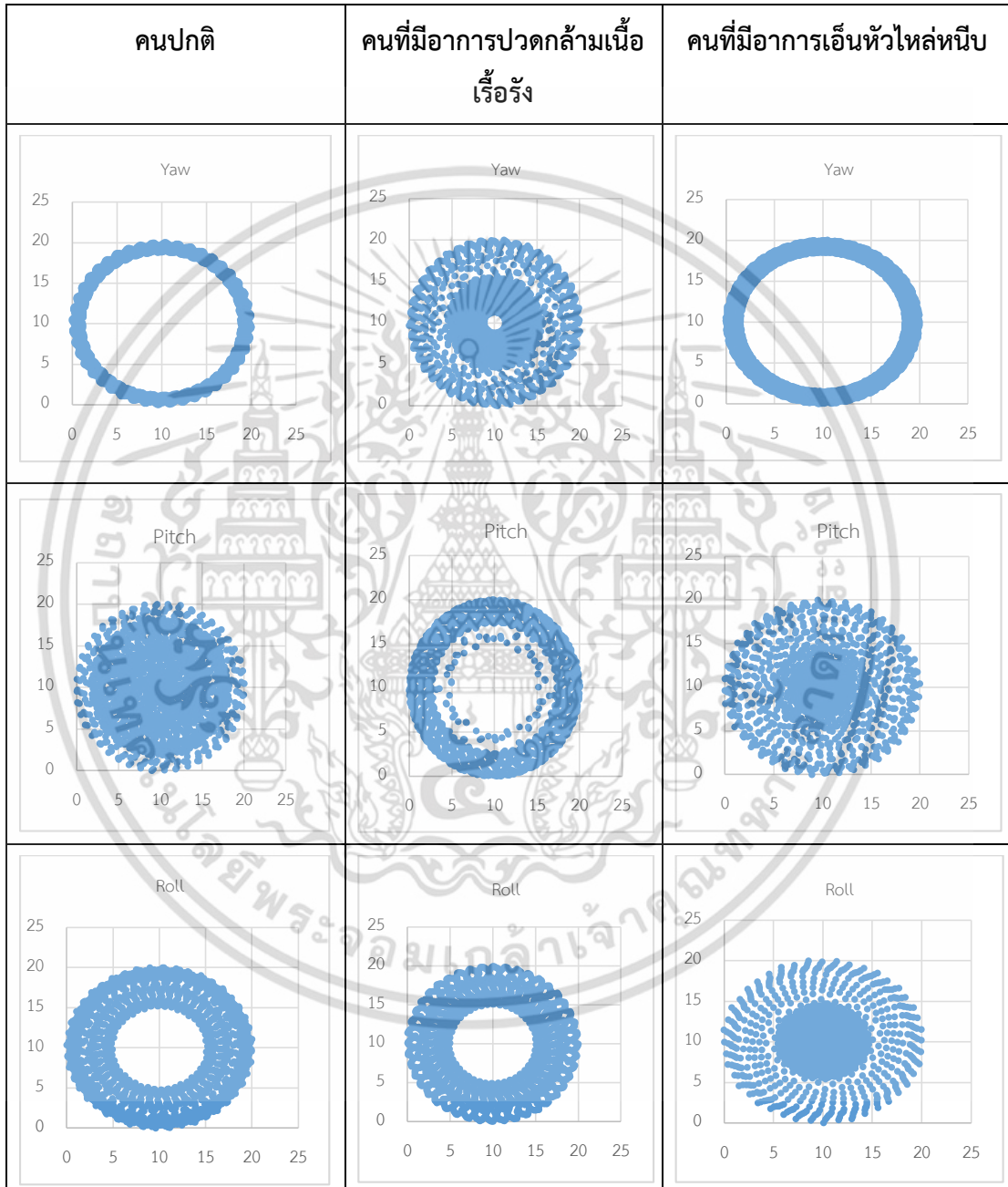
เนื่องจากกราฟออยเลอร์เป็นกราฟรูปแบบวงกลมและมีความหนาแน่นและกระจายตัวของข้อมูล ผู้วิจัยจึงเห็นว่าสามารถใช้การจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่น (DBSCAN) มาใช้ในการเปรียบเทียบเพื่อหาความหนาแน่นของข้อมูลกับวิธีการที่น่าเสนอได้ แต่จากผลการทดลองการจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่น (DBSCAN) ทั้งสามท่าทางพบว่าเปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นของข้อมูลระหว่างคนปกติและผิดปกติมีความแปรปรวน และกำหนดเกณฑ์คัดแยกระหว่างคนปกติและผิดปกติยาก ไม่สามารถกำหนดหลักเกณฑ์ในการกำหนดรูปแบบของคนปกติและผิดปกติได้ โดยผู้วิจัยได้ทดลองหาค่า epsilon (ϵ) และ MinPts ที่หลากหลายเพื่อหาค่าที่เหมาะสม แต่ทุกค่าของค่า epsilon (ϵ) และ MinPts ไม่สามารถสร้างหลักเกณฑ์การจำแนกได้ ซึ่งค่า epsilon (ϵ) = 0.42 และ MinPts = 5 สามารถพอเห็นความแตกต่างของข้อมูล แต่ข้อมูลส่วนใหญ่ที่สามารถเห็นได้ด้วยตาว่ามีความหนาแน่นแต่การจัดกลุ่มแบบ DBSCAN ตรวจจับพบว่าเป็น Noise ดังนั้นแสดงว่าการจัดกลุ่มแบบ DBSCAN ไม่สามารถตรวจจับเปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นที่เห็นได้

4.2.5 การเปรียบเทียบผลระหว่างคนปกติและผิดปกติ

ในหัวข้อนี้เป็นการนำผลระหว่างคนปกติและผิดปกติเปรียบเทียบกัน เพื่อแสดงให้เห็นความแตกต่างของข้อมูลได้อย่างชัดเจนมากยิ่งขึ้น ข้อมูลในรูปแบบกราฟออยเลอร์แสดงผลในหัวข้อที่ 4.2.5.1 ข้อมูลการจัดกลุ่มแบบเคมีนแสดงผลในหัวข้อที่ 4.2.5.2 และการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแสดงผลในหัวข้อที่ 4.2.5.3

4.2.5.1 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลแบบกราฟออยเลอร์

ในการเปรียบเทียบผลของคนปกติและผิดปกติจะแสดงค่าของข้อมูลการเอียงหมุนและข้อมูลความเร่ง เพื่อแสดงให้เห็นชัดเจนว่าแกน Pitch เป็นแกนที่สามารถเห็นข้อมูลได้ชัดเจนที่สุด โดยแสดงข้อมูลการเปรียบเทียบทั้ง 3 ท่าทางในรูปที่ 4.41 ถึงรูปที่ 4.46 ตามลำดับ



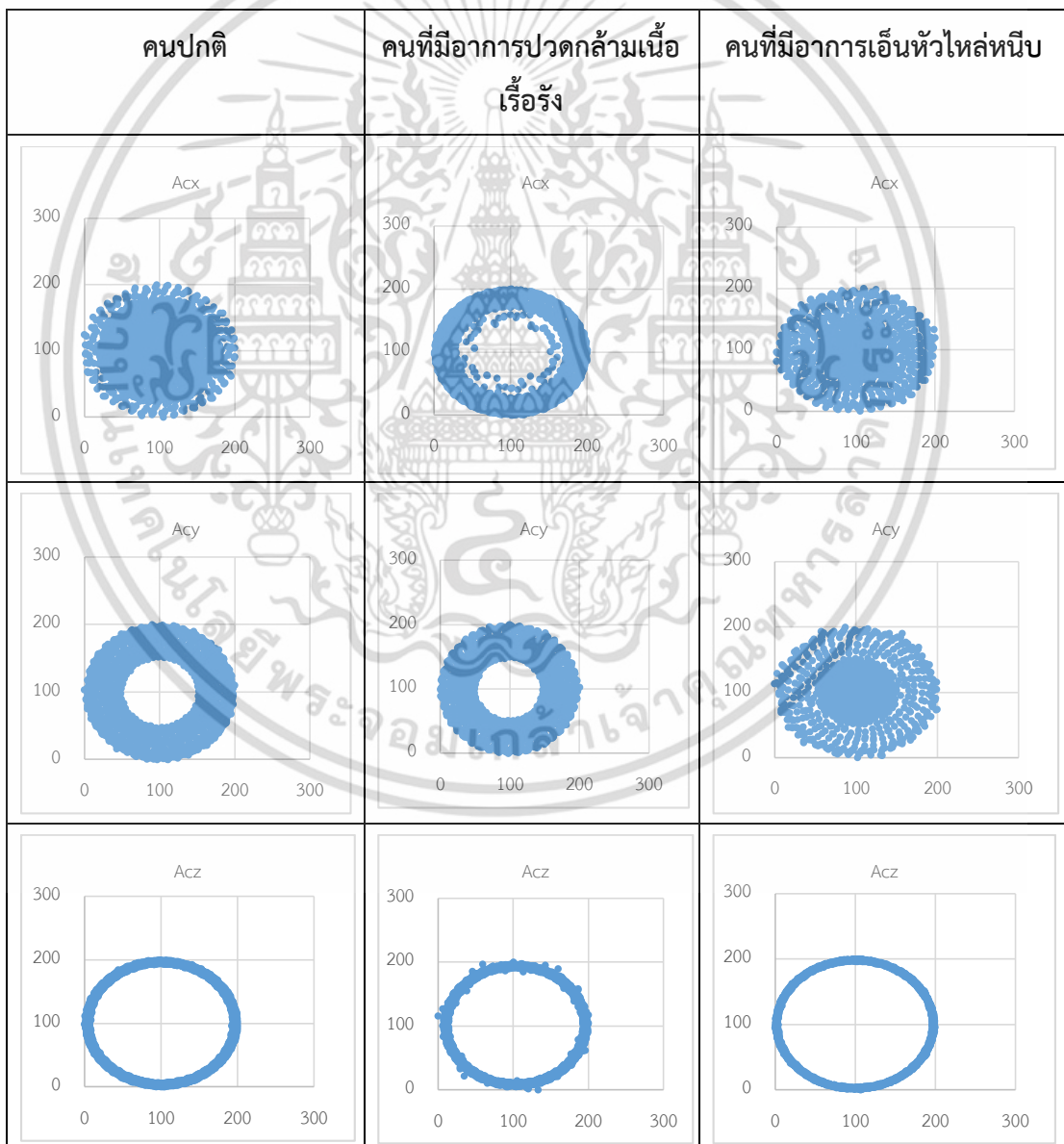
รูปที่ 4.41 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลการเอียงหมุนของสะบักในท่าที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.41 จะเห็นได้ว่าในท่าที่ 1 การยกไหล่ กราฟของคนปกติมีความแตกต่างจากคนผิดปกติอย่างชัดเจน โดยคนปกติแกน yaw ข้อมูลทั้งหมดจะหนาแน่นที่ขอบวงกลม แกน pitch ข้อมูลจะมีการกระจายตัวเท่ากันจากจุดศูนย์กลางไปจนถึงขอบข้อมูล และแกน roll ข้อมูลมีการกระจายตัวอยู่ระหว่างขอบของวงกลมคล้ายโดนัท

กราฟของคนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังแกน yaw มีความหนาแน่นที่จุดศูนย์กลางและกระจายตัวอย่างเท่ากันไปทีขอบวงกลม แกน pitch ข้อมูลมีการกระจายอยู่ระหว่างขอบของวงกลมคล้ายโดนัท และแกน roll มีการกระจายตัวที่ขอบของวงกลม คล้ายกับคนปกติ

กราฟของคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบแกน yaw มีรูปร่างคล้ายกับคนปกติ แกน pitch และ roll ข้อมูลจะหนาแน่นที่จุดศูนย์กลางของวงกลม



รูปที่ 4.42 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลความเร่งของสะบ้าในท่าที่ 1

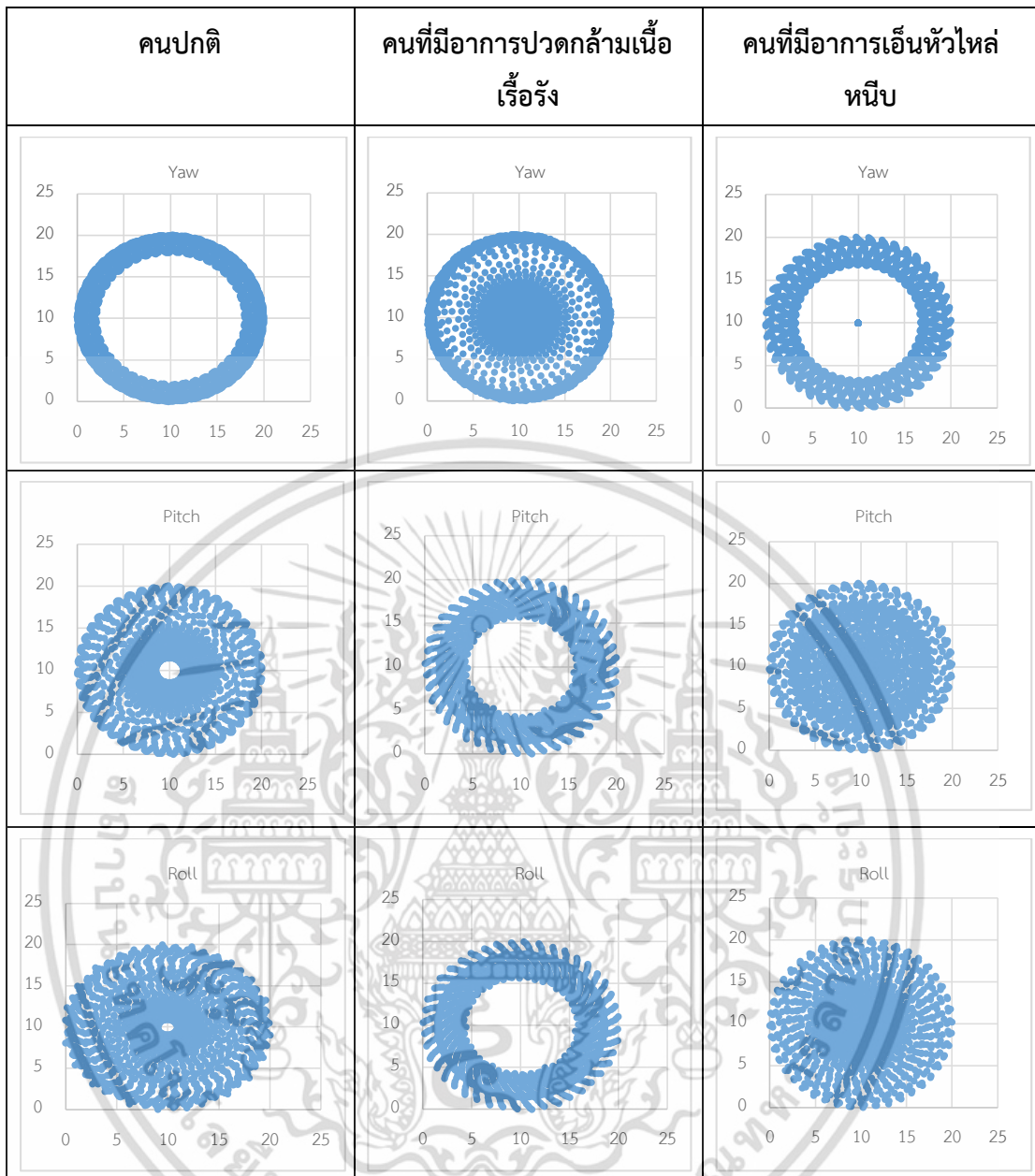
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.42 จะเห็นได้ว่าในท่าที่ 1 การยกไหล่ ในส่วนของข้อมูลความเร่ง กราฟของคนปกติในแกน x และ y มีความแตกต่างจากคนผิดปกติอย่างชัดเจน โดยข้อมูลความเร่งของคนปกติในแนวแกน x ข้อมูลจะหนาแน่นที่ศูนย์กลางของวงกลมมีขนาดใหญ่ ความเร่งในแนวแกน y ข้อมูลมีรูปร่างเป็นโดนนัท ข้อมูลความเร่งในแนวแกน z มีความหนาแน่นที่ขอบของวงกลม กราฟมีรูปร่างวงแหวน

ข้อมูลความเร่งของคนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในแนวแกน x ข้อมูลเกาะกันที่ขอบของวงกลมทำให้มีรูปร่างเหมือนโดนนัท แต่มีข้อมูลบางส่วนกระจายใกล้จุดศูนย์กลางของวงกลม ข้อมูลความเร่งตามแนวแกน y ข้อมูลกระจายตัวอย่างเท่ากันในแนวขอบของวงกลม กราฟมีรูปร่างคล้ายโดนนัท ข้อมูลความเร่งในแนวแกน z คล้ายคลึงกับคนปกติ

ข้อมูลความเร่งคนที่มีอาการเป็นข้อไหล่หิ้นบในแนวแกน x และ y ข้อมูลมีความหนาแน่นที่จุดศูนย์กลางกระจายตัวไปที่ขอบของวงกลม และจุดศูนย์กลางของวงกลมมีขนาดเล็กกว่าของคนปกติ ข้อมูลความเร่งในแนวแกน z คล้ายคลึงกับคนปกติ





