



ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์
Video System for Dynamic Motion Analysis of Human Gait

เฉลิมพล คงเขียว

Chalermphol Kongkhiaw

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Electrical Engineering**

Prince of Songkla University

2553

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์
ผู้เขียน นายเฉลิมพล คงเขียว
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....
(รองศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มนตรี กาญจนะเดชะ)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.โกสินทร์ จ้างไทย)

.....
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้
เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา
วิศวกรรมไฟฟ้า

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.เกริกชัย ทองหนู)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อวิทยานิพนธ์ ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์
ผู้เขียน นายเฉลิมพล คงเขียว
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา 2553

บทคัดย่อ

การวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ เป็นกระบวนการเพื่อหาวิธีการแก้ไขการเดินหรือลักษณะความผิดปกติของการเดิน งานวิจัยนี้ใช้ระบบภาพเคลื่อนไหวแบบไดนามิกในการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ที่มีราคาค่อนข้างต่ำ ซึ่งประกอบด้วย กล้องวิดีโอ(Webcam) และใช้หลอด LED สีน้ำเงิน เป็นมาร์คเกอร์ติดด้านข้างลำตัวตามตำแหน่งของสะโพก เข่าและข้อเท้า โดยมาร์คเกอร์จะถูกคัดแยกโดยใช้กระบวนการทางภาพและหาตำแหน่งจุดศูนย์กลางของมาร์คเกอร์แต่ละตำแหน่งในระบบเวลาจริง โดยการคำนวณค่ามุมจากจุดศูนย์กลางของมาร์คเกอร์แต่ละตำแหน่งประกอบด้วยมุมระหว่างขาส่วนบนกับแกนแนวตั้ง และขาส่วนบนกับขาส่วนล่าง โดยคุณสมบัติพื้นฐานของข้อมูลบนอนุกรมเวลา ได้ถูกจำแนกหาค่าประกอบของข้อมูลซึ่งประกอบไปด้วย ค่าความผิดเพี้ยนรูปคลื่น (THD), ค่าแอมพลิจูดของความถี่หลักมูล (Fundamental frequency) และค่าความเร็วเชิงมุม รวมทั้งใช้ทฤษฎีฟัซซี่ลอจิก (Fuzzy Logic theory) ไปใช้ในการประมาณความถูกต้องของลักษณะการเดิน โดยการทดสอบประสิทธิภาพของระบบกับอาสาสมัครซึ่งเป็นคนปกติจำนวน 14 คน และผู้พิการขาส่วนล่าง 1 คน ผลการศึกษาพบว่า ค่าความผิดเพี้ยนรูปคลื่น, ค่าแอมพลิจูดของความถี่หลักมูล และค่าความเร็วเชิงมุมของคนปกติ อยู่ในช่วงข้อมูลเดียวกัน แต่คุณลักษณะของผู้พิการจะแตกต่างจากช่วงข้อมูลของคนปกติ นอกจากนี้ การประมาณความถูกต้องของการเดินของคนปกติ มีค่ามากกว่า 80 เปอร์เซ็นต์ แต่การประมาณความถูกต้องการเดินของผู้พิการ มีค่าประมาณ 60 เปอร์เซ็นต์เท่านั้น ผลการศึกษาเหล่านี้ได้แสดงความเป็นไปได้ของระบบที่นำเสนอลักษณะการเดินของมนุษย์ ซึ่งจะเป็นเครื่องมือที่มีประโยชน์ต่อการวินิจฉัยทางการแพทย์

คำสำคัญ: การวิเคราะห์การเดิน, ระบบภาพเคลื่อนไหว, กระบวนการทางภาพ

Thesis Title	Video System for Dynamic Motion Analysis of Human Gait
Author	Mr. Chalermphol Kongkhiaw
Major Program	Electrical Engineering
Academic Year	2010

ABSTRACT

Analysis of human gait is a process to find a way to correct gait or the characteristics of gait disorders. A low-cost video system for dynamic motion analysis of human gait was developed in this project. The system consists of a video camera (Webcam) and three blue LEDs used as the markers attached to a subject at hip, knee, and ankle. The markers were segmented using the image processing algorithm and the center of each marker was determined in real time. Two angles calculated from the marker centers were the angle between the thigh and vertical axis and the angle between the thigh and lower leg section. Features based on the time series data from the angles were extracted including the total harmonic distortion (THD), amplitude of fundamental frequency, and angular speed. The fuzzy logic theory was applied to estimate the accuracy of gait characteristic. Performance of the system was validated with 14 normal volunteers and a below-knee disable person. Results showed that THD values, amplitude of fundamental frequency and angular speed of normal people are in the same range. However, features from the disabled person are different from the normal range. In addition, the accuracy of gait estimation from the normal subjects was greater than 80 percent but the accuracy of gait estimation from the disabled person was about 60 percent only. These results show the feasibility of the proposed system in characterizing human gait, which can be a helpful tool for medical diagnosis.

Keyword: Gait analysis, Motion capture, Computer vision, Image processing, Marker

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการตาราง	(10)
รายการภาพประกอบ	(11)
บทที่	หน้า
1. บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย.....	1
1.2 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	6
1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	10
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	10
1.5 ขั้นตอนของการวิจัย.....	11
2. ทฤษฎีและหลักการ.....	13
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน.....	13
2.2 ทฤษฎีการวิเคราะห์ลักษณะการเดิน.....	14
2.3 เครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์.....	23
2.4 ทฤษฎี FUZZY LOGIC.....	25
3. การออกแบบงานวิจัยและวิธีการทดลอง.....	29
3.1 การออกแบบระบบฮาร์ดแวร์.....	29
3.2 การออกแบบซอฟต์แวร์.....	31
3.3 วิธีการทดลอง.....	44
3.4 อภิปรายผลการทดลอง.....	45
4. ผลการทดลอง.....	46
4.1 การทดสอบเพื่อเปรียบเทียบเครื่องมือวัด.....	46
4.2 การทดสอบกับกลุ่มตัวอย่าง.....	48
4.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	55
4.4 วิจารณ์ผลการทดลอง.....	63
5. สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง.....	65
5.1 สรุปผลการทดสอบการทดสอบเปรียบเทียบเครื่องมือวัด.....	65

สารบัญ (ต่อ)	หน้า
5.2 วิเคราะห์ผลการทดลองกับกลุ่มตัวอย่าง.....	68
5.3 สรุปผลการทดลอง.....	68
5.4 ข้อเสนอแนะ.....	69
บรรณานุกรม.....	70
ภาคผนวก.....	72
ภาคผนวก ก.....	73
ภาคผนวก ข.....	75
ประวัติผู้เขียน.....	89

รายการตาราง	หน้า
1-1	การทำงานของข้อต่างๆ และกล้ามเนื้อในขณะเดิน..... 5
2-1	การเปรียบเทียบเครื่องมือที่ใช้ในปัจจุบัน..... 25
3-1	การกำหนดค่า การใช้ฟังก์ชัน Extract Single Color Plan..... 34
4-1	ผลการทดสอบการอ่านค่ามุมของเครื่องมือวัด..... 51
4-2	ผลการวิเคราะห์ค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่าทางความถี่ของขาข้างซ้าย..... 55
4-3	ผลการทดลองวิเคราะห์ค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่าทางแอมพลิจูดของขาข้างซ้าย..... 56
4-4	ผลการทดลองวิเคราะห์ค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่าทางความถี่ของขาข้างขวา..... 57
4-5	ผลการทดลองวิเคราะห์ค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่าทางแอมพลิจูดของขาข้างขวา..... 58
4-6	ผลการเปรียบเทียบค่าต่างๆ กับผู้ทดสอบที่ 5 ซึ่งพิการขาข้างขวา..... 64
5-1	สรุปค่าความผิดพลาดของการอ่านค่ามุมของเครื่องมือวัด..... 65

รายการภาพประกอบ		หน้า
1-1	ขั้นตอนการเดินปกติของมนุษย์.....	1
1-2	ขั้นตอนการเดินช่วง Swing phase.....	4
1-3	การติดตั้งการทดลองของงานวิจัยเรื่อง Foot gait Analysis and Simulation.....	8
1-4	ติดตั้งการทดลองของงานวิจัยเรื่อง Plug-in-Gait Marker Placements.....	8
1-5	การติดตั้งการทดลองของงานวิจัยเรื่อง Skeletal Parameter Estimation from Optical Motion Capture Data.....	9
2-1	การวัดความยาวของขา.....	16
2-2	ท่าเดินที่ผิดปกติแบบ Trendelenburg's gait.....	19
2-3	ท่าเดินที่ผิดปกติแบบ Gluteus maximus gait.....	19
2-4	ท่าเดินที่ผิดปกติแบบ Quadriceps paralysis.....	20
2-5	ท่าเดินที่ผิดปกติแบบ Steppage gait.....	21
2-6	เครื่อง Visual 3D™ ของบริษัท C-Motion.....	23
2-7	เครื่อง Motion monitoring ของบริษัท The Motion Monitoring.....	23
2-8	เครื่อง Qualisys ของบริษัท Qualisys Medical AB.....	24
2-9	เครื่อง 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walking Range ของบริษัท © zebris Medical GmbH.....	24
2-10	โครงสร้างสถาปัตยกรรมของระบบฟัซซี่.....	26
2-11	ฟังก์ชันความเป็นสมาชิกรูปสามเหลี่ยม.....	27
2-12	ตัวอย่างการใช้งาน Fuzzy logic.....	28
3-1	การติดตั้งชุดการทดลอง.....	29
3-2	การเชื่อมต่อชุดการทดลอง.....	30
3-3	โครงสร้างของฟังก์ชัน NI-IMAQ for USB Camera.....	32
3-4	แผนผังการทำงานของโปรแกรมแบบเวลาจริง.....	33
3-5	แผนผังการทำงานของโปรแกรมแบบ Off line mode.....	33
3-6	การปรับแต่งภาพโดยใช้กระบวนการทางภาพ.....	35
3-7	การคำนวณหามุมจากตำแหน่งของ Marker.....	36
3-8	แผนผังการทำงานของการคำนวณค่าความเร็วเชิงมุม.....	38
3-9	การออกแบบการจำแนกขั้นตอนการเดินโดยใช้ Fuzzy logic ในช่วงการเดินแบบ Stance phase.....	39

รายการภาพประกอบ (ต่อ)	หน้า
3-10 การออกแบบการจำแนกชั้นขั้นตอนการเดินโดยใช้ Fuzzy logic ในช่วงการเดินแบบ Swing phase.....	42
3-11 ภาพจำลองการเดินแบบ 2 มิติ.....	43
4-1 แบบจำลองการทดสอบการอ่านค่ามุมที่ข้อสะโพก.....	47
4-2 แบบจำลองการทดสอบการอ่านค่ามุมที่ข้อเข่าเมื่อมุมข้อสะโพก = 53°	47
4-3 แบบจำลองการทดสอบการอ่านค่ามุมที่ข้อเข่าเมื่อมุมข้อสะโพก = 37°	47
4-4 รูปคลื่นข้อมูลมุมที่ข้อสะโพก.....	49
4-5 รูปคลื่นข้อมูลที่ข้อเข่า.....	49
4-6 รูปคลื่นข้อมูลค่าความเร็วเชิงมุมข้อสะโพก.....	50
4-7 รูปคลื่นข้อมูลค่าความเร็วเชิงมุมข้อเข่า.....	50
4-8 ผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 3 ชายวัย.....	51
4-9 ผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 3 ชายวัย.....	52
4-10 ผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 5 ชายวัย (ผู้ฝึกการขาขวา).....	53
4-11 ผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 5 ชายวัย (ผู้ฝึกการขาขวา).....	54
4-12 การเปรียบเทียบ THD ของค่ามุมและค่าความเร็วเชิงมุมของข้อสะโพกขาข้างซ้าย.....	59
4-13 การเปรียบเทียบ THD ของค่ามุมและค่าความเร็วเชิงมุมของข้อสะโพกขาข้างขวา.....	59
4-14 การเปรียบเทียบ THD ของค่ามุมและค่าความเร็วเชิงมุมของข้อเข่าขาข้างซ้าย.....	60
4-15 การเปรียบเทียบ THD ของค่ามุมและค่าความเร็วเชิงมุมของข้อเข่าขาข้างขวา.....	60
4-16 การเปรียบเทียบค่าผลต่างของแอมพลิจูดของความถี่ 0 เฮิร์ตและความถี่หลักมูลขาข้างขวา.....	61
4-17 การเปรียบเทียบค่าผลต่างของแอมพลิจูดของความถี่ 0 เฮิร์ตและความถี่หลักมูลขาข้างซ้าย.....	61
4-18 ผลการเปรียบเทียบค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในการเดินขาข้างขวา.....	62
4-19 ผลการเปรียบเทียบค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในการเดินขาข้างซ้าย.....	62
5-1 ค่าความเป็นเชิงเส้นของการคำนวณหาค่ามุมที่ข้อสะโพก.....	66
5-2 ค่าความเป็นเชิงเส้นของการคำนวณหาค่ามุมที่ข้อเข่า เมื่อมุมข้อสะโพก = 53°	66
5-3 ค่าความเป็นเชิงเส้นของการคำนวณหาค่ามุมที่ข้อเข่า เมื่อมุมข้อสะโพก = 37°	67
ก-1 หน้าแสดงผลการทำงานของโปรแกรม.....	74
ก-2 แผนผังการทำงานของโปรแกรมในการเลือกโหมดการทำงาน.....	75

	หน้า
รายการภาพประกอบ (ต่อ)	
ก-2 ฟังก์ชันการเลือกโหมดทำงานแบบ Real time (True) หรือ off line mode (False).....	76
ข-1 แผนผังการทำงานของโปรแกรมในแบบเวลาจริง (Real time mode).....	78
ข-2 ส่วนการกำหนดค่าเริ่มต้นของกล้องวิดีโอ (Camera Initial Condition Setting).....	79
ข-3 ส่วนของการกำหนดค่าเริ่มต้นการบันทึกข้อมูลเป็นไฟล์ .xls.....	79
ข-4 ส่วนของการดึงภาพจากหน่วยความจำ (Grab image).....	79
ข-5 ส่วนของการทำกระบวนการทางภาพ (Image processing) ประกอบด้วยการปรับ ความสว่าง ความเข้มแสง ของแต่ละสี ส่วนการแยกสี และการค้นหาวัดคู่ที่ต้องการ....	80
ข-6 ส่วนของการคำนวณค่ามุมสะโพกและข้อเข่าจากตำแหน่งของ Marker บนพิกัด ระนาบ X-Y.....	80
ข-7 การคำนวณเพื่อแสดงผลจำลองการเดินแบบ 2 มิติ จากค่ามุมที่คำนวณได้.....	81
ข-8 การกำหนดค่าการแสดงผล Waveform graph ของข้อสะโพกและข้อเข่า.....	82
ข-9 การคำนวณการจำแนกช่วงของการเดิน (Gait Classification).....	83
ข-10 การคำนวณค่าจำนวนเฟรมของการเดินที่ถูกต้องตามทฤษฎีการเดินในแต่ละช่วงการ เดิน.....	83
ข-11 การคำนวณหาความถี่ในการเดิน โดยการใช้ฟังก์ชัน FFT.....	84
ข-12 การคำนวณค่าความเร็วในการเดิน โดยการนำค่าตำแหน่งของ Marker ที่ข้อเท้า.....	84
ข-13 แผนผังการทำงานของโปรแกรมแบบ Off line mode.....	85
ข-14 การกำหนดค่าเริ่มต้นของการอ่านไฟล์ .avi เพื่อเตรียมข้อมูลในการประมวลผล.....	86
ข-15 การสร้างหน่วยความจำชั่วคราวเพื่อเตรียมเก็บภาพที่ได้จากการอ่านภาพจาก.....	86
ข-16 การอ่านภาพจากไฟล์วิดีโอ .avi (IMAQ AVI Read frame).....	86
ข-17 การควบคุมลำดับภาพที่ใช้ในการประมวลผลแบบ Off line mode.....	87
ข-18 การกำหนดเริ่ม Timer สำหรับการควบคุมความเร็วของภาพที่ 10 เฟรมต่อวินาที.....	88
ข-19 หน่วงเวลาเพื่อควบคุมความเร็วของภาพที่ 10 เฟรมต่อวินาที.....	88
ข-20 คำนวณค่าความเร็วเชิงมุมของข้อสะโพก โดยมีการ Scaling ค่าที่ความเร็วภาพ 10 เฟรมต่อวินาที เป็นค่าตามความเร็วภาพต้นฉบับ.....	88

บทที่ 1

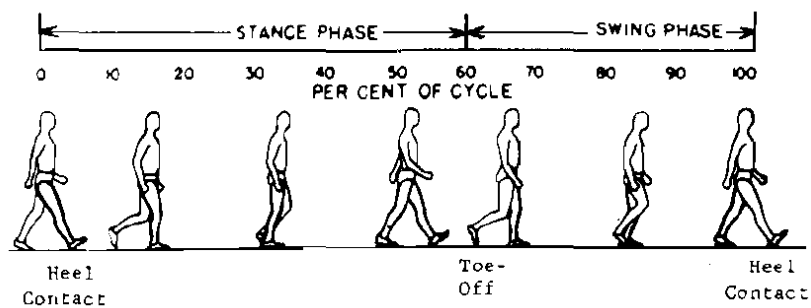
บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

การเดิน เป็นวิวัฒนาการที่เป็นไปตามธรรมชาติ ทำให้คนทั่วไปไม่เห็นความสำคัญ จนกระทั่งเมื่อมีความผิดปกติของการเดิน อันเนื่องมาจากสาเหตุต่างๆ เกิดขึ้นแล้ว จึงจะรู้สึกว่าการเดินนี้เป็นปัญหาที่ใหญ่มากต้องมีบำบัดรักษาและการฝึกหัดเดิน ซึ่งปัญหาดังกล่าว จำเป็นต้องใช้เครื่องมือในการช่วยวิเคราะห์ความผิดปกติ เพื่อให้การบำบัดรักษาสามารถทำได้อย่างถูกต้องและรวดเร็ว ซึ่งเครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์การเดินมีด้วยกันหลายชนิด และหลายวิธีการในการได้มาซึ่งค่าที่สามารถใช้ในการวิเคราะห์

การเดินเกิดจากวงจรการเคลื่อนไหวของขาทั้ง 2 ข้าง ซึ่งแบ่งวงจรของการเดิน (Gait cycle) ออกเป็น 2 ช่วง (Phase) คือ

- (1) Stance phase คือ ช่วงที่เท้ายันอยู่กับพื้นดิน
- (2) Swing phase คือ ช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ



ภาพประกอบที่ 1-1 ขั้นตอนการเดินปกติของมนุษย์ (Normal Human Locomotion)[1]

จากรูปที่ 1 เมื่อก้าวออกเดินด้วยเท้าขวา ในช่วงแรก เท้าขวาวจะยันพื้นรับน้ำหนักตัว (Stance phase) ลำตัวจะเคลื่อนไปข้างหน้า โดยเท้าซ้ายจะดันตัวไป เมื่อลำตัวเคลื่อนไปข้างหน้า เท้าซ้ายซึ่งลอยก็จะมาแตะพื้นเพื่อจะรับน้ำหนัก เท้าขวาก็จะกลายเป็นตัวดันลำตัวให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้า แล้วตัวตัวเองก็จะลอยจากพื้น (Swing phase) เพื่อจะไปคอยรับน้ำหนักตัวต่อไป ช่วงการเดินที่กล่าวถึงนี้ คือการศึกษาขาข้างใดข้างหนึ่ง ซึ่งจะเห็นว่าขาขวาวจะมี Stance phase และ Swing phase ตามกันไป เมื่อขาขวาวเป็น Swing phase ขาซ้ายต้องเป็น Stance phase สลับกันไป จึงทำให้การเดินเป็นไปตามธรรมชาติ ซึ่งถ้าศึกษาให้ละเอียดแล้ว จะเห็นว่าช่วงต่างๆ ยังแบ่งออกได้เป็นขั้นตอนดังนี้

1.1.1 Stance phase ประกอบไปด้วยขั้นตอนต่างๆ 5 ขั้นตอนดังนี้

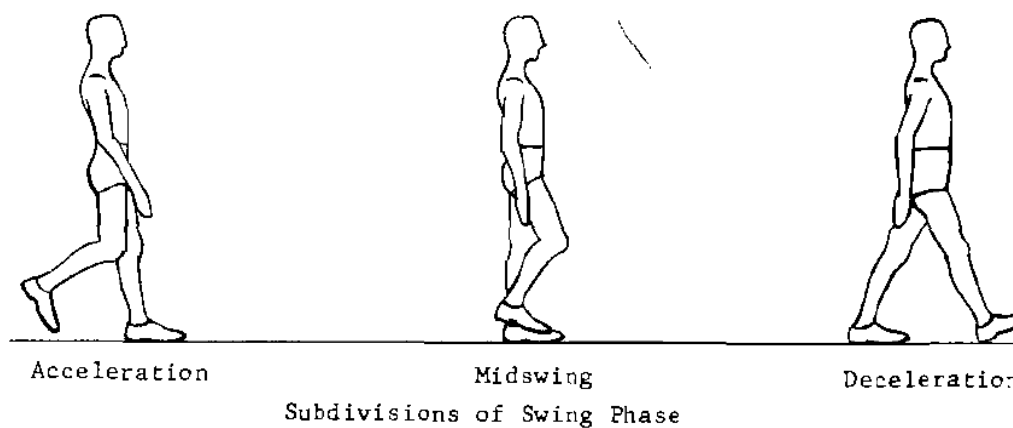
- (1) Heel strike คือ ขั้นตอนที่ส้นเท้ากระทบกับพื้น กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ
 - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ให้เข่าเหยียด
 - กล้ามเนื้อ Gluteu maximus ทำหน้าที่เหยียดสะโพกให้ส้นเท้ากดกับพื้น
 - กล้ามเนื้อ Hamstrings ทำหน้าที่ช่วยเหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น
 - กล้ามเนื้อกลุ่มกระดกข้อเท้าขึ้น ทำให้เท้ากระดกพื้นพื้น
- (2) Foot flat เป็นระยะของการเดินที่เท้าแตะพื้น ใช้กล้ามเนื้อเหมือนกับระยะ Heel strike เว้นแต่ ข้อเท้าอยู่ในท่ากระดกลง 15 องศา
- (3) Mid-stance เป็นระยะของการเดินที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้น น้ำหนักตัวตกลงในแนวศูนย์กลางมวลของร่างกาย ผ่านหลังข้อสะโพกหน้าข้อเข่าและข้อเท้า กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้คือ
 - กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ให้ข้อสะโพกงอ กันไม่ให้ Hyperextension

- กล้ามเนื้อ Gluteus medius, Gluteus minimus และ Tensor fascia lata ทำหน้าที่ให้กระดูกเชิงกรานอยู่ในระดับ ไม่ให้เอียงไปด้านใดด้านหนึ่ง และไม่ให้เกิดหลังงาย
 - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ไม่ให้เข่างอพับลงมา
 - กล้ามเนื้อกระดูกเท้า ทำหน้าที่ให้ฝ่าเท้าแบนพื้น
- (4) Heel off เป็นระยะที่ส้นเท้ายกสูงจากพื้น ลำตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ
- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้ข้อสะโพก Hyperextension
 - กล้ามเนื้อ Hamstring ทำหน้าที่งอเข่า
 - กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลง ทำหน้าที่กระดูกข้อเท้าลง
- (5) Toe off เป็นระยะที่นิ้วเท้าดันให้ขาไปข้างหน้า เพื่อเข้าสู่ระยะ Swing phase กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ
- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่งอข้อสะโพกเพื่อเหวี่ยงขาไปข้างหน้า
 - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่าเร็วเกินไป
 - กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลง ทำหน้าที่ดันให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้า

1.1.2 Swing phase กินเวลาประมาณ 1/3 ของวงจรการเดิน แบ่งเป็น 3 ระยะ ดังนี้

- (1) Acceleration คือระยะที่ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยความเร็วจากแรงเฉื่อยมาเร่ง กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ
- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่เหวี่ยงและวอข้อสะโพกไปข้างหน้า
 - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่ามากเกินไป

- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าขึ้นทำให้ข้อเท้ากระดูกขึ้น เพื่อไม่ให้ปลายเท้าแตะพื้น กันลื่น
- (2) Mid swing เป็นระยะที่ขาข้างนั้นถูกดึงให้ลอยมาอยู่ใต้ลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้เหมือนระยะ acceleration
- (3) Deceleration คือ ระยะการเดินที่ขาที่ถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าจากแรงกล้ามเนื้อที่กล่าวมา ถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อเข้าสู่ Stance phase อีกครั้งเป็นวงจรการเดินใหม่ต่อไป



ภาพประกอบที่ 1-2 ขั้นตอนการเดินช่วง Swing phase[1]

ขั้นตอนต่างๆ ของการเดิน สามารถสรุปการทำงานของข้อต่างๆ และกล้ามเนื้อ ได้ดังนี้

Phases	Hip(degree)	Knee(degree)	Ankle(degree)	Muscles
Heel strike	Flex 25	Fully extend	Neutral	Gluteus maximus, quadriceps, hamstrings, foot and toe dorsiflexors
Foot Flat	Flex 23	Flex 20	Plantarflex 15	Same Heel strike
Mid stance	Flex 10	Flex 10	Dorsiflex 3	Iliopsoas, gluteus minimus, tensor fascia lata, quadriceps, plantar flexors
Heel off	Hyperextend 10	Flex 2	Dorsiflex 15	Iliopsoas, hamstring, plantar flexors
Toe off	Flex 10	Flex 40	Plantarflex 20	Iliopsoas, quadriceps, plantar flexors
Acceleration	Flex 5	Flex 65	Neutral	Iliopsoas, quadriceps, foot and toe dorsiflexors
Mid swing	Flex 25	Flex 65	Neutral	Iliopsoas
Deceleration	Flex 25	Fully extend	Neutral	Gluteus maximus, hamstring, foot and toe dorsiflexors

ตารางที่ 1-1 การทำงานของข้อต่างๆ และกล้ามเนื้อในขณะเดิน [1]

จากตารางที่ 1-1 แสดงให้ค่ามุมของสะโพก (Hip) ข้อเข่า (Knee) และข้อเท้า (Ankle) ซึ่งในแต่ละขั้นตอนจะมีมุมของข้อต่อต่างๆ จากข้อมูลมุมที่ข้อสะโพกที่แสดงในตารางเป็นค่ามุมเทียบกับแนวแกนตั้ง ส่วนข้อเข่า แสดงมุมระหว่างขาที่อนบนและขาที่อนล่าง และข้อเท้าแสดงมุมที่เปลี่ยนแปลงไปจากมุมปกติ (มุมปกติ (Neutral) คือ มุมตั้งฉากระหว่างขาที่อนล่างและฝ่าเท้า)

ค่ามุมข้อสะโพก (Hip angle) มีมุมงอ (Flex) ตั้งแต่ 25 องศา ถึง -25 องศา เทียบกับแนวตั้ง โดยแบ่งเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงที่ขาที่อนบนอยู่หน้าลำตัว (ขั้นตอน Heel Strike, Foot flat, Mid stance และ Mid swing, Deceleration) ช่วงนี้ค่ามุมจะเป็นบวก และช่วงที่ขาที่อนบนอยู่ข้างหลังลำตัว (ขั้นตอน Heel off งามไปข้างหลังเกิน (Hyperextend) 10 องศา, Toe off และ Acceleration)

ค่ามุมที่ข้อเข่า (Knee angle) มีมุมมองตั้งแต่ 0 องศา (Fully extend) จนถึง 65 องศา และค่ามุมที่ข้อเท้า (Ankle angle) มีค่ามุมปกติ กางออก (Plantarflex) และงอเข้า(Dorsiflex)

1.2 ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

ในการได้มาซึ่งค่าต่างๆ ที่ใช้ในการช่วยการพิสูจน์ความผิดปกติของแพทย์จากภาพการเคลื่อนไหวของขา กระบวนการที่สำคัญคือ ชนิดและตำแหน่งที่ใช้ในการติด มาร์คเกอร์ และกระบวนการในการประมวลผลภาพ (Image processing) โดยงานวิจัยที่เกี่ยวข้องซึ่งได้รับการตีพิมพ์ได้แก่

1.2.1 การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของขาสั้นส่วนขาของมนุษย์ในช่วงการเดิน [3]

บทความนี้เขียนโดย จักรกริช ชัยเทวรักษ์, มนต์ศักดิ์ พิมสาร, อุन्नัต พิณโสภณ ตีพิมพ์ในวารสารการประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 19 เมื่อวันที่ 19 ตุลาคม 2548 งานวิจัยนี้ทำขึ้นเพื่อนำเสนอวิธีการวัดความเร็วและความเร่งของข้อต่อต่างๆ ของขาสั้นส่วนขาด้านขวาของมนุษย์ขณะที่มีการเคลื่อนไหวในช่วงการเดิน วิธีที่ใช้ในการวิเคราะห์คือการประมวลผลภาพ (Image processing) ร่วมกับการวิเคราะห์ทางจลศาสตร์ (Kinematics analysis) เพื่อแสดงผลลัพธ์ของความเร็วและความเร่งของข้อต่อ ซึ่งจากผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองและการวิเคราะห์ผลพบว่า ข้อมูลที่ได้ยังไม่สามารถนำไปใช้ได้ทันที จะต้องมีการลดสัญญาณรบกวนโดยการทำให้ข้อมูลให้ราบเรียบ (Data smoothing) ก่อน จากนั้นได้นำข้อมูลที่ได้ไปทำการจำลองการเดินของขาสั้นส่วนขา เพื่อตรวจสอบความเป็นไปตามที่ได้บันทึกจากกล้องวิดีโอ ซึ่งจากเปรียบเทียบผลที่ได้พบว่า ได้ผลที่สอดคล้องกัน ในงานวิจัยนี้ใช้การถ่ายภาพจากกล้อง 2 ตัวเพื่อใช้ในการประมวลผลภาพในการหาพิกัดของ มาร์คเกอร์ ใน 3 มิติ ซึ่งกล้องทั้ง 2 ตัววางอยู่ในแนวที่ทำมุมกันถ่ายภาพจาก 2 มุม หลังจากนั้นผ่านกระบวนการประมวลผลภาพ จะทำให้ได้พิกัดของ มาร์คเกอร์ ในพิกัด 2 มิติจากกล้องแต่ละตัว จากนั้นนำค่าในพิกัด 2 มิติที่ได้มาคำนวณหาพิกัดของ มาร์คเกอร์ ใน 3 มิติ โดยใช้วิธีการ Direct Linear Transformation (DLT) โดยติด มาร์คเกอร์ ในตำแหน่ง เอว ที่ข้อต่อหัวเข่า และ ข้อเท้า

