

การพัฒนาอัลกอริทึมเพื่อวิเคราะห์การเดินของผู้ที่เดินผิดปกติ  
DEVELOPMENT OF ALGORITHM FOR ANALYSIS OF ABNORMAL  
WALKING PATTERNS



วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์  
ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ คณะวิทยาศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ.2568

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

\*KMITL-2025-SC-M-002-054

DEVELOPMENT OF ALGORITHM FOR ANALYSIS OF ABNORMAL  
WALKING PATTERNS



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENT FOR THE  
DEGREE OF MASTER OF SCIENCE IN COMPUTER SCIENCE  
DEPARTMENT OF COMPUTER SCIENCE SCHOOL OF SCIENCE  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
2025

KMITL-2025-SC-M-002-054

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2025

SCHOOL OF SCIENCE

**KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาอัลกอริทึมเพื่อวิเคราะห์การเดินของผู้ที่เดินผิดปกติ
ชื่อนักศึกษา	ปิยพล สันติกันต์
รหัสนักศึกษา	61605055
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต (วิทยาการคอมพิวเตอร์)
ภาควิชา	วิทยาการคอมพิวเตอร์
พ.ศ.	2568
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วิสันต์ ตั้งวงศ์เจริญ

### บทคัดย่อ

การเดินเป็นกิจกรรมหลักในชีวิตประจำวันของมนุษย์ทุกคน มีรูปแบบที่เฉพาะบุคคลสามารถนำมาวิเคราะห์เพื่อหารูปแบบการเดินได้ โดยทั่วไปการเดินของมนุษย์มีความพิเศษคืออวัยวะในร่างกาย 4 ระบบทำงานประสานกัน ไม่ว่าจะเป็นระบบประสาท ระบบกระดูก กล้ามเนื้อในส่วนต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้าประสานการทำงานเพื่อช่วยในการพยุงและรองรับน้ำหนักของร่างกายทั้งหมด จากการศึกษาและวิจัยทำให้พบว่ามนุษย์มีวงจรการเดินที่สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 จังหวะใหญ่ คือ เฟสแอสตันซ์ เป็นจังหวะที่เท้าทั้งสองข้างยืนคู่กัน และเฟสสวิง เป็นจังหวะที่มีเท้าด้านใดด้านหนึ่งเริ่มยกพ้นพื้นจนลอยอยู่กลางอากาศ หากมีการเสียสมดุลหรือระบบร่างกายทำงานไม่ถูกต้องในมุมมองที่เหมาะสมจะทำให้เกิดโอกาสบาดเจ็บได้

งานวิจัยชิ้นนี้จึงได้ศึกษารูปแบบการเดินของมนุษย์ในรูปแบบปกติและผิดปกติเพื่อนำมาสร้างเป็นขั้นตอนวิธีสำหรับจำแนกคนปกติและคนที่มีปัญหาเรื่องการเดิน เพื่อใช้ในการติดตามผลการกายภาพบำบัด โดยเก็บข้อมูลการทดสอบจากเซ็นเซอร์ตรวจจับมุมและความเร่งในแกน 3 มิติ และนำมาข้อมูลการเดินที่ได้มาสร้างเป็นกราฟเชิงขั้วเพื่อตรวจสอบมุมการเดินของทั้งสองรูปแบบ อีกทั้งจัดกลุ่มข้อมูลและตัดช่วงกลุ่มข้อมูลด้วยค่ามาตรฐานคะแนนซี เพื่อกำหนดขอบเขตช่วงของข้อมูลของคนปกติและผิดปกติ จากการทดสอบความถูกต้องของขั้นตอนวิธีการจำแนกพบว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอสามารถที่จะใช้ในการแยกรูปแบบของคนปกติและผิดปกติได้ อีกทั้งสามารถทำนายจุดที่ผิดปกติได้ตามจุดที่ติดเซ็นเซอร์ คือ สะโพก ข้อเข่าและข้อเท้า โดยสามารถนำมาช่วยงานในด้านกายภาพบำบัดได้จริง

**คำสำคัญ** การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีน การวิเคราะห์รูปแบบการเดิน ค่ามาตรฐานคะแนนซี อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

<b>Thesis Title</b>	Development of Algorithm for Analysis of Abnormal Walking Patterns
<b>Student Name</b>	Piyapon Suntikan
<b>Student ID</b>	61605055
<b>Degree</b>	Master of Science (Computer Science)
<b>Department</b>	Computer Science
<b>Year</b>	2025
<b>Thesis Advisor</b>	Asst.Prof.Dr.Wisan Tangwongcharoen

### Abstract

Walking is a fundamental human activity that exhibits distinct patterns in everyone. These patterns can be analyzed to identify and distinguish between normal and abnormal gait behaviors. Human walking involves the coordination of multiple body systems, including the nervous system, skeletal structure, and various muscle groups. Particularly those in the hips, knees, and ankles that collectively function to support and stabilize the body.

This research investigates the characteristics of both normal and abnormal gait to develop an algorithm for classifying individuals based on their walking patterns. The goal is to provide a tool to assist in physical therapy monitoring and rehabilitation. Data for this study were collected using three-dimensional sensors that capture angular movement and acceleration. The resulting gait data was transformed into polar coordinate graphs to visualize and compare the angles involved in normal and abnormal walking. The data segmentation was performed using standardized Z-scores to define classification thresholds.

Evaluation of the algorithm demonstrated high accuracy in distinguishing between normal and abnormal gait patterns. Additionally, the system effectively identified specific areas of abnormality based on sensor placements at the hips, knees, and ankles. These results indicate proposed potential methods for real-world applications in clinical and rehabilitative settings.

**Keywords:** K-Mean Clustering, Gait Pattern Analysis, Z-Score, Motion Sensors

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปเผยแพร่ภายนอก  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถเสร็จสมบูรณ์ได้เกิดจากความอนุเคราะห์และการสนับสนุนจากหลายฝ่าย ซึ่งกระผมขอกราบขอบพระคุณทุกท่านในโอกาสนี้ดังนี้

กราบขอบพระคุณ ภายภาพบำบัดและเวชศาสตร์การกีฬา มหาวิทยาลัยรังสิต ดร.วรชาติ เฉิดชมจันทร์ และอาจารย์ทิวา โกศล ที่อนุเคราะห์สถานที่และช่วยเหลือเรื่องการตรวจผู้เข้าร่วมการทดสอบ การเก็บข้อมูลการเดินและการทดสอบทางคลินิกภาพบำบัด

กราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.กฤษณะ ชินสาร คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา และเป็นประธานกรรมการในสอบวิทยานิพนธ์นี้ ซึ่งได้แนะนำวิธีการวิเคราะห์วัดผลจากการทดลอง เพื่อให้เหมาะสมกับการตีพิมพ์งานวิจัยและนำเสนอผลการทดลอง

กราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรางคณา กิมปาน ที่ช่วยเหลือ ตรวจสอบและแก้ไขภาษาอังกฤษในการตีพิมพ์งานวิจัยระดับนานาชาติ

กราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิสันต์ ตั้งวงษ์เจริญ อาจารย์ที่ปรึกษา ที่คอยให้คำแนะนำในการเขียนวิทยานิพนธ์ และประสานงานกับหน่วยงานอื่น ๆ เพื่อให้สามารถดำเนินการวิจัยได้

และสุดท้ายขอกราบขอบพระคุณเจ้าหน้าที่ที่ดำเนินการ ตรวจสอบข้อมูล ร่วมทั้งกราบขอบพระคุณรุ่นพี่บัณฑิตที่ให้คำแนะนำเกี่ยวกับการทดลองและเทคนิคการวิเคราะห์ข้อมูลต่าง ๆ

นายปิยพล สันติกันต์  
ผู้จัดทำวิทยานิพนธ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญรูป	ช
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
1.5 ขั้นตอนของงานวิจัย	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 ทฤษฎีการเดิน	4
2.1.1 การเดินปกติ (Normal Walking)	4
2.1.2 การเดินไม่ปกติ (Abnormal Walking)	5
2.1.3 การบำบัดรักษาฟื้นฟูการเดินที่ผิดปกติด้วยการกายภาพบำบัด	6
2.1.4 การทดสอบสมรรถภาพการเดิน	7
2.2 กราฟเชิงเส้น	7
2.3 ระบบพิกัดเชิงขั้ว	8
2.4 การแปลงด้วยสมการฟูรีเย (Fourier transform)	8
2.5 การจัดกลุ่มข้อมูล (Clustering Analysis)	9
2.5.1 ขั้นตอนการสร้างโมเดลด้วยวิธีการวิเคราะห์จัดกลุ่มแบบเคมีน	10
2.5.2 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีน (K-Mean Clustering)	10
2.5.3 การคำนวณหากลุ่มที่ดีที่สุดด้วยซิลูเอทโคเอฟฟิเชียนท์ (Silhouette Coefficient)	12
2.6 การคำนวณค่ามาตรฐานแบบคะแนนซี	13
2.7 อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว	14
2.7.1 ไจโรสโคป (Gyroscope)	14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
2.7.2 แอซเซอเรโรมิเตอร์ (Accelerometer)	15
2.8 การทบทวนวรรณกรรม (Literature Review)	16
<b>บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย</b>	<b>19</b>
3.1 กระบวนการวิจัย	19
3.2.1 อุปกรณ์	20
3.2.2 ท่าทางที่ใช้ในการเก็บข้อมูล	21
3.3 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	22
3.3.1 วิธีการสร้างกราฟเชิงเส้นเพื่อสร้างกราฟการเคลื่อนไหว	23
3.3.2 การปรับปรุงข้อมูลกราฟเชิงเส้นด้วยการแปลงฟูรีเย (Fast Fourier Transform)	25
3.2.3 การแปลงข้อมูลจากพิกัดเชิงเส้นเป็นพิกัดเชิงขั้ว	27
3.3.3 การสร้างต้นแบบการเคลื่อนไหวด้วยวิธีการจัดกลุ่มข้อมูลด้วยการจัดกลุ่มแบบเคมีน	28
3.2.4 การคำนวณคะแนนซี	30
<b>บทที่ 4 ผลการวิจัยและการอภิปรายผล</b>	<b>32</b>
4.1 ผลการทดสอบ	32
4.1.1 ผลการทดสอบการเคลื่อนไหว	32
4.2.1 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลและการอภิปรายข้อมูล	52
4.2.3 ผลการทดสอบความถูกต้องของกระบวนการวิจัย	60
<b>บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย</b>	<b>65</b>
5.1 สรุปผลการวิจัย	65
5.2 ข้อเสนอแนะ	66
5.3 ข้อจำกัด	66
<b>บรรณานุกรม</b>	<b>67</b>

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 คะแนนมาตรฐานของกลุ่มคนปกติและผิดปกติ	63
4.2 เปอร์เซนต์ความถูกต้องของการทวนสอบข้อมูล	64



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ท่าทางการเดินมาตรฐาน (Gait Cycle)	5
2.2 ความสัมพันธ์ของตัวแปร $x$ และ $y$	7
2.3 ระบบพิกัดเชิงขั้ว	8
2.4 ความสัมพันธ์ของการแปลงแบบฟูรีเย	9
2.5 การจัดกลุ่มด้วยเคมีน	12
2.6 อัลกอริทึมการหาค่าซิลูเอทโคเอฟฟีเซียนท์	13
2.7 ไจโรสโคป (Gyroscope)	15
2.8 อุปกรณ์แอชเชลเรโรมิเตอร์ (Accelerometer)	16
3.1 ลักษณะการติดอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว	20
3.2 อุปกรณ์ที่ใช้สำหรับเก็บข้อมูล	21
3.3 การเดินเพื่อเก็บข้อมูล	21
3.4 ขั้นตอนการทำงานของการสร้างต้นแบบงานวิจัย	22
3.5 ขั้นตอนวิธีการสร้างกราฟเชิงเส้น	23
3.6 ตัวอย่างข้อมูลดิบ	24
3.7 ตัวอย่างกราฟมุม	24
3.8 ตัวอย่างกราฟความเร่ง	25
3.9 ขั้นตอนวิธีการกำหนดก้าวเดินโดยใช้กราฟเชิงเส้นเปรียบเทียบกับวงจรกิจการเดินมาตรฐาน	25
3.10 การแปลงข้อมูลกราฟเชิงเส้นด้วยการแปลงฟูรีเย	26
3.11 อัลกอริทึมการแปลงข้อมูลแบบฟูรีเย	26
3.12 ขั้นตอนการแปลงพิกัดเชิงเส้นเป็นพิกัดเชิงขั้ว	27
3.13 อัลกอริทึมการแปลงพิกัดเชิงเส้นเป็นพิกัดเชิงขั้ว	28
3.14 ขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มแบบเคมีน	29
3.15 อัลกอริทึมแสดงกราฟการจัดกลุ่มเคมีน	30
3.16 การคำนวณคะแนนซีเพื่อกำหนดรูปแบบข้อมูล	31
4.1 ข้อมูลดิบของการเคลื่อนไหวส่วนสะโพก	32
4.2 การวิเคราะห์ช่วงวงจรกิจการเดิน	33
4.3 การปรับข้อมูลช่วงวงจรกิจการเดิน	33
4.4 ข้อมูลช่วงการเดินที่มีการปรับปรุงข้อมูลด้วยการแปลงแบบฟูรีเย	34

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่	หน้า
4.5 (ก) กราฟเชิงเส้นของคนปกติในแกน X (ข) กราฟเชิงเส้นของคนปกติในแกน Y (ค) กราฟเชิงเส้นของคนปกติในแกน Z	35
4.6 (ก) กราฟเชิงเส้นของคนผิดปกติในแกน X (ข) กราฟเชิงเส้นของคนผิดปกติในแกน Y (ค) กราฟเชิงเส้นของคนผิดปกติในแกน Z	35
4.7 (ก) การเคลื่อนไหวสะโพกของคนปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหวของคนปกติ ในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนปกติในแกน Roll	36
4.8 (ก) การเคลื่อนไหวข้อเข่าของคนปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหวของคนปกติ ในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนปกติในแกน Roll	36
4.9 (ก) การเคลื่อนไหวข้อเท้าของคนปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหวของคนปกติ ในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนปกติในแกน Roll	37
4.10 (ก) การเคลื่อนไหวสะโพกของคนผิดปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหว ของคนผิดปกติในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนผิดปกติในแกน Roll	37
4.11 (ก) การเคลื่อนไหวข้อเข่าของคนผิดปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหว ของคนผิดปกติในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนผิดปกติในแกน Roll	38
4.12 (ก) การเคลื่อนไหวข้อเท้าของคนผิดปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหว ของคนผิดปกติในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนผิดปกติในแกน Roll	38
4.13 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของสะโพกในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่ม แบบเคมีนของคนปกติของสะโพกในมุม Yaw	40
4.14 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของเข่าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของเข่าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบ เคมีนของคนปกติของเข่าในมุม Yaw	41
4.15 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่ม แบบเคมีนของคนปกติของข้อเท้าในมุม Yaw	42
4.16 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์ การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Yaw	43
4.17 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของเข่าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของเข่าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่ม แบบเคมีนของคนผิดปกติของเข่าในมุม Yaw	44

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่	หน้า
4.18 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Yaw	45
4.19 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของสะโพกในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของสะโพกในมุม Yaw	46
4.20 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเท้าในมุม Yaw	47
4.21 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเท้าในมุม Yaw	48
4.22 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Yaw	49
4.23 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Yaw	50
4.24 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Yaw	51
4.25 (ก) การเคลื่อนไหวในแกน X ของคนปกติ (ข) การเคลื่อนไหวในแกน X ของคนผิดปกติ	52
4.26 (ก) การเคลื่อนไหวในแกน Y ของคนปกติ (ข) การเคลื่อนไหวในแกน Y ของคนผิดปกติ	53
4.27 (ก) การเคลื่อนไหวในแกน Z ของคนปกติ (ข) การเคลื่อนไหวในแกน Z ของคนผิดปกติ	54
4.28 (ก) กราฟเชิงขั้วมุมของสะโพกในคนปกติ (ข) กราฟเชิงขั้วมุมของสะโพกของคนผิดปกติ	54
4.29 (ก) กราฟเชิงขั้วมุมของข้อเท้าในคนปกติ (ข) กราฟเชิงขั้วมุมของข้อเท้าของคนผิดปกติ	55
4.30 (ก) กราฟเชิงขั้วมุมของข้อเท้าในคนปกติ (ข) กราฟเชิงขั้วมุมของข้อเท้าของคนผิดปกติ	55
4.31 (ก) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของสะโพกในคนปกติ (ข) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของสะโพกของคนผิดปกติ	56
4.32 (ก) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในคนปกติ (ข) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของข้อเท้าของคนผิดปกติ	57

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่	หน้า
4.33 (ก) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในคนปกติ (ข) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของข้อเท้าของคนผิดปกติ	58
4.34 (ก) ขอบบนและขอบล่างของสะโพกในคนปกติ (ข) ขอบบนและขอบล่างของข้อเท้าในคนปกติ (ค) ขอบบนและขอบล่างของข้อเท้าในคนปกติ (ง) ขอบบนและขอบล่างของสะโพกในคนผิดปกติ (จ) ขอบบนและขอบล่างของข้อเท้าในคนผิดปกติ (ฉ) ขอบบนและขอบล่างของข้อเท้าในคนผิดปกติ	59
4.35 (ก) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลสะโพกในมุม Yaw (ค) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลสะโพกในมุม Roll	60
4.36 (ก) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าในมุม Yaw (ค) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าในมุม Roll	61
4.37 (ก) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าในมุม Yaw (ค) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าในมุม Rol	62

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

กิจกรรมการเดินเป็นอิริยาบถหลักที่มนุษย์ใช้ดำเนินในชีวิตประจำวัน โดยคิดเป็นสัดส่วน 60-70% ต่อวัน เป็นปัจจัยพื้นฐานของการเคลื่อนไหวและเชื่อมต่อไปยังอิริยาบถอื่น ๆ ถึงแม้ว่าการเดินมีลักษณะเฉพาะของบุคคล อย่างไรก็ตามก็สามารถที่จะหารูปแบบที่ซ้ำ ๆ และกำหนดเป็นขั้นตอนการเดินได้ เนื่องจากวิถีชีวิตที่เปลี่ยนไปทั้งในสังคมการทำงานทำให้สาเหตุหลักของความเสื่อมของร่างกายเกิดขึ้นได้อย่างรวดเร็ว เพราะว่ามีสิ่งกระตุ้นให้เกิดความเสื่อมถอยเร็วขึ้น การทำงานที่บ้านทำให้กล้ามเนื้อถูกลดการใช้งานและมีความแข็งแรงลดลง เป็นสาเหตุหนึ่งที่สามารถทำให้เกิดอาการผิดปกติของกล้ามเนื้อตลอดจนกระดูก นอกจากนี้ยังมีสาเหตุอื่น ๆ เช่น ความเสื่อมสภาพตามอายุ การเกิดอุบัติเหตุ โรคต่าง ๆ เช่น กระดูกพรุน รูปแบบเท้าหรือกระดูกผิดปกติ เป็นต้น

เนื่องจากการเดินเป็นกิจกรรมหลักในชีวิตประจำวัน หากเกิดอาการผิดปกติที่อวัยวะต่าง ๆ ที่เป็นองค์ประกอบของการเดิน เช่น สะโพก ขา ข้อเข่า เป็นต้น ก็สามารถที่จะทำให้บุคคลคนนั้นไม่สามารถที่จะใช้ชีวิตประจำวันได้อย่างปกติ หากผู้ป่วยเกิดอุบัติเหตุที่เกี่ยวข้องกับสะโพก ขา หรือข้อเข่าเมื่อได้รับการรักษาแล้วจำเป็นที่จะต้องมีการกายภาพบำบัดเพื่อฟื้นฟูอาการและเสริมสร้างกำลังของผู้ป่วยให้สามารถกลับมาใช้ชีวิตได้ตามปกติเหมือนเดิม ในวงการแพทย์การกายภาพบำบัดและงานวิจัยต่าง ๆ ได้มีการศึกษาและพัฒนาเครื่องมือที่จะช่วยในการวิเคราะห์รูปแบบการเดิน เพื่อที่จะนำมาประยุกต์ใช้ในการช่วยเหลือทั้งการป้องกันและเป็นข้อมูลในการรักษาผู้ป่วยในอนาคต ด้วยเหตุนี้จึงทำให้ผู้วิจัยสนใจในการศึกษาและวิเคราะห์รูปแบบการเดินเพื่อเก็บข้อมูลและนำมาใช้ในการวิเคราะห์และหาแนวโน้มของอาการผิดปกติ มุ่งเน้นไปสู่การเฝ้าระวังและป้องกันอาการผิดปกติ การเก็บข้อมูลสามารถทำได้หลากหลายรูปแบบแต่ผู้วิจัยเลือกที่จะใช้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวด้วยคุณภาพของข้อมูล และความแม่นยำในการรับส่งข้อมูล อีกทั้งยังสามารถเห็นข้อมูลในรูปแบบตัวเลขมุมและความเร่งในแต่ละแกนช่วยให้ลดข้อผิดพลาดที่เกิดจากการวัดด้วยวิธีอื่น ๆ เมื่อข้อมูลถูกเก็บแล้วจะถูกนำมาจัดรูปแบบให้อยู่ในกราฟเชิงเส้น โดยกราฟการเดินจะอยู่ในรูปแบบคลื่นไซน์(Sine) เพื่อเทียบกับช่วงจังหวะการเดินในรูปแบบมาตรฐานหรือวงจรการเดิน (Gait Cycle) เพื่อให้สามารถแบ่งกลุ่มข้อมูลตามมาตรฐานวงจรการเดิน ถึงแม้่วงจรการเดินจะมีถึง 6 ขั้นตอน แต่สามารถแบ่งช่วงได้เป็นสองจังหวะใหญ่ ๆ คือ ช่วงการเดินแบบสวิง หมายถึงช่วงการเดินที่มีการยกเท้าขึ้นมา และแบบแอสตันซ์หมายถึงช่วงที่มีการหยุดยืนอยู่กับที่ งานวิจัยนี้ต้องการกำหนดกลุ่มข้อมูลของคนปกติและผิดปกติจากการจัดกลุ่มข้อมูลตามจังหวะช่วงการเดิน และนำข้อมูลมาสร้างกราฟแบบพิกัดเชิงขั้วเพื่อหาค่าความหนาแน่นของแต่ละช่วงข้อมูล และนำข้อมูลกราฟที่ได้มาจำแนกคนปกติและผิดปกติด้วย

วิธีการจัดกลุ่มแบบเคมีน เพื่อดูลักษณะการกระจายตัวและการบิดเบี้ยวของข้อมูลในแต่ละช่วงซึ่งจะเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทำให้สามารถกำหนดรูปแบบการเคลื่อนไหวทั้งในคนปกติและผิดปกติได้ เพื่อนำไปใช้ในการวิเคราะห์ และศึกษาพฤติกรรมการเดินต่อไป

## 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

- 1) ต้องการกำหนดรูปแบบการเดินเพื่อสามารถนำมาวิเคราะห์แบ่งช่วงของการเดินตามรูปแบบ วงจรมาตรฐานได้
- 2) ต้องการกำหนดรูปแบบการเดินในคนปกติและผิดปกติตามรูปแบบการเดินมาตรฐานได้
- 3) ต้องการพัฒนาอัลกอริทึมที่ใช้สำหรับการจำแนกกลุ่มผู้ป่วยและคนปกติเพื่อเป็นการประเมินอาการเบื้องต้นอย่างง่ายได้
- 4) ต้องการพัฒนาเครื่องมือที่ใช้ในการติดตามการเดินของบุคคลโดยใช้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวที่มีอยู่ในท้องตลาด และราคาไม่สูงหากเทียบเท่ากับอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวทั่วไป
- 5) เพื่อนำผลของต้นแบบข้อมูลมาเป็นส่วนหนึ่งในการใช้ร่วมกับการทำกายภาพบำบัด

## 1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

- 1) ใช้กลุ่มตัวอย่างในการเก็บข้อมูลการเดินในทั้ง 2 รูปแบบ คือ คนปกติ และคนที่มีประวัติอาการบาดเจ็บในช่วงอายุ 18-60 ปี ทั้งเพศชายและหญิง เชื้อชาติไทยเท่านั้น
- 2) ดำเนินการเก็บข้อมูลด้วยอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว Razor-imu MO ที่สามารถตรวจจับการเอียงหมุนและความเร่งที่เกิดจากการเดินได้ในแกนการเคลื่อนไหว 3 มิติ
- 3) ผู้ทดสอบต้องเดินในระยะทางที่กำหนด คือ 4 เมตร ทั้งเดินไปและเดินกลับ
- 4) การจำแนกรูปแบบการเดินระหว่างคนปกติและผิดปกติได้จะกำหนดจากวงจรการเดินมาตรฐานเป็นหลักในการอ้างอิงและจำแนกเฉพาะช่วงของการเดินในช่วงแสดนและช่วงสวิง
- 5) ใช้การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนในการจำแนกต้นแบบระหว่างคนปกติและผิดปกติ
- 6) ดำเนินการทดสอบเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของข้อมูลในการตรวจสอบย้อนกลับ

## 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) สามารถกำหนดรูปแบบการเดินทั้งแบบคนปกติและผิดปกติได้
- 2) ได้อัลกอริทึมที่สามารถกำหนดรูปแบบของการเดินที่มีความผิดปกติได้
- 3) ได้เครื่องมือและอัลกอริทึมที่สามารถใช้ในการวิเคราะห์รูปแบบการเดินเฉพาะของคนไทย
- 3) สามารถต่อยอดและอัลกอริทึมที่ดำเนินการศึกษามาประยุกต์ใช้ในการติดตามพัฒนาการของผู้ป่วยการเดินได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.5 ขั้นตอนของงานวิจัย

- 1) ศึกษาค้นคว้ารวบรวมข้อมูล ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการเดิน วิธีที่เคยใช้ในการทำข้อมูล และนิยมในการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์ข้อมูล และการพัฒนาขั้นตอนวิธีทางคอมพิวเตอร์
- 2) เริ่มดำเนินการเก็บข้อมูลกลุ่มตัวอย่างจำนวน 30 คนทั้งจากคนปกติและคนที่มีประวัติการรักษาอย่างละ 10 คน
- 3) วิเคราะห์หาขั้นตอนวิธีที่มีความสอดคล้องและเป็นไปได้ในการวิเคราะห์ข้อมูล
- 4) ออกแบบขั้นตอนวิธีที่มีความเป็นไปได้ในการวิเคราะห์ที่นำมาจำแนกทั้งช่วงการเดินมาตรฐานและจำแนกกลุ่มตัวอย่าง โดยประยุกต์ความรู้ทางคอมพิวเตอร์มาใช้งาน
- 5) สร้างต้นแบบช่วงการเดินที่ทดสอบได้
- 6) ทดสอบความถูกต้องของขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล
- 7) วิเคราะห์ อภิปรายและสรุปผลการวิจัย
- 8) จัดทำเอกสารและเสนอรายงานวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทนี้นำเสนอเนื้อหาของทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การเดิน มีรายละเอียดดังนี้ รูปแบบการเดิน โรคที่เกี่ยวข้องกับการเดิน ข้อมูลรูปแบบการเดินมาตรฐาน การดำเนินการข้อมูล อุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 ทฤษฎีการเดิน

การเดินเป็นกิจกรรมที่มีความสำคัญต่อชีวิตของมนุษย์ เนื่องจากเป็นอริยาบทหลัก ใช้ในการดำเนินชีวิตตลอดทั้งวัน ยกเว้นในช่วงนอนหลับ ในงานเวชกรรมฟื้นฟู ผู้ป่วยให้ความสำคัญกับการเดินมากเป็นอันดับหนึ่ง โดยสามารถอ้างอิงจากองค์การอนามัยโลกจะเห็นได้ว่าการเดินจัดอยู่ในหมวดหมู่กิจกรรมและการมีส่วนร่วมและเป็นองค์ประกอบย่อยในหัวข้อของการเคลื่อนไหวที่ โดยมีความหมายว่าการเคลื่อนตัวไปบนพื้น โดยการย่อเท้าทีละก้าว ในลักษณะที่เท้าข้างหนึ่งจะอยู่บนพื้นเสมอ สำหรับคำว่า “เกท แพทเทิร์น” ในนิยามขององค์การอนามัยโลกได้ให้หมวดหมู่อยู่ในการทำงานของร่างกายโดยหมายถึง การทำงานของรูปแบบการเคลื่อนไหวที่เกี่ยวข้องกับการเดิน การวิ่งหรือการเคลื่อนไหวของส่วนอื่น ๆ ของร่างกายทั้งหมด[1-4]

#### 2.1.1 การเดินปกติ (Normal Walking)

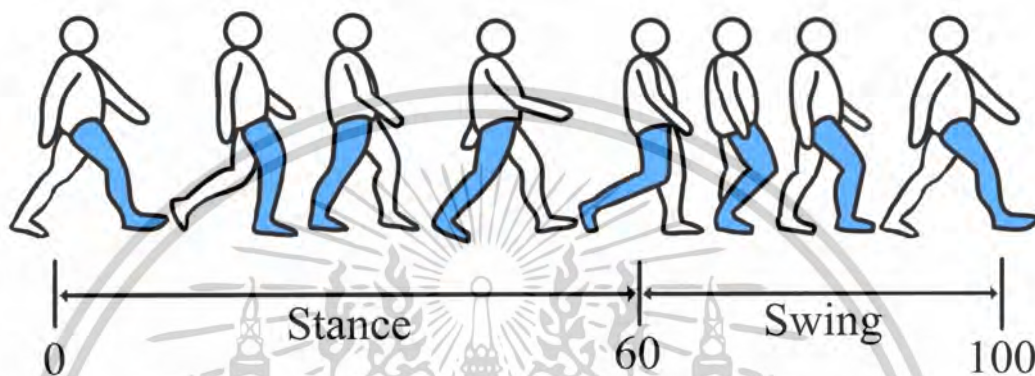
การเดินเป็นกระบวนการที่อาศัยความสัมพันธ์และการทำงานร่วมกันของข้อสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้าและเท้า ทำให้มีการเคลื่อนที่ของร่างกายไปทางด้านหน้า โดยขาข้างหนึ่งจะทำหน้าที่เป็นตัวรับน้ำหนัก ส่วนขาอีกข้างหนึ่งจะทำหน้าที่เป็นตัวก้าวไปข้างหน้า หลังจากนั้นจะมีการสลับหน้าที่กันของขาทั้งสองข้าง เหตุการณ์ที่เกิดขึ้นจนครบวงจรของขาข้างใดข้างหนึ่งจะเรียกว่าวงจรการเดิน (Gait Cycle) โดยจะแบ่งเป็น 2 ช่วง คือ

ช่วงแอสแตนท์ (Stance Phase) คือ ช่วงที่เท้ามีการสัมผัสพื้นคิดเป็นร้อยละ 60 ของวงจรการเดินสามารถแบ่งย่อยออกเป็น 3 ช่วง ตามลำดับของช่วงที่เท้าทั้งสองมีการสัมผัสพื้น

- 1) อินนิเชียลดับเบิลแอสแตนท์ (initial double Stance) คือช่วงที่เริ่มของวงจรการเดินที่เท้าทั้งสองข้างมีการสัมผัสพื้นพร้อมกันคิดเป็นร้อยละ 10 ของหนึ่งวงจรการเดิน
- 2) ซิงเกิ้ลลิมบ์แอสแตนท์ (Single Limb Stance) เริ่มเมื่อเท้าของขาข้างตรงข้ามยกพ้นพื้น ช่วงนี้เป็นช่วงที่น้ำหนักตัวทั้งหมดถูกรับโดยขาข้างเดียว คิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงจรการเดิน
- 3) เทอร์มินัลดับเบิลแอสแตนท์ (Terminal Double Stance) เริ่มเมื่อเท้าอีกข้างหนึ่งกลับมาสัมผัสพื้นอีกครั้งคิดเป็นร้อยละ 10 ของวงจรการเดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ช่วงสวิง (Swing Phase) คือช่วงที่เท้ายกพ้นพื้น คิดเป็นร้อยละ 40 ของหนึ่งวงจรการเดิน โดยสรุปการทำงานของระบบต่าง ๆ ของร่างกายจะต้องประกอบไปด้วยสิ่งต่าง ๆ เหล่านี้เพื่อให้เกิดการเดินที่ปกติ ได้แก่ ขาต้องสามารถรับน้ำหนักโครงสร้างของร่างกายได้โดยไม่มีการทรุด สามารถทรงตัวอยู่ได้ในช่วงที่เท้าข้างเดียวมีการสัมผัสพื้น ขาอีกข้างจะต้องเหวี่ยงไปยังตำแหน่งที่เหมาะสมเพื่อที่จะทำหน้าที่รับน้ำหนักต่อไป และต้องมีกำลังเพียงพอในการเคลื่อนไหวและลำตัวไปข้างหน้า[5-7] สามารถแสดงดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 ท่าทางการเดินมาตรฐาน (Gait Cycle)

### 2.1.2 การเดินผิดปกติ (Abnormal Walking)

การเดินที่ผิดปกติเป็นอาการแสดงอย่างหนึ่งของภาวะหรือโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบกระดูก ข้อ กล้ามเนื้อ และโรคทางระบบประสาท ในการฟื้นฟูผู้ป่วยที่มีปัญหาการเดินที่ผิดปกตินั้น แพทย์ต้องพยายามระบุปัญหาให้ได้ว่าเกิดจากอะไร เพื่อที่จะได้หาวิธีการฟื้นฟูได้อย่างเหมาะสมสำหรับสาเหตุการเดินที่ผิดปกติสามารถแบ่งได้ ดังนี้

