

การวิเคราะห์จลนศาสตร์ของชั้นส่วนขาของมนุษย์ในท่าทางการเดิน

KINEMATICS ANALYSIS OF LOWER LIMBS DURING WALKING GAIT

จักรกริช ชัยเพชรักษ์

JAKKRIT CHAIPEWARUK

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2551

KMITL-2008-EN-M-030-257

**สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง**

**การวิเคราะห์จลนศาสตร์ของชิ้นส่วนขาของมนุษย์ในท่วงท่าการเดิน**

**KINEMATICS ANALYSIS OF LOWER LIMBS DURING WALKING GAIT**

**จักรกริช ชัยเทวรักษ์**

**JAKKRIT CHAITEWARUK**

เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน..... **82727**  
วัน,เดือน,ปี..... **22 ก.ค. 2551**

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2551

**KMITL-2008-EN-M-030-257**

**KINEMATICS ANALYSIS OF LOWER LIMBS DURING WALKING GAIT**

**JAKKRIT CHAITEWARUK**

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
MASTER OF ENGINEERING IN MECHANICAL ENGINEERING  
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
2008  
KMITL-2008-EN-M-030-257**

**COPYRIGHT 2008**

**SCHOOL OF GRADUATE STUDIES**

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

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์จลน์ศาสตร์ของชิ้นส่วนขาของมนุษย์ใน ท่วงท่าการเดิน
นักศึกษา	นาย จักรกริช ชัยเทวรักษ์
รหัสประจำตัว	46060415
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
พ.ศ.	2551
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ. ดร. มนต์ศักดิ์ พิมสาร
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผศ. ดร. อุन्नัต พิณ โสภณ

### บทคัดย่อ

ในปัจจุบันการศึกษาในด้านการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ในทางวิศวกรรมในประเทศไทยมีค่อนข้างน้อยมาก วิทยานิพนธ์นี้จึงได้นำเสนอวิธีการวัดความเร็วและความเร่งของข้อต่อต่างๆ ของชิ้นส่วนขาของมนุษย์ขณะที่มีการเคลื่อนไหวในท่วงท่าการเดิน วิธีที่ใช้ในการวิเคราะห์คือการประมวลผลภาพ (Image Processing) ผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลภาพนี้จะเป็นพิกัดใน 2 มิติของมาร์กเกอร์ ต่อจากนั้นจึงนำพิกัดเหล่านี้ไปคำนวณหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ในพิกัด 3 มิติโดยใช้วิธีการ Direct Linear Transformation หลังจากนั้นจึงนำพิกัดที่ได้ไปทำการวิเคราะห์ทางจลน์ศาสตร์ (Kinematics Analysis) เพื่อแสดงผลลัพธ์ของความเร็วและความเร่งของข้อต่อและชิ้นส่วนของท่อนขา จากผลที่ได้จากการทดลองและการวิเคราะห์ผลพบว่าข้อมูลที่ได้อาจไม่สามารถนำไปใช้ได้ทันที จะต้องมีการลดสัญญาณรบกวนโดยการทำ Data Smoothing ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้ได้ใช้วิธีการ Digital Filtering เพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้น จากนั้นได้นำข้อมูลที่ได้ออกมาทำการจำลองลักษณะการเดินของชิ้นส่วนขาในรูปแบบของคอมพิวเตอร์อนิเมชันพร้อมทั้งแสดงผลลัพธ์ของการวิเคราะห์ในทางจลน์ศาสตร์ในรูปแบบของกราฟ เพื่อตรวจสอบความเป็นไปตามที่บันทึกได้จากกล้องวิดีโอและนำกราฟที่ได้ไปเปรียบเทียบกับผลการวิจัยของนักวิจัยท่านอื่น นอกจากนั้นยังได้มีการวัดมุมของชิ้นส่วนขาจากกล้องวิดีโออีก 1 ตัวเพื่อเปรียบเทียบกับมุมของชิ้นส่วนขาที่คำนวณได้จากวิธีการวิเคราะห์ทางจลน์ศาสตร์ จากการเปรียบเทียบผลที่ได้พบว่าได้ผลที่สอดคล้องกัน

<b>Thesis Title</b>	Kinematics Analysis of Lower Limbs During Walking Gait
<b>Student</b>	Mr. Jakkrit Chaitewaruk
<b>Student ID.</b>	46060415
<b>Degree</b>	Master Degree of Engineering
<b>Program</b>	Mechanical Engineering
<b>Year</b>	2008
<b>Thesis Advisor</b>	Asst. Prof. Dr. Monsak Pimsarn
<b>Co-Thesis Advisor</b>	Asst. Prof. Dr. Unnat Pinsopon

## **ABSTRACT**

The research work about human gait analysis has rarely been seen in Thailand. Therefore, the goal of this thesis is to present the systematic approach, combining an image processing method and kinematics analysis. The 2-dimension result of image coordinate can be obtained from this stage. This data will be calculated by using Direct Linear Transformation to find 3-dimensional coordinate of the markers. Finally, kinematics analysis is applied to measure lower limbs velocity and acceleration. In this thesis, the lower limbs are considered and their motion is in walking state. From the experiment and the analysis, it indicates that the obtained data are relatively noisy and jagged. Thus, before being used in other applications, the data smoothing process must be applied. In this thesis, Digital Filtering method is used to remove noise. After this process, an animation of the lower limbs during walking is graphically constructed by using the processed data including velocity and acceleration of lower limb segments being displayed in graph results and comparing with the results of the other researcher. In order to confirm the result, the additional camera is used to measure joint angle and compare with the result from kinematics analysis. The motions from the animation, the recorded motion and the other results are compared and found to be in good agreement.

## กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ได้ให้บสนับสนุนในด้านอุปกรณ์งานวิจัยนี้ และขอขอบคุณน้อง ๆ นักศึกษา คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สละเวลามาร่วมเป็นส่วนหนึ่งในการทดสอบระบบจับภาพเคลื่อนไหว ซึ่งช่วยให้การทดลองเป็นไปอย่างราบรื่น

จักรกริช ชัยเทวรักษ์

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญคำย่อและตัวแปร.....	VII
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนการศึกษา.....	3
บทที่ 2 การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์(Gait analysis).....	4
2.1 บทนำและงานวิจัยที่ผ่านมา.....	4
2.2 การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ (Gait Analysis).....	6
2.3 การตรวจจับการเคลื่อนไหว (Motion Capture).....	6
2.4 ชนิดของการตรวจจับการเคลื่อนไหว.....	6
2.5 การประยุกต์ใช้งานการตรวจจับการเคลื่อนไหว.....	9
2.6 ข้อดีและข้อเสียของการตรวจจับการเคลื่อนไหวแต่ละแบบ.....	10
2.7 สรุป.....	11

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 การประมวลผลภาพ (Image Processing).....	12
3.1 ระบบพิกัดของรูปภาพ (Coordinate Systems).....	12
3.2 รูปแบบสี (Color Model).....	13
3.3 ชนิดของรูปภาพ (Image Types).....	14
3.4 Image Segmentation .....	16
3.5 ขั้นตอนการทำงานการประมวลผลภาพ.....	18
3.6 สรุป.....	20
บทที่ 4 Direct Linear Transformation (DLT).....	21
4.1 วิธี Direct Linear Transformation (DLT).....	21
4.2 วิธี DLT 3 มิติ (3-D DLT Method).....	26
4.3 Camera Calibration.....	26
4.4 การคำนวณหาพิกัดของวัตถุใน 3 มิติ (3D Reconstruction).....	28
4.5 สรุป.....	29
บทที่ 5 การวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ (Kinematics Analysis).....	30
5.1 ระบบแกน (Axis Systems).....	30
5.2 Marker และ Anatomical Axes Systems .....	34
5.3 วิธีการคำนวณหาความเร็วและความเร่งเชิงมุมของอวัยวะ.....	41
5.4 วิธีการวัดมุมของหัวเข่า.....	44
5.5 Smoothing Data.....	45
5.6 สรุป.....	46
บทที่ 6 วิธีการทดลองและการแสดงผลจากการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์.....	47
6.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	47
6.2 ขั้นตอนการทดลอง.....	47
6.3 การแสดงผลการทดลองและจากการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์.....	55
6.4 เปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์และผลจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบ 77	
6.5 ลักษณะการเดินของมนุษย์.....	81

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
6.6 เปรียบเทียบผลการทดลอง.....	83
6.7 สรุป.....	85
บทที่ 7 บทสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	87
7.1 ปัญหาที่พบในการทดลอง.....	87
7.2 ข้อเสนอแนะ.....	89
7.3 สรุป.....	89
บรรณานุกรม.....	91
ภาคผนวก.....	92
ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	92
ประวัติผู้เขียน.....	100

## สารบัญย่อและตัวแปร

$u, v$	พิกัดของรูปภาพใน 2 มิติ
$x, y, z$	พิกัดของวัตถุใน 3 มิติ
DLT	Direct Linear Transformation
$L_1$ ถึง $L_{11}$	DLT parameters
$\varepsilon_c$	ค่าความผิดพลาดจากการ Calibration
$\varepsilon_r$	ค่าความผิดพลาดจากการคำนวณหาพิกัดของวัตถุใน 3 มิติ
GRS	Global Reference System
LRS	Local Reference System
COM	Center of Mass
$s_i$	$\sin \theta_i$
$c_i$	$\cos \theta_i$
$[\Phi_i]$	เมตริกซ์การแปลงพิกัดของการหมุนรอบแกน
[M to A]	เมตริกซ์การแปลงพิกัดของ Marker to Anatomical
[A to M]	เมตริกซ์การแปลงพิกัดของ Anatomical to Marker
[G to A]	เมตริกซ์การแปลงพิกัดของ Global to Anatomical
[A to G]	เมตริกซ์การแปลงพิกัดของ Anatomical to Global
[G to M]	เมตริกซ์การแปลงพิกัดของ Global to Marker
[M to G]	เมตริกซ์การแปลงพิกัดของ Marker to Global
$\omega$	ความเร็วเชิงมุมของอวัยวะ
$\alpha$	ความเร่งเชิงมุมของอวัยวะ
$\theta_1, \theta_2, \theta_3$	ค่าของการหมุนรอบแกน $x, y', z''$ ตามลำดับ
$V_x$	ความเร็วเชิงเส้นของอวัยวะ
$A_x$	ความเร่งเชิงเส้นของอวัยวะ
$\Delta t$	ค่าของเวลาที่เปลี่ยนไปของแต่ละเฟรมภาพ
fps	อัตราเฟรมภาพต่อวินาที (frame per second)
$\theta_{Knee}$	มุมของหัวเข่า
$\theta_{Thigh}$	มุมของชิ้นส่วนขาที่อนบน
$\theta_{Shank}$	มุมของชิ้นส่วนขาที่อนล่าง

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงข้อดีและข้อเสียของการตรวจจับการเคลื่อนไหวแต่ละแบบ.....	10
5.1 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ขณะยืนอยู่นิ่ง.....	36
5.2 แสดงตัวอย่างของ Tracking Marker ขณะทำการเดิน.....	40
6.1 แสดงพิกัดของ Calibration Marker ใน GRS ที่ทราบตำแหน่งแน่นอน.....	50
6.2 แสดงตัวอย่างของ DLT Parameters จากกล้องแต่ละตัวที่คำนวณได้.....	51
6.3 การเปรียบเทียบตำแหน่งมาร์กเกอร์ที่ทราบตำแหน่งกับที่สร้างย้อนกลับ.....	57