1.2.2 Accuracies of Skin Marker Based Knee Motion Analysis using Different Techniques [5]

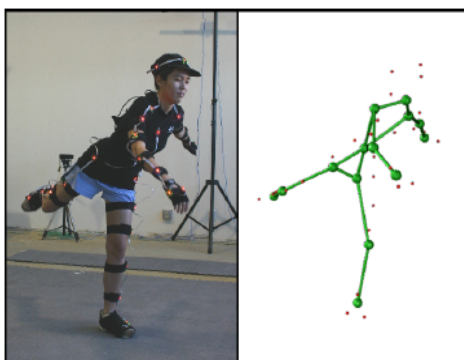
บทความนี้เขียนโดย B Gao, BP Conrad, N Zheng University of Florida USA เมื่อปี 2007 งานวิจัยนี้ได้ศึกษาหาความแม่นยำของการเคลื่อนที่ของกระดูกซึ่งเป็นเรื่องที่สำคัญในการเข้าใจ ปัญหาที่เกิดขึ้นของระบบกล้ามเนื้อ ในการติด มาร์คเกอร์ มีข้อจำกัดโดย Soft Tissue Artifact (STA) error ในการศึกษาความแม่นยำของเทคนิคการลด STA มี 3 วิธี ประกอบด้วย Point Cluster Technique (PCT) , Modified Least Square method (MLS) และ มาร์คเกอร์ Triad Technique (MTT) ในการทดสอบจะใช้เข้าของศพวัยรุ่น 6 ศพในการศึกษา ซึ่งเป็นส่วนที่ต่ำจากกระดูกเชิงกรานลงมาที่ยังอยู่ในสภาพที่ดี ไม่มีการแช่แข็งก่อนการทดสอบ เพื่อให้เนื้อเยื่อเยื่อหุ้มกระดูกยังมีการยึดหยุ่นได้ เพื่อวัดการเคลื่อนที่ของโครงร่างขาตอนบนและขาตอนล่างโดยใช้กล้อง 11 ตัว จากผลการทดสอบ ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดของวิธี PCT, MLS และ MTT ใน 3 มิติ ในการหาค่าทางจลศาสตร์ของเข่า ใน ทั้ง 3 เทคนิค MLS มีความแม่นยำที่สุด ในการวิเคราะห์จลศาสตร์ข้อเข่า ซึ่งน้อยกว่า 3.5 mm/2 degree รองลงมาเป็น MTT และ PCT ตามลำดับ แต่วิธีการของ PCT ง่ายต่อการติด มาร์คเกอร์ มากที่สุด

1.2.3 Foot Gait Analysis and Simulation [6]

บทความนี้เขียนโดย Ludovit Lucenic, Peter Argalas, Zuzana Halanova, Martin Soltis จาก Slovak University of Technology บทความนี้เป็นงานวิจัยที่ช่วยในการวินิจฉัยของแพทย์ ในการเคลื่อนที่ของส่วนล่างของร่างกาย โดยการวิเคราะห์ความเร็วเชิงมุม ของข้อต่อต่างๆ ซึ่งปัญหาของงานวิจัยนี้คือ ปัญหาการจัดการกับการเชื่อมต่อกับกล้องหลายตัว การใช้กระบวนการภาพในการคัดแยกระหว่าง มาร์คเกอร์ กับสีผิว ซึ่งการแยกภาพของงานวิจัยนี้ใช้ Skin color model โดยการแปลงสีของภาพไปอยู่ในรูปแบบของ Grey scale สามารถแปลงค่าเป็น binary image เพื่อแยก มาร์คเกอร์ ออกจากสีผิว โดยภาพที่ได้เป็นภาพจากกล้อง 2 ตัว คือภาพด้านข้าง และภาพด้านหลัง ตำแหน่ง มาร์คเกอร์ ที่ติดอยู่บริเวณข้อเข่า-กึ่งกลางของขาตอนล่าง-ตาตุ่ม-เท้า ผลการทดลอง แสดงกราฟ ความเร็วเชิงมุมระหว่างข้อเข่าและตาตุ่ม ที่ได้จากภาพด้านหลังและด้านข้าง

1.2.5 Skeletal Parameter Estimation from Optical Motion Capture Data [10]

บทความนี้เขียนโดย Adam Kirk จาก University of California, Berkeley เป็นงานวิจัยที่ใช้การประมาณโครงสร้างของร่างกายจาก มาร์คเกอร์ ซึ่งสามารถแสดงผลการเคลื่อนไหวได้ทั้ง 3 มิติ เนื้อหาสำคัญของงานวิจัยนี้คือ การใช้ มาร์คเกอร์ ที่เป็นหลอดไฟ ติดไว้ทั่วร่างกาย แทนการติด มาร์คเกอร์ ที่เป็นสี หรือเป็นรูปแบบต่างๆ และการใช้เทคนิค Random Sample Consensus (RANSAC) เป็นขั้นตอนในการประมาณโครงสร้างของร่างกายจาก มาร์คเกอร์ ที่อ่านได้จาก ตำแหน่งต่างๆ คือหลักการที่ตำแหน่ง มาร์คเกอร์ บริเวณลำตัวจะไม่มีเปลี่ยนแปลงสัดส่วน ยกเว้นตำแหน่งมาร์คเกอร์(Marker)บริเวณแขนและขา



ภาพประกอบที่ 1-5 การติดตั้งการทดลองของงานวิจัยเรื่อง Skeletal Parameter Estimation from Optical Motion Capture Data [10]

1.2.6 MATLAB Applications in Gait Analysis [7]

บทความนี้เขียนโดย Dr. Bruce MacWilliams จาก University of Utah Department of Bioengineering 5/1/2007 บทความนี้อธิบายความหมายของ Gait Analysis อธิบายการทำงานของโปรแกรมที่วิเคราะห์ โดยแสดงเป็นแผนผังการทำงานของโปรแกรม (Flow chart) โดยเริ่มจากการนำไฟล์ที่ได้จากการเก็บรวบรวมข้อมูลการเดินของเด็กในโรงพยาบาล จากนั้นจึงให้โปรแกรมคัดแยกตำแหน่ง มาร์คเกอร์ ใน 2 มิติ หลังจากนั้นโปรแกรมจะทำการประมาณค่าเวกเตอร์การเคลื่อนที่ของชิ้นส่วนของขาเพื่อเตรียมข้อมูลในการหามุมของข้อต่อต่างๆจากนั้นหามุมของข้อต่อโดย

เปรียบเทียบระหว่างเทคนิค Transformation matrices และ Cardan/Euler matrix โดยผลการทดลองที่ได้เป็นค่ามุมทางจลศาสตร์ (Kinematics angle)

งานวิจัยที่กล่าวมาข้างต้น พบว่าส่วนใหญ่จะแบ่งกระบวนการในการวิจัยออกเป็น 2 ส่วน คือ ตำแหน่งหรือเทคนิคในการติด มาร์คเกอร์ และ กระบวนการในการคัดแยก มาร์คเกอร์ จากภาพเพื่อนำไปคำนวณค่าทางจลศาสตร์ ในเรื่องตำแหน่งหรือเทคนิคในการติด มาร์คเกอร์ ซึ่งส่วนใหญ่มีตำแหน่งตามทฤษฎีต่างๆ ของตำแหน่ง แต่อาจมีการเพิ่มตำแหน่งในการติดมากขึ้น เพื่อให้ค่าที่ได้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น ส่วนเรื่องวิธีการคัดแยกภาพ (Segmentation) กระบวนการต่างๆ เป็นทฤษฎีพื้นฐานของการประมวลผลภาพซึ่งขึ้นอยู่กับกระบวนการใด เหมาะสมชนิดหรือตำแหน่งมาร์คเกอร์แบบใด

จากงานวิจัยที่กล่าวมาข้างต้นเป็นเพียงการหาเทคนิคทางด้านวิศวกรรมใหม่ๆ ในการศึกษาการเดินคังนั้นในงานวิจัยนี้ จะเป็นการใช้เทคนิคพื้นฐานของกระบวนการทางภาพในการหาค่าต่างๆ ทางจลศาสตร์ ซึ่งแตกต่างกันในส่วนของการกระบวนการทางภาพ และสามารถนำค่าที่ได้ไปช่วยในการวินิจฉัยทางการแพทย์ได้

1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- (1) เพื่อหากระบวนการในการประมวลผลภาพของการเดินของมนุษย์
- (2) เพื่อหาลักษณะเด่นที่ได้จากการเดินของมนุษย์
- (3) สร้างเครื่องต้นแบบในการหาค่ามุมของขามนุษย์ในช่วงของการเดินต่างๆ

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการสร้างเครื่องมือวัดค่ามุมของขามนุษย์ในช่วงการเดินแบบเวลาจริง (Real-time) ผ่านกล้องถ่ายภาพเพื่อใช้จับภาพของ มาร์คเกอร์ โดยอาศัยกระบวนการทางภาพในการแยกภาพของ มาร์คเกอร์ และพื้นหลังและนำตำแหน่งของ มาร์คเกอร์ บนภาพมาหามุมระหว่างแนวระนาบกับขาที่อนบนและมุมระหว่างขาที่อนบนและขาที่อนล่าง

งานวิจัยนี้จะทำการเก็บข้อมูลโดยมีขอบเขตการวิจัยดังต่อไปนี้

- (1) หาค่าต่างๆ เกี่ยวกับการเคลื่อนไหว ได้แก่ ค่ามุมของข้อสะโพก ข้อเข่า, ค่าความเร็วเชิงมุม และนำความสัมพันธ์ของค่าการเคลื่อนไหว วิเคราะห์หาลักษณะการเดิน โดยใช้กระบวนการ Fuzzy logic
- (2) พัฒนาเครื่องมือและ โปรแกรมต้นแบบสำหรับการวิเคราะห์การเดิน โดยใช้อุปกรณ์พื้นฐานทั่วไป

1.5 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย

(1) ศึกษาลักษณะการเดินของมนุษย์

ศึกษาลักษณะการเดิน เพื่อหาลักษณะเด่นของการเดินของคนปกติ จากการศึกษาพบว่า ลักษณะการเดินปกติจะมีค่าที่บ่งชี้ความเป็นปกติตามช่วงของการเดินต่างๆ คือ ค่ามุมระหว่างข้อต่างๆ ตามตารางที่ 1 โดยในเฟสต่างๆ ของการเดินจะมีการเปลี่ยนแปลงไปของมุมที่ข้อต่างๆ ได้แก่ ข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ซึ่งมีรูปแบบที่แน่นอน

(2) ศึกษาลักษณะการเดินที่ผิดปกติ และวิธีการทดสอบหาความผิดปกติ

จากการเดินปกติของมนุษย์จะมีรูปแบบที่แน่นอน ทำให้สามารถแยกแยะลักษณะการเดินที่ผิดปกติได้ จากนั้นจึงต้องหาส่วนที่เกิดความผิดปกติ จึงต้องมีวิธีการทดสอบซึ่งมีวิธีการทดสอบมาตรฐาน ตามวิธีการวินิจฉัยโรคของแพทย์เบื้องต้น ดังนั้นจึงต้องเก็บรวบรวมข้อมูลวิธีการทดสอบหาความผิดปกติ เพื่อเป็นข้อมูลในการใช้เขียนโปรแกรมต่อไป

(3) สรุปข้อมูลต่างๆ เพื่อหาลักษณะเด่นของความผิดปกติในเบื้องต้น

เพื่อใช้เป็นสมมติฐานในการหาตัวแปรในการทดลอง เพื่อเตรียมข้อมูลในการเขียนโปรแกรม

(4) ศึกษาการใช้งานโปรแกรม

ในงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม Labview ในการประมวลผลข้อมูล เนื่องจากการใช้งานทางด้านการประมวลผลภาพ จำเป็นต้องมีการติดตั้งฟังก์ชันเพิ่มเติมของโปรแกรม คือ Labview Vision เป็นโปรแกรมเสริมสำหรับใช้งานฟังก์ชันเกี่ยวกับภาพโดยเฉพาะ

(5) ออกแบบเครื่องมือวัด และเตรียมการเชื่อมต่อเครื่องมือกับโปรแกรม

เครื่องมือวัดที่ใช้ เป็นกล้องถ่ายภาพวิดีโอ ที่สามารถเชื่อมต่อกับ USB Port ของคอมพิวเตอร์ได้โดยตรง หลังจากนั้นต้อง interface กับในส่วนของโปรแกรม Labview เพื่อให้สามารถรับภาพจากอุปกรณ์ภายนอกได้ และต้องทำการเขียนโปรแกรมในเบื้องต้นเพื่อทดสอบการคัดแยกภาพ เพื่อเลือกใช้ความละเอียดของกล้องที่เหมาะสมกับการติดตั้งตำแหน่งและรูปแบบของ มาร์คเกอร์

(6) เขียนโปรแกรมในการประมวลผลภาพ และทดสอบความแม่นยำของโปรแกรม

ในขั้นตอนนี้ จะใช้ทฤษฎีในกระบวนการทางภาพเพื่อคัดแยก มาร์คเกอร์ จากนั้นจึงกำหนดตำแหน่ง มาร์คเกอร์ ลงในภาพ เชื่อมต่อจุดต่างๆ เข้าด้วยกันเพื่อหา มุมที่เกิดขึ้น โปรแกรมจะทำการ ชักตัวอย่างภาพมาหามุมจากข้อต่างๆ เพื่อหาความเร็วเชิงมุม และแสดงภาพแบบเวลาจริง และนำข้อมูลที่ได้ไปเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จริง ทำการเปรียบเทียบและทดสอบความแม่นยำในการวัดของอุปกรณ์

(7) เก็บข้อมูลลักษณะการเดินและเปรียบเทียบเครื่องมือวัด

เพื่อนำมาเปรียบเทียบกับค่าตามทฤษฎี เพื่อหาลักษณะเด่นของการเดิน เพื่อใช้เป็นฐานข้อมูลในการวิเคราะห์ความผิดปกติและทำการปรับเทียบค่าที่วัดได้กับค่าจริงที่เกิดขึ้น

(8) ทดสอบอุปกรณ์

นำอุปกรณ์ที่ได้ ทดสอบกับการเดินของมนุษย์

(9) ตรวจสอบ สรุปผลและเขียนรายงานฉบับสมบูรณ์

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน

การเดินคือ การเคลื่อนไหวของขา 2 ข้างสลับกัน (Alternating) อย่างเป็นจังหวะ (Rhythmic) และมีการเคลื่อนไหวของลำตัวเพื่อให้จุดศูนย์กลาง (Center of gravity) ของร่างกาย เคลื่อนไปข้างหน้า การเดินจะต้องเป็นวงจร (Cycle) หรือเรียกว่า "Gait cycle" ซึ่งครอบคลุมระยะต่าง ๆ คือ

- (1) Stance phase คือ ระยะที่ขาข้างนั้นยังคงวางอยู่บนพื้น
- (2) Swing phase คือ ระยะที่ขาข้างนั้นยกลอยขึ้นจากพื้น

และ Double support คือ ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองแตะพื้นเวลาเดียวกัน โดยที่ขาข้างหนึ่งอยู่ในระหว่าง Heel-off และ Toe-off ส่วนขาอีกข้างอยู่ในระหว่าง Heel strike และ Foot flat ซึ่งจะพบช่วง Double support นี้ในการเดิน แต่จะไม่พบในการวิ่ง ระยะเวลาที่ใช้ในช่วงการเดินต่าง ๆ มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

- (1) Stance phase ใช้เวลา 60 % ของวงจรการเดิน (gait cycle)
- (2) Swing phase ใช้เวลา 40 % ของวงจรการเดิน
- (3) Double support ใช้เวลา 20-25% ของวงจรการเดิน

การพิจารณาวงจรการเดิน (Gait cycle)

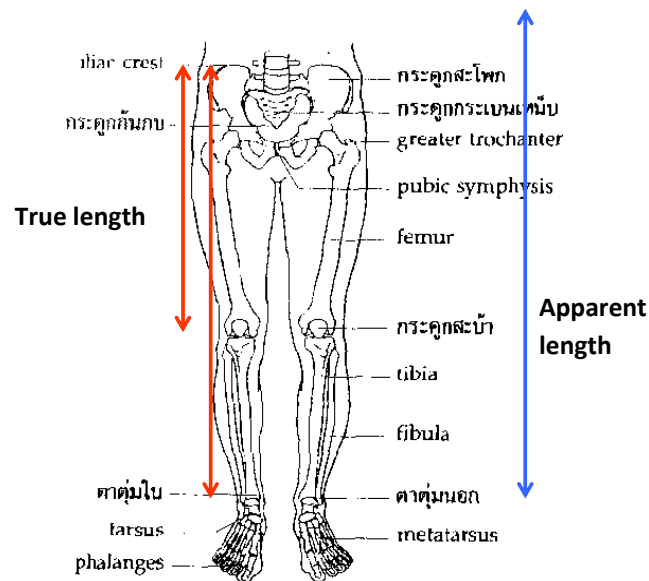
- (1) **stride width** หรือความกว้างของฐานการเดิน (Width of walking base หรือ Base of gait) คือระยะทางระหว่างจุดกึ่งกลางของส้นเท้าทั้งสองข้างขณะ Heel strike ค่าปกติประมาณ 2 - 4 นิ้ว หรือ 5-10 ซม. การพิจารณาควรดูว่า ฐาน (Base) กว้างหรือแคบ
- (2) **stride length** คือ ระยะทางระหว่าง Heel strike ของเท้าข้างหนึ่งถึง Heel strike ของเท้าข้างเดียวกัน ในวงจรการเดินถัดไป การพิจารณาควรดูระยะทางของการเดิน 1 รอบในเท้าแต่ละข้างว่าเท่ากันหรือไม่ (Symmetrical หรือ Asymmetrical)
- (3) **Step length** คือ ระยะทางระหว่าง Heel strike ของเท้าข้างหนึ่งถึง Heel strike ของเท้าอีกข้างหนึ่ง ซึ่งจะเท่ากับครึ่งหนึ่งของ Stride length
- (4) **Cadence** คือ จำนวนก้าวต่อ 1 นาที ค่าปกติประมาณ 70-130 ก้าว/นาที การพิจารณาควรดูความถี่ (Rate) ความเท่ากัน (Symmetry) ความคล่องตัว (Flexibility) และความหนักแน่นของการลงฝีเท้า (พิจารณาขณะที่เราเดินจุดศูนย์กลางถ่วง(C.G.)จะเคลื่อนไหวขึ้นและลง จุดศูนย์กลางถ่วงจะเคลื่อนไหวถึงจุดสูงสุดในช่วง Mid stance และต่ำสุดช่วง Double support ซึ่งในผู้ใหญ่และเพศชายที่ศึกษาไว้แล้วนั้น จะมีระยะในแนวตั้ง (Vertical displacement) 2 นิ้วและระยะด้านข้าง (Lateral displacement) 2 นิ้ว ส่วนกระดูกเชิงกราน (pelvis) จะลดระดับลงตามขาข้างที่ลงน้ำหนักและสลับกับอีกข้างหนึ่ง การเปลี่ยนแปลงนี้เรียกว่า horizontal dip of pelvis ประมาณ 5 องศา การเคลื่อนที่ของ center of gravity จะน้อยและนุ่มนวลได้ ต้องอาศัยค่าต่างๆ ดังนี้
- (5) **Pelvic rotation** โดยจะมีการหมุนข้างละ 4 องศา รวมเป็น 8 องศา โดยจะมากที่สุดเมื่อมี double support การมีการหมุนช่วยลดระดับแอมพลิจูด (amplitude) ของจุดศูนย์กลางถ่วงประมาณ 3/8
- (6) **Pelvic tilt** จะทำให้ pelvis ต่ำลง 5 องศา ช่วยลด จุดศูนย์กลางถ่วงลงมา 3/16
- (7) **Knee flexion** ในระหว่าง mid stance 15 องศา ลด จุดศูนย์กลางถ่วง ประมาณ 7/16
- (8) **Knee motion** ช่วยให้การขยับระดับของ จุดศูนย์กลางถ่วงนุ่มนวล
- (9) **Ankle motion** ช่วยให้การขยับระดับของ จุดศูนย์กลางถ่วงนุ่มนวล
- (10) **Motion of the center of gravity in the horizontal plane** โดยจะมีการขยับทางซ้าย และขวาขณะก้าว โดยมีความแตกต่างประมาณ 6 นิ้ว

2.2 ทฤษฎีการวิเคราะห์ลักษณะการเดิน

2.2.1 การวัดความยาวของขา

ความยาวของขาทั้งสองข้าง หากแตกต่างกันเกินกว่าประมาณ 1 นิ้วขึ้นไป จะทำให้ทำยืนและเดินผิดปกติ เราอาจวัดความยาวของขาทั้งสองข้างเปรียบเทียบกันได้ โดย

- (1) การวัดความยาวของขาแบบ **True length** วัดจาก anterior superior iliac spine (ASIS) (กระดูกปีกสะโพกด้านหน้า) ไปถึงปลายของตาตุ่มใน หรือ plantar surface (ผิวฝ่าเท้า) ของส้นเท้า โดยจัดให้ขาทั้งสองข้างอยู่ในท่าเหมือนกัน หากต้องการวัดเพียงความยาวของส่วนต้นขา ใช้วัดจากกระดูกปีกสะโพกด้านหน้า (ASIS) ถึง medial joint-line (แนวกลางข้อหมุน) ของข้อเข่า
- (2) การวัดความยาวของขาแบบ **Apparent length** วัดจากสะดือ (Umbilicus) ไปยังปลายของตาตุ่มใน ความยาวนี้ไม่ใช่ความยาวที่แท้จริงของขา แต่เป็นความยาวเท่าที่ปรากฏให้เห็น ซึ่งอาจแตกต่างจากความยาวที่แท้จริงได้ เช่น ในผู้ป่วยที่มี Abduction contracture ของสะโพกขวา เวลาขึ้นหรือเดินจะดูเหมือนขาขวายาวกว่าขาซ้าย ซึ่งถ้าวัด Apparent lengths จะต่างกันทั้งๆ ที่ขาทั้งสองข้างแท้จริงยาวเท่ากัน (True lengths จะเท่ากัน)



ภาพประกอบที่ 2-1 การวัดความยาวของขา [1]

2.2.2 ลักษณะการเดินที่ปกติ

- (1) Vertical displacement of CG = 2 นิ้ว
- (2) Lateral displacement of CG = 2 นิ้ว
- (3) Base of walking = 2 - 4 นิ้ว
- (4) Horizontal dip of pelvis = 5 องศา
- (5) Flexion of knee in mid stance phase = 20 องศา
- (6) Cadence (ฝีเท้า) = 70 - 130 ก้าว/ นาที

2.2.3 การตรวจการเดินปกติ

ในช่วงการเดินปกติ ทุกคนจะมีความเป็นอิสระ และการเคลื่อนไหว แขน ขา ลำตัว ใบหน้าจะเป็นไปโดยธรรมชาติ มีการลงน้ำหนักของขาข้างหนึ่งเพื่อให้ขาอีกข้างหนึ่งก้าวไปข้างหน้า และเชิงกรานจะทำมุมใกล้เคียง 90 องศากับขาข้างที่ลงน้ำหนัก ขณะเดียวกัน แขนด้านตรงข้ามจะขยับไปข้างหน้าโดยอัตโนมัติ หัวไหล่ข้างเดียวกันก็จะไปข้างหน้าด้วย รูปท่าทางของลำตัวจะแตกต่างกันไปแต่ละคน แต่ทุกๆ ไปลำตัวจะตั้งตรง

- (1) ให้สังเกตตั้งแต่ผู้ป่วยเดินมาหาเราทางด้านหน้า สังเกตว่าการเอียงตัวซ้ายและขวาเท่ากันหรือไม่ การวางแขนและการเหวี่ยงแขนได้จังหวะและเท่ากันหรือไม่ ลักษณะของวงจรรการเดินเป็นปกติหรือไม่
- (2) ให้สังเกตทางด้านหลังของผู้ป่วย สังเกตการเอียงตัวซ้ายและขวาเท่ากันหรือไม่ การวางแขนและการเหวี่ยงแขนได้จังหวะเท่ากันหรือไม่ วงจรรการเดินของขาเป็นปกติหรือไม่
- (3) ให้สังเกตด้านข้างของผู้ป่วย ด้วยลักษณะเดียวกัน
- (4) ให้ดูทั้งตัวตามที่ให้ไว้ข้างบน ตลอดจนสีผิว การเคลื่อนไหวสะโพก ความกว้างของฐาน ฯลฯ
- (5) ให้ผู้ป่วยเดินบนเส้นเท้าและบนปลายเท้า

2.2.4 ความผิดปกติของการเดิน ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่างที่ทำให้เบี่ยงเบนจากปกติ ดังนี้

- (1) มีการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อ (Restrict of joint motions) ซึ่งรวมถึงการที่ข้อถูกดึงรั้ง (Contracture)
- (2) ความปวด (Pain) ทำให้เคลื่อนไหวได้ไม่คล่องตัว
- (3) กล้ามเนื้ออ่อนแรง (Muscle weakness)
- (4) มีความผิดปกติของการรับรู้ (Sensation) เช่น มีความเจ็บปวดมากขึ้นหรือลดลง หรือสูญเสียความรู้สึกเกี่ยวกับการรับรู้ตำแหน่งของร่างกาย (Joint position sense)
- (5) สูญเสียการทำงานที่ประสานกันของกล้ามเนื้อ (Coordination)
- (6) มีการสูญเสียอวัยวะ เช่น ถูกตัดแขนหรือขา ด้วยสาเหตุหลายอย่างนี้ เราจำเป็นต้องประเมินว่าการสูญเสียจะมีผลมากหรือน้อยเพียงใด ส่วนปัญหาการเดินที่ผิดปกติยังมีอีกหลายสาเหตุซึ่งจะได้กล่าวต่อไป

2.2.5 ทำเดินผิดปกติที่พบบ่อยมี 4 ประเภท ดังรายละเอียดดังต่อไปนี้

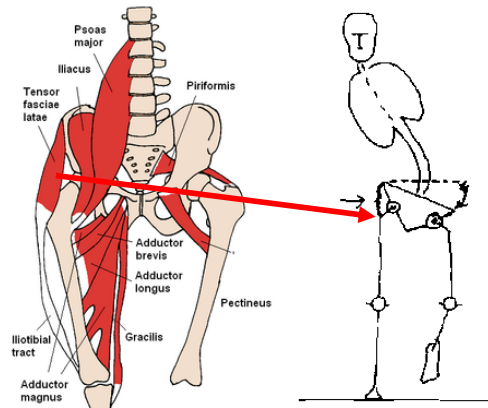
(Common Abnormal Gaits)

(1) Trendelenburg's gait (Gluteus medius gait)

เกิดขึ้นในสภาวะที่กล้ามเนื้อ hip abductors ทำงานไม่ได้เท่าปกติ ซึ่งอาจพบได้ในกรณีดังต่อไปนี้

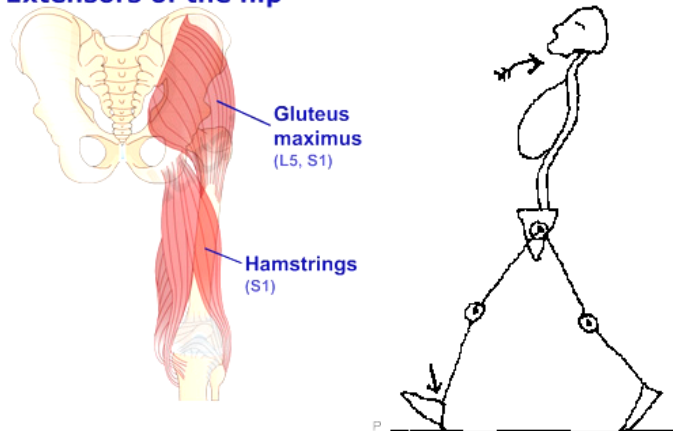
- (i) อัมพาตของกล้ามเนื้อ Gluteus medius และ Minimus
- (ii) ข้อสะโพกเคลื่อน
- (iii) กระดูกหักและไม่ติดของโคนต้นขา (Ununited fracture of femoral neck)
- (iv) ข้อสะโพกแข็งโค้งงอ (Coxa vara)

ลำตัวของผู้ป่วยจะเอียงไปทางด้านที่ผิดปกติ ในขณะที่ก้าวขาข้างปกติ ทั้งนี้เนื่องจากขณะยกขาจะก้าวไปกล้ามเนื้อ abductors ของสะโพกข้างตรงข้ามจะต้องทำหน้าที่ดึงให้เชิงกรานเอียงลงไปทางด้านที่เท้ายันพื้นอยู่ เพื่อเลื่อนตำแหน่งของจุดศูนย์กลางของลำตัวให้คงอยู่ในสมดุค ไม่ล้มลงไปข้างที่ยกเท้าขึ้น แต่ในรายที่ hip abductors ไม่สามารถทำงานได้ น้ำหนักของขาจะกลับถ่วงให้เชิงกรานเอียงลงไปข้างที่ยกเท้าขึ้น ทำให้เสียสมดุค ผู้ป่วยจึงต้องเบนส่วนบนของร่างกายไปทางด้านตรงข้ามเพื่อรักษาสมดุคไว้ไม่ให้ล้ม



ภาพประกอบที่ 2-2 ทำเดินที่ผิดปกติแบบ Trendelenburg's gait [1]

Extensors of the hip



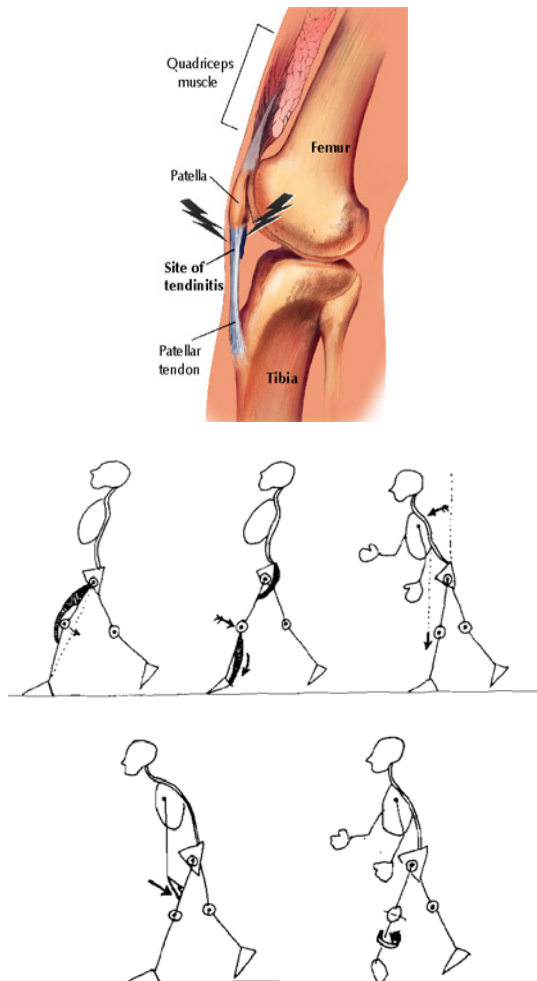
ภาพประกอบที่ 2-3 ทำเดินที่ผิดปกติแบบ Gluteus maximus gait[1]

(2) Gluteus maximus gait

เป็นท่าเดินที่เกิดจากสภาวะที่กล้ามเนื้อ Hip extensors ทำงานไม่ได้ตามปกติ เช่น ในรายที่มีอัมพาตของกล้ามเนื้อ Gluteus maximus ท่าเดินจะเป็นลักษณะที่ผู้ป่วยแอ่นลำตัวท่อนบนไปด้านหลังใน Stance phase ของขาข้างที่ผิดปกติ โดยเฉพาะในช่วงระหว่าง Heel-strike ไปจนถึง Mid-stance เพื่อเลื่อนตำแหน่งของจุดศูนย์กลางถ่วงของลำตัวให้ไปทางด้านหลังมากกว่าปกติ ป้องกันมิให้ลำตัวล้มคว่ำไปด้านหน้า เนื่องจากไม่มีกล้ามเนื้อ Hip extensors คอยรั้งไว้

(3) Quadriceps paralysis

ผู้ป่วยที่มีกล้ามเนื้อต้นขาหน้า (Quadriceps) เป็นอัมพาต จะมีความลำบากในการเดินในระยะเวลาที่ขาข้างนั้นก้าวไปข้างหน้าแล้วเริ่มรับน้ำหนัก คือระยะ foot-flat จนก่อนถึงระยะ mid-stance ซึ่งแนวของจุดศูนย์กลางถ่วง (Line of gravity) ผ่านหลังแนวข้อเข่า (axis of knee joint) ในระยะนี้ ปกติกล้ามเนื้อ quadriceps จะทำหน้าที่ตรึงเข่าไว้ไม่ให้พับ เมื่อไม่อาจใช้กล้ามเนื้อนี้ได้ ผู้ป่วยจำเป็นต้องใช้กล้ามเนื้อ soleus และ gluteus maximus แทนการตรึงเข่า ทำให้เดินได้คล้ายขาปกติ