#### 1) โครงสร้างมีความผิดปกติ (Structure Impairment)

- ข้อติด ในแต่ละช่วงของการเดินจะต้องอาศัยพิสัยของการเคลื่อนไหวของข้อ สะโพก ข้อเข่า ข้อเท้าในระดับหนึ่ง ถ้ามีการสูญเสียพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อต่าง ๆ ไปจนถึงระดับที่ไม่อาจยอมรับได้จะทำให้การเดินผิดปกติได้
- ข้อหรือกระดูกผิดรูป เช่น กระดูกที่เบียด (Tibia) หรือ เฟมอร์ (Femur) บิดหมุนเข้าด้านใน ทำให้เท้าบิดเข้าใน (toe-in) ,ขาสั้นยาวไม่เท่ากัน (Leg Length Discrepancy) ทำให้ผู้ป่วยต้องเดินโดยวาดขาข้างที่ยาวกว่าออกไปด้านข้าง (Circumduction), ยกสะโพกของขาข้างที่ยาวกว่าขึ้น (Hip Hiking) หรือเขย่งขาข้างที่สั้นกว่า (Vaulting) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อที่จะทำให้เท้าของขาข้างที่ยาวกว่าไม่ลากพื้น
- มีการอักเสบ บาดเจ็บทำให้มีอาการปวดแสบเป็นรูปแบบการเดินที่เรียกว่า แอนทอลล์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จิก เกท (Antalgic gait) ซึ่งผู้ป่วยจะพยายามลดระยะเวลาการลงน้ำหนัก (Weight bearing time-stance phase) ของขาข้างที่ปวด และรับก้าวขาข้างที่ไม่มีพยาธิสภาพไปรับน้ำหนัก นอกจากนี้ระยะการก้าว (Step length) ของขาข้างที่ปวดจะสั้นกว่าด้วย

## 2) กล้ามเนื้ออ่อนแรง (Weakness)

- สเต็ปเพจ เกท (Steppage Gait) ผู้ป่วยมีอาการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อทิวเบียลิส แอนทีเรีย (Tibialis Anterior) ทำให้ข้อเท้าตก (Foot Drop) ทำให้ผู้ป่วยต้องงอข้อสะโพกและข้อเข่าเพิ่มขึ้น เพื่อยกปลายเท้าให้พ้นพื้น

- เทนเดอร์เลนเบิร์ก เกท (Trendelenburg Gait) ผู้ป่วยมีอาการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อกางสะโพก (Hip Abductor muscles: Gluteus Medius) ทำให้สะโพกและลำตัวเอียงไปด้านตรงข้ามกับขาข้างที่มีพยาธิสภาพในช่วงแอสแตนท์ ถ้าผู้ป่วยมีการปรับตัวโดยเอียงตัวไปยังขาข้างที่มีพยาธิสภาพในช่วงแอสแตนท์ เรียกว่า คอมเพนเซท เทนเดอร์เลนเบิร์ก เกท (Compensated Trendelenburg Gait)

## 3) การมองเห็นผิดปกติ (Visual Deficits)

ผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องการมองเห็นหรือตาบอด จะมีปัญหาเรื่องความมั่นคงในการเดินและการปรับตัวในการเดิน เช่น การข้ามสิ่งกีดขวาง ทำให้ผู้ป่วยกลุ่มนี้มักเดินช้า

## 4) ระบบประสาทส่วนกลางผิดปกติ (Central Control Dysfunction)

ผู้ป่วยที่มีอาการเกร็ง (Spasticity) ซึ่งเป็นอาการหนึ่งของอับเปอร์มอเตอร์นิวรอนลีสัน (Upper Motor Neuron) ทำให้การทำงานของกล้ามเนื้อไม่สัมพันธ์กัน (Incoordination) [8-12]

### 2.1.3 การบำบัดรักษาฟื้นฟูการเดินที่ผิดปกติด้วยการกายภาพบำบัด [8], [10-12]

การกายภาพบำบัดจะมี 2 รูปแบบคือ การบำบัดเพื่อรักษาฟื้นฟูหรือบำบัดเพื่อป้องกันอาการที่จะเกิดขึ้นในอนาคตดังนี้

- 1) การพัฒนาสิ่งที่เป็นอยู่ให้มีสมรรถนะที่ดีขึ้น เช่น กรณีที่ผู้ป่วยมีอาการอ่อนแรงและทำให้เกิดการเดินที่ผิดปกติทำการออกกำลังกายเพื่อทำให้กล้ามเนื้อมีพลังกำลังเพิ่มขึ้น ถ้าเกิดจากมีอาการปวด ก็กำจัดสาเหตุที่ทำให้เกิดอาการปวด ข้อยึดติดทำการยืดเพื่อเพิ่มพิสัยการเคลื่อนไหวหรือทำการผ่าตัด เป็นต้น

- 2) ถ้าสิ่งที่เกิดขึ้นไม่สามารถแก้ไขได้ มีความพิการถาวรจำเป็นต้องอาศัยอุปกรณ์ช่วย เช่น เครื่องช่วยเดิน (Ambulatory Aids) ใช้กายอุปกรณ์เสริม (Orthosis) เช่น กรณีข้อเท้าตก แก้ไขโดยการใช้อุปกรณ์ประคองข้อเท้า (Ankle Foot Orthosis:AFO) สุดท้ายถ้าไม่สามารถเดินได้ก็เลือกใช้รถนั่งคนพิการ (Wheelchair) เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.4 การทดสอบสมรรถภาพการเดิน [8]

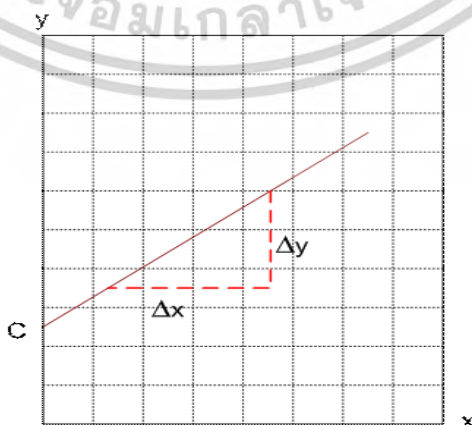
โดยทั่วไปแพทย์นิยมให้ผู้ต้องการเข้าทดสอบทำการทดสอบสมรรถภาพทางร่างกายด้วยการเดินในระยะเวลา 6 นาที (Six-Minute Walk Test: 6MWT) คือการทดสอบสมรรถภาพทางกายด้วยการเดินให้ได้ระยะทางมากที่สุดในระยะเวลา 6 นาที ซึ่งปัจจุบันงานเวชศาสตร์ฟื้นฟูหัวใจให้บริการทดสอบ 6MWT ในผู้ป่วยหลากหลายกลุ่ม ได้แก่

- 1) ผู้ป่วยหลังผ่าตัดหัวใจและหลอดเลือดที่นัดติดตามในระยะผู้ป่วยนอก
- 2) ผู้ป่วยโรคหัวใจพิการแต่กำเนิด
- 3) ผู้ป่วยความดันในหลอดเลือดแดงปอดสูง
- 4) ผู้ป่วยที่มีภาวะหัวใจล้มเหลว
- 5) ผู้ป่วยอื่น ๆ ที่แพทย์พิจารณาส่งทดสอบ

โดยการทดสอบในรูปแบบนี้ได้รับความนิยมเพราะว่าสามารถนำมาใช้ในการติดตามการรักษา การพยากรณ์โรคหรือทำนายผลการรักษาได้ หรือสามารถใช้ในการพยากรณ์การหยุดหรือยุติโปรแกรมฟื้นฟูสมรรถภาพ โดยพบว่าผู้ป่วยแรกเข้าสู่โปรแกรมฟื้นฟูสมรรถภาพหัวใจที่มีค่า 6MWD น้อย มีโอกาสยุติโปรแกรมฟื้นฟูสมรรถภาพก่อนครบกำหนดได้ และนอกจากนี้ยังสามารถใช้เป็นแนวทางในการให้คำแนะนำหรือสั่งการการรักษาด้วยการออกกำลังกายได้อีกด้วย

### 2.2 กราฟเชิงเส้น [13]

ในการวิเคราะห์ผลการทดลองโดยส่วนใหญ่เป็นการหาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปร (เป็นข้อมูลที่ได้จากการวัด) เพื่อเปรียบเทียบกับกฎพื้นฐานทางฟิสิกส์หรือเพื่อสร้างกฎทางฟิสิกส์ใหม่จากข้อมูลที่ได้จากการทดลอง การวิเคราะห์ผลการทดลองทางฟิสิกส์มีหลายวิธี วิธีหนึ่งที่นิยมกันมากคือ การเขียนกราฟข้อมูลซึ่งได้จากการทดลองแล้ววิเคราะห์ผล การเขียนกราฟที่ได้จะนำไปสู่การวิเคราะห์ข้อมูลที่ถูกต้องเชื่อถือได้ กราฟเชิงเส้นเป็นกราฟที่วิเคราะห์หาความสัมพันธ์ได้งาน ถ้าเรามีกราฟเส้นตรงระหว่างตัวแปร  $x$  และ  $y$  ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ความสัมพันธ์ของตัวแปร  $x$  และ  $y$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

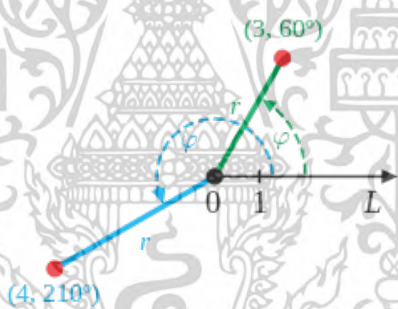
ความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปร  $x$  และ  $y$  จะเป็นดังนี้

$$y = mx + c \quad (2.1)$$

โดย  $m$  เป็นความชันของกราฟ  $c$  เป็นจุดตัดบนแกน  $y$  ในบางกรณีความสัมพันธ์ระหว่าง  $x$  และ  $y$  ไม่เป็นกราฟเส้นตรง แต่ถ้ายกกำลังสองตัวแปร ตัวแปรหนึ่งหรือทั้งสองตัวแล้วไปเขียนกราฟจะได้เป็นเส้นตรง กรณีดังกล่าวมานี้เราสามารถใส่สมการ (2.1) หาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรได้เช่นเดียวกัน การที่น่าแต่ละจุดมากำหนดพิกัดลงในรูปแบบกราฟ จะสามารถช่วยให้เห็นความสัมพันธ์ของข้อมูลที่กำลังสนใจ และเห็นแนวโน้มของกราฟได้

### 2.3 ระบบพิกัดเชิงขั้ว

ในทางคณิตศาสตร์ระบบพิกัดเชิงขั้ว [13-14] คือระบบค่าพิกัดสองมิติในแต่ละจุดบนระนาบถูกกำหนดโดยระยะทางจากจุดตรึงและมุมจากทิศทางตรึง จุดตรึง (เหมือนจุดกำเนิดของระบบพิกัดคาร์ทีเซียน) เรียกว่าขั้ว และลากรังสีจากขั้วเข้ากับทิศทางตรึงคือแกนเชิงขั้ว ระยะทางจากขั้วเรียกว่าพิกัดรัศมีหรือรัศมี และมุมคือพิกัดมุม มุมเชิงขั้ว หรือมุมทิศ ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 ระบบพิกัดเชิงขั้ว[13]

### 2.4 การแปลงด้วยสมการฟูรีเย (Fourier transform)

การแปลงข้อมูลด้วยสมการฟูรีเย[15] เป็นการแปลงเชิงปริพันธ์ เขียนแทนฟังก์ชันใด ๆ ในรูปผลบวก หรือปริพันธ์ของฐานที่เป็นฟังก์ชันรูปคลื่นไซน์ (Sine) หรือโคไซน์ (Cosine) โดยมีขั้นตอนวิธีที่คำนวณการแปลงฟูรีเยแบบไม่ต่อเนื่องของลำดับหรือผกผัน การวิเคราะห์ฟูรีเยจะแปลงสัญญาณจากโดเมนดั้งเดิม ส่วนมากมักจะเป็นเวลาหรือว่าช่องว่าง เป็นการแสดงในโดเมนความถี่และในทางกลับกัน สมการฟูรีเยแบบไม่ต่อเนื่องได้มาจากการแยกลำดับของค่าออกเป็นส่วนประกอบของความถี่ที่แตกต่างกัน การดำเนินการนี้มีประโยชน์ในหลาย ๆ ด้าน แต่การคำนวณโดยตรงจากค่าจำกัดความถี่จะช้าเกินไปที่จะใช้งานได้จริง เพราะฉะนั้นการใช้สมการฟูรีเยแบบเร็วจะเป็นการปรับปรุงขั้นตอนวิธีดังกล่าว โดยการแยกตัวประกอบของเมทริกซ์ DFT เป็นผลคูณของปัจจัยเบาบาง ส่วนใหญ่จะมีค่าเป็นศูนย์ ด้วยเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เหตุนี้จึงสามารถลดความซับซ้อนของเมทริกซ์ DFT จากการคำนวณโดยใช้เวลา  $O(N^2)$  เป็น  $O(N \log N)$  แสดงดังสมการที่ (2.2)

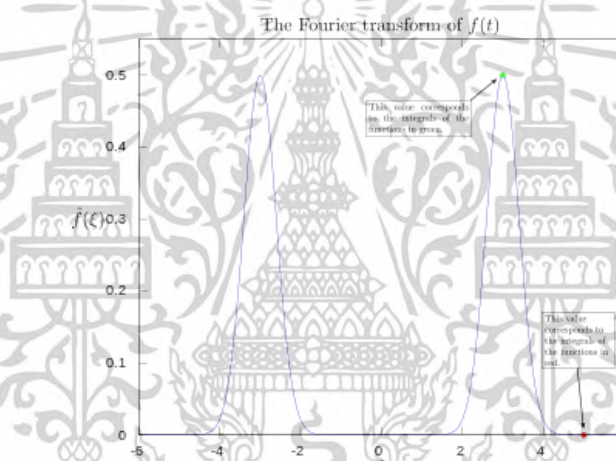
$$\hat{f}(\vartheta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-i2\pi\vartheta x} dx \quad (2.2)$$

โดยที่  $\hat{f}(\vartheta)$  เป็นความถี่ของจำนวนซ้อน

จากความคล้ายคลึงภายในเงื่อนไขของความเหมาะสมในค่าความถี่ ( $f$ ) เป็นสูตรที่หาค่าความเป็นได้ของความถี่ทั้งหมดของ  $R$  สามารถเขียนสมการได้ดังสมการที่ (2.3)

$$f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(\vartheta)e^{i2\pi\vartheta x} d\vartheta, \forall x \in R \quad (2.3)$$

เมื่อจำนวนซ้อนในความถี่  $\hat{f}(\vartheta)$  ถูกแปลงทั้งมุมของแอมพลิจูดและเฟสของความถี่ของ  $x$  ดังนั้นสมการที่ (2.3) จะเป็นตัวแทนของผลรวมในการถ่วงน้ำหนักของฟังก์ชันเอ็กโพเนนเชียลของจำนวนซ้อนดังกล่าว แสดงความสัมพันธ์ในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.4 ความสัมพันธ์ของการแปลงแบบฟูรีเย

## 2.5 การจัดกลุ่มข้อมูล (Clustering Analysis)

การวิเคราะห์การจัดกลุ่มข้อมูลหรือการจัดคลัสเตอร์เป็นเทคนิคในกลุ่มของการเรียนรู้แบบไม่มีผู้สอน (Unsupervised Learning) กล่าวคือ จะทำการจัดกลุ่มข้อมูลที่ไม่เคยมีการจัดกลุ่มมาก่อนหน้า แต่จะแบ่งกลุ่มข้อมูลโดยพิจารณาจากลักษณะที่คล้ายกันของข้อมูล โดยจะนำลักษณะข้อมูลคล้ายกันมาอยู่กลุ่มเดียวกัน ส่วนข้อมูลที่มีลักษณะต่างออกไปก็ให้ไปอยู่อีกกลุ่มหนึ่ง แนวทางการนำเทคนิคนี้ไปใช้คือ จะไม่ใช่การหาผลลัพธ์ที่ต้องการวัดค่าความแม่นยำ หากแต่ต้องการหาความสัมพันธ์ของข้อมูลอีกรูปแบบหนึ่ง เช่น การจัดกลุ่มลูกค้าจากพฤติกรรมกรรมการซื้อสินค้า การจัดกลุ่มนักท่องเที่ยวจากพฤติกรรมการไปยังสถานที่ต่าง ๆ หรือการจัดกลุ่มคนไข้ตามอาการหรือความรุนแรงของโรค เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.5.1 ขั้นตอนการสร้างโมเดลด้วยวิธีการวิเคราะห์จัดกลุ่มแบบเคมีน

เนื่องจากการสร้างโมเดลแบบเคมีนที่เป็นรูปแบบแบบไม่มีผู้สอนนั้นมีความแตกต่างอย่างมากในการสร้างโมเดลแบบมีผู้สอน คือการสร้างโมเดลนั้นจะไม่มีแบ่งชุดข้อมูลสำหรับการฝึกสอนและทดสอบโมเดล เนื่องจากเป็นชุดข้อมูลที่ไม่มีความสัมพันธ์ จึงทำให้ไม่จำเป็นต้องแบ่งชุดข้อมูลออกเป็น 2 ส่วนเหมือนกับเทคนิคที่ใช้สร้างโมเดลแบบมีผู้สอน สามารถเรียงลำดับขั้นตอนได้ดังนี้

#### 1) กำหนดวิธีที่จะใช้กำหนดความคล้ายหรือความต่างของข้อมูล

โดยวิธีที่นิยมใช้จะเป็นการคำนวณหาระยะทาง เช่น ระยะทางยูคลิเดียน ระยะทางแมนฮัตตัน การคำนวณหาโคไซน์ เป็นต้น

#### 2) เลือกอัลกอริทึมที่ใช้ในการจัดกลุ่มข้อมูล ซึ่งหลัก ๆ สามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท ได้แก่

- ประเภทที่มีการแบ่งกลุ่มอย่างชัดเจน (Hard Clustering) เป็นเทคนิคที่มีการแบ่งกลุ่มข้อมูลออกจากกันเป็นกลุ่ม ๆ อย่างสิ้นเชิง โดยแต่ละข้อมูลนั้นจะถูกจัดให้อยู่ในกลุ่มใดกลุ่มหนึ่งเท่านั้น เทคนิคประเภทนี้ ได้แก่ เทคนิคการจัดกลุ่มแบบเคมีน

- ประเภทที่มีการแบ่งกลุ่มแบบไม่ชัดเจน (Soft Clustering) เป็นเทคนิคการแบ่งข้อมูลที่ข้อมูลสามารถอยู่ในหลาย ๆ กลุ่มได้ โดยขึ้นอยู่กับความน่าจะเป็นของตัวข้อมูล เทคนิคประเภทนี้ ได้แก่ เทคนิคการจัดกลุ่มข้อมูลแบบลำดับชั้น

#### 3) กำหนดจำนวนกลุ่มที่ต้องการ

การกำหนดจำนวนกลุ่มที่ต้องการจะสามารถทำได้โดยอัลกอริทึมที่สามารถแบ่งกลุ่มออกได้อย่างชัดเจน แต่ถ้าเป็นอัลกอริทึมประเภทที่มีการแบ่งกลุ่มแบบไม่ชัดเจน เราไม่จำเป็นต้องกำหนดจำนวนกลุ่มก็ได้ อัลกอริทึมจะช่วยในการหาจำนวนกลุ่มที่เหมาะสมให้กับชุดข้อมูลเอง

#### 4) ประเมินผลการวิเคราะห์การจัดกลุ่ม

เนื่องจากเทคนิคการวิเคราะห์จัดกลุ่มเป็นประเภทแบบโมเดลไม่มีผู้สอน ซึ่งจะมีวิธีการวัดผลที่แตกต่างไปจากเทคนิคประเภทแบบมีผู้สอนคือไม่สามารถวัดผลได้จากเปรียบเทียบความแม่นยำ เนื่องจากไม่มีผลลัพธ์ตั้งต้นให้เปรียบเทียบ แต่จะสามารถวัดผลได้ด้วยวิธีอื่น ๆ เช่น การวัดจากความพึงพอใจในตัวโมเดลที่ได้หรือวัดผลด้วยวิธีอื่น ๆ เช่น การใช้วิธีการวิเคราะห์จัดกลุ่มข้อมูล เพื่อระบุตำแหน่งในการสร้างศูนย์กระจายสินค้า โดยต้องการให้ได้ศูนย์กระจายสินค้าที่สามารถลดค่าใช้จ่ายในการขนส่งได้มากที่สุด จากตัวอย่างวิธีการวัดผลสามารถทำได้ด้วยการนำโมเดลจากการจัดกลุ่มที่ได้ ไปสร้างโมเดลในการหาค่าที่เหมาะสมอีกครั้ง เพื่อหาจุดที่ให้ค่าขนส่งโดยรวมน้อยที่สุด

### 2.5.2 การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีน (K-Mean Clustering)

การจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีน[16-19]เป็นวิธีการที่ได้รับความนิยมเพื่อนำมาใช้ในการจัดกลุ่มบ่อยที่สุด เนื่องจากมีขั้นตอนการทำงานไม่ซับซ้อนและสามารถเข้าใจได้ง่าย เริ่มต้นจากการกำหนดค่ากลุ่มของข้อมูลหรือค่า  $k$  แล้วสุ่มวางตำแหน่งจุดศูนย์กลางของแต่ละกลุ่ม โดยคำนวณหาระยะทางของจุดศูนย์กลางและข้อมูลในกลุ่มนั้น ๆ ทุกชุดข้อมูล โดยคำนวณในรูปแบบการหาระยะทางยูคลิเดียน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งจะถูกจัดจากระยะทางที่ใกล้แล้วเท่านั้น จะดำเนินการหาค่าวนซ้ำไปเรื่อย ๆ จนว่าจะไม่มีการเปลี่ยนแปลงกลุ่มข้อมูล สมการที่ใช้ในการหาค่าระยะทางของข้อมูลแสดงดังสมการที่ (2.4)

$$\text{Distance} = \sqrt{\sum_{i=1}^d (\mathbf{x}_1^i - \mathbf{x}_2^i)^2} \quad (2.4)$$

โดยที่ Distance คือ ระยะห่างระหว่างข้อมูลที่ 1 และ 2 ซึ่งถ้าค่าเท่ากับ 0 แสดงว่าข้อมูล มีความเหมือนกัน

$\mathbf{x}$  คือ ค่าข้อมูลที่ต้องการนำมาจัดกลุ่ม

$i$  คือ ค่าลำดับของข้อมูล

เมื่อสามารถคำนวณหาระยะทางของแต่ละจุดข้อมูลได้แล้วสามารถนำมาคำนวณเพื่อจัดกลุ่มข้อมูลแบบ เคมีนได้ เนื่องจากในการจัดกลุ่มข้อมูลจะต้องคำนวณทุกค่าของข้อมูล จึงเขียนสมการได้ดังสมการที่ (2.5)

$$\text{SSE} = \sum_{i=1}^K \sum_{\mathbf{x} \in C_i} \text{Distance}(\mathbf{c}_i, \mathbf{x})^2 \quad (2.5)$$

โดยที่  $\mathbf{x}$  คือ วัตถุที่สนใจ

$C_i$  คือ คลัสเตอร์ลำดับที่  $i$

$\mathbf{c}_i$  คือ จุดกึ่งกลางของคลัสเตอร์ลำดับที่  $i$

$K$  คือ จำนวนของคลัสเตอร์

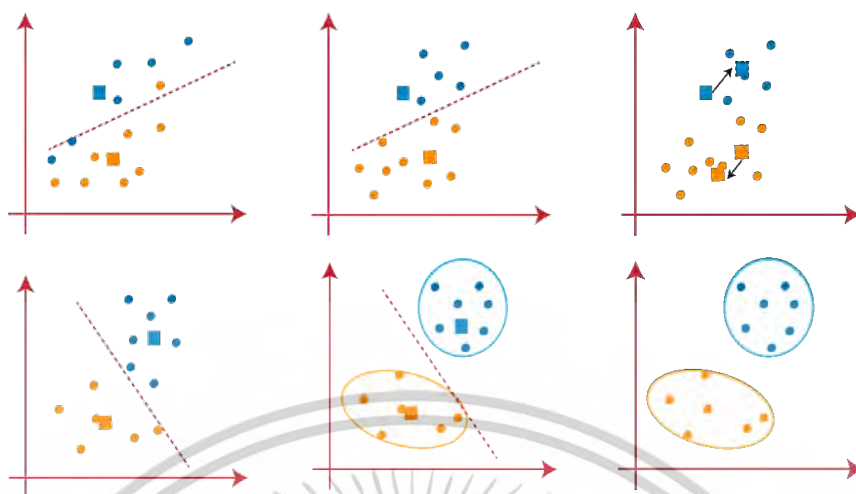
และปรับค่ากลางจากสมการที่ (2.6)

$$\mathbf{c}_i = \frac{1}{m_i} \sum_{\mathbf{x} \in C_i} \mathbf{x} \quad (2.6)$$

โดยที่  $m_i$  คือ จำนวนของวัตถุในคลัสเตอร์ลำดับที่  $i$

จากขั้นตอนทั้งหมดสามารถแสดงการจัดกลุ่มได้ดังรูปที่ 2.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 การจัดกลุ่มด้วยเคมิน [17]

### 2.5.3 การคำนวณหากลุ่มที่ดีที่สุดด้วยซิลูเอทโคเอฟฟิเชียนท์ (Silhouette Coefficient)

ในกระบวนการเรียนรู้เพื่อสร้างต้นแบบของข้อมูล การจัดกลุ่มข้อมูลเป็นกระบวนการที่ผู้วิจัยนิยมใช้ที่สุด โดยการจัดกลุ่มแบบไม่มีผู้สอนเป็นการเรียนรู้ที่สามารถทดสอบกับข้อมูลดิบที่ผู้วิจัยมีอยู่ได้อย่างง่ายดาย โดยใช้วิธีการทดลองสร้างกลุ่มข้อมูล แต่หากทดลองสร้างกลุ่มข้อมูลไปเรื่อย ๆ ย่อมเป็นการใช้ระยะเวลาและใช้ทรัพยากรในการคำนวณที่มหาศาล การค้นหากลุ่มที่ดีที่สุดด้วยการคำนวณค่าซิลูเอทโคเอฟฟิเชียนท์เป็นวิธีที่ง่ายและได้รับความนิยม เพราะว่ามีความแม่นยำสูง โดยค่าซิลูเอทโคเอฟฟิเชียนท์จะมีช่วงอยู่ในระหว่าง -1 ถึง +1 โดยค่าที่มีความใกล้เคียงกับ +1 จะเป็นการคัดเลือกข้อมูลให้อยู่ในคลัสเตอร์ที่เหมาะสม การคำนวณค่านี้จะคำนวณโดยใช้พื้นฐานจากข้อมูลของแต่ละกลุ่มนั้น (Cluster Cohesion) และตัวแปรที่ใช้ในการแยกข้อมูลออกจากกัน (Cluster Separation) ในการนำมาประยุกต์ใช้ในการคำนวณหาค่าจำนวนกลุ่มที่ดีที่สุดสามารถใช้การคำนวณระยะทางของข้อมูลในแต่ละกลุ่มด้วยระยะทางแบบยูคลิเดียน เพื่อช่วยในการวัดระยะของข้อมูลกับแกนกลางของกลุ่ม สามารถนำเขียนอัลกอริทึม ได้ดังรูปที่ 2.6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Algorithm 1 Calculate Silhouette****Input:** *data* (dataset for clustering), *n* (maximum number of clusters)**Output:** *silhouette* (list of silhouette scores for different cluster counts)

```

1:  $k \leftarrow \text{range}(2, n)$ 
2:  $\text{silhouette} \leftarrow []$ 
3: for  $n\_clusters$  in  $k$  do
4:    $\text{clusters} \leftarrow \text{KMeans}(n\_clusters, \text{init} = \text{'k-means++'})$ 
5:    $\text{clusters.fit}(data)$ 
6:    $\text{labels} \leftarrow \text{clusters.labels}$ 
7:    $\text{centroids} \leftarrow \text{clusters.cluster\_centers}$ 
8:    $\text{score} \leftarrow \text{silhouette\_score}(data, \text{labels}, \text{metric} = \text{'euclidean'})$ 
9:    $\text{silhouette.append}(\text{score})$ 
10: end for
11: return  $\text{silhouette}$ 

```

**รูปที่ 2.6** อัลกอริทึมการหาค่าซิลูเอทโคเอฟฟีเซียนท์[20]

จากในตัวอย่างอัลกอริทึมคำนวณหาค่าซิลูเอทโคเอฟฟีเซียนท์จากการสุ่มข้อมูลโดยยังไม่รู้จำนวนค่า  $k$  ที่ควรจะใช้ในการจัดกลุ่ม เมื่อได้รับการสุ่มข้อมูลค่าซิลูเอทโคเอฟฟีเซียนท์จะถูกคำนวณและแสดงผลตรงกับในแต่ละกลุ่มโดยเริ่มจัดกลุ่มตั้งแต่ 2-10 กลุ่มข้อมูล จากตัวอย่างนี้ผลลัพธ์ที่ได้แนะนำให้ใช้ค่า  $k=2$  ซึ่งมีความเหมาะสมกับกลุ่มข้อมูลที่ทดสอบ[20]

**2.6 การคำนวณค่ามาตรฐานแบบคะแนนซี**

ค่ามาตรฐาน[21-22] เป็นค่าที่สามารถระบุให้ทราบถึงความแตกต่างระหว่างข้อมูลนั้นกับค่าเฉลี่ยเลขคณิตของข้อมูลชุดนั้นว่าเป็นกี่เท่าของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ใช้สัญลักษณ์  $Z$  แทนคะแนนมาตรฐาน การใช้คะแนนมาตรฐานมีความจำเป็นมากในกรณีที่ต้องการเปรียบเทียบค่าของข้อมูลตั้งแต่สองชุดขึ้นไป แต่ไม่สามารถนำค่าของข้อมูลมาเปรียบเทียบกันโดยตรงได้ เช่น การเปรียบเทียบคะแนนสอบวิชาภาษาอังกฤษ 36 คะแนน และคณิตศาสตร์ 40 คะแนน จากผลคะแนนดิบจะไม่สามารถสรุปได้ว่าสามารถทำคะแนนในวิชาใดได้ดีกว่ากัน เพื่อให้การเปรียบเทียบมีความถูกต้อง จึงต้องแปลงคะแนนดังกล่าวให้เป็นคะแนนมาตรฐาน แล้วจึงจะนำคะแนนมาตรฐานมาเปรียบเทียบกันโดยพิจารณาคะแนนมาตรฐานของวิชาใดมีค่ามากกว่ากัน ซึ่งหารคำนวณหาคะแนนมาตรฐานมีหลายรูปแบบ เช่น คะแนนซี คะแนนที หรือการคำนวณสัดส่วนแบบเปอร์เซ็นต์ไทล์

สมบัติของค่ามาตรฐาน

- 1) ค่ามาตรฐานเป็นตัวเลขไม่มีหน่วย
- 2) ค่ามาตรฐานอาจมีค่าเป็นบวก ลบหรือศูนย์ก็ได้
- 3) ค่ามาตรฐานที่เป็นลบ แสดงว่าคะแนนนั้นต่ำกว่าคะแนนเฉลี่ย ถ้าหากเป็นบวกแสดงว่าคะแนนค่านี้สูงกว่าค่าเฉลี่ย และถ้าเป็นศูนย์แสดงว่าคะแนนนั้นเท่ากับค่าเฉลี่ย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 4) ค่ามาตรฐานมีค่าตั้งแต่ -3 ถึง 3 แต่อาจมีค่าต่ำกว่า -3 หรือสูงกว่า 3 เล็กน้อย
- 5) ค่าเฉลี่ยของมาตรฐานทั้งหมดของชุดข้อมูลจะมีค่าเท่ากับศูนย์
- 6) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่ามาตรฐานทั้งหมดของชุดข้อมูลจะมีค่าเท่ากับ 1

สามารถคำนวณคะแนนซีได้จากสมการที่ (2.7)

$$Z = \frac{X - \mu}{\sigma} \quad (2.7)$$

โดยที่  $Z$  คือ ค่ามาตรฐานหรือคะแนนมาตรฐาน

$X$  คือ คะแนนดิบที่ต้องการแปลงให้เป็นคะแนนมาตรฐาน

$\mu$  คือ ค่าเฉลี่ยของข้อมูลชุดนั้น

$\sigma$  คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลชุดนั้น

การหาขอบเขตบน (Upper Bound) และขอบเขตล่าง (Lower Bound) ของข้อมูลตัวอย่างในแต่ละกลุ่มในการคำนวณคะแนนซีคือการใช้ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลในแต่ละกลุ่ม ยิ่งส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่ามากข้อมูลยิ่งกระจายตัวมาก การกำหนดขอบเขตบนและขอบเขตล่าง คำนวณได้จากสมการที่ 2.8 และ สมการที่ 2.9

$$\text{Upper Bound} = \mu + c \times \sigma \quad (2.8)$$

$$\text{Lower Bound} = \mu - c \times \sigma \quad (2.9)$$

โดยที่  $\mu$  คือ ค่าเฉลี่ยของข้อมูลชุดนั้น

$c$  คือ ระดับความเชื่อมั่น

$\sigma$  คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลชุดนั้น

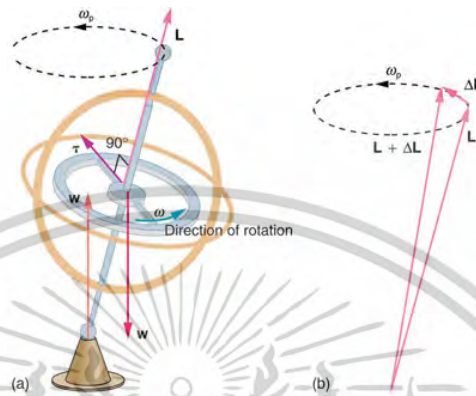
## 2.7 อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