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 กระบวนการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว .....	5
2.2 ขั้นตอนการหาพิกัดของ Marker ใน 3 มิติ .....	5
2.3 ตัวอย่างผู้แสดงที่สวมชุดตรวจจับแบบใช้แม่เหล็ก .....	7
2.4 ตัวอย่างผู้แสดงที่สวมชุดตรวจจับแบบเชิงกล .....	8
2.5 ตัวอย่างการตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ .....	9
3.1 แสดง Pixel Coordinates System .....	12
3.2 แสดง Spatial Coordinates System .....	13
3.3 รูปแบบสีแบบ RGB .....	14
3.4 รูปแบบสีแบบ HSV โดยแสดงในรูปของกรวย .....	14
3.5 แสดงตัวอย่างของ Intensity Images ที่มีหลายระดับสีเทา .....	15
3.6 แสดงตัวอย่างของ Binary Images .....	15
3.7 แสดงตัวอย่างของ RGB Images .....	16
3.8 แสดง Intensity Histogram ของ Image .....	17
3.9 แสดงรูปก่อนและหลังการทำ Threshold .....	18
3.10 แสดงขั้นตอนการทำการประมวลผลภาพของแต่ละเฟรมภาพ .....	18
3.11 แสดงการแก้ไขจุดมาร์กเกอร์ที่ตรวจจับไม่พบ .....	20
4.1 แสดงกระบวนการฉายภาพจากวัตถุในอากาศลงบนระนาบฉายภาพ .....	21
4.2 แสดงกระบวนการฉายภาพลงบนระนาบรูปภาพโดยตรง .....	22
4.3 แสดงเวกเตอร์ A ในเฟรมอ้างอิงวัตถุ .....	22
4.4 แสดงระนาบรูปภาพใน 3 มิติ .....	23
5.1 แสดงนิยามของระนาบของร่างกายที่ใช้ในการศึกษาด้าน Biomechanics .....	30
5.2 แสดงการวัดมุมในระนาบของชิ้นส่วนขา .....	31
5.3 ระบบ Cardan ของการหมุนรอบแกน x, y, z .....	32
5.4 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ และ พิกัดของอวัยวะ .....	34
5.5 แสดงขั้นตอนการหาค่ามุม $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ .....	35
5.6 แสดงค่าของ Anthropometric Measures .....	37
5.7 แสดงการวัดมุมในระนาบของชิ้นส่วนขา .....	44
5.8 แสดงตัวอย่างสัญญาณของข้อมูลพร้อมกับ Noise .....	45

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.1 แสดงระยะเดินและการจัดวางอุปกรณ์.....	48
6.2 แสดง Calibration Frame และการติดตั้งมาร์กเกอร์ (Calibration Marker).....	49
6.3 แสดงภาพจากกล้องตัวที่ 1 และตัวที่ 2.....	49
6.4 แสดงภาพตัวอย่างการทำ Camera Calibration.....	50
6.5 แสดงภาพตัวอย่างการติดตั้งมาร์กเกอร์และแสดงพิกัดของชิ้นส่วนขา.....	52
6.6 แสดงลักษณะการติดตั้งมาร์กเกอร์และแกนของพิกัดของมาร์กเกอร์.....	52
6.7 แสดงตำแหน่งการติดตั้งมาร์กเกอร์และค่า Offset ของผู้แสดงที่ 1 และผู้แสดงที่ 2.....	53
6.8 แสดงภาพตัวอย่างตัวอย่างการตรวจจับมาร์กเกอร์จากภาพยนตร์จากกล้องวิดีโอ.....	54
6.9 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ใน Image Coordinate ในรูปแบบ Excel.....	55
6.10 แสดงตำแหน่งของ Trial Marker ที่ได้สร้างจาก DLT parameters.....	56
6.11 แสดงตำแหน่งของ Trial Marker.....	56
6.12 แสดงผลลัพธ์การคำนวณในรูปแบบอนิเมชัน.....	58
6.13 แสดงผลลัพธ์การคำนวณของอวัยวะในรูปแบบ Excel.....	58
6.14 แสดงค่าของมุมของหัวเข่าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 1.....	59
6.15 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาขวาที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 1.....	60
6.16 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 1.....	60
6.17 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาซ้ายที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 1.....	61
6.18 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาซ้ายของผู้แสดงที่ 1.....	61
6.19 แสดงค่าของมุมของหัวเข่าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 2.....	62
6.20 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาขวาที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 2.....	63
6.21 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 2.....	63
6.22 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาซ้ายที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 2.....	64
6.23 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาซ้ายของผู้แสดงที่ 2.....	64
6.24 แสดงค่าของมุมของหัวเข่าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 1.....	65
6.25 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาขวาที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 1.....	66
6.26 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 1.....	66
6.27 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาซ้ายที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 1.....	67
6.28 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาซ้ายของผู้แสดงที่ 1.....	67

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.29 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ของชิ้นส่วนขาจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบ ของผู้แสดงที่ 1 .....	68
6.30 แสดงมุมของหัวเข้าจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบของผู้แสดงที่ 1 .....	68
6.31 แสดงค่าของมุมของหัวเข้าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 2 .....	69
6.32 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาขวาที่อนล่างของผู้แสดงที่ 2 .....	70
6.33 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 2.....	70
6.34 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาซ้ายที่อนล่างของผู้แสดงที่ 2.....	71
6.35 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาซ้ายของผู้แสดงที่ 2.....	71
6.36 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ของชิ้นส่วนขาจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบ ของผู้แสดงที่ 2 .....	72
6.37 แสดงมุมของหัวเข้าจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบของผู้แสดงที่ 2.....	72
6.38 แสดงสภาพของการจัดวางอุปกรณ์และทิศทางการเดินในกรณีตรวจจับขาขวา.....	73
6.39 แสดงตำแหน่งการติดตั้งมาร์กเกอร์และค่า Offset ของผู้แสดงที่ 3 .....	74
6.40 แสดงค่าของมุมของหัวเข้าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 3 .....	75
6.41 การวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาขวาที่อนล่างของผู้แสดงที่ 3 .....	75
6.42 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 3.....	76
6.43 แสดงผลการเปรียบเทียบมุมของชิ้นส่วนขาของผู้แสดงที่ 1 .....	77
6.44 แสดงผลการเปรียบเทียบมุมของหัวเข้าของผู้แสดงที่ 1 .....	77
6.45 แสดงค่าความแตกต่างของมุมของขาขวาที่อนล่างของผู้แสดงที่ 1 .....	78
6.46 แสดงค่าความแตกต่างของมุมของขาขวาที่อนบนของผู้แสดงที่ 1 .....	78
6.47 แสดงผลการเปรียบเทียบมุมของชิ้นส่วนขาของผู้แสดงที่ 2 .....	79
6.48 แสดงผลการเปรียบเทียบมุมของหัวเข้าของผู้แสดงที่ 2.....	79
6.49 แสดงค่าความแตกต่างของมุมของขาขวาที่อนล่างของผู้แสดงที่ 2.....	80
6.50 แสดงค่าความแตกต่างของมุมของขาขวาที่อนบนของผู้แสดงที่ 2 .....	80
6.51 แสดงลักษณะท่วงท่าการเดินใน 1 รอบวัฏจักรของการเดิน .....	81
6.52 แสดง Stride length และ Step length ของการเดินใน 1 รอบวัฏจักรของการเดิน .....	81
6.53 แสดงตัวอย่างมุมของข้อต่อต่างๆ ของขาขวาใน Sagittal plane.....	82
6.54 แสดงมุมของหัวเข้าใน Sagittal plane จากงานวิจัยของ D.A. Winter .....	83
6.55 แสดงมุมของหัวเข้าใน Sagittal plane ของผู้แสดงที่ 1.....	84

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.56 แสดงมุมของหัวเข่าใน Sagittal plane ของผู้แสดงที่ 2.....	84
6.57 แสดงมุมของหัวเข่าใน Sagittal plane ของผู้แสดงที่ 3.....	85
7.1 แสดงลักษณะของมาร์กเกอร์ที่ตรวจจับได้.....	87
7.2 แสดงเฟรมที่ไม่สามารถตรวจจับมาร์กเกอร์ได้.....	88
7.3 แสดงสัญญาณรบกวนจากบริเวณที่มีปัญหาเรื่องแสงสว่าง.....	88

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันการศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ในเชิงวิศวกรรมนั้นมีน้อยมากในประเทศไทยเมื่อเทียบกับต่างประเทศ แม้ว่าจะมีการศึกษาในด้านนี้แต่ก็เป็นการศึกษาในทางการแพทย์เป็นส่วนมาก ดังนั้นเราจึงมีความจำเป็นที่จะเริ่มต้นการศึกษาในด้านนี้ในประเทศไทยอย่างจริงจัง สำหรับการวิจัยด้านนี้ในต่างประเทศมีการศึกษามานานแล้ว อนึ่งระบบการจับภาพและวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์นั้น ในต่างประเทศได้มีการสร้างในเชิงการค้าซึ่งมีราคาสูงมาก ดังนั้นผู้วิจัยจึงมีความตั้งใจที่จะวิจัยและพัฒนาเพื่อนำไปสู่การผลิตระบบนี้ในราคาที่ต่ำกว่าของต่างประเทศเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ร่างกายด้านกายภาพของผู้ป่วยในประเทศไทย

### 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอวิธีการวัดความเร็วและความเร่งของข้อต่อต่าง ๆ ของชิ้นส่วนขาของมนุษย์ขณะที่มีการเคลื่อนไหวในท่วงท่าการเดินเพื่อเป็นการปูแนวทางเพื่อประยุกต์ในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) ซึ่งหมายถึงการนำความรู้ทางด้านวิศวกรรมไปช่วยเหลือในการศึกษาทางการแพทย์, ด้านการสร้างภาพเคลื่อนไหวด้วยคอมพิวเตอร์ เป็นต้น วิธีที่ใช้ในการวิเคราะห์คือการประมวลผลภาพ (Image Processing) ร่วมกับการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ (Kinematics Analysis) เพื่อแสดงผลลัพธ์ของความเร็วและความเร่งของข้อต่อ จากผลที่ได้จากการทดลองและการวิเคราะห์ผลพบว่าข้อมูลที่ได้อังไม่สามารถนำไปใช้ได้ทันที จะต้องมีการลดสัญญาณการรบกวนโดยการทำ Data Smoothing เสียก่อน จากนั้นจะนำข้อมูลที่ได้ไปทำการจำลองการเดินของชิ้นส่วนขา เพื่อตรวจสอบความเป็นไปตามที่บันทึกได้จากกล้องวิดีโอทัศนหรือไม่ว่าโดยสรุปวัตถุประสงค์ของการศึกษาก็คือ

1. สร้างระบบตรวจจับภาพเคลื่อนไหวของวัตถุในพิสัย 3 มิติแบบพื้นฐานโดยใช้งบประมาณจำกัดพร้อมทั้งประยุกต์ใช้การประมวลผลภาพอย่างง่ายในการตรวจจับวัตถุ
2. ศึกษาและประยุกต์ใช้วิธีการ Direct Linear Transformation ในการคำนวณหาพิสัย 3 มิติของวัตถุซึ่งวิธีการนี้จะเป็วิธีการที่นิยมใช้กันมากสำหรับระบบที่ใช้ในเชิงพาณิชย์
3. วิเคราะห์ทางจลนศาสตร์เพื่อแสดงผลลัพธ์ของความเร็วและความเร่งของข้อต่อสำหรับชิ้นส่วนขาทั้ง 2 ข้างพร้อมทั้งแสดงผลลัพธ์ในรูปแบบต่างๆ อาทิเช่น กราฟและคอมพิวเตอร์อนิเมชัน
4. นำข้อมูลที่ได้ไปประยุกต์และแปรรูปแบบข้อมูลเพื่อนำไปใช้ในทางการแพทย์

### 1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์นั้นมีหลายวิธี อาทิเช่น การตรวจการเคลื่อนไหวโดยใช้แม่เหล็ก (Magnetic Motion Capture System), การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้ชุดเชิงกล (Electro-mechanical Motion Capture System), การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ (Optical Motion Capture System) เป็นต้น ในวิทยานิพนธ์นี้จะเป็นการเลือกใช้วิธีการตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ (Optical Motion Capture System) วิธีการนี้จะ เป็นวิธีที่สะดวกที่สุด ทั้งในแง่การลงทุนในเรื่องอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง รวมทั้งงานวิจัยที่ผ่านมาจะมีมากมาย ความซับซ้อนของอุปกรณ์ก็จะน้อยกว่าวิธีการที่กล่าวมาข้างต้น ต่อจากนั้นก็เป็นการศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้องทั้งหมดว่ามีอะไรบ้างที่จะต้องนำมาประยุกต์ใช้ ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงต้องมีการเลือกวิธีการที่เหมาะสมที่สุดที่จะนำมาใช้ โดยจะเลือกวิธีการที่มีการใช้อย่างแพร่หลายในระบบการจับภาพเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอที่มีการใช้ในเชิงพาณิชย์