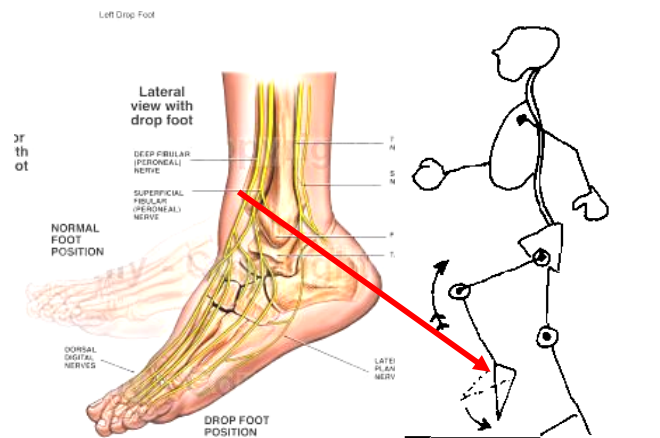


ภาพประกอบที่ 2-4 ท่าเดินที่ผิดปกติแบบ Quadriceps paralysis[1]

แต่ถ้าผู้ป่วยมีอัมพาตของกล้ามเนื้อ Soleus หรือ Gluteus maximus ด้วย ก็ต้องใช้ท่าเดินก้มตัวไปข้างหน้าในระยะดังกล่าวนี้ เพื่อให้แนวของจุดศูนย์กลางถ่วงเลื่อนไปผ่านหน้าต่อ แนวของข้อเข่า นอกจากนี้ อาจใช้มือช่วยยกคบนหน้าขาให้เข่าเหยียดด้วย หรืออาจหมุนขาออกด้านนอกจน แนวของข้อเข่าเปลี่ยนไปอยู่ในแนวระนาบแบ่งซ้ายขวา (sagittal plane) ช่วยล็อกเข่าด้านการรอกพักของข้อเข่า นอกจากนี้ ผู้ป่วยที่มีกล้ามเนื้อ Quadriceps เป็นอัมพาต จะสังเกตได้ว่าเวลาก้าวขาเดินเร็วๆ เข่าจะงอพับมาก เวลาขึ้นบันไดจะต้องก้าวขึ้นด้วยขาข้างดี และเวลาก้าวลงบันไดจะต้องก้าวลงด้วยขาข้างเสียเสมอ

(4) Stepage gait

เป็นท่าเดินที่เกิดจากมีอัมพาตของกล้ามเนื้อ foot dorsiflexors (paralytic foot drop) หรือมีข้อเท้าติดแข็งอยู่ในท่าเข่ง (equinus position) ผู้ป่วยจะก้าวขาโดยยกเข่าสูงเพื่อให้ปลายเท้าพ้นพื้น และเมื่อเริ่มเหยียบพื้นส่วนปลายเท้าจะแตะพื้นก่อน แทนที่จะเป็นส้นเท้าตามปกติ



ภาพประกอบที่ 2-5 ท่าเดินที่ผิดปกติแบบ Stepage gait[1]

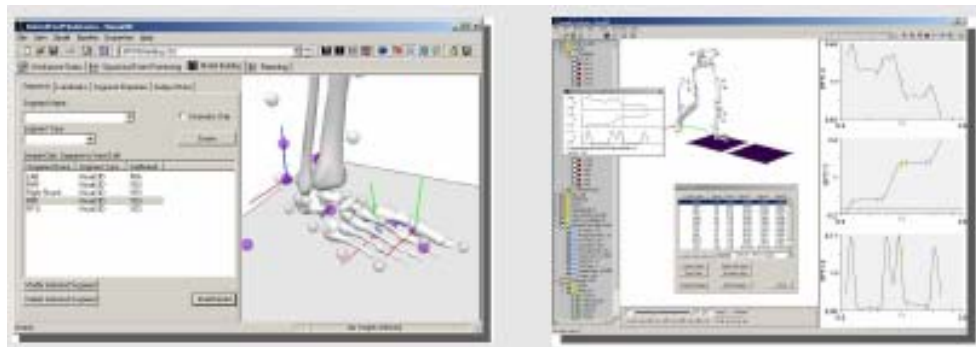
ความแตกต่างระหว่างการเดินปกติ และการเดินที่ผิดปกติดังกล่าว มีสาเหตุ และลักษณะเด่นที่แยกแยะความผิดปกติได้ชัดเจน งานวิจัยนี้จึงทำขึ้นเพื่อศึกษาลักษณะความผิดปกติ จากการวิเคราะห์โดยใช้กระบวนการทางภาพซึ่งสามารถช่วยในการวินิจฉัย เนื่องจากการวิเคราะห์ความผิดปกติต่างๆ ส่วนใหญ่แพทย์จะอาศัยการตรวจลักษณะภายนอก และใช้ความชำนาญทางวิชาชีพในการวิเคราะห์ ดังนั้นในงานวิจัยจะศึกษาและออกแบบระบบที่สามารถหาค่าที่สามารถช่วยในการวินิจฉัยความผิดปกติ จากการศึกษาพบว่า การบ่งชี้ลักษณะความผิดปกติ แพทย์ผู้ทำการวินิจฉัยจะใช้วิธีการทดสอบร่างกายในท่าทางการเคลื่อนไหวที่สามารถพิสูจน์ความผิดปกติต่างๆ ได้จากภายนอก และอาจวินิจฉัยโดยใช้ภาพถ่ายเอกซเรย์ประกอบ ซึ่งการวิเคราะห์จะใช้ความสามารถในการยืด ขอบขา เพื่อตรวจดูมุมระหว่างขาที่อ่อนบนและอ่อนล่าง หรือใช้การดูลักษณะการเดิน เพื่อเปรียบเทียบกับลักษณะการเดินปกติ ในกระบวนการดังกล่าว ต้องใช้ความชำนาญของแพทย์ในการวินิจฉัย ดังนั้นเครื่องมือที่ได้จากการวิจัยนี้ จะช่วยในการตรวจพิสูจน์หามุม, ลักษณะการเดินของผู้ป่วย โดยใช้การถ่ายภาพขาของผู้ป่วยในช่วงของการเดิน ซึ่งค่าที่ได้จะเป็นมุมระหว่างขาที่อ่อนบนและขาที่อ่อนล่าง เพื่อช่วยในการวินิจฉัยของแพทย์ต่อไป

2.3 เครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์

งานวิจัยที่กล่าวมาในบทที่ 1 พบว่าส่วนใหญ่จะแบ่งกระบวนการในการวิจัยออกเป็น 2 ส่วน คือ ตำแหน่งหรือเทคนิคในการติด มาร์คเกอร์ และ กระบวนการในการคัดแยก มาร์คเกอร์ จากภาพเพื่อนำไปคำนวณค่าทางจลศาสตร์ ในเรื่องตำแหน่งหรือเทคนิคในการติด มาร์คเกอร์ ซึ่งส่วนใหญ่มีตำแหน่งตามทฤษฎีต่างๆ ของตำแหน่ง แต่อาจมีการเพิ่มตำแหน่งในการติดมากขึ้น เพื่อให้ค่าที่ได้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น ส่วนเรื่องวิธีการคัดแยกภาพ กระบวนการต่างๆ เป็นทฤษฎีพื้นฐานของกระบวนการภาพขึ้นอยู่กับกระบวนการใด เหมาะสมชนิด หรือตำแหน่ง มาร์คเกอร์ แบบใด ซึ่งเครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวมีด้วยกันหลายวิธีเช่น การใช้ มาร์คเกอร์ แบบ Passive มาร์คเกอร์, Active มาร์คเกอร์, Angle sensor, Accelerative sensor, มาร์คเกอร์less ซึ่งแต่ละวิธีจะมีหลักการแตกต่างกันออกไป ขึ้นอยู่กับความเหมาะสมของการนำไปใช้งาน ซึ่งเครื่องมือที่มีอยู่ในปัจจุบัน เช่น

2.3.1 เครื่อง Visual 3D™ ของบริษัท C-Motion

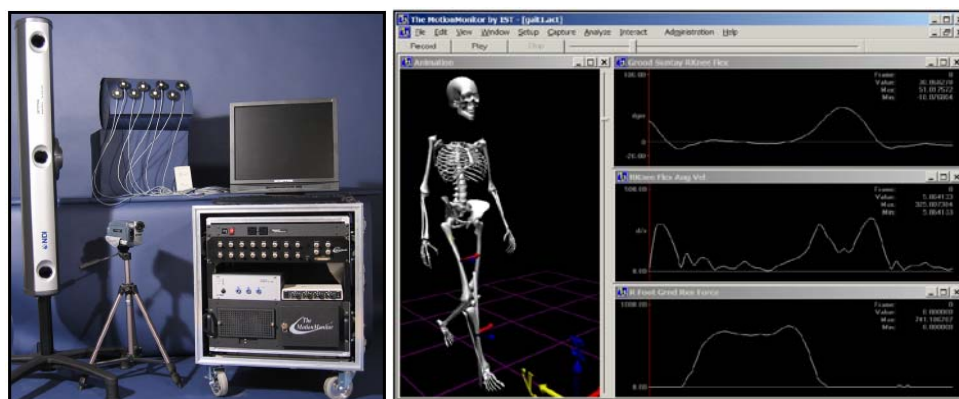
เป็นการใช้ มาร์คเกอร์ แบบสะท้อนแสง โดยรับข้อมูลภาพจากกล้องมากกว่า 1 ตัว เพื่อใช้ในการสร้างภาพสามมิติ โดยสามารถหามุมของข้อสะโพก และข้อเข่า และข้อเท้า ความเร็วและความเร่งเชิงมุม และแรงที่กระทำกับกระดูกแต่ละชิ้นในการเคลื่อนไหว



ภาพประกอบที่ 2-6 เครื่อง Visual 3D™ ของบริษัท C-Motion[15]

2.3.2 เครื่อง Motion monitoring ของบริษัท The Motion Monitoring[17]

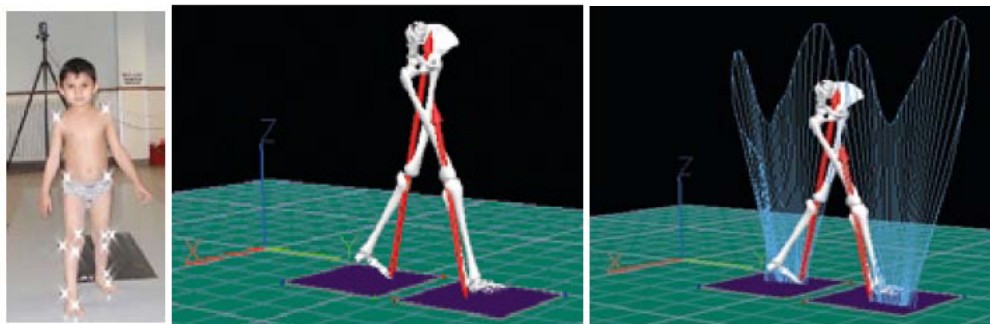
เป็นการใช้ มาร์คเกอร์ แบบแม่เหล็ก ร่วมกับข้อมูลภาพจากกล้องวิดีโอ เพื่อใช้ในการสร้างภาพสามมิติ โดยสามารถหามุมของข้อสะโพก และข้อเข่า และข้อเท้า ความเร็วและความเร่งเชิงมุม และแรงลัพธ์ที่กระทำกับขาที่ข้อบนและขาท่อนล่าง โดยการใช้งานร่วมกับ Foot Pressure Sensor เพื่อหาแรงที่ขาแต่ละส่วน โดยมีค่า Accuracy 0.1 mm.RMS ที่ระยะห่างกล้อง 2 เมตร



ภาพประกอบที่ 2-7 เครื่อง Motion monitoring ของบริษัท The Motion Monitoring[17]

2.3.3 เครื่อง Qualisys ของบริษัท Qualisys Medical AB

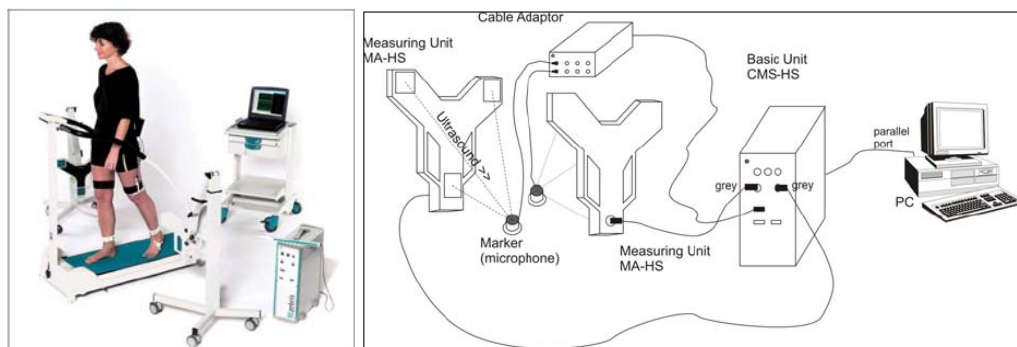
เป็นการใช้ มาร์คเกอร์ แบบ Active โดยรับภาพจากกล้องมากกว่า 1 ตัว เพื่อใช้ในการสร้างภาพสามมิติ โดยสามารถหามุมของข้อสะโพก และข้อเข่า และข้อเท้า ความเร็วและความเร่งเชิงมุม และแรงลัพธ์ที่กระทำกับขาที่บนและขาที่ล่าง โดยการใช้งานร่วมกับ Foot Pressure Sensor เพื่อหาแรงที่ขาแต่ละส่วน



ภาพประกอบที่ 2-8 เครื่อง Qualisys ของบริษัท Qualisys Medical AB[17]

2.3.4 เครื่อง 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walking Range

ของบริษัท © zebris Medical GmbH เป็นการใช้ มาร์คเกอร์ แบบ Active ที่เป็นไมโครโฟน และ Ultrasonic Transmitter ร่วมกับ โดยสามารถหามุมของข้อสะโพก และข้อเข่า และข้อเท้า ความเร็วและความเร่งเชิงมุม



ภาพประกอบที่ 2-9 เครื่อง 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walking Range ของบริษัท © zebris Medical GmbH[9]

เครื่องมือ	กล้อง	ชนิดของ มาร์คเกอร์	Foot pressure sensor	มมสะโพก, ข้อเข่า, ข้อเท้า	ความเร็ว, ความเร่ง เชิงมุม	แรงลัพท์	การแสดงผล ภาพ
Visual 3D™	>1	จุดสี	ใช่	มี	มี	มี	3 มิติ
Motion monitoring	>1	สนามแม่เหล็ก	ใช่	มี	มี	มี	3 มิติ
Qualisys	>1	แสง	ใช่	มี	มี	มี	3 มิติ
3D Real time on Treadmill	ไม่ใช่	Microphone & Ultrasound Transmitter	ไม่ใช่	มี	มี	ไม่มี	2 มิติ

ตารางที่ 2-1 การเปรียบเทียบเครื่องมือที่ใช้ในปัจจุบัน

จะเห็นได้ว่าเครื่องมือวัดมีความซับซ้อน ซึ่งความซับซ้อนนี้ทำให้ได้มาซึ่งค่าต่างๆ ครอบคลุมเพื่อใช้ในการวิเคราะห์การเดิน แต่ก็ทำให้เครื่องมือมีราคาสูง ซึ่งในการวิเคราะห์การเดินเบื้องต้น บางครั้งอาจไม่จำเป็นต้องใช้ค่าต่างๆ ทั้งหมดก็สามารถช่วยการวิเคราะห์ได้

งานวิจัยนี้จึงทำขึ้นเพื่อสร้างเครื่องมือวัดที่สามารถหาค่าที่สามารถวิเคราะห์การเดินเบื้องต้นได้ โดยลดปัญหาด้านความยุ่งยากและซับซ้อนของเครื่องมือวัดที่มีราคาค่อนข้างสูงมาก ซึ่งเครื่องมือวัดนี้สามารถใช้อุปกรณ์ที่มีอยู่ทั่วไป ซึ่งทำให้สามารถนำไปใช้วิเคราะห์การเดินเบื้องต้นได้อย่างแพร่หลาย

2.4 ทฤษฎี FUZZY LOGIC [18]

ตรรกศาสตร์คลุมเครือหรือฟัซซีลอจิก (Fuzzy logic) พัฒนาจากทฤษฎีเซตวิภันซ์โดยเป็นการใช้เหตุผลแบบประมาณ ซึ่งแตกต่างจากการใช้เหตุผลแบบเด็ดขาดในลักษณะ ถูก/ผิด ใช่/ไม่ใช่ ของ ตรรกศาสตร์แบบฉบับ (Classical logic) ตรรกศาสตร์คลุมเครือนั้นสามารถถือเป็นการประยุกต์ใช้งานเซตวิภันซ์ เพื่อจำลองการตัดสินใจของผู้เชี่ยวชาญต่อปัญหาที่ซับซ้อน ค่าระดับความจริงในตรรกศาสตร์คลุมเครือ นั้น มักจะสับสนกับค่าความน่าจะเป็นซึ่งมีแนวความคิดที่แตกต่างกันค่าระดับความจริงคลุมเครือ นั้น ใช้ในการระบุค่าความเป็นสมาชิกของเซตแต่ค่าความน่าจะเป็นนั้นระบุความเป็นไปได้ของสภาพการณ์แต่ละรูปแบบที่อาจจะเกิดขึ้น

ตรรกศาสตร์คลุมเครือนั้น สามารถระบุค่าความเป็นสมาชิกของเซต (set membership values) ด้วยค่าระหว่าง 0 และ 1 ทำให้เกิดระดับกึ่งในลักษณะของสีแทนนอกจากขาวและดำซึ่งมีประโยชน์ในการจำลองระดับซึ่งสามารถระบุด้วยคำพูด "เล็กน้อย" "ค่อนข้าง" "มาก" โดยใช้ค่าความเป็นสมาชิกของเซตบางส่วน ตรรกศาสตร์คลุมเครือนี้มีความสัมพันธ์กับ เซตวิกษณัย (fuzzy set) และ ทฤษฎีความเป็นไปได้ (possibility theory) ซึ่งคิดค้นขึ้นในปี ค.ศ. 1965 โดยศาสตราจารย์ ลอตฟี ซาเคห์ แห่งมหาวิทยาลัยแห่งรัฐแคลิฟอร์เนีย เบิร์กลีย์

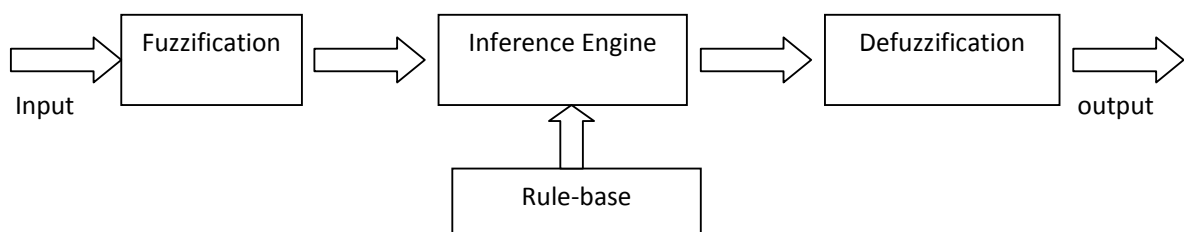
2.4.1 โครงสร้างสถาปัตยกรรมของตรรกฟัซซี

โครงสร้างสถาปัตยกรรมของระบบฟัซซีนั้น เป็นการอนุมานฟัซซีแบบ Mamdani ประกอบด้วย 4 ส่วนใหญ่ คือ

- (1) กระบวนการของตัวแปรอินพุต (Fuzzifying)
- (2) ตัววินิจฉัย (Inference Engine)
- (3) กฎเกณฑ์ (Rule-Base)
- (4) กระบวนการของผลลัพธ์ (Defuzzifying)

รูปที่ 2-10 แสดงโครงสร้างสถาปัตยกรรมของระบบฟัซซี ซึ่งในระบบของฟัซซีจะอาศัยการวินิจฉัยด้วยกฎเกณฑ์ที่เรียกว่า กฎของฟัซซี (Fuzzy Rule) โดยที่ระบบอิงกฎเกณฑ์เป็นระบบของความรู้ซึ่งใช้วิธีการแทนความรู้ (Knowledge Representation) ในรูปของ IF – THEN Rule

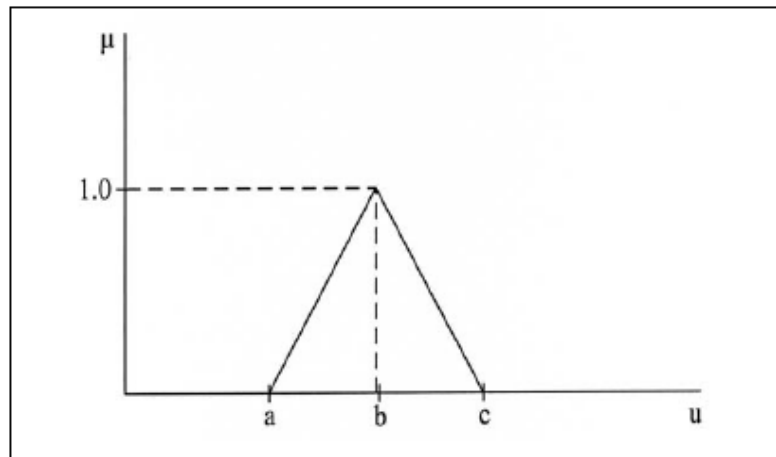
อินพุตและเอาต์พุตของแบบจำลองตรรกฟัซซี คือ ตัวแปรของฟัซซีเซต ซึ่งตัวแปรแต่ละอาจมีเทอมเซตได้หลายเทอม (Multiple – input Multiple - output) อินพุตซึ่งเป็นตัวแปรของระบบ (State Variables) อาจจะมีที่ตัวก็ได้ขึ้นอยู่กับผู้ออกแบบระบบ สำหรับตัวแปรเอาต์พุตเรียกว่า ตัวแปรกริยา (Action Variables) เป็นตัวแปรที่ถูกประมาณค่าด้วยกฎฟัซซีที่ได้ออกแบบไว้



ภาพประกอบที่ 2-10 โครงสร้างสถาปัตยกรรมของระบบฟัซซี [18]

ฟังก์ชันความเป็นสมาชิกมีใช้กันหลายแบบ แบบที่ใช้ในวิธีการที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้จะเป็นแบบสามเหลี่ยม และสามเหลี่ยมคางหมู เนื่องจากเป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายและง่ายต่อการวิเคราะห์

ฟังก์ชันรูปสามเหลี่ยม (Triangular Function) ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ใช้รูปแบบฟังก์ชันเป็นฟังก์ชันรูปสามเหลี่ยม มีลักษณะการกระจายค่าความเป็นสมาชิกของฟัซซีเซต ดังภาพ



ภาพประกอบที่ 2-11 ฟังก์ชันความเป็นสมาชิกรูปสามเหลี่ยม [18]

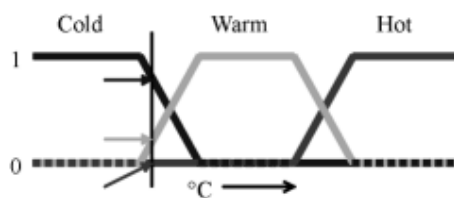
ซึ่งขนาดของสมาชิกแต่ละตัวในเซตนี้มีความสัมพันธ์ตามสมการ

$$T(u : a, b, c) = \begin{cases} 0 & u \leq a \\ \frac{(u - a)}{(b - a)} & a \leq u \leq b \\ \frac{(c - u)}{(c - b)} & b \leq u \leq c \\ 0 & u \geq c \end{cases}$$

2.4.2 การประยุกต์ใช้งาน

ตรรกศาสตร์คลุมเครือนั้น สามารถใช้ในการควบคุม อุปกรณ์เครื่องใช้ในครัวเรือน เช่น เครื่องซักผ้า (โดยการวัดปริมาณผ้า และความเข้มข้นของน้ำยาซักผ้า และปรับวงจรการซักให้เหมาะสม) และ ตู้เย็น

วิธีการใช้งานง่าย ๆ นั้นอาจใช้ในการจำลองช่วงย่อยๆ ของตัวแปรที่มีค่าต่อเนื่อง เช่น การวัดอุณหภูมิในระบบห้ามล้อแบบกันล้อตาย อาจมีฟังก์ชันความเป็นสมาชิกของเซตหลายฟังก์ชันสำหรับอุณหภูมิซึ่งแบ่งเป็นหลายช่วง เพื่อควบคุมการห้ามล้อให้เหมาะสม โดยแต่ละฟังก์ชันจะทำการส่งค่าอุณหภูมิหนึ่งๆ ไปเป็นค่าความจริงในช่วง 0 ถึง 1 ซึ่งค่าความจริงเหล่านี้จะถูกนำไปใช้ในการควบคุมการห้ามล้อ



ภาพประกอบที่ 2-12 ตัวอย่างการใช้งาน Fuzzy logic [18]

ในภาพ cold (เย็น) warm (อุ่น) and hot (ร้อน) เป็นฟังก์ชันในการส่งค่าระดับอุณหภูมิ ที่แต่ละจุดของอุณหภูมิจะมีค่าความจริง 3 ค่า ซึ่งเป็นค่าของแต่ละฟังก์ชัน ซึ่งค่าความจริงทั้งสามนี้สามารถใช้ในการตีความค่าอุณหภูมิใดๆ ว่า "ค่อนข้างเย็น" "อุ่นนิดๆ" "ไม่ร้อน"

2.4.3 การประยุกต์ใช้ตรรกศาสตร์คลุมเครือ

การประยุกต์ใช้งานตรรกศาสตร์คลุมเครือโดยทั่วไป จะใช้ในการจำลองความรู้ หรือ ประสบการณ์ของผู้เชี่ยวชาญ โดยการใช้เหตุผล หรือ การตัดสินใจต่อสภาวะการณ์ต่างๆ ของมนุษย์นั้น สามารถเขียนอยู่ในรูปเชิงภาษาศาสตร์ของ ระบบกฎเกณฑ์ (rule-based system) คือ เงื่อนไข IF/THEN หรือ อยู่ในรูปอื่นที่เท่าเทียมกัน เช่น เมทริกซ์เปลี่ยนหมู่ฟัซซี (fuzzy associative matrices)

2.4.4 กฎเกณฑ์ (Rule)

IF (ถ้า) <เงื่อนไข> THEN (แล้ว) <ผลที่ตามมา>

การใช้เหตุผล การตัดสินใจ หรือ การตอบสนองต่อเหตุการณ์ต่างๆ ของมนุษย์นั้น โดยปกติจะมีลักษณะที่คลุมเครือ เช่นการประเมินสภาวะการณ์ หรือ การระบุการตอบสนอง โดยไม่ได้ระบุเป็นค่าที่แน่นอนชัดเจน ดังนั้นจึงถูกจำลองไว้ในกฎเกณฑ์ด้วย เซตวิภันนัย

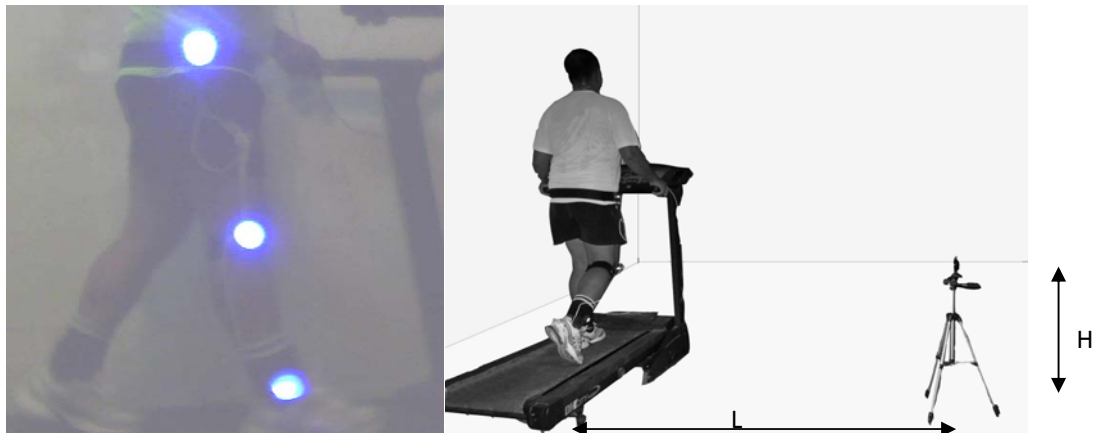
บทที่ 3

การออกแบบงานวิจัยและวิธีการทดลอง

3.1 การออกแบบระบบฮาร์ดแวร์

การจัดเตรียมการทดลอง แสดงดังภาพประกอบที่ 3-1 โดยการตั้งกล้องถ่ายภาพด้านข้างของผู้ทดสอบ ซึ่งเดินบนลู่วิ่งไฟฟ้า (Treadmill) ซึ่งมีรายละเอียดการเตรียมการทดลองดังนี้

- (1) ให้ผู้ทดสอบยืนในท่าตรง จะได้ค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่ามีค่าใกล้เคียง 0 องศา
- (2) กำหนดความเร็วในการทดสอบไว้ที่ประมาณ 4 กิโลเมตรต่อชั่วโมง
- (3) ความสูงของกล้อง (H) มีค่าเท่ากับความสูงจากพื้นของมาร์กเกอร์ตำแหน่งข้อเข่า
- (4) แนวการจับภาพของกล้องอยู่ในแนวระดับ
- (5) แนวการวางตำแหน่งของกล้องตั้งฉากกับแนวการเดินของผู้ทดสอบ
- (6) เลื่อนระยะห่างของกล้องจากผู้ทดสอบ (L) ให้ขอบล่างของภาพตรงกับระดับฝ่าเท้าของผู้ทดสอบ ซึ่งมีระยะห่างประมาณ 2 เมตร (ขึ้นอยู่กับระยะโฟกัสของกล้อง)



ภาพประกอบที่ 3-1 การติดตั้งชุดการทดลอง

เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ใช้มาร์คเกอร์แบบอุปกรณ์แอ็กทีฟ (Active device) โดยใช้ไดโอดเปล่งแสง (LED) แสงสีน้ำเงิน เนื่องจากแสงสีน้ำเงินมีความยาวคลื่น 468 นาโนเมตร ซึ่งเป็นช่วงความยาวคลื่นที่พบได้น้อยในสภาพแวดล้อมทั่วไป

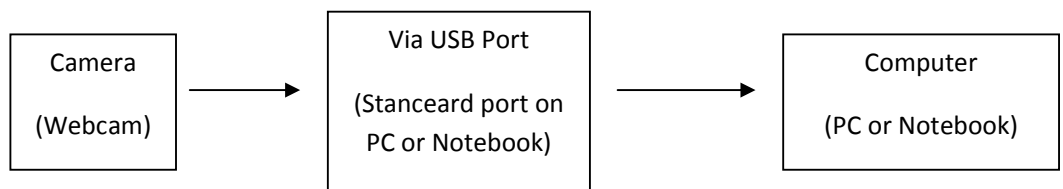
ไดโอดเปล่งแสง(LED) มาร์คเกอร์ที่ใช้ติดกับร่างกายใช้แหล่งจ่ายไฟจากหม้อแปลงผ่านสายไฟ หรือสามารถใช้แบตเตอรี่ขนาดเล็ก 1.5 โวลต์ ทำให้ไม่มีสายไฟติดบนร่างกายของผู้ทดสอบ โดยติดไว้บริเวณข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ซึ่งตำแหน่งที่ใช้ในการติดตั้ง อ้างอิงจากงานวิจัยเรื่อง Plug-in gait analysis ซึ่งติดบริเวณด้านข้างของขา

กล้องวิดีโอ ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ใช้ชนิด Webcam ยี่ห้อ Creative VF0410 Live Cam Video IM Pro ความละเอียด 640 x 480 pixels. ความเร็วในการรับภาพสูงสุด 30 เฟรมต่อวินาที ซึ่งเป็นกล้องที่มีจำหน่ายทั่วไป โดยเชื่อมต่อผ่านทาง USB Port

ใช้การเชื่อมต่อระหว่างกล้อง กับคอมพิวเตอร์ผ่านทาง USB Port Version 2.0 ภาพที่ได้ ใช้โปรแกรม LabVIEW ในการประมวลผลภาพ ประกอบด้วยการรับภาพจากกล้อง นำข้อมูลที่ได้ แปลงสัญญาณให้อยู่ในรูปของข้อมูล 24 bits จากนั้นทำการคัดแยก มาร์คเกอร์ ออกจากภาพ และหาตำแหน่งของ มาร์คเกอร์ ในภาพ เพื่อหาค่าทางจลน์ (Kinetic) ต่างๆ ต่อไป

ใช้คอมพิวเตอร์ในการประมวลผลและเชื่อมต่ออุปกรณ์ บนระบบปฏิบัติการ Windows 2000/XP/Vista/Window7 ที่มี CPU สูงกว่า Pentium III, หน่วยความจำ Ram มากกว่า 512 MB.