### 2.7.1 ไจโรสโคป (Gyroscope)

ไจโรสโคป[23-25] คือ เป็นอุปกรณ์ที่อาศัยแรงเฉื่อยของล้อหมุน เพื่อช่วยรักษาระดับทิศทางของแกนหมุน ประกอบด้วยล้อหมุนเร็วบรรจุอยู่ในกรอบอีกทีหนึ่ง ทำให้เอียงในทิศทางต่าง ๆ ได้โดยอิสระ นั่นคือ หมุนในแกนใด ๆ ก็ได้ โมเมนตัมเชิงมุมของล้อดังกล่าวทำให้มันคงรักษาตำแหน่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของมันไว้แม้กรอบล้อจะเอียง จากคุณสมบัติดังกล่าวทำให้สามารถนำหลักการนี้ไปประยุกต์ใช้เพื่อประโยชน์ต่าง ๆ มากมาย เช่น เข็มทิศ และนักบินอัตโนมัติของเครื่องบิน เรือ กลไกบังคับหางเสือของ ตอร์ปิโด อุปกรณ์ป้องกันการกลิ้งบนเรือใหญ่ และระบบนำร่องเฉื่อย (inertial guidance) รวมถึงระบบในยานอวกาศ และสถานีอวกาศ ไจโรสโคปมีลักษณะแสดงดังรูปที่ 2.7

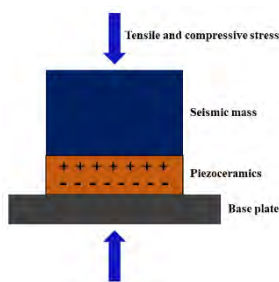


รูปที่ 2.7 ไจโรสโคป (Gyroscope)[25]

### 2.7.2 แอซเซอเรโรมิเตอร์ (Accelerometer)

แอซเซอเรโรมิเตอร์[26] คือ ตัววัดความเร่งคืออุปกรณ์ไฟฟ้าเชิงกลที่ใช้เพื่อวัดแรงในการเร่ง แรงนี้อาจเป็นแรงคงที่ เช่นแรงโน้มถ่วงที่ดึงเราไว้ หรืออาจเป็นแรงพลวัตที่เกิดจากการเคลื่อนที่หรือการสั่นสะเทือนตัววัดความเร่ง ตัววัดความเร่งบางชนิดจะใช้เอฟเฟกต์เพียโซอิเล็กทริกซึ่งอยู่ในโครงสร้างผลึกขนาดเล็กพิเศษที่ได้รับแรงเครียดจากแรงในการเร่ง ซึ่งทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าขึ้น วิธีในการวัดอีกอย่างหนึ่งคือการตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของความจุไฟฟ้า หากมีโครงสร้างขนาดเล็กสองชุดอยู่ใกล้กัน ก็จะมีค่าความจุไฟฟ้า หากแรงในการเร่งเคลื่อนโครงสร้างชุดหนึ่ง ความจุไฟฟ้าจะเปลี่ยนไป เมื่อเพิ่มแรงลงไปที่เปลี่ยนความจุไฟฟ้าเป็นแรงดัน ก็จะได้ตัววัดความเร่ง ตัววัดความเร่งอาจทำเป็นแบบอะนาล็อกหรือดิจิตอลก็ได้ ตัววัดความเร่งแบบอะนาล็อกจะเอาต์พุตแรงดันต่อเนื่องตามความเร่ง เช่น 2.5V สำหรับ 0g 2.6V สำหรับ 0.5g 2.7V สำหรับ 1g ตัววัดความเร่งดิจิตอลจะใช้การมอดูเลตความกว้างพัลส์ (PWM) สำหรับเอาต์พุต ทำให้ความถี่บางช่วงมีรูปคลื่นสี่เหลี่ยม และจำนวนครั้งที่มีความถี่สูงจะเป็นไปตามปริมาณความเร่ง ตัววัดความเร่งมีสองชนิด ได้แก่ชนิดไซส์มิกแมส และเพียโซอิเล็กทริก ตัววัดความเร่งชนิดไซส์มิกแมสมีพื้นฐานบนความเคลื่อนไหวที่สัมพันธ์กันระหว่างมวลและโครงสร้างรองรับ ความถี่ตามธรรมชาติของมวลไซส์มิกจะจำกัดการใช้งานสำหรับความถี่ต่ำและความถี่ปานกลางเท่านั้น ส่วนตัววัดความเร่งเพียโซอิเล็กทริกจะมีขนาดเล็กและเหมาะกับการใช้งานในความถี่สูง เป็นต้น แอซเซอเรโรมิเตอร์มีลักษณะดังรูปที่ 2.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.8 อุปกรณ์แอซเซอเรโรมิเตอร์ (Accelerometer)[26]

## 2.8 การทบทวนวรรณกรรม (Literature Review)

เนื่องจากการเดินเป็นการเคลื่อนไหวพื้นฐาน จึงมีจุดเริ่มต้นในการวัดค่าการเดินในปี 1830 โดย จูลส์ เอเตียน มาเรย์ (1830–1904) ในประเทศฝรั่งเศสเริ่มต้นจากการเปรียบเทียบสรีระศาสตร์ของมนุษย์กับภาพการเคลื่อนไหวเพื่อนำมาใช้ในการสร้างเครื่องมือสำหรับการวัด[28] และอิดเวิร์ด มายบริดจ์ (1830–1904) ในประเทศอเมริกาเริ่มต้นถ่ายภาพเป็นกลุ่มเพื่อนำมาเรียงต่อกันสำหรับการสร้างเป็นภาพเคลื่อนไหวของม้านำมาสู่การพัฒนาการจับภาพการเดิน[29] ในยุคแรกตามเทคโนโลยีที่มีในสมัยนั้นสามารถเปรียบเทียบหรือสร้างเครื่องมือจากการถ่ายภาพหลาย ๆ สิบภาพเพื่อนำมากำหนดวิธีการเคลื่อนไหวและนำมาวิเคราะห์ที่ต่อมหรือองศาการเดิน วิธีการดังกล่าวจำเป็นต้องมีการกำหนดท่าทางที่ต้องการจะเก็บและยังไม่ได้นำภาพที่ได้มากำหนดองศาหรือรูปแบบวงจรการเดินอย่างจริงจังและแพร่หลาย การเก็บข้อมูลในรูปแบบนี้เป็นจุดเริ่มต้นในการสร้างความเข้าใจเรื่องการเคลื่อนไหวของมนุษย์

ในยุคนั้นได้มีการพัฒนากระดานแรง (Force Plates) โดยใช้ความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับจลศาสตร์การเคลื่อนไหวและแรงที่มากระทำกับร่างกายในหลาย ๆ ระนาบโดยเวิร์น อินแมน และไฮเวิร์ด เอเบอร์ฮาร์ดเป็นกลุ่มแรกที่ริเริ่มกำหนดเรื่องรูปแบบวงจรการเดินโดยวิเคราะห์จากทั้งระนาบแนวตั้ง (Vertical plane) และระนาบแนวข้าง (Lateral plane) โดยกำหนดให้ร่างกายเป็นศูนย์กลางของแรงโน้มถ่วงจากการกำหนดรูปแบบการเคลื่อนไหวนี้ได้เป็นการพลิกประวัติศาสตร์ในการพิจารณาท่าทางการเคลื่อนไหวในมนุษย์และเกิดเป็นต้นแบบการวัดเชิงคลินิกให้กับนักวิจัยอื่น ๆ วิธีการวัดด้วยกระดานแรงจำเป็นต้องดูจุดหมุนของร่างกายตามระนาบต่าง ๆ ใช้การแตกแรงเพื่อตรวจสอบการเคลื่อนไหววิธีการนี้ค่อนข้างมีความซับซ้อนในการคำนวณ และจำเป็นต้องมีความรู้ทั้งเชิงสรีระศาสตร์และฟิสิกส์เพื่อให้การคำนวณเป็นไปอย่างถูกต้อง แต่วิธีการในรูปแบบนี้เป็นต้นแบบของอุปกรณ์ถ่ายภาพบำบัดหลาย ๆ ชิ้น เช่น กระดานวัดการทรงตัว เครื่องมือชั่งน้ำหนักและวัดความสมดุลของร่างกาย และการนำมาประยุกต์ใช้ในการสร้างการเก็บข้อมูลวงจรการเดิน นอกจากนี้ยังสามารถเป็นต้นแบบในการคำนวณแรงต่าง ๆ ที่มากระทำกับร่างกายและใช้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวในการคำนวณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์การเดินในเชิงคลินิกเริ่มต้นแพร่หลายในยุคที่มีเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์สมัยใหม่ ในงานวิจัยยุคแรกของการเริ่มใช้เทคโนโลยีคอมพิวเตอร์นักวิจัยพุ่งเป้าที่จะวิเคราะห์รูปแบบการเดินโดยการตรวจจ็บบรูปแบบของการเดินและวิเคราะห์ออกมาเป็นวงจรการเดิน เพื่อที่จะได้นำมาวิเคราะห์รูปแบบการเดินในรูปแบบปกติ การที่มนุษย์จะเดินได้อย่างเป็นปกตินั้นเกิดจากการทำงานร่วมกันของระบบร่างกาย 4 ระบบ คือ ระบบการมองเห็น ระบบการรับรู้ตำแหน่งของข้อต่อ ระบบการรับรู้ตำแหน่งของร่างกายภายในหู และระบบประสาทส่วนกลางทำงานร่วมกับระบบกระดูกและกล้ามเนื้อ การเสื่อมสมรรถภาพของร่างกายในหลาย ๆ ระบบทั้งการเดินหรือการทรงตัวมักจะเป็นโรคที่ค่อย ๆ พัฒนาอย่างช้าและไม่สามารถตรวจจ็บบได้ในระยะแรกของโรค แต่เมื่อเกิดอาการขึ้นแล้วจะเกิดเป็นอาการทรุดหนัก เพราะความเสื่อมสมรรถภาพร่างกายที่ลดลงอย่างรวดเร็ว ด้วยเหตุนี้ผู้ดูแลมักจะต้องใช้การสังเกตและเฝ้าระวังอย่างใกล้ชิดต่อเนื่อง อีกทั้งยังมีหลายปัจจัยทั้งเกิดจากอุบัติเหตุหรือการใช้งานอวัยวะที่มากเกินไป และสามารถป้องกันอาการของโรคได้หากได้รับการดูแลอย่างเหมาะสม จากการศึกษาวิจัยที่วิเคราะห์รูปแบบการเดินมีหลากหลายรูปแบบที่ได้รับความนิยมในการวิเคราะห์ ทั้งการถ่ายภาพในขณะที่ผู้ทดสอบเคลื่อนไหวซึ่งมีความคล้ายคลึงกับวิธีการดั้งเดิม แต่เพิ่มเติมวิธีการทางรูปภาพ (Image Processing) [30-31] เพื่อให้สามารถนำมาวิเคราะห์รูปแบบการเดินแบบเฉพาะ ก้าวงานวิจัยนี้จะวิเคราะห์ในมุมมองศกการเคลื่อนไหวและความเร่งของแต่ละอวัยวะ ซึ่งเป็นการวิเคราะห์อย่างละเอียดแบบเจาะลึกเฉพาะก้าว ในรูปแบบการวิจัยนี้ทำให้ได้ผลลัพธ์ความเร่งแต่ละก้าวเฉลี่ยและวิเคราะห์องค์การระหว่างเท้าซ้ายและขวารวมทั้งก้าวเดินอีกด้วย ข้อมูลที่ได้จะนำไปต่อยอดในการวิเคราะห์เจาะลึกแต่ละวงจรการเดินเพื่อแยกเสต็ปการก้าวเท้า[32],[35],[37] หรือวิเคราะห์ทั้งตัวโดยวิเคราะห์วิเคราะห์อย่างละเอียดตั้งแต่การเอนตัว ก้าวเดิน เสต็ปการก้าวเดิน ประยุกต์ใช้เทคนิคแบบสร้างวงจรการเดินด้วยอโตมาตาและนำข้อมูลที่ได้มาเทรนด้วยขั้นตอนวิธีแบบจำลองซ่อนซ่อนเร้นมาร์คอฟ (Hidden Markov) เพื่อสร้างต้นแบบของการเคลื่อนไหวและขั้นตอนวิธีในการตรวจจ็บบก้าวเดิน ทั้งสองงานวิจัยมีความน่าสนใจในการประยุกต์ใช้ขั้นตอนวิธีทางรูปภาพร่วมกับอุปกรณ์ตรวจจ็บบการเคลื่อนไหวเพื่อให้ได้ค่าความแม่นยำต่าง ๆ ทั้งความเร็วและความเร่ง ในการกำหนดเรื่องก้าวเดินจำเป็นต้องใช้จำนวนข้อมูลที่ทดสอบในปริมาณมาก เนื่องจากจำเป็นต้องวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยกลางของกลุ่ม[31],[33-34]

ส่วนอีกขั้นตอนวิธีที่ได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายคือการใช้อุปกรณ์ตรวจจ็บบการเคลื่อนไหว [36],[38-47] เช่น เซ็นเซอร์ในตระกูล IMU เป็นต้น ซึ่งวิธีการนี้เป็นการนำวิธีการของเวียร์น อินแมน และไฮเวิร์ต เอเบอร์ฮาร์ดที่ใช้การคำนวณแรงที่มากกระทำกับร่างกายเพื่อตรวจจ็บบค่าการเคลื่อนไหว สามารถตรวจจ็บบได้ในหลาย ๆ รูปแบบ เช่น การตรวจจ็บบแรงที่หมุนในแต่ละระนาบการเคลื่อนไหวหรือการตรวจสอบความเร็ว ความเร่ง และมุมมองศกการเคลื่อนไหวในแต่ละแกน 3 มิติ ในรูปแบบการวิเคราะห์นี้ได้รับความนิยมในการมาทดสอบเชิงคลินิกเป็นอย่างมาก เนื่องจากการตรวจจ็บบข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้รูปแบบตัวเลข สามารถนำมาสร้างเป็นกราฟที่อธิบายการเคลื่อนไหวของวงจรการเดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้อย่างชัดเจน และเห็นมุมมองขององศาที่อาจจะส่งผลต่อรูปแบบการเดินในระยะยาว การวิเคราะห์ด้วยอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวนี้จำเป็นต้องมีความรู้เชิงประยุกต์ทั้งทิศทางของแนวแรง มุมองศาการหมุนเพื่อนำมาแปรผลลัพธ์ของการเคลื่อนไหว และมีระยะเวลาในการเรียนรู้สำหรับการใช้เครื่องมือค่อนข้างสูง หากสามารถปรับปรุงให้เห็นข้อมูลที่จำแนกได้ง่ายและวิเคราะห์ได้ง่ายก็จะเป็นขั้นตอนวิธีที่น่าสนใจเพราะมีความแม่นยำและนำค่าที่ใช้ไปวิเคราะห์ได้หลากหลาย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

### วิธีการดำเนินงานวิจัย

เนื่องจากงานวิจัยนี้เป็นการนำเสนอการเปรียบเทียบการเดินในรูปแบบปกติและผิดปกติโดยแบ่งช่วงการเดินจากท่าทางมาตรฐานการเดินเพื่อพัฒนาอัลกอริทึมที่สามารถจำแนกข้อมูลของคนปกติและคนผิดปกติมีกระบวนการวิจัยและกระบวนการทวนสอบผลลัพธ์ดังนี้

#### 3.1 กระบวนการวิจัย

ผู้วิจัยได้เริ่มต้นศึกษางจรการเดินหรือ “เกท ไชเคิล” โดยปกติจะแบ่งออกเป็น 7 จังหวะการเดิน แต่สำหรับการจำแนกรูปแบบการเดินได้ง่ายมากขึ้น งานวิจัยนี้จึงดำเนินการกำหนดข้อมูลวงจรการเดินใน 2 จังหวะใหญ่ ๆ คือ แสตนเฟสและสวิงเฟส เพื่อตรวจสอบความผิดปกติของจังหวะการเดิน เพื่อนำไประบุอาการผิดปกติเบื้องต้นในเฟสการเดิน จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการเดินและรูปแบบของการทดสอบในอดีตมีงานวิจัยที่ให้ผู้ทดสอบทำการเคลื่อนไหวตามที่กำหนดและตรวจจับด้วยกล้อง นำวิธีการประมวลผลภาพมาประยุกต์ใช้หรือใช้กล้อง 3 มิติ เพื่อแสดงผลการเคลื่อนไหวเป็นภาพ 3 มิติ กระบวนการวิจัยในรูปแบบนี้มีงบประมาณในการดำเนินการสูง และจำเป็นต้องใช้ทักษะของนักกายภาพบำบัดประเมินอาการและองศาการเคลื่อนไหวด้วยการคาดคะเนทางสายตา ไม่สามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวเป็นองศาการเคลื่อนไหวในรูปแบบตัวเลข การกำหนดองศาการเคลื่อนไหวในระดับตัวเลขจะสามารถทำให้พิจารณาแนวโน้มของอาการได้อย่างแม่นยำมากขึ้น และตรวจสอบโอกาสที่จะเกิดอาการผิดปกติ ดังนั้นผู้วิจัยจึงพัฒนาขั้นตอนวิธีในการตรวจจับการเคลื่อนไหวของการเดิน โดยใช้ข้อมูลการเคลื่อนไหวจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว ซึ่งออกแบบการทดลองเป็น 4 ส่วน คือ

- 1) การเก็บข้อมูลการเดิน
- 2) สร้างกราฟในรูปแบบเชิงเส้น
- 3) วิธีการจัดกลุ่มข้อมูลด้วยการจัดกลุ่มแบบเคมีน
- 4) การสร้างต้นแบบการเดินทั้งรูปแบบปกติและผิดปกติ

#### 3.2 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวการเดิน

งานวิจัยนี้ใช้เซ็นเซอร์ 9-Degree of Freedom - Razor-IMU M0 ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวเอียงหมุนและความเร่ง ส่งข้อมูลด้วยสัญญาณไวไฟ ESP8266 โดยอุปกรณ์ทั้งหมดนี้ผลิตโดยบริษัท Sparkfun ผู้วิจัยจะนำเซ็นเซอร์ติด 7 จุด ดังนี้ เท้า เข่า และสะโพก เพื่อสังเกตลักษณะการเคลื่อนไหวของการเดินดังรูปที่ 3.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรนำไปใช้



รูปที่ 3.1 ลักษณะการติดอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว

เมื่อผู้ทดสอบเริ่มเดินตามท่าทางที่กำหนด ข้อมูลการเคลื่อนไหวทั้งหมดจะถูกส่งจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวผ่านสัญญาณไวไฟไปยังตัวรับสัญญาณที่ติดตั้งที่คอมพิวเตอร์ และข้อมูลจะถูกประมวลผลด้วยโปรแกรมประยุกต์ที่พัฒนาขึ้นโดยเฉพาะสำหรับการเก็บข้อมูล โดยข้อมูลที่ถูกวิจัยเลือกใช้จากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว Razor-IMU มี 2 ชุดข้อมูล คือ มุมของการเคลื่อนไหวและความเร่งตามแนวแกน X,Y และ Z เนื่องจากการเดินมีความเร่งและมีก้าวเดินที่แตกต่างและเฉพาะของแต่ละบุคคลโดยข้อมูลที่วัดได้นั้นอยู่ในช่วง  $\pm 16g$  ในระนาบ 3 มิติ และข้อมูลมุมกับการเอียงหมุนของการเคลื่อนไหวอยู่ในช่วง  $\pm 180$  องศา

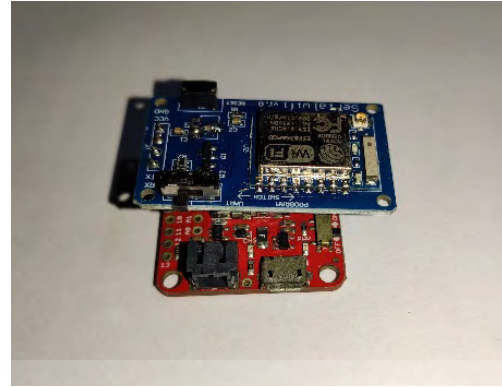
### 3.2.1 อุปกรณ์

ในการเก็บข้อมูลแต่ละครั้งจะใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวรุ่น Razor-IMU ผลิตโดยบริษัท Sparkfun และใช้เทปพยางค์ล้ามนเนื้อในการติดเซ็นเซอร์เพื่อป้องกันการเลื่อนหลุดของเซ็นเซอร์ และกำหนดให้เซ็นเซอร์อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมและมีแท็บแล็ตที่ติดตั้งโปรแกรมเพื่อตรวจจับการเคลื่อนไหว ดังรูปที่ 3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.2 อุปกรณ์ที่ใช้สำหรับเก็บข้อมูล

### 3.2.2 ท่าทางที่ใช้ในการเก็บข้อมูล

ในการเก็บข้อมูลการเดิน ผู้ทดสอบจะต้องเดินในพื้นที่และความยาวที่กำหนด เพื่อให้เห็นการเคลื่อนไหวของขาทั้งสองข้าง ดังรูปที่ 3.3

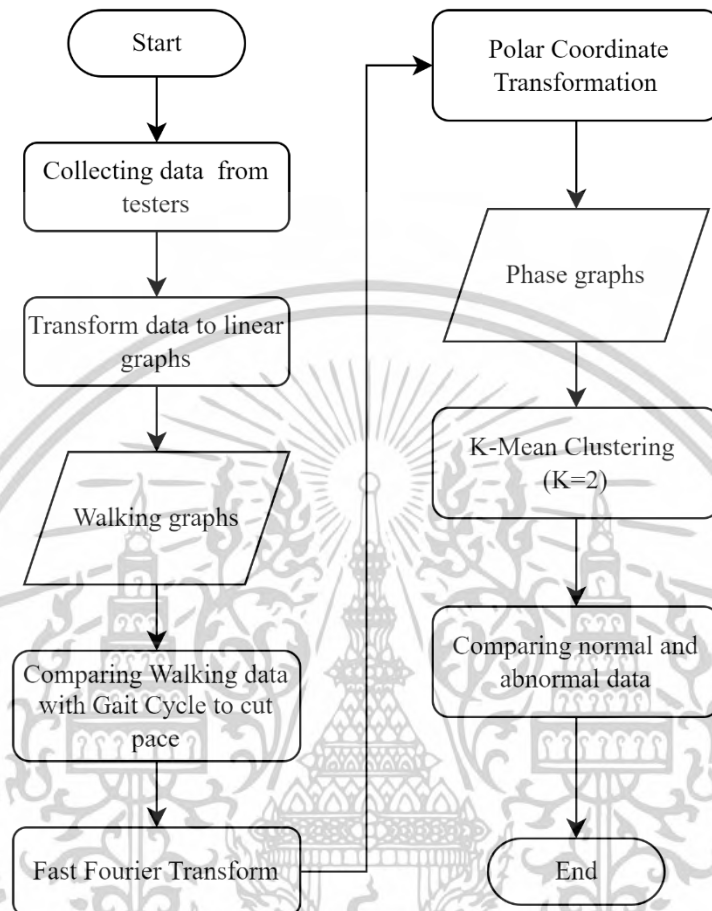


รูปที่ 3.3 การเดินเพื่อเก็บข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

งานวิจัยนี้มีขั้นตอนดำเนินงานวิจัยทั้งหมด 7 ขั้นตอน แสดงดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ขั้นตอนการทำงานของการสร้างต้นแบบงานวิจัย

จากรูปที่ 3.4 การดำเนินการเก็บข้อมูลเริ่มต้นจากการเก็บข้อมูลด้วยเซ็นเซอร์ โดยนำอุปกรณ์ไปติดที่ผู้ทดสอบและนำข้อมูลที่ได้นำมาสร้างกราฟเชิงเส้นเพื่อตรวจสอบช่วงการเดินตามมาตรฐาน กราฟในรูปแบบเชิงเส้นมีความเหมาะสมในการวิเคราะห์แนวโน้มการเดินและช่วงการขยับ ทำให้เห็นรูปแบบการเคลื่อนไหวและตัดแบ่งช่วงกราฟเพื่อที่จะคัดข้อมูลก้ามาจัดกลุ่มตามเฟสการเดินเพื่อหาความแตกต่างของคนปกติและผิดปกติ จากการคัดข้อมูลก้าสามารถนำมาสร้างกราฟแบบพิกัดเชิงขั้วเพื่อสร้างความหนาแน่นข้อมูลจากมุมของการเคลื่อนไหวของแต่ละอวัยวะ โดยก่อนที่จะเริ่มดำเนินการสร้างกราฟแบบพิกัดเชิงขั้วจำเป็นต้องใช้อัลกอริทึมการแปลงสัญญาณแบบฟูรีเย เพื่อให้ข้อมูลก้าถูกปรับให้มีรูปแบบที่เหมาะสมและขจัดสัญญาณรบกวน เมื่อดำเนินการแปลงข้อมูลและเปลี่ยนข้อมูลเป็นรูปแบบเฟสกราฟแล้ว จึงนำกราฟรูปแบบเฟสจัดกลุ่มแบบเคมีน เพื่อสร้างค่ามาตรฐานสำหรับเป็นตัวแทนของกลุ่มข้อมูลคนปกติและคนผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3.1 วิธีการสร้างกราฟเชิงเส้นเพื่อสร้างกราฟการเคลื่อนไหว

เมื่อได้ข้อมูลจากอุปกรณ์ตรวจสอบการเคลื่อนไหวแล้ว ผู้วิจัยนำข้อมูลมาสร้างกราฟเชิงเส้นโดยใช้สมการที่ (3.1) ในการหาค่า  $X$  และ  $Y$  โดยอ้างอิงจากสมการที่ (3.1)

$$t = mx_i + b \quad (3.1)$$

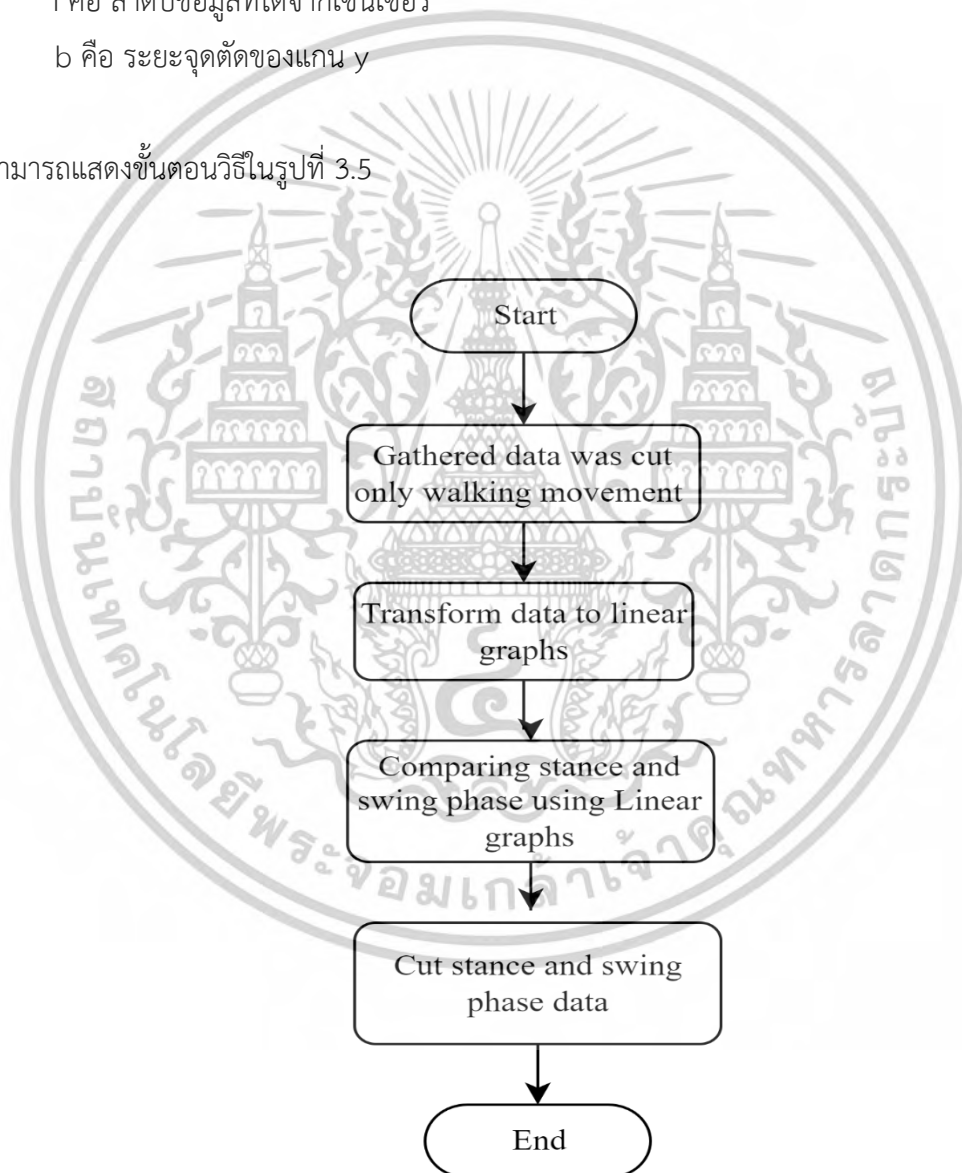
โดยที่  $t$  คือ เวลาในหน่วยวินาที เริ่มจาก 1 จนถึง  $n$

$X$  คือ ข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์

$i$  คือ ลำดับข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์

$b$  คือ ระยะจุดตัดของแกน  $y$

สามารถแสดงขั้นตอนวิธีในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 ขั้นตอนวิธีการสร้างกราฟเชิงเส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อมูลเก็บได้จากเซ็นเซอร์มีโครงสร้างข้อมูลเป็นแบบ CSV ข้อมูลแต่ละจุดที่เก็บได้ประกอบด้วย

7 คอลัมน์ได้แก่

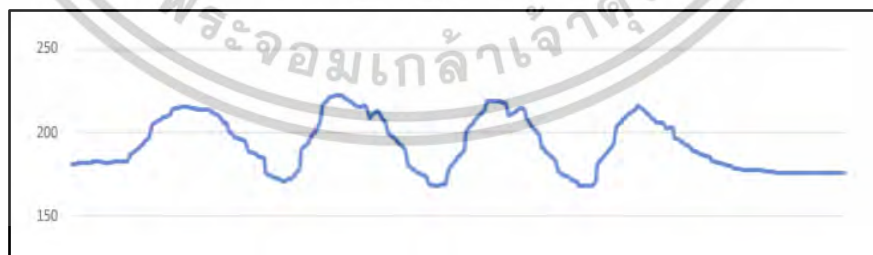
- 1) เวลาของเซ็นเซอร์
- 2) มุม pitch
- 3) มุม yaw
- 4) มุม roll
- 5) ความเร่งแกน X
- 6) ความเร่งแกน Y
- 7) ความเร่งแกน Z

เมื่อรวมข้อมูลทั้ง 7 คอลัมน์จากสะโพก หัวเข่า และข้อเท้าจะได้ข้อมูลทั้งหมด 21 คอลัมน์ดังรูปที่ 3.6

hp_R_Tm	hp_R_X	hp_R_Y	hp_R_Z	hp_R_Acc	hp_R_Acc	hp_R_Acc	knee_R_T	knee_R_X	knee_R_Y	knee_R_Z	knee_R_A	knee_R_A	ankle_R_T	ankle_R_X	ankle_R_Y	ankle_R_Z	ankle_R_A	ankle_R_A		
3708649	1.34	301.86	186.03	-504	-1608	-15936	3688460	353.32	326.59	173.17	1816	2080	-16632	3720163	322.24	264.54	158.48	10360	5080	-12576
3708659	1.34	301.84	186.03	664	-1632	-16192	3688470	353.32	326.6	173.17	1904	1984	-16144	3720173	322.24	264.54	158.48	10568	5128	-12288
3708669	1.33	301.82	186.03	-728	-1520	-16496	3688481	353.32	326.61	173.18	1936	1840	-16552	3720182	322.24	264.55	158.47	10544	5024	-12616
3708679	1.33	301.8	186.03	-304	-1560	-16648	3688490	353.31	326.62	173.18	1744	1848	-16584	3720192	322.25	264.55	158.49	10456	5064	-12424
3708689	1.34	301.8	186.02	-412	-1776	-16368	3688500	353.31	326.64	173.19	1808	2168	-16544	3720203	322.26	264.54	158.5	10392	5080	-12794
3708699	1.35	301.81	186.04	-288	-1704	-16424	3688511	353.3	326.67	173.19	2016	1896	-16464	3720213	322.24	264.5	158.58	10392	5480	-12736
3708709	1.57	302.07	185.08	-1224	-1592	-16056	3688581	353.22	327.08	173.49	2024	1912	-16616	3720262	322.37	264.5	158.59	10400	5056	-12496
3708779	1.64	302.24	185.62	1112	-1224	-16528	3688590	353.21	327.11	173.2	2016	2080	-16552	3720272	322.39	264.5	158.6	10672	5120	-12280
3708789	1.72	302.46	185.54	832	-936	-16864	3688600	353.2	327.15	173.21	1944	1784	-16672	3720283	322.41	264.49	158.63	10368	4672	-12680
3708799	1.77	302.71	185.45	-776	-752	-16576	3688610	353.2	327.2	173.22	1816	2224	-16296	3720293	322.44	264.47	158.67	10280	5120	-12512
3708809	1.81	302.95	185.36	-1080	-976	-16656	3688620	353.19	327.25	173.23	1848	2168	-16640	3720303	322.47	264.46	158.69	10352	4720	-12520
3708819	1.87	303.16	185.31	-1472	-1160	-16464	3688630	353.18	327.31	173.25	1664	2024	-16472	3720313	322.49	264.46	158.71	10504	4984	-12496
3708829	1.99	303.41	185.3	-1728	-1624	-16256	3688640	353.17	327.36	173.26	1856	1624	-16528	3720323	322.52	264.46	158.73	10224	5048	-12672
3708839	2.19	303.71	185.33	-552	-1704	-16280	3688651	353.15	327.39	173.29	1704	1760	-16312	3720333	322.54	264.46	158.75	10464	5152	-12360
3708849	2.29	304.05	185.37	1400	-1240	-15784	3688660	353.13	327.38	173.32	1632	2184	-16088	3720403	322.69	264.38	158.96	10368	4856	-13080
3708909	2.56	305.57	185.49	-720	-1152	-16136	3688710	352.97	327.38	173.48	2064	1704	-16624	3720413	322.71	264.34	159.01	10232	4600	-12896
3708919	2.62	305.81	185.49	-768	-1912	-15488	3688721	352.93	327.38	173.54	1832	1736	-16792	3720422	322.73	264.31	159.06	10464	4832	-12664
3708929	2.62	305.99	185.53	-664	-2632	-15536	3688730	352.9	327.15	173.6	1816	2120	-16448	3720433	322.75	264.29	159.09	10560	4800	-12888
3708939	2.58	306.11	185.61	-600	-2552	-15984	3688740	352.86	327.07	173.65	1712	2448	-16552	3720443	322.77	264.26	159.12	10264	5280	-12872
3708949	2.53	306.15	185.7	-992	-1936	-16680	3688751	352.82	327.02	173.7	1728	1816	-16680	3720453	322.8	264.24	159.14	10392	4952	-12736