### 1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

เนื่องจากวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้วิธีการตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ (Optical Motion Capture System) ดังนั้นวิธีการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องทั้งหมดจะถูกเลือกใช้ อันได้แก่ การประมวลผลภาพ (Image Processing), Direct Linear Transformation (DLT), การวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ (Kinematics Analysis) และการแสดงผลของการวิเคราะห์โดยวิธีการทาง Computer Graphics สำหรับรายละเอียดของแต่ละวิธีการจะมีการอธิบายรายละเอียดต่อไป

### 1.5 ขอบเขตการวิจัย

การศึกษาในด้านการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์นั้นค่อนข้างจะกว้างมากเนื่องจาก สรีระของมนุษย์นั้นซับซ้อนมากประกอบด้วยอวัยวะต่างๆ มากมาย หากจะกล่าวถึงการเคลื่อนไหวนั้น จะประกอบไปด้วยกลไกต่างๆ มากมายเช่น กลไกของระบบกล้ามเนื้อ, เส้นเอ็น นอกจากนี้ยังเกี่ยวข้องกับกระบวนการทางเคมีที่เกิดขึ้นขณะออกแรงหรือเคลื่อนไหว ในการวิจัยครั้งนี้จะเป็นการศึกษาการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นในเชิงวิศวกรรมเกี่ยวกับร่างกายส่วนล่างของมนุษย์ ตั้งแต่ช่วงต้นขาลงมาจนถึงเท้า (Lower Limb) โดยจะเป็นการศึกษาทางจลนศาสตร์ซึ่งเป็นผลมาจากการเดิน โดยใช้วิธีการประมวลผลภาพเข้ามาช่วย ซึ่งจะเป็นแนวทางสู่การศึกษาในเรื่องของแรงกระทำที่เกิดขึ้น หรือในเรื่องของงานและพลังงาน สามารถกล่าวโดยสรุปดังนี้

1. สร้างระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวของวัตถุในพิทช์ 3 มิติโดยใช้กล้องวิดีโอจำนวน 2 ตัว พร้อมทั้งสร้างซอฟต์แวร์เพื่อใช้ในการประมวลผลภาพและสร้างพิทช์ของวัตถุใน 3 มิติ โดยให้มีความง่ายในการใช้งาน

2. ประยุกต์ใช้วิธี Direct Linear Transformation แบบพื้นฐาน ในการคำนวณหาตำแหน่งของวัตถุในพิกัด 3 มิติในซอฟต์แวร์ที่ได้สร้างขึ้น
3. วิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ของชิ้นส่วนขาที่อ่อนบนและที่อ่อนล่างของขาทั้ง 2 ข้างพร้อมทั้งแสดงผลในรูปกราฟและคอมพิวเตอร์อนิเมชัน โดยใช้ซอฟต์แวร์ที่ได้สร้างขึ้น นอกจากนี้ยังส่งออกผลลัพธ์ที่วิเคราะห์ได้ออกมาในรูปแบบของ Excel เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปใช้ในการคำนวณทางจลนพลศาสตร์ (Kinetics) และแปรรูปแบบของข้อมูลสำหรับใช้ในทางการแพทย์ได้
4. ยืนยันความถูกต้องของข้อมูลที่ได้โดยใช้กล้องวิดีโอที่ 3 ช่วยในการตรวจสอบและเปรียบเทียบผลที่ได้กับผลงานวิจัยของนักวิจัยที่เกี่ยวข้องชาอยู่ในด้านชีวกลศาสตร์ท่านอื่นๆ

## 1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 7 บทด้วยกันคือ

- บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาของงานวิจัย ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ สมมติฐาน ทฤษฎีที่ใช้ ขอบเขตของการวิจัย และขั้นตอนการศึกษา
- บทที่ 2 กล่าวถึงวิธีการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ (Gait Analysis)
- บทที่ 3 กล่าวถึงการประมวลผลภาพ (Image Processing)
- บทที่ 4 กล่าวถึงวิธีการ Direct Linear Transformation (DLT)
- บทที่ 5 กล่าวถึงการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ (Kinematics Analysis)
- บทที่ 6 กล่าวถึงวิธีการทดลองและการแสดงผลจากการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์
- บทที่ 7 เป็นบทสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

## บทที่ 2

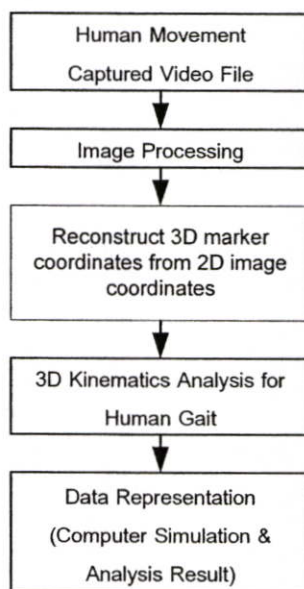
# การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ (Gait Analysis)

ในบทนี้จะกล่าวถึงบทความและการวิจัยในด้านการเคลื่อนไหวของมนุษย์ที่กระทำในต่างประเทศ วิธีการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวที่ได้ใช้ในวิทยานิพนธ์ในฉบับนี้ นอกจากนี้ยังได้กล่าวถึงวิธีการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์แบบต่างรวมทั้งเปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียของแต่ละวิธี

### 2.1 บทนำและงานวิจัยที่ผ่านมา

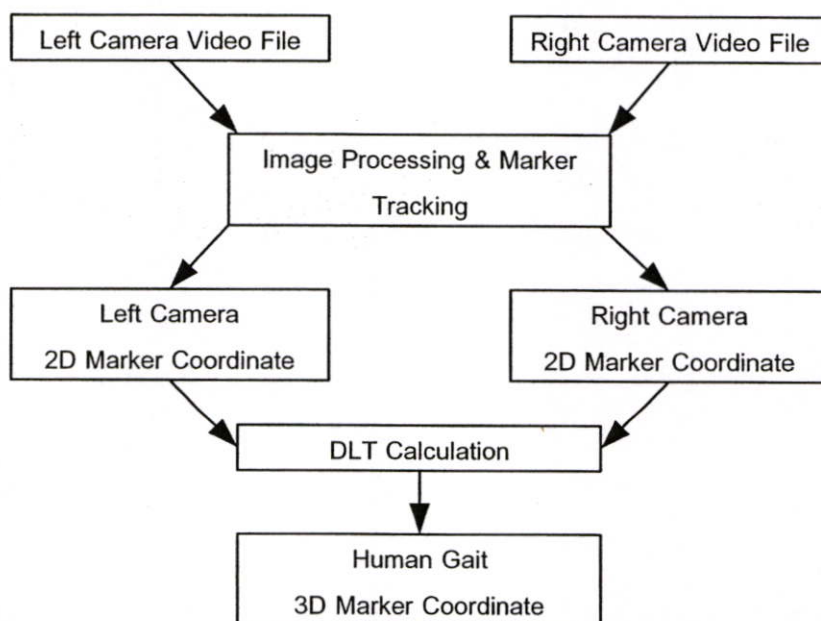
ในปัจจุบันการศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ในเชิงวิศวกรรมนั้นมีน้อยมากในประเทศไทยเมื่อเทียบกับต่างประเทศ แม้ว่าจะมีการศึกษาในด้านนี้แต่ก็เป็นการศึกษาในทางการแพทย์เป็นส่วนมาก ดังนั้นเราจึงมีความจำเป็นที่จะเริ่มต้นการศึกษาในด้านนี้ในประเทศไทยอย่างจริงจัง สำหรับการวิจัยด้านนี้ในต่างประเทศมีการศึกษามานานแล้ว โดย S.Onyshko และ D.A. Winter [1] ได้มีการนำเสนอแบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างในพิสัย 2 มิติ โดยแบ่งเงื่อนไขบังคับสำหรับการเดินเป็น 4 ช่วงเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ใกล้เคียงกับการเดินจริงมากที่สุด M.Y. Zarrugh และ C.W. Radcliffe [2] ได้มีการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลการวิเคราะห์ทางด้านจลศาสตร์ของการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง ข้อมูลที่ได้มานั้นหาได้จากการใช้อุปกรณ์การวัดโดยตรงคือ Goniometers ซึ่งเป็นอุปกรณ์ชนิดหนึ่งประกอบไปด้วย Potentiometers สามารถที่จะนำไปวัดที่จุดข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกาย T.Lopatenok และ O.Kudrjashov [3] ได้มีการสร้างแบบจำลองโดยการใส่ Marker เพื่อแสดงรูปร่างต่าง ๆ บนคอมพิวเตอร์ ซึ่งวิธีการนี้จะกระทำเพื่อเป็นการประยุกต์ใช้งานร่วมกับระบบจับการเคลื่อนไหวที่ได้ผลิตในเชิงการค้า Jang-Hee Yoo และ M.S. Nixon [4] ได้มีการใช้วิธี Computer Vision เพื่อจับการเคลื่อนไหว วิธีการที่ใช้นี้จะเป็นแบบไม่ใช้ Marker เมื่อเปรียบเทียบกับผลที่ใช้ Marker แล้วให้ผลลัพธ์ที่ใกล้เคียงกันมาก

## 2.2 การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ (Gait Analysis)



รูปที่ 2.1 กระบวนการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว

ขั้นตอนการศึกษาที่ปรากฏในวิทยานิพนธ์นี้จะแสดงในรูปที่ 2.1 โดยจะเป็นการจับภาพการเคลื่อนไหวของ Marker ตามตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกายในรูปแบบภาพยนตร์ แล้วนำส่งต่อไปในกระบวนการประมวลผลภาพเพื่อหาตำแหน่งของ Marker ในพิกัด 3 มิติ หลังจากนั้นจึงศึกษาในด้านจลนศาสตร์และแสดงผลการศึกษาโดยวิธีการทาง Computer Graphics วิธีการดังกล่าวข้างต้นจะเป็นวิธีการหลักที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้



รูปที่ 2.2 ขั้นตอนการหาพิกัดของ Marker ใน 3 มิติ

ในรูปที่ 2.2 แสดงขั้นตอนการใช้การประมวลผลภาพในการหาพิกัดของ Marker ใน 3 มิติ ในวิทยานิพนธ์นี้จะใช้กล้องถ่ายภาพวีดิทัศน์จำนวน 2 ตัววางอยู่ในแนวที่ทำมุมกันถ่ายภาพยนตร์จาก 2 มุม หลังจากนั้นผ่านกระบวนการประมวลผลภาพจะทำให้ได้พิกัดของ Marker ในพิกัด 2 มิติจากกล้องแต่ละตัว ต่อจากนั้นนำค่าในพิกัด 2 มิติที่ได้มาคำนวณหาพิกัดของ Marker ใน 3 มิติโดยใช้วิธีการ Direct Linear Transformation (DLT) [6]