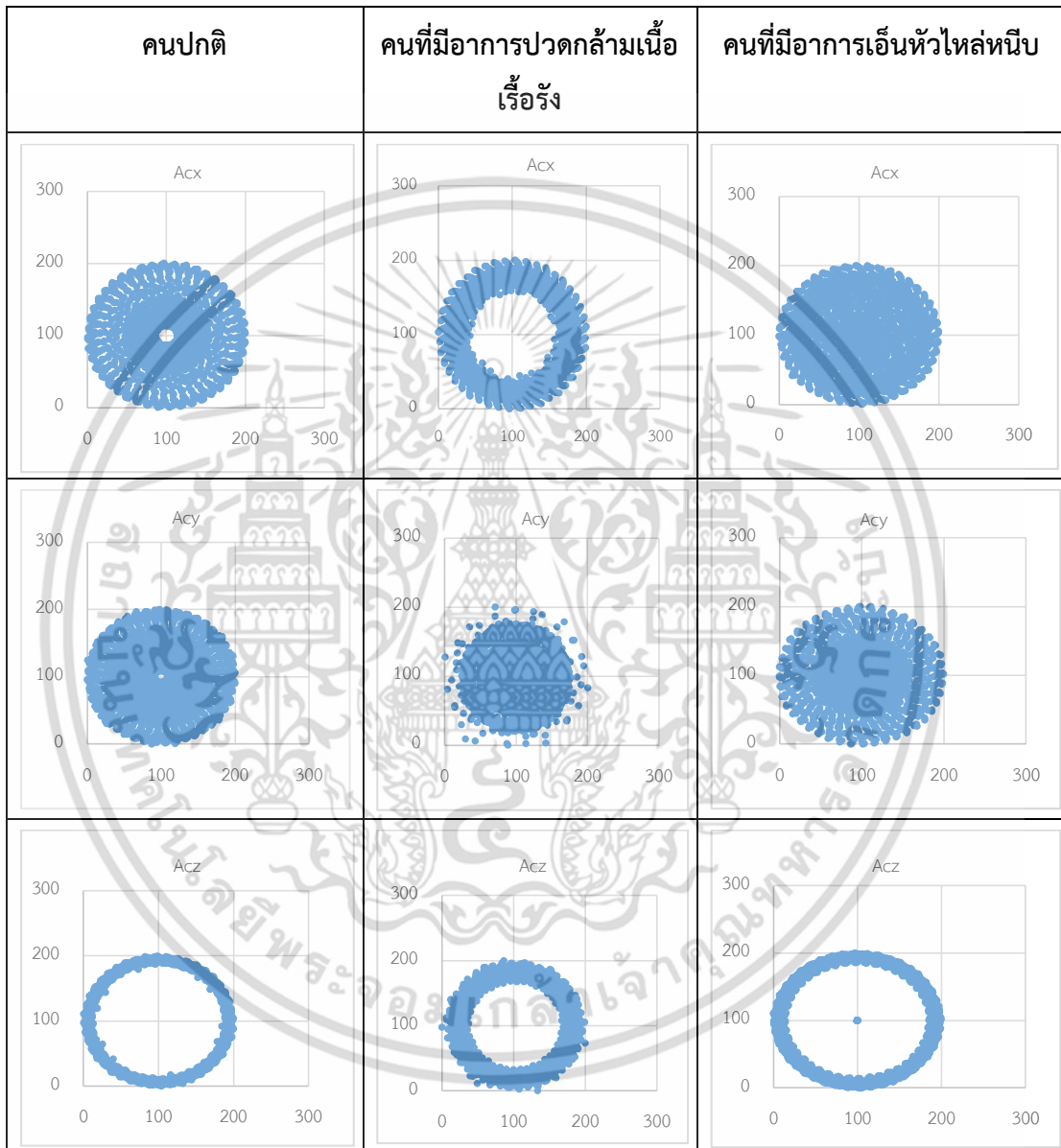
รูปที่ 4.43 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลการเอียงหมุนของสะบักในท่าที่ 2

จากรูปที่ 4.43 จะเห็นได้ว่าในท่าที่ 2 การยกแขนเหยียดตรง ในส่วนข้อมูลการเอียงหมุนกราฟของคนปกติมีความแตกต่างจากคนผิดปกติอย่างชัดเจน ข้อมูลในแกน yaw ของคนปกติ มีรูปร่างคล้ายโดนัท ในแกน pitch และแกน roll ข้อมูลจะหนาแน่นที่จุดศูนย์กลางและกระจายตัวอย่างเท่ากันมาที่ขอบของวงกลม

ส่วนข้อมูลของคนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังข้อมูลในแกน yaw มีความหนาแน่นที่จุดศูนย์กลางและกระจายตัวไปสู่ขอบของวงกลม ในแกน pitch และแกน roll มีความหนาแน่นที่ขอบของวงกลมและมีขอบเป็นแฉก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนข้อมูลของคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบ ในแกน yaw ข้อมูลมีการกระจายเท่ากันที่ขอบวงกลม มีรูปร่างคล้ายโดนัท ในแกน pitch ข้อมูลมีความหนาแน่นที่วงกลมชั้นในและกระจายออกมาที่ขอบของวงกลม ในแกน roll มีความหนาแน่นของข้อมูลที่จุดศูนย์กลางกระจายไปสู่ขอบของวงกลม



รูปที่ 4.44 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลความเร่งของสะบ้าในท่าที่ 2

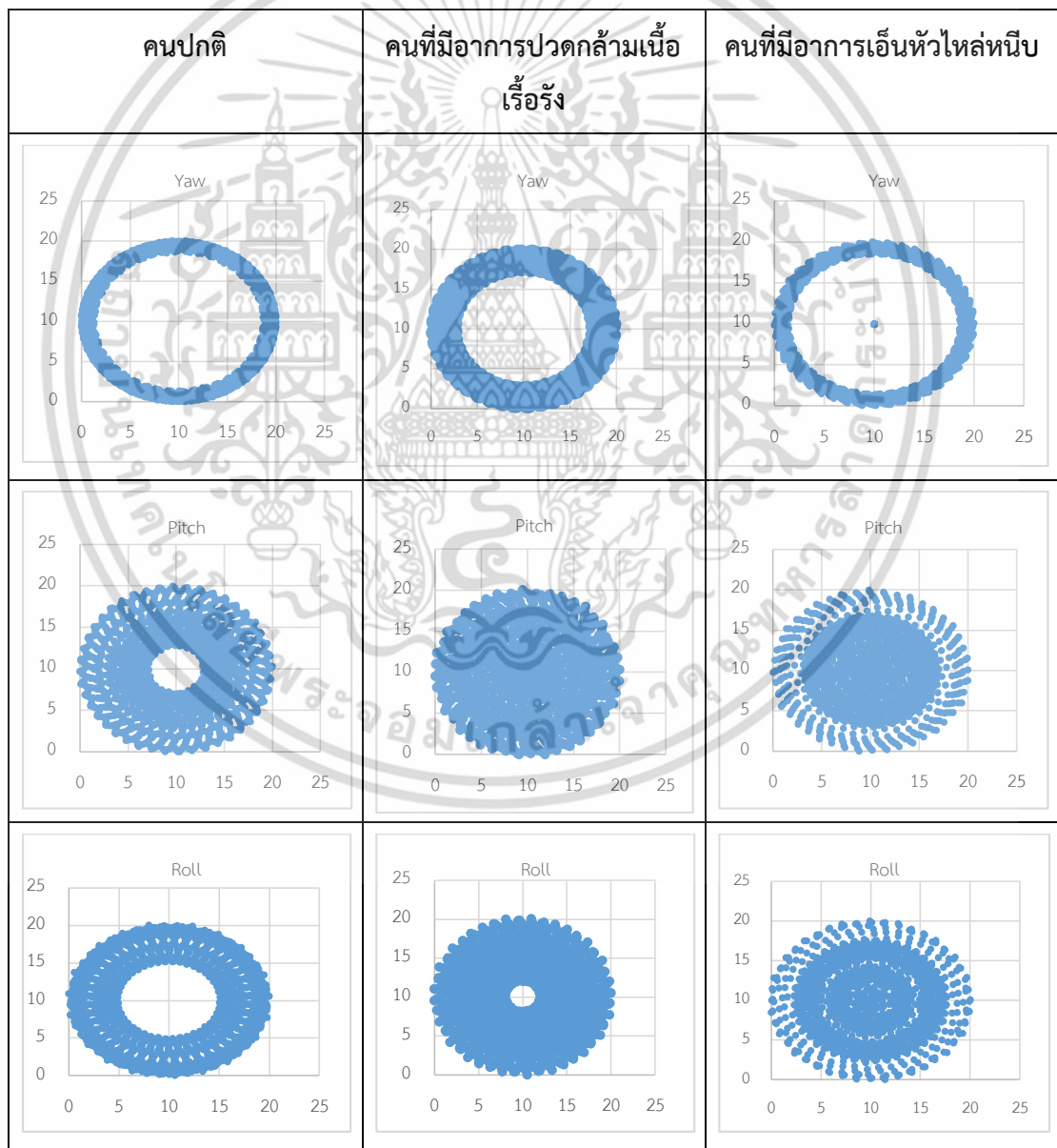
จากรูปที่ 4.44 จะเห็นได้ว่าในท่าที่ 2 การยกแขนเหยียดตรง ในส่วนของข้อมูลความเร่งกราฟของคนปกติในแกน x และ y มีความแตกต่างจากคนผิดปกติอย่างชัดเจน โดยข้อมูลความเร่งของคนปกติในแนวแกน x ข้อมูลจะหนาแน่นจนเกิดวงกลมและกระจายออกสู่ขอบของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงกลม ไม่มีข้อมูลที่จุดศูนย์กลาง ความเร่งในแนวแกน y ข้อมูลจะมีจะหนาแน่นอย่างสม่ำเสมอ จุดศูนย์กลางไม่มีข้อมูล ข้อมูลความเร่งในแกน z ข้อมูลมีรูปร่างคล้ายวงแหวน

ข้อมูลความเร่งของคนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในแนวแกน x ข้อมูลหนาแน่นที่ขอบของวงกลมทำให้มีรูปร่างเหมือนโดนัท ข้อมูลความเร่งตามแนวแกน y ข้อมูลกระจายอย่างเท่าๆกันเป็นวงกลมขนาดเล็ก และมีจุดที่ขอบของวงกลม ข้อมูลความเร่งในแกน z ข้อมูลมีรูปร่างคล้ายโดนัท

ข้อมูลความเร่งของคนที่มีอาการข้อไหล่หนีบในแนวแกน x ข้อมูลมีความหนาแน่นภายในวงกลม แกน y ข้อมูลมีความหนาแน่นที่จุดศูนย์กลางกระจายออกไปจนขอบของวงกลม ข้อมูลความเร่งในแกน z ข้อมูลมีรูปร่างคล้ายวงแหวน



รูปที่ 4.45 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลการเอียงหมุนของสะบ้าในท่าที่ 3

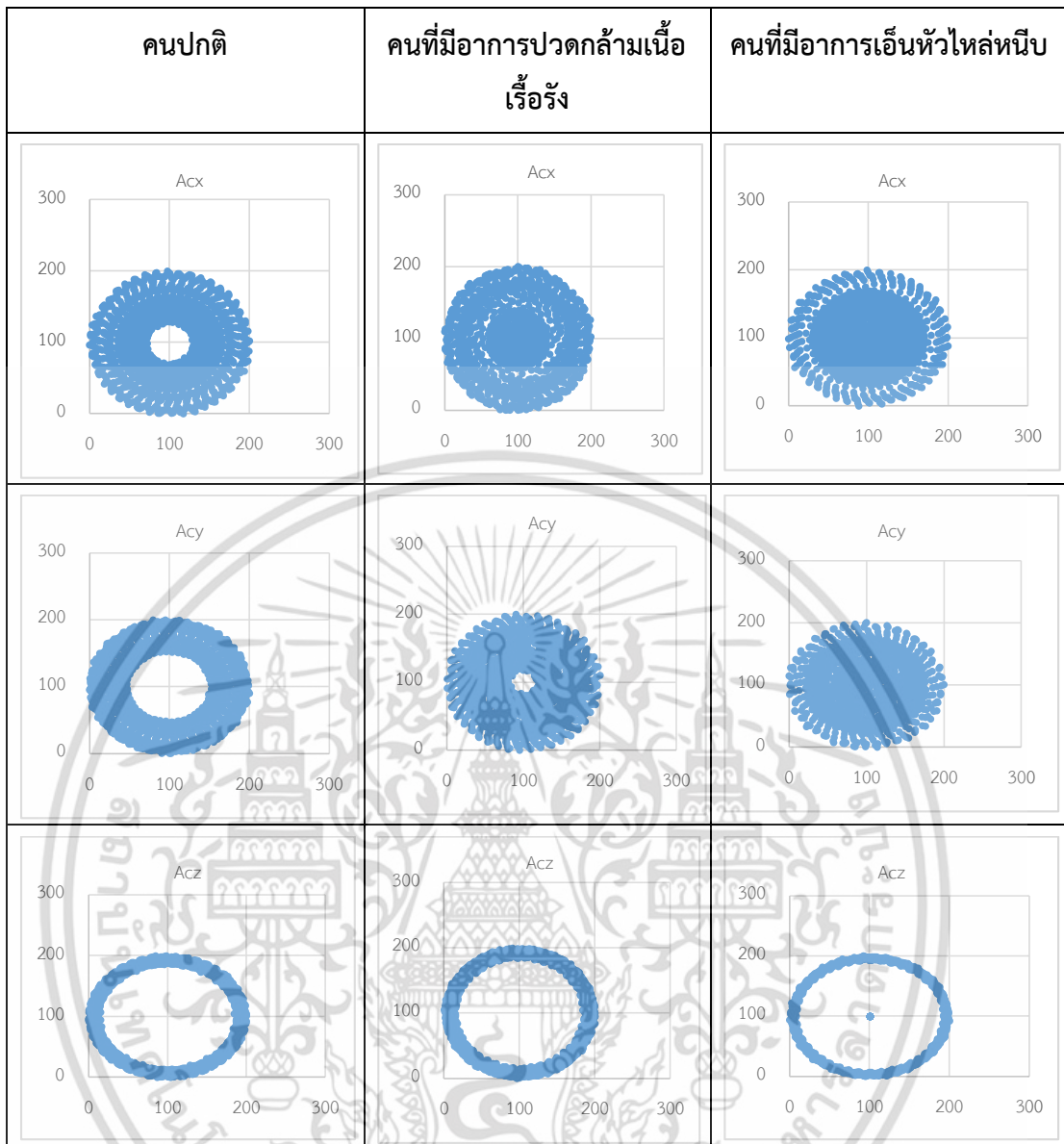
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ผู้ใดเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.45 จะเห็นได้ว่าในท่าที่ 3 ทางสะบัก ในส่วนข้อมูลการเอียงหมุนกราฟของคนปกติมีความแตกต่างจากคนผิดปกติอย่างชัดเจนในแกน pitch และ roll โดยข้อมูลในแกน yaw ของคนปกติ ข้อมูลมีรูปร่างวงแหวน ในแกน pitch และ roll ข้อมูลจะหนาแน่นที่ขอบชั้นในมีรูปร่างคล้ายโดนัท

ข้อมูลของคนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง ในแกน yaw ข้อมูลมีการกระจายเท่ากันที่ขอบวงกลมมีขนาดใหญ่กว่าของคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบและคนปกติ กราฟมีรูปร่างคล้ายโดนัท ในแกน pitch ข้อมูลมีความหนาแน่นจนเกิดเป็นวงกลม และแกน roll มีความหนาแน่นของข้อมูลภายในวงกลมยกเว้นจุดศูนย์กลาง

ข้อมูลของคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบ ในแกน yaw ข้อมูลมีการกระจายเท่ากันที่ขอบวงกลม กราฟมีรูปร่างคล้ายวงแหวน ในแกน pitch ข้อมูลมีความหนาแน่นในวงกลมชั้นใน ในแกน roll มีความหนาแน่นของข้อมูลกระจายเป็นชั้นๆที่ชั้นแรกและชั้นที่สอง





รูปที่ 4.46 การเปรียบเทียบกราฟข้อมูลความเร่งของสะบ้าในท่าที่ 3

จากรูปที่ 4.46 จะเห็นได้ว่าในท่าที่ 3 ทางสะบ้า ส่วนของข้อมูลความเร่งกราฟของคนปกติในแกน x และ y มีรูปร่างคล้ายโดนัท ข้อมูลความเร่งในแนวแกน z มีความหนาแน่นที่ขอบของวงกลม มีรูปร่างคล้ายวงแหวน