ในการทดลอง จะทำการคำนวณค่าต่างๆ บนเครื่องคอมพิวเตอร์โดยตรง ซึ่งสามารถอธิบายโครงสร้างของเครื่องมือได้ดังนี้



อุปกรณ์รับภาพ
30 เฟรมต่อวินาที

เชื่อมต่อโดยตรงผ่าน USB พอร์ต
(Not use External or Convert Card)

ประมวลผลบนคอมพิวเตอร์

ภาพประกอบที่ 3-2 การเชื่อมต่อชุดการทดลอง

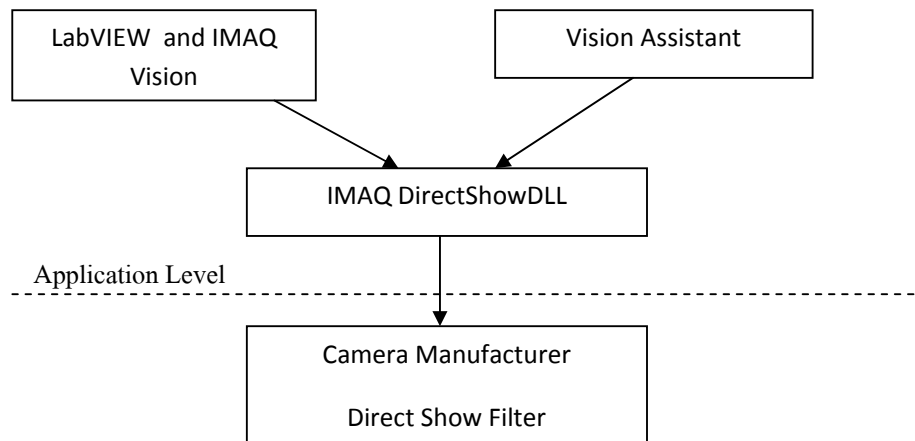
3.2 การออกแบบซอฟต์แวร์

ในการวิเคราะห์ภาพต้องใช้โปรแกรมในการประมวลผล ซึ่งสามารถเลือกใช้ได้จากหลายโปรแกรม จากการศึกษ พบว่า โปรแกรม LabVIEW สามารถใช้งานได้กับการวิเคราะห์ภาพแบบ real time ได้ และสามารถเพิ่มเติมฟังก์ชันในการคัดแยกภาพได้ โดยการใช้ โปรแกรม NI-Vision ร่วมกับโปรแกรม LabVIEW พื้นฐาน สามารถเชื่อมต่อกับกล้องถ่ายภาพผ่านทาง USB Port ซึ่งไม่จำเป็นต้องใช้การ์ดประมวลผลภาพเพิ่มเติม อีกทั้งรูปแบบการแสดงผล ง่ายต่อผู้ใช้งาน (User Interface) ในส่วนกระบวนการในการคัดแยกภาพ จะใช้การเรียกภาพจากหน่วยความจำที่ได้จากกล้องมาคำนวณ โดยใช้การแปลงภาพเป็นแบบระดับสีเทา (Gray Scale) เพื่อคัดแยก มาร์คเกอร์ออกจากภาพ และใช้ฟังก์ชัน Matching ของโปรแกรมในการตรวจจับ มาร์คเกอร์ แต่ละจุด และใช้การระบุตำแหน่งของ มาร์คเกอร์ แต่ละจุด ในแนวแกน X,Y เพื่อคำนวณหาค่าต่างๆ ซึ่งการทำงานของโปรแกรมเป็นแบบเวลาจริง (Real time) ซึ่งเป็นความสามารถของโปรแกรม LabVIEW โดยมีคุณสมบัติดังนี้

- LABVIEW 7.0 ขึ้นไป
- NI IMAQ Vision 7.1 ขึ้นไป
- NI-IMAQ for USB Cameras
- Vision Assistant 7.1 ขึ้นไป

ในการได้มาของภาพจากกล้อง โปรแกรม LabVIEW เรียก Library ที่เกี่ยวข้องกับ Image processing จาก IMAQ Vision และทำการเรียกใช้ไฟล์ IMAQDirectshowDLL.dll ซึ่งอยู่ใน c:/windows/system32/ โดยไฟล์นี้จะทำการเรียก Library จาก Vision Assistant ซึ่งจะเป็นตัวกำหนด address ของกล้อง จากนั้นจึงทำการเปิดกล้อง ผ่านทางโปรแกรมที่ใช้สำหรับกล้อง ซึ่งได้จากบริษัทผู้ผลิตกล้อง ซึ่งทำให้เราสามารถควบคุมค่าต่างๆ เช่น จำนวนภาพต่อวินาที ความสว่าง ความเข้มแสง ความละเอียด และสามารถบันทึกภาพได้พร้อมๆ กับการประมวลผลแบบ Real-time ของ LabVIEW ได้

โครงสร้างของฟังก์ชัน NI- IMAQ for USB Cameras



ภาพประกอบที่ 3-3 โครงสร้างของฟังก์ชัน NI-IMAQ for USB Camera [14]

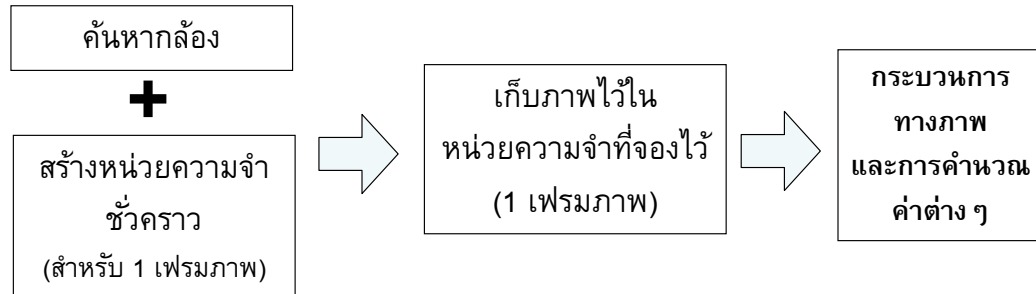
การควบคุมการทำงานของโปรแกรมที่ใช้ในการทดลอง

แบ่งส่วนของโปรแกรมออกเป็น 2 ส่วน คือ

- (1) การทำงานแบบ Real-time Mode
- (2) การทำงานแบบ Off-Line Mode

3.2.1 การทำงานแบบ Real-time mode

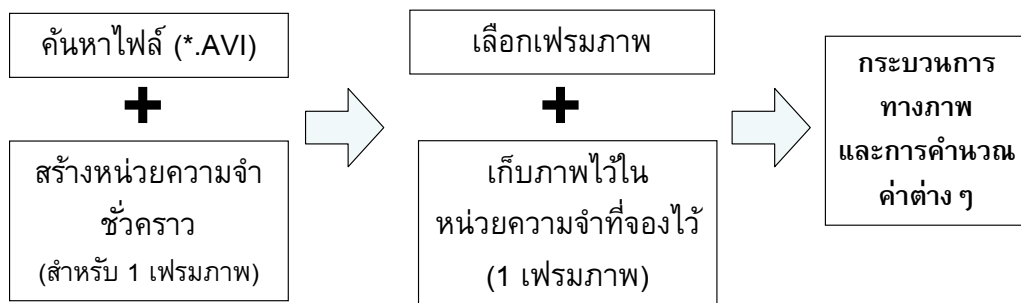
ภาพประกอบที่ 3-4 และ 3-5 แสดงแผนผังการทำงานของโปรแกรมแบบเวลาจริง เริ่มต้นโดยการรับค่าที่ผู้ใช้ป้อนโดยเลือกการทำงานแบบ Real-Time mode จากนั้นโปรแกรมจะทำการกำหนดค่าเริ่มต้นโดยการเรียกใช้ Library DirectshowDLL เพื่อทำการเปิดการทำงานของกล้องที่ตำแหน่งพอร์ต 0 (port 0) จากนั้นทำการสร้างหน่วยความจำชั่วคราวเพื่อทำการรับภาพจากกล้อง (IMAQ CREATE) จากนั้นโปรแกรมจึงทำการดึงภาพจากกล้องหนึ่งภาพมาเก็บไว้ในหน่วยความจำชั่วคราวที่สร้างขึ้น และนำภาพที่ได้ผ่านกระบวนการในการปรับแต่งภาพต่อไป



ภาพประกอบที่ 3-4 แผนผังการทำงานแบบ Real-time mode

3.2.2 การทำงานแบบ Off-line Mode

ในการทำงานโหมดนี้ หลังจากที่ผู้ใช้เลือกโหมดการทำงานแล้ว โปรแกรมจะทำการกำหนดค่าเริ่มต้นของตัวแปรต่างๆ เช่น ตัวแปร Int, char float ต่อไปทำการเปิด Timer เพื่อจับเวลาในการประมวลผลของโปรแกรมในหนึ่งคาบ (cycle) ของการทำงาน จากนั้น จึงทำการเปิด Library ที่ทำการค้นหาไฟล์วิดีโอ โดยจะมีหน้าต่างค้นหาไฟล์นามสกุล avi



ภาพประกอบที่ 3-5 แผนผังการทำงานแบบ Off-line mode

หลังจากที่ผู้ใช้ป้อนไฟล์นามสกุล .avi แล้ว โปรแกรมจะทำการเปิดไฟล์นั้น และทำการหาค่าคุณสมบัติต่างๆ ของไฟล์นี้ เช่น

- จำนวนของเฟรมทั้งหมด
- จำนวนของเฟรมต่อวินาที
- ขนาดของภาพ

จากนั้นโปรแกรมจะทำการสร้างหน่วยความจำชั่วคราวขึ้นเพื่อเก็บค่าของภาพในแต่ละ Cycle ของโปรแกรม โดยมีความละเอียดภาพ 24 bits หลังจากนั้นโปรแกรมทำการเปิด Library AVI READ FRAME ขึ้นเพื่อนำภาพมาเก็บไว้ในหน่วยความจำชั่วคราว ซึ่งภาพใดที่จะนำมาเก็บไว้นั้นขึ้นอยู่กับค่า FRAME NUMBER จากการเลือกโดยผู้ใช้ โดยการใช้ฟังก์ชัน Play ซึ่งจะได้อธิบายต่อไป

หลังจากที่ได้ภาพมาเก็บไว้ในหน่วยความจำชั่วคราวแล้ว ไม่ว่าจะ เป็นแบบ Real-time mode หรือ OFF-Line mode นั้น โปรแกรมจะนำภาพที่ได้ไปคำนวณต่อไปดังนี้
ในการทำงานทั้ง 2 โหมด มีการเรียกใช้ฟังก์ชันย่อยในการคำนวณหาค่าดังนี้

- (a) การปรับแต่งและคัดแยกวัตถุออกจากภาพ โดยใช้กระบวนการทางภาพ
- (b) การคำนวณหาตำแหน่งของ มาร์คเกอร์ บนระนาบ X-Y
- (c) การควบคุมภาพเคลื่อนไหว
- (d) การคำนวณหาความเร็วเชิงมุม
- (e) การจำแนก (classify) ห่วงของการเดิน โดยใช้ Fuzzy logic
- (f) การคำนวณหาต่างๆ
- (g) การแสดงภาพแบบจำลองการเดินแบบ 2 มิติ

(a) การปรับแต่งและคัดแยกวัตถุออกจากภาพโดยใช้กระบวนการทางภาพ

เริ่มต้นโดยการรับค่าจากการกำหนดโดยผู้ใช้งาน ชาติที่ใช้ทดสอบเป็นขาข้างซ้ายหรือขาขวา หากเป็นขาข้างซ้าย จะทำการพลิกภาพในแนวตั้ง (Symmetry function) เพื่อเตรียมข้อมูลใช้ในการคำนวณต่อไป

หลังจากได้ภาพแล้วจึงทำการปรับแต่งภาพโดยการเลือกใช้ฟังก์ชัน ExtractSingle ColorPlan ซึ่งเป็นการแสดงวัตถุที่มีสีเฉพาะสีน้ำเงินเท่านั้น โดยการกำหนดดังนี้

COLOR	GAMMA	CONTRAST	BRIGHTNESS
GREEN	0	0	0
RED	0	0	0
BLUE	2	255	255

ตารางที่ 3-1 การกำหนดค่า (Setting) การใช้ฟังก์ชัน Extract Single Color Plan

ภาพที่ได้จากการปรับแต่งภาพจะเป็นภาพตามค่าที่กำหนด (Setting value) นี้ จะมีพื้นหลังเป็นสีดำและวัตถุที่มีสีน้ำเงินจะสว่างเป็นสีน้ำเงินหลังจากนั้นจึงทำการแปลงภาพนี้จาก Color Image 24 bits เป็นภาพแบบ Gray scale 8 bits ซึ่งภาพที่ได้จะเปลี่ยนสีของวัตถุสีน้ำเงินเป็นสีขาวและมีพื้นหลังเป็นสีดำ หลังจากนั้นจึงทำการค้นหาตำแหน่ง มาร์คเกอร์ ต่อไป

หลังจากที่ได้ภาพแบบ 8 bits แล้ว ทำการค้นหาวัตถุโดยการกำหนดค่าการค้นหาดังต่อไปนี้

Min Size 25 (Dimension 25 point)

Threshold 255 (8 bits)

Brightness object (White objects)

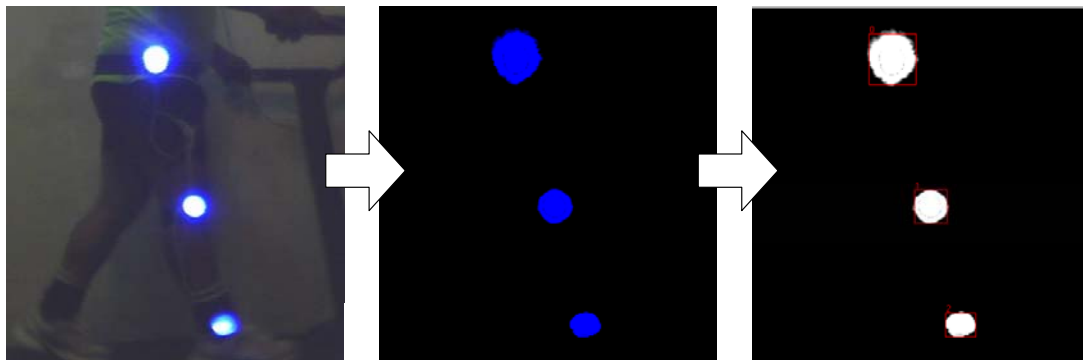
จากการค้นหาวัตถุ สามารถระบุตำแหน่งของวัตถุลงในระนาบ X-Y โดยกำหนดได้ดังนี้

ข้อสะโพก x1, y1

ข้อเข่า x2, y2

ข้อเท้า x3, y3

ถ้าจำนวนวัตถุที่ทำการค้นหาไม่เท่ากับ 3 โปรแกรมจะไม่ทำการคำนวณต่อไป แต่ถ้าจำนวนวัตถุเท่ากับ 3 จะนำตำแหน่งของวัตถุทั้ง 3 บนระบบ X-Y ไปคำนวณหาค่ามุมต่อไป



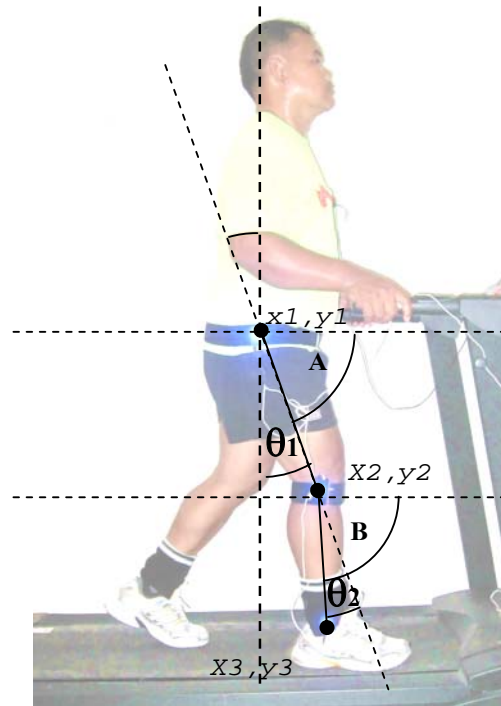
การปรับแต่งค่า
ความสว่าง (Brightness)
ความเข้มแสง (Contrast)
ค่าแกมมาสี (Gamma)

ดึงข้อมูลอาร์เรย์สีน้ำเงิน
(Blue plane)
24-bits

แปลงภาพเป็น
Binary image
8-bits

ภาพประกอบที่ 3-6 การปรับแต่งภาพโดยใช้กระบวนการทางภาพ

(b) การคำนวณหาค่ามุมจากตำแหน่งของ มาร์คเกอร์ บนระนาบ X-Y



ภาพประกอบที่ 3-7 การคำนวณหามุมจากตำแหน่งของ Marker

ใช้ตรีโกณมิติในการหาค่ามุมดังนี้

- มุมข้อสะโพก เป็นมุมระหว่างขาที่อ่อนบนกับแนวตั้ง

$$\begin{aligned} \theta_1 &= \text{มุมข้อสะโพก} \\ &= 90^\circ - \tan^{-1}\left(\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}\right) \quad \text{เมื่อ } x_2 > x_1 \quad +\theta_1 \\ &= \tan^{-1}\left(\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}\right) - 90^\circ \quad \text{เมื่อ } x_1 > x_2 \quad -\theta_1 \end{aligned}$$

- มุมข้อเข่า เป็นมุมระหว่างขาที่อ่อนบนและขาที่อ่อนล่าง เนื่องจากสามารถแบ่งการคำนวณออกได้เป็น 2 ช่วงการทดลองคือ

ช่วงที่ $X_3 > X_2$ (Heel strike, Foot flat)

$$\theta_2 = \text{มุมข้อเข่า}$$

$$A = \tan^{-1}\left(\frac{|y_2 - y_1|}{|x_2 - x_1|}\right) \quad \text{คือ มุมของขาท่อนบนเทียบกับแนวนอน}$$

$$B = \tan^{-1}\left(\frac{|y_3 - y_2|}{|x_3 - x_2|}\right) \quad \text{คือ มุมของขาท่อนล่างเทียบกับแนวนอน}$$

$$\theta_2 = A - B$$

ช่วงที่ $X_3 < X_2$ (Toe off)

$$\theta_2 = B - A$$

แปลงหน่วยของมุมจาก Radian เป็น Degree โดย

$$\text{Degree} = \text{Radian} * 180 / \pi$$

(c) การควบคุมภาพเคลื่อนไหว

ฟังก์ชันนี้ใช้เฉพาะการทำงานในแบบ OFF-LINE Mode ซึ่งเป็นการควบคุมภาพที่นำไปใช้ในการคำนวณแบบ Manual ซึ่งก็คือการกำหนดเฟรมของวิดีโอ ให้ฟังก์ชัน IMAQ CREATE รับภาพไปเก็บไว้ในหน่วยความจำชั่วคราว เพื่อนำไปประมวลผลต่อไป โดยมีการควบคุมด้วยกัน 8 แบบ คือ

First,	กำหนดให้ Frame	=	1
Fast Previous,	กำหนดให้ Frame	=	Frame - 10
	และ	>=	1
Previous,	กำหนดให้ Frame	=	Frame - 2
	และ	>=	1
Play,	กำหนดให้ Frame	=	Frame
Pause,	กำหนดให้ Frame	=	Frame - 1
Next,	กำหนดให้ Frame	=	Frame + 1
	และ	<=	Frame Num. - 1
Fast Next,	กำหนดให้ Frame	=	Frame + 10
	และ	>=	Frame Num. - 1
Last	กำหนดให้ Frame	=	Frame Num. - 1

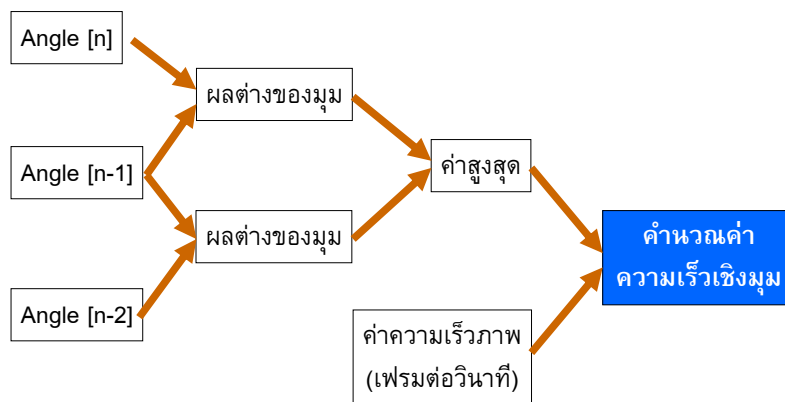
โดยในแต่ละปุ่มควบคุม โปรแกรมจะรับค่าได้เพียงค่าเดียวในรอบของการรันโปรแกรม เมื่อได้เฟรมภาพที่จะใช้คำนวณแล้ว จึงจะนำภาพไปประมวลผลต่อไป

(d) การคำนวณหาค่าความเร็วเชิงมุม

โดยการนำค่ามุมในเวลาปัจจุบัน (n) , มุมที่เวลาอดีต (n-1) และ มุมที่เวลาอดีต (n-2) ที่ได้จากการเก็บค่าลงในหน่วยความจำสำรอง (Shift Register) ในรอบการประมวลผลของโปรแกรมในอดีต 1 และ 2 รอบ ซึ่งก็คือ มุมที่เวลาก่อนหน้านี้ 10 ms. และ 20 ms.

$$\text{ความเร็วเชิงมุม } \omega = \frac{d\theta}{dt}$$

นำมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงของมุมเทียบกับเวลา 10 ms. จากนั้นคำนวณหาค่าการเปลี่ยนแปลงมุมในช่วงเวลา 1 วินาทีที่ 10 เฟรมต่อวินาที ซึ่งเป็นความเร็วในการประมวลผลของโปรแกรม (เนื่องจากความเร็วในการประมวลผลไม่คงที่ ขึ้นอยู่กับเงื่อนไขในแต่ละรอบการประมวลผล จึงทำการถือค่าความเร็วในการประมวลผลไว้ที่ 10 เฟรมต่อวินาที) แต่เนื่องจากภาพจริงจากไฟล์ เป็นภาพที่ความเร็ว 25 เฟรมต่อวินาที จึงต้องทำการสเกลค่าความเร็วเชิงมุมให้เป็นค่าที่ 25 เฟรมต่อวินาที



ภาพประกอบที่ 3-8 แผนผังการทำงานของ การคำนวณค่าความเร็วเชิงมุม

(e) การจำแนกช่วงของการเดินโดยใช้ฟิซซิลอจิก

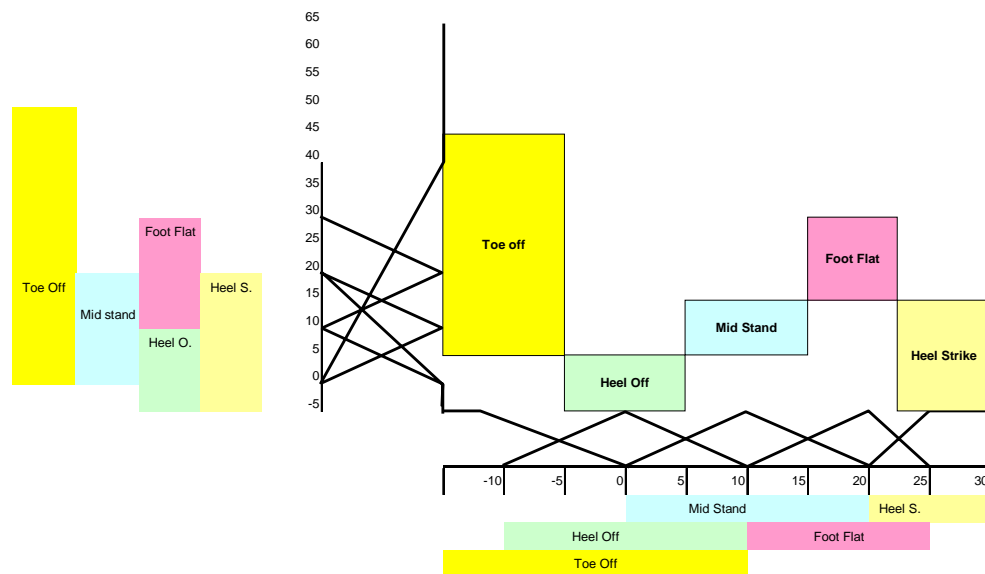
ในการ Classify จำเป็นต้องใช้ค่ามุมในช่วงเวลาปัจจุบันและเวลาในอดีตมาคำนวณร่วมกัน เพื่อหาช่วงของการเดินเบื้องต้นดังนี้

ในช่วงที่ Hip angle (n) < Hip angle (n-1) คือช่วงที่ขาที่อนบนเคลื่อนที่จากหน้าลำตัวไปยังหลังลำตัว ซึ่งก็คือช่วงของ Stance phase

และเช่นเดียวกัน ในช่วงที่ Hip angle (n) > Hip angle (n-1) คือช่วงที่ขาท่อนบนเคลื่อนที่จากหลังลำตัว ไปยังหน้าลำตัว ซึ่งก็คือช่วงของ Swing phase

ส่วนค่า Knee angle (n) และ Knee angle (n-1) นำมาใช้แยกช่วงการเดินในช่วง Deceleration ของ Swing phase และ Heel strike ของ Stance phase ที่ไม่สามารถแยกได้โดยใช้ Hip angle เพียงอย่างเดียว โดยในช่วง Heel Strike ค่าของ Knee angle (n) > (n-1) และในช่วง Deceleration ค่า Knee angle (n) < (n-1)

หลังจากที่ได้ช่วงของการเดินแล้ว จึงทำการหาช่วงย่อยของการเดินในแต่ละช่วงโดยใช้ Fuzzy logic ซึ่งมี 2 input คือ Hip angle และ Knee angle สามารถเขียนได้เป็นแผนภาพดังนี้



ภาพประกอบที่ 3-9 การออกแบบการจำแนกขั้นตอนการเดินโดยใช้ Fuzzy logic
ในช่วงการเดินแบบ Stance phase

ซึ่งค่ามุ่มที่ใช้กำหนดช่วงการเดิน อ้างอิงจากตารางที่ 1 ในบทที่ 1 ซึ่งอธิบายช่วงของการเดินในแต่ละช่วงไว้ ใช้การคำนวณหาค่าความเป็นสมาชิกในแต่ละขั้นตอนการเดินในช่วง Stance phase โดยการหาค่าความเป็นสมาชิกดังนี้

การคำนวณค่าความเป็นสมาชิกในช่วงการเดิน Stance phase โดยใช้ค่า Hip angle (กำหนดให้ Hip angle = x)

$$\begin{aligned} \text{Heel Strike} & : 1 & x \geq 25 \\ & : \frac{x - 20}{25 - 20} & 20 < x \leq 25 \end{aligned}$$

Foot Flat	:	$\frac{25-x}{25-20}$	$20 < x < 25$
	:	$\frac{x-10}{20-10}$	$10 < x < 20$
	:	0	$x < 25$ or $x < 10$
Mid Stance	:	$\frac{20-x}{20-15}$	$10 < x < 20$
	:	$\frac{x}{10}$	$0 < x < 10$
	:	0	$x < 0$ or $x > 20$
Heel Off	:	$\frac{x-10}{10}$	$0 < x < 10$
	:	$\frac{x+10}{10}$	$-10 < x < 0$
	:	0	$x < -10$ or $x < 10$
Toe Off	:	$\frac{-x}{10}$	$-10 < x < 0$
	:	0	$x < -10$
	:	1	$x > 0$

การคำนวณค่าความเป็นสมาชิกในช่วงการเดิน Stance phase โดยใช้ค่า Knee angle (กำหนดให้ knee angle = y)

Heel Strike	:	1	$y < -5$
	:	$\frac{y}{5}$	$-5 < y \leq 0$
Foot Flat	:	$\frac{30-y}{30-20}$	$20 < y < 30$
	:	$\frac{y-10}{20-10}$	$10 < y < 20$
	:	0	$y < 20$ or $y < 10$
Mid Stance	:	$\frac{20-y}{20-10}$	$10 < y < 20$
	:	$\frac{y}{10}$	$0 < y < 10$
	:	0	$y < 0$ or $y > 20$

Heel Off	:	$\frac{10-x}{10}$	$0 < y < 10$
	:	1	$y < 0$
	:	0	$y > 10$
Toe Off	:	$\frac{x}{40}$	$0 < y < 40$
	:	1	$y > 40$
	:	0	$y < 0$

จากการหาค่าความเป็นสมาชิกทั้ง 2 อินพุต นำมาหาค่าสูงสุดในความเป็นสมาชิกในแต่ละขั้นตอน ของแต่ละอินพุต นำข้อมูลที่ได้เปรียบเทียบกับกันเพื่อหาขั้นตอนในการเดินในช่วงมุนั้นๆ

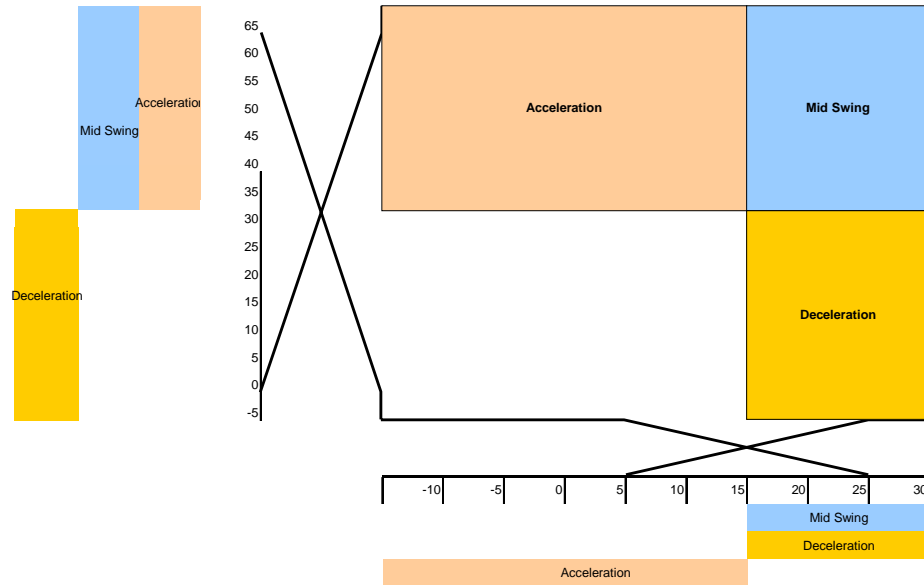
การคำนวณค่าความเป็นสมาชิกในช่วงการเดิน Swing Phase