## 2.3 การตรวจจับการเคลื่อนไหว (Motion Capture)

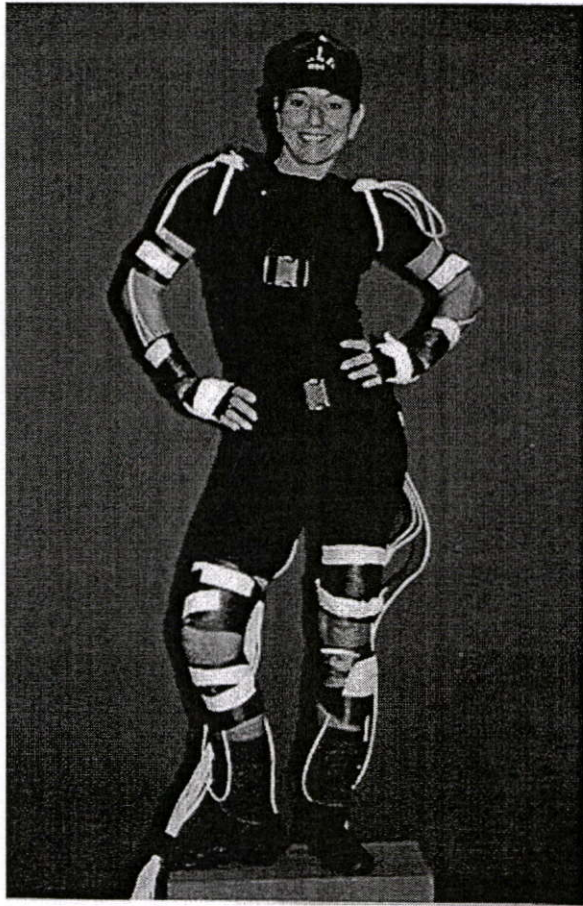
การตรวจจับการเคลื่อนไหวเป็นกระบวนการในการบันทึกการเคลื่อนไหวจริง แล้วเปลี่ยนให้อยู่ในรูปแบบทางคณิตศาสตร์ที่สามารถนำไปใช้ได้ โดยการติดตามจุดที่เราสนใจแล้วนำข้อมูลเหล่านั้นมาประมวลผลเพื่อสร้างการแสดงผลในรูปแบบสามมิติ การตรวจจับการเคลื่อนไหวเป็นเทคโนโลยีที่ช่วยให้สามารถแปลงการแสดงในโลกแห่งความเป็นจริงเป็นการแสดงในรูปแบบดิจิทัลนั่นเอง สิ่งที่จะนำมาตรวจจับจะเป็นอะไรก็ได้ในโลกแห่งความเป็นจริงที่มีการเคลื่อนไหวและจุดที่จะทำการตรวจจับจะเป็นจุดที่สามารถแสดงการเคลื่อนไหวของวัตถุต่างๆ เช่น หากจะตรวจจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์ จุดเหล่านั้นอาจจะเป็นส่วนของข้อต่อหรือจุดเชื่อมต่อของอวัยวะหลัก จุดเหล่านี้จะถูกตรวจจับโดยเซ็นเซอร์ (Sensor) มาร์กเกอร์ (Marker) หรือตัวต้านทานปรับค่าได้ (Potentiometer) ที่ติดไว้กับสิ่งที่จะตรวจจับ และจะเป็นตัวที่ให้ข้อมูลสำหรับการตรวจจับแก่อุปกรณ์เก็บข้อมูลต่อไป

## 2.4 ชนิดของการตรวจจับการเคลื่อนไหว

การตรวจจับการเคลื่อนไหวสามารถแบ่งออกได้ 3 ชนิดหลักๆ ตามเทคโนโลยีที่ใช้ในการตรวจจับดังนี้

### 2.4.1 การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้แม่เหล็ก (Magnetic Motion Capture System)

ใช้เซ็นเซอร์ติดไว้ตามส่วนต่างๆ เพื่อวัดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำที่ผลิตออกมาจากแหล่งกำเนิดคลื่นที่ติดตั้งไว้ในบริเวณที่ทำการตรวจจับ เซ็นเซอร์แต่ละตัวจะถูกต่อสายมาเข้ายังวงจรวัดค่าเพื่อหาตำแหน่งของเซ็นเซอร์แต่ละตัวในสนามแม่เหล็ก วงจรวัดค่าจะส่งข้อมูลไปเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงตำแหน่งและการหมุนในสามมิติ



รูปที่ 2.3 ตัวอย่างผู้แสดงที่สวมชุดตรวจจับแบบใช้แม่เหล็ก

#### 2.4.2 การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้ชุดเชิงกล (Electro-mechanical Motion Capture System)

มักใช้กับการจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์โดยเฉพาะ โดยใช้ชุดที่ทำขึ้นพิเศษสำหรับให้มนุษย์สวมใส่สำหรับการตรวจจับการเคลื่อนไหว โดยชุดจะมีลักษณะเป็นโครงสร้างที่เชื่อมต่อกันโดยมีตัวต้านทานปรับค่าได้ในการวัดการหมุนของจุดต่าง ๆ ตามข้อต่อสำคัญของร่างกาย การรู้มุมการหมุนของจุดต่าง ๆ ทำให้เราสามารถรู้ท่าทางการเคลื่อนไหวของผู้สวมชุดได้



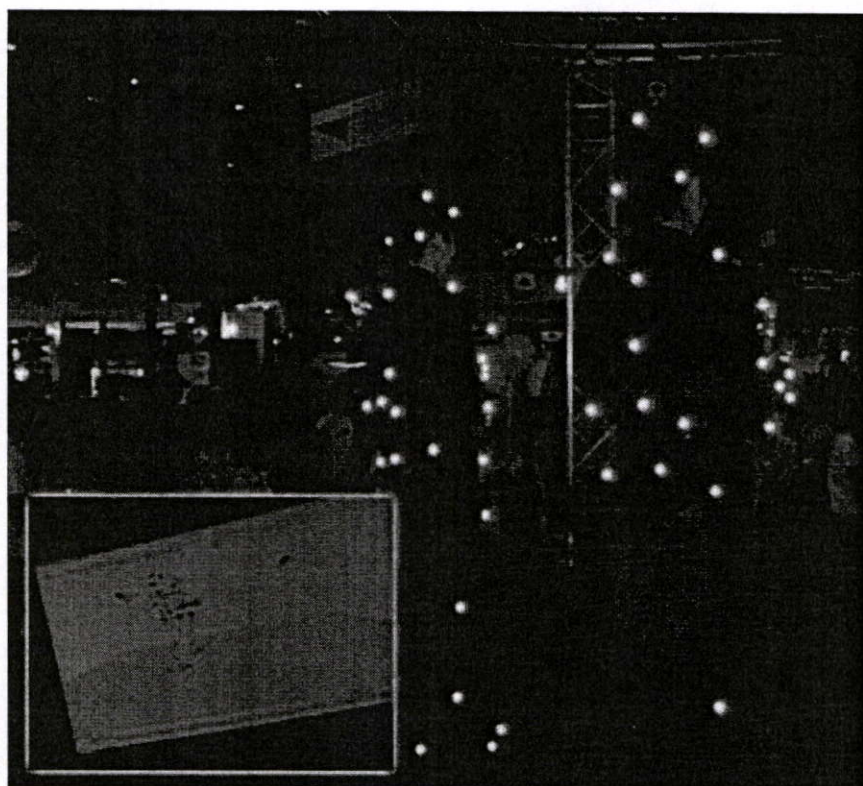
รูปที่ 2.4 ตัวอย่างผู้แสดงที่สวมชุดตรวจจับแบบเชิงกล

#### 2.4.3 การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวีดิทัศน์ (Optical Motion Capture System)

เป็นการใช้ถ่ายภาพวีดิทัศน์ชนิดพิเศษในการติดตามตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ติดอยู่ตามส่วนต่าง ๆ โดยกล้องวีดิทัศน์นี้จะใช้เลนส์แบบรับแสงอินฟราเรด เพื่อให้ได้ภาพที่แสดงตำแหน่งของจุดต่าง ๆ สำหรับวิธีการนี้ยังแบ่งออกได้อีก 2 แบบตามลักษณะมาร์กเกอร์ที่ใช้ได้แก่

- 1) มาร์กเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด (Reflective Marker) ใช้แสงอินฟราเรดจากแหล่งกำเนิดแสงที่ติดไว้รอบ ๆ กล้องถ่ายภาพ แสงจะสะท้อนที่มาร์กเกอร์ทำให้เห็นเป็นจุดที่มีความเข้มแสงมากกว่าบริเวณอื่น ๆ
- 2) มาร์กเกอร์แบบหลอด LED (Pulsed-LED) วิธีนี้แหล่งกำเนิดแสงจะอยู่ที่ตัวมาร์กเกอร์ การตรวจจับจะใช้วิธีการวัดความเข้มแสงจากหลอด LED โดยตรง

จากนั้นจะตรวจจับตำแหน่งมาร์กเกอร์จากหลายๆ กล้องมาประมวลผลเพื่อให้ได้ตำแหน่งในสามมิติ วิธีนี้มักมีปัญหา เช่น การสลับมาร์กเกอร์ การรบกวน และการบดบังของมาร์กเกอร์ เป็นต้น



รูปที่ 2.5 ตัวอย่างการตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ

## 2.5 การประยุกต์ใช้งานการตรวจจับการเคลื่อนไหว

การตรวจจับการเคลื่อนไหวสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้หลายด้านอาทิเช่น

### 2.5.1 การประยุกต์ใช้งานในด้านการแพทย์

การศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์เพื่อประยุกต์ในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) ซึ่งหมายถึงการนำความรู้ทางด้านวิศวกรรมไปช่วยเหลือในการศึกษาทางการแพทย์ ตลอดจนนำไปประยุกต์ใช้งานด้านอื่น ๆ เช่น กลไกของข้อต่อ การวิเคราะห์โครงสร้างกระดูก วิทยาศาสตร์การกีฬา เป็นต้น

### 2.5.2 การประยุกต์ใช้งานในด้านอุตสาหกรรมบันเทิง

การตรวจจับการเคลื่อนไหวช่วยลดเวลาในการสร้างภาพเคลื่อนไหว ทั้งยังทำให้ได้การเคลื่อนไหวที่สมจริง มากกว่าการสร้างการเคลื่อนไหวด้วยมือ ทำให้ระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวเป็นที่นิยมกันมากในวงการอุตสาหกรรมอนิเมชันหรือบันเทิง เช่น การนำไปใช้สร้างการเคลื่อนไหวให้กับตัวละครในเกมคอมพิวเตอร์ ภาพยนตร์อนิเมชัน หรือแม้แต่การตกแต่งภาพยนตร์ด้วยคอมพิวเตอร์

### 2.5.3 การประยุกต์ใช้งานในด้านนิติศาสตร์

การตรวจจับการเคลื่อนไหวใช้ในการสร้างเหตุการณ์จำลองเสมือนจริง เพื่อใช้เป็นหลักฐานในการพิจารณาคดี และใช้เพื่อแสดงสิ่งที่พยานได้กล่าวถึงเหตุการณ์ต่างๆ ที่เกิดขึ้น ซึ่งหลักฐานนี้มักมีอิทธิพลต่อการตัดสินใจของคณะลูกขุนและผู้พิพากษามากกว่าหลักฐานอื่นๆ

## 2.6 ข้อดีและข้อเสียของการตรวจจับการเคลื่อนไหวแต่ละแบบ

ตารางที่ 2.1 แสดงข้อดีและข้อเสียของการตรวจจับการเคลื่อนไหวแต่ละแบบ

การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้แม่เหล็ก (Magnetic Motion Capture System)	
ข้อดี	<ul style="list-style-type: none"> <li>● ให้ข้อมูลได้แบบ Real-time ซึ่งทำให้สามารถนำผลป้อนกลับ (Feedback) ได้</li> <li>● ให้ข้อมูลตำแหน่งและการหมุนได้โดยไม่ต้องไปประมวลผลต่อ</li> <li>● มักมีราคาถูกกว่าแบบใช้กล้อง</li> <li>● ไม่มีการบดบังของเซ็นเซอร์</li> </ul>
ข้อเสีย	<ul style="list-style-type: none"> <li>● เซ็นเซอร์มีการตอบสนองต่อ โลหะสูง ทำให้ข้อมูลมีความผิดพลาดได้</li> <li>● ผู้ตรวจจับจะต้องมีสายระโยงระยางค์ติดอยู่กับตัว</li> <li>● เซ็นเซอร์แม่เหล็กมีอัตราการตรวจจับที่ต่ำกว่าแบบใช้กล้อง</li> <li>● พื้นที่การตรวจจับมักมีขนาดเล็ก และยากต่อการเปลี่ยนจำนวนและตำแหน่งของ มาร์กเกอร์</li> </ul>
การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้ชุดเชิงกล (Electro-mechanical Motion Capture System)	
ข้อดี	<ul style="list-style-type: none"> <li>● พื้นที่การตรวจจับสามารถมีขนาดที่กว้าง สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก</li> <li>● มีราคาถูกกว่าแบบอื่น ๆ</li> <li>● สามารถตรวจจับแบบ Real-time ได้</li> <li>● ไม่มีการบดบังของเซ็นเซอร์</li> </ul>
ข้อเสีย	<ul style="list-style-type: none"> <li>● มีอัตราการตรวจจับที่ต่ำกว่าระบบอื่น ๆ</li> <li>● มีข้อจำกัดในการเคลื่อนไหวอันเนื่องมาจากชุดที่สวมใส่</li> <li>● ระบบมักจำกัดอยู่กับการตรวจจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์</li> <li>● จำนวนและตำแหน่งของเซ็นเซอร์ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงได้</li> <li>● ไม่สามารถคำนวณหาตำแหน่งจริงได้</li> </ul>