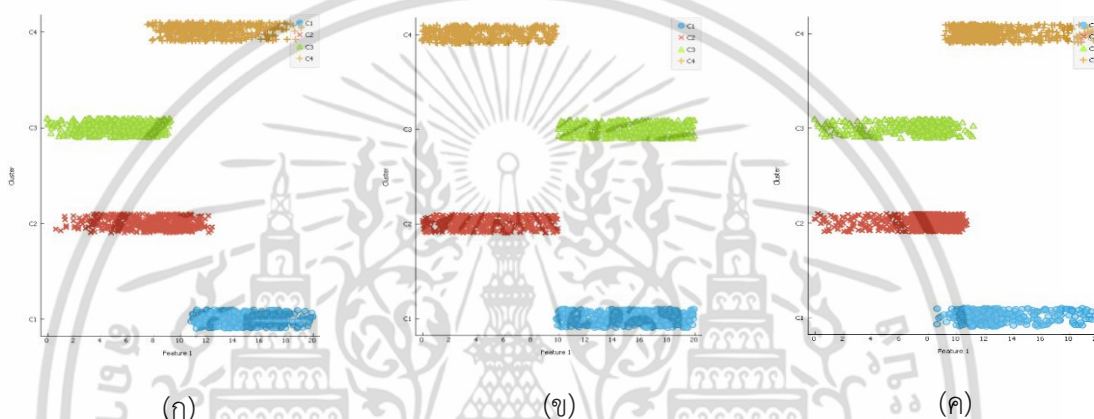
ข้อมูลความเร่งของคนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในแนวแกน x ข้อมูลมีความหนาแน่นภายในวงกลม มีช่องว่างแบ่งระหว่างวงกลมชั้นในกับขอบวงกลมเล็กน้อย แกน y ข้อมูลกระจายอย่างเท่าๆกันยกเว้นจุดศูนย์กลางของวงกลม ข้อมูลความเร่งในแนวแกน z มีความคล้ายคลึงกับคนปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อมูลความเร่งของคนที่มีอาการเป็นข้อไหล่อนีบในแนวแกน x และ y ข้อมูลมีความหนาแน่นภายในวงกลมจนเกิดเป็นวงกลมชั้นใน มีข้อมูลกระจายตัวตรงขอบข้อมูลเล็กน้อย ส่วนข้อมูลความเร่งในแนวแกน z ข้อมูลมีรูปร่างคล้ายกับคนปกติและคนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง แต่มีความหนาแน่นน้อยกว่า

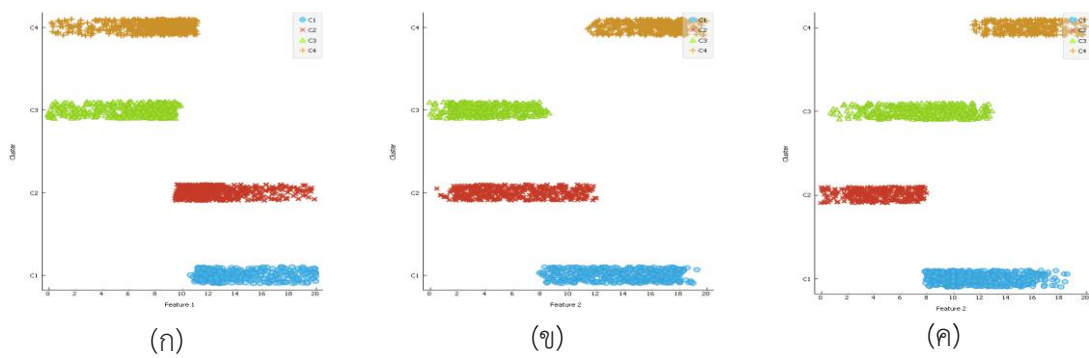
4.2.5.2 การเปรียบเทียบผลจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีน

ผลของคนปกติและคนผิดปกติแบบปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังและเอ็นข้อไหล่อนีบที่ได้จัดกลุ่มแบบเคมีนในท่าทางทั้ง 3 ท่า แสดงดังรูปที่ 4.47 ถึงรูปที่ 4.49



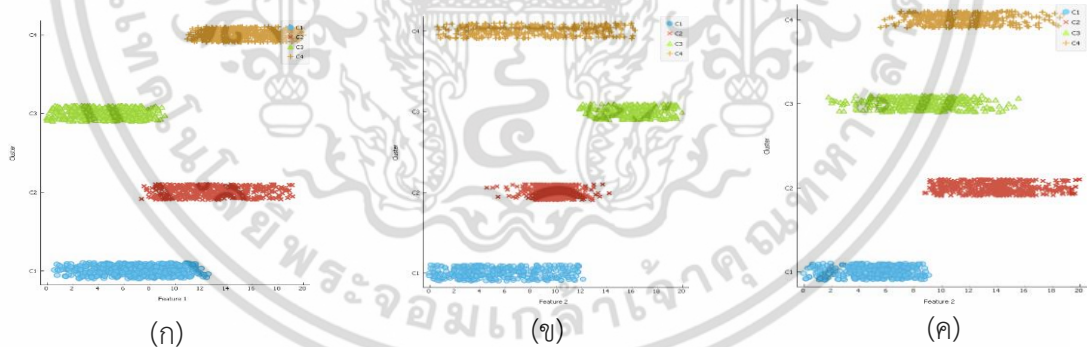
รูปที่ 4.47 (ก) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนปกติในท่าที่ 1 (ข) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 1 และ (ค) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่อนีบในท่าที่ 1

จากรูปที่ 4.47 จะเห็นได้ว่าข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch ในท่าที่ 1 การยกไหล่มีความแตกต่างกัน ในคนปกติกลุ่ม C1 และ C4 มีความหนาแน่นมากในช่วงต้นของข้อมูล และกลุ่ม C2 และ C3 มีความหนาแน่นในช่วงปลายข้อมูล คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังข้อมูลมีการกระจายตัวทุกกลุ่มข้อมูล ส่วนคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่อนีบข้อมูลมีความหนาแน่นที่ชัดเจนในกลุ่มที่ C1 C2 และ C4



รูปที่ 4.48 (ก) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนปกติในท่าที่ 2 (ข) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 2 และ (ค) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในท่าที่ 2

จากรูปที่ 4.48 จะเห็นได้ว่าข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch ในท่าที่ 2 การยกแขนเหยียดตรง กลุ่มของคนปกติมีความหนาแน่นมากในช่วงต้นของข้อมูลในกลุ่มที่ C1 และ C2 และมีความหนาแน่นในช่วงปลายข้อมูลในกลุ่มที่ C3 และ C4 ส่วนคนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังข้อมูลจะกระจายตัวทุกกลุ่มข้อมูลไม่สามารถกำหนดจุดที่มีความหนาแน่นได้ ส่วนคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบ กลุ่ม C1 มีความหนาแน่นในช่วงต้นของข้อมูล และ C3 มีความหนาแน่นในช่วงปลายของข้อมูล



รูปที่ 4.49 (ก) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนปกติในท่าที่ 3 (ข) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 3 และ (ค) ข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในท่าที่ 3

จากรูปที่ 4.49 จะเห็นได้ว่าข้อมูลการเอียงหมุนแกน pitch ในท่าที่ 3 การกางแขน ข้อมูลคนปกติเห็นความหนาแน่นชัดเจนทุกกลุ่มข้อมูล แต่มีขนาดข้อมูลในกลุ่ม C4 น้อยกว่าคนผิดปกติ ส่วนกลุ่ม C3 มีความยาวมากกว่าคนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง แต่ยาวนานน้อยกว่าคนที่มี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาการเอ็นข้อไหล่หนีบ ข้อมูลคนปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังมีความกระจายตัวในกลุ่มที่ C1 และ C4 แต่มีความหนาแน่นที่กลุ่ม C2 ส่วนคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบทุกกลุ่มมีความกระจายตัว

4.2.5.3 ผลการคำนวณความหนาแน่นและกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูล

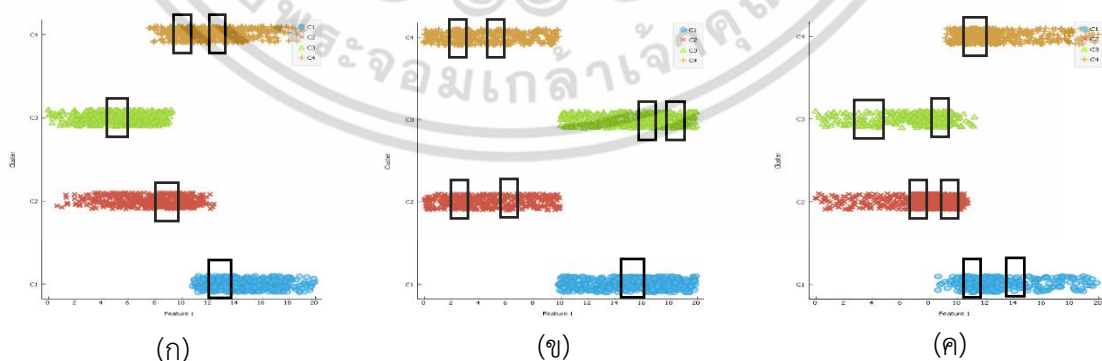
จากการกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลจากการหาความหนาแน่นด้วยวิธีการหาค่าความคาดหมายสูงสุดสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.50 ถึง 4.52 การทดลองกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นในท่าที่ 1 สามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.7

ตารางที่ 4.7 เปรียบเทียบตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลทั้ง 3 แบบในท่าที่ 1

กลุ่มข้อมูล	คนปกติ	คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง	คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบ
C1	1) 12.76,[-0.003,25.51] 2) 17.59,[-0.005,35.17]	1) 11.34,[-0.004,22.67] 2) 2.62,[-0.002,5.24]	11.65,[-0.002,23.29]
C2	5.82,[-0.004,11.64]	1) 2.62,[-0.002,5.24] 2) 7.01,[-0.004,14.01]	1) 7.22,[-0.002,14.45] 2) 9.54,[-0.0013,19.08]
C3	4.62,[-0.003,9.23]	1) 12.01,[-0.00,24.01] 2) 18.45,[-0.0035,36.89]	1) 2.84,[-0.010,5.66] 2) 8.30,[-0.003,16.59]
C4	11.18,[-0.003,22.35]	5.54,[-0.004,11.08]	1) 10.31,[-0.002,20.61] 2) 16.12,[-0.008,32.23]

จากตารางที่ 4.7 สามารถนำผลลัพธ์ที่ได้มากำหนดตำแหน่งความหนาแน่นได้ดัง

รูปที่ 4.50



รูปที่ 4.50 (ก) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนปกติในท่าที่ 1 (ข) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 1 และ (ค) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในท่าที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในท่าที่ 1 คนปกติในกลุ่ม C4 ได้ความหนาแน่น 2 ตำแหน่ง ส่วนกลุ่ม C1-C3 ได้เพียงตำแหน่งเดียว คนที่มีปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในกลุ่ม C1 ได้ความหนาแน่นเพียงตำแหน่งเดียว ส่วนกลุ่ม C2-C4 ได้ความหนาแน่น 2 ตำแหน่ง ส่วนข้อมูลคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่อนีบในกลุ่ม C1-C3 ได้ความหนาแน่น 2 ตำแหน่ง มีเพียงกลุ่ม C4 เท่านั้นที่ได้ความหนาแน่นเพียงตำแหน่งเดียว

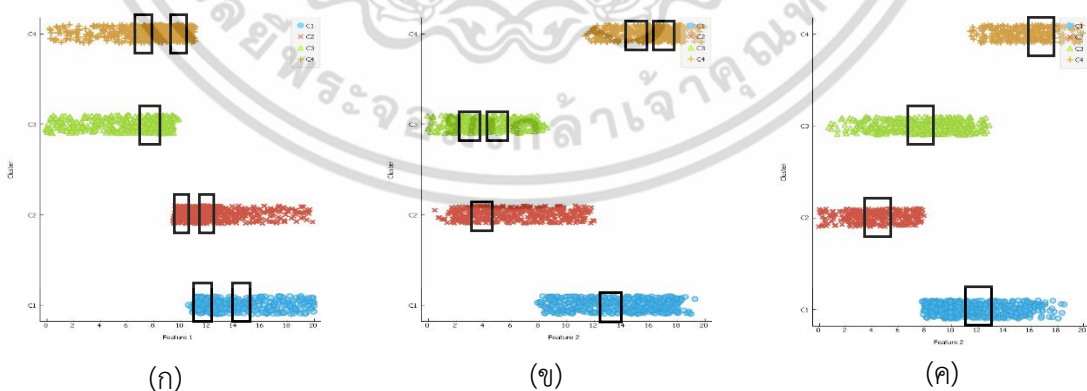
ผลการทดลองกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลของทั้งคนปกติและผิดปกติในท่าที่ 2 การหมุนแขนเหยียดตรง สามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4.8 เปรียบเทียบตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลทั้ง 3 แบบในท่าที่ 2

กลุ่มข้อมูล	คนปกติ	คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง	คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่อนีบ
C1	1) 11.10,[-0.003,23.99] 2) 17.56,[-0.007,35.11]	16.88,[-0.002,33.76]	11.07[-0.002,22.15]
C2	12.45,[-0.002,24.89]	4.65,[-0.003,9.3]	11.38,[-0.005,22.76]
C3	1) 5.69,[-0.005,11.37] 2) 8.79,[-0.002,17.58]	1) 12.08,[-0.002,24.15] 2) 17.43,[-0.0036,34.86]	3.61,[-0.003,7.21]
C4	1) 3.48,[-0.008,6.95] 2) 8.6,[-0.002,17.2]	1) 5.24,[-0.003,10.47] 2) 10.25,[-0.005,20.49]	5.06,[-0.006,10.12]

จากตารางที่ 4.8 สามารถนำผลลัพธ์ที่ได้มากำหนดตำแหน่งความหนาแน่นได้ดัง

รูปที่ 4.51



รูปที่ 4.51 (ก) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนปกติในท่าที่ 2 (ข) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในท่าที่ 2 และ (ค) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่อนีบในท่าที่ 2

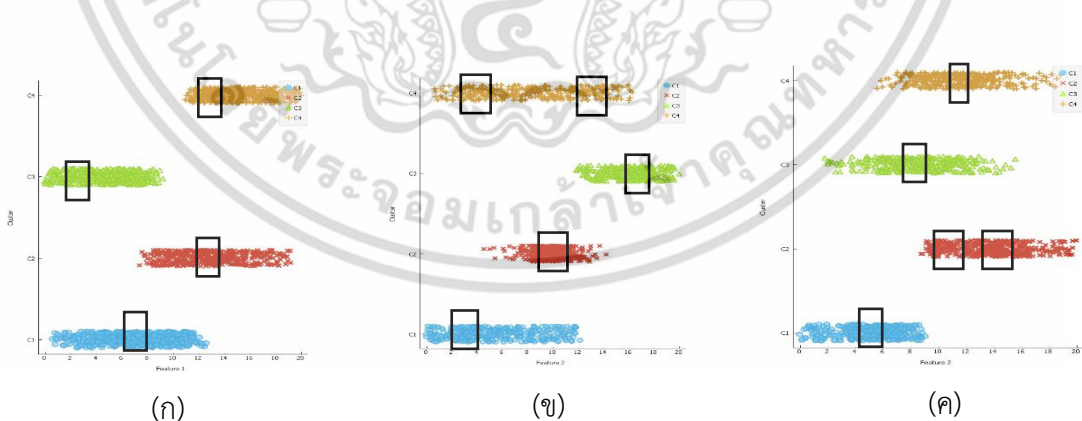
ในทำที่ 2 คนปกติได้ความหนาแน่นในกลุ่ม C1 C2 และ C4 2 ตำแหน่ง ส่วนกลุ่ม C3 ได้เพียงตำแหน่งเดียว ส่วนข้อมูลคนที่มีปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในกลุ่ม C1 และ C2 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่ง ส่วนกลุ่ม C3 และ C4 ได้ความหนาแน่น 2 ตำแหน่ง และคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบกลุ่มข้อมูลย่อยทุกกลุ่มได้ตำแหน่งความหนาแน่นเพียง 1 ตำแหน่ง

ผลการทดลองกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลของทั้งคนปกติและผิดปกติในทำที่ 3 การกางสะบัก สามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.9

ตารางที่ 4.9 เปรียบเทียบตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลทั้ง 3 แบบในทำที่ 3

กลุ่มข้อมูล	คนปกติ	คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง	คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบ
C1	6.09,[-0.004,12.18]	1) 10.63,[-0.007,21.26] 2) 17.07,[-0.004,34.14]	7.07,[-0.004,14.14]
C2	13.03,[-0.003,26.06]	9.68,[-0.001, 19.37]	9.66,[-0.001,19.33]
C3	2.83,[-0.003,5.66]	9.91,[-0.01,19.82]	1) 13.03,[-0.003,26.06] 2) 16.06,[-0.003,32.11]
C4	14.54,[-0.003,29.07]	3.08,[-0.002,6.17]	6.15,[-0.002,12.29]

จากตารางที่ 4.9 สามารถนำผลลัพธ์ที่ได้มากำหนดตำแหน่งความหนาแน่นได้ดังรูปที่ 4.52



รูปที่ 4.52 (ก) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนปกติในทำที่ 3 (ข) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในทำที่ 3 และ (ค) ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลแกน pitch คนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบในทำที่ 3

ในทำที่ 3 คนปกติได้ตำแหน่งความหนาแน่นเพียงตำแหน่งเดียวทุกกลุ่มข้อมูล ส่วนข้อมูลคนที่มีปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังในกลุ่ม C1-C3 ได้ตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูล 1 ตำแหน่ง ส่วน C4 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่ง และคนที่มีอาการเอ็นข้อไหล่หนีบกลุ่มข้อมูลย่อย C1 C3 และ C4 ได้ตำแหน่งความหนาแน่นเพียงตำแหน่งเดียว ส่วนกลุ่ม C2 ได้ตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่ง จากการทดลองทั้งสามท่าทางพบว่าทุกท่าทางข้อมูลระหว่างคนปกติและผิดปกติมีตำแหน่งความหนาแน่นข้อมูลและค่าเฉลี่ยของข้อมูลที่แตกต่างกันอย่างชัดเจน สามารถนำข้อมูลทั้งของคนปกติและผิดปกติมาช่วยแพทย์ในการวิเคราะห์ห้อการบาดเจ็บได้