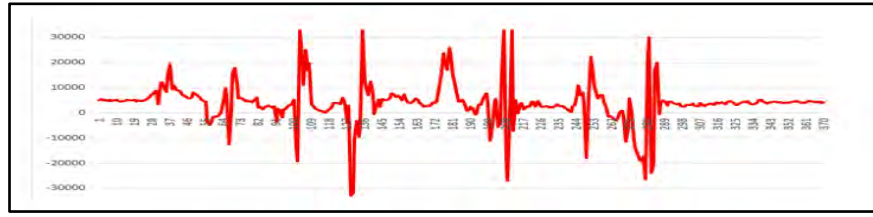
รูปที่ 3.6 ตัวอย่างข้อมูลดิบ

ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้รับจากเซ็นเซอร์จำนวน 7 ตัวจะถูกนำมาสร้างเป็นกราฟเชิงเส้นจากสมการที่ 3.1 โดยกราฟมุมและกราฟความเร่งมีลักษณะดังรูปที่ 3.7 และรูปที่ 3.8



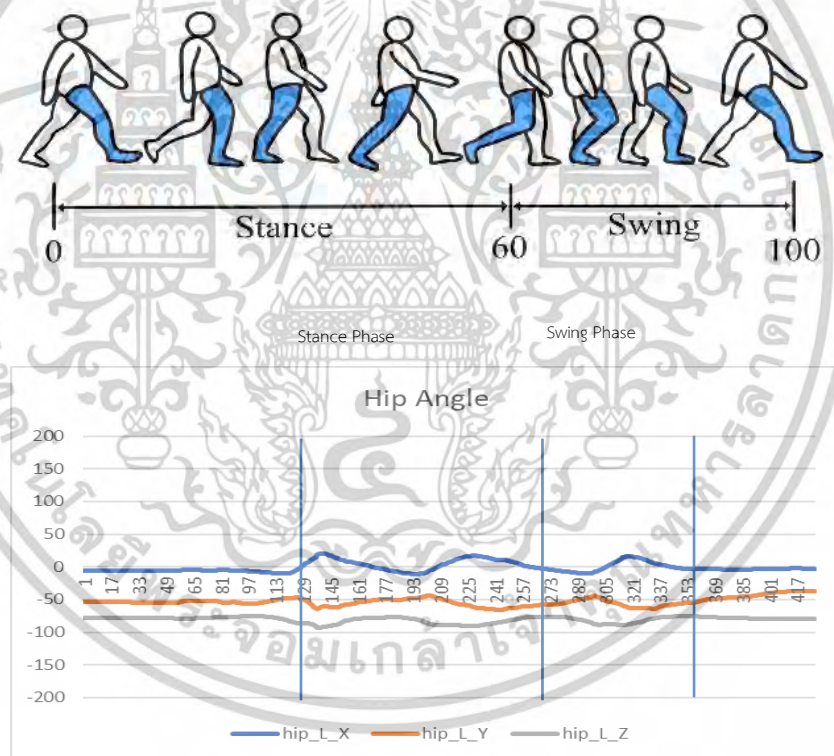
รูปที่ 3.7 ตัวอย่างกราฟมุม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 ตัวอย่างกราฟความเร่ง

ในการทดลองนี้ใช้ข้อมูลมุมจากการเดินแบ่งแยกชุดข้อมูลจากทุกเซ็นเซอร์เข้ากระบวนการตัดสัญญาณรบกวนและคัดช่วงก้าวเดินตามท่าทางการเดินมาตรฐาน กราฟข้อมูลการเดินที่ได้มีรูปแบบเป็นคลื่นไซน์ และสามารถเทียบวงจรการเดินกับกราฟการเคลื่อนไหวตามเวลาที่เก็บ สามารถตัดช่วงการเดินได้ตามรูปแบบแสดงดังรูปที่ 3.9

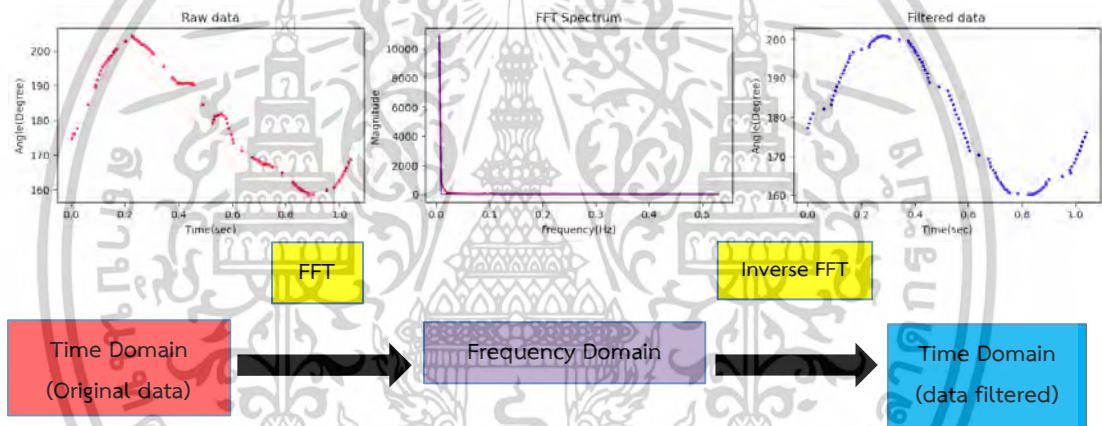


รูปที่ 3.9 ขั้นตอนวิธีการกำหนดก้าวเดินโดยใช้กราฟเชิงเส้นเปรียบเทียบกับวงจรการเดินมาตรฐาน

### 3.3.2 การปรับปรุงข้อมูลกราฟเชิงเส้นด้วยการแปลงฟูรีเย (Fast Fourier Transform)

จากกราฟเชิงเส้นเป็นคลื่นไซน์จึงสามารถปรับปรุงข้อมูลด้วยการแปลงฟูรีเยแบบเร็ว (Fast Fourier Transform หรือ FFT) ได้ข้อมูลกราฟเชิงเส้นซึ่งโดยทั่วไปจะแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงของค่าบางอย่างตาม กราฟมักจะมีสัญญาณรบกวนหรือสัญญาณรบกวนความถี่สูงปะปนอยู่ ทำให้เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สวอนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เส้นกราฟดูยากต่อการวิเคราะห์หรือมองเห็นแนวโน้มที่แท้จริง เริ่มจากนำข้อมูลเริ่มต้นที่อยู่ในรูปกราฟเส้น (Time Domain) มาคำนวณฟังก์ชัน FFT ด้วยสมการที่ 2.2 ผลลัพธ์ของ FFT เมื่อนำข้อมูลกราฟเชิงเส้นไปผ่าน FFT ข้อมูลจะถูกแปลงเป็น กราฟจำนวนความถี่ (Frequency Domain Graph) หรือ สเปกตรัมความถี่ (Frequency Spectrum) กราฟนี้จะแสดงให้เห็นว่าความถี่แต่ละค่า (Hz) มีปริมาณ (Magnitude) หรือความแรงเท่าใดในสัญญาณต้นฉบับ โดยความถี่มักจะสัมพันธ์กับแนวโน้มหลักหรือการเปลี่ยนแปลงที่ราบรื่นของข้อมูลความถี่สูงมักจะสัมพันธ์กับรายละเอียดการเปลี่ยนแปลงที่รวดเร็วหรือที่สำคัญที่สุดคือสัญญาณรบกวน โดยทั่วไปสัญญาณรบกวนมักจะปรากฏในรูปของความถี่สูงในสเปกตรัมความถี่ ในขณะที่ข้อมูลหลักหรือแนวโน้มที่ต้องการมักจะอยู่ที่ความถี่ต่ำกว่า ทำการตัดโดยกำหนดเกณฑ์ (Threshold) ความถี่สูงสุดที่ยอมรับได้ เมื่อเราได้สเปกตรัมความถี่ที่ถูกรองแล้ว ขั้นตอนสุดท้ายคือการนำข้อมูลที่ได้แปลงกลับไปยังโดเมนเวลา เพื่อให้กลับมาเป็นกราฟเชิงเส้นอีกครั้ง ขั้นตอนทั้งหมดเป็นดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 การแปลงข้อมูลกราฟเชิงเส้นด้วยการแปลงฟูรีเย

**Algorithm 2 FFT-Based Noise Filtering**

**Input:** *original\_data* (data array), *time\_series* (time series array), *threshold* (power spectrum threshold)

**Output:** *data\_filtered* (filtered time signal)

- 1:  $n \leftarrow \text{length}(\text{time\_series})$
- 2:  $\hat{f} \leftarrow \text{FFT}(\text{original\_data}, \text{time\_series})$
- 3:  $PSD \leftarrow \hat{f} \cdot \text{conjugate}(\hat{f})$
- 4:  $\text{indices} \leftarrow PSD > \text{threshold}$
- 5:  $\hat{f} \leftarrow \text{indices} \times \hat{f}$
- 6:  $\text{data\_filtered} \leftarrow \text{IFFT}(\hat{f})$
- 7: **return** *data\_filtered*

รูปที่ 3.11 อัลกอริทึมการแปลงข้อมูลแบบฟูรีเย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.11 การแปลงข้อมูลแบบฟูรีเยต้องการข้อมูลเริ่มต้น ข้อมูลช่วงเวลา และค่าเกณฑ์ในการกรองข้อมูล โดยค่าจากการแปลงฟูรีเยอยู่ในรูป

$$\hat{f} = \text{FFT}(\text{original\_data})$$

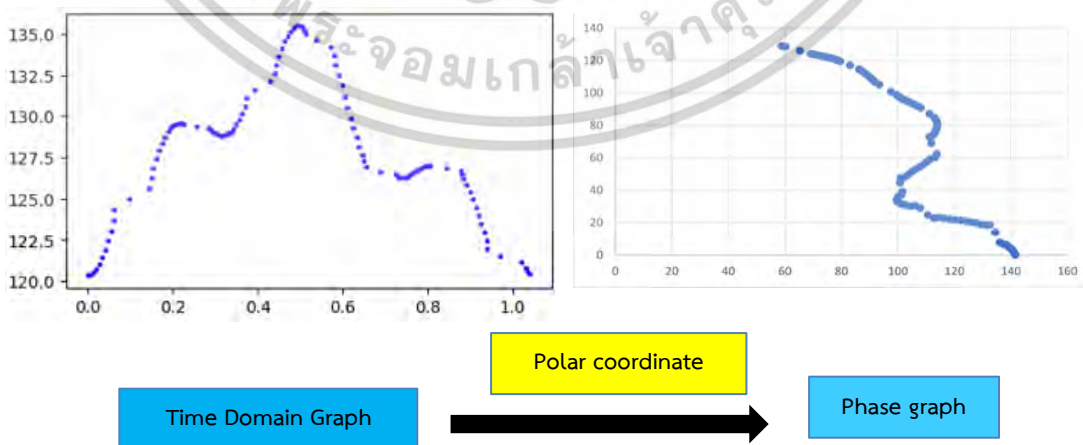
ให้  $n$  เป็นจำนวนข้อมูลในช่วงเวลา แสดงความหนาแน่น (Power spectral density หรือ PSD) เป็น

$$PSD = \frac{\hat{f} \cdot \hat{f}^*}{n}$$

โดยค่า  $\hat{f}^*$  คือสังยุคของจำนวนเชิงซ้อน (complex conjugate) ของ  $\hat{f}$  เมื่อทำการตัดค่าความหนาแน่นที่เกินจากค่าเกณฑ์ในการกรองข้อมูลแล้วนำไปแปลงฟูรีเยย้อนกลับเป็นให้กราฟที่ผ่านการกรองและจัดระเบียบแล้ว

### 3.3.3 การแปลงข้อมูลจากพิกัดเชิงเส้นเป็นพิกัดเชิงขั้ว

กราฟเชิงเส้นเป็นกราฟที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์แนวโน้มการเคลื่อนไหวและแสดงการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งหรือความเร็วได้ชัดเจน แต่การเคลื่อนไหวไม่ได้ถูกอธิบายด้วยค่าตำแหน่งเพียงอย่างเดียว แต่ยังเกี่ยวข้องกับทิศทางและขนาดของเวกเตอร์การเคลื่อนที่หรือการเปลี่ยนแปลงเชิงมุม โดยเฉพาะอย่างยิ่งในบริบทของการวิเคราะห์การเดินซึ่งเป็นวงจรการเคลื่อนที่ซ้ำ การพิจารณาข้อมูลในรูปของมุมและระยะทางจากจุดศูนย์กลางหรือจุดอ้างอิง จะช่วยให้มองเห็นรูปแบบและความสัมพันธ์เชิงมุมที่อาจซ่อนอยู่ในข้อมูลเชิงเส้นได้อย่างชัดเจน การเคลื่อนไหวในแต่ละก้าวเดินมีมุมการเคลื่อนไหวที่เฉพาะตัว และสามารถสร้างความหนาแน่นของข้อมูลเพื่อดูความถี่ที่เกิดขึ้นใน 1 ก้าว ทำให้สามารถตรวจสอบค่าเฉลี่ยการเดินที่เป็นรูปแบบของคนปกติและผิดปกติได้



รูปที่ 3.12 ขั้นตอนการแปลงพิกัดเชิงเส้นเป็นพิกัดเชิงขั้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Algorithm 3** Polar coordinate**Input:** *data\_series* (data array), *time\_series* (time series array)**Output:** *x\_coordinate* (data array), *y\_coordinate* (data array)

```

1: length  $\leftarrow$  length(data_series)
2: x_coordinate  $\leftarrow$  [ ]
3: y_coordinate  $\leftarrow$  [ ]
4: for i  $\leftarrow$  0, length do
5:   data  $\leftarrow$  data_series[i]
6:   time  $\leftarrow$  time_series[i]
7:   x_coordinate.append(data  $\times$  cos(time))
8:   y_coordinate.append(data  $\times$  sin(time))
9: end for
10: return x_coordinate, y_coordinate

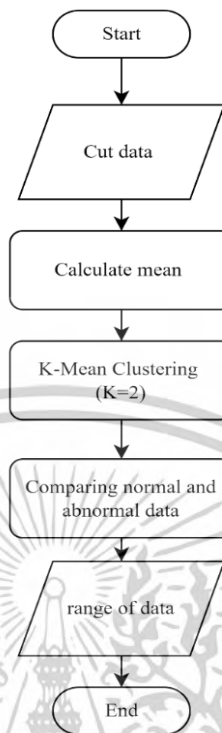
```

**รูปที่ 3.13** อัลกอริทึมการแปลงพิกัดเชิงเส้นเป็นพิกัดเชิงขั้ว

จากรูปที่ 3.13 การคำนวณหาค่าพิกัดเชิงขั้วต้องการข้อมูลมุมและข้อมูลช่วงเวลา โดยเริ่มจากการคำนวณจำนวนของขนาดข้อมูลในบรรทัดที่ 1 ทำวนรอบคำนวณแต่ละข้อมูลและคำนวณค่าพิกัดเชิงขั้วในบรรทัดที่ 7 และ 8 ได้เป็นพิกัด  $x$  และ  $y$  ของข้อมูลทั้งหมด จากการปรับปรุงข้อมูลทำให้ตรวจสอบมุมและกำหนดความหนาแน่นได้ง่าย ความหนาแน่นสามารถแสดงออกมาได้เป็นกราฟ

**3.3.4 การสร้างต้นแบบการเคลื่อนไหวด้วยวิธีการจัดกลุ่มข้อมูลด้วยการจัดกลุ่มแบบเคมีน**

การเลือกค่า  $k=2$  มีความเหมาะสมอย่างยิ่งเนื่องจากโดยพื้นฐานแล้ว การเดินของมนุษย์สามารถแบ่งออกเป็นสองช่วงหลัก ๆ ได้แก่ แสตนด์เฟสและสวิงเฟส เมื่อ K-Means ดำเนินการจัดกลุ่มข้อมูลด้วย  $k=2$  ระบบจะพยายามหาจุดแบ่งที่เหมาะสมที่สุดเพื่อแยกข้อมูลการเคลื่อนไหวทั้งหมดออกเป็นสองกลุ่มใหญ่ ๆ ข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์ความแตกต่างของทั้งสองกลุ่มนี้จะถูกนำไปใช้ในการสร้างต้นแบบของการเคลื่อนไหวในแต่ละช่วงเฟสโดยใช้วิธีการจัดกลุ่มแบบเคมีนตามขั้นตอนวิธี ดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 ขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มแบบเคมีน

หลังจากได้ข้อมูลการช่วงการเคลื่อนไหวที่ถูกตัดแล้ว ผู้วิจัยกำหนดกลุ่มข้อมูลที่ต้องการจัดกลุ่ม และกำหนดจุดศูนย์กลางของกลุ่มด้วยวิธีการสุ่มแบบเคมีนพลัสพลัส (kmeans++) และอ้างอิงการดำเนินการจัดกลุ่มที่สมการที่ (2.3) หลังจากจัดกลุ่มข้อมูลแล้ว จึงคำนวณค่าเฉลี่ยแต่ละข้อมูลในกลุ่มนั้น ๆ อ้างอิงจากสมการที่ (2.4) เพื่อใช้เป็นจุดศูนย์กลางในรอบใหม่ โดยทำซ้ำขั้นตอนที่ 2-3 จนกว่าข้อมูลทุกค่าไม่มีการเปลี่ยนแปลงกลุ่มข้อมูลจึงจบการทำงาน

**Algorithm 4 Plot KMean****Input:** *data, range\_n\_clusters***Output:** *sample, silhouette\_avg, label, centers*

```

1: sample  $\leftarrow$  []
2: label  $\leftarrow$  None
3: for n_clusters in range_n_clusters do
4:   clusterer  $\leftarrow$  KMeans(n_clusters, random_state = 10, n_init = 10)
5:   cluster_labels  $\leftarrow$  clusterer.fit_predict(data)
6:   silhouette_avg  $\leftarrow$  silhouette_score(data, cluster_labels)
7:   sample_silhouette  $\leftarrow$  silhouette_samples(data, cluster_labels)
8:   sample  $\leftarrow$  sample_silhouette
9:   label  $\leftarrow$  cluster_labels
10:  y_lower  $\leftarrow$  10
11:  for i in range(n_clusters) do
12:    ith_cluster_silhouette  $\leftarrow$  sample_silhouette[cluster_labels = i]
13:    sort(ith_cluster_silhouette)
14:    size_cluster_i  $\leftarrow$  size(ith_cluster_silhouette)
15:    y_upper  $\leftarrow$  y_lower + size_cluster_i
16:    y_lower  $\leftarrow$  y_upper + 10
17:  end for
18:  centers  $\leftarrow$  clusterer.cluster_centers_
19:  plot_scatter(data[:, 0], data[:, 1], marker = ".")
20:  plot_centroid(centers[:, 0], centers[:, 1], marker = "o")
21: end for
22: return sample, silhouette_avg, label, centers

```

**รูปที่ 3.15** อัลกอริทึมแสดงกราฟการจัดกลุ่มเคมีน

จากรูปที่ 3.15 การสร้างกราฟจากข้อมูลการจัดกลุ่มเคมีนเริ่มจากการกำหนดจำนวนคลัสเตอร์และข้อมูลที่จะนำมาจัดกลุ่ม จัดกลุ่มตามจำนวนคลัสเตอร์ในบรรทัดที่ 3 แล้วทำการจัดกลุ่มตามบรรทัดที่ 5 จากนั้นคำนวณหาข้อมูลตัวอย่างและจำนวนกลุ่มเคมีนจากบรรทัดที่ 6 ถึง 8 ในบรรทัดที่ 11 ถึง 18 ทำการแยกและเรียงข้อมูลเพื่อนำไปสร้างกราฟการจัดกลุ่มเคมีนด้วยบรรทัดที่ 19 และ 20

**3.3.5 การคำนวณคะแนนซี**

จากการคำนวณเริ่มจากการแบ่งตัวอย่างข้อมูลตามจำนวนกลุ่มเคมีนเพื่อหาคะแนนขอบบนและขอบล่างโดยคำนวณจากสมการที่ (2.8) และสมการที่ (2.9) ของข้อมูลตัวอย่าง จากคำนวณค่าได้เลือกค่าความเชื่อมั่นที่ 90% มี *C* ค่าเท่ากับ 1.645

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

---

**Algorithm 5 Calculate z-score**


---

**Input:** *sample\_values* (array of sample values), *cluster\_labels* (string)

**Output:** *upper\_zscore* (data array), *lower\_zscore* (data array)

```

1: sample  $\leftarrow$  sample_values[where labels = cluster_labels]
2:  $\mu \leftarrow \text{mean}(\text{sample})$ 
3:  $\sigma \leftarrow \text{standard\_deviation}(\text{sample})$ 
4: for i  $\leftarrow$  0, sample do
5:   data  $\leftarrow$  sample[i]
6:    $z = \frac{\text{data} - \mu}{\sigma}$ 
7:   if  $z \geq 0$  then
8:     upper_zscore[i]  $\leftarrow$  z
9:   else if  $z < 0$  then
10:    lower_zscore[i]  $\leftarrow$  z
11:   end if
12: end for
13: return upper_zscore, lower_zscore

```

---

**รูปที่ 3.16** การคำนวณคะแนนซีเพื่อกำหนดรูปแบบข้อมูล

จากรูปที่ 3.16 แบ่งตัวอย่างข้อมูลตามจำนวนการจัดกลุ่มเคมีนและคำนวณค่าเฉลี่ยกับส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานในบรรทัดที่ 1 ถึง 3 จากนั้นทำการวนซ้ำตามจำนวนข้อมูลตัวอย่างเพื่อคำนวณหาคะแนนซีจากสมการที่ (2.7) และทำการเปรียบเทียบคะแนนซีในบรรทัดที่ 4 ถึง 12 ว่าถ้ามากกว่าหรือเท่ากับศูนย์จัดข้อมูลให้อยู่ในขอบบน ถ้าน้อยกว่าศูนย์จัดข้อมูลให้อยู่ในขอบล่าง

## บทที่ 4

### ผลการวิจัยและการอภิปรายผล

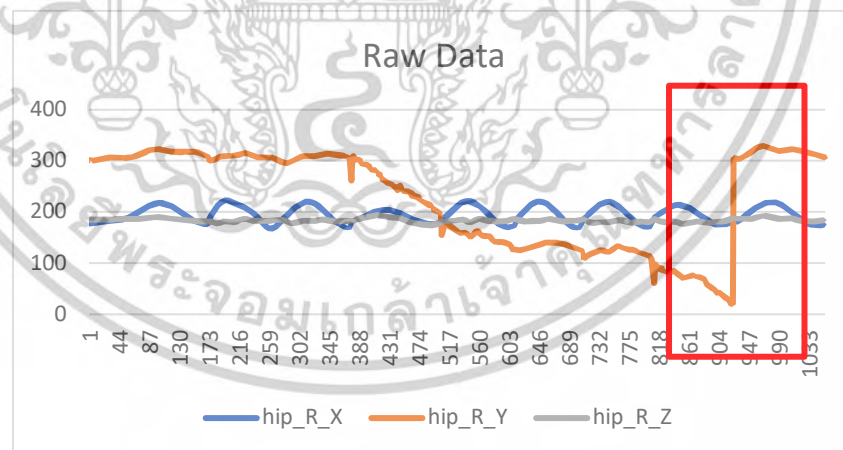
ในบทนี้เป็นการอธิบายวิธีการทดลองการใช้ขั้นตอนวิธีการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อเข่า โดยใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหว ผู้วิจัยได้เก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวจากผู้ทดสอบทั้งบุคคลที่ไม่มีประวัติการบาดเจ็บและบุคคลที่มีการวินิจฉัยจากแพทย์ว่าเป็นโรคข้อเข่าเสื่อมและมีประวัติการรักษาข้อเข่าเสื่อม โดยมีรายละเอียด ดังนี้

#### 4.1 ผลการทดสอบ

ผลการทดสอบสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 รูปแบบการทดสอบ คือผลการทดสอบการเคลื่อนไหวของคนปกติและผิดปกติเพื่อดำเนินการสร้างต้นแบบการเคลื่อนไหว และผลการทดสอบความถูกต้องของกระบวนการวิจัยดังนี้

##### 4.1.1 ผลการทดสอบการเคลื่อนไหว

ก่อนที่จะได้ผลลัพธ์ในรูปแบบกราฟเชิงเส้นผู้วิจัยได้นำข้อมูลดิบจากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวส่วนนี้จากรูปที่ 3.6 มาสร้างเป็นกราฟเชิงเส้นทั้งระยะการเดินของผู้ทดสอบ และตรวจสอบการเดินควบคู่กับการดูวิดีโอเพื่อที่จำให้การตัดช่วงการเดินถูกต้องแม่นยำมากยิ่งขึ้น ดังรูปที่ 4.1

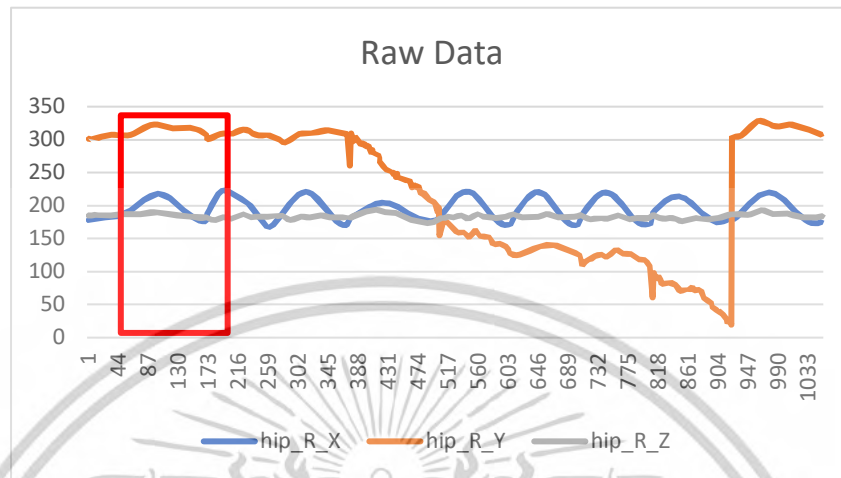


รูปที่ 4.1 ข้อมูลดิบของการเคลื่อนไหวส่วนสะโพก

จากรูปที่ 4.1 จะเห็นได้ว่าข้อมูลดิบที่ถูกสร้างมาเป็นกราฟเชิงเส้นจะมีการขยับขึ้นลงในแกน X ชัดเจน สามารถเห็นเป็นกราฟคลื่นไซน์ ส่วนในแกน Y มีการพลิกกลับของข้อมูลในช่วงท้ายส่วนที่วงสีแดงส่วนนี้จำเป็นต้องมีการทำความสะอาดข้อมูลก่อนจึงจะได้ข้อมูลที่มีความถูกต้อง

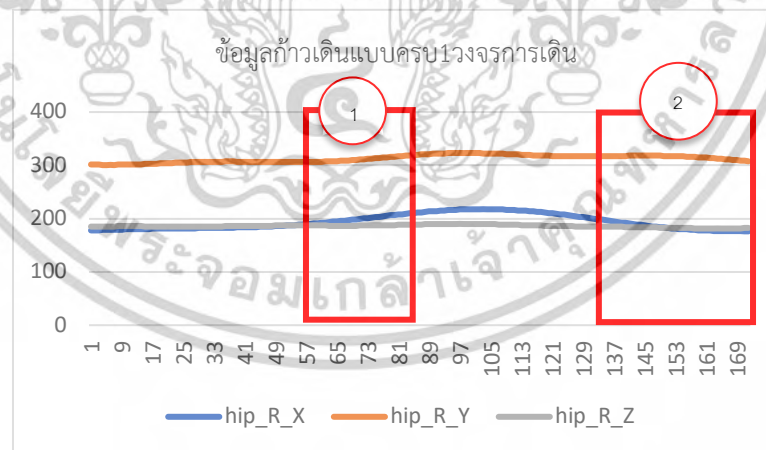
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนข้อมูลในแกน Z จะเห็นได้ว่าไม่ค่อยมีความเปลี่ยนแปลงมากเท่าในแกนอื่นจากข้อมูลตัวอย่างนี้ได้ นำมาตัดช่วงการเดินให้ครบรอบ 1 วงจรการเดินดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 การวิเคราะห์ช่วงวงจรการเดิน

จากการตรวจสอบข้อมูลพร้อมกับวิดีโอการเดินทำให้เห็นได้ว่าตั้งแต่ช่วงที่ยกเท้าจนถึงช่วงที่วางเท้าลงเป็นช่วงที่ข้อมูลเป็นรูปกราฟคลื่นไซน์ ครบ 1 รอบคลื่นจะได้เป็น 1 รอบวงจรการเดินเพื่อการวิเคราะห์แยกช่วงการเดินย่อยระหว่างเฟสสวิงและเฟสสแตนด์จึงทำให้ตัดช่วงการเดินออกมาเป็น 1 วงจรการเดินเพื่อการวิเคราะห์ช่วงย่อยสามารถทำได้ง่ายตายมากยิ่งขึ้นดังรูปที่ 4.3

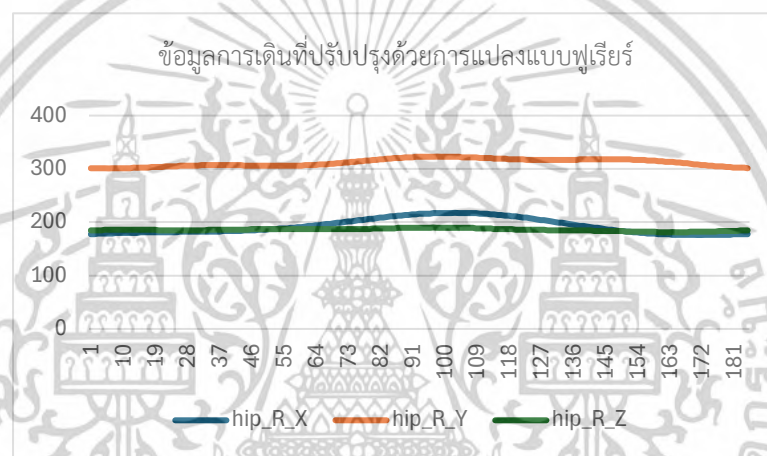


รูปที่ 4.3 การปรับข้อมูลช่วงวงจรการเดิน

จากรูปที่ 4.3 ตั้งแต่ในวินาทีที่ 1- 49 เป็นช่วงที่เท้าทั้งสองฝั่งมีการสัมผัสพื้น เตรียมตัวรอที่จะก้าวเดิน ในส่วนนี้คิดเป็น 10 เปอร์เซ็นต์ของวงจรการเดิน ส่วนช่วงที่มีการวางส้นเท้าในจุดที่ 1 เป็นช่วงที่เท้าเริ่มยกพื้นขึ้น น้ำหนักตัวทั้งหมดจะถูกถ่ายเทไปยังเท้าด้านหนึ่ง ในจุดนี้สะโพกจะมีการขยับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขึ้นไปข้างหน้าเพื่อรองรับน้ำหนักของร่างกายทั้งหมด เท้าข้างหนึ่งจะลอยจากพื้นและเริ่มกลับมาสัมผัสพื้นอีกครั้งที่จุดที่ 2 การทำงานของสะโพกและขาทั้งสองข้างจะเกิดวงจรแบบนั้นซ้ำไปเรื่อย ๆ ในทุก รอบการก้าวเท้า การปรับปรุงคุณภาพของข้อมูลดิบเกิดจากการค้นพบว่าช่วงข้อมูลหายไป ทำให้ข้อมูลการเดินไม่ต่อเนื่อง มีสาเหตุมาจากบัฟเฟอร์การส่งสัญญาณเต็ม เพราะว่าการเก็บข้อมูลการเดินจะใช้อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวจำนวน 7 ตัว ทุก ๆ ตัวจะมีการส่งสัญญาณไปยังตัวรับสัญญาณข้อมูลและมีการขาดหายไปในการส่งสัญญาณเกิดสัญญาณรบกวน มีผลอย่างมากในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ทำให้เกิดความผิดพลาด ผู้วิจัยจึงได้ใช้ทฤษฎีการแปลงแบบฟูเรียร์ที่ได้รับความนิยมในการขจัดสัญญาณรบกวนและการเติมข้อมูลที่เหมาะสมสำหรับข้อมูลในรูปแบบคลื่น จะทำให้ได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ข้อมูลช่วงการเดินที่มีการปรับปรุงข้อมูลด้วยการแปลงแบบฟูเรียร์