ตารางที่ 2.1 (ต่อ) แสดงข้อดีและข้อเสียของการตรวจจับการเคลื่อนไหวแต่ละแบบ

การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ (Optical Motion Capture System)	
ข้อดี	<ul style="list-style-type: none"> <li>● สามารถใช้มาร์กเกอร์ได้หลายตัว และง่ายต่อการเปลี่ยนจำนวนและตำแหน่งของมาร์กเกอร์</li> <li>● สามารถประมาณโครงกระดูกภายในได้จากกลุ่มของมาร์กเกอร์จำนวนหนึ่ง</li> <li>● ไม่มีอุปกรณ์และสายไฟที่เป็นอุปสรรคต่อการเคลื่อนไหวของผู้ที่จะทำการตรวจจับ</li> <li>● สามารถกำหนดพื้นที่ตรวจจับได้ขนาดใหญ่</li> <li>● มักมีความถี่ในการตรวจจับสูงกว่าระบบอื่น ๆ ทำให้ได้ข้อมูลที่ละเอียดกว่า</li> </ul>
ข้อเสีย	<ul style="list-style-type: none"> <li>● ต้องใช้วิธีการประมวลผลที่ซับซ้อนกว่าแบบอื่น</li> <li>● อุปกรณ์ที่ใช้เป็นอุปกรณ์เฉพาะที่มีราคาแพง โดยเฉพาะกล้อง และระบบประมวลผลภาพแบบ Real-time</li> <li>● ไม่สามารถตรวจจับได้หากมาร์กเกอร์ถูกบดบังเป็นเวลานาน</li> <li>● การตรวจจับต้องกระทำในสภาพแวดล้อมที่ควบคุมได้ โดยเฉพาะเรื่องแสงสว่าง</li> </ul>

## 2.7 สรุป

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์นั้นจะประกอบไปด้วยกระบวนการต่างๆ มากมาย กระบวนการที่สำคัญกระบวนการหนึ่งก็คือการตรวจจับการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ จากที่กล่าวไปเบื้องต้นนั้นวิธีการที่นิยมใช้กันมากและสะดวกในการจัดสร้างระบบก็คือการตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ และในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ก็ได้ใช้วิธีนี้เป็นวิธีการหลักในการตรวจจับการเคลื่อนไหว หลังจากที่เราได้ตำแหน่งของมาร์กเกอร์จากกระบวนการตรวจจับการเคลื่อนไหวแล้วจึงนำค่าเหล่านี้มาวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์พร้อมทั้งแสดงผลการวิเคราะห์ออกมาในรูปแบบต่างๆ เช่น คอมพิวเตอร์อนิเมชัน และรูปภาพ เป็นต้น

## บทที่ 3

# การประมวลผลภาพ (Image Processing)

การประมวลผลภาพเป็นทฤษฎีการวิเคราะห์ ปรับแต่ง เก็บและแสดงรูปภาพจากแหล่งต่างๆ เช่น ภาพถ่าย, ภาพวาด, ภาพเคลื่อนไหว ซึ่งประกอบด้วยขั้นตอนที่สำคัญ 3 ส่วน ได้แก่ ส่วนนำเข้า (Input Step) ส่วนประมวลผล (Processing Step) และส่วนส่งออก (Output Step) โดยมักถูกใช้ในการวิเคราะห์เพื่อหาข้อมูลจากภาพ หรือการตกแต่งภาพ

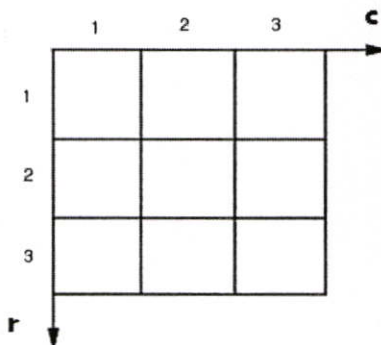
วิทยานิพนธ์นี้จะนำทฤษฎีการประมวลผลภาพมาใช้เพื่อหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์จากเฟรมภาพวิดีโอที่ได้บันทึกไว้เพื่อนำตำแหน่งเหล่านี้ไปคำนวณหาตำแหน่งจริงต่อไป และเนื่องจากความสะดวกและคล่องตัวในการวิจัยทางผู้วิจัยจึงได้ใช้ Image Processing Toolbox ของซอฟต์แวร์ MATLAB ในการประมวลผลภาพ ตลอดจนการคำนวณและวิเคราะห์ทางวิศวกรรมทั้งหมดในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

### 3.1 ระบบพิกัดของรูปภาพ (Coordinate Systems)

พิกัดของรูปภาพสามารถแสดงได้ในหลายพิกัดขึ้นอยู่กับข้อกำหนดโดยผู้ใช้งาน ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะมีใช้งานอยู่ 2 พิกัดคือ

#### 3.1.1 Pixel Coordinates

โดยทั่วไปวิธีการง่ายที่สุดที่จะอธิบายตำแหน่งของรูปภาพคือการใช้ Pixel Coordinates ในระบบพิกัดนี้รูปภาพจะมีลักษณะเป็นกริดของชิ้นส่วนย่อยๆ โดยจะวัดจากบนลงล่างและจากซ้ายไปขวาดังแสดงในรูปที่ 3.1

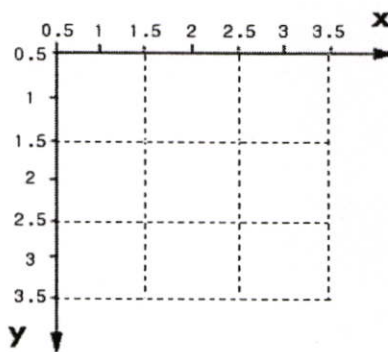


รูปที่ 3.1 แสดง Pixel Coordinates System

Pixel Coordinates ส่วนประกอบแรกคือ แถว  $r$  (the row) เพิ่มจากบนลงล่าง ส่วนประกอบที่สองคือ แถว  $c$  (the column) เพิ่มจากซ้ายไปขวา โดยค่าพิกัดจะเริ่มจาก 1 ไปตามค่าขนาดของรูปภาพตามแนวแถว  $r$  และ  $c$  (มีค่าเป็นจำนวนเต็มบวก) ใน MATLAB รูปภาพจะมีลักษณะเป็นเมตริกซ์ การอ้างอิงตำแหน่งของรูปภาพก็คือการอ้างอิงสมาชิกของเมตริกซ์นั่นเอง

### 3.1.2 Spatial Coordinates

รูปภาพในพิกัดของ Spatial Coordinates จะอ้างอิงรูปภาพบนระนาบและอธิบายโดยค่า  $x$  และ  $y$  โดยค่าจะเป็นจำนวนจริงที่มีค่าบวกดังแสดงในรูป 3.2



รูปที่ 3.2 แสดง Spatial Coordinates System

จากรูปจะเห็นว่าค่าในแถว  $y$  จะเพิ่มในแนวลงข้างล่าง ค่าจุดศูนย์กลางของ Pixel จะมีค่าเหมือนค่าใน Pixel Coordinates ข้อแตกต่างของ 2 พิกัดคือมุมบนซ้ายของ Pixel Coordinates จะมีค่า (1,1) ขณะที่ Spatial Coordinates จะมีค่าเริ่มต้นเป็น (0.5,0.5) เนื่องจากค่าใน Pixel Coordinates จะเป็นแบบไม่ต่อเนื่อง แต่ Spatial Coordinates จะมีค่าเป็นแบบต่อเนื่อง อีกข้อหนึ่งก็คือค่าในแนวแกนของทั้ง 2 พิกัด กล่าวคือ Pixel Coordinates จะเป็น  $(r,c)$  ขณะที่ Spatial Coordinates จะเป็น  $(x,y)$

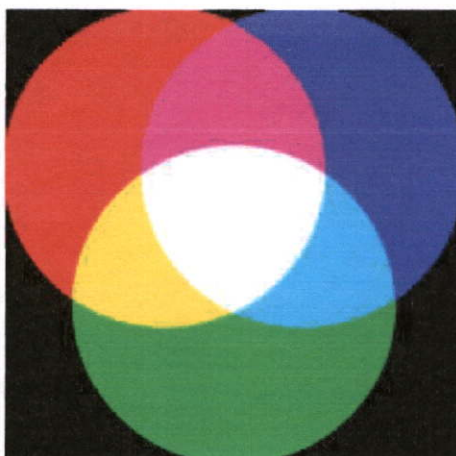
## 3.2 รูปแบบสี (Color Model)

ก่อนที่จะทำการประมวลผลภาพสีนั้น เราจำเป็นต้องเข้าใจรูปแบบสีที่ใช้ในคอมพิวเตอร์เสียก่อน ซึ่งจะอธิบายรูปแบบที่สำคัญ 2 แบบได้แก่

### 3.2.1 รูปแบบ RGB

เป็นรูปแบบสีพื้นฐานของคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการแสดงผล โดยจุดย่อยของภาพ (Pixel) จะประกอบด้วย 3 ค่าคือ แดง (R) เขียว (G) และน้ำเงิน (B) การผสมสีทั้งสามนี้ด้วยค่าต่าง ๆ กัน

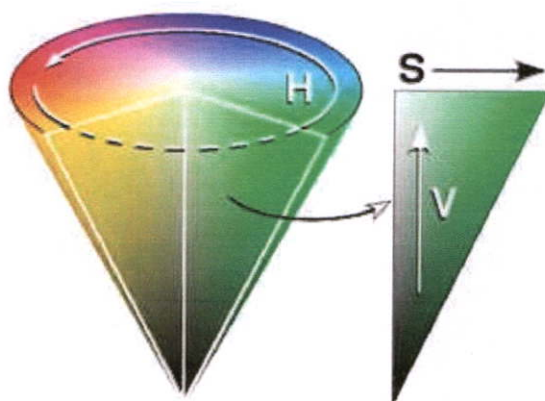
จะก่อให้เกิดสีที่แตกต่างกัน โดยคอมพิวเตอร์จะเก็บค่าสีนี้แยกกัน โดยใช้ขนาดข้อมูล 1 ไบต์ต่อ 1 สี ทำให้ค่าของสีนั้นมีได้ 256 ระดับ และผสมสีได้ทั้งหมด 16 ล้านสี



รูปที่ 3.3 รูปแบบสีแบบ RGB

### 3.2.2 รูปแบบ HSV

เป็นระบบสีที่ประกอบด้วย 3 ค่าคือ ค่าสี (Hue) บอกความเป็นสีใด ๆ ค่าความอิ่มตัวของสี (Saturation) บอกความเป็นสีหรือขาว-ดำ และค่าความสว่าง (Intensity) บอกความขาวหรือดำ รูปแบบสีนี้จะเหมาะกับการประมวลผลภาพที่ต้องแยกแยะสี เพราะสามารถใช้ค่า Hue เพียงอย่างเดียวก็สามารถดูความแตกต่างของสีได้