โดยใช้ค่า Hip angle (กำหนดให้ Hip angle = x)

Acceleration	:	1	$x \geq 65$
	:	$\frac{x}{65}$	$0 < x < 65$
Mid Swing	:	1	$x \geq 65$
	:	$\frac{x}{65}$	$0 < x < 65$
Deceleration	:	$\frac{65-x}{65}$	$0 < x < 65$
	:	1	$x < 0$

โดยใช้ค่า Knee angle (กำหนดให้ Knee angle = y)

Acceleration	:	1	$y < 5$
	:	$\frac{25-y}{25-5}$	$5 < y < 25$
Mid Swing	:	1	$y > 25$
	:	$\frac{y-5}{25-5}$	$5 < y < 25$
Deceleration	:	1	$y > 25$
	:	$\frac{y-5}{25-5}$	$5 < y < 25$



ภาพประกอบที่ 3-10 การออกแบบการจำแนกขั้นตอนการเดินโดยใช้ Fuzzy logic
ในช่วงการเดินแบบ Swing phase

(ก) การคำนวณค่าต่างๆ

ในการคำนวณจะใช้ค่า Hip angle (n) และ Knee angle (n) โดยใช้ฟังก์ชัน FFT Spectrum (Mag-phase) โดยต้องทำการ Scaling ค่าความถี่ โดยอ้างอิงบนค่าที่ 30 เฟรมต่อวินาที ซึ่งค่าที่ได้สามารถหาค่าความถี่หลัก (Fundamental Frequency) ได้

ค่าแอมพลิจูดของมุมที่ข้อสะโพก ที่ 0 เฮิร์ตซ์ สามารถวิเคราะห์หาความสมดุลในการก้าวขาไปข้างหน้าและขาไปข้างหลังลำตัว

ค่าแอมพลิจูดของมุมข้อสะโพก (Hip angle) ที่ความถี่หลักมูล (Fundamental Frequency) สามารถหาความกว้างของก้าวในการเดินได้

ผลต่างของ ค่าแอมพลิจูดของมุมข้อเข่า (Knee angle) ที่ 0 เฮิร์ตซ์ และความถี่หลักมูล สามารถบอกความสามารถในการยืดยืดของข้อเข่าได้

ค่าแอมพลิจูดของมุมข้อเข่า ที่ความถี่หลักมูล สามารถวิเคราะห์หาความสามารถในการงอเข่าในช่วงการเดินได้

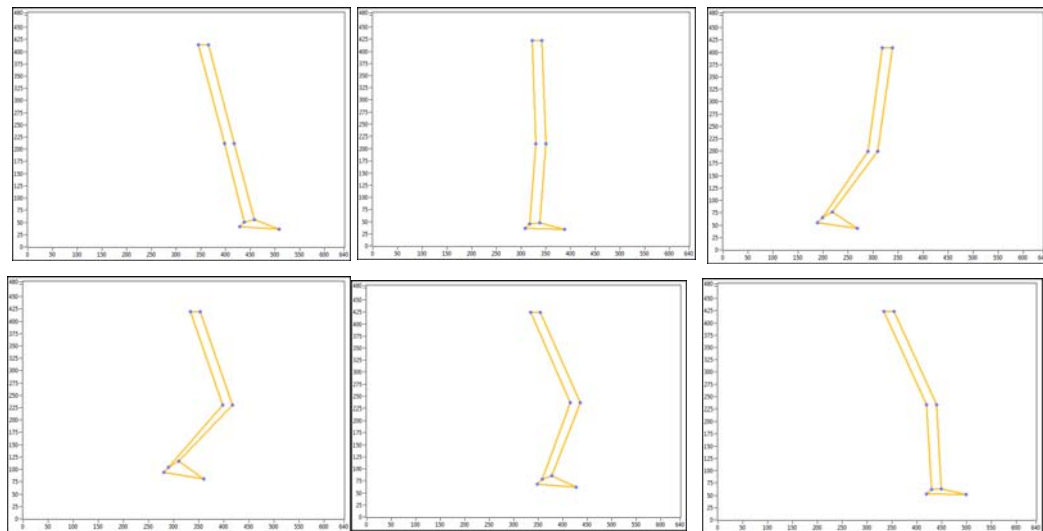
ค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในการเดิน ซึ่งช่วยประมาณความถูกต้องในการเดินโดยการเปรียบเทียบกับค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่าในแต่ละช่วงการเดินมาตรฐานดังตารางที่ 1 สามารถคำนวณได้จากสมการดังนี้

$$\% \text{ความถูกต้องในการเดิน} = \left[\frac{\text{จำนวนเฟรมทั้งหมด} - \text{จำนวนเฟรมที่ตรงตามกฎพีชชีลจิก}}{\text{จำนวนเฟรมทั้งหมด}} \right] \times 100$$

นอกจากนี้ ยังสามารถหาความเร็วในการเดินแบบเชิงเส้นได้ (กิโลเมตรต่อชั่วโมง, เมตรต่อวินาที, เซนติเมตรต่อวินาที) หลังจากนั้นโปรแกรมจะวนกลับไปประมวลผล โปรแกรมรอบใหม่ในเงื่อนไข While loop โดยที่กำหนดความเร็วในการประมวลผลภาพอยู่ที่ 10 เฟรมต่อวินาที (เนื่องจากความเร็วในการประมวลผลไม่คงที่ ขึ้นอยู่กับเงื่อนไขในแต่ละรอบการประมวลผล จึงทำการเลือกค่าความเร็วในการประมวลผลไว้ที่ 10 เฟรมต่อวินาที) แต่ในการคำนวณเพื่อหาค่าทั้งหมด จะทำการ Scaling ไปที่ 30 เฟรมต่อวินาที

(g) การแสดงภาพจำลองการเดินแบบ 2 มิติ

เป็นการแสดงแบบจำลองการเดินโดยการรับค่าตำแหน่งของมาร์คเกอร์ทั้ง 3 จุดเพื่อจำลองการเคลื่อนที่ของขา ทำให้สามารถดูรูปแบบการเดินได้ชัดเจนมากขึ้น



ภาพประกอบที่ 11 ภาพจำลองการเดินแบบ 2 มิติ

3.3 วิธีการทดลอง

- (1) การจัดเตรียมการทดลอง แสดงดังภาพที่ 3-1
- (2) ทำการรัน โปรแกรม โดยเลือกโหมดการทดลองแบบ Real-time mode จากนั้นเลือกบันทึกค่ามุมเป็นไฟล์ข้อความ และบันทึกเป็นไฟล์วิดีโอ(*.avi) เพื่อสามารถนำค่าไปวิเคราะห์ต่อไป
- (3) เลือกโหมดการทดลองเป็นแบบ Off-line mode จากนั้นเลือกชื่อไฟล์ที่ต้องการวิเคราะห์ จากนั้นใช้ปุ่มควบคุมการเฟรมภาพให้อยู่ในช่วงของการเดินที่ต้องการวิเคราะห์

3.4 การเก็บรวบรวมข้อมูล

การเก็บข้อมูลในงานวิจัยนี้เป็นการบันทึกภาพเคลื่อนไหวเป็นวิดีโอไฟล์ และข้อมูลมุมของข้อสะโพกและข้อเข่า ทั้ง 2 ข้าง ในเบื้องต้น ทำการเก็บข้อมูลจากผู้ทดสอบ 15 คน ประกอบด้วย เด็ก คนวัยกลางคน ผู้สูงอายุ ทั้งเพศชายและหญิง และผู้พิการได้เข้าข้างขวา เพื่อทดสอบการทำงานของเครื่องมือวัด

3.5 การวิเคราะห์ข้อมูล

ในการวิเคราะห์ข้อมูล จะทำบนโปรแกรม LabVIEW ซึ่งใช้การวิเคราะห์แบบ Real-time โดยวิเคราะห์จากค่ามุม ค่าความเร็วเชิงมุม ค่าแอมพลิจูด (Amplitude) ของความถี่หลักมูล (Fundamental Frequency) และ ความถี่ 0 เฮิร์ตซ์ ควบคู่กับค่าความผิดเพี้ยนของรูปคลื่นไซน์ (Total Harmonic Distortion : THD) โดยสามารถวิเคราะห์สถิติความถูกต้องของการเดินจากการนำผลการจำแนก มาใช้เพื่อดูความสมบูรณ์ของการเดิน

เนื่องจากในการทดลอง ใช้กล้องวิดีโอเพียงตัวเดียว จึงยังมีข้อจำกัดในการวิเคราะห์หาค่าบางอย่างที่ต้องใช้ในการวิเคราะห์เพิ่มเติมได้ เช่น ค่าระยะทางระหว่างช่วง Heel strike ของขาข้างหนึ่งไปหาอีกข้างหนึ่ง หรือการเปรียบเทียบเวลาในการเดินของขาข้างหนึ่งกับขาอีกข้างหนึ่ง ซึ่งไม่สามารถวิเคราะห์ได้จากการใช้กล้องเพียงตัวเดียว ซึ่งสามารถเพิ่มเติมกล้องอีกได้ แต่เนื่องจากการ

ใช้กล้อง 2 ตัว ต้องใช้คอมพิวเตอร์ที่มีความเร็วในการประมวลผลที่สูงขึ้น และในการทดลอง มีข้อจำกัดในเรื่องความเร็วในการรับภาพของกล้อง ซึ่งจำกัดอยู่ที่ 30 ภาพต่อวินาที ซึ่งไม่สามารถใช้ได้ในการวิเคราะห์ทางวิทยาศาสตร์การกีฬา และเนื่องจากวัตถุประสงค์หลักของงานวิจัยนี้คือสามารถนำเครื่องมือนี้ ใช้ได้กับการวิเคราะห์การเดิน ซึ่งความเร็วในการรับภาพของกล้องสามารถรองรับการวิเคราะห์การเดินที่ใช้ในกระบวนการทางกายภาพบำบัดได้เพียงพอ

3.6 อภิปรายผลการทดลอง

ในการทดลอง ความเร็วในการประมวลผลของคอมพิวเตอร์ มีผลอย่างมากในการวิเคราะห์การเดิน ซึ่งเกิดขึ้นเฉพาะการทำงานใน Off-line mode ซึ่งโปรแกรมต้องเปิดไฟล์ภาพจากฮาร์ดดิสก์ ไดรฟ์ ทำให้ความเร็วในการประมวลผลภาพตกลงจาก 30 ภาพต่อวินาที ทำให้ค่าต่างๆ จากการคำนวณผิดพลาดได้ ซึ่งปัญหาดังกล่าวทำการแก้ไขโดยการ ควบคุมความเร็วในการประมวลผลภาพให้อยู่ในค่าที่เหมาะสมที่สุด จากการทดลองได้ทำการควบคุมให้อยู่ที่ 10 ภาพต่อวินาที และทำการ Scaling ค่าต่างๆ ให้อยู่ที่ 30 ภาพต่อวินาที ทำให้สามารถแก้ปัญหาดังกล่าวได้

ในการคัดแยก มาร์คเกอร์ ออกจากภาพ เกิดปัญหาโปรแกรมทำงานผิดพลาดเมื่อ กล้องรับภาพแสงสีขาว อันเนื่องมาจาก แสงแดง แสงเหลืองไป หรือพื้นหลังที่เป็นสีขาว ทำให้โปรแกรมทำงานผิดพลาดเมื่อทำการแปลงภาพจาก 24 bits เป็น 8-bits เนื่องจากสีขาว ทำให้โปรแกรมจับวัตถุที่เป็นสีขาวด้วย จึงแก้ปัญหา เนื่องจากก่อนหน้านี้ โปรแกรมทำการค้นหาเฉพาะวัตถุที่มีสีน้ำเงินจากภาพโดยตรง แต่ไม่ได้มีการปรับแต่งภาพก่อน จึงทำการลดค่าความสว่าง ความเข้มแสง และตัวคูณค่าความเข้มและความสว่างลงของแสงสีแดงและเขียว ทำให้สามารถคัดแยกเฉพาะวัตถุที่มีสีน้ำเงินได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น

บทที่ 4

ผลการทดลอง

4.1 การทดสอบเพื่อเปรียบเทียบเครื่องมือวัด

ทำการทดสอบโดยการนำ มาร์คเกอร์ ติดไว้บน Chart ที่ทำการคำนวณหามุมไว้แล้วโดยตั้งระยะการทดสอบ 2 เมตร และความสูงเท่ากับตำแหน่ง มาร์คเกอร์ตรงกลาง ทำการเปรียบเทียบโดยใช้ ทฤษฎีทางตรีโกณมิติ เพื่อหามุมที่ต้องการเปรียบเทียบ โดยให้ 1 หน่วย มีค่าเท่ากับ 10 เซนติเมตร

- (1) หาค่าความแม่นยำในการอ่านค่าตำแหน่งของมาร์คเกอร์ (Position accuracy) โดยการวัด ความยาวจริงจากขอบซ้ายไปยังขอบขวาของภาพ ได้ระยะห่างเท่ากับ 1100 มิลลิเมตร ที่ความละเอียดของภาพ 640 จุด จะได้ค่า Position accuracy = 1.7 มิลลิเมตร ที่ 2 เมตรจากมาร์คเกอร์
- (2) การทดสอบการอ่านค่ามุมที่ข้อสะโพกในการทดสอบจะไม่สนใจตำแหน่ง มาร์คเกอร์ ที่ข้อเท้า เพราะไม่มีผลกับการคำนวณหาค่ามุมที่ข้อสะโพก
- (3) การทดสอบการอ่านค่ามุมที่ข้อเข่า

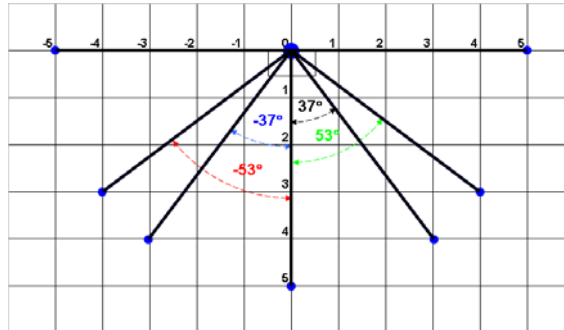
แบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ครั้ง เนื่องจากค่ามุมที่ข้อสะโพกมีผลต่อการคำนวณค่ามุมที่ข้อเข่า จึงทำการทดสอบที่มุมข้อสะโพก เท่ากับ 53 องศา และ 37 องศา ตามลำดับ

มุมข้อสะโพก (ขาท่อนบน-แนวตั้ง)	
มุม (องศา)	อ่านได้ (องศา)
0.0	0.7
37.0	36.8
53.0	52.5
90.0	89.6
-37.0	-36.8
-53.0	-52.5
-90.0	-89.6

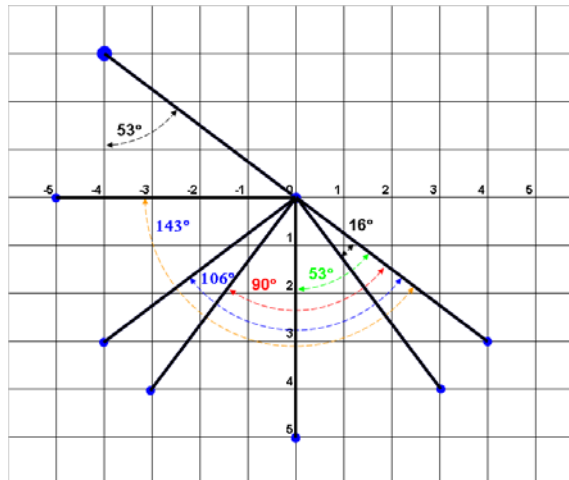
มุมข้อเข่า (ขาท่อนบน-ขาท่อนล่าง) ที่มุมสะโพก = 53°	
มุม (องศา)	อ่านได้ (องศา)
0.0	0.2
16.0	16.1
53.0	53.2
90.0	90.1
106.0	105.4
143.0	143.5

มุมข้อเข่า (ขาท่อนบน-ขาท่อนล่าง) ที่มุมสะโพก = 37°	
มุม (องศา)	อ่านได้ (องศา)
0.0	0.2
37.0	37.2
74.0	73.8
90.0	90.2
127.0	127.4

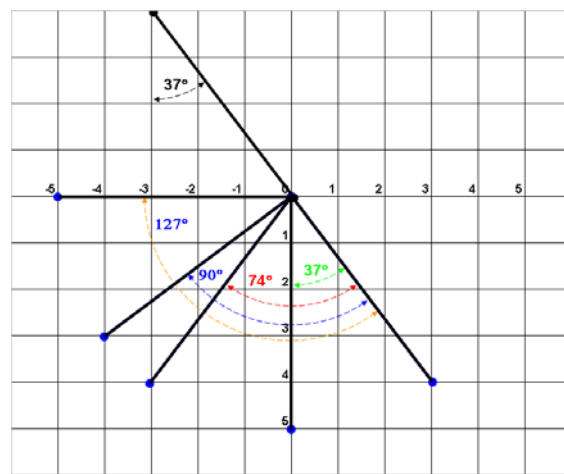
ตารางที่ 4-1 ผลการทดสอบการอ่านค่ามุมของเครื่องมือวัด



ภาพประกอบที่ 4-1 แบบจำลองการทดสอบการอ่านคำมุมที่ข้อสะโพก



ภาพประกอบที่ 4-2 แบบจำลองการทดสอบการอ่านคำมุมที่ข้อเข่าเมื่อมุมข้อสะโพก = 53°



ภาพประกอบที่ 4-3 แบบจำลองการทดสอบการอ่านคำมุมที่ข้อเข่าเมื่อมุมข้อสะโพก = 37°

4.2 การทดสอบกับกลุ่มตัวอย่าง

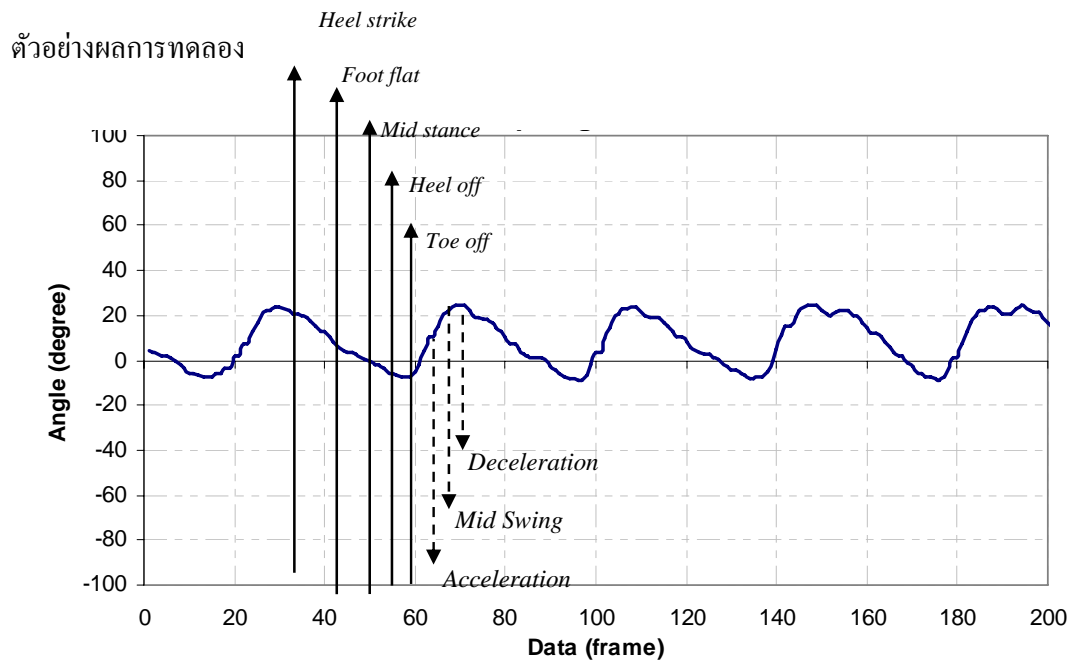
ในการทดลองนี้ แสดงโดยผู้ทดสอบ 15 คน ซึ่งมีคุณสมบัติดังนี้

ผู้ทดสอบ	เพศ	อายุ	ความสูง	ความยาว	ความยาว	อัตราส่วน		หมายเหตุ
		(ปี)	(ซม.)	(สะโพก- ข้อเท้า)	(สะโพก- ข้อเข่า)	(สะโพก-ข้อเท้า / ความสูง)	(สะโพก-ข้อเข่า / สะโพก-ข้อ)	
1	ชาย	14	147	70	45	0.48	0.64	
2	ชาย	16	155	75	48	0.48	0.64	
3	ชาย	50	162	80	45	0.49	0.56	
4	ชาย	37	165	80	45	0.48	0.56	
5	ชาย	38	170	85	45	0.50	0.53	พิการขาข้างขวา
6	ชาย	33	166	80	50	0.48	0.63	
7	ชาย	25	161	80	50	0.50	0.63	
8	ชาย	20	170	85	50	0.50	0.59	
9	ชาย	20	168	85	50	0.51	0.59	
10	ชาย	20	172	85	55	0.49	0.65	
11	ชาย	20	165	82	50	0.50	0.61	
12	ชาย	21	181	90	45	0.50	0.50	
13	หญิง	26	162	85	50	0.52	0.59	
14	หญิง	52	150	75	45	0.50	0.60	
15	หญิง	54	152	75	50	0.49	0.67	

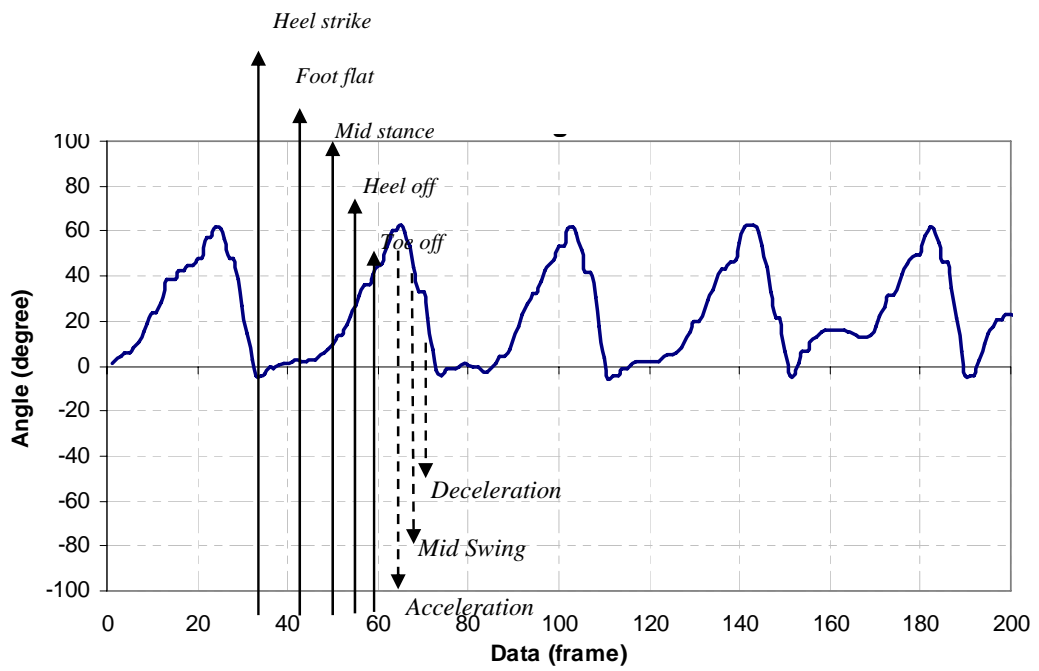
ตารางที่ 4-2 ค่าทางกายภาพของกลุ่มผู้ทดสอบ

ข้อมูลที่ได้จากการทดลอง มีดังนี้

1. รูปคลื่นข้อมูลค่ามุมที่ข้อสะโพก (Hip angle waveform)
2. รูปคลื่นข้อมูลค่ามุมที่ข้อเข่า (Knee angle waveform)
3. รูปคลื่นข้อมูลความเร็วเชิงมุมข้อสะโพก (Hip angle velocity waveform)
4. รูปคลื่นข้อมูลความเร็วเชิงมุมข้อเข่า (Knee angle velocity waveform)
5. ค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องของการเดิน (%Normal gait)

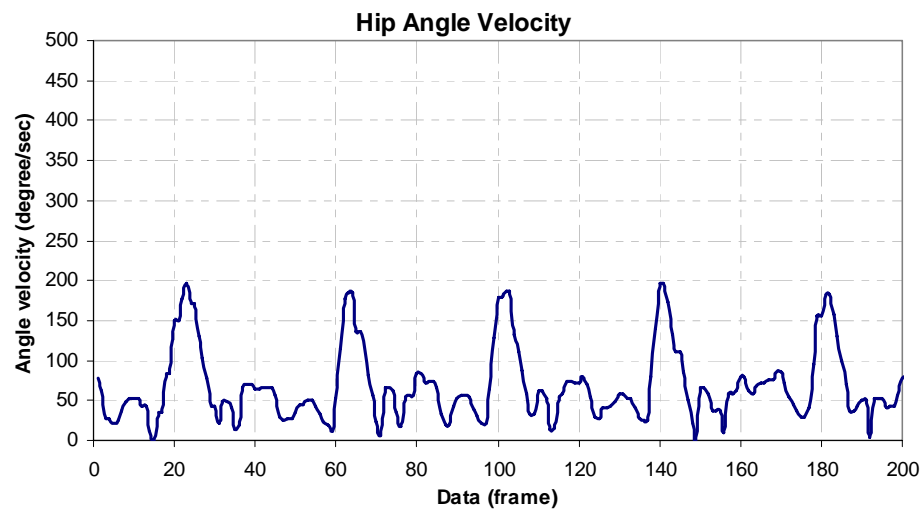


ภาพประกอบที่ 4-4 รูปคลื่นข้อมูลมุมที่ข้อสะโพก

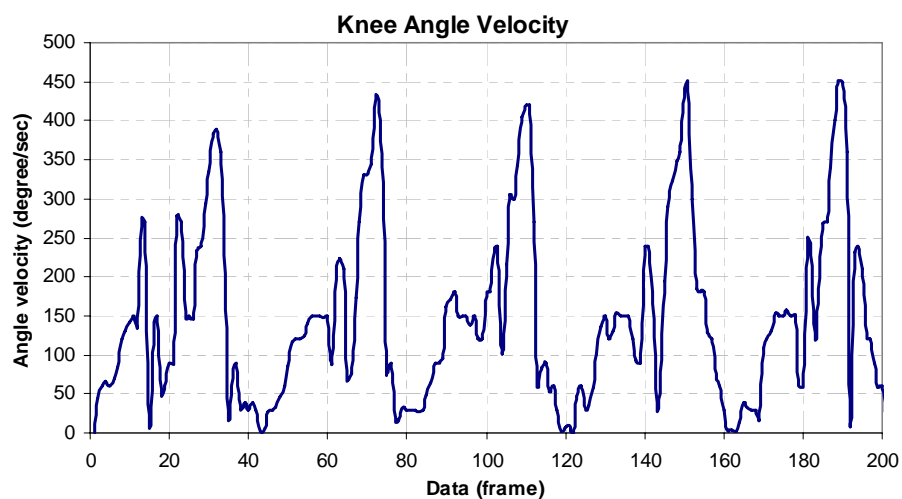


ภาพประกอบที่ 4-5 รูปคลื่นข้อมูลที่ข้อเข่า

จากภาพประกอบที่ 4-4 และ 4-5 ค่ามุมในแต่ละช่วงการเดินของข้อเข่าและข้อสะโพก เป็นไปตามทฤษฎีการเดิน (Normal Locomotion Gait) เช่น ในช่วง Heel strike มุมข้อสะโพก ประมาณ 20 องศา และมุมข้อเข่าประมาณ 0 องศา จะเห็นได้ว่ามุมที่ข้อเข่ามีค่าติดลบในช่วง Heel strike เนื่องจากการยืดเข่าสุดของบางคนมีการสะบัดเข่า ทำให้มุมข้อเข่ามีค่าเป็นลบได้ , ในช่วง Acceleration มุมสะโพกมีค่าประมาณ 5 องศา และมุมข้อเข่ามีค่าประมาณ 60 องศา (ทฤษฎี = 65 องศา)