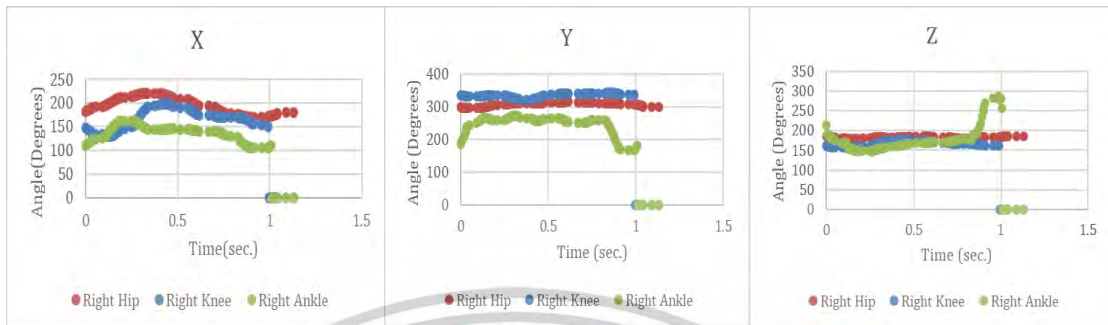
จากรูปที่ 4.4 จะเห็นว่าออสซิลเลชันของข้อมูลการเคลื่อนไหวก่อนการปรับปรุงให้อยู่ในมุมที่ถูกต้อง การแปลงแบบฟูเรียร์จะช่วยเติมข้อมูลในช่วงที่ข้อมูลการเคลื่อนไหวก่อนขาดช่วงไป และลดทอนสัญญาณรบกวนจึงทำให้ได้ข้อมูลการเดินที่มีประสิทธิภาพสามารถนำไปใช้วิเคราะห์ช่วงการเดินย่อยได้ดียิ่งขึ้น จากการปรับปรุงข้อมูลดังกล่าวจะถูกนำไปสร้างกราฟแบบเชิงเส้นเฉพาะการเดินใน 1 วงจรการเดิน นำไปสร้างเป็นกราฟระบบพิกัดเชิงขั้วและการจัดกลุ่มด้วยการตัดช่วงระหว่างเฟสสวิงและเฟสสแตนด์ตามลำดับ

#### 4.1.1.1 กราฟแบบเชิงเส้น

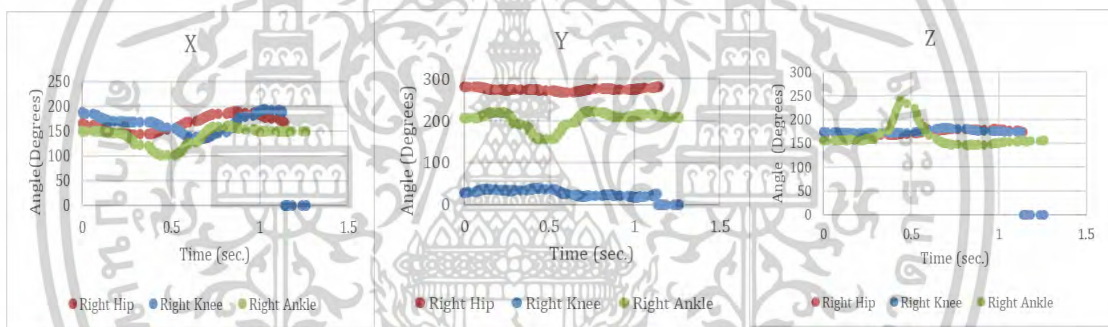
การแสดงกราฟในรูปแบบเชิงเส้นเป็นการนำเสนอเพื่อให้เห็นพฤติกรรมของข้อมูลทั้งรูปแบบของคนปกติและผิดปกติ เพื่อที่จะสามารถระบุได้ว่าทั้งสองรูปแบบการเคลื่อนไหวมี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความแตกต่างกันอย่างไร ในรูปแบบนี้เพื่อให้การเปรียบเทียบสามารถเห็นได้อย่างชัดเจน จึงได้รวมข้อมูลการเอียงหมุนของทั้งสามแกนจัดลงในกราฟรูปเดียว ดังรูปที่ 4.5



(ก) (ข) (ค)  
รูปที่ 4.5 (ก) กราฟเชิงเส้นของคนปกติในแกน X (ข) กราฟเชิงเส้นของคนปกติในแกน Y  
(ค) กราฟเชิงเส้นของคนปกติในแกน Z



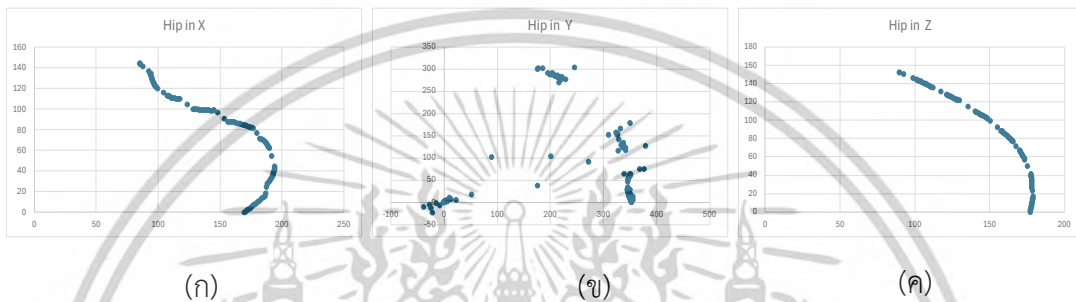
(ก) (ข) (ค)  
รูปที่ 4.6 (ก) กราฟเชิงเส้นของคนผิดปกติในแกน X (ข) กราฟเชิงเส้นของคนผิดปกติในแกน Y  
(ค) กราฟเชิงเส้นของคนผิดปกติในแกน Z

จากรูปที่ 4.5 จะเห็นได้ว่าข้อมูลของคนปกติจะมีช่วงของข้อมูลในการเอียงหมุนในแกน Pitch อยู่ในองศาที่ 0 ถึง 180 ช่วงของข้อมูลในการเอียงหมุนในแกน Yaw อยู่ในองศาที่ 180 ถึง 250 และการเอียงหมุนในแกน Roll อยู่ในองศาที่ 270 ถึง 317 ส่วนของคนผิดปกติในรูปที่ 4.6 จะมีช่วงของข้อมูลในการเอียงหมุนในแกน Pitch อยู่ในองศาที่ 180 ถึง 207 ช่วงของข้อมูลในการเอียงหมุนในแกน Yaw อยู่ในองศาที่ 180 ถึง 243 และการเอียงหมุนในแกน Roll อยู่ในองศาที่ 270 ถึง 280 จากผลการทดสอบสามารถทำให้รู้ช่วงการเคลื่อนไหวคร่าว ๆ ของทั้งรูปแบบคนปกติและผิดปกติและสามารถนำไปใช้ในการตรวจสอบรูปแบบการเคลื่อนไหวได้ในขั้นตอนต่อไป เพื่อให้สามารถแบ่งแยกรูปแบบได้อย่างชัดเจนว่ารูปแบบการเคลื่อนไหวแบบใดเป็นการเคลื่อนไหวแบบปกติและผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

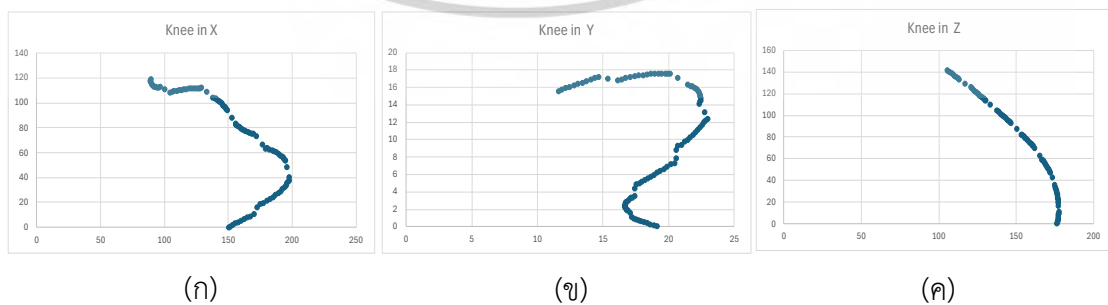
#### 4.2.1.2 กราฟแบบเชิงขั้ว

เนื่องจากมุมการเคลื่อนไหวของคนปกติและผิดปกติมีความแตกต่างกัน จึงทำให้เลือกใช้กราฟสมการเชิงขั้วเพื่อเปลี่ยนผลลัพธ์การเคลื่อนไหวให้อยู่ในรูปแบบเชิงมุม เพื่อช่วยสามารถวิเคราะห์ห่มุมของการเคลื่อนไหวได้ง่ายมากยิ่งขึ้น จุดเด่นของกราฟสมการเชิงขั้วจะสามารถสร้างความหนาแน่นของข้อมูลได้ หากมุมใดที่มีความถี่ในการเคลื่อนไหวมากจะสามารถตรวจจับและสร้างกราฟพฤติกรรมการเคลื่อนไหวได้ สามารถแสดงผลการทดสอบของคนปกติได้ดังรูปที่ 4.7 ถึง 4.9 และผลการทดสอบของคนผิดปกติได้ดังรูปที่ 4.10 ถึง 4.12



รูปที่ 4.7 (ก) การเคลื่อนไหวสะโพกของคนปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหวของคนปกติในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนปกติในแกน Roll

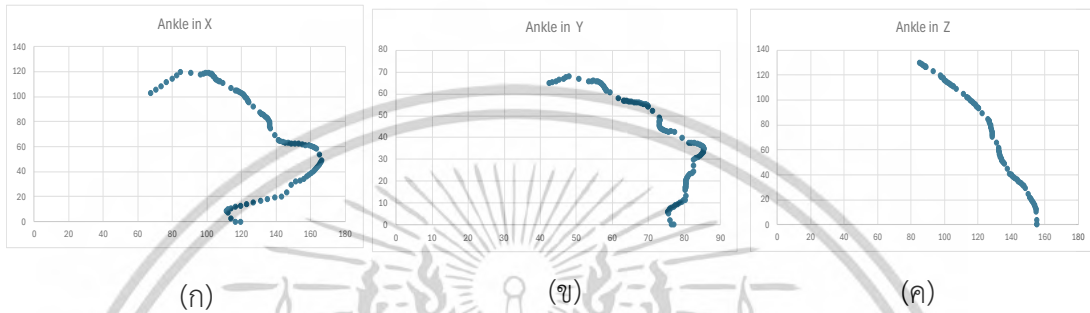
จากรูปที่ 4.7 การเคลื่อนไหวของช่วงสะโพกของคนปกติในแกน Pitch มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองค่าที่ 0-180 ในแกน X และมุมมองค่าที่ 0-160 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงสะโพกของคนปกติในแกน Yaw มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูล 3 กลุ่มในกลุ่มแรกที่มุมกำเนิด กลุ่มที่ 2 ในคู่อันดับ (350,0) ถึง (350,150) และคู่อันดับ (200,300) การเคลื่อนไหวของช่วงสะโพกของในแกน Roll มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองค่าที่ 80-180 ในแกน X และมุมมองค่าที่ 0-160 ในแกน Y



รูปที่ 4.8 (ก) การเคลื่อนไหวข้อเข่าของคนปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหวของคนปกติในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนปกติในแกน Roll

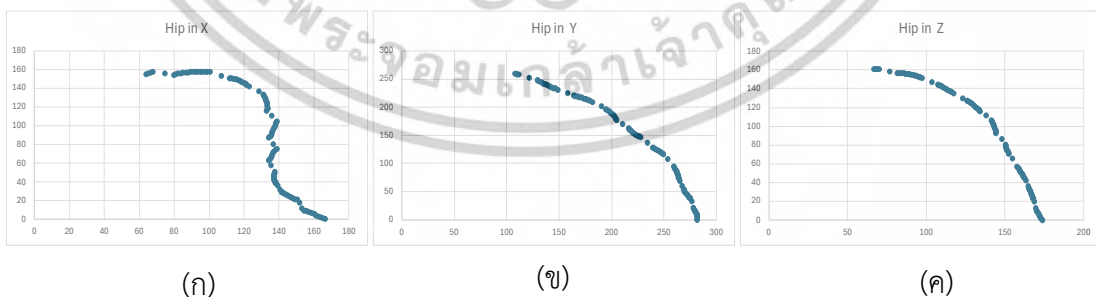
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.8 การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเท้าของคนปกติในแกน Pitch มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระดูกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองศาที่ 60-140 ในแกน X และมุมมองศาที่ 0-160 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเท้าของในแกน yaw มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระดูกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองศาที่ 0-80 ในแกน X และมุมมองศาที่ 0-150 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเท้าของคนปกติในแกน Roll มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระดูกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองศาที่ 0-80 ในแกน X และมุมมองศาที่ 0-150 ในแกน Y



รูปที่ 4.9 (ก) การเคลื่อนไหวข้อเท้าของคนปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหวของคนปกติในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนปกติในแกน Roll

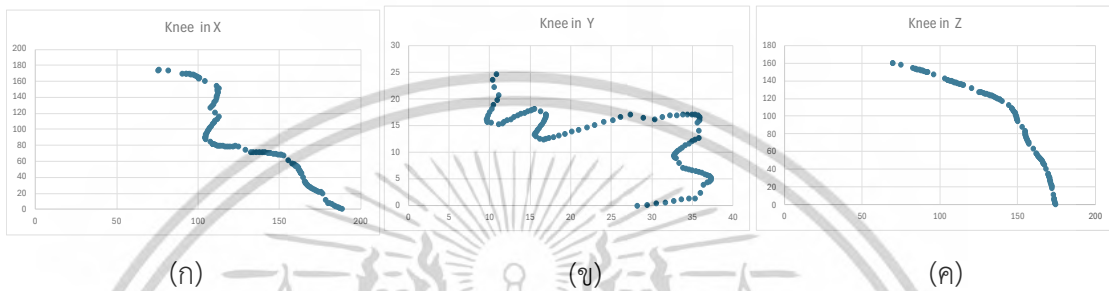
จากรูปที่ 4.9 การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเท้าของคนปกติในแกน Pitch มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระดูกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองศาที่ 60-140 ในแกน X และมุมมองศาที่ 0-120 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเท้าของในแกน yaw มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระดูกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองศาที่ 60-160 ในแกน X และมุมมองศาที่ 0-140 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเท้าของคนปกติในแกน Roll มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระดูกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองศาที่ 0-350 ในแกน X และมุมมองศาที่ 0-250 ในแกน Y



รูปที่ 4.10 (ก) การเคลื่อนไหวสะโพกของคนผิดปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหวของคนผิดปกติในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนผิดปกติในแกน Roll

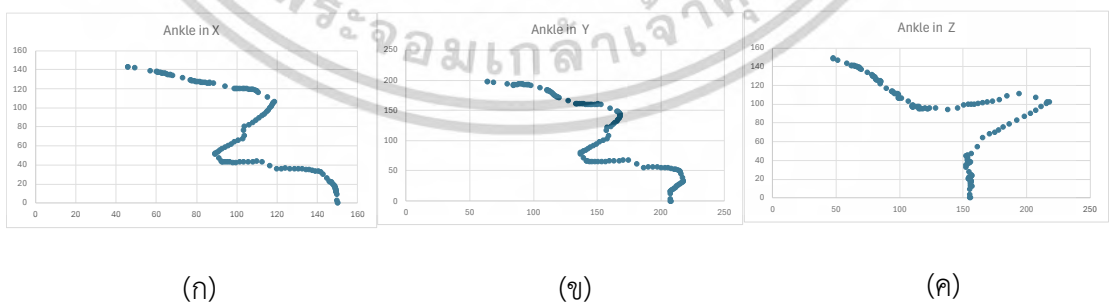
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.10 การเคลื่อนไหวของช่วงสะโพกของคนปกติในแกน Pitch มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมองศาที่ 90-190 ในแกน X และมุมองศาที่ 70-160 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงสะโพกของในแกน yaw มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมองศาที่ 80-180 ในแกน X และมุมองศาที่ 0-160 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงสะโพกของคนปกติในแกน Roll มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมองศาที่ 0-80 ในแกน X และมุมองศาที่ 5-35 ในแกน Y



รูปที่ 4.11 (ก) การเคลื่อนไหวข้อเข่าของคนผิดปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหวของคนผิดปกติในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนผิดปกติในแกน Roll

จากรูปที่ 4.11 การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเข่าของคนปกติในแกน Pitch มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมองศาที่ 60-140 ในแกน X และมุมองศาที่ 0-160 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเข่าของในแกน yaw มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมองศาที่ 0-140 ในแกน X และมุมองศาที่ 0-1 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเข่าของคนปกติในแกน Roll มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมองศาที่ 60-80 ในแกน X และมุมองศาที่ 60-160 ในแกน Y



รูปที่ 4.12 (ก) การเคลื่อนไหวข้อเท้าของคนผิดปกติในแกน pitch (ข) การเคลื่อนไหวของคนผิดปกติในแกน Yaw (ค) การเคลื่อนไหวของคนผิดปกติในแกน Roll

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

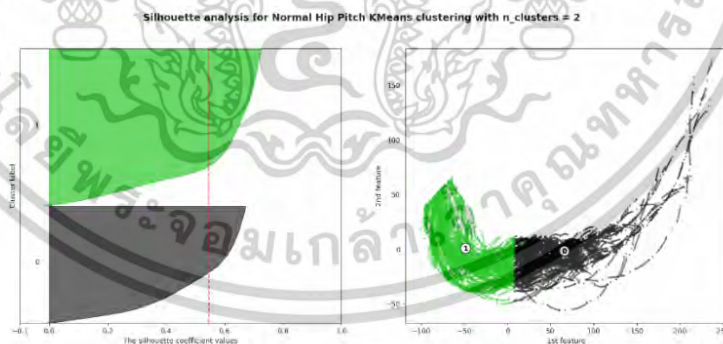
จากรูปที่ 4.12 การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเท้าของคนปกติในแกน Pitch มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองที่ 60-140 ในแกน X และมุมมองที่ 0-120 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเท้าของคนปกติในแกน Roll มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองที่ 0-350 ในแกน X และมุมมองที่ 0-250 ในแกน Y การเคลื่อนไหวของช่วงข้อเท้าของในแกน yaw มีการสร้างรูปแบบการเคลื่อนไหวหนาแน่นกระจุกตัวของข้อมูลตั้งแต่มุมมองที่ 60-140 ในแกน X และมุมมองที่ 60-160 ในแกน Y

#### 4.2.1.3 การจัดกลุ่มแบบเคมีน

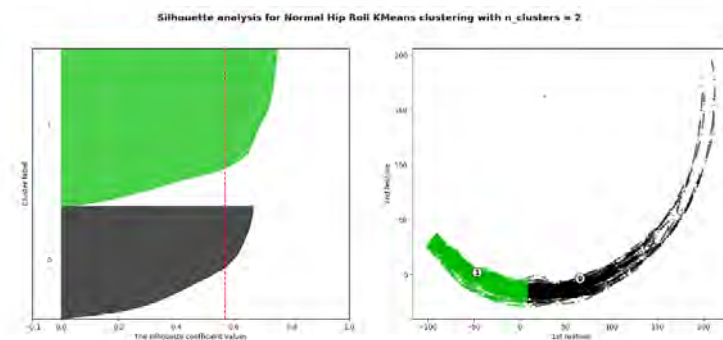
การจัดกลุ่มแบบเคมีนใช้เพื่อจัดกลุ่มข้อมูลแบ่งตามเฟสการเดิน 2 เฟสใหญ่ จึงใช้  $k=2$  เพื่อนำไปแบ่งแยกกลุ่มข้อมูลตามระยะการเดิน เนื่องจากการสร้างกราฟในรูปแบบพิกัดเชิงขั้ว ทำให้สามารถเห็นการกระจายและกระจุกตัวของรูปแบบการเคลื่อนไหว จากการวิเคราะห์เรื่องความหนาแน่น ทำให้คำนวณกลุ่มข้อมูลที่จัดกลุ่มได้ทั้งของคนปกติและผิดปกติ และกำหนดการสร้างต้นแบบของกลุ่มข้อมูลนำข้อมูลการเดินของคนปกติและผิดปกติมารวมกันเป็นค่าเฉลี่ยแล้วถึงนำมาจัดกลุ่ม เพื่อกำหนดเป็นค่ามาตรฐานกลางในการสร้างเกณฑ์ในการจำแนกรูปแบบการเคลื่อนไหว

##### 1) การจัดกลุ่มเคมีนของคนปกติ

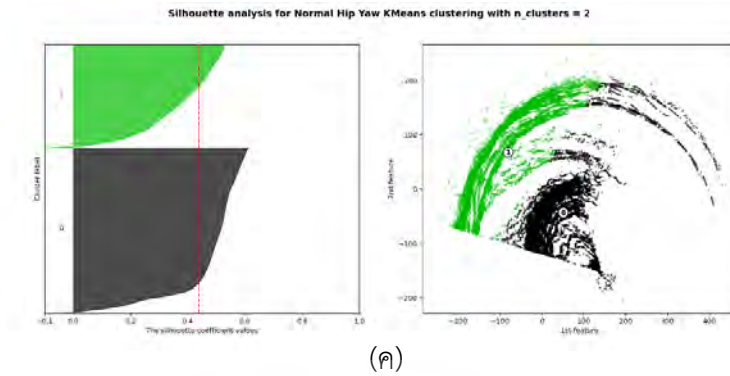
เนื่องจากได้กำหนดกลุ่มของข้อมูลเท่ากับ 2 จะแสดงผลลัพธ์การคำนวณระยะห่างระหว่างค่าเซนทรอยด์และค่าข้อมูลในจุดต่าง ๆ แสดงผลทางซ้ายมือ และผลลัพธ์การจัดกลุ่มข้อมูลเคมีนของคนปกติทางขวามือ แสดงดังรูปที่ 4.13 ถึง 4.15



(ก)



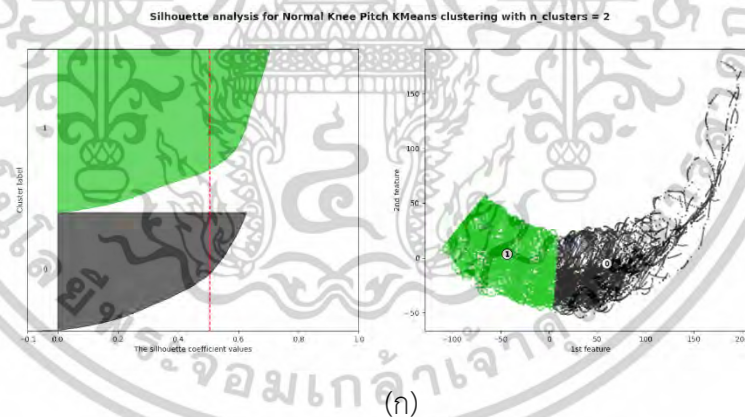
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษา (ข) เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



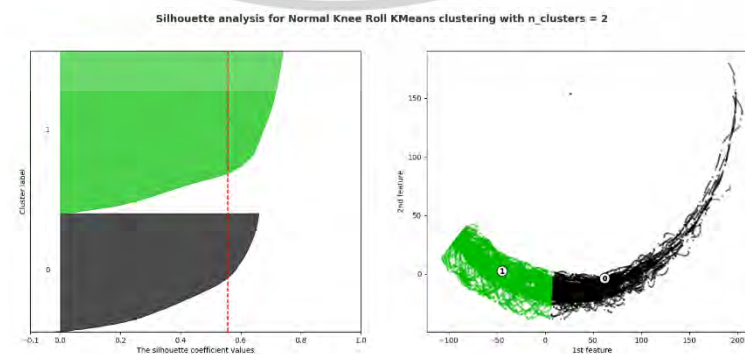
(ค)

รูปที่ 4.13 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของสะโพกในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของสะโพกในมุม Yaw

จากรูปที่ 4.12 ผลลัพธ์การจัดกลุ่มเคมีนจากการเคลื่อนไหวของสะโพกจะเห็นได้ว่าโปรแกรมคำนวณค่าระยะห่างของแต่ละกลุ่มข้อมูลในภาพทางด้านซ้ายโดยค่า Pitch และ Roll มีค่าใกล้เคียงกัน คือ  $\sim 0.58$  และค่า Yaw คือ  $\sim 0.48$  สามารถจัดกลุ่มข้อมูลได้ดังภาพทางขวามือ จะเห็นได้ว่าการแบ่งกลุ่มข้อมูลของกลุ่ม C1 และ C2 ได้อย่างชัดเจนจากค่าระยะห่างจากค่ากลาง

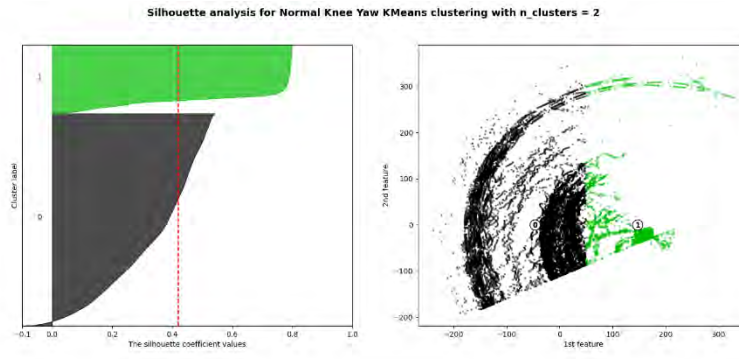


(ก)



(ข)

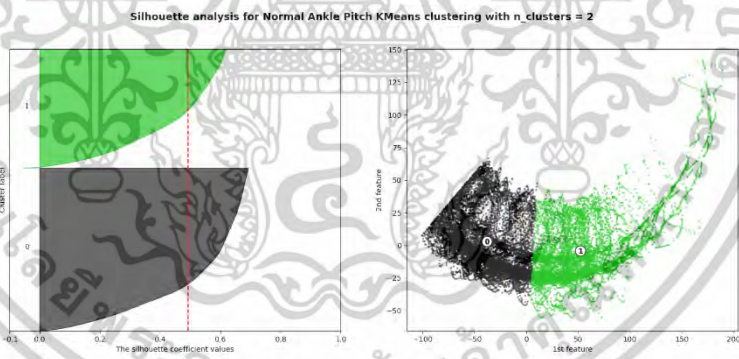
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



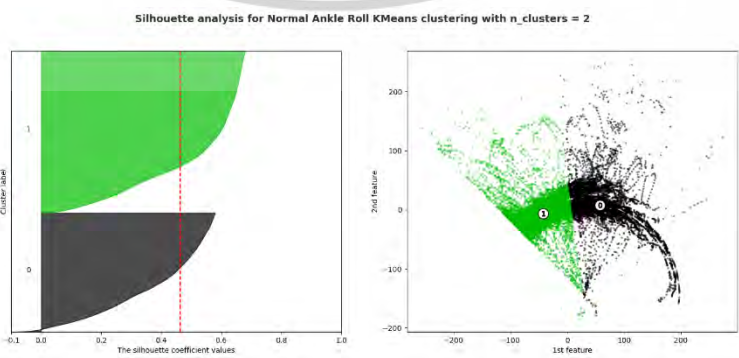
(ค)

รูปที่ 4.14 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของเข้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของเข้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของเข้าในมุม Yaw

จากรูปที่ 4.14 จากผลลัพธ์การจัดกลุ่มเคมีนจากการเคลื่อนไหวเข้าจะเห็นว่าโปรแกรมคำนวณค่าระยะห่างของแต่ละกลุ่มข้อมูลในภาพทางด้านซ้ายโดยค่า Pitch และ Yaw มีค่าใกล้เคียงกัน คือ  $\sim 0.42$  และค่า Yaw คือ  $\sim 0.58$  สามารถจัดกลุ่มข้อมูลได้ดังภาพทางขวามือ จะเห็นได้ว่าการแบ่งกลุ่มข้อมูลของกลุ่ม C1 และ C2 แบ่งกลุ่มข้อมูลเหมือนกับการเคลื่อนไหวเข้า

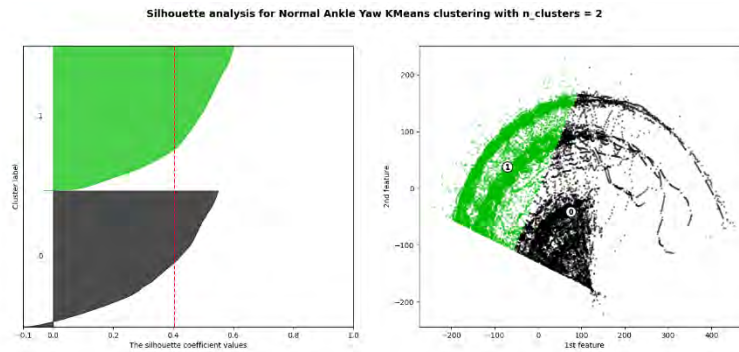


(ก)



(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



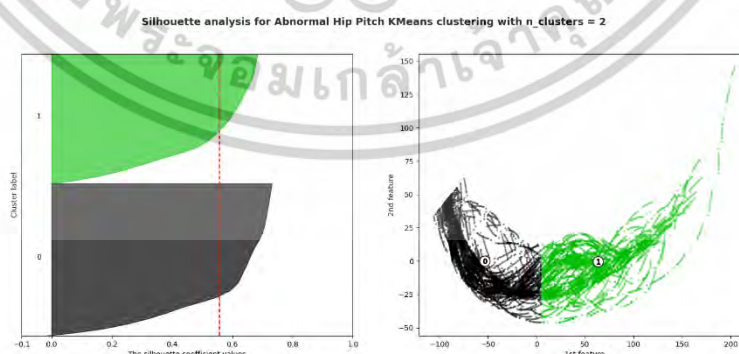
(ค)

รูปที่ 4.15 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนปกติของข้อเท้าในมุม Yaw

จากรูปที่ 4.15 จากผลลัพธ์การจัดกลุ่มเคมีนจากการเคลื่อนไหวข้อเท้าจะเห็นได้ว่าโปรแกรมคำนวณค่าระยะห่างของแต่ละกลุ่มข้อมูลในภาพทางด้านซ้ายโดยค่า Pitch มีค่า  $\sim 0.5$  และค่า Roll มีค่า  $\sim 0.42$  และค่า Yaw คือ  $\sim 0.4$  สามารถจัดกลุ่มข้อมูลได้ดังภาพทางขวามือ จะเห็นได้ว่าการแบ่งกลุ่มข้อมูลของกลุ่ม C1 และ C2 แบ่งกลุ่มข้อมูลในแกน Yaw และแกน Pitch จะคล้ายกันกับการเคลื่อนไหวสะโพกและเข่า ส่วนในกลุ่ม Roll จะมีรูปแบบที่แตกต่าง

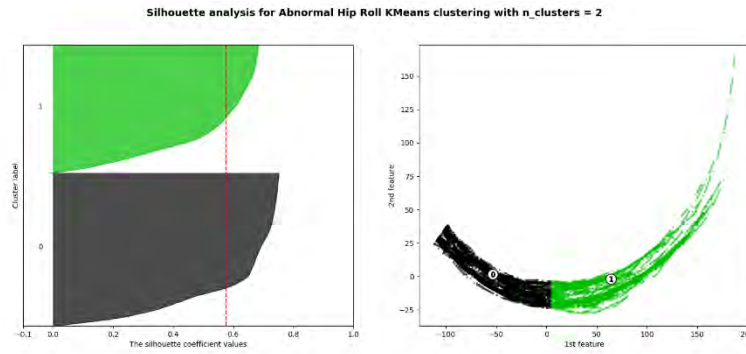
## 2) การจัดกลุ่มเคมีนของคนผิดปกติ

เนื่องจากได้กำหนดกลุ่มของข้อมูลเท่ากับ 2 จะแสดงผลการคำนวณระหว่างระหว่างค่าเซนทรอยด์และค่าข้อมูลในจุดต่าง ๆ แสดงผลทางซ้ายมือ และผลลัพธ์การจัดกลุ่มข้อมูลเคมีนของคนผิดปกติทางขวามือ แสดงดังรูปที่ 4.16 ถึง 4.18

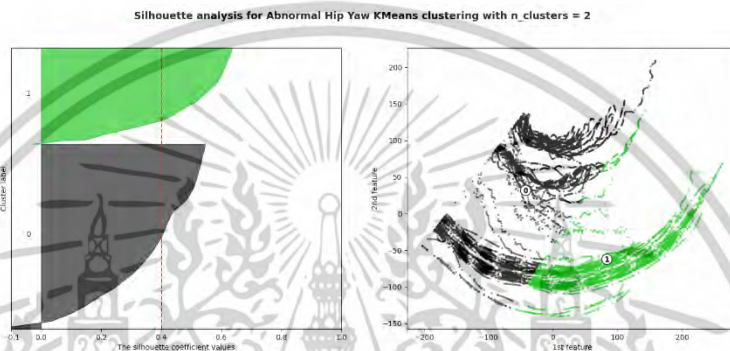


(ก)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



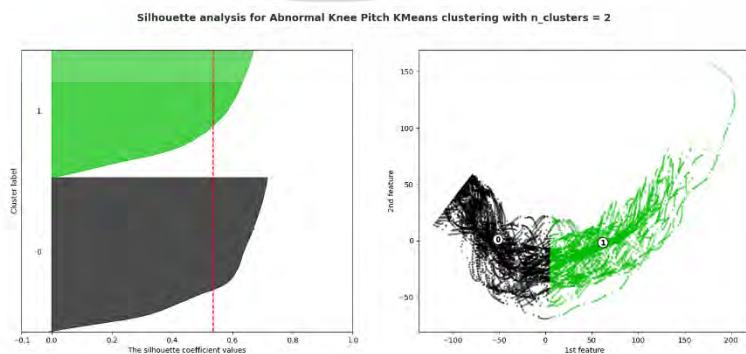
(ข)