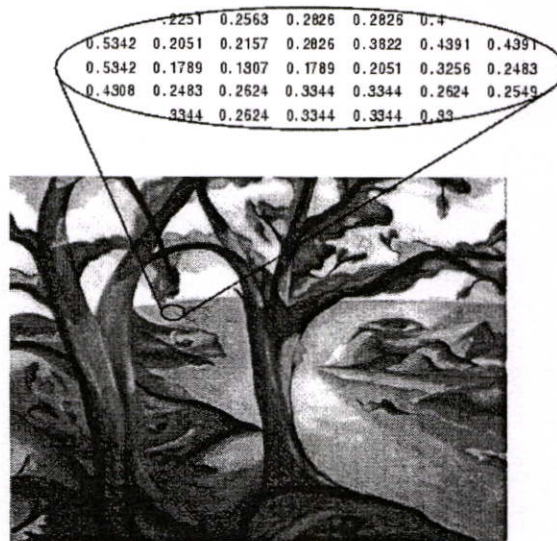
รูปที่ 3.4 รูปแบบสีแบบ HSV โดยแสดงในรูปของกรวย

## 3.3 ชนิดของรูปภาพ (Image Types)

ชนิดของรูปภาพที่ใช้ในวิชานี้นี้ประกอบด้วย

### 3.3.1 Intensity Images

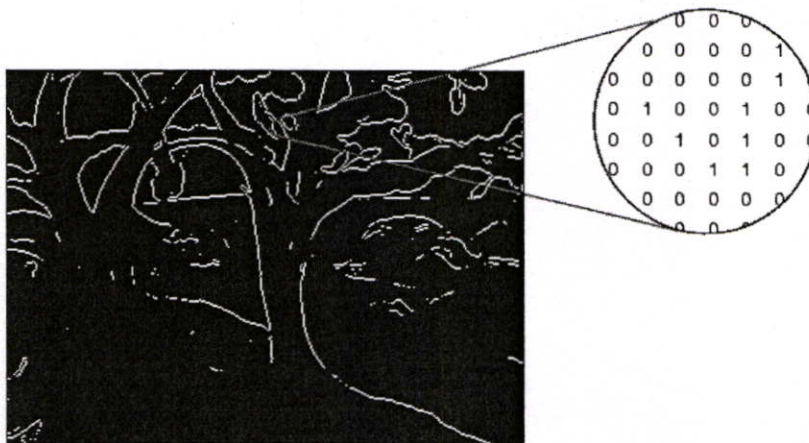
Intensity Images คือ เมตริกซ์ที่มีค่าของแต่ละสมาชิกเป็นค่าความสว่างในช่วง ๗ หนึ่งสมาชิกของเมตริกซ์จะมีหลายค่าความสว่าง หรือหลายระดับของสีเทา (Gray Level) โดยค่าความสว่างที่เป็น 0 จะหมายถึงสีดำ ส่วนค่าความสว่างจะเป็น 1, 255 หรือ 65535 ปกติจะเป็นความสว่างสูงสุด หรือสีขาวนั่นเอง เราอาจเรียก Intensity Images ว่า Gray Scale Image ก็ได้



รูปที่ 3.5 แสดงตัวอย่างของ Intensity Images ที่มีหลายระดับสีเทา

### 3.3.2 Binary Images

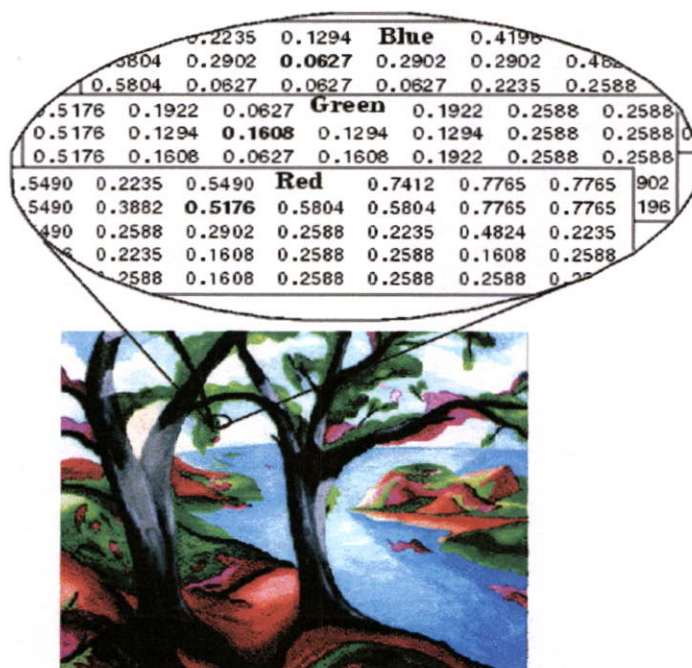
Binary Images จะประกอบไปด้วย 2 ค่าเท่านั้นคือ 0 กับ 1 ค่าที่เก็บในเมตริกซ์จะเป็นค่าทางตรรกะของ 0 กับ 1 ซึ่งก็คือ ภาพขาวดำนั่นเอง



รูปที่ 3.6 แสดงตัวอย่างของ Binary Images

### 3.3.3 RGB Images

RGB Images จะมีการเก็บข้อมูลในเมตริกซ์ขนาด  $m$ -by- $n$ -by-3 แต่ละ Pixel จะเก็บค่าของสีแดง, เขียว และน้ำเงิน เราเรียกภาพชนิดนี้อีกชื่อว่า True-Color Image สำหรับ RGB Images นั้นจะมีขนาด 24 บิต ประกอบด้วยสีแดง, เขียว และน้ำเงิน อย่างละ 8 บิต จึงแสดงสีได้ถึง 16 ล้านสีดังแสดงในรูป



รูปที่ 3.7 แสดงตัวอย่างของ RGB Images

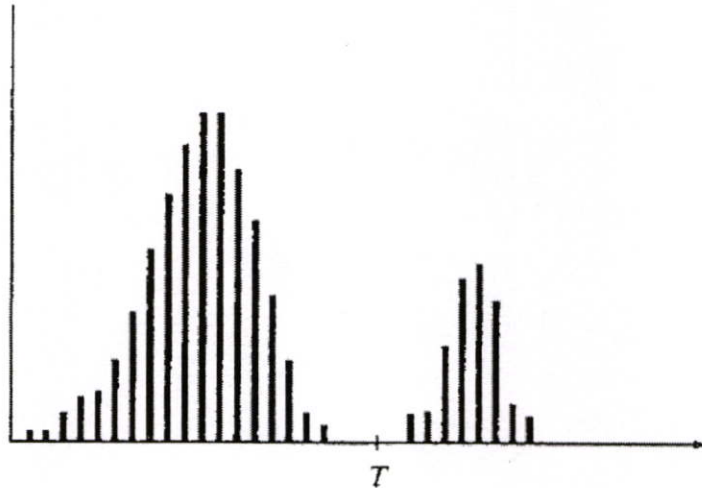
## 3.4 Image Segmentation

เป็นการประมวลผลภาพเพื่อแยกวัตถุหรือบางส่วนของภาพที่เราสนใจออกมาจากส่วนอื่น ๆ ซึ่งมีหลากหลายวิธีการตามแต่ลักษณะของภาพ และวัตถุที่ต้องการแยกออกมา สำหรับในวิทยานิพนธ์นี้จะต้องแยกมาร์กเกอร์ซึ่งเป็นสีขาวออกจากพื้นหลังซึ่งประกอบไปด้วยวัตถุซึ่งมีสีอื่น ๆ แล้วนำไปหาตำแหน่งจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์ที่ปรากฏในภาพ ในวิทยานิพนธ์นี้จะใช้วิธีการ Image Segmentation ดังนี้

### 3.4.1 Thresholding

เป็นการเปลี่ยนสีของจุดย่อย (Pixel) ให้เป็นสีขาวหากค่าสีอยู่ในช่วงที่ต้องการ (Threshold Range) หากไม่อยู่ในช่วงก็จะเปลี่ยนเป็นสีดำ การทำ Threshold นี้ จะช่วยให้สามารถแยกสีที่ต้องการออกมาได้ โดยสีเหล่านี้จะอยู่เป็นกลุ่มซึ่งแสดงด้วยจุดสีขาวเรียกว่า Blob (กลุ่มของจุดสี)

ขาว) จากรูปที่ 3.8 จะแสดง Intensity Histogram ของ Image  $f(x, y)$  จะประกอบไปด้วยระดับของความเข้มของ Pixel อยู่ 2 กลุ่ม เราสามารถแยกวัตถุที่ต้องการออกจากพื้นหลังโดยกำหนดค่า Threshold  $T$  ดังแสดงในรูป

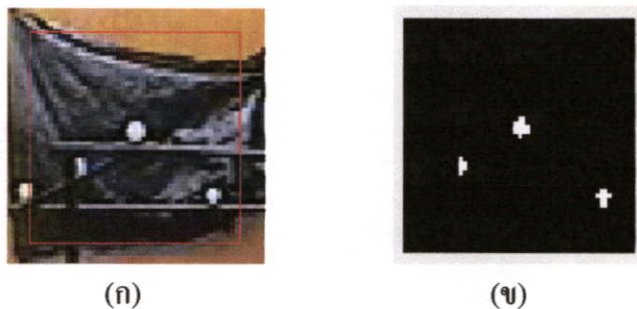


รูปที่ 3.8 แสดง Intensity Histogram ของ Image

ถ้าจุด  $(x, y)$  ใด ๆ ใน Image ทำให้  $f(x, y) \geq T$  จะเรียกว่า Object Point ส่วนในจุดอื่น ๆ ที่  $f(x, y) < T$  จะเรียกว่า Background Point เราสามารถกำหนดให้ Threshold Image  $g(x, y)$  มีค่าดังนี้

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x, y) \geq T \\ 0 & \text{if } f(x, y) < T \end{cases} \quad (3.1)$$

จากสมการ Pixel ที่มีค่า 1 จะเป็นวัตถุที่เราต้องการซึ่งมีสีขาว ส่วน Pixel ที่มีค่า 0 จะเป็นพื้นหลังที่มีสีดำ โดยที่ค่า  $T$  จะมีค่าคงที่มีค่าอยู่ระหว่าง 0 ถึง 1 Image ที่ได้หลังจากการทำ Threshold จะเป็น Binary Image ซึ่งจะมีเพียงสีขาวและดำเท่านั้น ต่อจากนั้นจึงนำภาพที่ได้ไปคำนวณหาตำแหน่งของวัตถุที่ต้องการต่อไป