4.2.6 การเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง

การเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง โดยมีวิธีที่นำมาจัดกลุ่ม 3 วิธี ดังนี้

1) การนำวิธีการเวกเตอร์น้อยยเลอร์มาใช้ร่วมกับการจัดกลุ่มแบบเคมีนและค่าคาดหวังสูงสุด (Euler + K-Means + EM) โดยแสดงในหัวข้อที่ 4.2.2 และ 4.2.3

2) การจัดกลุ่มข้อมูลแบบกราฟออยเลอร์เพียงอย่างเดียว (Euler Graph) โดยแสดงในหัวข้อที่ 4.2.1

3) การจัดกลุ่มแบบการหาความหนาแน่น (DBSCAN) โดยแสดงในหัวข้อที่ 4.2.4

หลังจากนั้นจะนำข้อมูลทั้งคนปกติและผิดปกติมาเปรียบเทียบกันเพื่อให้เห็นความแตกต่างของข้อมูลทั้งสองแบบ โดยข้อมูลที่นำมาแสดงเป็นข้อมูลในเฉพาะแกน Pitch เนื่องจากสามารถเห็นความแตกต่างของข้อมูลระหว่างคนปกติและผิดปกติได้ชัดเจนนำมาแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์ดังตารางที่ 4.10

ตารางที่ 4.10 การเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง

วิธีการจัดกลุ่ม	ท่าที่ 1	ท่าที่ 2	ท่าที่ 3
1	92.31%	80.77%	80.77%
2	86.96%	82.61%	60.86%
3	69.23%	50%	69.23%

จากตารางที่ 4.10 พบว่าวิธีการที่นำเสนอได้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องอยู่ในเกณฑ์ดีมากในท่าที่ 1 การยกไหล่ โดยได้ 92.31% ส่วนท่าที่ 2 การยกแขนเหยียดตรงและท่าที่ 3 การกางสะบัก โดยได้ 80.77% เท่ากันทั้งสองท่า เนื่องจากท่าที่ 1 การเคลื่อนไหวของสะบักอ้างอิงจากท่า Elevation และ Protraction ของสะบัก เป็นท่าที่สะบักมีการยกและถูกดันไปข้างหน้า แขนทำมุมประมาณ 90 องศา ซึ่งเป็นมุมที่สามารถเก็บข้อมูลได้แม่นยำ จึงทำให้คะแนนความถูกต้องสูงที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในท่าที่ 2 การยกแขนเหยียดตรงได้ความถูกต้องเท่ากับ 80.77% ซึ่งท่านี้การเคลื่อนไหวของสะบักอ้างอิงจากท่า Internal Rotation และ External Rotation เป็นท่าที่สะบักมีการหมุนเข้ามาด้านในในขณะที่เริ่มยกแขนและหมุนออกด้านนอกเมื่อยกแขนท่ามุม 90 องศาจากพื้นดิน เมื่อแขนเหยียดขึ้นสู่จุดสูงสุด แขนจะทำมุม 180 องศา ซึ่งการที่แขนท่ามุมมากกว่า 90 องศา ข้อมูลที่ได้จากสะบักในส่วนการยกแขนเกิน 90 องศาตรวจจับได้ยาก มีโอกาสที่ทำให้เกิดค่าผิดพลาดในส่วนนี้สูง

ในท่าที่ 3 การกางสะบักได้ความถูกต้องเท่ากับ 80.77% ซึ่งท่านี้การเคลื่อนไหวของสะบักอ้างอิงจากท่า Posterior Tilt และ Abduction เป็นท่าที่สะบักกางชิดกันในระหว่างที่ยกไหล่ ไหล่จะขยับในขณะที่ท่าท่านี้ ซึ่งในช่วงที่สะบักขยับชิดกัน สะบักอยู่ในตำแหน่งที่กล้ามเนื้อและเอ็นปกคลุมสะบัก การกางสะบักทำให้สะบักบิดออก พื้นที่ของสะบักที่ติดกับเซนเซอร์น้อยลง ข้อมูลที่ได้จากเซนเซอร์จึงมีผิดพลาดในส่วนนี้

ส่วนวิธีที่ 2 การจัดกลุ่มด้วยวิธีการฟอยเลอร์เพียงอย่างเดียว จะสามารถเปรียบเทียบข้อมูลระหว่างคนปกติและผิดปกติได้เพียงการคาดคะเนรูปแบบกราฟจากสายตา ซึ่งได้เปอร์เซ็นต์ในท่าที่ 1 สูงสุด คือ 86.96 ท่าที่ 2 ได้เปอร์เซ็นต์ 82.61 และท่าที่ 3 ได้เปอร์เซ็นต์ 60.86 ตามลำดับ ซึ่งวิธีนี้สามารถใช้แยกแยะความปกติและผิดปกติได้เพียงขั้นต้นเท่านั้น

วิธีที่ 3 การจัดกลุ่มด้วยวิธีการหาค่าความหนาแน่น (DBSCAN) เปรียบเทียบข้อมูลเปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นของข้อมูล พบว่าผลที่ได้มีความไม่แน่นอน แต่ข้อมูลคนผิดปกติส่วนมากข้อมูลจะมีความหนาแน่นสูง ส่วนข้อมูลคนปกติจะมีความหนาแน่นน้อยกว่าคนผิดปกติ

เนื่องจากการผิดปกติของสะบักมีหลากหลายอาการ ถึงแม้ว่าจะเป็นโรคชนิดเดียวกัน แต่อาจจะเกิดความผิดปกติที่อวัยวะแตกต่างกัน ทำให้ข้อมูลคนผิดปกติมีความหลากหลาย ไม่ได้บ่งชี้กล้ามเนื้อหรือจุดที่ผู้ผิดปกติเกิดอาการผิดปกติอย่างชัดเจน จึงนำเสนอเพียงการแยกแยะผลลัพธ์ระหว่างคนปกติและคนผิดปกติเท่านั้น

4.2.7 การทดสอบสมมติฐาน

ผู้วิจัยได้นำวิธีการทดสอบสมมติฐานของข้อมูลเชิงสถิติทดสอบหลักเกณฑ์การจำแนกข้อมูลที่ได้จากผลการทดลองสมมติฐานเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของสมมติฐานได้นำข้อมูลทั้งคนปกติและผิดปกติทั้ง 3 ท่าทางมาทดสอบ โดยนำเอาตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลมาสร้างเป็นข้อมูลในการพิจารณา และใช้การทดสอบแบบ t เนื่องจากประชากรมีการแจกแจงแบบปกติและไม่ทราบค่าความแปรปรวนของประชากรโดยที่ประชากรมีจำนวนไม่เกิน 30 ข้อมูล และใช้ค่าระดับนัยสำคัญที่ 0.1 โดยแสดงผลการทดสอบระดับความถูกต้องของหลักเกณฑ์ระหว่างคนปกติและผิดปกติทั้ง 3 ท่าทางในตารางที่ 4.11

ตารางที่ 4.11 ผลการทดสอบระดับความถูกต้องของหลักเกณฑ์ระหว่างคนปกติและผิปกติทั้ง 3 ท่าทาง

ท่าทางการทดสอบ	Mean		S.D.		t		P-Value t-Prob	
	คนปกติ	คนผิปกติ	คนปกติ	คนผิปกติ	คนปกติ	คนผิปกติ	คนปกติ	คนผิปกติ
สมมติฐานทางสถิติ คนปกติ $H_0 : \theta_0 < 1$ $H_1 : \theta_0 \geq 1$ คนผิปกติ $H_0 : \theta_0 < 3$ $H_1 : \theta_0 \geq 3$								
ท่าที่ 1	1.19	2.36	0.85	1.12	1.15	-1.88	1.3163	1.3722
สมมติฐานทางสถิติ คนปกติ $H_0 : \theta_0 < 5$ $H_1 : \theta_0 \geq 5$ คนผิปกติ $H_0 : \theta_0 > 4$ $H_1 : \theta_0 \leq 4$								
ท่าที่ 2	5.12	4.91	0.82	1.14	0.72	-0.24	1.3163	1.3722
สมมติฐานทางสถิติ คนปกติ $H_0 : \theta_0 < 5$ $H_1 : \theta_0 \geq 5$ คนผิปกติ $H_0 : \theta_0 = 0$ $H_1 : \theta_0 \neq 0$								
ท่าที่ 3	5.19	1.09	0.85	0.70	0.04	5.16	1.3163	1.8125

จากผลการทดสอบสมมติฐานในตารางที่ 4.11 พบว่า

- ในท่าที่ 1 ค่า t ของคนปกติน้อยกว่าค่า t วิฤต ($1.154393 < 1.3163$) เพราะฉะนั้นปฏิเสธ H_0 ยอมรับ H_1 ซึ่งหมายความว่าในท่าที่ 1 กลุ่มข้อมูลย่อยของคนปกติต้องมีตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งมากกว่าหรือเท่ากับตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่ง
- ในท่าที่ 1 ค่า t ของคนผิปกติน้อยกว่าค่า t วิฤต ($-1.00434 < 1.3722$) เพราะฉะนั้นปฏิเสธ H_0 ยอมรับ H_1 ซึ่งหมายความว่าในท่าที่ 1 กลุ่มข้อมูลย่อยของคนผิปกติต้องมีตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งมากกว่าหรือเท่ากับ 3 ตำแหน่ง
- ในท่าที่ 2 ค่า t ของคนปกติน้อยกว่าค่า t วิฤต ($0.720854 < 1.3163$) เพราะฉะนั้นปฏิเสธ H_0 ยอมรับ H_1 ซึ่งหมายความว่าในท่าที่ 2 กลุ่มข้อมูลย่อยของคนปกติต้องมีตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งมากกว่าหรือเท่ากับ 1 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อยกลุ่มใดก็ได้
- ในท่าที่ 2 ค่า t ของคนผิปกติน้อยกว่าค่า t วิฤต ($0.097947 < 1.3722$) เพราะฉะนั้นปฏิเสธ H_0 ยอมรับ H_1 ซึ่งหมายความว่าในท่าที่ 2 กลุ่มข้อมูลย่อยของคนผิปกติต้องมีตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งทั้ง 4 กลุ่มข้อมูลย่อย
- ในท่าที่ 3 ค่า t ของคนปกติน้อยกว่าค่า t วิฤต ($0.0444 < 1.7081$) เพราะฉะนั้นปฏิเสธ H_0 ยอมรับ H_1 ซึ่งหมายความว่าในท่าที่ 3 กลุ่มข้อมูลย่อยของคนปกติต้องมีตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งมากกว่าหรือเท่ากับ 1 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อยกลุ่มใดก็ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็นประโยชน์ในการนำเอกสารนี้ไปใช้ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ในทำที่ 3 ค่า t ของคนผิดปกติมากกว่าค่า t วิกฤต ($5.16 > 1.8125$) เพราะฉะนั้นยอมรับ H_0 ปฏิเสธ H_1 ซึ่งหมายความว่าในทำที่ 3 กลุ่มข้อมูลย่อยของคนผิดปกติต้องมีตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งทั้ง 4 กลุ่มข้อมูลย่อย

4.2.7.1 การสรุปผลความถูกต้องและการทดสอบสมมุติฐานในทำที่ 1

จากผลการทดสอบสมมุติฐานพบว่าถ้าคนปกติทดสอบแล้วว่าเป็นคนปกติ คือสามารถกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งมากกว่าหรือเท่ากับตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่ง ซึ่งจากเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในตารางที่ 4.10 ได้ 92.31% สามารถเชื่อถือได้ ส่วนคนผิดปกติทดสอบแล้วว่าเป็นคนผิดปกติ คือสามารถกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งต้องมีย่อยอย่างน้อย 3 กลุ่มข้อมูลย่อย ซึ่งจากการคำนวณความถูกต้องได้ 63.63% ซึ่งจากเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องที่ได้สำหรับคนผิดปกติจำเป็นต้องให้แพทย์ตรวจเบื้องต้นก่อน แต่ผลการทดสอบสามารถใช้ในการคัดแยกผู้ป่วยเบื้องต้น เพื่อให้แพทย์นำไปตรวจผลเชิงลึก

4.2.7.2 การสรุปผลความถูกต้องและการทดสอบสมมุติฐานในทำที่ 2

จากผลการทดสอบสมมุติฐานพบว่าถ้าคนปกติทดสอบแล้วว่าเป็นคนปกติ คือสามารถกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งมากกว่าหรือเท่ากับ 1 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อยกลุ่มใดก็ได้ ซึ่งจากเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในตารางที่ 4.10 ได้ 80.77% สามารถเชื่อถือได้ ส่วนคนผิดปกติทดสอบแล้วว่าเป็นคนผิดปกติ คือสามารถกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งได้ทั้ง 4 กลุ่มข้อมูลย่อย ซึ่งจากการคำนวณความถูกต้องได้ 54.54% ซึ่งจากเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องที่ได้สำหรับคนผิดปกติยังไม่สามารถเชื่อถือได้ จำเป็นต้องให้แพทย์ตรวจเบื้องต้นก่อน อาจจะใช้ในการคัดแยกผู้ป่วยเบื้องต้น เพื่อให้แพทย์นำไปตรวจผลเชิงลึกเพื่อหาความผิดปกติ

4.2.7.3 การสรุปผลความถูกต้องและการทดสอบสมมุติฐานในทำที่ 3

จากผลการทดสอบสมมุติฐานพบว่าถ้าคนปกติทดสอบแล้วว่าเป็นคนปกติ คือสามารถกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น 2 ตำแหน่งมากกว่าหรือเท่ากับ 1 ตำแหน่งในกลุ่มข้อมูลย่อยกลุ่มใดก็ได้ ซึ่งจากเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในตารางที่ 4.10 ได้ 80.77% สามารถเชื่อถือได้ ส่วนคนผิดปกติทดสอบแล้วว่าเป็นคนผิดปกติ คือสามารถกำหนดตำแหน่งความหนาแน่น 1 ตำแหน่งได้ทั้ง 4 กลุ่มข้อมูลย่อย คำนวณความถูกต้องได้ 18.18% ซึ่งจากเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องที่ได้สำหรับคนผิดปกติไม่สามารถเชื่อถือได้ ต้องให้แพทย์วิเคราะห์ความผิดปกติจากการเคลื่อนไหวแทนในทำนี้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

การติดตามผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยข้อไหล่ โดยใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว Razor-IMU เก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบัก ซึ่งใช้สัญญาณบลูทูธในการรับส่งข้อมูล ในการทดสอบมีผู้ทดสอบจำนวน 37 คน ทั้งคนปกติจำนวน 26 คนและคนผิดปกติจำนวน 11 คน แบ่งเป็น 2 อาการ คือ อาการปวดกล้ามเนื้อเรื้อรังและอาการเอ็นข้อไหล่หนีบ ข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวจะถูกนำมาแปลงค่าให้อยู่ในรูปแบบกราฟออยเลอร์พบว่ากราฟแบบออยเลอร์ ประเมินความแตกต่างระหว่างคนปกติและคนผิดปกติจากความหนาแน่นของข้อมูล ซึ่งข้อมูลที่ได้มีความคล้ายคลึงกัน ทำให้ไม่สามารถประเมินความแตกต่างเพื่อจำแนกข้อมูลระหว่างคนปกติและผิดปกติได้ จึงนำกราฟที่ได้ไปจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนเพื่อแบ่งกลุ่มข้อมูลของกราฟให้เป็นกลุ่มข้อมูลย่อยๆ 4 กลุ่มข้อมูล ซึ่งการกำหนดกลุ่มความหนาแน่นจะง่ายมากยิ่งขึ้นจากการคำนวณเปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นในกลุ่มย่อยนั้นๆ ด้วยวิธีการจัดกลุ่มแบบค่าคาดหวังสูงสุด กลุ่มย่อยหนึ่งสามารถพบความหนาแน่นย่อยได้มากกว่า 1 กลุ่ม โดยแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์เรียงลำดับจากน้อยไปมาก แต่ผู้วิจัยได้นำเปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นย่อยสูงสุด 2 อันดับซึ่งผู้วิจัยคิดว่ามีอิทธิพลในการจำแนกข้อมูลในแต่ละกลุ่มมาพิจารณา เพื่อกำหนดตำแหน่งความหนาแน่นของข้อมูลด้วยคะแนนมาตรฐานแบบคะแนนซี เพื่อสร้างหลักเกณฑ์การคัดแยกระหว่างคนปกติและผิดปกติ โดยมีท่าทางที่ใช้ทดสอบ 3 ท่าทาง ดังนี้ ท่ายกไหล่ ท่าหมุนแขนเหยียดตรง และท่ากางสะบัก แต่ละท่าทางมีหลักเกณฑ์ที่ใช้ในการจำแนกแตกต่างกัน ในท่าที่ 1 ท่ายกไหล่ ข้อมูลกลุ่มย่อยของคนปกติต้องมีตำแหน่งความหนาแน่นรวมทั้งหมดน้อยกว่าหรือเท่ากับ 6 ตำแหน่ง ส่วนคนผิดปกติต้องพบตำแหน่งความหนาแน่นรวมทั้งหมดมากกว่าหรือเท่ากับ 7 ตำแหน่ง ในท่าที่ 2 ท่าหมุนแขนเหยียดตรงและในท่าที่ 3 ท่ากางสะบัก ข้อมูลกลุ่มย่อยของคนปกติต้องมีตำแหน่งความหนาแน่นรวมทั้งหมดน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5 ตำแหน่ง ส่วนคนผิดปกติต้องพบตำแหน่งความหนาแน่นรวมทั้งหมดน้อยกว่าหรือเท่ากับ 4 ตำแหน่ง