(ค)

รูปที่ 4.16 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การ  
จัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคน  
ผิดปกติของสะโพกในมุม Yaw

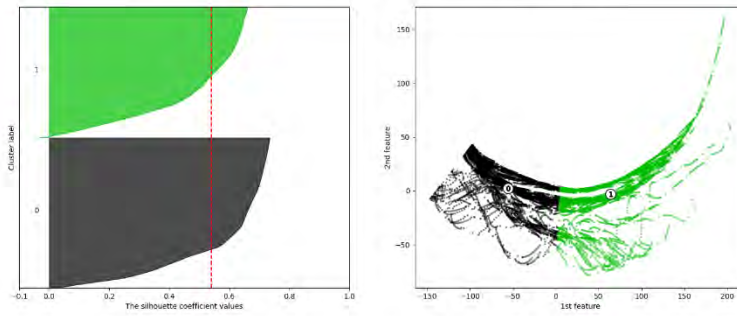
จากรูปที่ 4.16 จากผลลัพธ์การจัดกลุ่มเคมีนจากการเคลื่อนไหวสะโพกจะเห็น  
ได้ว่าโปรแกรมคำนวณค่าระยะห่างของแต่ละกลุ่มข้อมูลในภาพทางด้านซ้ายโดยค่า Pitch คือ  $\sim 0.58$   
และ Yaw คือ  $\sim 0.59$  และค่า Yaw คือ  $\sim 0.4$  สามารถจัดกลุ่มข้อมูลได้ดังภาพทางขวามือ จะเห็นได้ว่า  
ค่าระยะห่างระหว่างของกลุ่ม C1 และ C2 แบ่งกลุ่มข้อมูลมีความใกล้เคียงกับคนปกติ แต่รูปแบบการ  
กระจายตัวของการเคลื่อนไหวมีความแตกต่างกัน



(ก)

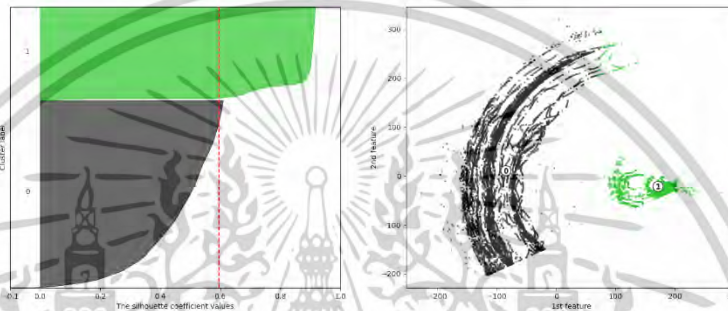
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Silhouette analysis for Abnormal Knee Roll KMeans clustering with n\_clusters = 2



(ข)

Silhouette analysis for Abnormal Knee Yaw KMeans clustering with n\_clusters = 2

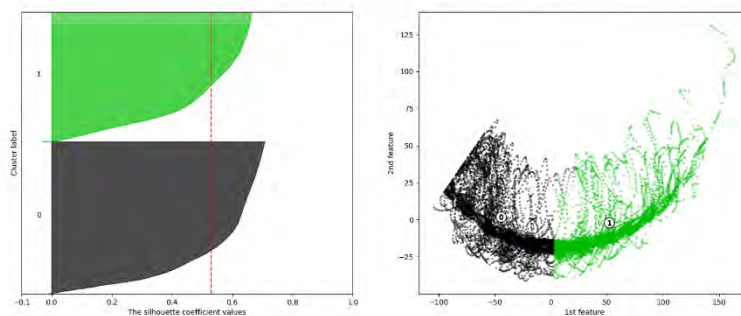


(ค)

รูปที่ 4.17 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของเข้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของเข้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของเข้าในมุม Yaw

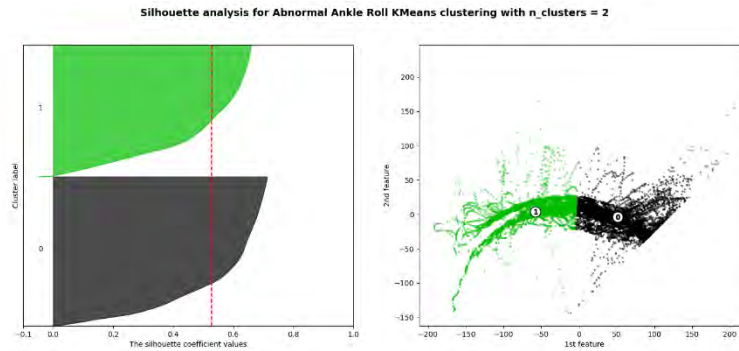
จากรูปที่ 4.17 จากผลลัพธ์การจัดกลุ่มเคมีนจากการเคลื่อนไหวเข้าจะเห็นว่าโปรแกรมคำนวณค่าระยะห่างของแต่ละกลุ่มข้อมูลในภาพทางด้านซ้ายโดยค่า Pitch และ Yaw มีค่าใกล้เคียงกัน คือ  $\sim 0.56$  และค่า Yaw คือ  $\sim 0.60$  สามารถจัดกลุ่มข้อมูลได้ดังภาพทางขวามือ จะเห็นได้ว่าการแบ่งกลุ่มข้อมูลของกลุ่ม C1 และ C2 แบ่งกลุ่มข้อมูลเหมือนกับการเคลื่อนไหวเข้าใกล้เคียงกับคนปกติ

Silhouette analysis for Abnormal Ankle Pitch KMeans clustering with n\_clusters = 2

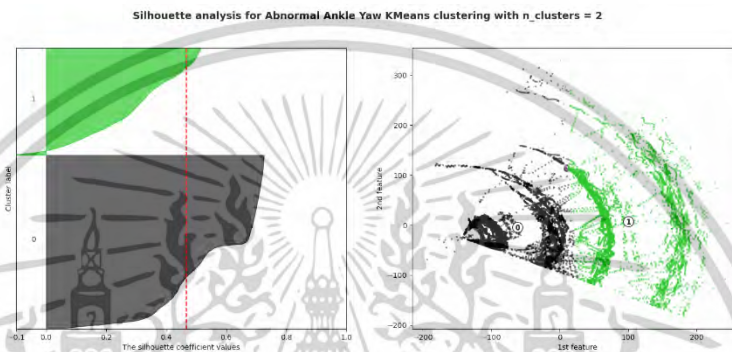


(ก)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.18 (ก) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การ  
จัดกลุ่มแบบเคมีนของคนผิดปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การจัดกลุ่มแบบเคมีนของคน  
ผิดปกติของข้อเท้าในมุม Yaw

จากรูปที่ 4.18 ผลลัพธ์การจัดกลุ่มเคมีนจากการเคลื่อนไหวข้อเท้าจะเห็นได้ว่าโปรแกรมคำนวณค่าระยะห่างของแต่ละกลุ่มข้อมูลในภาพทางด้านซ้ายโดยค่า Pitch และค่า Roll มีค่า  $\sim 0.58$  และค่า Yaw คือ  $\sim 0.49$  สามารถจัดกลุ่มข้อมูลได้ดังภาพทางขวามือ จะเห็นได้ว่ามีการแบ่งกลุ่มข้อมูลของกลุ่ม C1 และ C2 แบ่งกลุ่มข้อมูลในแกน Yaw และแกน Pitch จะคล้ายกันกับการเคลื่อนไหวสะโพกและเข่า ส่วนในกลุ่ม Roll จะมีรูปแบบที่แตกต่าง

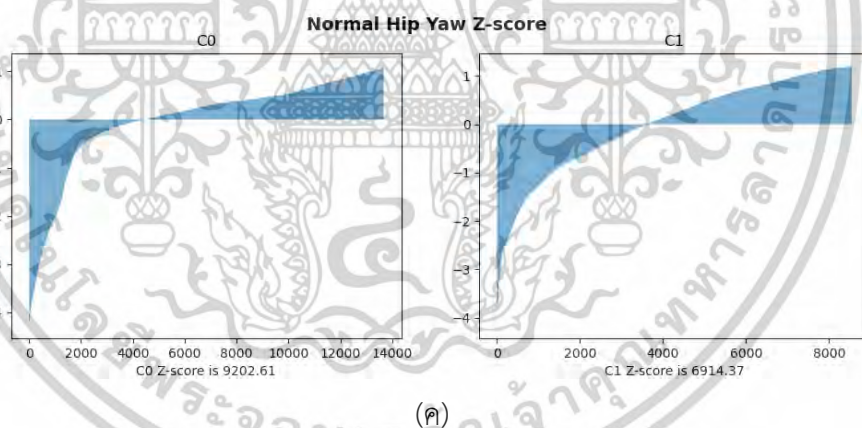
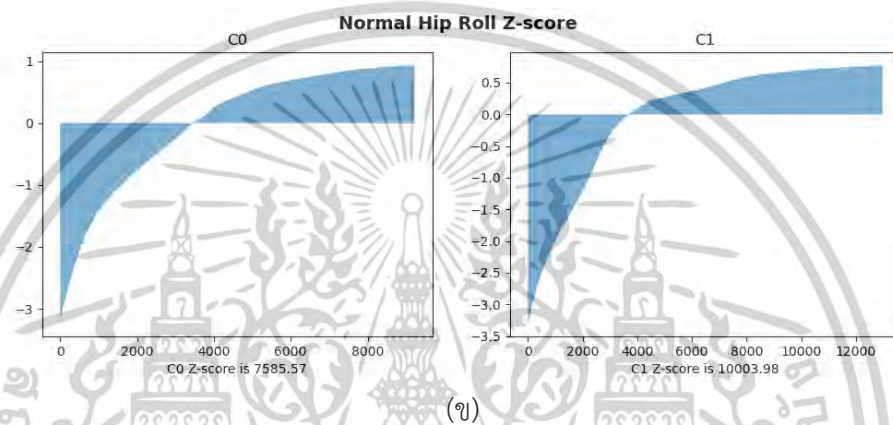
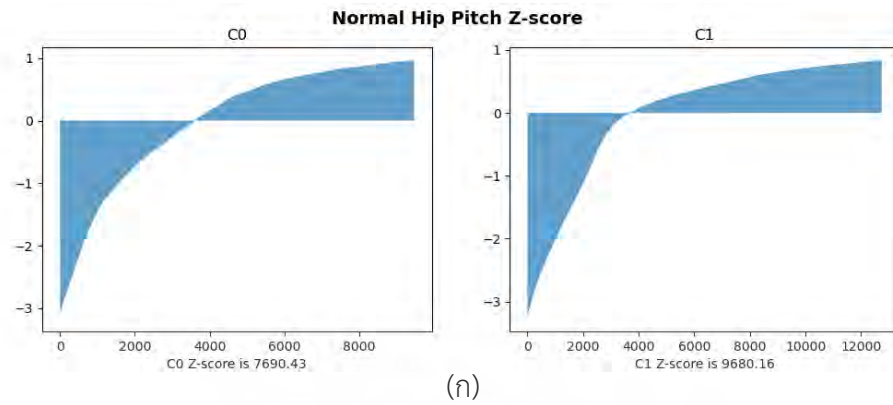
#### 4.2.1.4 การกำหนดรูปแบบระยะห่างของข้อมูลด้วยค่ากลางของกลุ่ม

เนื่องจากการจัดกลุ่มแบบเคมีนจะมีค่ากลางของกลุ่มหรือเรียกว่าเซนทรอยด์ (Centroid) สามารถนำมาใช้ในการสร้างค่าเฉลี่ยค่ากลางของข้อมูลในแต่ละกลุ่มของทั้งคนปกติและผิดปกติ

##### 1) ผลลัพธ์คะแนนซีเพื่อกำหนดระยะห่างของข้อมูลคนปกติ

ผลลัพธ์คะแนนซีของคนปกติสามารถแสดงดังรูปที่ 4.19 ถึง 4.21

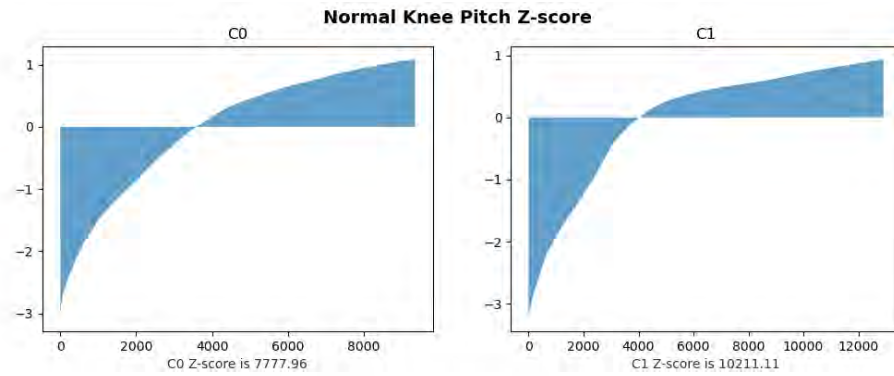
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



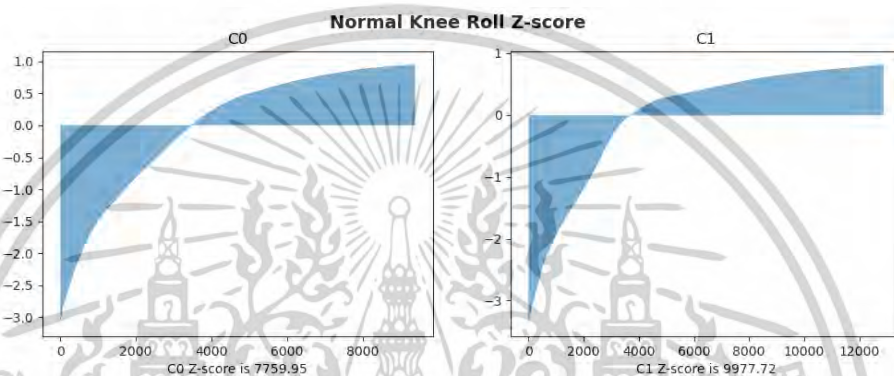
รูปที่ 4.19 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของสะโพกในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของสะโพกในมุม Yaw

จากรูปที่ 4.19 ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติในแกน Pitch พบว่ากลุ่ม C0 = 7690.43 และ C1 = 9680.16 ในแกน Roll พบว่ากลุ่ม C0 = 7585.57 และ C1 = 10003.98 และในแกน Yaw พบว่ากลุ่ม C0 = 9202.61 และ C1 = 6914.37 เป็นค่าคะแนนต้นแบบใช้สำหรับการเปรียบเทียบข้อมูล

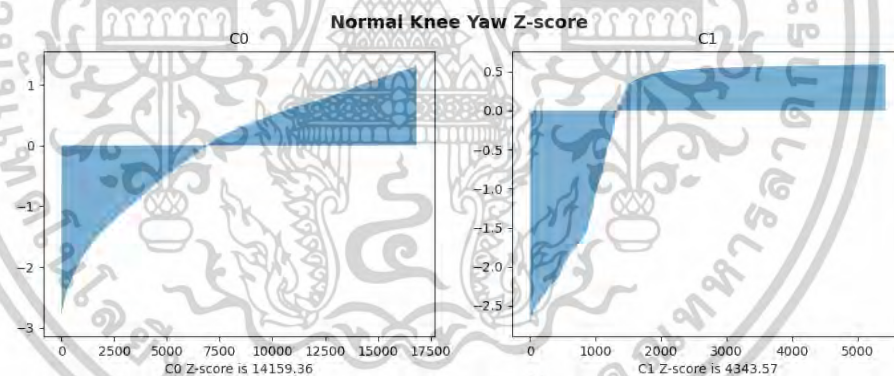
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก)



(ข)

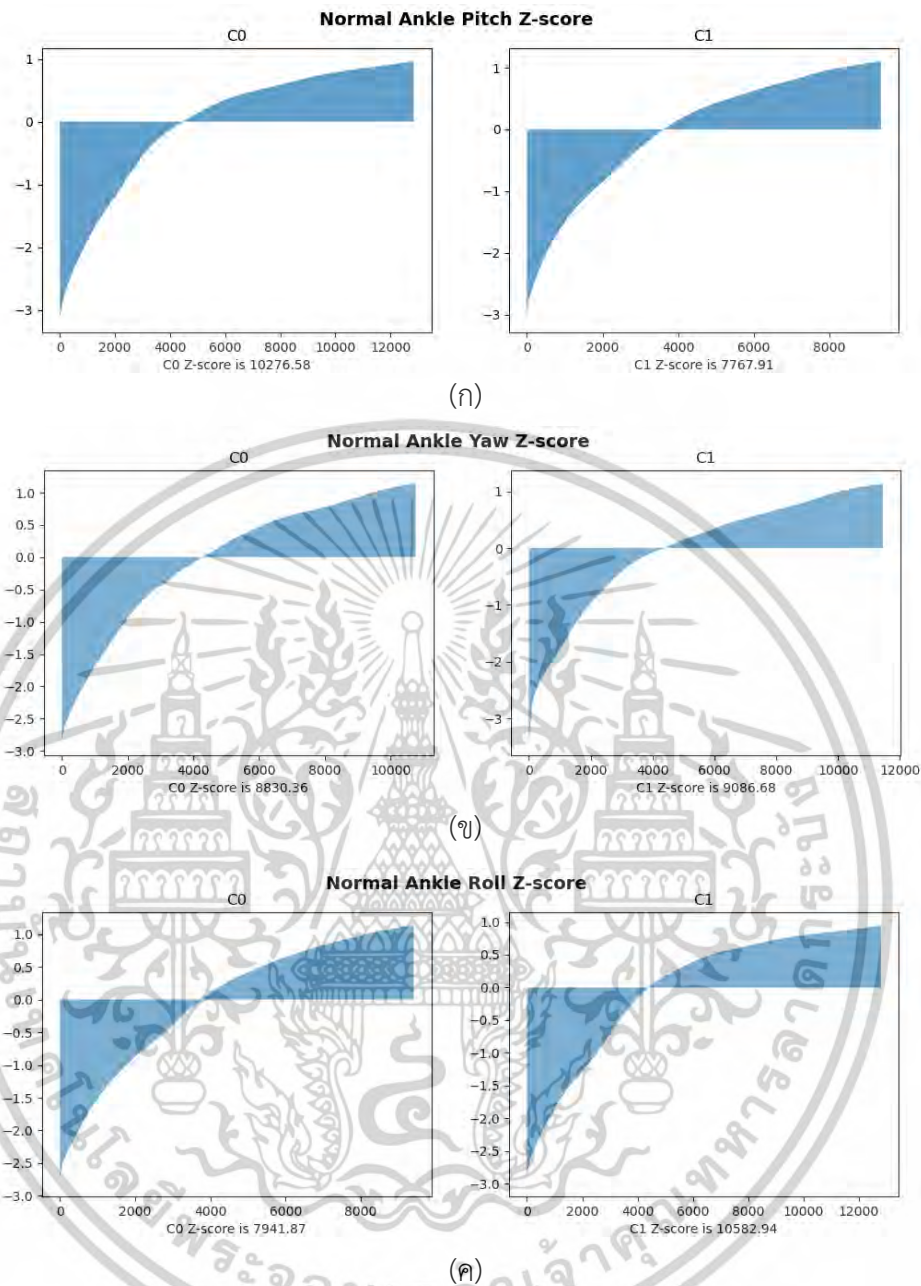


(ค)

รูปที่ 4.20 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเข้าของในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเข้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเข้าในมุม Yaw

จากรูปที่ 4.20 ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติในแกน Pitch พบว่ากลุ่ม C0 = 7777.96 และ C1 = 10211.11 ในแกน Roll พบว่ากลุ่ม C0 = 7759.95 และ C1 = 9977.72 และในแกน Yaw พบว่ากลุ่ม C0 = 14159.36 และ C1 = 4343.57 เป็นค่าคะแนนต้นแบบใช้สำหรับการเปรียบเทียบข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

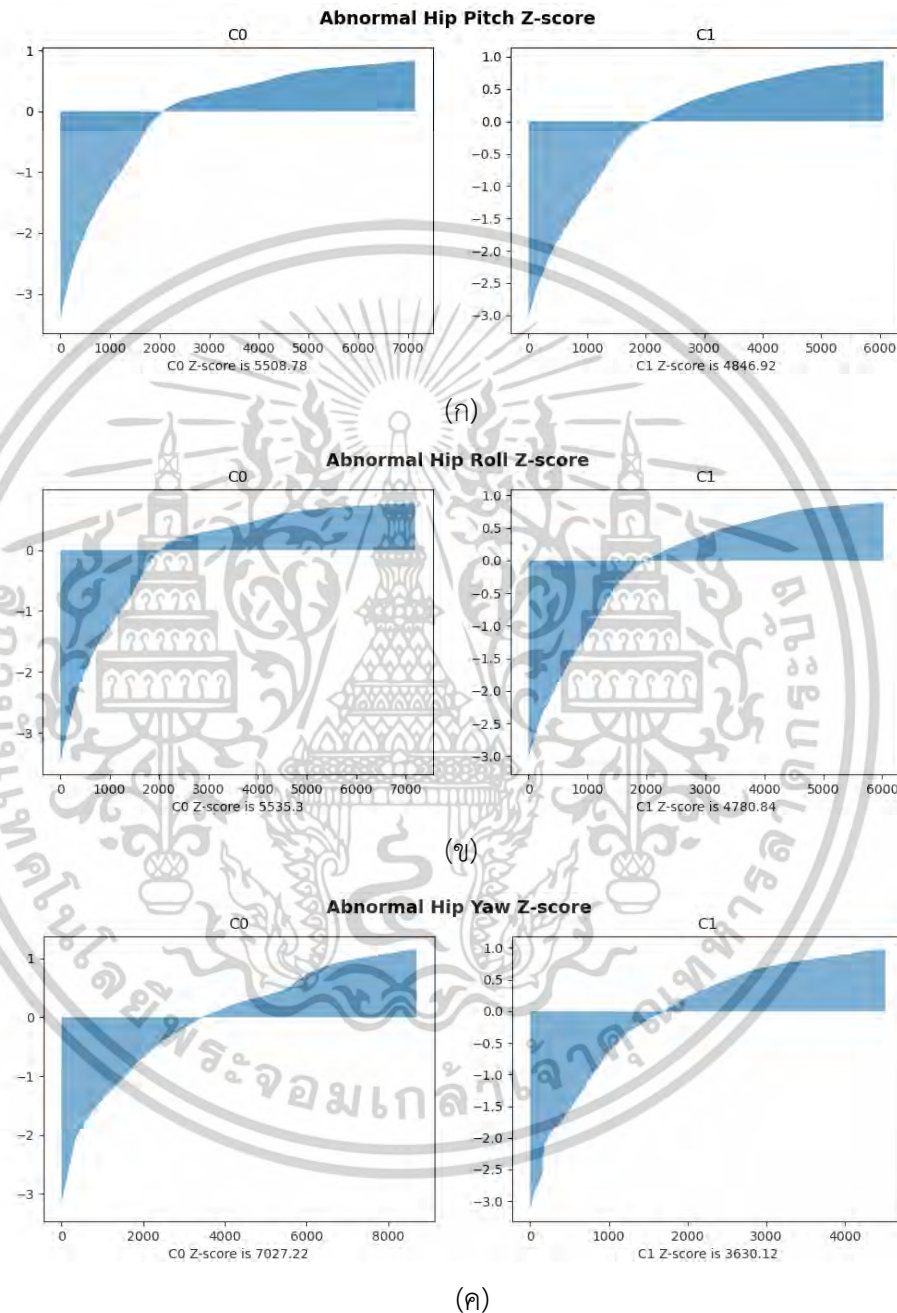


รูปที่ 4.21 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติของข้อเท้าในมุม Yaw

จากรูปที่ 4.21 ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนปกติในแกน Pitch พบว่ากลุ่ม C0 = 7777.96 และ C1 = 10211.11 ในแกน Roll พบว่ากลุ่ม C0 = 7759.95 และ C1 = 9977.72 และในแกน Yaw พบว่ากลุ่ม C0 = 14159.36 และ C1 = 4343.57 เป็นค่าคะแนนต้นแบบใช้สำหรับการเปรียบเทียบข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

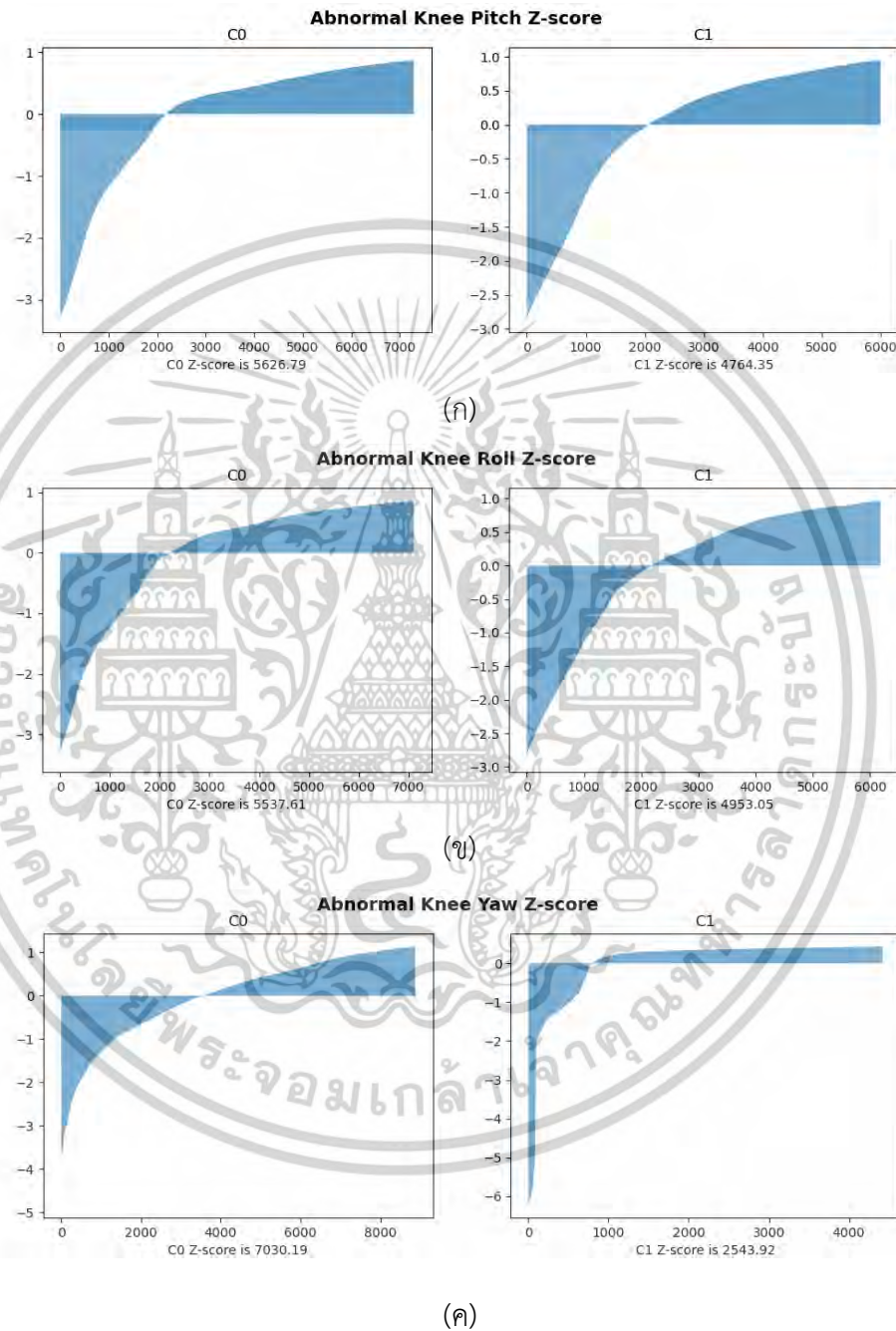
2) ผลลัพธ์คะแนนซีเพื่อกำหนดระยะห่างของข้อมูลคนผิดปกติ  
ผลลัพธ์คะแนนซีของคนผิดปกติสามารถแสดงดังรูปที่ 4.22 ถึง 4.24



รูปที่ 4.22 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของสะโพกในมุม Yaw

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.22 ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติในแกน Pitch พบว่ากลุ่ม C0 = 5508.78 และ C1 = 4846.92 ในแกน Roll พบว่ากลุ่ม C0 = 5535.3 และ C1 = 4780.84 และในแกน Yaw พบว่ากลุ่ม C0 = 7027.22 และ C1 = 3630.12 เป็นค่าคะแนนต้นแบบใช้สำหรับการเปรียบเทียบข้อมูล



รูปที่ 4.23 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของข้อเข่าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของข้อเข่าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนผิดปกติของคนปกติของข้อเข่าในมุม Yaw

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.23 ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนที่ผิดปกติในแกน Pitch พบว่ากลุ่ม C0 = 5626.79 และ C1 = 4764.35 ในแกน Roll พบว่ากลุ่ม C0 = 5537.61 และ C1 = 4953.05 และในแกน Yaw พบว่ากลุ่ม C0 = 7030.19 และ C1 = 2543.92 เป็นค่าคะแนนต้นแบบใช้สำหรับการเปรียบเทียบข้อมูล



รูปที่ 4.24 (ก) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนที่ผิดปกติของข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนที่ผิดปกติของข้อเท้าในมุม Roll (ค) ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนที่ผิดปกติของข้อเท้าในมุม Yaw

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

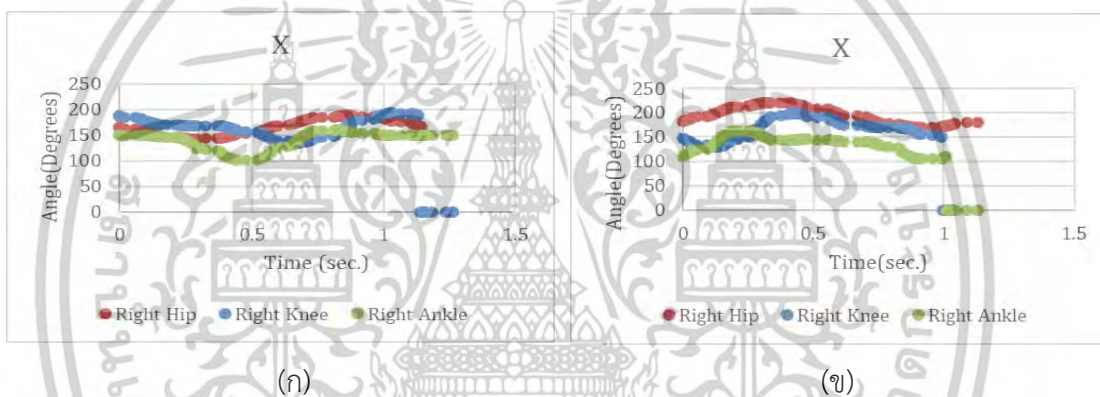
จากรูปที่ 4.24 ผลลัพธ์การคำนวณคะแนนซีของคนที่ผิดปกติในแกน Pitch พบว่ากลุ่ม C0 = 5474.93 และ C1 = 4829.83 ในแกน Roll พบว่ากลุ่ม 4123.92 เป็นค่าคะแนนต้นแบบ ใช้สำหรับการเปรียบเทียบข้อมูล

#### 4.2.1 ผลการเปรียบเทียบข้อมูลและการอภิปรายข้อมูล

เนื่องจากผู้วิจัยต้องการทราบความแตกต่างของการเคลื่อนไหวในรูปแบบปกติและผิดปกติของการเดินจึงได้นำผลลัพธ์ของทั้งสองรูปแบบมาเปรียบเทียบกันในหัวข้อนี้

##### 4.2.2.1 การเปรียบเทียบกราฟเชิงเส้น

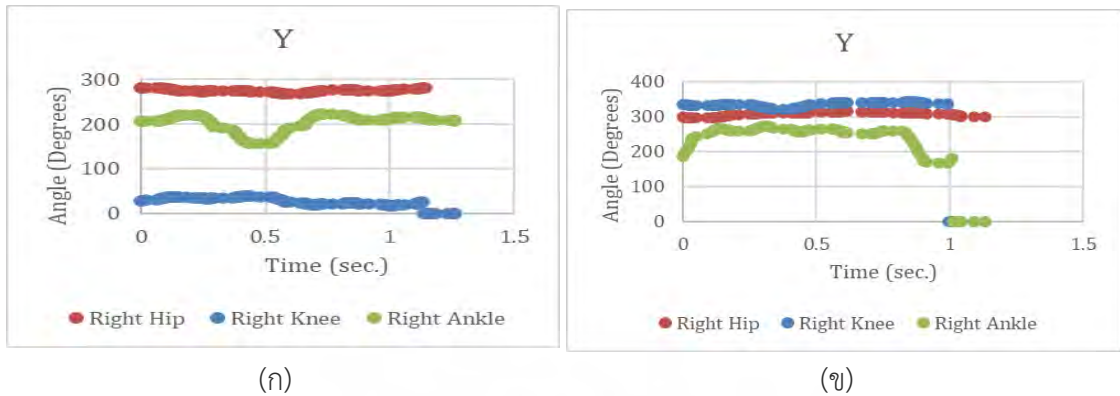
เนื่องจากกราฟเชิงเส้นเป็นกราฟที่ผ่านการกำหนดช่วงการเคลื่อนไหวและปรับองศาให้แสดงอยู่ในมุมที่เหมาะสม เพื่อที่จะได้วิเคราะห์ถึงการเคลื่อนไหวที่แตกต่างตามอวัยวะที่มีผลกระทบกับการเดินจึงนำมาเปรียบเทียบกันดังแสดงในรูปที่ 4.25 ถึง 4.27