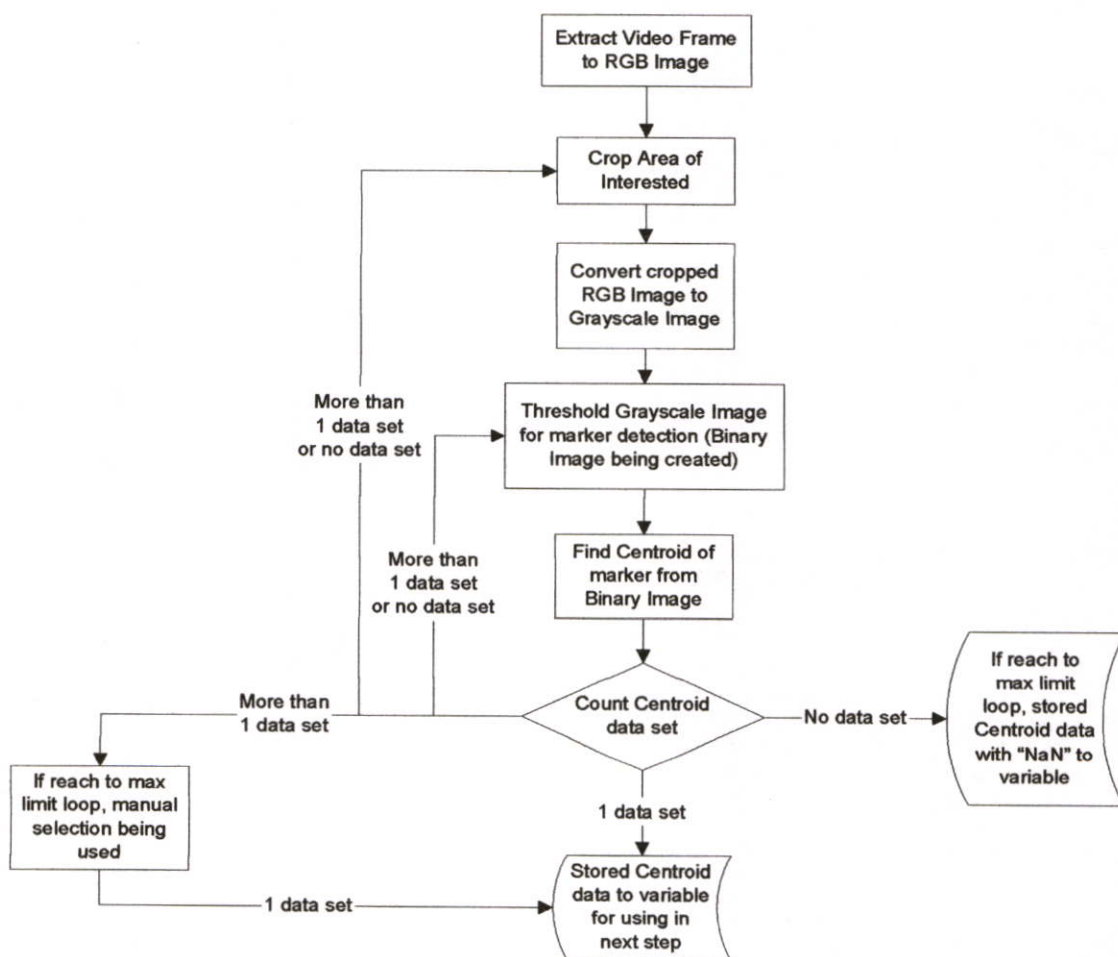


รูปที่ 3.9 (ก) แสดงรูปก่อนการทำ Threshold

(ข) แสดงรูปหลังการทำ Threshold

จากรูปที่ 3.9 แสดงให้เห็นว่าถ้าต้องการแยกวัตถุโดยวิธีการที่สะดวกที่สุดควรจะมีการเลือกวัตถุที่มีสีใกล้เคียงกับสีขาวให้มากที่สุด และเลือกสีพื้นหลังให้ใกล้เคียงกับสีดำให้มากที่สุด ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้มาร์กเกอร์สีขาวเป็นวัตถุที่ต้องการแยกออกจากพื้นหลัง

### 3.5 ขั้นตอนการทำการประมวลผลภาพ



รูปที่ 3.10 แสดงขั้นตอนการทำการประมวลผลภาพของแต่ละเฟรมภาพ

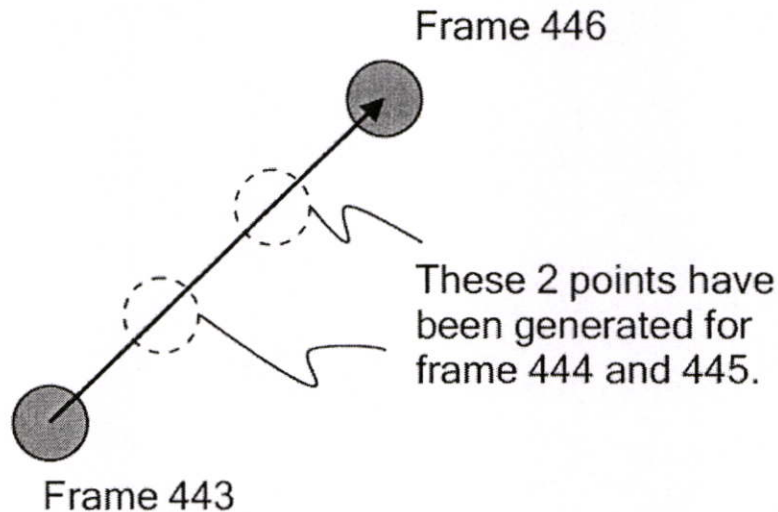
จากรูปที่ 3.10 จะแสดงขั้นตอนการทำการประมวลผลภาพของแต่ละเฟรมภาพมีคำอธิบายโดยละเอียดดังนี้

- 1) แยกเฟรมภาพจากที่ถ่ายจากกล้องวิดีโอที่ส่งมาเป็นรูปภาพแบบ RGB Image
- 2) ทำการเลือกบริเวณ (Crop area) ที่ต้องการแยกวัตถุออกจากพื้นหลัง ในกรณีที่เฟรมที่ 1 ผู้ใช้จะต้องกำหนดจุดศูนย์กลางของบริเวณที่ต้องการเลือกด้วยตัวเอง สำหรับเฟรมตั้งแต่เฟรมที่ 2 เป็นต้นไปจะใช้จุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์เฟรมก่อนหน้าเป็นจุดศูนย์กลางของบริเวณที่ต้องการเลือก (Crop area)
- 3) ทำการเปลี่ยน RGB Image ให้เป็น Grayscale Image โดยใช้ “rgb2gray” ฟังก์ชันใน MATLAB ซึ่งจะได้ผลลัพธ์เป็น Intensity Image
- 4) ทำการกระบวนการ Threshold สำหรับ Grayscale Image โดยใช้ “im2bw” ฟังก์ชัน โดยที่ค่า Threshold T ผู้ใช้สามารถเลือกปรับค่า Threshold ได้ตามความเหมาะสม ทำให้ได้ Binary Image หรือภาพขาวดำที่มีกลุ่มของวัตถุสีขาว ซึ่งอาจจะมีมากกว่า 1 กลุ่ม หรือไม่มีก็ได้
- 5) คำนวณหาจุดศูนย์กลางของวัตถุสีขาว (Centroid) จากภาพขาวดำที่ได้จากข้อ 4 โดยใช้ “regionprops” ฟังก์ชัน ดังนั้นเราก็อาจจะได้ค่าจุดศูนย์กลางของวัตถุสีขาวมากกว่า 1 ชุดหรือไม่ได้เลยก็เป็นไปได้
- 6) นับจำนวนชุดข้อมูลของวัตถุสีขาว ถ้ามี 1 ชุดก็แสดงว่าได้ค่าจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์แล้ว ต่อจากนั้นจึงเก็บค่านี้ไว้ในตัวแปรเพื่อนำมาใช้ต่อไป แต่ถ้ามีมากกว่า 1 ชุด หรือไม่มีก็ให้กลับไปทำการกระบวนการเลือกบริเวณ (Crop area) หรือทำการกระบวนการ Threshold ใหม่อีกครั้ง จนกว่าจะได้ค่าจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์ 1 ชุด แต่ถ้ายังคงมีมากกว่า 1 ชุดก็ให้ผู้ใช้เลือกตำแหน่งมาร์กเกอร์ด้วยตัวเอง หรือถ้าสุดท้ายแล้วยังคงไม่สามารถหาค่าจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์ได้ ก็แสดงว่าเฟรมภาพนี้ไม่มีมาร์กเกอร์ปรากฏอยู่ก็ให้เก็บค่า “NaN” (Not-a-Number) ซึ่งไม่มีค่าเป็นตัวเลข ลงไว้ในตัวแปรเพื่อแสดงว่าเฟรมภาพนี้ไม่มีมาร์กเกอร์

ค่าตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ได้นี้จะเป็นตำแหน่งในเฟรมอ้างอิงรูปภาพ (Image Reference Frame) สำหรับกล้องแต่ละตัวซึ่งจะเป็น 2 มิติ โดยอ้างอิงจากจุด (0,0) ใน Spatial Coordinate ซึ่งจะอยู่บนบนซ้ายของรูปภาพ ค่าที่ได้เหล่านี้จะถูกนำไปใช้ในบทที่ 4 ต่อไป

หลังจากที่ทำการประมวลผลครบทุกเฟรมภาพแล้วเราอาจพบปัญหาที่บางเฟรมภาพไม่มีมาร์กเกอร์ ซึ่งอาจจะมีสาเหตุจากมาร์กเกอร์ถูกบดบัง หรือผู้แสดงเคลื่อนไหวร่างกายเร็วกว่าความสามารถในการตรวจจับของกล้อง (frame per second, fps) สามารถแก้ไขได้โดยตรวจว่าเฟรมไหนที่มีค่า “NaN” แล้วใช้ตำแหน่งสุดท้ายที่ตรวจจับได้เป็นจุดอ้างอิงจุดแรก แล้วจึงหาค่าตำแหน่งใหม่ของมาร์กเกอร์ในเฟรมถัดๆ ไปก็จะได้เป็นจุดอ้างอิงที่ 2 ถัดจากนั้นจึงทำการคำนวณหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์โดยการเฉลี่ยระยะทางที่เปลี่ยนไปกับจำนวนเฟรมที่ไม่มี

ตำแหน่งมาร์กเกอร์ซึ่งจะเป็นตำแหน่งที่อยู่ระหว่างจุดอ้างอิงแรกและจุดอ้างอิงที่ 2 ดังแสดงในรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 แสดงการแก้ไขจุดมาร์กเกอร์ที่ตรวจจับไม่พบ

อย่างไรก็ตามวิธีนี้สามารถช่วยได้ในกรณีที่ไม่สามารถตรวจจับได้น้อยเฟรมเท่านั้นเพราะหากเว้นช่วงไปมากๆ ตำแหน่งอาจเปลี่ยนไปมากจนไม่สามารถตรวจจับได้หรือตรวจจับได้ผิดพลาด ถ้ามีการเคลื่อนไหวระหว่างเฟรมที่ไม่สามารถตรวจจับได้เพียง 2-3 เฟรม การเคลื่อนไหวใน 2-3 เฟรมนั้นมักมีลักษณะเป็นเส้นตรงหรือความแตกต่างของมาร์กเกอร์อ้างอิง 2 จุดที่หามานั้นมีระยะห่างกันน้อยมาก ดังนั้นการสร้างจุดที่หายไปด้วยสมการเส้นตรงจึงให้ผลที่ใกล้เคียงและชัดเจนได้ แต่ในกรณีที่ไม่สามารถตรวจจับได้ในจำนวนเฟรมที่มากๆ นั้น ผู้ใช้ก็ควรเริ่มต้นกระบวนการตรวจจับใหม่

### 3.6 สรุป

ในบทนี้ได้แนะนำถึงรายละเอียดเกี่ยวกับรูปภาพและวิธีการอธิบายรูปภาพที่ใช้ในระบบคอมพิวเตอร์ และได้กล่าวถึงวิธีการประมวลผลภาพโดยใช้วิธีการที่ง่ายๆ ซึ่งวิธีการนี้ก็คือวิธีการ Thresholding และวิธีการนี้จะเป็วิธีการหลักที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ ต่อจากนั้นได้กล่าวถึงวิธีการประมวลผลภาพใน 2 มิติและวิธีการแก้ไขปัญหามักเจอบ่อยในการตรวจจับการเคลื่อนไหว ซึ่งก็คือการที่ในบางเฟรมภาพจะไม่ปรากฏมาร์กเกอร์

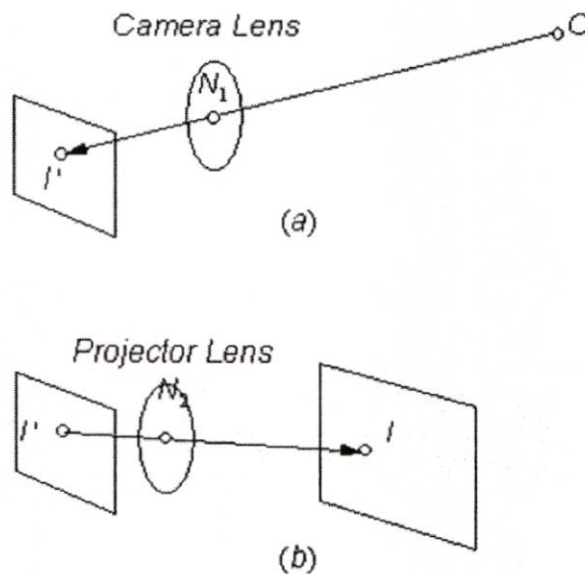
## บทที่ 4

### Direct Linear Transformation (DLT)

หลังจากที่เราได้พิกัดใน 2 มิติจากเฟรมภาพในบทที่ 3 เราจำเป็นต้องนำพิกัดเหล่านั้นมาคำนวณหาพิกัด 3 มิติของมาร์กเกอร์ วิธีที่นิยมใช้ในการวิจัยหรือแม้แต่ในเชิงพาณิชย์และได้มีการนำเสนอมาตั้งแต่ 30 กว่าปีก่อนนั้นได้แก่ วิธี Direct Linear Transformation ต่อไปนี้จะเป็นการกล่าวถึงรายละเอียดและการประยุกต์ใช้งาน ซึ่งจะเป็วิธีหลักที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