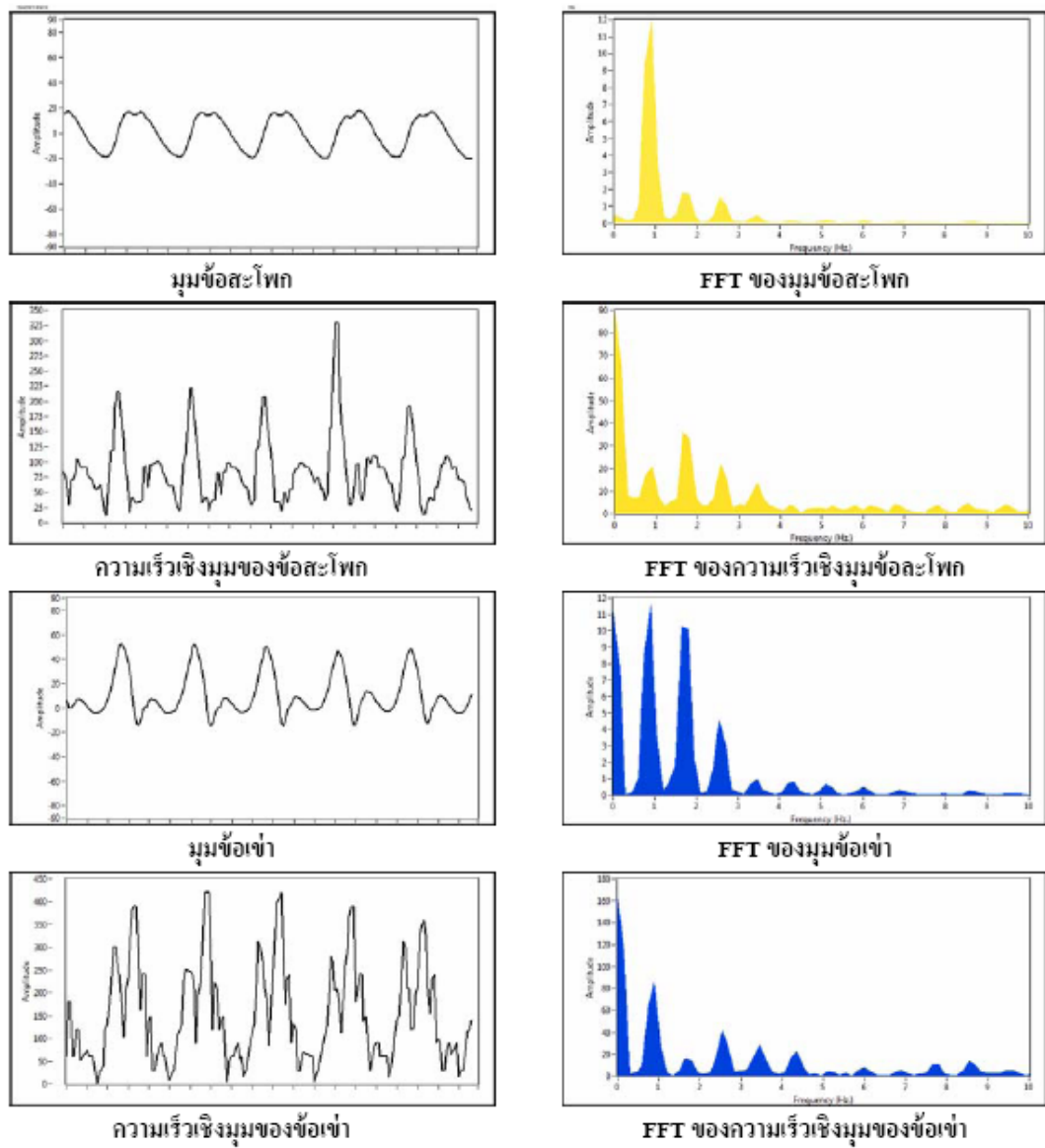


ภาพประกอบที่ 4-6 รูปคลื่นข้อมูลค่าความเร็วเชิงมุมข้อสะโพก



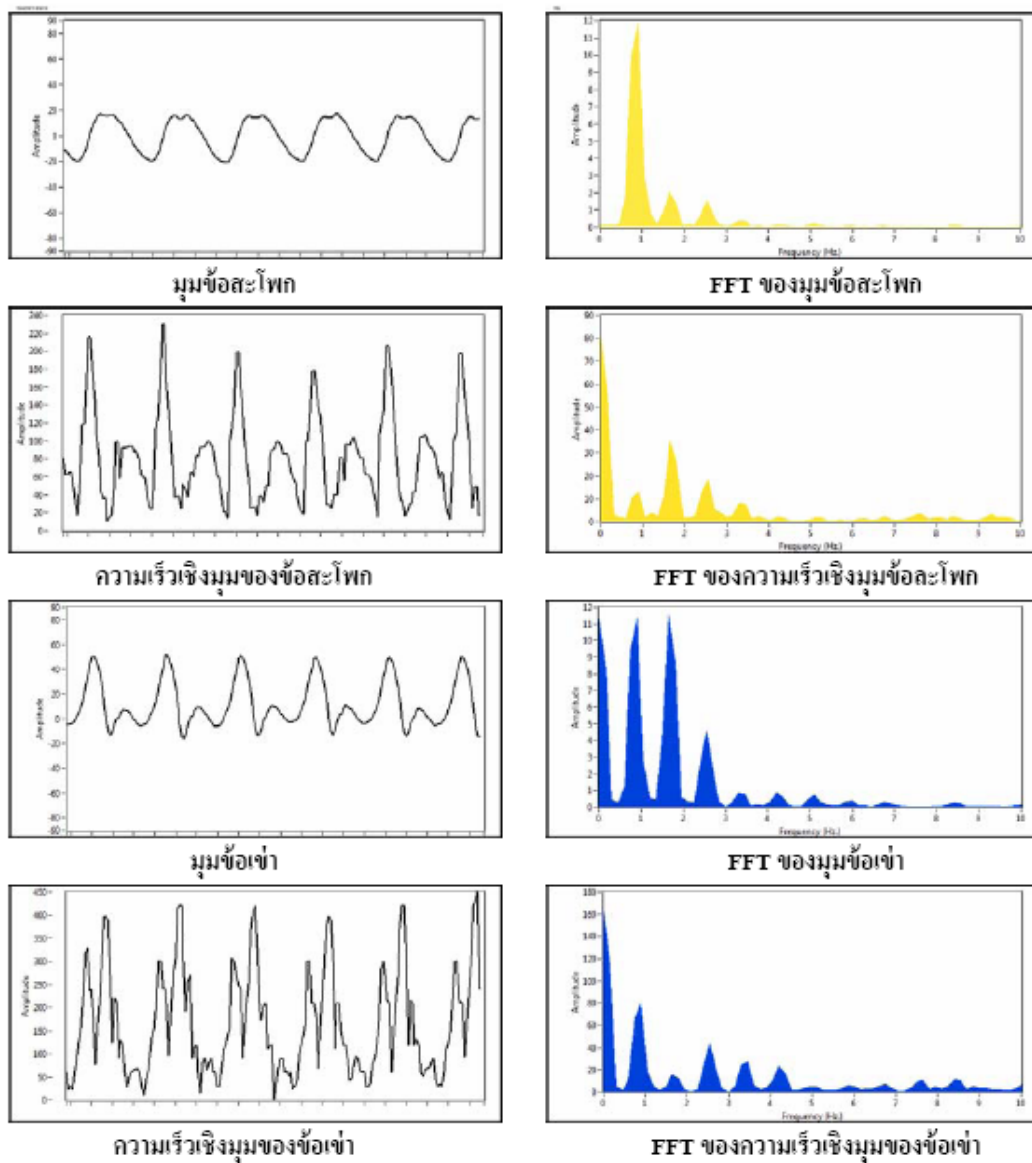
ภาพประกอบที่ 4-7 รูปคลื่นข้อมูลค่าความเร็วเชิงมุมข้อเข่า

ตัวอย่างผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 3 ชาย



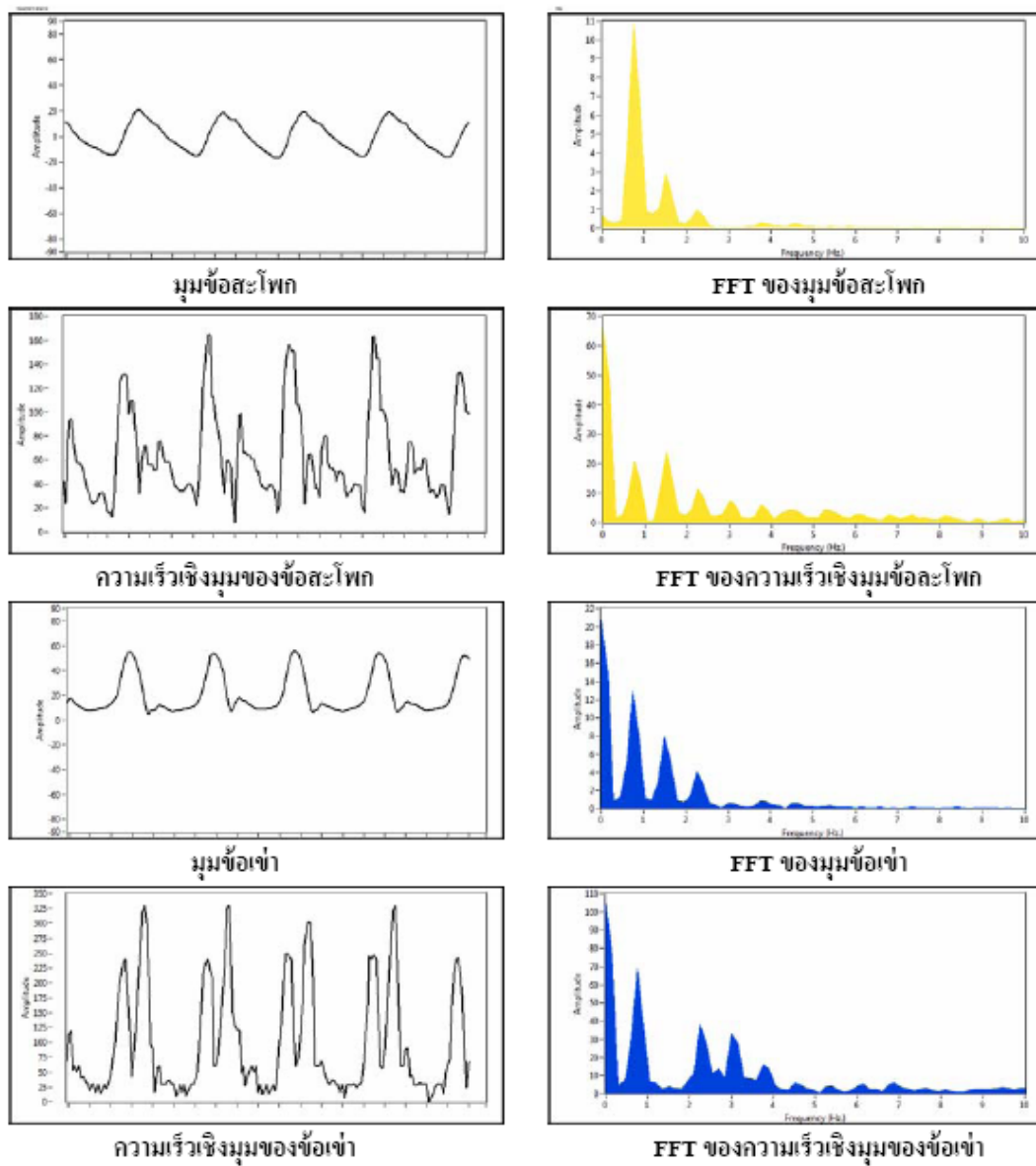
ภาพประกอบที่ 4-8 ผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 3 ชาย

ตัวอย่างผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 3 ขาวา



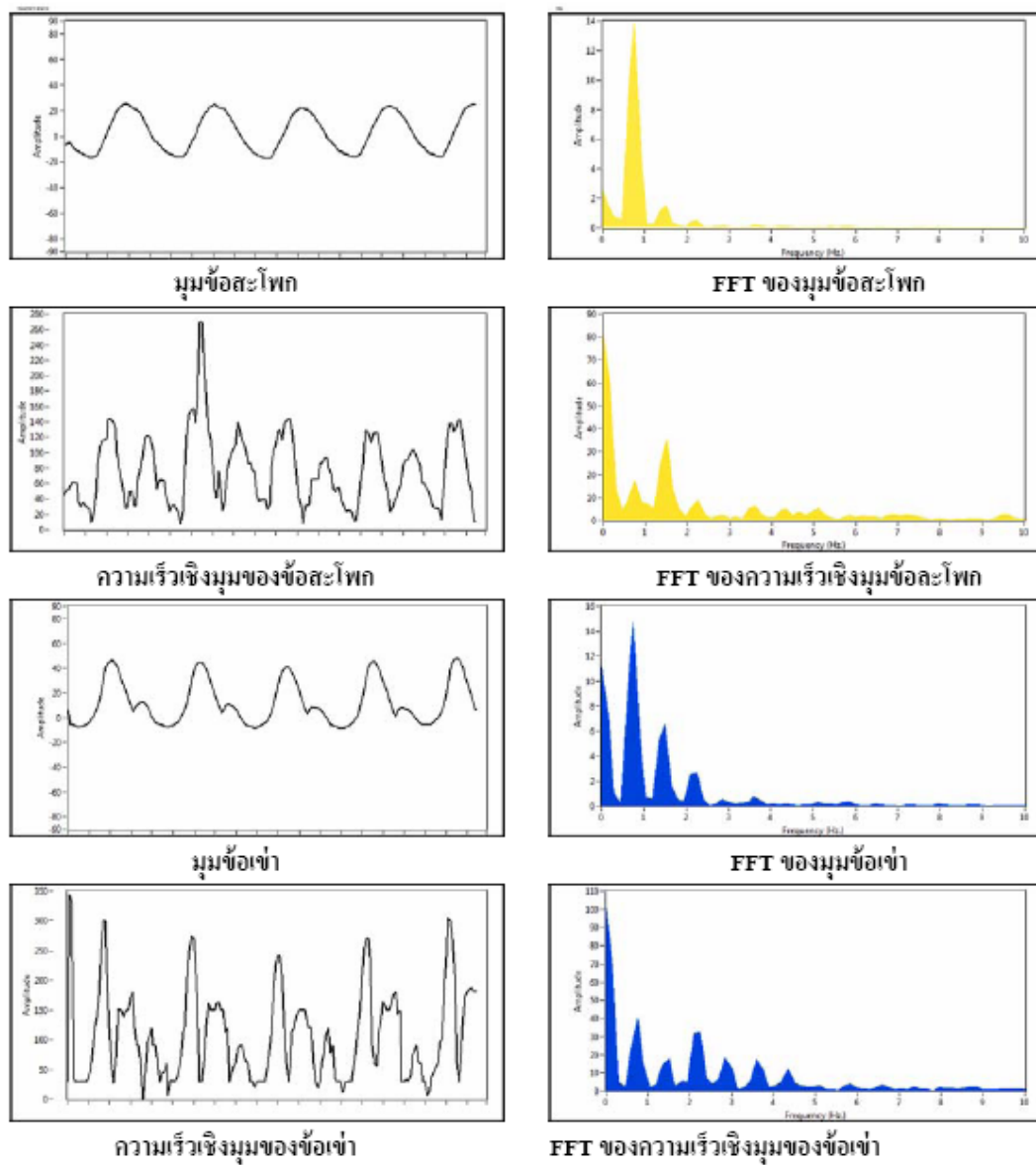
ภาพประกอบที่ 4-9 ผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 3 ขาวา

ตัวอย่างผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 5 ชายชาย (ผู้พิการขาขวา)



ภาพประกอบที่ 4-10 ผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 5 ชายชาย (ผู้พิการขาขวา)

ตัวอย่างผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 5 ขาวา (ผู้พิการขาวา)



ภาพประกอบที่ 4-11 ผลการทดลองของผู้ทดสอบที่ 5 ขาวา (ผู้พิการขาวา)

4.3 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

(1) ผลการวิเคราะห์มุมข้อสะโพกและมุมของข้อเข่าของขาข้างซ้าย

จากผลการทดลอง ผู้ทดสอบลำดับที่ 5 เป็นผู้ที่มีความผิดปกติ พิการขาข้างขวา ตั้งแต่ข้อเข่าลงมา และทำการใส่ขาเทียมในขณะที่ทดสอบ โดยผลการทดลอง แบ่งเป็นการวิเคราะห์ในข้อมูลทางความถี่ของสัญญาณ และค่าแอมพลิจูดของสัญญาณ

ผู้ทดสอบ	จำนวนก้าว ใน 1 นาที	ข้อสะโพก (Hip)				ข้อเข่า (Knee)			
		ความถี่หลักมูล (Fundamental Frequency)		ค่าความเพี้ยนฮาร์มอนิกรวม (Total Harmonic Distortion ,THD)		ความถี่หลักมูล (Fundamental Frequency)		ค่าความเพี้ยนฮาร์มอนิกรวม (Total Harmonic Distortion ,THD)	
		Angle (องศา)	Angle Velocity (องศา/วินาที)	Angle (องศา)	Angle Velocity (องศา/วินาที)	Angle (องศา)	Angle Velocity (องศา/วินาที)	Angle (องศา)	Angle Velocity (องศา/วินาที)
1	52	0.8	1.7	0.9	0.3	0.9	0.9	0.3	0.7
2	74	0.8	1.6	0.8	0.3	0.8	0.8	0.4	0.9
3	53	0.9	1.6	0.9	0.3	0.9	0.9	0.2	0.7
4	52	0.9	1.5	0.9	0.4	0.9	0.9	0.2	0.8
5	43	0.8	1.5	0.5	0.2	0.7	0.7	0.2	1.1
6	44	0.9	1.8	0.9	0.4	0.9	0.9	0.3	0.7
7	74	0.8	1.6	0.9	0.4	0.8	0.8	0.3	0.8
8	49	0.8	1.7	0.8	0.3	0.8	0.8	0.4	0.8
9	61	0.9	1.6	0.9	0.3	0.9	0.9	0.2	0.9
10	51	0.9	1.7	0.8	0.4	0.9	0.9	0.2	0.9
11	57	0.9	1.7	0.8	0.3	0.8	0.8	0.2	0.7
12	51	0.8	1.6	0.9	0.3	0.8	0.8	0.2	0.8
13	74	0.9	1.7	0.8	0.3	0.8	0.8	0.3	0.8
14	57	0.9	1.7	0.8	0.3	0.8	0.8	0.4	0.8
15	47	0.8	1.6	0.8	0.3	0.8	0.8	0.2	0.9

ตารางที่ 4-2 ผลการวิเคราะห์ค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่าทางความถี่ของขาข้างซ้าย

ผู้ทดสอบ	จำนวนก้าว ใน 1 นาที	มุมข้อสะโพก (Hip)			มุมข้อเข่า (Knee)			ความ ถูกต้อง ของการ เดิน (%)
		แอมพลิจูด(องศา)			แอมพลิจูด(องศา)			
		ที่ความถี่ 0 เฮิร์ต (1)	ที่ความถี่หลัก มูล (2)	ผลต่าง (2) - (1)	ที่ความถี่ 0 เฮิร์ต (1)	ที่ความถี่หลัก มูล (2)	ผลต่าง (1) - (2)	
1	52	0.5	14.1	13.6	26	12	14	80.3
2	74	4.7	13.8	9.1	19	10	9	81.5
3	53	9.8	11.4	1.6	22	19	3	94.6
4	52	4.2	12.2	8	18	8	10	87.1
5	43	3.5	12.3	8.8	21	13	8	73.4
6	44	8.6	10.2	1.6	23	13	10	80.5
7	74	9.6	12.5	2.9	22	10	12	85.1
8	49	7.4	12.1	4.7	19	11	8	92.4
9	61	6.1	13.2	7.1	17	12	5	91.6
10	51	10.5	11.9	1.4	23	14	9	89.3
11	57	6.2	12.5	6.3	15	11	4	94.5
12	51	5.1	12.6	7.5	26	13	13	83.4
13	74	3.6	11.5	7.9	14	8	6	84.2
14	57	8.4	13.7	5.3	21	13	8	95.6
15	47	5.3	12.2	6.9	18	15	3	93.7

ตารางที่ 4-3 ผลการทดลองวิเคราะห์ค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่าทางแอมพลิจูดของขาข้างซ้าย

(2) ผลการวิเคราะห์มุมข้อสะโพกและมุมของข้อเข่าของขาข้างขวา

ผู้ทดสอบ	จำนวนก้าว ใน 1 นาที	ข้อสะโพก (Hip)				ข้อเข่า (Knee)			
		ความถี่หลักมูล (Fundamental Frequency)		ค่าความเพี้ยนฮาร์มอนิกรวม (Total Harmonic Distortion ,THD)		ความถี่หลักมูล (Fundamental Frequency)		ค่าความเพี้ยนฮาร์มอนิกรวม (Total Harmonic Distortion ,THD)	
		Angle (องศา)	Angle Velocity (องศา/วินาที)	Angle (องศา)	Angle Velocity (องศา/วินาที)	Angle (องศา)	Angle Velocity (องศา/วินาที)	Angle (องศา)	Angle Velocity (องศา/วินาที)
1	52	0.9	1.7	0.9	0.3	0.9	0.9	0.2	0.7
2	74	0.8	1.6	0.8	0.3	0.8	0.8	0.2	0.9
3	53	0.9	1.7	0.8	0.3	0.9	0.9	0.3	0.7
4	52	0.9	1.72	0.9	0.3	0.9	0.9	0.2	0.7
5	43	0.7	1.45	0.7	0.2	0.7	0.7	0.1	1.2
6	44	0.9	1.8	0.9	0.4	0.9	0.9	0.3	0.7
7	74	0.8	1.6	0.8	0.4	0.8	0.8	0.2	0.8
8	49	0.8	1.65	0.8	0.3	0.8	0.8	0.2	0.8
9	61	0.9	1.84	0.8	0.3	0.9	0.9	0.2	0.8
10	51	0.9	1.8	0.8	0.3	0.9	0.9	0.2	0.9
11	57	0.8	1.7	0.8	0.3	0.8	0.8	0.2	0.7
12	51	0.8	1.68	0.8	0.3	0.8	0.8	0.2	0.8
13	74	0.8	1.64	0.9	0.4	0.8	0.8	0.4	0.8
14	57	0.8	1.6	0.8	0.3	0.8	0.8	0.2	0.8
15	47	0.8	1.55	0.9	0.3	0.8	0.8	0.2	0.8

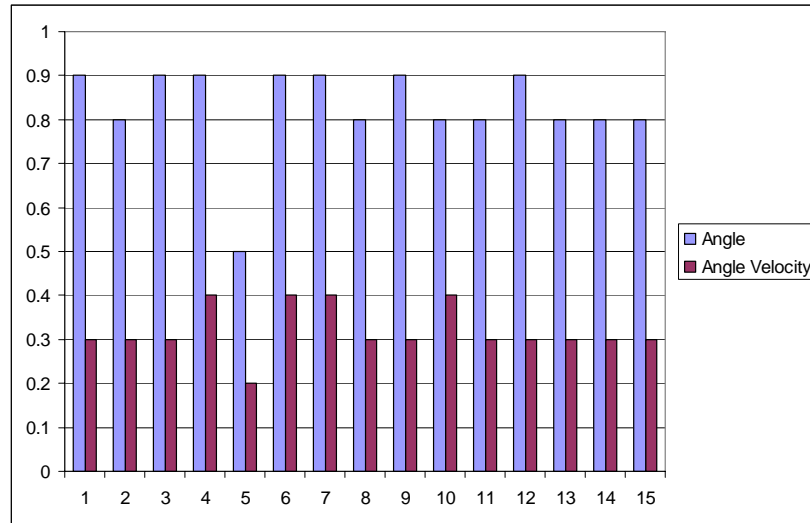
ตารางที่ 4-4 ผลการทดลองวิเคราะห์ค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่าทางความถี่ของขาข้างขวา

ผู้ทดสอบ	จำนวนก้าว ใน 1 นาที	มุมข้อสะโพก (Hip)			มุมข้อเข่า (Knee)			ความ ถูกต้อง ของการ เดิน (%)
		แอมพลิจูด(องศา)			แอมพลิจูด(องศา)			
		ที่ความถี่ 0 เฮิร์ต (1)	ที่ความถี่หลัก มูล (2)	ผลต่าง (2) - (1)	ที่ความถี่ 0 เฮิร์ต (1)	ที่ความถี่หลัก มูล (2)	ผลต่าง (1) - (2)	
1	52	0.2	12.2	12	27	11.8	15.2	76.9
2	74	5.2	14.9	9.7	18.6	10.4	8.2	80.6
3	53	10.1	11.5	1.4	11.8	11.3	0.5	93.8
4	52	3.7	12.2	8.5	19.1	9.9	9.2	89.5
5	43	2.5	14.1	11.6	6.2	14.5	-8.3	57.1
6	44	8	11.8	3.8	22.2	11.9	10.3	83.9
7	74	10	13	3	24	10.6	13.4	84.1
8	49	7.2	11.8	4.6	18.6	12.1	6.5	98.3
9	61	6.8	12.2	5.4	17.4	12.9	4.5	94.1
10	51	10.1	12.2	2.1	24.4	12	12.4	88.4
11	57	6.6	11.5	4.9	16	12.4	3.6	97.1
12	51	5.5	13	7.5	25	11.8	13.2	84
13	74	3	10.5	7.5	15	6	9	81.9
14	57	8	13	5	20.5	12.1	8.4	97.1
15	47	5.8	12.8	7	19.7	16.1	3.6	92.6

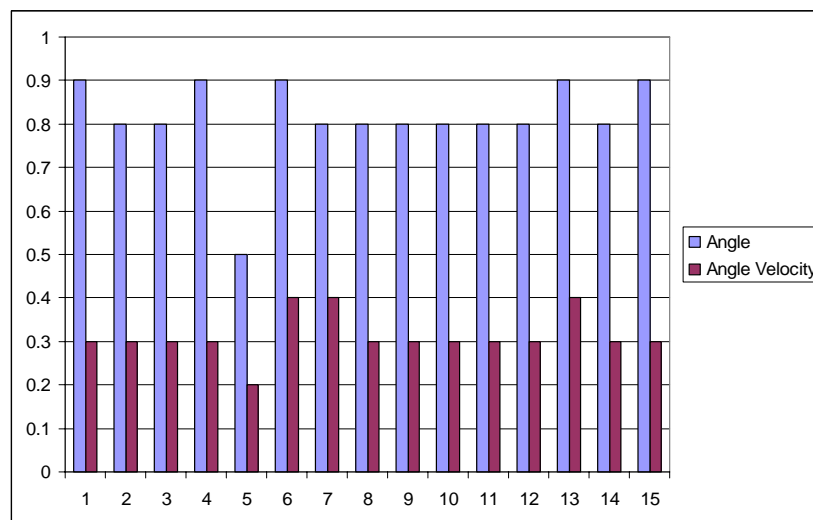
ตารางที่ 4-5 ผลการทดลองวิเคราะห์ค่ามุมข้อสะโพกและข้อเข่าทางแอมพลิจูดของขาข้างขวา

(3) ผลการเปรียบเทียบค่า THD ของขาข้างซ้ายและขาข้างขวาของผู้ทดสอบ

ข้อสะโพก

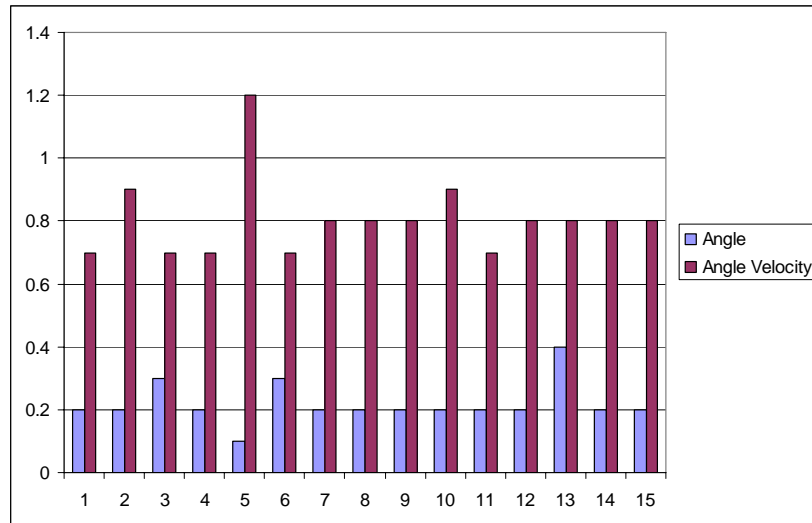


ภาพประกอบที่ 4-12 การเปรียบเทียบ THD ของค่ามุมและค่าความเร็วเชิงมุมของข้อสะโพกของขาข้างซ้าย

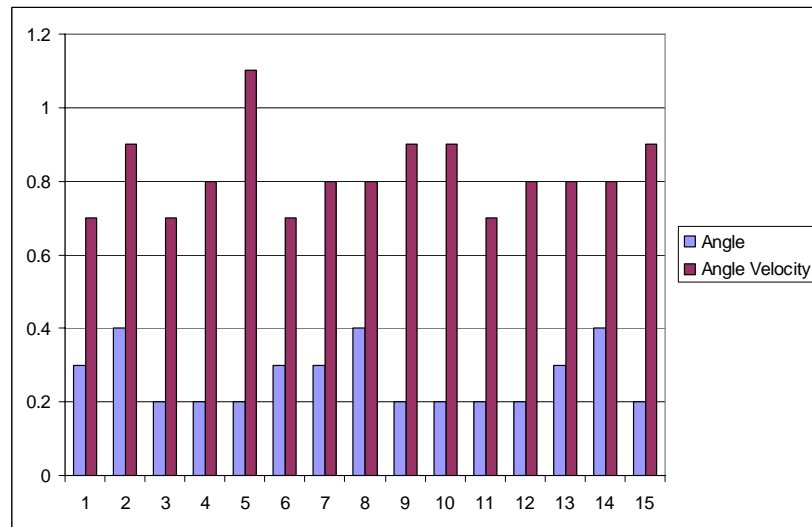


ภาพประกอบที่ 4-13 การเปรียบเทียบ THD ของค่ามุมและค่าความเร็วเชิงมุมของข้อสะโพกของขาข้างขวา

ข้อเช่า

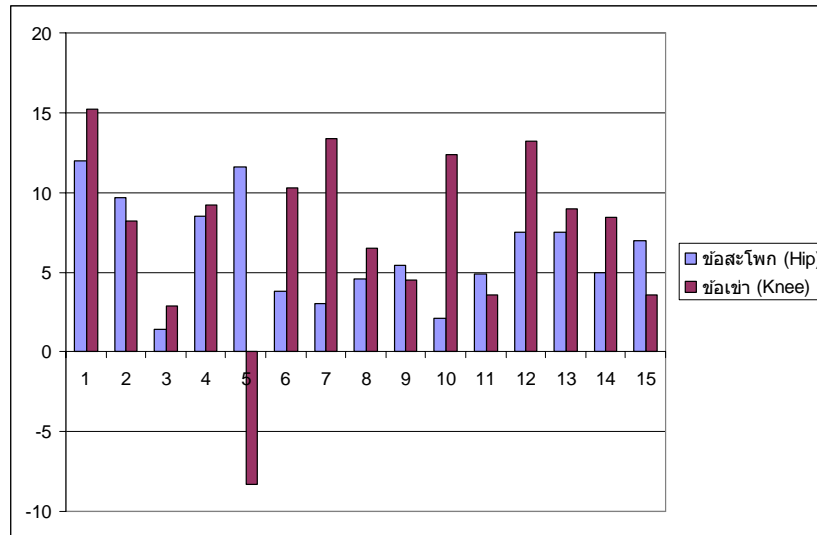


ภาพประกอบที่ 4-14 การเปรียบเทียบ THD ของค่ามุมและค่าความเร็วเชิงมุมของข้อเช่าของขาข้างซ้าย

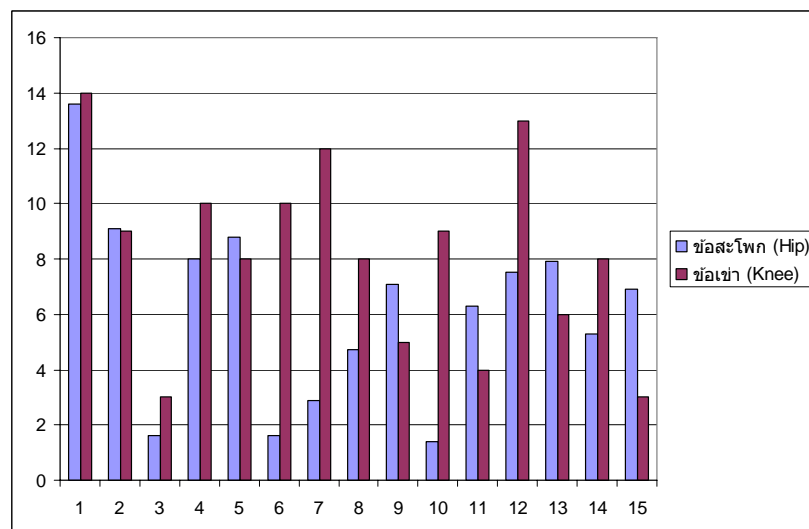


ภาพประกอบที่ 4-15 การเปรียบเทียบ THD ของค่ามุมและค่าความเร็วเชิงมุมของข้อเช่าของขาข้างขวา

(4) ผลการเปรียบเทียบค่าผลต่างของแอมพลิจูดของความถี่ 0 เฮิร์ตและความถี่หลักมูล
(Fundamental frequency) ขาข้างซ้ายและขาข้างขวาของผู้ทดสอบ