ผู้วิจัยได้ทดสอบประสิทธิภาพของอัลกอริทึมโดยเปรียบเทียบกับข้อมูลเฉพาะกราฟออยเลอร์ และการจัดกลุ่มข้อมูลแบบการหาค่าความหนาแน่น (DBSCAN) โดยวิธีการที่นำเสนอได้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องทั้ง 3 ท่าทางสูง แต่ว่าท่าที่ 1 ได้เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องสูงที่สุด เนื่องจากใช้ความหนาแน่นในกลุ่มข้อมูลขนาดเล็กเป็นหลักเกณฑ์ในการคัดแยก สามารถตรวจจับความหนาแน่นได้ง่ายกว่าข้อมูลกลุ่มใหญ่

ส่วนเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของกราฟออยเลอร์ในท่าที่ 1 ท่ายกไหล่มีความถูกต้องแม่นยำ 86.96% และท่าที่ 2 การยกแขนเหยียดตรงมีความถูกต้องแม่นยำ 82.61% และท่าที่ 3 ท่ากางสะบักมีความถูกต้องแม่นยำ 60.86% ได้เปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นในท่าที่ 1 และท่าที่ 2 อยู่ในเกณฑ์ดี แต่ไม่สามารถวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลในท่าที่ 3 ได้ เนื่องจากใช้การคาดคะเนด้วยสายตาเพื่อเปรียบเทียบรูปแบบของข้อมูล อาจเกิดข้อผิดพลาดได้

ส่วนเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการจัดกลุ่มข้อมูลแบบการหาค่าความหนาแน่น (DBSCAN) ในท่าที่ 1 ท่ายกไหล่มีความถูกต้องแม่นยำ 69.23% และท่าที่ 2 การยกแขนเหยียดตรงมีความถูกต้องแม่นยำ 50% และท่าที่ 3 ท่ากางสะบักมีความถูกต้องแม่นยำ 69.23% ได้เปอร์เซ็นต์ความหนาแน่นทุกท่าทางอยู่ในเกณฑ์พอใช้ เนื่องจากการกำหนดตัวแปร Epsilon (e) และ Minpts มีผลต่อการจัดกลุ่มข้อมูล หากเลือกใช้ค่าที่ไม่เหมาะสมก็เกิดการคำนวณผิดพลาดได้ และข้อมูลกราฟออยเลอร์มีความหนาแน่นของข้อมูลสูง ทำให้การกำหนดตัวแปรที่เหมาะสมได้ยากถึงแม้จะทดลองใช้ค่าในตัวแปรทั้งสองหลากหลายค่า แต่ไม่สามารถหาข้อสรุปที่จะใช้จำแนกข้อมูลระหว่างคนปกติและผิดปกติได้

เมื่อได้เปอร์เซ็นต์ค่าความถูกต้องแล้ว ผู้วิจัยได้ใช้วิธีทดสอบสมมติฐานทางสถิติเพื่อใช้ทดสอบความถูกต้องของสมมติฐานในการสร้างหลักเกณฑ์การจำแนกคนปกติและผิดปกติทั้ง 3 ท่าทาง จากผลการทดสอบระดับความถูกต้องของหลักเกณฑ์ระหว่างคนปกติและผิดปกติทั้ง 3 ท่าทางสามารถสรุปได้ว่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการจำแนกระหว่างข้อมูลคนปกติและผิดปกติในท่าที่ 1 เป็นท่าที่ดีที่สุดในการนำไปวิเคราะห์ข้อมูลระหว่างคนปกติและผิดปกติ เนื่องจากคนปกติมีความถูกต้อง 92.31% และคนผิดปกติมีความถูกต้อง 63.63% ทั้งสองค่าความถูกต้องมีความแม่นยำอยู่ในเกณฑ์ดีสามารถนำไปวิเคราะห์ข้อมูลคนปกติและผิดปกติเบื้องต้นได้ ในท่าที่ 2 เป็นท่าที่อยู่ในเกณฑ์ระดับพอใช้ เนื่องจากความถูกต้องแม่นยำของคนปกติได้ 80.77% แต่คนผิดปกติมีความถูกต้องแม่นยำ 54.54% สามารถวิเคราะห์ได้ว่าข้อมูลได้ว่าเป็นข้อมูลคนปกติหรือไม่ แต่ไม่สามารถวิเคราะห์ข้อมูลว่าเป็นคนผิดปกติได้แม่นยำ ต้องรอการพิจารณาและการวินิจฉัยจากแพทย์ในการระบุโรค ในท่าที่ 3 เป็นท่าที่ได้ความถูกต้องแม่นยำน้อยที่สุด ถึงแม้ว่าความถูกต้องแม่นยำของคนปกติได้ 80.77% เท่ากับท่าที่ 2 แต่ได้ความถูกต้องแม่นยำของคนผิดปกติได้เพียง 18.18% ทำให้ท่าที่ 3 สามารถวิเคราะห์ได้แต่ในมุมมองของคนปกติเท่านั้น

ในมุมมองของนักกายภาพบำบัดมีความเห็นว่าสามารถสังเกตเห็นความแตกต่างระหว่างคนปกติและผิดปกติได้ แต่ยังไม่สามารถใช้วิเคราะห์ข้อมูลโรคเชิงลึก ต้องใช้ข้อมูลหลายองค์ประกอบในการพิจารณาผู้ป่วย เครื่องมือยังต้องมีการพัฒนาต่อไป เพื่อให้สามารถวิเคราะห์ข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบักได้เชิงลึกมากยิ่งขึ้น เนื่องจากยังไม่ได้ทดสอบความแม่นยำและความเที่ยงตรงของเครื่องมือก่อนนำมาใช้ และข้อมูลความผิดปกติของผู้ป่วยมีความหลากหลาย

จากการทดสอบความถูกต้องแม่นยำและการทดสอบสมมุติฐาน รวมถึงความเห็นจากนักกายภาพบำบัด (ภาคผนวก ก) สามารถสรุปได้ว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอมีความแม่นยำในระดับเบื้องต้นสามารถจำแนกคนปกติและผิดปกติได้ และสามารถช่วยเหลือแพทย์ในการวิเคราะห์อาการบาดเจ็บเบื้องต้น หรือคัดแยกผู้ป่วย อีกทั้งยังสามารถประยุกต์ใช้ในการติดตามผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยข้อไหล่ เพื่อดูความก้าวหน้าของอาการเป็นส่วนประกอบในการวินิจฉัยโรค

5.2 ข้อเสนอแนะ

- 1) เนื่องจากอาการบาดเจ็บสะบักมีหลากหลายชนิดและตำแหน่งบาดเจ็บของกล้ามเนื้อแตกต่างกัน จึงควรระบุโรคในการวิเคราะห์อาการบาดเจ็บ
- 2) เก็บข้อมูลจากผู้ที่มีการบาดเจ็บที่เฉพาะจุด เพื่อการวิเคราะห์ที่ง่ายมากยิ่งขึ้น
- 3) ข้อมูลควรเก็บแยกเพศระหว่างผู้ชายและผู้หญิง และเก็บข้อมูลน้ำหนักและส่วนสูง เพื่อง่ายต่อการวิเคราะห์

5.3 ข้อจำกัด

- 1) ข้อมูลของผู้บาดเจ็บมีน้อย จึงทำให้ข้อมูลที่ได้อาจจะยังไม่ครอบคลุมกับกรณีของผู้บาดเจ็บ
- 2) งานวิจัยชิ้นนี้สามารถจำแนกคนปกติและคนบาดเจ็บที่อาการหนัก เนื่องจากข้อมูลที่ได้จะมีความชัดเจน สามารถระบุได้ว่าเป็นรูปแบบใด
- 3) โดยปกติแล้วมนุษย์ทนต่ออาการบาดเจ็บได้ไม่เท่ากัน ขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น การออกกำลังกาย กิจกรรมที่ทำเป็นประจำ โดยงานวิจัยนี้จะสามารถจำแนกได้เพียงคนปกติที่ไม่ได้เป็นนักกีฬาหรือออกกำลังกายอย่างหนัก
- 4) การจำแนกอาการในเชิงลึกยังจำเป็นต้องใช้ความรู้ทางกายภาพบำบัด หรือการผ่าตัดส่องกล้องเพื่อตรวจเนื้อเยื่อ

บรรณานุกรม

- [1] พระราชบัญญัติการประกอบโรคศิลปะ พ.ศ. 2542. (2542) มาตรา 4.2.
- [2] สมาคมกายภาพบำบัดแห่งประเทศไทย., โรคที่สามารถรักษาได้ด้วยการกายภาพบำบัด. สืบค้นจาก <http://www.bangphaihospital.in.th/2012-10-26-14-55-09> วันที่ 21 มกราคม 2557
- [3] Hallstorm, E.(2009). Shoulder Kinematics and Impingement Dynamic Radiostereometric analysis of the Shoulder. University of Gothenburg and the Department of Orthopedics Uddevalla Hospital, pp. 9-15. ISBN-13:978-162876647
- [4] R.L. Drake, W. Vogl, A.W.M. Mitchell.(2005). Gray's anatomy for students. Philadelphia: Elsevier Inc, pp. 633–647.
- [5] B. D. Chaurasia.(2013). Book of human anatomy regional and applied 3rd edition. CBS Publishers & Distributors, pp. 117-118, ISBN-13: 978-8123923321
- [6] โรงพยาบาลปทุมเวช., การรักษาอาการผู้ป่วยสะบ้าก. สืบค้นจาก <http://www.pathumvech.com/index.php/2013-06-21-07-58-34/2013-06-26-02-46-33> วันที่ 21 มกราคม 2557
- [7] Brown, G. Richard.(1997). Advanced Mathematics: Precalculus with Discrete Mathematics and Data Analysis. Evanston, Illinois: McDougal Littell,
- [8] Tan, P.M., & Steinbach, M., & Kumar, V.(2005). Introduction of Data Mining. Pearson Addison Wesley, pp. 497-502, ISBN-13: 978-0321321367
- [9] Zhang, Z. J.(2012). K-Means Algorithm Cluster Analysis in Data Mining, University of Iowa , pp. 10-12
- [10] Andrew, W. M.,(2004). Clustering with Gaussian Mixtures. (School of Computer Science at Carnegie Mellon University), pp. 2-5
- [11] Prajwala, T. R., & Sangeeta V. I.(2014). Comparative Analysis of EM Clustering Algorithm and Density Based Clustering Algorithm Using WEKA Tools. International Journal of Engineering Research and Development ,Vol. 9,Issue 8 ,pp. 19-24.
- [12] M.Ester, H.P.Kriegel, J.Sander and Xu.(1996). A density-based algorithm for discovering clusters in large spatial databases. California: Proceeding of 1996 International Conference on Knowledge Discovery and Data Mining, pp. 226-231
- [13] Wayne, S.(2007).Understanding Standardized Scores. California State University, Northridge. Retrieved from <http://ocw.smithw.org/general/scores.pdf>

- [14] Gerstman, B.(2008). Basic Biostatistics Statistics for Public Health Practice. Jones and Bartlett Publishers, pp. 129-139. ISBN-13: 978-1284036015
- [15] Wikipedia., Gyroscope. Retrieved from <https://en.wikipedia.org/wiki/Gyroscope> search on Jan 21st 2017
- [16] The Editors of Encyclopædia Britannica., Gyroscope. Retrieved from <https://global.britannica.com/technology/gyroscope> search on Jan 21st 2017
- [17] Wikipedia., Accelerometer. Retrieved from <https://en.wikipedia.org/wiki/Accelerometer> search on Jan 21st 2017
- [18] Techgon., Accelerometer. Retrieved from <http://techgon.com/accelerometers/> search on Jan 21st 2017
- [19] SparkFun., 9 Degrees of Freedom - Razor IMU. Retrieved from <https://www.sparkfun.com/products/10736> search on Jan 21st 2017
- [20] SparkFun., Bluetooth Mate Gold. Retrieved from <https://www.sparkfun.com/products/12580> search on Jan 21st 2017
- [21] SparkFun., Polymer Lithium Ion Battery – 1000 mAh. Retrieved from <https://www.sparkfun.com/products/13813> search on Jan 21st 2017
- [22] Carolien, V. Aet.al.(2009). Recording Scapular Motion Using an Acromion Marker Cluster. Gait & Posture vol. 29, pp. 123-128
- [23] Yuichiro, Y. et.al.(2010). Different Scapular Kinematics in Healthy Subjects during Arm Elevation and Lowering: Glenohumeral and scapulothoracic Patterns. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Vol. 19, pp. 209-215
- [24] Reintrakulchai, N.,&Kimpan, W.(2014). The Design of Golf Swing Pattern Analysis from Motion Sensors. Khonkaen, Thailand: Proceedings of ICSEC 2014 The 2014 International Computer Science and Engineering Conference, pp. 222-227



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ก
เอกสารรับรองจากนักกายภาพบำบัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความคิดเห็นต่องานวิจัยในมุมมองของนักกายภาพบำบัด

จากงานวิจัยเรื่อง การติดตามผลการกายภาพบำบัดของผู้ป่วยข้อไหล่ โดยเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

วัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาอัลกอริทึมที่สามารถช่วยเหลือแพทย์หรือนักกายภาพบำบัดในการตรวจจับการเคลื่อนไหวและจำแนกผู้ปกติและผู้ผิดปกติได้ โดยเริ่มจากการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบักด้วยเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวทั้งในคนปกติและผิดปกติ นำข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์มาสร้างกราฟออยเลอร์ จากนั้นนำกราฟมาจัดกลุ่มด้วยการจัดกลุ่มแบบเคมีน แล้วนำข้อมูลย่อยจากกลุ่มเคมีนมาจัดกลุ่มแบบหาค่าคาดหวังสูงสุดเพื่อหาความหนาแน่นสูงสุดในแต่ละกลุ่ม เพื่อจำแนกความแตกต่างระหว่างคนปกติและคนผิดปกติ

ความคิดเห็นต่องานวิจัยในมุมมองของนักกายภาพบำบัด คือ เครื่องมือนี้เป็นเครื่องมือที่ได้พัฒนาขึ้นร่วมกันระหว่างคณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังกับคณะกายภาพบำบัดมหาวิทยาลัยรังสิต เพื่อให้ได้เครื่องมือที่สามารถตรวจวัดการเคลื่อนไหวของสะบักได้อย่างไรก็ตามการศึกษาวิจัยนี้เป็นการศึกษาเบื้องต้นในการใช้เครื่องมือเพื่อศึกษาแนวทางการจำแนกผู้ที่มีอาการปกติและผิดปกติที่ข้อไหล่ ผลจากงานวิจัยในครั้งนี้ จากการศึกษาการรายงานผลของงานวิจัยดังกล่าวซึ่งรายงานผลโดยแสดงเป็นกราฟ การจัดกลุ่มแบบเคมีน สามารถสังเกตเห็นความแตกต่างของรูปกราฟระหว่างกลุ่มที่ปกติ กลุ่มปวดกล้ามเนื้อเรื้อรัง และกลุ่มอาการเอ็นหัวไหล่หนีบได้ อย่างไรก็ตามหากพิจารณาในเชิงการนำไปใช้ในทางคลินิก การจำแนกรอยโรคในทางกายภาพบำบัดนั้นต้องใช้ข้อมูลในหลายองค์ประกอบเพื่อใช้ในการวินิจฉัยโรค เช่น องศาการเคลื่อนไหวของสะบัก องศาการเคลื่อนไหวของข้อไหล่ กำลังกล้ามเนื้อรอบสะบัก ซึ่งไม่มีรายงานข้อมูลอย่างใดอย่างหนึ่งในงานวิจัยครั้งนี้ ทำให้หากมีการนำข้อมูลที่ได้เป็นกราฟจากงานวิจัยนี้ไปใช้จริงในทางคลินิก ต้องมีการสร้างมาตรฐานเครื่องมือร่วมกัน เช่น องศาการเคลื่อนไหว เกณฑ์การเคลื่อนไหว เป็นต้น

นักกายภาพบำบัดจึงมีความเห็นว่าเครื่องมือนี้ยังคงต้องมีการพัฒนาต่อไปเพื่อให้ใช้งานในทางคลินิกได้ เนื่องจากงานวิจัยในครั้งนี้ยังมีข้อจำกัดอยู่ในหลายด้าน เช่น เครื่องมือยังไม่ได้ทดสอบความแม่นยำและความเที่ยงตรงก่อนนำมาใช้ และถึงแม้ว่างานวิจัยในครั้งนี้จะเก็บข้อมูลจากผู้ป่วยจริง แต่ยังไม่มีการลงรายละเอียดเกี่ยวกับความผิดปกติของผู้ป่วย ซึ่งแต่ละคนอาจมีความผิดปกติในตำแหน่งหรืออาการที่แตกต่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กัน รวมถึงการรายงานผลของเครื่องมือที่ได้จากโปรแกรม ควรมีการกำหนดตัวชี้วัดและภาษาที่สามารถนำไปวิเคราะห์ผลได้จริงในทางการแพทย์



(อาจารย์อาทิตยา มั่นเข้ม)

อาจารย์ประจำคณะกายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยรังสิต



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ICEAS-17304

Specific Pattern Movement of Scapula

Jitjiranai Phanitchart*, Wisan Tangwongcharoen and Warangkhana Kimpan

Department of Computer Science, Faculty of Science, King Mongkut's Institute of Technology
Ladkrabang, Bangkok, Thailand
x7605075@kmitl.ac.th

Abstract

Scapulae are important parts of the arms. As they are the bones that support the shoulder movements, and assist the shoulders in performing daily actions, wrong scapular movements directly affect the shoulders. Besides, abnormal scapular movements are hard to detect without a doctor's or a physiotherapist's diagnosis. Occasionally, diagnosis may be inaccurate. Consequently, researchers are interested in developing a scapular classification algorithm which can help detecting the basic signs of abnormal scapular movements. Two groups of such abnormal conditions are the Impingement Syndrome and the Myofascial Pain Syndrome. The scapular data were collected using Razor-IMU sensor via Bluetooth. Then the scapular Euler graphs were created using Polar coordinate system. Next, the scapular Euler graphs were clustered into 4 clusters using K-Mean Clustering. The Expectation-maximization Clustering were determined each cluster to view the high density data positions. Then the high density data positions were assigned data ranges using the Standard score for creating the diagnostic codes. The experimental results show that the normal and abnormal diagnostic codes have significant differences. Thus, the proposed algorithm can be used to predict the patient's condition or for rehabilitate follow-up.