รูปที่ 4.25 (ก) การเคลื่อนไหวในแกน X ของคนปกติ (ข) การเคลื่อนไหวในแกน X ของคนผิดปกติ

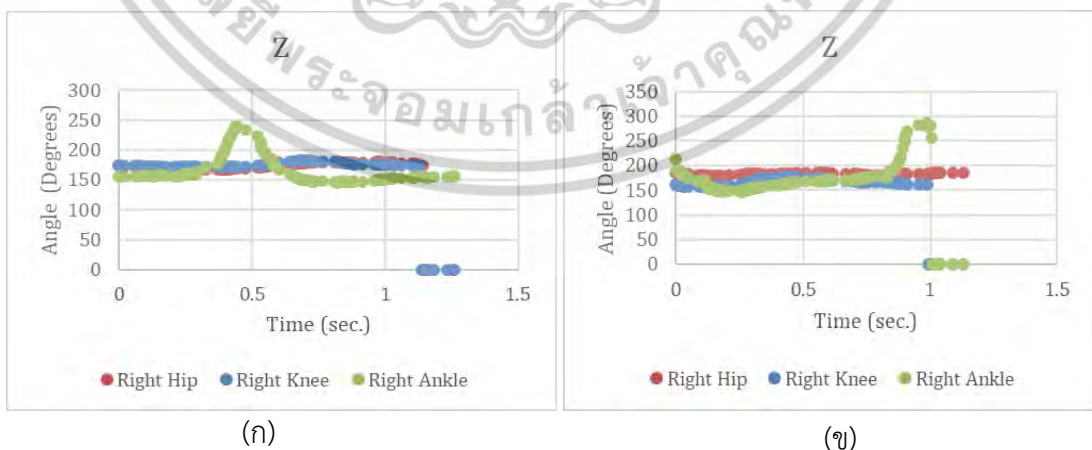
จากรูปที่ 4.25 จะเห็นได้ว่าการเคลื่อนไหวของอวัยวะทั้ง 3 ส่วนในมุมแกน X ในเวลาที่เท่ากัน ข้อมูลคนปกติจะมีการเริ่มต้นมุมที่ 200 องศาและค่อย ๆ เริ่มลดลงจนถึงวินาทีที่ 0.5 และเริ่มเพิ่มจำนวนองศาขึ้นจนสิ้นสุดการเคลื่อนไหวที่วินาทีที่ 1 หมายถึงสะโพก ข้อเข่าและข้อเท้ามีการทำงานสัมพันธ์กัน ส่วนคนผิดปกติอวัยวะทั้งสามมีองศาที่มากกว่า 200 องศาตั้งแต่เริ่มการเดินและลดต่ำลงเมื่อวินาทีที่ 0.7 และเคลื่อนไหวในองศาเดิมที่ 200 องศาไปจนจบการเคลื่อนไหว แสดงให้เห็นว่ากระดูกสะโพกของคนผิดปกติมีมุมการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติคือลำหน้าและทำลูกคลื่นสูง ส่วนข้อเข่ากลับทำมุมบิดลงต่ำ ด้วยการทำมุมองศาที่สามารถแปรผลได้ว่ากระดูกสะโพกรับน้ำหนักของร่างกายทั้งหมดแทนข้อเข่า ซึ่งคนผิดปกติอาจจะจะมีปัญหาที่กระดูกข้อเข่าหรือกล้ามเนื้อบริเวณเข่า เนื่องจากการรับน้ำหนักที่ผิดปกติส่งผลต่อการเคลื่อนไหวที่ข้อเท้าด้วย มีองศาการกระดกเท้าตั้งแต่ช่วงต้นของวงจรการเดินในจังหวะดับเบิ้ลแอสตันซ์ ถ้าหากยังเดินในรูปแบบนี้อาจจะส่งผลเสียต่อกระดูกสะโพกในอนาคต เพราะจำเป็นต้องรองรับน้ำหนักของทั้งร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.26 (ก) การเคลื่อนไหวในแกน Y ของคนปกติ (ข) การเคลื่อนไหวในแกน Y ของคนผิดปกติ

จากรูปที่ 4.26 จะเห็นได้ว่าการเคลื่อนไหวของอวัยวะทั้ง 3 ส่วนในมุมแกน Y ในเวลาที่เท่ากัน ข้อมูลสะโพกและข้อเข่าจะมารวมกันที่มุมในแกน Y อยู่ในระนาบเดียวกับ แตกต่างกันที่มุมเริ่มต้นเนื่องจากตำแหน่งในการติดอุปกรณ์ กระดูกสะโพกมีการติดอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวที่สูงกว่าข้อเข่าจึงเริ่มต้นเคลื่อนไหวที่มุม 300 องศาและไม่มีการเปลี่ยนแปลงองศาจนจบการเดิน ส่วนข้อเข่าเริ่มต้นในการเคลื่อนไหวอยู่ที่จุดกำเนิดและไม่มีการเปลี่ยนแปลงองศาจนจบการเดิน เนื่องจากการเคลื่อนไหวของกระดูกสะโพกและข้อเข่าไม่ได้ทำมุมกับแกน Y แต่จะสังเกตได้ว่าช่วงขณะยกเท้าในวินาทีที่ 0.5 กระดูกข้อเข่ามีการบิดเพื่อรองรับการวางเท้าในขณะก้าวเดินเพื่อป้องกันการทรงตัวไม่อยู่หรือเซลงไป คนผิดปกติมีการเคลื่อนไหวของกระดูกสะโพกและข้อเข่าคล้ายกับคนปกติว่าทำมุมองศาที่ต่างกันที่กระดูกข้อเข่า เมื่อเริ่มต้นวงจรการเดินกระดูกข้อเข่าของคนผิดปกติมีการยกขึ้นสูง ส่วนกระดูกข้อเข่ามีองศาที่บิดตั้งแต่เริ่มต้นวงจรการเดิน เพื่อช่วงโยการทรงตัวและรองรับน้ำหนักแทนกระดูกข้อเข่าที่ไม่สามารถรองรับน้ำหนักได้เหมือนกับคนปกติ



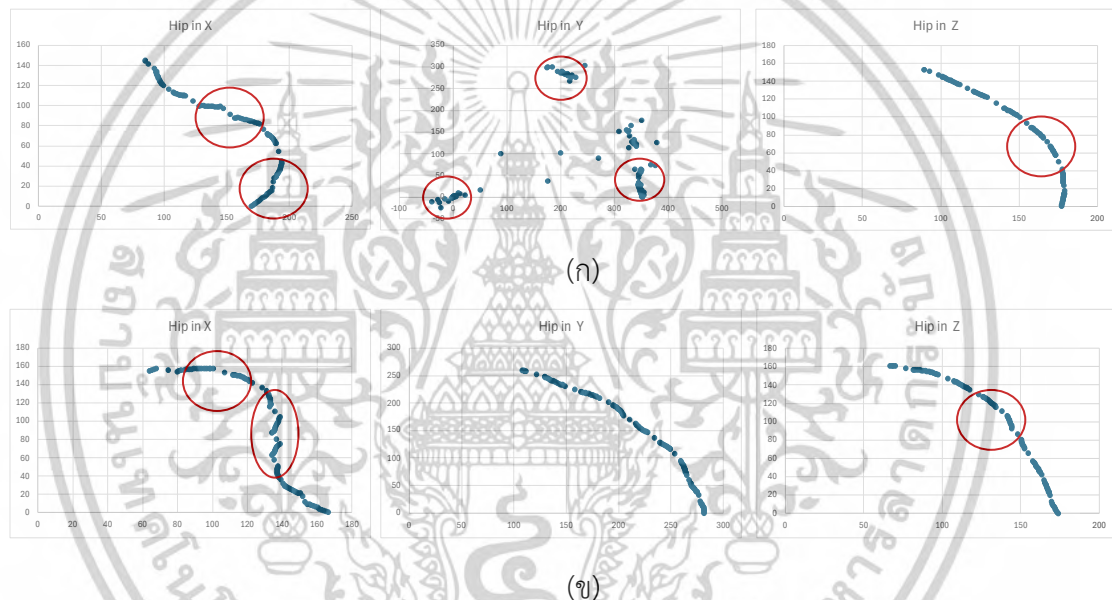
รูปที่ 4.27 (ก) การเคลื่อนไหวในแกน Z ของคนปกติ (ข) การเคลื่อนไหวในแกน Z ของคนผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.27 จะเห็นได้ว่าการเคลื่อนไหวของอวัยวะทั้ง 3 ส่วนของคนปกติในมุมแกน Z ในเวลาที่เท่ากัน ข้อเท้าจะมีการขยับมากที่สุดเริ่มต้นมุมที่ 200 องศาและขยับองศาสูงขึ้นถึง 250 เมื่อถึงวินาทีที่ 0.5 หรือเริ่มเข้าช่วงเฟสสวิงที่ข้อเท้ามีการกระดกขึ้นก่อนที่จะมีการวางเท้าเพื่อช่วยในการทรงตัวและเริ่มลดองศาขณะที่เตรียมเข้าช่วงเทอร์มินัลดับเบิลแอสตันชันสิ้นสุดการเคลื่อนไหวที่วินาทีที่ 1 ส่วนคนผิดปกติอวัยวะทั้งสามเกือบจะไม่มีเคลื่อนไหวในแกน Z ทั้งวงจรการเดิน แต่เมื่อสิ้นสุดวงจรถูกขยับข้อเท้ามีการกระดกขึ้นในช่วงท้ายที่วินาทีที่ 1

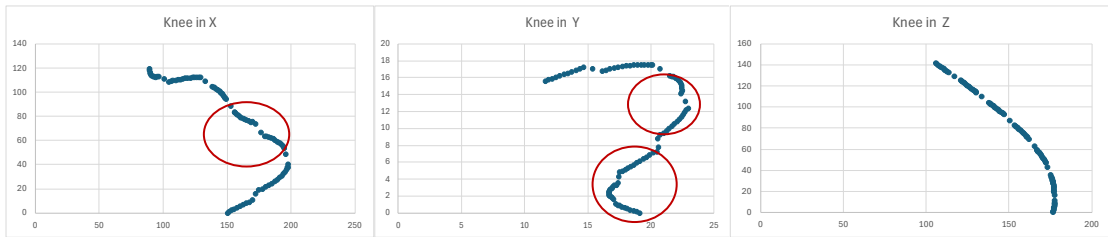
#### 4.2.2.2 การเปรียบเทียบกราฟเชิงขั้ว

กราฟเชิงขั้วเป็นกราฟที่ช่วงแสดงให้เห็นว่าการเคลื่อนไหวใน 1 วงจรการเดินมีการทำมุมในองศาที่เท่าไร จึงนำมาเปรียบเทียบกันดังแสดงในรูปที่ 4.28 ถึง 4.30

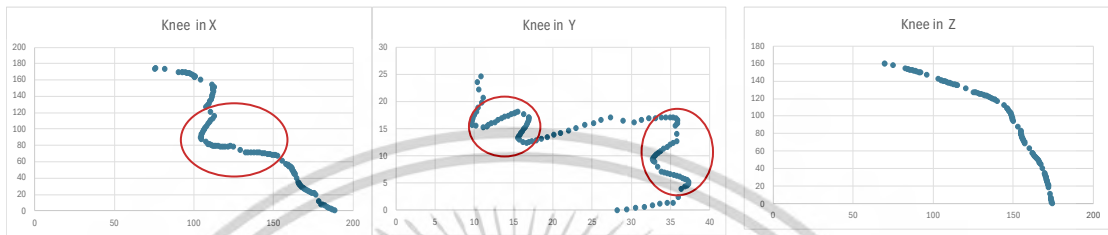


รูปที่ 4.28 (ก) กราฟเชิงขั้วมุมของสะโพกในคนปกติ (ข) กราฟเชิงขั้วมุมของสะโพกของคนผิดปกติ

จากรูปที่ 4.28 ในแกน X สะโพกของคนปกติมีการเริ่มต้นในองศาที่ต่ำกว่าและเริ่มไล่ระดับไปยังองศาที่สูงขึ้น มีช่วงการกระจายที่ใกล้เคียงกัน ส่วนในคนผิดปกติกราฟมีการความหนาแน่นในมุมที่สูงระดับ 160 องศา ในแกน Y สะโพกของคนปกติมีการกระจุกตัวเป็น 3 กลุ่มในมุมต่าง ๆ อย่างชัดเจน แต่คนผิดปกติมีการกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอที่มุม 200-250 องศา ในแกน Z รูปแบบของคนปกติและคนผิดปกติมีความใกล้เคียงกันแต่คนปกติจะมีการกระจุกตัวที่ (100,150)-(0,160) องศา ส่วนคนผิดปกติจะกระจุกตัวที่ (50,15)-(80,150) องศา



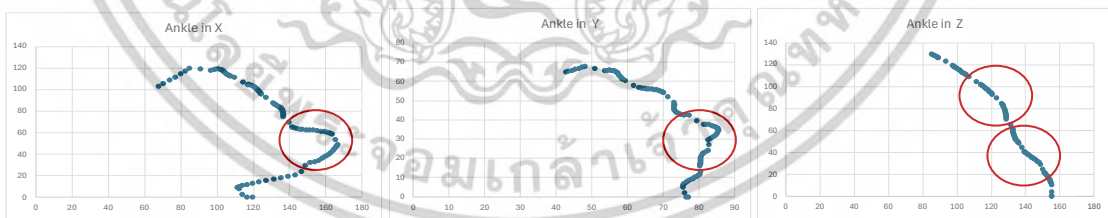
(ก)



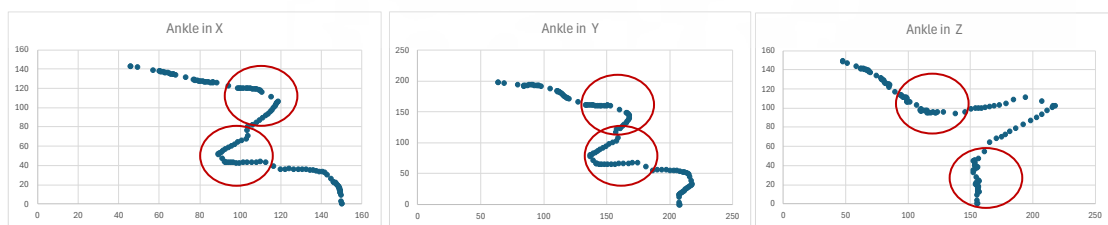
(ข)

รูปที่ 4.29 (ก) กราฟเชิงขั้วมุมของข้อเข่าในคนปกติ (ข) กราฟเชิงขั้วมุมของข้อเข่าของคนผิดปกติ

จากรูปที่ 4.29 ในแกน X ข้อเข่าของคนปกติมีองศาอยู่ในบริเวณ(100,120) และกระจายอยู่ในช่วง (150,80) ส่วนในคนผิดปกติกราฟมีการความหนาแน่นในมุมที่สูงระดับ 100 องศา ในแกน Y ข้อเข่าของคนปกติมีการกระจายตัวตั้งแต่ (20,0) ถึง (20,16) ส่วนคนผิดปกติจะเห็นว่า มีกลุ่มข้อมูลกระจุกตัวอยู่ในตัวเป็น 2 กลุ่มในมุม(10,20) และกลุ่ม(35,5)ถึง (35,15) แต่คนผิดปกติมีการกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอที่มุม 200-250 องศา ในแกน Z รูปแบบของคนปกติและคนผิดปกติมีความใกล้เคียงกันแต่คนปกติจะมีการกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอ ส่วนคนผิดปกติจะกระจุกตัวที่ (120,120) ถึง (100,150) องศา



(ก)



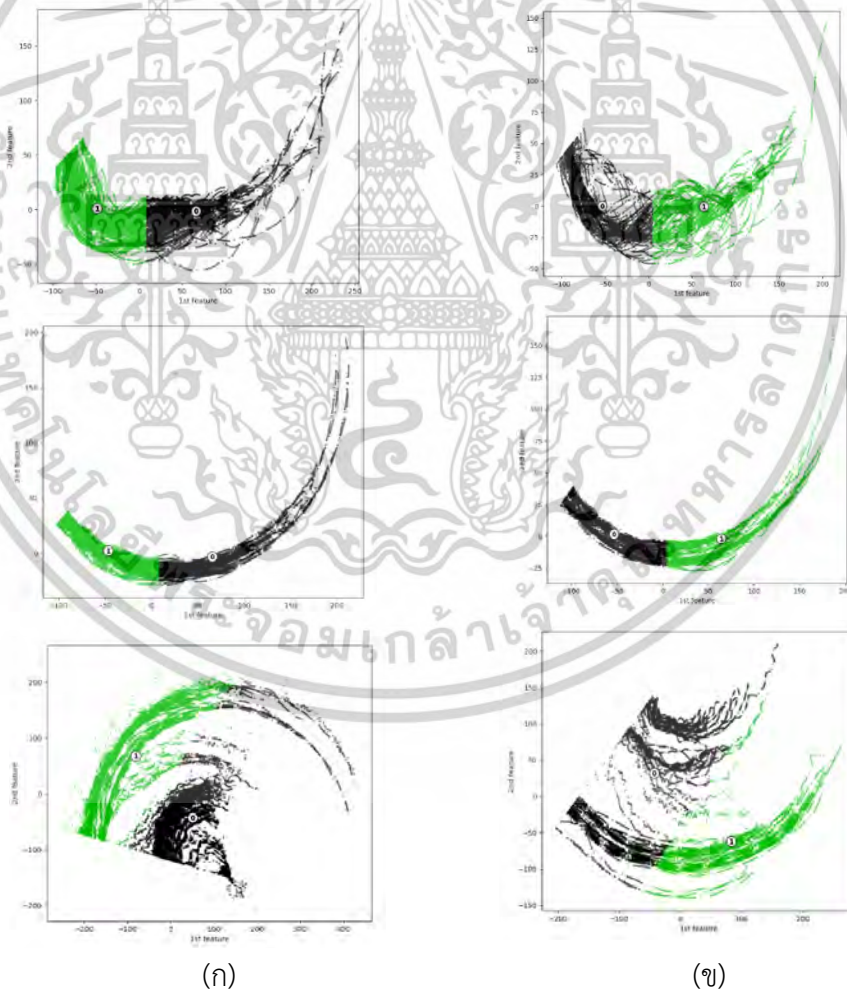
(ข)

รูปที่ 4.30 (ก) กราฟเชิงขั้วมุมของข้อเท้าในคนปกติ (ข) กราฟเชิงขั้วมุมของข้อเท้าของคนผิดปกติ  
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.30 ในแกน X ข้อเท้าของคนปกติมีองศาอยู่ในบริเวณ(100,120) ถึง (140,40) ส่วนในคนผิดปกติกราฟมีการบิดเป็นรูปตัวเอสและหนาแน่นบริเวณการบิดที่องศา (90,120) และ (100,60) ในแกน Y ข้อเท้าของคนปกติมีการกระจุกตัวที่ 80 องศา ส่วนคนผิดปกติมีการกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอที่มุม 100-150 องศาเห็นการซ้อนทับกันของกลุ่มข้อมูล ในแกน Z รูปแบบของคนปกติและคนผิดปกติมีความใกล้เคียงกันแต่คนปกติจะมีการกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอ ส่วนคนผิดปกติจะกระจุกตัว 2 จุดบริเวณที่ (120,100) และกลุ่มที่ 2 (150,0) ถึง (150,40) จากการสร้างกราฟแบบเชิงขั้วทำให้เห็นข้อมูลที่กระจายตัวและหนาแน่นอยู่ที่แต่ละจุด และมีการซ้อนทับกัน จึงต้องการจัดกลุ่มข้อมูลเพื่อให้สามารถแบ่งแยกข้อมูลได้อย่างชัดเจนมากยิ่งขึ้น

#### 4.2.2.3 การเปรียบเทียบการจัดกลุ่มเคมีน

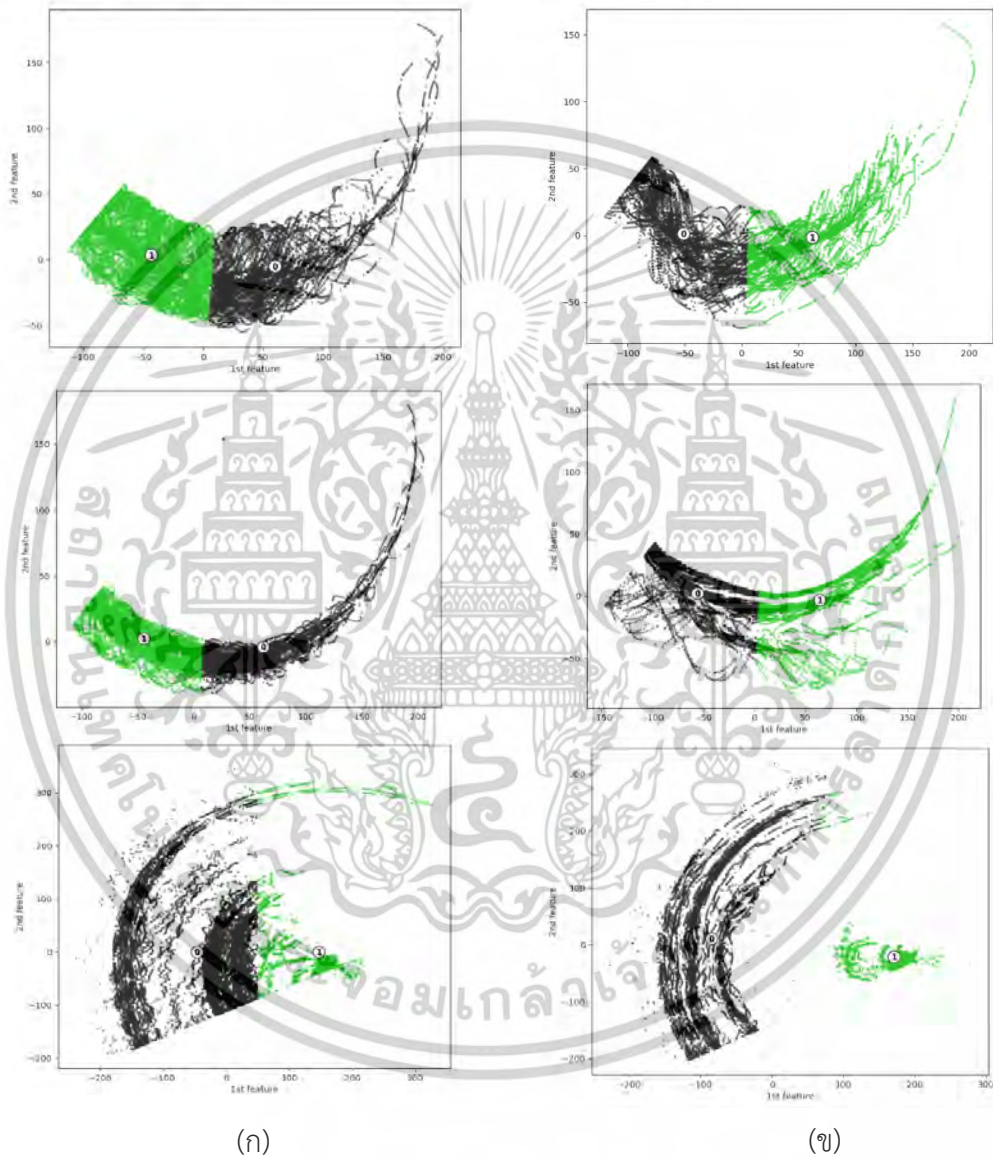
ในหัวข้อนี้จะแสดงผลลัพธ์การเปรียบเทียบระหว่างข้อมูลของคนปกติและผิดปกติ แสดงดังรูปที่ 4.31 ถึง 4.33



รูปที่ 4.31 (ก) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของสะโพกในคนปกติ (ข) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของสะโพกของคนผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

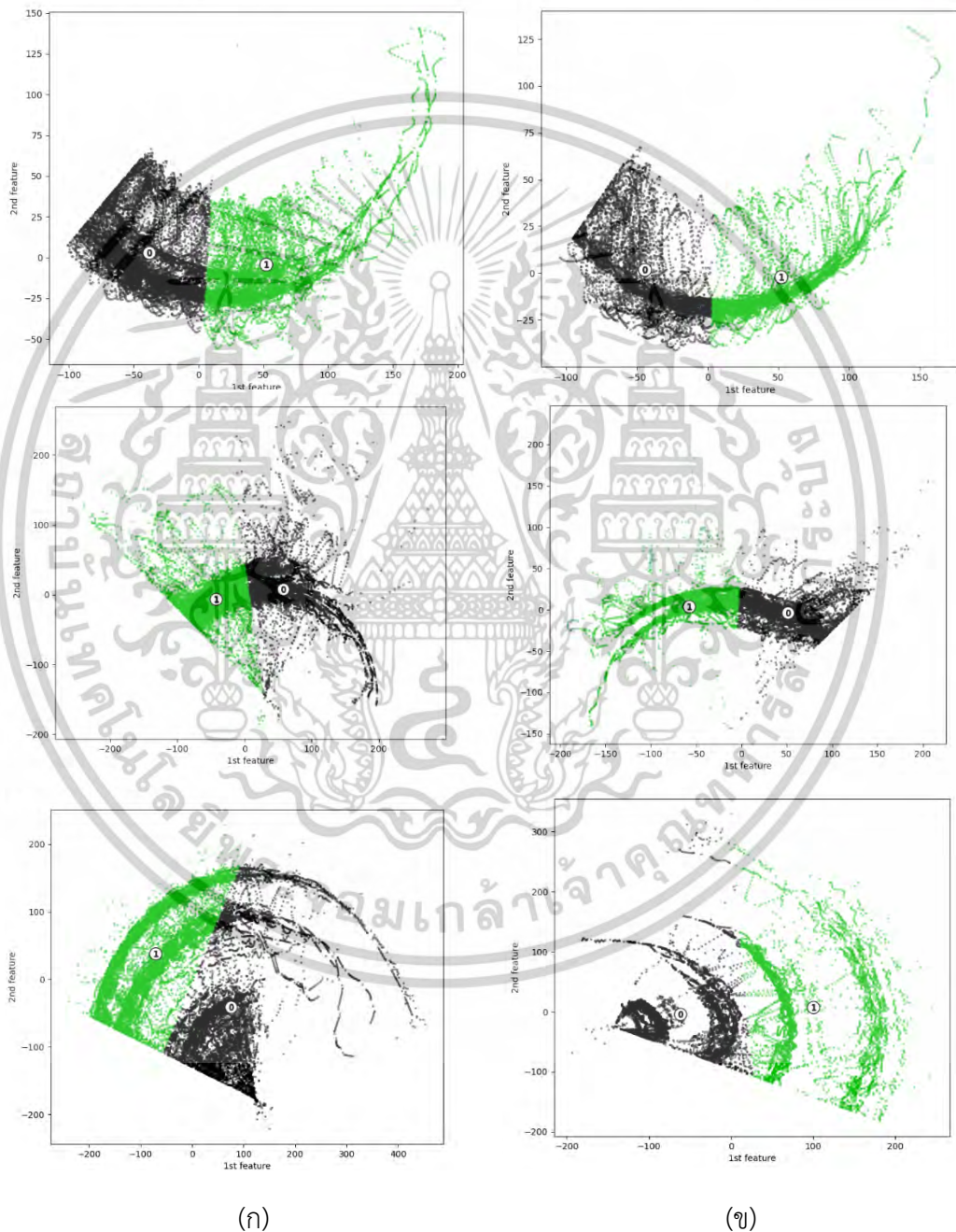
จากรูปที่ 4.31 จะเห็นได้ว่าการเคลื่อนไหวสะโพกในแกน Pitch คนปกติมีการกระจายตัวของข้อมูลใกล้เคียงกับคนผิดปกติ แต่ข้อมูลคนผิดปกติจะมีกลุ่มข้อมูลที่หนาแน่นกว่าในกลุ่มที่ 1 ข้อมูลในแกน Roll มีความคล้ายคลึงกันทั้งคนปกติและคนผิดปกติ ข้อมูลในแกน Yaw ข้อมูลคนปกติจะจัดกลุ่ม 1 ได้น้อยกว่ากลุ่ม 0 และข้อมูลคนผิดปกติกลุ่ม 0 จะมีการกระจายตัวมากกว่าเมื่อเทียบกับกลุ่มหนึ่งของคนปกติ



รูปที่ 4.32 (ก) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในคนปกติ (ข) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของข้อเข่าของคนผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.32 จะเห็นได้ว่าการเคลื่อนไหวข้อเข้าในแกน Pitch คนปกติมีการกระจายตัวของข้อมูลน้อยกว่าคนผิดปกติ แต่ข้อมูลคนผิดปกติจะมีกลุ่มข้อมูลที่หนาแน่นกว่าในกลุ่มที่ 1 ข้อมูลในแกน Roll จะเห็นได้ว่าข้อมูลของคนผิดปกติมีการกระจายของข้อมูลมากกว่าของคนปกติ ข้อมูลในแกน Yaw ข้อมูลคนปกติมีความหนาแน่นในกลุ่มที่ 0 มากกว่าคนผิดปกติ ข้อมูลคนผิดปกติกลุ่ม 0 มีช่องว่างของข้อมูลมากกว่าคนปกติ



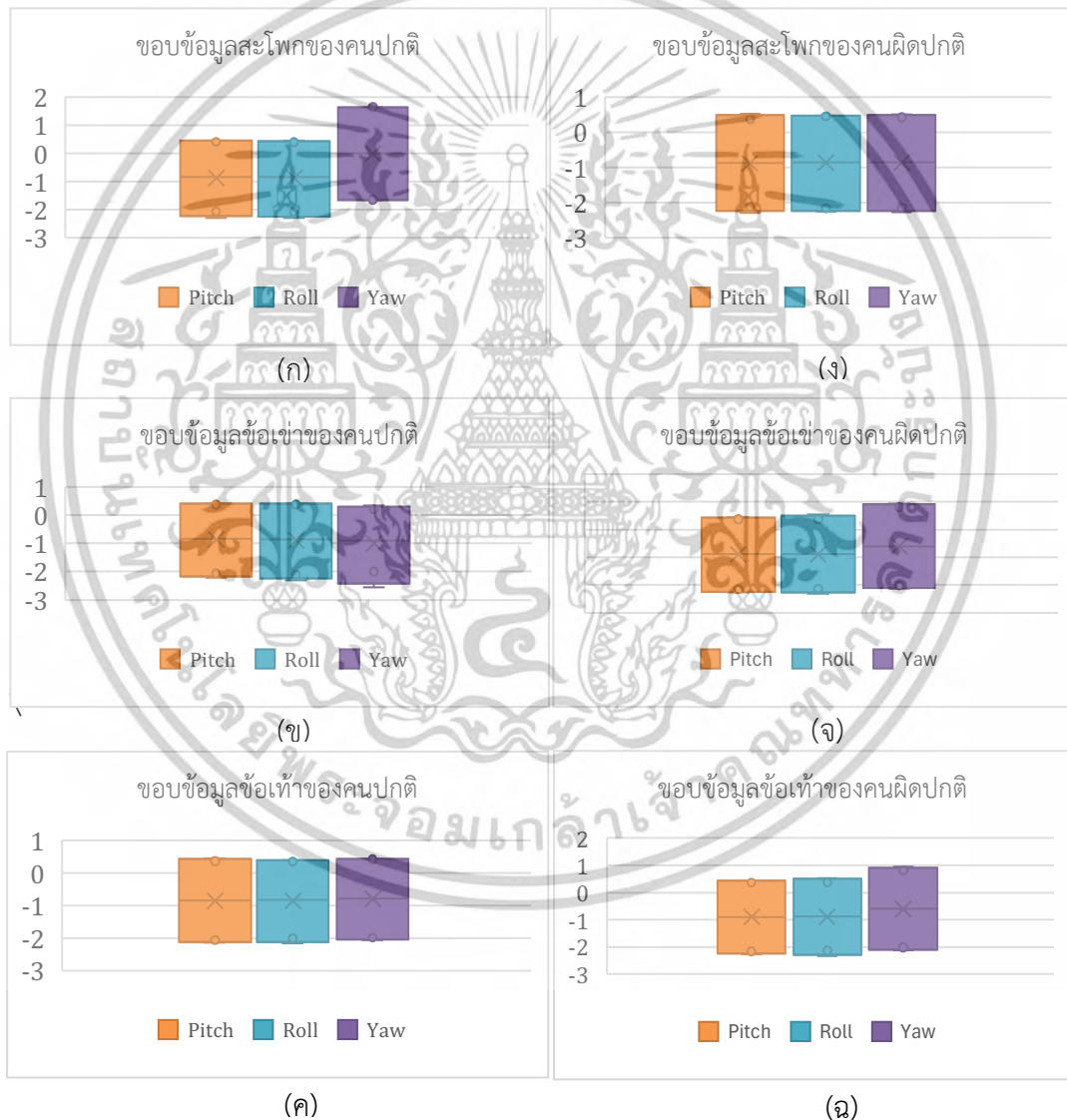
รูปที่ 4.33 (ก) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของข้อเท้าในคนปกติ (ข) การจัดกลุ่มการเคลื่อนไหวของข้อเท้าของคนผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.33 จะเห็นได้ว่าการเคลื่อนไหวข้อเท้าในแกน Pitch มีความคล้ายคลึงกันระหว่างคนปกติและคนผิดปกติ ข้อมูลในแกน Roll ของคนปกติจะมีกลุ่มข้อมูลกลุ่ม 1 ปริมาณมากกว่าคนปกติ ข้อมูลในแกน Roll ข้อมูลคนปกติจะจัดกลุ่ม 1 ได้น้อยกว่ากลุ่ม 0 และข้อมูลคนผิดปกติกลุ่ม 0 จะมีการกระจายตัวมากกว่าเมื่อเทียบกับกลุ่มหนึ่งของคนปกติ