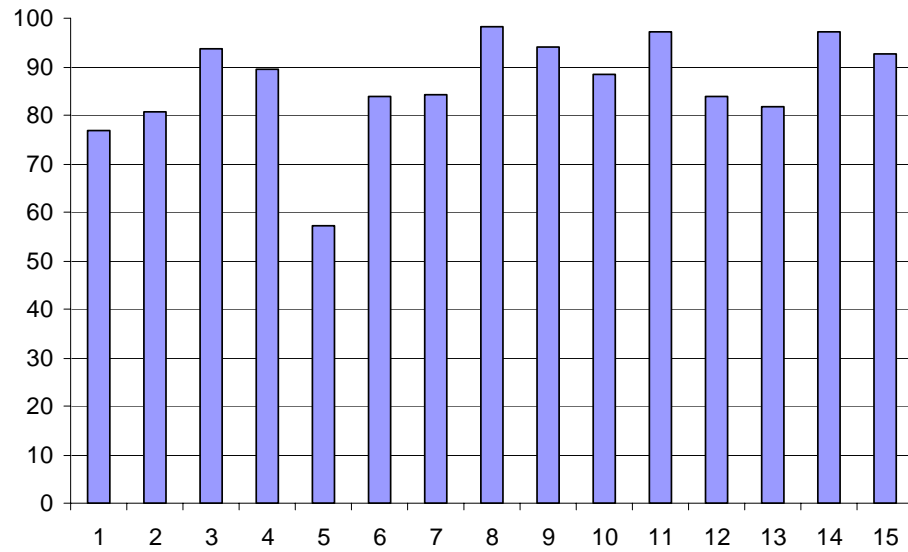


ภาพประกอบที่ 4-16 การเปรียบเทียบค่าผลต่างของแอมพลิจูดของความถี่ 0 เฮิร์ตและความถี่หลักมูลขาข้างขวา

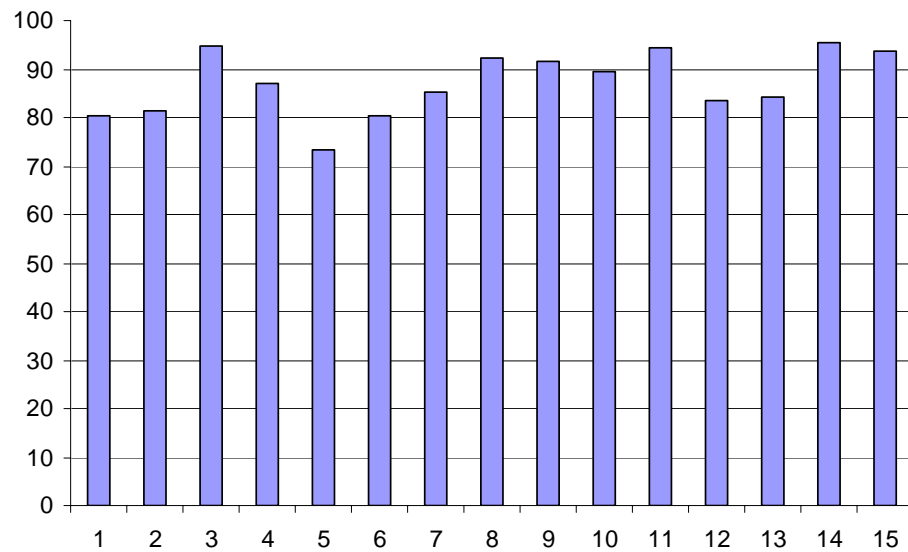


ภาพประกอบที่ 4-17 การเปรียบเทียบค่าผลต่างของแอมพลิจูดของความถี่ 0 เฮิร์ตและความถี่หลักมูลขาข้างซ้าย

(5) ผลการเปรียบเทียบค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในการเดินขา



ภาพประกอบที่ 4-18 ผลการเปรียบเทียบค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในการเดินขาข้างขวา



ภาพประกอบที่ 4-19 ผลการเปรียบเทียบค่าเปอร์เซ็นต์ความถูกต้องในการเดินขาข้างซ้าย

เมื่อเปรียบเทียบค่าต่างๆ กับผู้ทดสอบปกติ (ใช้ผลการทดสอบของผู้ทดสอบที่ 3) กับผู้ฝึกการซึ่งฝึกการขาข้างขวาตั้งแต่เข้าลงมาและ ใส่ขาเทียมใน ขณะทดสอบสามารถสรุปได้ดังนี้

ขาข้างที่ทดสอบ		THD			ผลต่างของความถี่		ค่าความถูกต้องของการเดิน (%)	
		คนปกติ	ผู้พิการ	คนปกติ	ผู้พิการ	คนปกติ	ผู้พิการ	
ซ้าย	ข้อสะโพก	ค่ามุม	0.8-0.9	0.7	1-13	8.8	80-95	73.4
		ค่าความเร็วเชิงมุม	0.3-0.4	0.2				
	ข้อเข่า	ค่ามุม	0.2-0.3	0.2	2-16	8		
		ค่าความเร็วเชิงมุม	0.7-0.9	1.1				
ขวา	ข้อสะโพก	ค่ามุม	0.8-0.9	0.5	1-13	11.6	80-95	57.1
		ค่าความเร็วเชิงมุม	0.3-0.4	0.2				
	ข้อเข่า	ค่ามุม	0.2-0.3	0.1	2-16	-8.3		
		ค่าความเร็วเชิงมุม	0.7-0.9	1.2				

ตารางที่ 4-6 ผลการเปรียบเทียบค่าต่างๆ กับผู้ทดสอบที่ 5 ซึ่งฝึกการขาข้างขวา

จากตารางที่ 4-6 พบว่าค่า THD ขาข้างขวาของผู้พิการ ก่อนข้างมีค่าแตกต่างจากคนปกติ โดยค่าผลต่างแอมพลิจูดของความถี่หลักมูลและความถี่ 0 เฮิร์ต ของข้อเข่าซึ่งก็คือค่าความสามารถในการยึดเข้า ในช่วงการเดิน พบว่า ค่าของผู้พิการมีค่าแตกต่างจากคนปกติมาก หมายถึง ในช่วง Heel strike ผู้พิการไม่สามารถยึดเข้าได้สุด มีลักษณะการเดินแบบย่อง ซึ่งเป็นเพราะไม่สามารถยึดของข้อเท้าในขณะช่วง Mid swing ไปจนถึงช่วง Deceleration ได้ เนื่องจากเป็นขาเทียม และผลของค่าความถูกต้องในการเดิน มีค่าต่ำกว่าค่าของคนปกติอยู่ค่อนข้างมาก ซึ่งสามารถช่วยวิเคราะห์หาสาเหตุการเดินที่ผิดปกติได้

บทที่ 5

สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

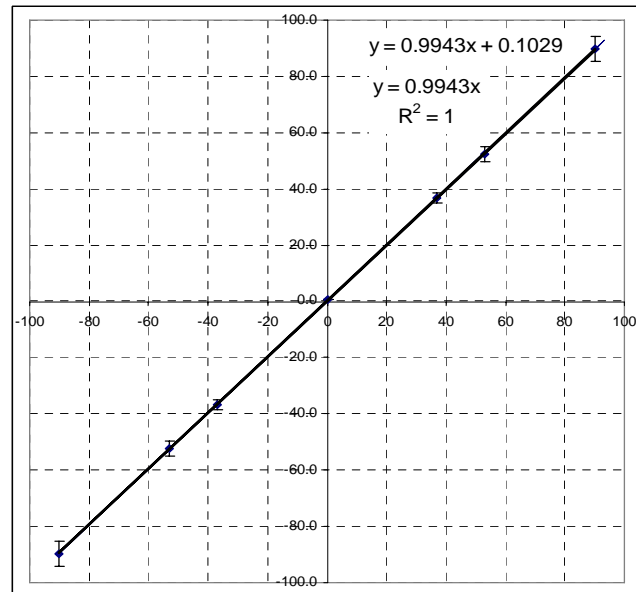
5.1 สรุปผลการทดลองการทดสอบเปรียบเทียบเครื่องมือวัด

จากผลการทดลองเปรียบเทียบผลการคำนวณหาค่ามุมของข้อสะโพกและข้อเข่าเทียบกับค่ามุมที่ถูกต้องสามารถหาค่าความผิดพลาดการวัดได้ดังนี้

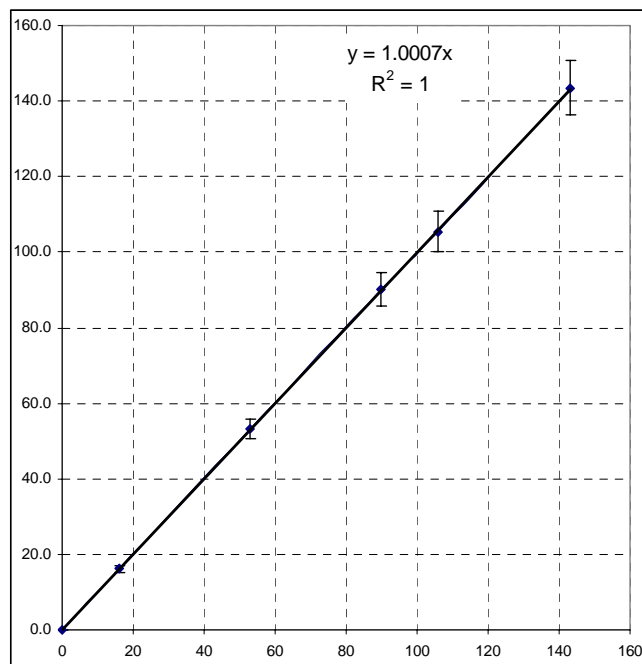
มุมข้อสะโพก (ขาที่อนบน-แนวตั้ง)			มุมข้อเข่า (ขาที่อนบน-ขาที่อนล่าง) ที่มุมสะโพก = 53°			มุมข้อเข่า (ขาที่อนบน-ขาที่อนล่าง) ที่มุมสะโพก = 37°		
มุม	อ่าน ได้	error	มุม	อ่าน ได้	error	มุม	อ่าน ได้	error
(องศา)	(องศา)	(%)	(องศา)	(องศา)	(%)	(องศา)	(องศา)	(%)
0.0	0.7	-	0.0	0.2	-	0.0	0.2	-
37.0	36.8	0.5	16.0	16.1	0.6	37.0	37.2	0.5
53.0	52.5	0.9	53.0	53.2	0.4	74.0	73.8	0.3
90.0	89.6	0.4	90.0	90.1	0.1	90.0	90.2	0.2
-37.0	-36.8	0.5	106.0	105.4	0.6	127.0	127.4	0.3
-53.0	-52.5	0.9	143.0	143.5	0.3			
-90.0	-89.6	0.4						

ตารางที่ 5-1 สรุปค่าความผิดพลาดของการอ่านค่ามุมของเครื่องมือวัด

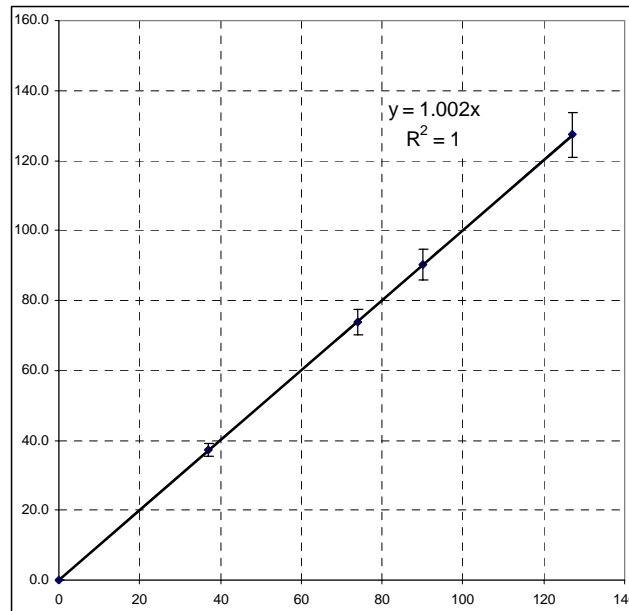
จากผลการทดสอบการคำนวณหาค่ามุมของเครื่องมือวัด สามารถหาค่าความผิดพลาดได้ดังแสดงในตารางที่ 5-1 จะเห็นได้ว่าค่า error มีค่าน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์ และมีค่าความละเอียดในการคำนวณตำแหน่งของมาร์คเกอร์อยู่ที่ 1.7 มิลลิเมตร ที่ระยะห่างจากกล้องถึงมาร์คเกอร์ 2 เมตร (Position accuracy = 1.7 mm. at 2.00 m from marker) และจากค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่ามุมทดสอบและมุมที่อ่านได้ สามารถหาค่าความเป็นเชิงเส้นในการทำงานของเครื่องมือวัดได้ในภาพประกอบที่ 5-1 ถึง 5-3



ภาพประกอบที่ 5-1 ค่าความเป็นเชิงเส้นของการคำนวณหาค่ามุมที่ข้อสะโพก



ภาพประกอบที่ 5-2 ค่าความเป็นเชิงเส้นของการคำนวณหาค่ามุมที่ข้อเข่า เมื่อมุมข้อสะโพก = 53°



ภาพประกอบที่ 5-3 ค่าความเป็นเชิงเส้นของการคำนวณหาค่ามุมที่ข้อเข้า เมื่อมุมข้อสะโพก = 37°

จากภาพประกอบที่แสดงค่าความเป็นเชิงเส้นของการคำนวณค่ามุมที่ได้จากการประมวลผลทางภาพจากตำแหน่งการติด มาร์คเกอร์ (Marker) ในแต่ละมุมทดสอบ ได้สมการความสัมพันธ์คือ $y = 0.9943x$ $R^2 = 1$, $y = 1.0007x$ $R^2 = 1$ และ $y = 1.002x$ $R^2 = 1$ จากสมการความสัมพันธ์ทั้ง 3 ค่าสามารถสรุปได้ว่าเครื่องมือในการทดลองสามารถคำนวณหาค่ามุมได้อย่างแม่นยำและเป็นเชิงเส้น

5.2 วิเคราะห์ผลการทดลองกับกลุ่มตัวอย่าง

จากการทดลอง ได้ยกตัวอย่างผลการทดสอบจากกลุ่มตัวอย่างจำนวน 15 คน ซึ่งเป็นเพศชาย 12 คน และเพศหญิง 3 คน ที่ความสูงตั้งแต่ 147 ซม. ถึง 181 ซม. ซึ่งมีผู้พิการ โดยมีความพิการที่ขา ขวาวาได้เข้าลงไป และมีการใส่ขาเทียมในการทดสอบ จากผลการทดลองได้ค่ามุมและความเร็วเชิงมุมของข้อเข่าและข้อสะโพก พบว่า การนำข้อมูลสัญญาณมาวิเคราะห์ในทางความถี่ การวิเคราะห์ทางแอมพลิจูดของสัญญาณ และการเปรียบเทียบค่า ความผิดพลาดของรูปคลื่น พบว่าในกรณีของผู้พิการขาขวา (ผู้ทดสอบที่ 5) มีแนวโน้มของค่าที่แตกต่างจากผู้ทดสอบคนอื่นๆ และจากการวิเคราะห์การเดินโดยใช้การจำแนกช่วงการเดินปกติ พบว่า ผู้พิการขาขวา มีเปอร์เซ็นต์การเดินที่ถูกต้องต่ำที่สุด ซึ่งจากผลการทดลองที่ได้จากงานวิจัยนี้ ช่วยในการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ได้ในระดับหนึ่ง ซึ่งในการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์นั้น ยังต้องใช้ข้อมูลอื่นๆ ประกอบการวิเคราะห์เพิ่มเติม

5.3 สรุปผลการทดลอง

การวิจัยนี้ในเบื้องต้นได้ตั้งสมมติฐานว่า การใช้ มาร์คเกอร์ (Marker) ที่เป็นแสง (Active) แทน มาร์คเกอร์ (Marker) แบบสี (Passive) สามารถใช้บอกตำแหน่งในการวิเคราะห์ค่ามุมได้ จากการทดลองการคัดแยก มาร์คเกอร์ (Marker) ออกจากภาพ สามารถใช้กระบวนการทางภาพคัดแยกออกมา โดยสามารถแยกแยะออกจากพื้นหลังที่มีสีทั่วไปได้ ไม่จำเป็นต้องใช้พื้นหลังพิเศษ

การคำนวณค่ามุมจากตำแหน่งของ มาร์คเกอร์ (Marker) ที่ได้จากกล้อง และนำไปคำนวณมีความแม่นยำ จากการทดสอบการเปรียบเทียบโดยการกำหนดมุมมาตรฐานที่ใช้ในการทดสอบต่างๆ และบันทึกข้อมูลค่ามุมที่เครื่องมือสามารถอ่านค่าได้ ค่าความผิดพลาดในการคำนวณค่ามุมที่แท้จริง อยู่ในเกณฑ์ต่ำมาก และมีความเป็นเชิงเส้นในการหาค่ามุม ซึ่งสามารถสรุปได้ว่า การคำนวณค่ามุมมีความแม่นยำและมีความเป็นเชิงเส้นในช่วงมุมที่กำหนด

จากการแยกแยะช่วงและแต่ละขั้นตอนในการเดินที่เป็นปกตินั้น โปรแกรมทำงานได้ถูกต้องตามขั้นตอนการเดิน จะเห็นได้จากผลการแยกแยะขั้นตอนการเดิน เป็นไปตามลำดับการเดินปกติ และสามารถหาค่ามุมต่างๆ ที่ช่วยการวิเคราะห์การเดินสำหรับผู้เชี่ยวชาญการวิเคราะห์การเดินได้

เครื่องมือที่ได้จากงานวิจัยนี้ สามารถหาค่าและช่วยวิเคราะห์ข้อมูลในการเดินเบื้องต้นได้ โดยข้อมูลที่ได้จากงานวิจัยเป็นข้อมูลเบื้องต้นซึ่งเพียงพอเมื่อเปรียบเทียบราคาของเครื่องมือวัดที่ใช้ งานกันอยู่ในปัจจุบัน จากผลการทดลอง โปรแกรมสามารถคำนวณหาค่าต่างๆ ได้ในเบื้องต้นที่ เครื่องมือที่ใช้งานอยู่ในปัจจุบันสามารถหาได้ ที่มีความแม่นยำ เพื่อจะสามารถนำเครื่องมือที่ได้จาก งานวิจัยนี้ไปใช้งานแทนการใช้เครื่องมือที่มีราคาสูงที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศได้

5.4 ข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยนี้เป็นการวิจัยเบื้องต้นของเครื่องมือที่ช่วยในการวิเคราะห์การเดิน ซึ่งสามารถ วิเคราะห์ได้เพียงมุมข้อสะโพกและมุมข้อเข่า ซึ่งในอนาคต อาจมีการคำนวณหามุมของข้อเท้า เพิ่มเติมเพื่อเพิ่มข้อมูลในการวิเคราะห์การเดิน ซึ่งจำเป็นต้องมีการเพิ่มเติมมาร์คเกอร์ที่ปลายเท้าเพิ่ม อีกหนึ่งจุด และอาจร่วมกับเครื่องมือวิเคราะห์สัญญาณกล้ามเนื้อต่างๆ ต่อไป

จากวิธีการทดลองในการวิจัยนี้ เป็นการทดลองโดยการใช้อุปกรณ์เพียงตัวเดียว จึงมีข้อจำกัด ทางด้านข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์การเดินที่เป็นปกติตามทฤษฎี เช่น ไม่สามารถหาค่า CG. การ เปรียบเทียบระยะเวลาการเดินใน 1 ช่วงของแต่ละขา เป็นต้น ซึ่งสามารถเพิ่มการทำงานของเครื่องมือ โดยการเพิ่มจำนวนกล้องวิดีโอเป็น 2 ตัว เพื่อให้สามารถคำนวณจากขาอีกข้างหนึ่ง ซึ่งจะสามารถ คำนวณหาค่าต่างๆ ได้มากยิ่งขึ้น เนื่องจากงานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยเบื้องต้นในการใช้ มาร์คเกอร์ (Marker) ที่ทำจาก LED และกล้องถ่ายภาพวิดีโอ ที่สามารถหาได้ทั่วไป และสามารถใช้งานได้กับ คอมพิวเตอร์ทั่วไป ทำให้เครื่องมือมีราคาไม่สูง แต่สามารถคำนวณค่าเบื้องต้นในการวิเคราะห์การ เดินได้ อาจใช้งานในการกายภาพบำบัดผู้ที่มีปัญหาในการเดิน ซึ่งการใช้อุปกรณ์ทั่วไปก็ทำให้มี ข้อจำกัดสำหรับงานที่มีความเร็วในการประมวลผลไม่สูงมาก เช่น ไม่สามารถใช้ได้กับการวิเคราะห์ ทางวิทยาศาสตร์การกีฬาที่ต้องการความเร็วในการจับภาพของกล้องสูงถึงประมาณ 1000 เฟรมต่อ วินาทีได้

บรรณานุกรม

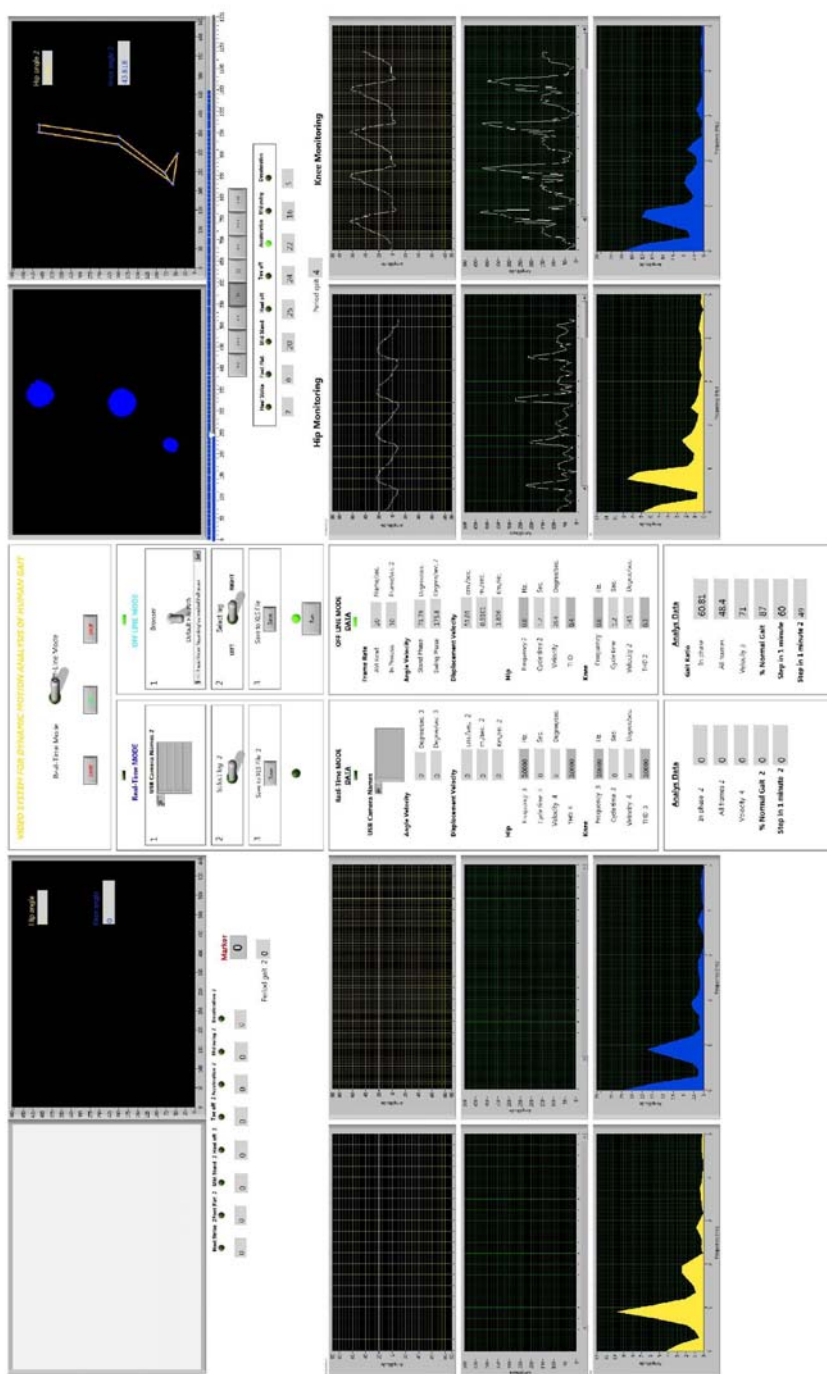
- [1] สุธี สุทัศน์ ณ อยุธยา, กายวิภาคศาสตร์ระบบการเคลื่อนไหว (Anatomy of the Locomotors System), คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, พิมพ์ครั้งที่ 2, 2533.
- [2] ศักดิ์สิริ ศิริสัมพันธ์, “การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของแขนมนุษย์ด้วยการประมวลผลภาพบนระบบปฏิบัติการลินุกซ์”, การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 19, DRC035, 19-21 ตุลาคม 2548.
- [3] จักรกริช ชัยเทวรักษ์, “การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของขี้นส่วนขาของมนุษย์ในช่วงการเดิน”, การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่19, DRC041, 19-21 ตุลาคม 2548.
- [4] J. M. Hausdorff, Gait disorders Evaluation and Management, 1 st ed. New York: Taylor & Francis Group, 2005.
- [5] B Gao, Accuracies of Skin Marker Based Knee Motion Analysis using Different Techniques, University of Florida, USA, 2007.
- [6] L. Lucenic, Foot Gait Analysis and Simulation, Slovak University of Technology, Slovakia, 2006.
- [7] B. MacWilliams, MATLAB Applications in Gait Analysis, University of Utah Department of Bioengineering, USA, 2007.
- [8] The University of Texas, Plug-in-Gait Marker Placement, [Online]. Available: <http://www.uta.edu>, July 20, 2008

- [9] Zebris Medical GmbH, 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walking Range, Max- Eyth-Weg, Germany, 2006
- [10] A. Kirk, Skeletal Parameter Estimation from Optical Motion Capture Data, University of California, Berkeley, USA.
- [11] L. Lee, Gait Analysis for Classification AI, Technical Report 2003-014, June 2003
- [12] “NI-Vision Assistant Tutorial”, National Instrument Corporation, January, 2005
- [13] “IMAQ Vision Concepts Manual”, National Instrument Corporation, January, 2005
- [14] “NI-IMAQ for USB Cameras”, National Instrument Corporation, January, 2005
- [15] “Visual 3D™” Qualisys AB Company, Sweden, 2008
- [16] H. M. Clayton and Henk C. Schamhardt, Measurement Techniques for Gait Analysis, EQUINE LOCOMOTION, page 55-76
- [17] “Motion monitoring”, The Motion Monitoring, USA, 2008
- [18] M. Jamshidi, Fuzzy Logic and Control (Software and hardware application), 1 st. Ed. USA, Prentice Hall Inc, 1993

ภาคผนวก

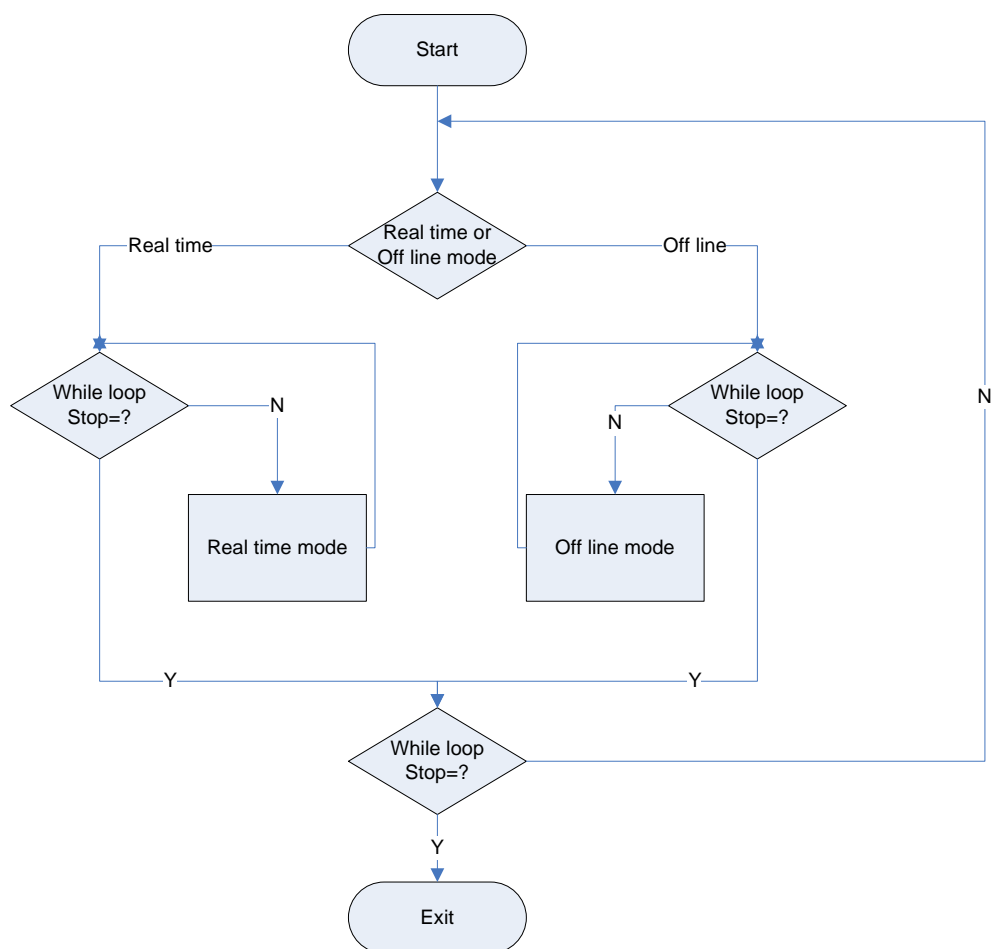
ภาคผนวก ก

การแสดงผลการทำงานของโปรแกรม

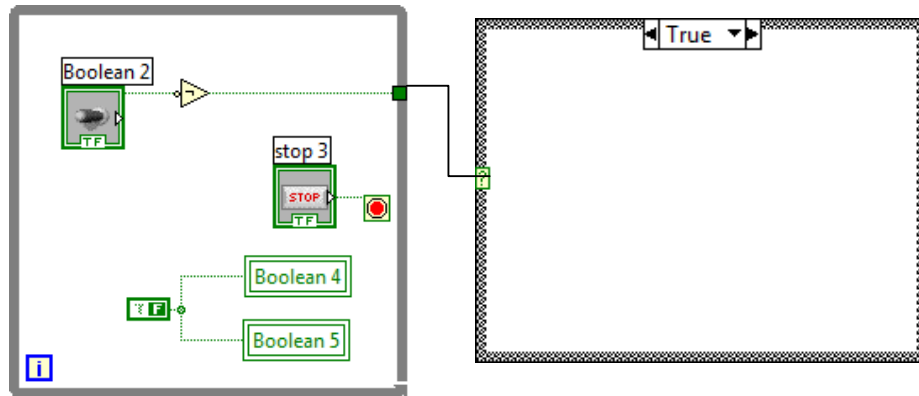


ภาพประกอบที่ ก-1 หน้าแสดงผลการทำงานของโปรแกรม

จากภาพประกอบที่ ก-1 ส่วนทางซ้ายเป็นการแสดงผลแบบ Real time และ ทางขวาเป็นการแสดงผลแบบ Off line โดยมีส่วนของแผงควบคุม (Control Panel) อยู่ตรงกลาง โดยมีการทำงานของโปรแกรกดังนี้