Keywords: Scapula, Impingement Syndrome, Myofascial Pain Syndrome, K-Mean Clustering, EM Clustering

1. Introduction

Recently, people lifestyles have changed due to the high technology. The majority of people tend to exercise less but spend more time with computers and smart phones as parts of their daily life routines either in terms of working or socializing. In doing so, body postures stay in the same position for a long period of time which can cause muscle tension and affect scapulae. As the result, one of these three symptoms can occur to the body: the Impingement Syndrome, Shoulder Myofascial Pain Syndrome, and Office Syndrome. A report from the National Statistical Office in Thailand concluded that in 2010, there were around 19 million computer users and 60 percent were found to have scapula-related problems (Sahamethapat, 2014).

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

From shoulder kinematics, the scapula, humerus and clavicle rotate together on the shoulder rotating point. The clavicle works with the muscles, ligaments and acromion. When shoulders elevate, the scapula will rotate upward, backward, and outward. The clavicle will elevate and twist inward and the humerus will rotate outward. These are normal movements of the shoulders (Hallstorm, 2009). It can be indicated that the scapulae are important part of upper limb which supports shoulder movements. It also helps the shoulder to work independently. This physical triangular characteristic is connected to the acromion and the moving parts are hard to measure. Thailand has imported tools from foreign countries which are expensive. Therefore, this paper proposes the new computer algorithms to develop a new method of measuring scapular movements by using Razor-IMU sensor to collect the data. A series of steps were undertaken to arrive at the final algorithm. The first step was creating Euler graphs using data of the scapula movement from sensor. Secondly, K-Mean Clustering for classification was performed on the graphs in order to find the movement patterns. Thirdly, the data were clustered on Expectation-maximization Clustering (EM Clustering) to analyze data density of sub data by percentage. Lastly, the Standard score was used to calculate the upper and lower bounds in order to create the diagnostic codes.

2. Related Works and Theories

2.1 Related Works

In 2009, Carolien Van Andel et al. developed a scapular movement measurement tool called the acromion marker cluster (AMC). The tool combined 3 motion cameras, which can detect movements of 0.1 mm. The AMC was attached to the thorax and the scapula and a scapula locator (SL) tool attached to the upper-arm and forearm. The test subjects did 3 actions, namely the Humerus Forward Flexion, Humerus Abduction, and Humerus Rotation to analyze the scapular movements and each action was captured in three dimensions. Their research tested both the strength and reliability of the tool by comparing the margins of error from the SL and AMC tool. They also tested the performance of the AMC in a clinical setting (Carolien et al., 2009).

In 2010, Yuchiro Yano et al. compared scapular movements in normal subjects. To collect the data, 21 healthy men were asked to perform movements such as Upward Rotation, Posterior Tilt, and Internal Rotation. These movements were captured by a camera consisting of six infrared cameras using 50 Hz frequency detection to record images and processed them in three dimensions (Yano et al., 2010).

In 2014, Natee Reintrakulchai and Warangkhan Kimpan studied and analyzed the swinging postures of both amateur and professional golfers. Their research used Razor-IMU sensors to

detect tilt swivel and acceleration. Sensors were attached to the upper back and lower back. Then, CCL algorithm was used for improving the data patterns (Reintrakulchai & Kimpan, 2014).

In 2015, Jitjaranai Phanitchart and Warangkhan Kimpan studied the scapula data by using the Euler graph (Phase graph) to create the patterns. Their research used the polar coordinate technique, which is an Euler theory, to create graphs. These graphs were used for scapular pattern analysis between the normal and abnormal cases using the Razor-IMU motion sensor. From the analysis, the Euler graph can be classified as normal or abnormal (Phanitchart & Kimpan, 2015).

2.2 Related Theories

2.2.1 K-Mean Clustering

K-Mean Clustering is the easiest unsupervised learning process. It separates the data to partitions and assigns objects to k groups referring each group by mean. This process uses mean as a centroid to calculate distances between data in the same group. If the distance is small, the data will be in the same group. Conversely, if the distance is large, the data will be in a different group. In the distance calculation using Euclidean Distance, the x_p only has one value and for the $S_i^{(t)}$, it has 2 possible values as shown in the equation (1):

$$S_i^{(t)} = \{x_p : \|x_p - m_i^{(t)}\|^2 \leq \|x_p - m_j^{(t)}\|^2 \forall j, 1 \leq j \leq k\}, \quad (1)$$

where $S_i^{(t)}$ is the distance of object i in round t
 x_p is the object of interest

$m_i^{(t)}$ is the centroid of object in round t

After that, the centroid is adjusted to calculate the new mean value of the object in each cluster by equation (2) (Tan, Steinbach & Kumar, 2005):

$$m_i^{(t+1)} = \frac{1}{|S_i^{(t)}|} \sum_{x_j \in S_i^{(t)}} x_j \quad (2)$$

Where $m_i^{(t+1)}$ is a new centroid

x_j is all of data in cluster j

2.2.2 The Expectation-maximization Clustering (EM Clustering)

The EM Clustering is a statistical model using expected and maximum value of sub data for the calculation. It is not necessary to assign the number of sub data. There are 2 steps. The first step is the E-Step which uses assigned function to calculate the possible expected value. The function

is derived from the estimate parameter. The second step is the M-Step to get the maximum value. It is calculated with the value from the E-Step to determine data distribution as in equation (3):

$$L(\theta; \mathbf{X}) = p(\mathbf{X}|\theta) = \sum_{\mathbf{Z}} p(\mathbf{X}, \mathbf{Z}|\theta) \quad (3)$$

Where \mathbf{X} is the object set of interest

\mathbf{Z} is the latent significant value

Θ is the possible maximum value that is unknown

Next, calculating the E-Step by using log likelihood function, with respect to the conditional distribution of \mathbf{Z} and \mathbf{X} which is the current estimate value of parameter $\theta^{(t)}$ and \mathbf{X} which is the present estimate value of parameter as shown in equation (4):

$$Q(\theta|\theta^{(t)}) = E_{\mathbf{Z}|\mathbf{X},\theta^{(t)}} [\log L(\theta; \mathbf{X}, \mathbf{Z})] \quad (4)$$

When obtaining the maximum expected value, the M-Step is calculated to find the maximum parameter as shown in equation (5) (Andrew, 2004):

$$\theta^{(t+1)} = \arg \max_{\theta} Q(\theta|\theta^{(t)}) \quad (5)$$

2.2.3 Standard Scores

The Standard scores are the value used to compare one or more sets of data to find the difference. The most commonly used standard scores are Z-scores, T-scores, and stanines (Norusis, 1993; Gay, 1996; Bandele, 1999). Z-scores are derived by mean which is 0 and the standard deviation which is 1. Each \mathbf{X} score, therefore, is associated with a z-score. The Standard scores have several advantages: retaining the order of the values and more important, the shape, the center, and the spread of the distribution. Moreover, the Standard scores enable more reliable evaluation of performance data. The Z-Score is calculated as in equation (6) (Wayne, 2007):

$$z = \frac{\mathbf{X} - \bar{\mathbf{X}}}{SD} = \frac{\mathbf{x}}{SD} \quad (6)$$

where \mathbf{X} is the clusters in X axis which are classified

$\bar{\mathbf{x}}$ is the mean

SD is the Standard Deviation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

When obtaining the Z-Score, it is used to calculate upper and lower bound shown in the equation (7) (Gerstman, 2008):

$$\bar{x} - Z_{\alpha/2} \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \leq \mu \leq \bar{x} + Z_{\alpha/2} \frac{\sigma}{\sqrt{n}} = 100(1 - \alpha)\% \quad (7)$$

- where Z is the Standard Score
- μ is the Confidence Interval
- \bar{x} is the mean
- σ is the Standard Deviation
- n is the number of data
- α is the critical value

3. Methodology

This paper presents the comparison of two abnormal conditions: Impingement Syndrome and Myofascial Pain Syndrome. The data were collected from using motion sensors. Then the Euler graphs were created and used to classify the data by K-Mean Clustering. Next, the data were classified in 4 clusters referenced by graph quadrants. After obtaining the data clusters, the data distribution was determined by the EM Clustering. Finally, the Z-Score standard test was used to calculate boundaries to specify the diagnostic codes. The process is shown in Fig. 1.

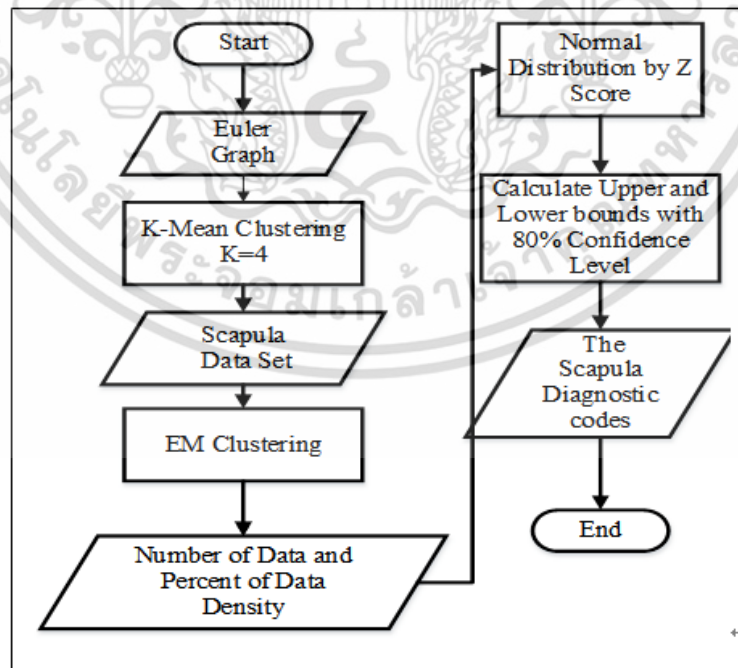


Fig. 1: The Euler graph converting to the diagnostic code algorithm.

3.1 The Scapular Data Characteristics เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The data from 9 Degrees-of-Freedom-Razor-IMU motion sensor were categorized into two types, namely rotation and acceleration by X,Y, and Z axis. The measured data range was ± 16 g in 3-dimensional plane. Both data angle ranges were $\pm 180^\circ$ in 3D and the data was sent at 100 times/sec.

3.2 The Collecting Tools

This paper used 9 Degrees-of-Freedom-Razor-IMU motion sensor (Sparkfun co.ltd). The sensor was placed in an acrylic box to prevent sliding as shown in Fig. 2(a). The sensor was then attached to the body suit shown in Fig. 2(b), and the resulting setup shown in Fig. 2(c) and (d).

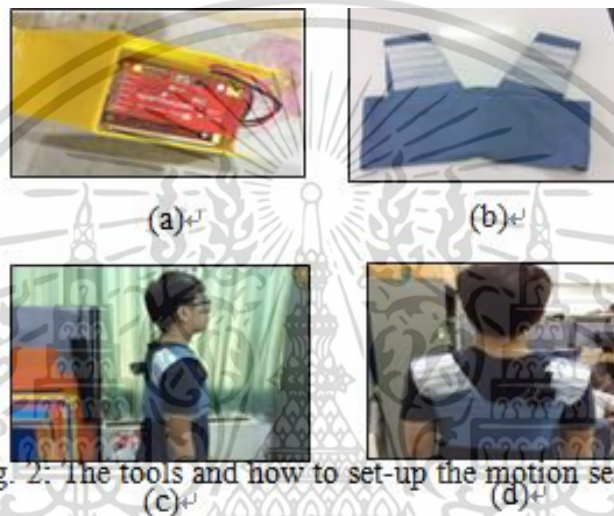


Fig. 2: The tools and how to set-up the motion sensor

4. Experimental Results

Both normal and abnormal data were collected. The data of abnormal cases were collected five times from the diagnosis of Impingement Syndrome or Myofascial Pain Syndrome and calculated the means in order to create the Euler graph as shown in the Fig. 3.

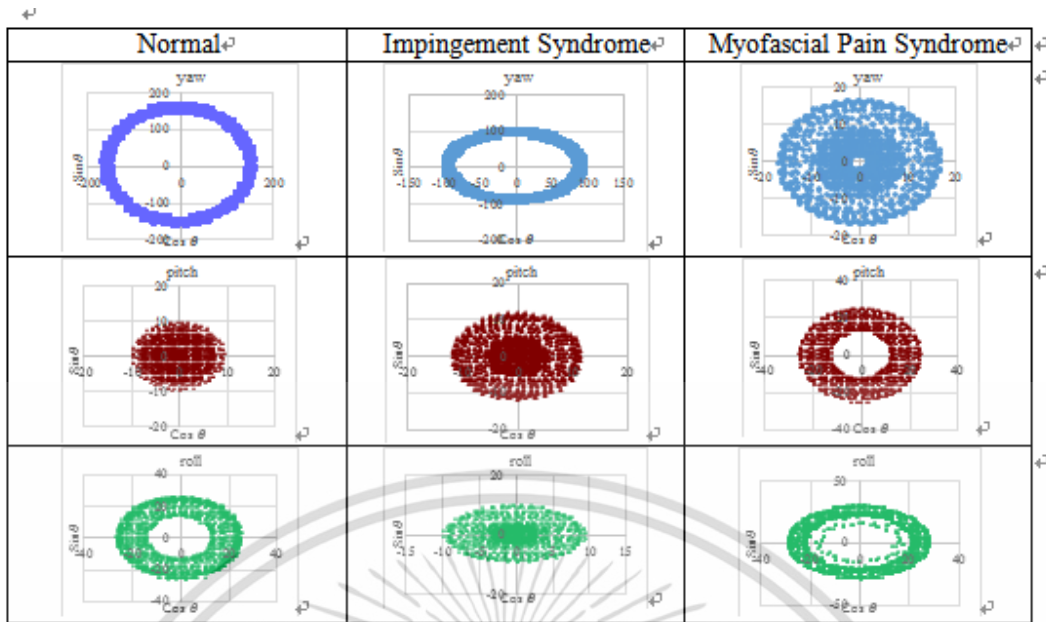


Fig. 3: The normal and abnormal Euler graph comparison

From Fig. 3, the patterns between the normal and abnormal graphs are significantly difference. In the normal case, the data in the yaw axis is concentrated around the boundary area while the data in the pitch axis is concentrated on the center point and spreads to the boundary. The data in the roll axis is equally distributed in a donut shape. In the Impingement Syndrome case, the data in the yaw axis is similar to the normal case while the data in the pitch and roll axes concentrated on the center point and spreads to the boundary. In the Myofascial Pain Syndrome case, the data in the yaw axis is concentrated on the center point while the data in the pitch axis is a donut shape and the data in the roll axis is distributed around the boundary with small points in the inner-boundary area.

4.1 The Experimental Result by K-Mean Clustering

After obtaining the graphs, the data were transferred to the processing K-Mean Clustering. $k=4$ was assigned based on Van-Euler graph's quadrants. The data only in the pitch axis was shown because in K-Mean Clustering, there is a big difference in the data groups as seen in Fig. 4.

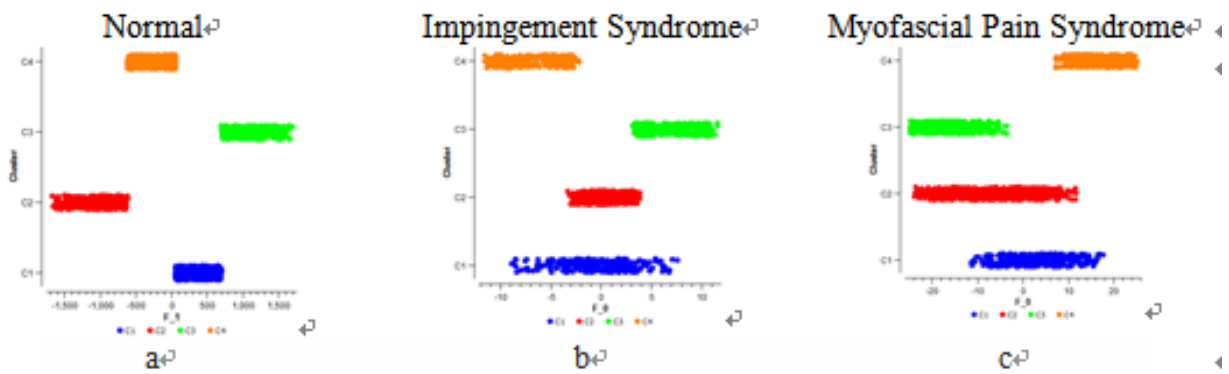


Fig. 4: The K-Mean Clustering in pitch axis comparison

In the normal cases result in Fig 4(a), each cluster has higher density than both abnormal cases results in Fig. 4(b) and (c). Consequently, the normal conditions perform a shorter data group than abnormal conditions which has only high density around the centroid.