#### 4.2.2.3 การเปรียบเทียบข้อมูลด้วยการสร้างคะแนนมาตรฐานและกำหนดกลุ่มข้อมูล

ผู้วิจัยจะคำนวณหาขอบบนและขอบล่างจากคะแนนซีเพื่อตรวจสอบการกระจายตัวของข้อมูล สามารถแสดงช่วงคะแนนของคนปกติได้ดังรูปที่ 4.34



**รูปที่ 4.34** (ก) ขอบบนและขอบล่างของสะโพกในคนปกติ (ข) ขอบบนและขอบล่างของข้อเท้าในคนปกติ (ค) ขอบบนและขอบล่างของข้อเท้าในคนปกติ (ง) ขอบบนและขอบล่างของข้อเท้าในคนผิดปกติ (จ) ขอบบนและขอบล่างของข้อเข้าในคนผิดปกติ (ฉ) ขอบบนและขอบล่างของข้อเท้าในคนผิดปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

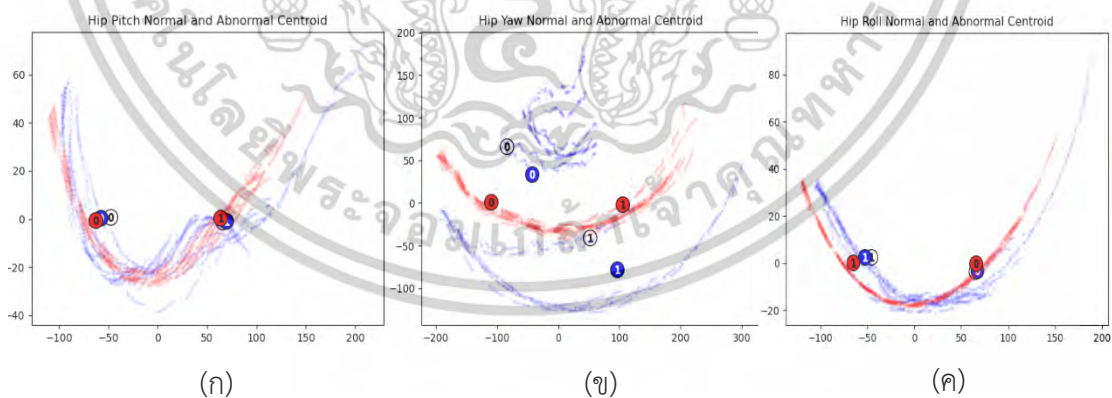
จากรูปที่ 4.34 ค่าดังกล่าวจะทำให้เห็นการกระจายตัวภายในกรอบของคะแนนมาตรฐานซึ่งจะสามารถทำให้ทราบผลลัพธ์ของช่วงคะแนนของแต่ละกลุ่มของข้อมูล กำหนดให้ข้อมูลในแกน Pitch แทนด้วยแท่งสีส้ม ข้อมูลในแกน Yaw แทนด้วยแท่งสีฟ้า และข้อมูลในแกน Roll แทนด้วยแท่งสีม่วง จะเห็นได้ว่าขอบข้อมูลการเคลื่อนไหวในแกน Pitch และ Roll มีขอบข้อมูลทั้งบนและล่างมีช่วงใกล้เคียงกัน ส่วนขอบข้อมูลการเคลื่อนไหวในแกน Yaw มีค่าที่แตกต่างจากค่าขอบข้อมูลอื่นๆ ภาพรวมขอบข้อมูลของคนปกติทั้ง 3 แกนมีค่าที่แตกต่างจากคนปกติที่เห็นได้ชัดเจนในข้อเข้าแกน Yaw ส่วนข้อมูลข้อเท้าข้อมูลคนผิดปกติที่ความกว้างของขอบบนและขอบล่างมากกว่าคนปกติ

### 4.2.3 ผลการทดสอบความถูกต้องของกระบวนการวิจัย

ส่วนนี้จะแสดงผลลัพธ์ในการทวนสอบขั้นตอนวิธีการวิจัยสามารถแบ่งการทดสอบได้เป็น 2 การทดสอบ ดังนี้

#### 1) ผลลัพธ์การทวนสอบความถูกต้องของการวัดระยะห่างของค่ากลางของข้อมูล

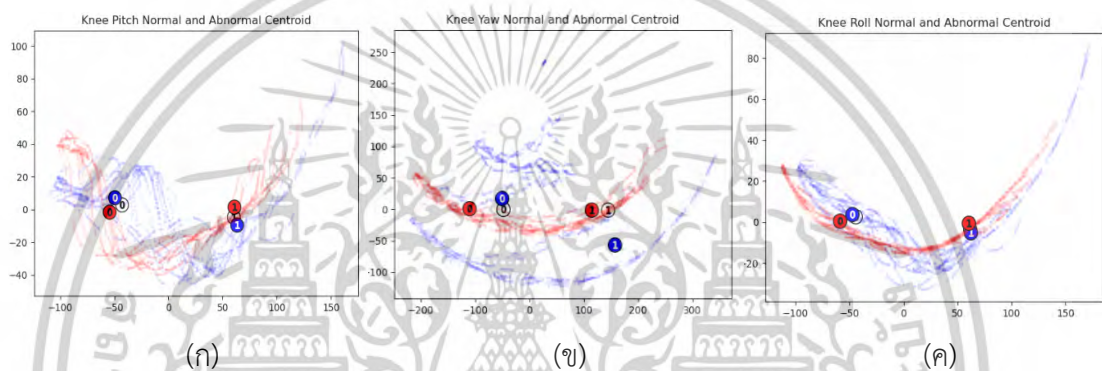
ในขั้นตอนการทวนสอบผลลัพธ์ของงานวิจัย ผู้วิจัยจะนำข้อมูลในรูปแบบปกติและผิดปกติเปรียบเทียบกับต้นแบบข้อมูล เนื่องจากการจัดกลุ่มแบบเคมีนจะได้ค่ากลางของข้อมูลหรือเซนทรอยด์ จะใช้ค่ากลางของข้อมูลเพื่อเปรียบเทียบความใกล้เคียงรูปแบบข้อมูลของคนปกติและผิดปกติ ค่ากลางของของคนปกติแทนตำแหน่งค่ากลางด้วยจุดสีฟ้า ระยะห่างค่ากลางของคนผิดปกติแทนตำแหน่งค่ากลางด้วยจุดสีแดง และระยะห่างค่ากลางของข้อมูลต้นแบบแทนตำแหน่งค่ากลางด้วยจุดสีขาว ดังรูปที่ 4.35



รูปที่ 4.35 (ก) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลสะโพกในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลสะโพกในมุม Yaw (ค) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลสะโพกในมุม Roll

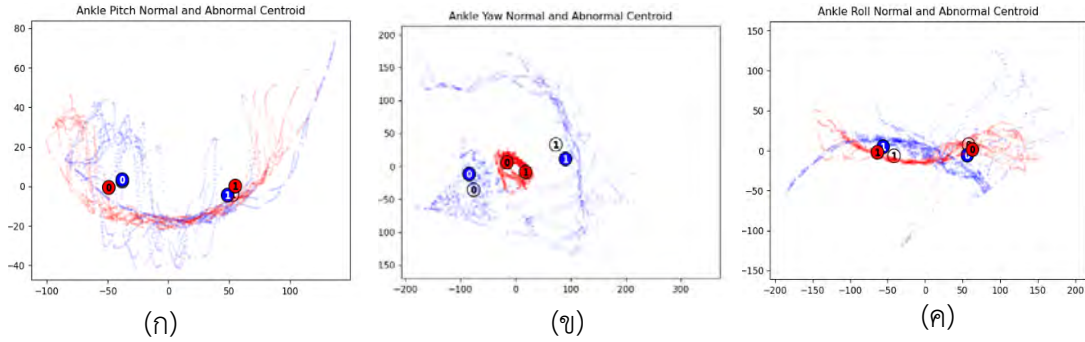
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูป 4.35 จะเห็นได้ว่าข้อมูลการเคลื่อนไหวสะโพกในมุม Yaw สามารถเห็นความแตกต่างของระยะห่างของค่ากลางได้ชัดเจนที่สุด สามารถเห็นระยะห่างของคนปกติมีความใกล้เคียงกับต้นแบบ เนื่องจากการเดินเป็นรูปแบบการเคลื่อนไหวในแนวราบแบบการเดินมีการทำจุดหมุนกับแกน X ข้อมูลในแกน Yaw จึงสามารถสร้างความแตกต่างและเปรียบเทียบได้อย่างมีนัยยะสำคัญ ส่วนการเปรียบเทียบข้อมูลในแกน Pitch สามารถใช้ข้อมูลนี้สนับสนุนเพื่อกำหนดความแม่นยำของข้อมูล เนื่องจากสามารถเห็นระยะห่างของข้อมูลได้ชัดเจนเป็นอันดับสอง ส่วนแกน Roll ไม่สามารถเห็นความแตกต่างได้อย่างมีนัยยะสำคัญ ซึ่งข้อมูลการเดินจะมีการเคลื่อนไหวในแกน Roll น้อยมากเมื่อเทียบข้อมูลกับแกนอื่น ๆ ทำให้ไม่สามารถแบ่งแยกข้อมูลได้อย่างชัดเจนในแกนนี้



รูปที่ 4.36 (ก) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลเข้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลเข้าในมุม Yaw (ค) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลเข้าในมุม Roll

จากรูป 4.36 จะเห็นได้ว่าระยะห่างค่ากลางของข้อมูลเข้าของคนปกติและคนผิดปกติในมุม Yaw เป็นมุมที่สามารถเห็นความแตกต่างของระยะห่างของค่ากลางได้ชัดเจนที่สุด เนื่องจากในมุม Yaw เป็นมุมที่เข้าทำจุดหมุนกับแกน ส่วนแกน Pitch สามารถใช้ข้อมูลเข้าในแกนนี้เป็นข้อมูลสนับสนุน เพื่อความแม่นยำของข้อมูล เนื่องจากสามารถเห็นระยะห่างของข้อมูลได้ชัดเจนเป็นอันดับสอง ส่วนแกน Roll ไม่สามารถเห็นความแตกต่างได้อย่างมีนัยยะสำคัญ ซึ่งข้อมูลการเดินจะมีการเคลื่อนไหวในแกน Roll น้อยมากเมื่อเทียบข้อมูลกับแกนอื่น ๆ ทำให้อาจจะไม่สามารถแบ่งแยกข้อมูลได้อย่างชัดเจนในแกนนี้



รูปที่ 4.37 (ก) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าในมุม Pitch (ข) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าในมุม Yaw (ค) ผลลัพธ์การเปรียบเทียบระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าในมุม Roll

จากรูป 4.37 จะเห็นได้ว่าระยะห่างค่ากลางของข้อมูลข้อเท้าของคนปกติและคนผิดปกติสามารถใช้ข้อมูลเปรียบเทียบในแกน Pitch ได้ดีที่สุด ในมุม Pitch ระยะห่างของค่ากลางระหว่างคนปกติและต้นแบบตำแหน่งเกือบจะเป็นตำแหน่งเดียวกัน ในแกน Yaw จะเห็นได้ว่าระยะห่างมีความใกล้เคียงกัน ระหว่างคนปกติและคนผิดปกติ ส่วนแกน Roll มีระยะห่างที่แตกต่างกันบ้าง เนื่องจากจะมีการหมุนเท้าและตรวจจับจังหวะการลงเท้า

ผู้วิจัยสามารถทวนสอบจากผลลัพธ์ของการคำนวณคะแนนมาตรฐานของกลุ่มคนปกติและผิดปกติด้วยขอบบนและขอบล่างของข้อมูล ดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 คะแนนมาตรฐานของกลุ่มคนปกติและผิดปกติ

จุดที่ทดสอบ	กลุ่มข้อมูล	คนปกติ			คนผิดปกติ		
		Pitch	Roll	Yaw	Pitch	Roll	Yaw
สะโพก	ขอบบน กลุ่ม 0	0.3782	0.3735	0.2794	0.4531	0.3956	0.4556
	ขอบล่าง กลุ่ม 0	-2.0815	-2.3194	-1.8181	-2.1132	-2.2990	-2.0776
	ขอบบน กลุ่ม 1	0.3775	0.4141	0.1969	0.4110	0.4304	0.3768
	ขอบล่าง กลุ่ม 1	-2.3053	-2.0931	-1.9846	-2.2342	-2.1495	-1.9402
ข้อเข่า	ขอบบน กลุ่ม 0	0.3984	0.3858	0.3607	0.3951	0.4266	0.4460
	ขอบล่าง กลุ่ม 0	-2.0272	-2.3052	-2.0384	-2.2155	-2.1124	-2.0331
	ขอบบน กลุ่ม 1	0.4029	0.4476	0.3153	0.4220	0.4038	0.2171
	ขอบล่าง กลุ่ม 1	-2.2415	-2.0744	-2.3627	-2.0893	-2.2301	-2.6677
ข้อเท้า	ขอบบน กลุ่ม 0	0.3703	0.4156	0.4361	0.3757	0.3870	0.3974
	ขอบล่าง กลุ่ม 0	-2.0478	-2.1752	-2.0188	-2.0362	-2.2121	-1.9396
	ขอบบน กลุ่ม 1	0.4575	0.3489	0.4071	0.4559	0.4143	0.2999
	ขอบล่าง กลุ่ม 1	-2.1276	-2.0269	-1.9624	-2.0961	-2.1152	-1.7679

เมื่อได้ข้อมูลในตารางที่ 4.1 จะนำกลุ่มข้อมูลทดสอบทดสอบความถูกต้องของคะแนนว่าสามารถตรวจสอบและจำแนกข้อมูลการเดินของคนปกติและผิดปกติได้หรือไม่ สามารถแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องได้ดังตารางที่ 4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 เปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการทวนสอบข้อมูล

แกนข้อมูล \ จุดที่ทดสอบ	Pitch	Roll	Yaw
สะโพก	84.61%	76.47%	69.23%
ข้อเข่า	82.35%	77.78%	66.67%
ข้อเท้า	54.54%	68.75%	41.67%

จากตารางที่ 4.2 การคำนวณเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องพบว่า การเปรียบเทียบความถูกต้องในสะโพกได้คะแนนน่าเชื่อถือ สามารถจำแนกการเดินได้ความถูกต้องเฉลี่ยเข้าใกล้ 80% เนื่องจากเป็นกระดูกชิ้นใหญ่ที่มีการเคลื่อนไหวในขณะเดินอย่างชัดเจน ทำให้สามารถนำข้อมูลมาจำแนกได้ อวัยวะที่มีผลลัพธ์ความถูกต้องรองลงมาคือ ข้อเข่า ได้คะแนนความถูกต้องเฉลี่ยที่ 75% เนื่องด้วยจากกลไกการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเป็นแบบบานพับซึ่งตรงกับการเคลื่อนไหวในแกน Pitch ทำให้สามารถที่จะตรวจจับข้อมูลในแกนนี้ได้ดี ส่วนข้อเท้าเป็นอวัยวะที่ได้คะแนนความถูกต้องน้อยที่สุดคือ 54% มีการเคลื่อนไหวที่แกน Roll และ Yaw เป็นหลัก การเคลื่อนไหวของข้อเท้าเป็นการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนและมีเรื่องจังหวะการลงเท้าเป็นปัจจัยในการตรวจจับทำให้ได้ข้อมูลมาอย่างเฉพาะบุคคลและมีความหลากหลายจึงทำให้ได้คะแนนผลการทดสอบต่ำที่สุด ในขั้นตอนการจำแนกข้อมูลคนผิดปกติและปกติสามารถเชื่อถือข้อมูลในแกน Pitch และ Roll ของสะโพก และสามารถนำข้อมูลข้อเข่ามาช่วยในการตัดสินใจเพื่อระบุประเภทและกลุ่มโรคที่จะเกิดขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัย

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

การพัฒนาอัลกอริทึมเพื่อการวิเคราะห์การเดินของผู้ที่เดินผิดปกติ โดยใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวติดที่อวัยวะของผู้ทดสอบทั้งสามจุด คือ สะโพก ข้อเข่าและข้อเท้าตามจุดที่มีความสำคัญและเชื่อมโยงกับการเดิน ประยุกต์ใช้การแปลงข้อมูลด้วยระบบพิกัดเชิงขั้ว เพื่อมุ่งเน้นการตรวจสอบมุมการเคลื่อนไหว และใช้ขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มข้อมูลแบบเคมีนเพื่อแบ่งช่วงการเดินออกเป็น 2 ช่วง คือ Swing Phase และ Stance Phase เพื่อสร้างต้นแบบของการเดินทั้งในรูปแบบคนปกติและคนผิดปกติ จากการจัดกลุ่มแบบเคมีนสามารถนำข้อมูลทั้งหมดมาสร้างต้นแบบโดยการนำระยะห่างของข้อมูลภายในกลุ่มข้อมูลหรือค่าซิลูเอทแอฟฟิเซียนท์ มาคำนวณระยะห่างด้วยคะแนนมาตรฐาน เพื่อให้สามารถทราบค่าของคนปกติและผิดปกติภายในขอบเขตคะแนนเดียวกัน คะแนนมาตรฐานที่ใช้เป็นคะแนนมาตรฐานแบบซีเพื่อให้ขอบเขตของคะแนนอยู่ภายใต้ขอบเขตตั้งแต่ -1 ถึง 1 เพื่อสร้างขอบบนและขอบล่าง สำหรับการนำมาประยุกต์ใช้เพื่อเป็นตัวแทนของข้อมูลในกลุ่มของคนปกติและคนผิดปกติ จากการพัฒนาขั้นตอนวิธีนี้พบว่าสามารถกำหนดรูปแบบการเดินเพื่อการนำมาวิเคราะห์ช่วงการเดินได้ตามวงจรการเดินมาตรฐาน เป็นเครื่องมือที่สามารถนำมาช่วยนักกายภาพบำบัดในการติดตามผลลัพธ์การกายภาพบำบัด เนื่องจากการแสดงผลค่ามุมเป็นตัวเลขสามารถนำมาหาระยะห่างการเคลื่อนไหวของช่วงการเดินในและครั้งได้ แต่ขั้นตอนวิธีการแปลงข้อมูลจากเชิงเส้นเป็นระบบพิกัดเชิงขั้วไม่สามารถระบุมุมที่อยู่ในช่วงการเดินนั้น ๆ จำเป็นจะต้องเพิ่มปัจจัยการจำแนกเพื่อให้ข้อมูลเพื่อให้แบ่งช่วงการเดินได้ นอกจากนี้ผู้วิจัยต้องการยืนยันความแม่นยำของผลการวิจัยจึงนำข้อมูลเซ็นเซอร์ขอบบนและขอบล่างมาเปรียบเทียบระยะห่าง โดยเมื่อระยะห่างของข้อมูลทดสอบและข้อมูลต้นแบบทั้งคนปกติและผิดปกติค่าใดที่มีค่าระยะห่างน้อยกว่าแสดงว่ามีความใกล้เคียงกับต้นแบบนั้น ๆ จากการทดสอบพบว่าการคำนวณหาระยะห่างของข้อมูลในแต่ละอวัยวะของคนปกติและผิดปกติ สามารถที่ใช้ข้อมูลต้นแบบของสะโพกและข้อเข่าเพื่อการเปรียบเทียบเนื่องจากมีค่าความแม่นยำที่สูงในแกน Pitch และ Roll เพราะว่าการเคลื่อนไหวของอวัยวะนี้มีการเคลื่อนไหวในแกนดังกล่าวอย่างเห็นได้ชัดเจน และข้อมูลข้อเท้ามีความแม่นยำน้อยที่สุด เนื่องจากมีปัจจัยที่ซับซ้อนทั้งการหมุนเท้าของแต่ละบุคคลและน้ำหนักการกระแทกเท้าที่ไม่เหมือนกันทำให้ตรวจจับรูปแบบได้ยาก จากผลลัพธ์การทดสอบนี้สามารถสรุปได้ว่างานวิจัยนี้สามารถสร้างเครื่องมือสำหรับตรวจสอบรูปแบบการเดิน และสามารถได้ข้อมูลต้นแบบสำหรับการนำไปต่อยอดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

- 1) เพื่อความแม่นยำและสามารถนำมาวิเคราะห์ห้วงจรการเดินได้ดียิ่งขึ้น ควรให้ผู้ทดสอบทดสอบเดินแบบ 6 นาทีเพื่อสามารถนำมาวิเคราะห์ในปัจจุบันอื่น ๆ เพิ่ม เช่นความอ่อนล้าของกล้ามเนื้อ หรือพฤติกรรมของอวัยวะส่วนอื่น ๆ ที่จำเป็นต้องเข้ามารองรับการเคลื่อนไหวขา
- 2) การกำหนดปัจจัยของผู้ทดสอบ เช่น เพศ อายุ ค่าดัชนีมวลกาย และกำหนดกลุ่มโรคที่จำเก็บข้อมูล เช่น โรคข้อเข่าเสื่อม เป็นต้น เพื่อให้ได้ต้นแบบของกลุ่มข้อมูลที่สามารถวิเคราะห์ข้อมูลได้เชิงลึกมากยิ่งขึ้น
- 3) ในการทดสอบการเดินจำเป็นต้องมีการตั้งกล้องถ่ายวิดีโอเพื่อนำมาตรวจสอบกับช่วงการตัดข้อมูลเพื่อกำหนดช่วงการเดินแบบละเอียดได้มากยิ่งขึ้น

## 5.3 ข้อจำกัด

- 1) ขั้นตอนการในการคัดเลือกข้อมูลผู้ทดสอบ เนื่องจากงานวิจัยนี้ไม่ได้วิจัยในเชิงคลินิก ทำให้มีข้อมูลของคนปกติและผิดปกติโดยไม่สามารถกำหนดรูปแบบของการผิดปกติได้ชัดเจน
- 2) ขั้นตอนการติดอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหว ต้องเป็นผู้ที่รู้มุมของเซ็นเซอร์และมุมของการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมกับแต่ละอวัยวะ เนื่องจากว่าหากว่าติดผิดมุมที่ได้จะมีการเคลื่อนไหวที่คลาดเคลื่อน
- 3) ขั้นตอนในการเก็บข้อมูลในมุมของพื้นที่ในการทดสอบ และชุดในการเก็บข้อมูลจำเป็นต้องให้มีการแนบเนื้อ ถึงแม้จะใช้เทปในการลดความคลาดเคลื่อน แต่ว่าหากชุดของผู้ทดสอบที่ใส่มามีความลื่นก็จะไม่สามารถที่จำเป็นข้อมูลได้อย่างแม่นยำ

## บรรณานุกรม

1. D. Promkeaw, A. Yam-ubon, W. Saensook, P. Amatachaya, T. Thaweewannakij, และ S. Amatachaya, “ลักษณะการเดินของผู้ที่มีสุขภาพดีขณะเดินบนพื้นแข็งและพื้นนุ่มที่มีระดับความหนาระดับต่าง ๆ”, *Thai J Phys Ther*, ปี 39, ฉบับที่ 2, น. 77-84, ส.ค. 2017.
2. ว. แสงเงิน, “การออกแบบและพัฒนาชุดโครงหุ่นยนต์ช่วยเดินสำหรับผู้ทุพพลภาพครึ่งท่อนล่าง,” Jan. 01, 2560. <https://dspace.spu.ac.th/handle/123456789/5288>
3. M. Whittle, *Gait Analysis: An Introduction*: Butterworth-Heinemann, 1986.
4. V.T Inman, H.J. Ralston, and F. Todd, “Human Walking”. Baltimore: Williams and Wilkins. Year 1981
5. M. Asif et al., "Analysis of Human Gait Cycle With Body Equilibrium Based on Leg Orientation," in *IEEE Access*, vol. 10, pp. 123177-123189, 2022, doi: 10.1109/ACCESS.2022.3222859.
6. C. Kongkhiaw, “Video System for Dynamic Motion Analysis of Human Gait,” Master of engineering in Electrical Engineering, Prince of Songkha University, pp. 1-11, year 2010.
7. วิทย์รุ่งโรจน์ ป., บวรสุนทรชัย ส., และ สัจวารณะที ญ., “ความสัมพันธ์ของความสูงจากระยะก้าวขณะเดินสำหรับการจำแนกบุคคลโดยใช้โปรแกรมวินเอฟดีเอ็ม”, *JCSF*, ปี 5, ฉบับที่ 2, น. 168-179, ธ.ค. 2019.
8. S. Thongprasert, “Rejuvenation of Patients with Walking disorders,” Department of Physical medicine and rehabilitation, Chiangmai university, year 2016.
9. M.M. Rodgers, “Dynamic foot biomechanics”. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, Vol.21, pp. 306-316. Year. 1995
10. Department of Health & Human Services, “Walking for good health,” Better Health Channel.  
<https://www.betterhealth.vic.gov.au/health/healthyliving/walking-for-good-health>
11. “Walking abnormalities,” Mount Sinai Health System.  
<https://www.mountsinai.org/health-library/symptoms/walking-abnormalities>
12. T. Yakimovich, J. Kofman and E. D. Lemaire, "Design and Evaluation of a Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis Knee Joint," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 3, pp. 361-369, Sept. 2006, doi: 10.1109/TNSRE.2006.881578.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

13. J. Phanitchart, and W. Kimpan(2015).Phase Graphs Applying Used in Analyzing Scapular Patients. Chonburi, Thailand: The 7th conference of Electrical Engineering Network of Rajamangala University of Technology, pp. 137-140
14. J. L. Coolidge, “The origin of polar coordinates,” American Mathematical Monthly, vol. 59, no. 2, p. 78, Feb. 1952, doi: 10.2307/2307104.
15. S. G. Johnson and M. Frigo, "A Modified Split-Radix FFT With Fewer Arithmetic Operations," in IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 55, no. 1, pp. 111-119, Jan. 2007, doi: 10.1109/TSP.2006.882087
16. H. Silva and J. Bernardino, “Machine Learning Algorithms: An Experimental evaluation for decision support systems,” Algorithms, vol. 15, no. 4, p. 130, Apr. 2022, doi: 10.3390/a15040130.
17. D. Pelleg and A. Moore, Accelerating exact k-means algorithms with geometric reasoning. New York, United States of America: Association for Computing Machinery, 1999. doi: 10.1145/312129.312248.
18. P. Sharma , “Understanding K-means Clustering in Machine Learning(With Examples)”. Data Science Blogathon.. 24 November 2021
19. J. A. Hartigan and M. A. Wong, “Algorithm AS 136: A K-Means clustering algorithm,” Journal of the Royal Statistical Society Series C (Applied Statistics), vol. 28, no. 1, p. 100, Jan. 1979, doi: 10.2307/2346830.
20. H. Belyadi and A. Haghghat, “Unsupervised machine learning: clustering algorithms,” in Elsevier eBooks, 2021, pp. 125–168. doi: 10.1016/b978-0-12-821929-4.00002-0.
21. W. Mendenhall and T. Sincich, Statistics for Engineering and the Sciences. Prentice Hall, 2007.
22. E. S. Neukrug and R. C. Fawcett, Essentials of Testing and Assessment: A practical guide for counselors, social workers, and psychologists, enhanced. Cengage Learning, 2019.
23. Libretexts, “10.4: Rotation of Axes,” Mathematics LibreTexts, Jan. 02, 2021. [https://math.libretexts.org/Bookshelves/Precalculus/Precalculus\\_1e\\_\(OpenStax\)/10%3A\\_Analytic\\_Geometry/10.04%3A\\_Rotation\\_of\\_Axes](https://math.libretexts.org/Bookshelves/Precalculus/Precalculus_1e_(OpenStax)/10%3A_Analytic_Geometry/10.04%3A_Rotation_of_Axes) Wikicommon, “Rotation of Axis”. The SKYbrary platform . Year. 1987

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

24. NASA Glenn Research Center, "Aircraft rotations | Glenn Research Center | NASA," Glenn Research Center | NASA, Jul. 21, 2022.  
<https://www1.grc.nasa.gov/beginners-guide-to-aeronautics/aircraft-rotations/>
25. "Gyroscopic Effects: Vector aspects of angular momentum | Physics." <https://courses.lumenlearning.com/suny-physics/chapter/10-7-gyroscopic-effects-vector-aspects-of-angular-momentum/>
26. T. Wu et al., "Research status and development trend of piezoelectric accelerometer," *Crystals*, vol. 13, no. 9, p. 1363, Sep. 2023, doi: 10.3390/cryst13091363.
27. O. W. Eshbach, *Eshbach's Handbook of Engineering Fundamentals*. 2009.pp.968-969
28. R. Baker, "The history of gait analysis before the advent of modern computers," *Gait & Posture*, vol. 26, no. 3, pp. 331–342, Feb. 2007, doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.10.014.
29. J. Stebbins, M. Harrington, and C. Stewart, "Clinical gait analysis 1973–2023: Evaluating progress to guide the future," *Journal of Biomechanics*, vol. 160, p. 111827, Oct. 2023, doi: 10.1016/j.jbiomech.2023.111827.
30. J. Young, M. Simic, and M. Simic, "Monitoring gait events by image processing," *Procedia Computer Science*, vol. 176, pp. 3601–3609, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.procs.2020.09.026.
31. S. Chattopadhyay and A. Nandy, "Human Gait Modelling Using Hidden Markov Model For Abnormality Detection," *TENCON 2018 - 2018 IEEE Region 10 Conference*, Jeju, Korea (South), 2018, pp. 0623-0628, doi: 10.1109/TENCON.2018.8650194.
32. Seyrafi, "Real Time Automatic Step Detection in The Three Dimensional Accelerometer Signal Implemented on a Microcontroller System," *Blekinge Institute of Technology, School of Engineering, Department of Applied Signal Processing*, pp. 529–551, December 2009.
33. "Detecting Gait Phases from RGB-D Images Based on Hidden Markov Model," *PubMed*, Sep. 01, 2016. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27563572/>
34. S. Chattopadhyay and A. Nandy, "Human Gait Modelling Using Hidden Markov Model For Abnormality Detection," *TENCON 2018 - 2018 IEEE Region 10*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Conference*, Jeju, Korea (South), 2018, pp. 0623-0628, doi: 10.1109/TENCON.2018.8650194.
35. S. A. Yazdi, A. Janghorbani, and A. Maleki, "Diagnosis of Autism in Children Based on their Gait Pattern and Movement Signs Using the Kinect Sensor," *Journal of Medical Signals & Sensors*, vol. 14, no. 10, Oct. 2024, doi: 10.4103/jmss.jmss\_19\_24.
  36. C.-C. Yang, Y.-L. Hsu, K.-S. Shih, and J.-M. Lu, "Real-Time GAIT cycle parameter recognition using a wearable accelerometry system," *Sensors*, vol. 11, no. 8, pp. 7314–7326, Jul. 2011, doi: 10.3390/s110807314.
  37. H. T. T. Vu et al., "A review of GAIT phase detection algorithms for lower limb prostheses," *Sensors*, vol. 20, no. 14, p. 3972, Jul. 2020, doi: 10.3390/s20143972.
  38. S. Tadano, R. Takeda, K. Sasaki, T. Fujisawa, and H. Tohyama, "Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-Gait systems)," *Journal of Biomechanics*, vol. 49, no. 5, pp. 684–690, Feb. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.01.017.
  39. Q. Yuan and I.-M. Chen, "Localization and velocity tracking of human via 3 IMU sensors," *Sensors and Actuators a Physical*, vol. 212, pp. 25–33, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.sna.2014.03.004.
  40. S. Tadano, R. Takeda, and H. Miyagawa, "Three dimensional GAIT analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations," *Sensors*, vol. 13, no. 7, pp. 9321–9343, Jul. 2013, doi: 10.3390/s130709321.
  41. Q. Mao, W. Zheng, M. Shi, and F. Yang, "Scientometric research and critical analysis of GAIT and balance in older adults," *Sensors*, vol. 24, no. 10, p. 3199, May 2024, doi: 10.3390/s24103199.
  42. A. R. Anwary, H. Yu and M. Vassallo, "Optimal Foot Location for Placing Wearable IMU Sensors and Automatic Feature Extraction for Gait Analysis," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, no. 6, pp. 2555-2567, 15 March 2018, doi: 10.1109/JSEN.2017.2786587.
  43. A. Carvalho et al., "Markerless three-dimensional gait analysis in healthy older adults: test–retest reliability and measurement error," *Journal of Biomechanics*, vol. 174, p. 112280, Aug. 2024, doi: 10.1016/j.jbiomech.2024.112280.

44. W. Tangwongcharoen "Comparison of Methods for Analyzing Shoulder Blades," , International Journal of Simulation Systems, Science & Technology Volume 21, Number N3, 2020
45. P. Santikan, W. Tangwongcharoen and W. Kimpan, "Define Stance and Swing pattern of gait cycle using motion sensor and K-Mean Clustering," 2022 19th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), Prachuap Khiri Khan, Thailand, 2022, pp. 1-4, doi: 10.1109/ECTI-CON54298.2022.9795482.
46. P. Suntikan and W. Tangwongcharoen, "Walking pattern analysis using the gait cycle to classify a healthy and an unhealthy form," *Science, Engineering and Health Studies*, p. 23040012, Dec. 2023, doi: 10.69598/sehs.17.23040012.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้