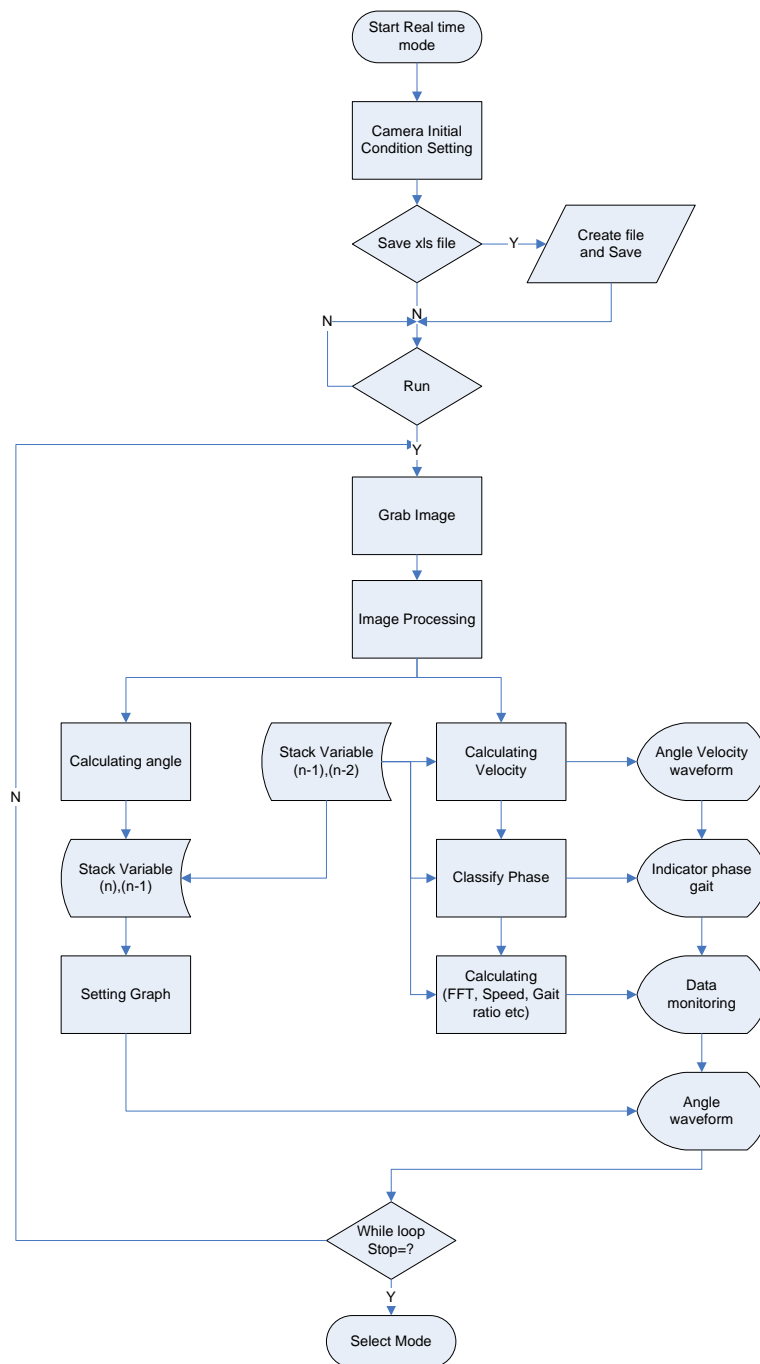
ภาพประกอบที่ ก-2 แผนผังการทำงานของโปรแกรมในการเลือกโหมดการทำงาน



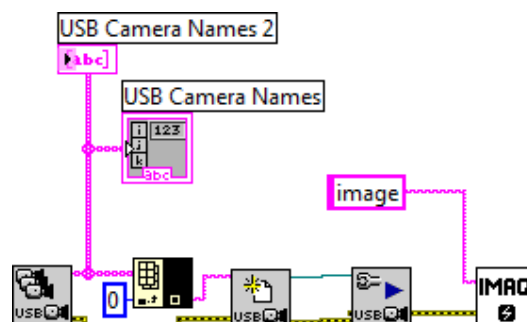
ภาพประกอบที่ ก-3 ฟังก์ชันการเลือกโหมดทำงานแบบ Real time (True) หรือ off line mode (False)

ภาคผนวก ข

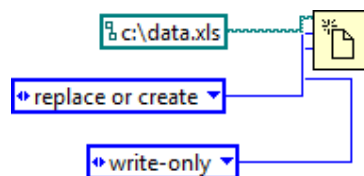
การทำงานของโปรแกรม แบบ Real time mode



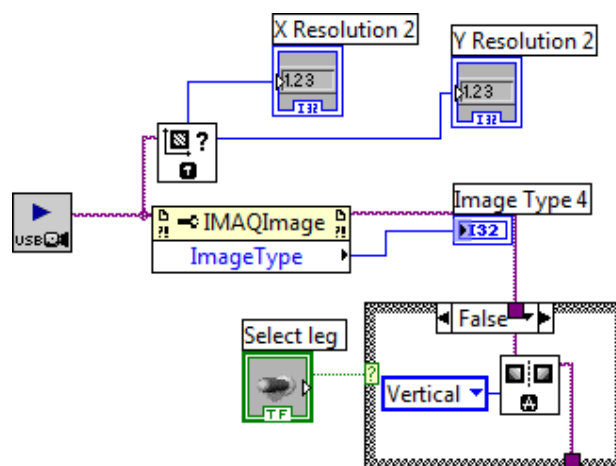
ภาพประกอบที่ ข-1 แผนผังการทำงานของโปรแกรมในแบบเวลาจริง (Real time mode)



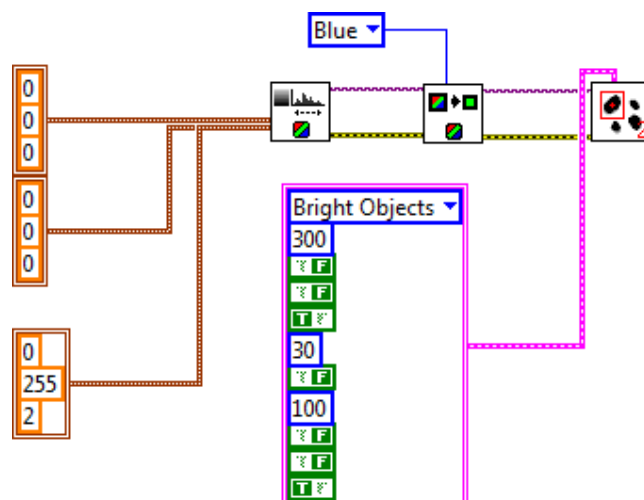
ภาพประกอบที่ ข-2 ส่วนการกำหนดค่าเริ่มต้นของกล้องวิดีโอ (Camera Initial Condition Setting)



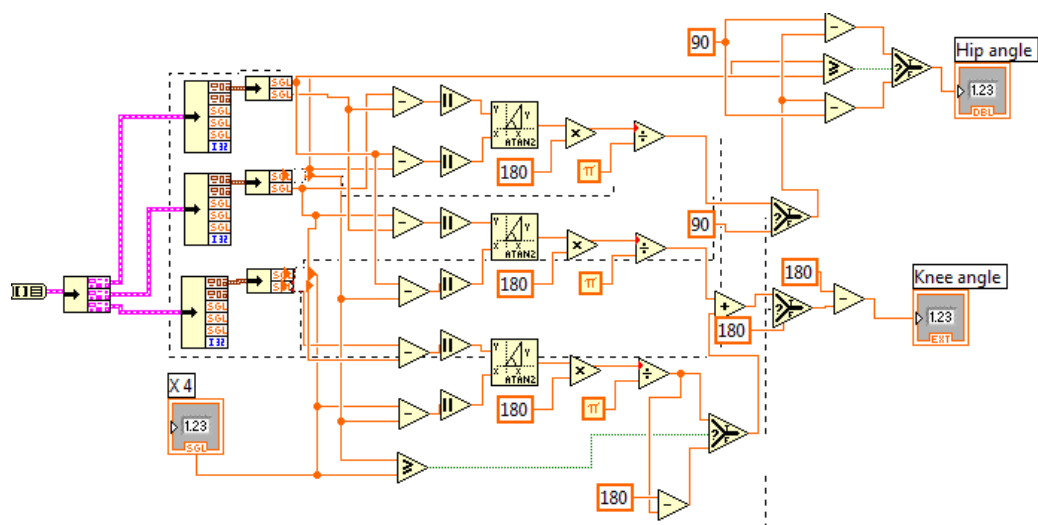
ภาพประกอบที่ ข-3 ส่วนของการกำหนดค่าเริ่มต้นการบันทึกข้อมูลเป็นไฟล์ .xls



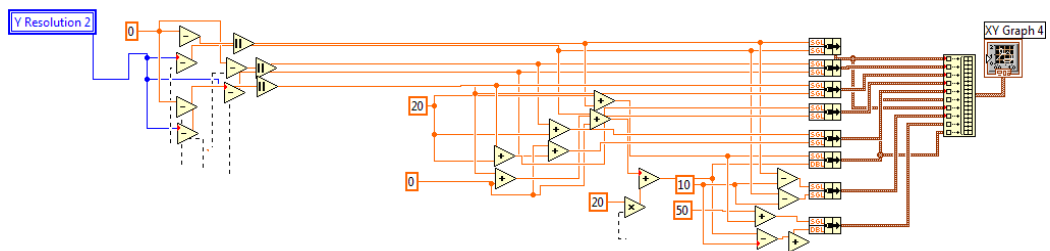
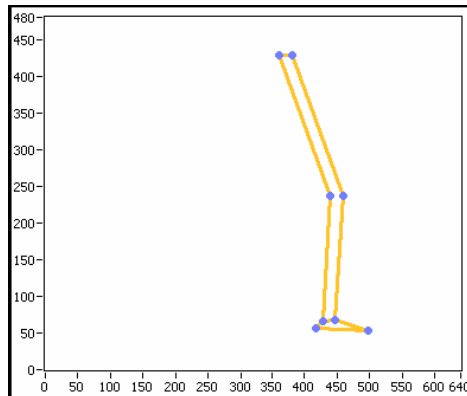
ภาพประกอบที่ ข-4 ส่วนของการดึงภาพจากหน่วยความจำ (Grab image)



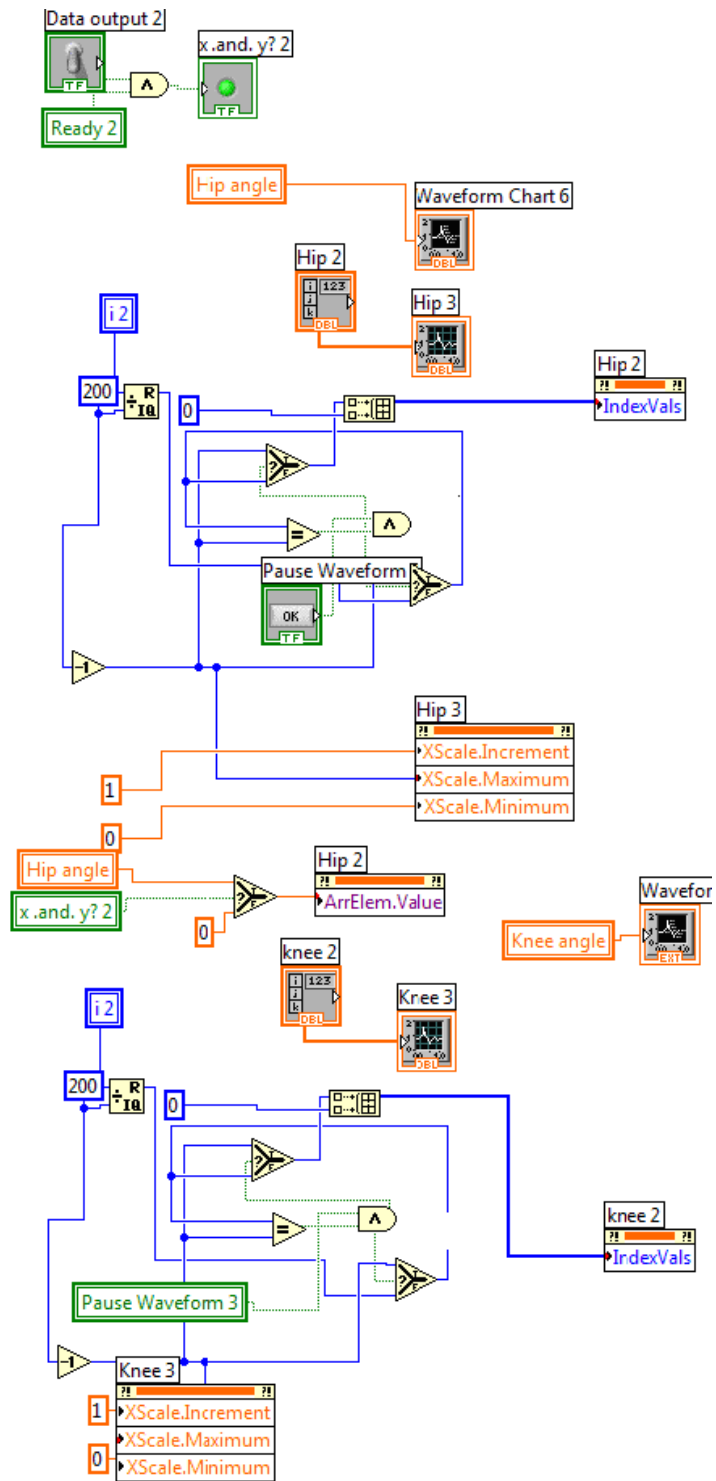
ภาพประกอบที่ ข-5 ส่วนของการทำกระบวนการทางภาพ (Image processing) ประกอบด้วยการปรับความสว่าง ความเข้มแสง ของแต่ละสี ส่วนการแยกสี และการค้นหาวัตถุที่ต้องการ



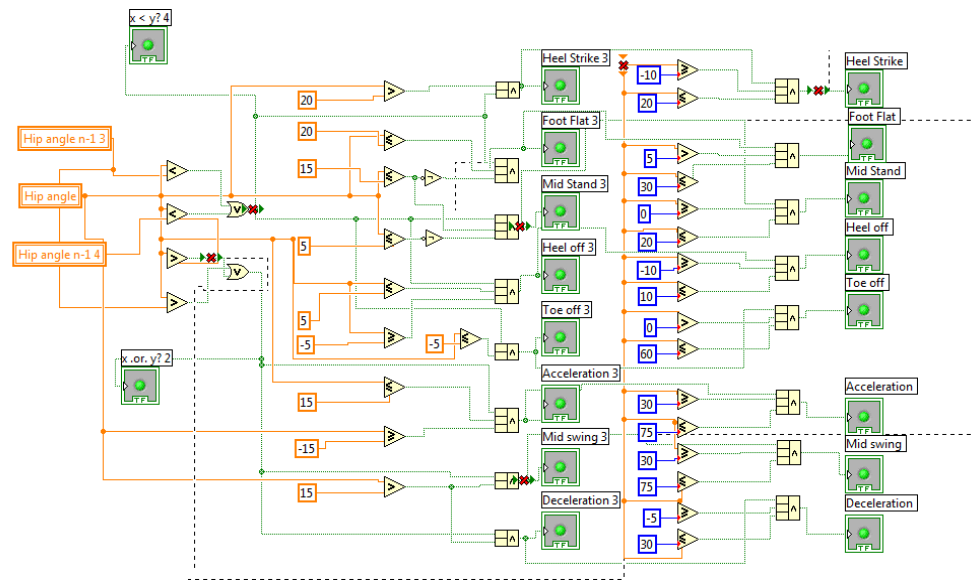
ภาพประกอบที่ ข-6 ส่วนของการคำนวณค่ามุมสะโพกและข้อเข่าจากตำแหน่งของ Marker บนพิกัดระนาบ X-Y



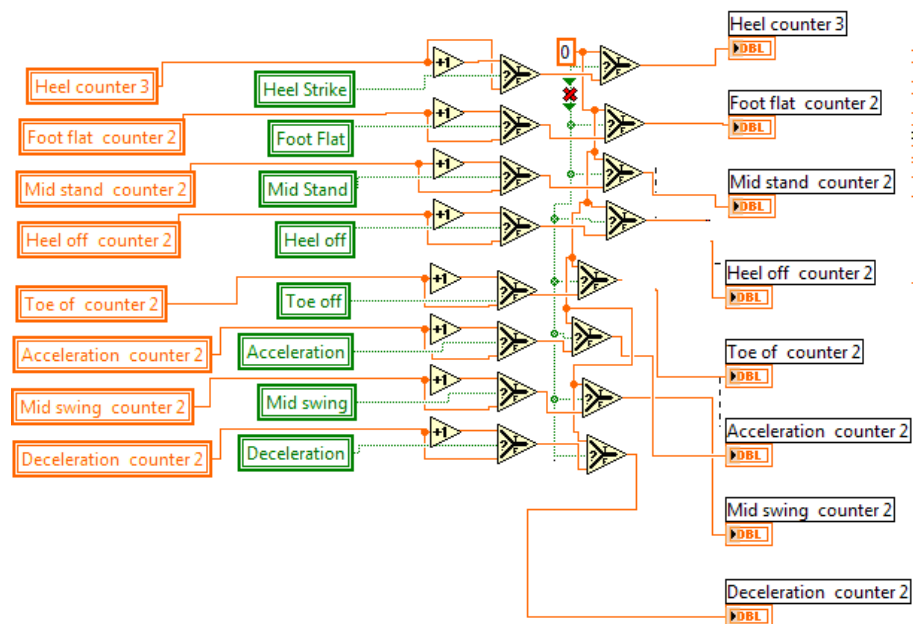
ภาพประกอบที่ ข-7 การคำนวณเพื่อแสดงผลจำลองการเดินแบบ 2 มิติ จากค่ามุมที่คำนวณได้



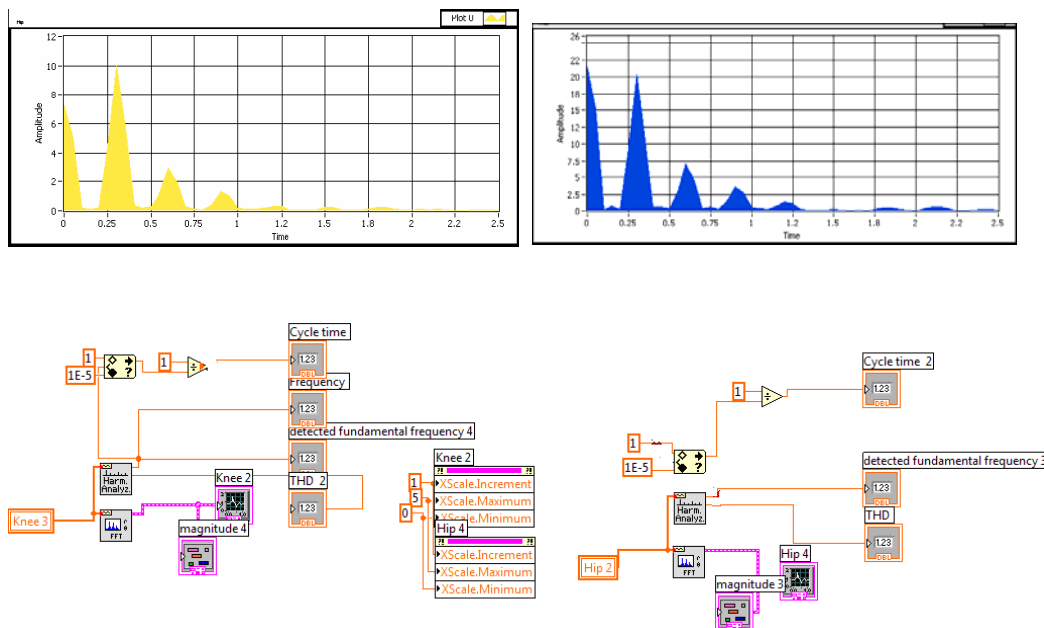
ภาพประกอบที่ ข-8 การกำหนดค่าการแสดงผล Waveform graph ของข้อสะโพกและข้อเข่า



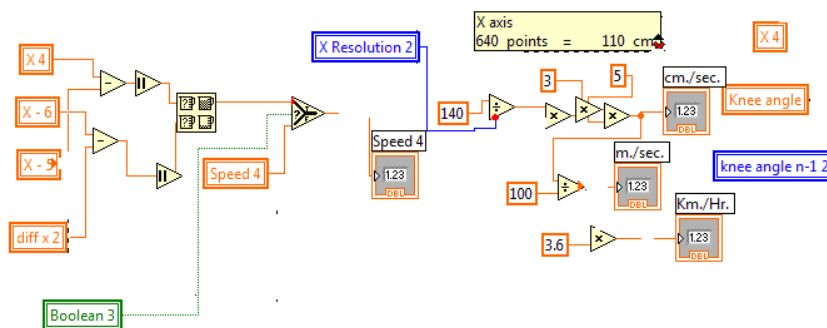
ภาพประกอบที่ ข-9 การคำนวณการจำแนกช่วงของการเดิน (Gait Classification)



ภาพประกอบที่ ข-10 การคำนวณค่าจำนวนเฟรมของการเดินที่ถูกต้องตามทฤษฎีการเดินในแต่ละช่วง
การเดิน

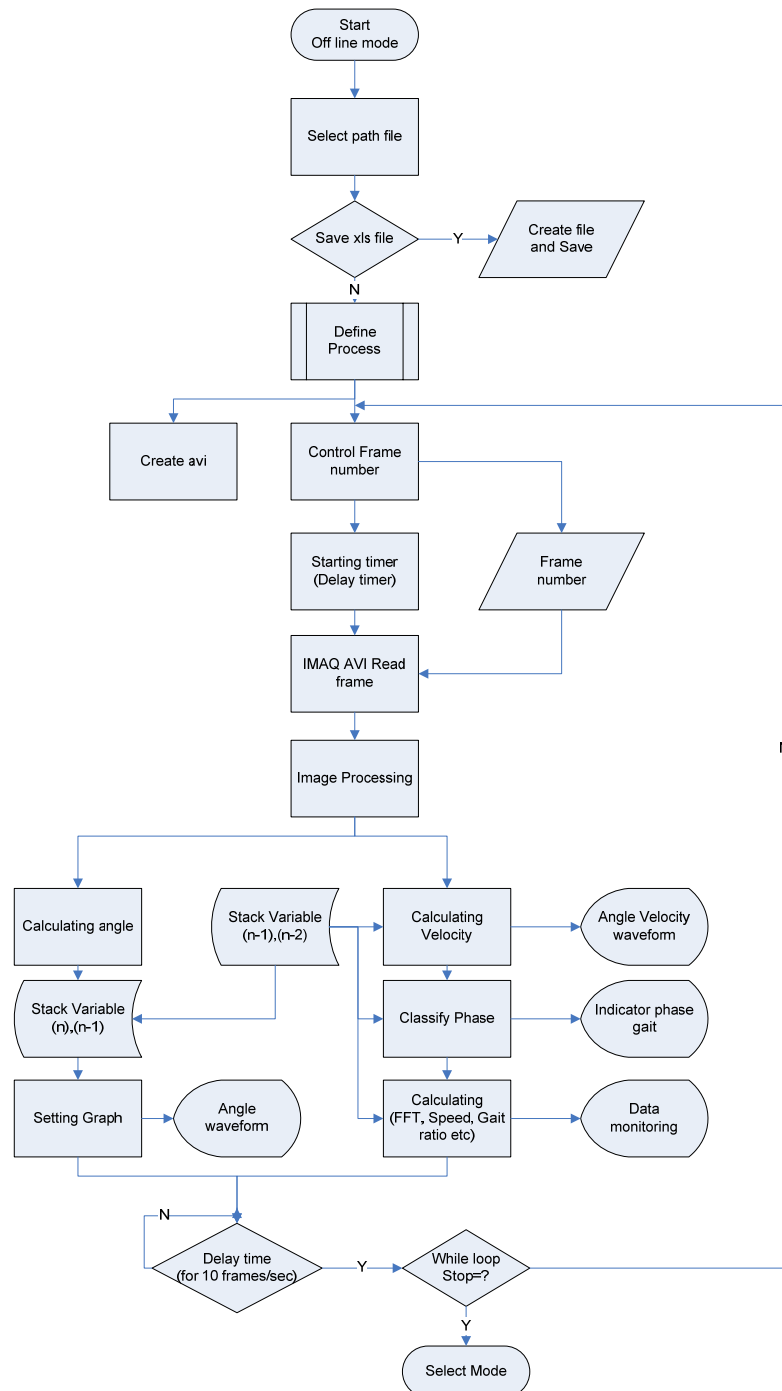


ภาพประกอบที่ ข-11 การคำนวณหาความถี่ในการเดิน โดยการใช้ฟังก์ชัน FFT

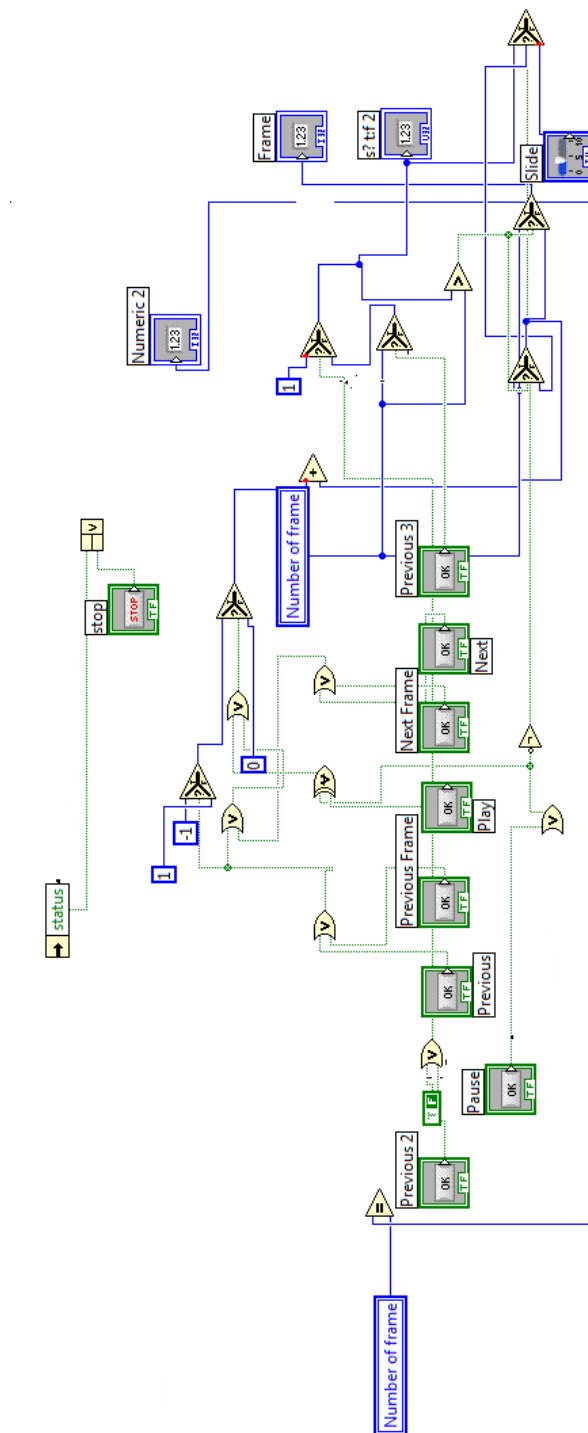


ภาพประกอบที่ ข-12 การคำนวณค่าความเร็วในการเดิน โดยการนำค่าตำแหน่งของ Marker ที่ข้อเท้า ในช่วงที่เท้าวางบนสายพานลู่วิ่ง (ช่วง Mid stance) โดยคำนวณจากค่าที่เวลา n, n-1 และ n-2 โดยการกำหนดให้ ระยะห่างจากขอบภาพซ้ายไปยังขวาที่ระยะห่าง 2 เมตรมีค่าเท่ากับ 110 ซม. (เป็นค่าที่ได้จากการวัดจริง)

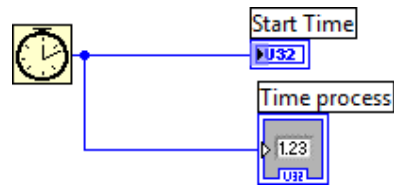
การทำงานของโปรแกรม แบบ off time mode



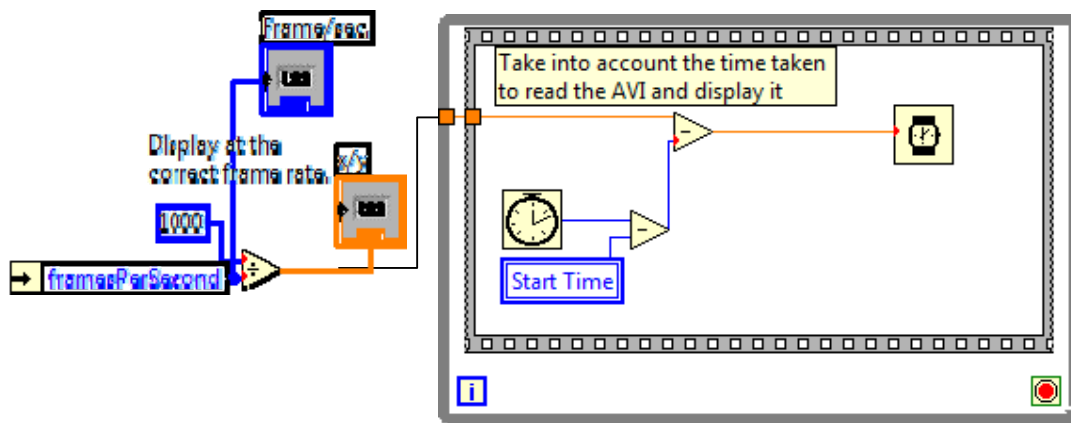
ภาพประกอบที่ ข-13 แผนผังการทำงานของโปรแกรมแบบ off line mode



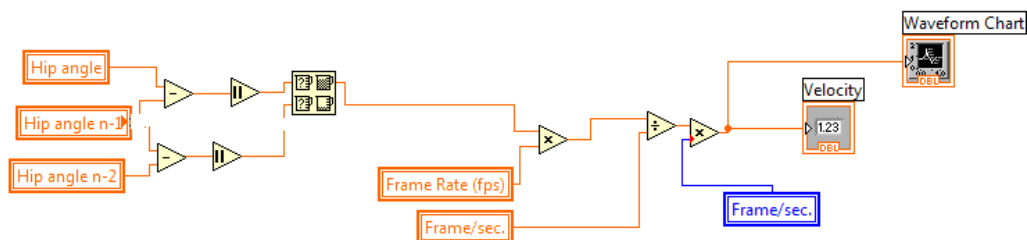
ภาพประกอบที่ ข-17 การควบคุมลำดับภาพที่ใช้ในการประมวลผลแบบ off line mode



ภาพประกอบที่ ข-18 การกำหนดเริ่ม Timer สำหรับการควบคุมความเร็วของภาพที่ 10 เฟรมต่อวินาที



ภาพประกอบที่ ข-19 หน่วงเวลาเพื่อควบคุมความเร็วของภาพที่ 10 เฟรมต่อวินาที (เนื่องจากความเร็วในการประมวลผลของคอมพิวเตอร์ไม่สามารถทำได้ถึง 30 เฟรมต่อวินาที และมีค่าไม่คงที่ ระหว่าง 10 ถึง 18 เฟรมต่อวินาที จึงต้องกำหนดให้คงที่ที่ ค่าต่ำสุดประมาณ 10 เฟรมต่อวินาที)



ภาพประกอบที่ ข-20 คำนวณค่าความเร็วเชิงมุมของข้อสะโพก โดยมีการ Scaling ค่าที่ความเร็วภาพ 10 เฟรมต่อวินาที เป็นค่าตามความเร็วภาพต้นฉบับ (ขึ้นอยู่กับความเร็วของกล้องที่บันทึก ในการทดลองนี้มีค่าความเร็วภาพที่ 30 เฟรมต่อวินาที)

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นายเฉลิมพล คงเขียว	
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5010120010	
วุฒิการศึกษา		
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2550

ตำแหน่งและสถานที่ทำงาน

ตำแหน่ง วิศวกรระดับ 4
 บำรุงรักษาไฟฟ้า แผนกบำรุงรักษาโรงไฟฟ้า
 กองวางแผนการผลิตและบำรุงรักษา โรงไฟฟ้าจะนะ
 การไฟฟ้าฝ่ายผลิตแห่งประเทศไทย
 เลขที่ 124/5 ม.1 ต.ป่าชิง อ.จะนะ จ.สงขลา 90130