4.2 The Data Distributed Results Calculated by EM Clustering

After obtaining the data clusters, the data distribution and boundaries were calculated at 80% confidence interval. The results are shown in Fig. 5.

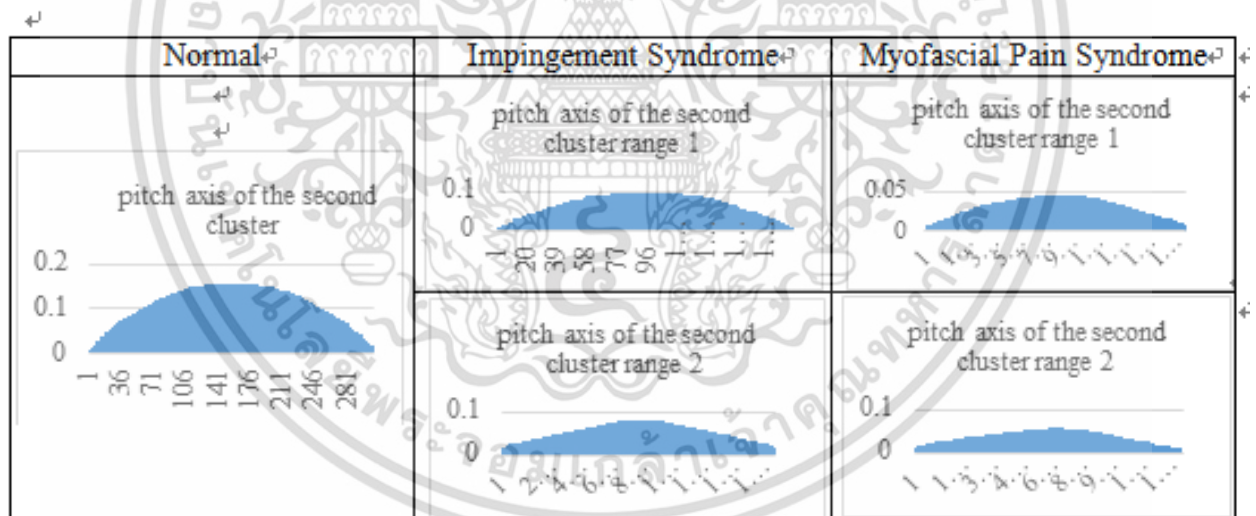


Fig. 5: The normal curves comparison

From Fig. 5, the normal cases result has only 1 range of distribution interval but the abnormal cases results have 2 ranges of distribution interval.

4.3 The Diagnostic Codes

From the distribution intervals in Fig. 5, the distribution intervals were applied to the diagnostic codes as seen in Fig. 6.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

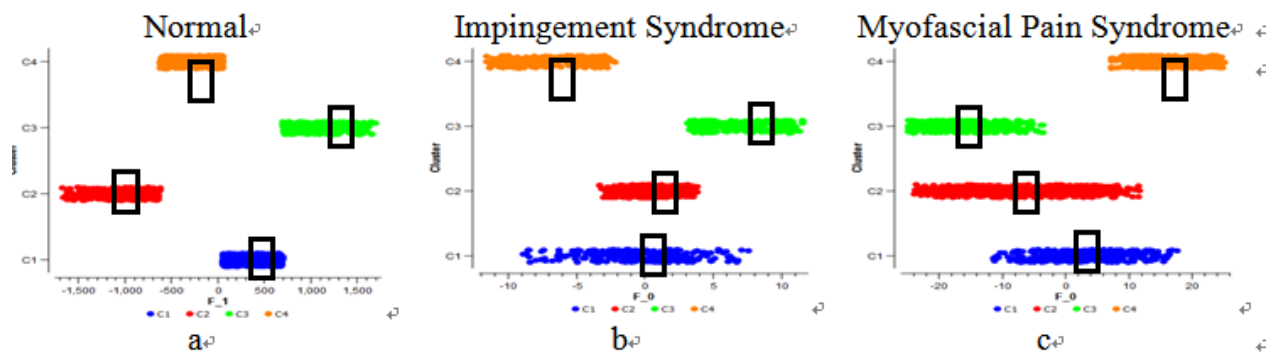


Fig. 6: The diagnostic code comparison

The normal diagnostic code was significantly difference from the abnormal diagnostic codes. It could also be classified between the two abnormal conditions and differentiated whether the code belonged to the Impingement Syndrome or Myofascial Pain Syndrome or the normal case.

5. Conclusions

This paper presents a comparison of the scapula movement between normal and abnormal cases. There are two types of abnormal conditions, which are the Impingement Syndrome and the Myofascial Pain Syndrome. The data were collected using the Razor-IMU motion sensor. In the first step, the rotation and acceleration of the scapula movement were displayed as the Euler graphs. Secondly, the graphs were classified using K-Mean Clustering. Next, the data distribution intervals were calculated using EM Clustering. Lastly, the data boundary was assigned to calculate the Standard scores in creating the diagnostic codes. In conclusion, the experimental results show that K-Mean Clustering, EM Clustering, and assigned boundary by Standard scores can be applied to create diagnostic codes. The 3 types of diagnostic codes were shown to have explicitly differences which could be visually categorized. Thus, this proposed method can be useful in helping doctors to preliminary analyze clinical data and make predictions based on the analysis.

6. Acknowledgement

I wish to express my sincere thanks to Dr. Worachart Cherdchomchan, Dean of the Faculty of Physical Therapy of Rangsit University and all officers at KR-Health Research Unit for providing the samples and the place for collecting the data.

7. References

Sahamethapat, N.(2014). Office Syndrome:The near-disaster of the salary mans who did not changed posture. (Watcharapolco.ltd, Newspaper Company of Thailand). Retrieved from<http://www.thairath.co.th/content/415117>

Hallstorm, E.(2009). Shoulder Kinematics and Impingement Dynamic Radiostereometric analysis of the Shoulder. University of Gothenburg and the Department of Orthopedics

เอกสภา Uddevalla Hospital ,9-15. ISBN:978-91-628-7664-7

ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Caroliën, V. Aet.al.(2009). Recording Scapular Motion Using An Acromion Marker Cluster. *Gait & Posture* vol. 29, 123-128
- Yuichiro, Y. et.al.(2010). Different Scapular Kinematics in Healthy Subjects during Arm Elevation and Lowering: Glenohumeral and scapulothoracic Patterns. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Vol. 19, 209-215
- Reintrakulchai, N.,&Kimpan, W.(2014). The Design of Golf Swing Pattern Analysis from Motion Sensors. Khonkaen, Thailand: Proceedings of ICSEC 2014 The 2014 International Computer Science and Engineering Conference, 222-227
- Phanitchart, J., &Kimpan, W.(2015). Phase Graphs Applying Used in Analyzing Scapular Patients. Chonburi, Thailand: The 7th conference of Electrical Engineering Network of Rajamangala University of Technology, 137-140
- Tan, P.M., & Steinbach, M., & Kumar, V.(2005). Introduction of Data Mining. Pearson Addison Wesley, 497-502.ISBN-13: 978-0321321367
- Andrew, W. M.,(2004). Clustering with Gaussian Mixtures.School of Computer Science atCarnegie Mellon University, 2-5
- Norusis, M.J.(1993). SPSS for Windows Base System User's Guide, Release 6.0 Chicago: Microsoft Corporation, pp: 245-257, 338-350.
- Gay, L.R.(1996). Educational Research: Competencies for Analysis and Application. 5th Edn., Upper Saddle River, Prentice-Hall Inc, A Simon & Schuster Company, New Jersey, pp: 15-140, 144-305, 606-616.
- Bandeled, S.O.(1999). Regression Models: Intermediate Statistics Theory and Practice. PETOA Educational Publishers, Ado-Ekiti,
- Wayne, S.(2007).Understanding Standardized Scores. (California State University, Northridge). Retrieved from <http://ocw.smithw.org/general/scores.pdf>
- Gerstman, B.(2008). Basic Biostatistics Statistics for Public Health Practice. Jones and Bartlett Publishers, 129-139. ISBN-13: 978-1284036015

การประยุกต์กราฟแบบเฟสเพื่อใช้ในการวิเคราะห์การบาดเจ็บสะบักของผู้ป่วย

Phase Graphs Applying Used in Analyzing Scapular Patients

จิตเจียรไน พานิชชาติ และวรางคณา กัมปาน

ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เลขที่ 1 ถนนฉลองกรุง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520

x7605075@kmitl.ac.th knwarang@kmitl.ac.th

บทคัดย่อ

การเคลื่อนไหวสะบักเป็นส่วนสำคัญในการเคลื่อนไหวแขน ถือเป็นฐานกำลังในการใช้แขนและทำให้แขนเคลื่อนไหวได้อย่างอิสระ ถ้าหากการเคลื่อนไหวสะบักไม่เป็นปกติส่งผลต่อการเคลื่อนไหวข้อไหล่ งานวิจัยนี้นำเสนอการศึกษาความผิดปกติของการเคลื่อนไหวสะบัก และนำมาจำแนกความผิดปกติด้วยกราฟเฟส เก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวสะบักจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว 9 Degrees of Freedom - Razor IMU ส่งข้อมูลผ่านสัญญาณบลูทูธ ทำให้มีความสะดวกในการเคลื่อนไหวของไหล่ เมื่อได้ค่าการเคลื่อนไหวแล้วจึงนำมาแปลงด้วยสมการพิกัดเชิงขั้วเพื่อให้ได้ข้อมูลเพื่อนำไปสร้างกราฟเฟสที่สามารถนำไปวิเคราะห์จำแนกความผิดปกติของสะบัก และนำไปใช้ในการวิเคราะห์การรักษาในอนาคต

คำสำคัญ: สะบัก, ข้อไหล่, เฟส, การบาดเจ็บสะบัก, การเคลื่อนไหวสะบัก

Abstract

Scapular movement is an important element of arm motion. The scapula supports a shoulder elevation and aids the arm to move independently. An abnormal scapular movement would directly affect shoulder movements. This research proposed the study of applying the phase graphs in analyzing Scapular patients, a non-invasive method to collect raw data. The Scapular data is collected utilizing a 9 Degrees of Freedom Razor IMU via Bluetooth. It is then transformed into phase graphs using Polar Coordinate System angle to Cartesian Coordinate System. The phase graphs are used to classify abnormal scapular types for further treatments.

Keywords: scapula, shoulder, phase, scapular pain, scapular movement

1. บทนำ

การเคลื่อนไหวสะบักเป็นส่วนที่สำคัญที่ทำให้แขนสามารถยกสูงขึ้นได้ โดยสะบักเป็นอวัยวะที่ช่วยรองรับกระดูกต้นแขน การ

เคลื่อนไหวสะบักผิดปกติรูปแบบมีส่วนทำให้เกิดการบาดเจ็บของไหล่ เช่น ไหล่ล็อก การกดไหล่ ข้อต่อกลีโนฮิวเมอรัล (Glenohumeral Joint) ไม่นั่ง เป็นต้น[1] อาการบาดเจ็บสะบักและข้อไหล่สามารถเกิดขึ้นได้ทุกเพศทุกวัยจากการดำเนินชีวิตประจำวัน ซึ่งวัยรุ่นเกิดจากการเล่นกีฬาแบบหักโหม การออกกำลังกายโดยไม่อบอุ่นร่างกายหรืออบอุ่นร่างกายไม่เพียงพอ วัยทำงานเกิดจากการขาดการออกกำลังกาย นั่งทำงานในท่าเดิมนานๆ และวัยสูงอายุเกิดจากการเสื่อมสมรรถภาพร่างกาย กระดูกข้อต่อเสื่อมจนทำให้เกิดอาการบาดเจ็บ งานวิจัยชิ้นนี้นำเสนอแนวทางการสร้างกราฟเพื่อสรุปทรงใช้ในการจำแนกผู้ป่วยข้อไหล่ในแบบต่างๆ โดยเปรียบเทียบข้อไหล่ของคนปกติกับคนผิดปกติ ใช้การแปลงเชิงเส้นและสมการทางคณิตศาสตร์เพื่อแปลงข้อมูล เก็บข้อมูลด้วยอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวแบบไร้สาย ทำให้มีความสะดวกในการพกพาและเคลื่อนไหว

2. ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

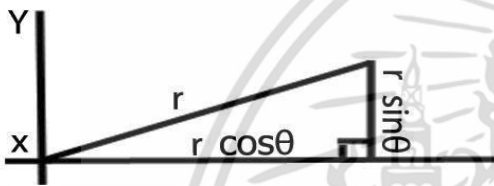
ในปี 2009 Carolien van Aniel และคณะได้วิจัยเรื่องการบันทึกการเคลื่อนไหวของสะบักด้วยเครื่องมือ AMC เครื่องมือ AMC ประกอบด้วยกล้องตรวจจับการเคลื่อนไหว 3 ตัว ที่มีความแม่นยำถึง 0.1 มิลลิเมตร ซึ่งคิดที่หน้าอก สะบัก แขนบน และแขนหน้า และนำเครื่องมือ AMC ติดกับเครื่องมือ Scapular Locator (SL) นำไปติดที่สะบัก โดยให้ผู้ทดลองใช้ท่าทาง 3 ท่า ดังนี้ การงอกระดูกต้นแขน (Humerus Forward Flexion) การกางแขนออก (Humerus Abduction) การหมุนแขนเข้าออก (Humerus Rotation) เพื่อดูการเคลื่อนไหวของสะบักในแต่ละท่าการหมุนไหล่ ภาพที่ได้เป็นแบบ 3 มิติ โดยทดสอบทั้งความแข็งแรงและความน่าเชื่อถือของเครื่อง เปรียบเทียบความแม่นยำจากค่าความผิดพลาดของเครื่องมือ SL และ AMC และนำผลที่ได้ไปคำนวณค่าทางคลินิกเพื่อดูประสิทธิภาพของเครื่องมือ AMC [1]

ในปี 2010 Yuichiro Yano และคณะได้วิจัยเรื่องการเปรียบเทียบการเคลื่อนไหวกระดูกสะบักในคนปกติ นำอาสาสมัครวัยรุ่นผู้ชายที่มีสุขภาพดีจำนวน 21 คน มาทำการทดสอบการเคลื่อนไหวของ

กระดูกสะบัก โดยใช้ท่าการยกแขนขึ้นลงเพื่อดูการเคลื่อนไหวของสะบัก ดังนี้ Upward Rotation, Posterior Tilt และ Internal Rotation โดยใช้ อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ รุ่น MAC 3D อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวนี้ทำงานด้วยระบบกล้องอินฟราเรดจำนวน 6 ตัว และมีความถี่ในการตรวจจับภาพ 50 Hz [2]

2.2 ระบบพิกัดเชิงขั้ว (Polar Coordinate System)

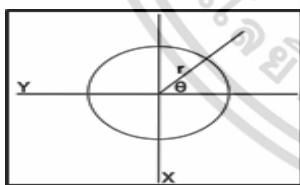
ในทางคณิตศาสตร์ระบบพิกัดเชิงขั้ว คือระบบค่าพิกัดสองมิติ ในแต่ละจุดบนระนาบถูกกำหนดโดยระยะทางจากจุดตั้งและมุมจากทิศทางตั้ง จุดตั้ง (เหมือนจุดกำเนิดของระบบพิกัดคาร์ทีเซียน) เรียกว่า ขั้ว และลากครึ่งสี่จากขั้วเข้ากับทิศทางตั้งคือแกนเชิงขั้ว ระยะทางจากขั้ว เรียกว่าพิกัดรัศมีหรือรัศมี และมุมคือพิกัดมุม มุมเชิงขั้ว หรือมุมทิส[3]



รูปที่ 1 การแปลงพิกัดเชิงขั้วเป็นพิกัดคาร์ทีเซียน

2.3 กราฟรูปแบบเฟส (Phase Graph)

กราฟรูปแบบเฟสเป็นกราฟวงกลม เลี้ยวเวลาในแต่ละครั้งที่ทำการทดสอบในคาบ 360 ° โดยให้แต่ละ θ ที่วิ่งตามเส้นวงกลมเป็นเวลา ในการทำการทดลองในหน่วยวินาที และ r คือ ค่าที่ได้จากเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว กำหนดค่าแกน x และ y จากระบบพิกัดเชิงขั้ว ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 กราฟรูปแบบเฟส

2.4 การแปลงเชิงเส้น (Linear Transformation)

การแปลงเชิงเส้นคือการแปลงเวกเตอร์ $V \rightarrow W$ ระหว่างสองโมดูล โดยใช้การดำเนินการคูณด้วยสเกลาร์ โดยปกติแล้วการแปลงเชิงเส้นจะนำเสนอด้วยรูปแบบเมทริกซ์และตัวอย่าง เช่น การหมุน การสะท้อนของการแปลงเชิงเส้น โดยกรณีที่ที่น่าสนใจเมื่อ $V = W$ จะเรียกกรณีนี้ว่าการดำเนินการเชิงเส้น เป็นอันตรัสฐานฐานของ V โดยปกติการ

แปลงเชิงเส้นจะแปลงระนาบผ่านจุดกำเนิดของระนาบ เส้นตรงหรือจุดในนิยามของพีชคณิตเชิงเส้น[4]

2.5 กลศาสตร์ของข้อไหล่ (Shoulder Kinematics)

ข้อไหล่นี้ประกอบด้วยกระดูก 3 ชิ้น คือ กระดูกต้นแขน กระดูกสะบัก และกระดูกไหปลาร้า ที่ทำงานสัมพันธ์กับกล้ามเนื้อ เอ็น และเนื้อเยื่อรอบข้อไหล่ โดยเมื่อข้อไหล่กระดูกสะบักจะยกขึ้นด้านบน หมุนไปด้านหลัง และหมุนออกด้านนอก กระดูกไหปลาร้าจะยกขึ้นและบิดเข้าด้านใน โดยกระดูกต้นแขนจะหมุนออกด้านนอก จึงเกิดการเคลื่อนไหวที่ปกติของข้อไหล่ กระดูกสะบักจะมีรูปร่างสามเหลี่ยมทรงแบน มีข้อต่อติดกับกระดูกไหปลาร้า และกระดูกต้นแขนวางตัวราบกับทรวงอก[5]

2.4.1 ลักษณะการเคลื่อนไหวของกระดูกสะบัก

การเคลื่อนไหวของกระดูกสะบักในระนาบส่วนหน้า ได้แก่ การยกขึ้นของกระดูกสะบัก การลดต่ำของกระดูกสะบัก การกางของกระดูกสะบัก การหุบเข้าของกระดูกสะบัก และการหมุนลงของกระดูกสะบัก การเคลื่อนไหวของกระดูกสะบักในระนาบแกน x ได้แก่ การหมุนเข้าในของกระดูกสะบัก การหมุนออกของกระดูกสะบัก การเคลื่อนไหวในระนาบด้านข้าง ได้แก่ การหมุนกระดูกสะบักมาทางด้านหน้า และด้านหลัง[5]

2.4.2 ตัวอย่างความคิดปกติของกระดูกสะบัก

ความคิดปกติของกระดูกสะบักมีหลากหลายรูปแบบ แต่ที่พบบ่อยๆ มี ดังนี้[5]

1) กลุ่มอาการเอ็มทีเอส (Myofascial Pain Syndrome) เกิดจากการใช้กล้ามเนื้อหนักเป็นระยะเวลานาน ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวจนกล้ามเนื้อขาดพลังงาน เกิดการค้างของเสีย โดยผู้ป่วยจะมีอาการคล้ายสะบักจมหรืออาจจะปวดเวลาใช้งาน แต่อาจจะมีอาการคัดจมูก วิงเวียนศีรษะเวลาเคลื่อนไหวคอ

2) กระดูกสะบักจม อาจเกิดจากหลายสาเหตุทั้งการนอนกดทับ การนั่งทำงานหน้าคอมพิวเตอร์เป็นระยะเวลานาน การเล่นกีฬา ทำให้ปีกสะบักเปิดอ้าและแนวเส้นดึงจึงเกิดการเคลื่อนตัวเข้าได้แนวปีกกลางสะบักเมื่อหยุด การทำงานสู่สภาวะปกติแนวกระดูกที่เปิดอ้าปิดลงจึงเกิดการกดทับกันขึ้น ผู้ป่วยจะมีอาการปวดสะบักด้านหลังขณะหายใจเข้า-ออก จะรู้สึกหายใจไม่ทั่วท้อง เมื่อหายใจเข้าอย่างแรงจะเกิดจุกเสียดหน้าอก ถ้าหากยกของจะรู้สึกขัดและจุกเสียดตามแนวสะบัก

3. ขั้นตอนดำเนินงานวิจัย

3.1 อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยนี้ใช้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวรุ่น 9 Degrees of Freedom - Razor IMU ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์ที่ผลิตโดยบริษัท SparkFun Electronics ภายในวงจรประกอบด้วย 3 ส่วน คือ ส่วนแรก ITG-3200 (Gyroscope) ทำหน้าที่วัดค่าการเอียงในระนาบ 3 มิติ ADXL345

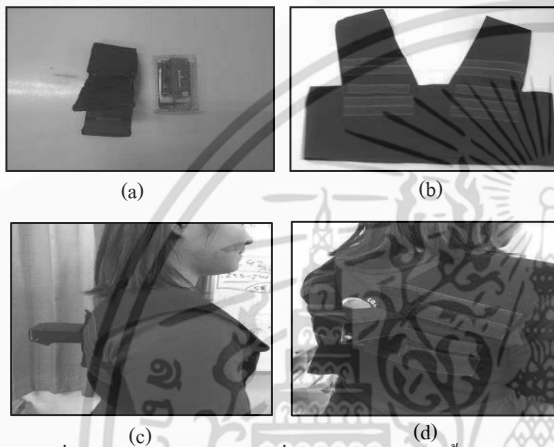
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ 27-29 พฤษภาคม พ.ศ. 2558 โรงแรม A-one The Royal Cruise เมืองพัทยา จังหวัดชลบุรี

บทความวิจัย

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 7

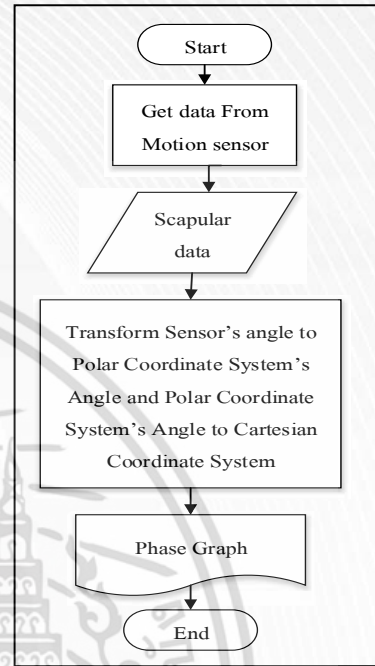
Proceedings of the 7th Conference of Electrical Engineering Network of Rajamangala University of Technology 2015 (EENET 2015)

(Accelerometer) ทำหน้าที่วัดแรงที่มากกระทำกับเซ็นเซอร์ โดยสามารถวัดค่าที่อยู่ในช่วง ±16g มีรูปแบบการส่งข้อมูล 13 bit และ HMC5883L (Magnetometer) ทำหน้าที่วัดค่าสนามแม่เหล็กในระนาบ 3 มิติ โดยจัดส่วนประกอบทั้งหมดในแผงวงจรขนาด 1.1 x 1.6 นิ้ว โดยมีตัวส่งสัญญาณบลูทูธทำหน้าที่ส่งข้อมูลที่รับจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวส่งไปยังคอมพิวเตอร์[6] ใช้แบตเตอรี่เป็นแหล่งพลังงานประกอบทั้งสามส่วนเข้าด้วยกันแสดงในรูป 3(a) เสื่อกักที่ใช้สำหรับติดเซ็นเซอร์แสดงในรูป 3(b) เมื่อประกอบอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวแล้ว จึงนำมาติดที่ผู้ป่วยด้วยถุงใส่เซ็นเซอร์ ดังรูป 3(c) และ 3(d)



รูปที่ 3 อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวและการติดตั้งอุปกรณ์

θ เป็นค่ามุมที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว หลังจากนั้นแปลงข้อมูลมุมเป็นข้อมูลพิกัด x,y เพื่อนำมาสร้างเป็นกราฟรูปแบบเฟส ดังแสดงในรูปที่ 4



รูปที่ 4 แผนภาพการแปลงค่าการเคลื่อนไหวเป็นกราฟ

3.2 ขั้นตอนวิธีการแปลงการรับค่าจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

ขั้นตอนวิธีการแปลงการรับค่าจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวของ Razor IMU ได้ใช้อัลกอริทึม Inertial Measurement ในแปลงการรับค่า โดยใช้ร่วมกับอัลกอริทึม Kalman Filter ในการแปลงการรับค่าที่ได้จากการเคลื่อนไหว เมื่อแปลงการรับค่าแล้วจึงส่งข้อมูลดังกล่าวไปยังอุปกรณ์ที่เชื่อมต่อกับสัญญาณบลูทูธ

3.3 ขั้นตอนวิธีการแปลงค่าการเคลื่อนไหวเป็นกราฟ

เริ่มจากการรับค่าจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว โดยผู้ทดลองได้เคลื่อนไหวในท่าหมุนแขน เมื่อบันทึกข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวแล้ว นำมาแปลงมุมแต่ละแกน x,y,z เป็นระบบพิกัดเชิงมุม ด้วยสมการแปลงค่ามุมเป็นพิกัด x,y โดยค่า x ได้จากสมการที่ (1) และค่า y ได้จากสมการที่ (2)

$$X = r \cos \theta \tag{1}$$

$$Y = r \sin \theta \tag{2}$$

เมื่อ x,y เป็นพิกัดคาร์ทีเซียน

r เป็นค่ารัศมี

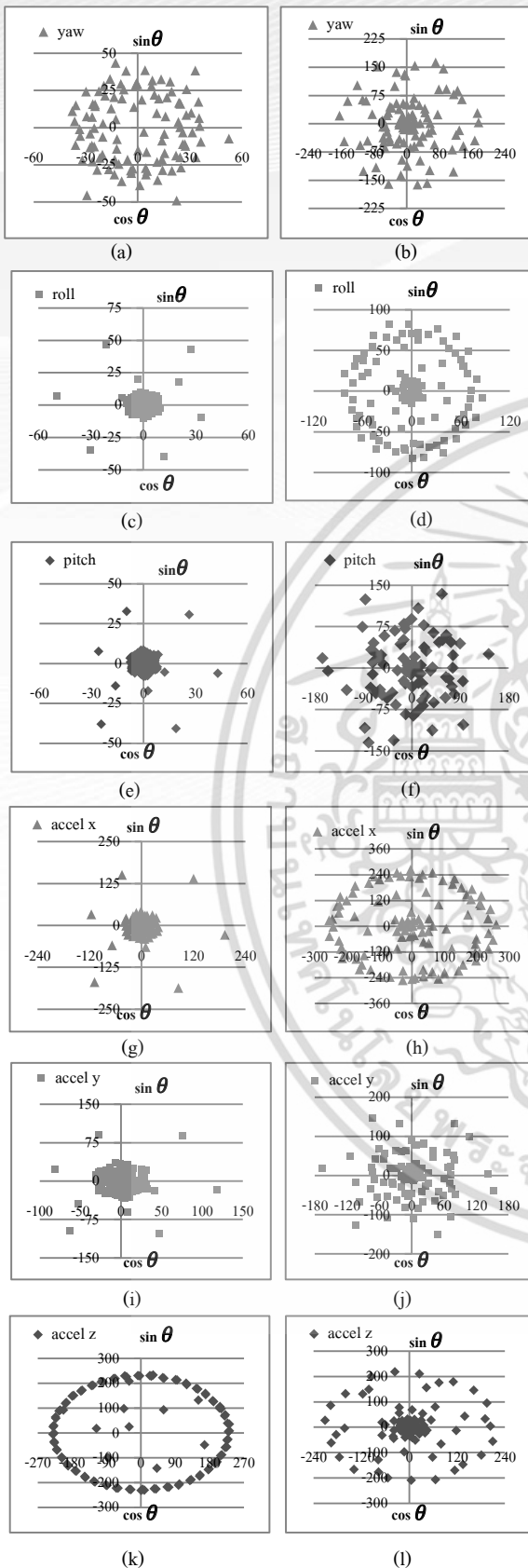
4. วิธีการทดลอง

4.1 ขั้นตอนการทดลอง

จากรูปที่ 3(c) และ 3(d) จะเห็นได้ว่าผู้ทดลองจะติดอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวที่สะบัก หลังจากนั้นเคลื่อนไหวแขนภายในเวลาที่กำหนด โดยอุปกรณ์จะส่งข้อมูลการเคลื่อนไหวของสะบักผ่านทางสัญญาณบลูทูธไปที่คอมพิวเตอร์ หลังจากนั้นผู้วิจัยจึงนำข้อมูลที่นำมาทำการแปลงค่ามุมเพื่อสร้างกราฟด้วยสมการพิกัดเชิงขั้วและการแปลงเชิงเส้น เพื่อแปลงค่ามุมที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว ให้อยู่ในรูปแบบมุมตามระบบพิกัดเชิงขั้ว และนำมาสร้างกราฟในรูปแบบเฟส ซึ่งข้อมูลที่ได้เป็นเพียงการทดลองกลุ่มเล็กๆ เพื่อเปรียบเทียบดูรูปแบบของกราฟระหว่างคนปกติและผิดปกติ ซึ่งมีแผนในการศึกษาวิจัยเพิ่มเติมเพื่อจัดกลุ่มความคิดปกติในงานชิ้นต่อไป

4.2 ผลการทดลอง

ผลการทดลองของคนปกติแสดงได้ดังรูปที่ 5(a), 5(c), 5(e), 5(g), 5(i) และ 5(k) ผลการทดลองของคนผิดปกติแสดงได้ดังรูปที่ 5(b), 5(d), 5(f), 5(h), 5(j) และ 5(l)



รูปที่ 5 เปรียบเทียบคณปกติกับคณคิดปกติด้วยกราฟ

จากรูปจะเห็นว่ากราฟคณปกติ ในรูปที่ 5(a) จะมีความกระจายของข้อมูล ต่างจากคณคิดปกติในรูปที่ 5(b) ข้อมูลรวมกลุ่มอยู่ตรงกลาง กราฟคณปกติ ในรูปที่ 5(c), 5(e) และ 5(g) มีการรวมกลุ่มตรงกลาง แต่คณคิดปกติในรูปที่ 5(d), 5(f) และ 5(h) มีรูปทรงคล้ายวงกลม และกระจายอยู่ที่ขอบวงกลมและจุด กราฟคณปกติในรูปที่ 5(i) มีการรวมกลุ่มข้อมูลตรงศูนย์กลาง ส่วนของคณคิดปกติในรูปที่ 5(j) มีการกระจายของข้อมูลทั้งขอบวงกลมและศูนย์กลาง กราฟคณปกติในรูปที่ 5(k) มีรูปทรงเป็นวงกลมและข้อมูลกระจายภายในวงกลม แต่คณคิดปกติในรูปที่ 5(l) ข้อมูลรวมกลุ่มตรงกลางและกระจายไปที่ขอบวงกลมด้วย

5.สรุปผล

งานวิจัยนี้เป็นการทดลองขึ้นต้นเพื่อนำเสนอแนวคิดในการเปรียบเทียบการเคลื่อนไหวของสะบักในคณปกติและคณคิดปกติ โดยใช้กราฟแบบเฟสในการจำแนก ซึ่งจากการทดลองพบว่ากราฟของคณปกติ จะมีการกระจายตัวออกจากจุดศูนย์กลาง สำหรับคณคิดปกติ กราฟที่ได้ นั้นจะเกาะตัวที่ขอบของวงกลมและตรงกลางหนาแน่นกว่า ซึ่งสามารถนำกราฟที่ได้ไปวิเคราะห์การบาดเจ็บและวางแผนการดำเนินการรักษาต่อไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] V. A. Carolien, V. H. Kim, E. Marielle, V. Dirkjan and H. Jaap, "Recording scapular motion using an acromion marker cluster," Gait & Posture, vol. 29, pp. 123-128, January 2009.
- [2] Y. Yuichiro, H. Junichiro, T. Kazuya, Y. Kunio, S. Ryo, F. Takayuki and N. Yutaka, "Different scapular kinematics in healthy subjects during arm elevation and lowering: Glenohumeral and scapulothoracic patterns," Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Vol. 19, March 2010, pp. 209-215.
- [3] B. G. Richard, "Advanced Mathematics: Precalculus with Discrete Mathematics and Data Analysis," Evanston, Illinois: McDougal Littell, 1997.
- [4] L. Serge, "Linear algebra," New York: Springer-Verlag, 1987.
- [5] N. Reintrakulchai and W. Kimpan, "The design of golf swing pattern analysis from motion sensors," Proceedings of ICSEC2014 The 2014 International Computer Science and Engineering Conference, Khonkaen, Thailand, pp.222-227, July 30 2014-August 1 2014.
- [6] J. Tossaphon, "Scapular and glenohumeral angles and muscle activity in females with shoulder joint stiffness," M.Sc Dissertations, Mahidol University, 2002.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ 27-29 พฤษภาคม พ.ศ. 2558 โรงแรม A-one The Royal Cruise เมืองพัทยา จังหวัดชลบุรี

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวจิตเจียรระโน พานิชชาติ
ที่อยู่ปัจจุบัน	801/2109 พุณทรัพย์ทวีคอนโดทาวน์ ซอยลาดกระบัง 13/8 แขวงลาดกระบัง เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520
การศึกษา	2556 วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขาวิทยาการคอมพิวเตอร์ เกรดเฉลี่ย 2.74 จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้า คุณทหารลาดกระบัง
งานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์	“การประยุกต์กราฟแบบเฟสเพื่อใช้ในการวิเคราะห์การ บาดเจ็บสะบักของผู้ป่วย” ตีพิมพ์ในงานประชุมวิชาการ เครือข่ายวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ครั้งที่ 7 วันที่ 27-29 พฤษภาคม 2558 ณ โรงแรม เอวัน รอยัลครุซ “ Specific Pattern Movement of Scapula ” ตีพิมพ์ที่ งานประชุมวิชาการ The International Conference on Engineering and Applied Sciences ครั้งที่ 6 วันที่ 8- 10 มิถุนายน 2559 ณ โรงแรมรีกัล แอร์พอร์ต ฮ่องกง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้