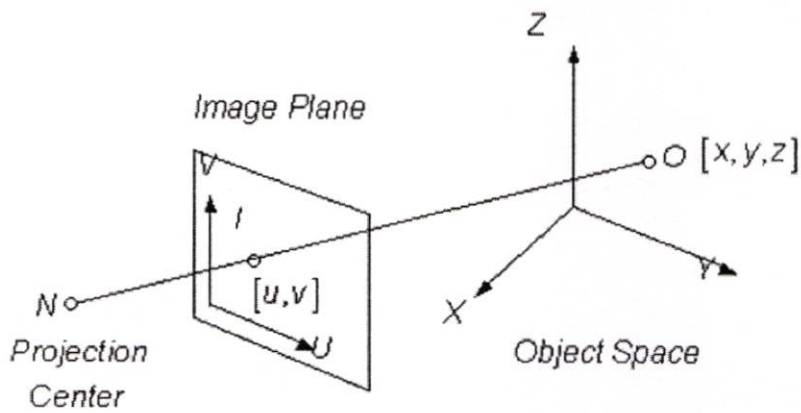
#### 4.1 วิธี Direct Linear Transformation (DLT)

การบันทึกภาพจากกล้องถ่ายรูปคือการแสดงวัตถุที่จุด  $O$  ในอากาศ (Object Space) ที่จุด  $I'$  ในระนาบรูปภาพ (Film Plane) ดังแสดงในรูปที่ 4.1 (a) สำหรับการบันทึกภาพ รูปที่ได้จากกระบวนการก่อนหน้าจะถูกนำมาแสดงอีกครั้งเป็นรูป  $I$  ในระนาบฉายภาพ (Projection Plane) ดังแสดงในรูป 4.1 (b)



รูปที่ 4.1 แสดงกระบวนการฉายภาพจากวัตถุในอากาศลงบนระนาบฉายภาพ

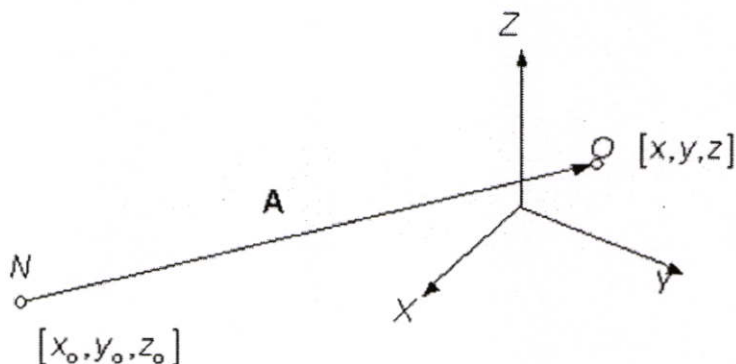
แต่จะให้สะดวกเราสามารถแสดงวัตถุจากอากาศลงบนระนาบฉายภาพได้โดยตรง ดังแสดงในรูปที่ 4.2 วัตถุ  $O$  แสดงเป็นรูป  $I$  ระนาบภาพฉายนี้เรียกว่าระนาบรูปภาพ (Image Plane) จุด  $N$  คือจุดศูนย์กลางการฉายภาพ



รูปที่ 4.2 แสดงกระบวนการฉายภาพลงบนระนาบรูปภาพโดยตรง

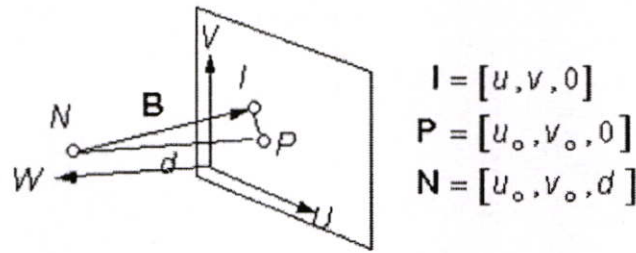
จากรูปที่ 4.2 จะประกอบด้วย 2 เฟรมอ้างอิงคือ เฟรมอ้างอิงวัตถุ (Object-space Reference Frame – XYZ system) และ เฟรมอ้างอิงรูปภาพ (Image Reference Frame – UV system) ในระบบถ่ายภาพ จุด O ในอากาศจะถูกแสดงเป็นรูปภาพบนระนาบรูปภาพ จุด  $[x, y, z]$  จะเป็นพิกัดของจุด O ในอากาศ ขณะที่จุด  $[u, v]$  จะเป็นพิกัดของจุด I ในระนาบรูปภาพ ดังนั้นจุด I, N และ O จะอยู่ในแนวเดียวกัน เราจึงเรียกว่าเงื่อนไขในแนวเดียวกัน (Collinearity Condition) นี้คือหลักการเบื้องต้นของวิธี DLT

กำหนดให้จุดศูนย์กลางการฉายภาพ N ในเฟรมอ้างอิงวัตถุมีพิกัด  $[x_0, y_0, z_0]$  ดังแสดงในรูปที่ 4.3 เวกเตอร์ A จากจุด N ไปจุด O คือ  $[x-x_0, y-y_0, z-z_0]$



รูปที่ 4.3 แสดงเวกเตอร์ A ในเฟรมอ้างอิงวัตถุ

เพิ่มแกน W ในเฟรมอ้างอิงรูปภาพเป็นแกนที่ 3 ทำให้เฟรมอ้างอิงรูปภาพเป็น 3 มิติดังแสดงในรูปที่ 4.4 ค่า W ของจุดบนระนาบรูปภาพมีค่าเป็น 0 เสมอ และจุด I ใน 3 มิติจะมีค่าเป็น  $[u, v, 0]$



รูปที่ 4.4 แสดงระนาบรูปภาพใน 3 มิติ

จุด P ที่เกิดขึ้นใหม่เรียกว่าจุดสำคัญ (Principal Point) ดังแสดงในรูปที่ 4.4 เส้นตรงที่ลากจากจุด N ขนานกับแกน W และตั้งฉากกับระนาบรูปภาพเรียกว่าแกนสำคัญ (Principal Axis) และจุดสำคัญคือจุดที่แกนสำคัญตัดกับระนาบรูปภาพ และระยะสำคัญ (Principal Distance)  $d$  คือระยะระหว่างจุด P กับจุด N กำหนดให้จุดสำคัญมีพิกัดเป็น  $[u_0, v_0, 0]$  จุด N จะมีพิกัดเป็น  $[u_0, v_0, d]$  เวกเตอร์ B ลากจากจุด N ไปยังจุด I จะเป็น  $[u-u_0, v-v_0, -d]$  เนื่องจากจุด I, N และ O อยู่ในแนวเดียวกัน เวกเตอร์ A และ B จะอยู่บนเส้นตรงเดียวกัน เงื่อนไขในแนวเดียวกัน (Collinearity Condition) จะเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$\mathbf{B} = c\mathbf{A} \quad (4.1)$$

เมื่อ  $c$  คือ ค่าคงที่ใด ๆ

A คือ เวกเตอร์ในเฟรมอ้างอิงวัตถุ

B คือ เวกเตอร์ในเฟรมอ้างอิงรูปภาพ

เราจำเป็นต้องอธิบายสิ่งเหล่านี้ในเฟรมอ้างอิงเดียวกัน วิธีหนึ่งก็คือแปลงเวกเตอร์ A ไปยังเฟรมอ้างอิงรูปภาพจะได้

$$\mathbf{T}_{I/O} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{A}^{(I)} = \mathbf{T}_{I/O} \cdot \mathbf{A}^{(O)} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \cdot \mathbf{A}^{(O)} \quad (4.2)$$

เมื่อ  $\mathbf{A}^{(I)}$  คือ เวกเตอร์ A ในเฟรมอ้างอิงรูปภาพ

$\mathbf{A}^{(O)}$  คือ เวกเตอร์ A ในเฟรมอ้างอิงวัตถุ

$\mathbf{T}_{I/O}$  คือ Transformation Matrix จากเฟรมอ้างอิงวัตถุไปยังเฟรมอ้างอิงรูปภาพ

แทนค่าสมการ (4.2) ลงใน (4.1) จะได้

$$\begin{bmatrix} u - u_0 \\ v - v_0 \\ -d \end{bmatrix} = c \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

หรือ

$$\begin{aligned} u - u_0 &= c[r_{11}(x - x_0) + r_{12}(y - y_0) + r_{13}(z - z_0)] \\ v - v_0 &= c[r_{21}(x - x_0) + r_{22}(y - y_0) + r_{23}(z - z_0)] \\ -d &= c[r_{31}(x - x_0) + r_{32}(y - y_0) + r_{33}(z - z_0)] \end{aligned} \quad (4.4)$$

จาก (4.4) จะได้

$$c = \frac{-d}{r_{31}(x - x_0) + r_{32}(y - y_0) + r_{33}(z - z_0)} \quad (4.5)$$

แทนค่าสมการที่ (4.5) ลงใน (4.4) จะได้

$$\begin{aligned} u - u_0 &= -d \frac{r_{11}(x - x_0) + r_{12}(y - y_0) + r_{13}(z - z_0)}{r_{31}(x - x_0) + r_{32}(y - y_0) + r_{33}(z - z_0)} \\ v - v_0 &= -d \frac{r_{21}(x - x_0) + r_{22}(y - y_0) + r_{23}(z - z_0)}{r_{31}(x - x_0) + r_{32}(y - y_0) + r_{33}(z - z_0)} \end{aligned} \quad (4.6)$$

ค่า  $u$ ,  $v$ ,  $u_0$ ,  $v_0$  ในสมการ (4.6) เป็นค่าของพิกัดรูปภาพที่มีขนาดความยาวจริงในหน่วยที่กำหนด เช่น หน่วยมิลลิเมตร ในความเป็นจริงระบบการวัดขนาดอาจมีหน่วยอื่น ๆ เช่น พิกเซล (Pixel) สมการที่ (4.6) จะกลายเป็น

$$\begin{aligned} u - u_0 &\Rightarrow \lambda_u (u - u_0) \\ v - v_0 &\Rightarrow \lambda_v (v - v_0) \\ u - u_0 &= \frac{-d}{\lambda_u} \frac{r_{11}(x - x_0) + r_{12}(y - y_0) + r_{13}(z - z_0)}{r_{31}(x - x_0) + r_{32}(y - y_0) + r_{33}(z - z_0)} \\ v - v_0 &= \frac{-d}{\lambda_v} \frac{r_{21}(x - x_0) + r_{22}(y - y_0) + r_{23}(z - z_0)}{r_{31}(x - x_0) + r_{32}(y - y_0) + r_{33}(z - z_0)} \end{aligned} \quad (4.7)$$

เมื่อ  $[\lambda_u, \lambda_v]$  คือแฟกเตอร์การแปลงหน่วยของแกน  $U$  และ  $V$

จากนี้เอง  $u, v, u_0, v_0$  ในสมการ (4.7) จะเป็นหน่วยอะไรก็ได้ เราสามารถจัดสมการ (4.7) ให้อยู่ในรูปใหม่สำหรับหาค่า  $x, y$  และ  $z$  ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} u &= \frac{L_1x + L_2y + L_3z + L_4}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1} \\ v &= \frac{L_5x + L_6y + L_7z + L_8}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1} \end{aligned} \quad (4.8)$$

เมื่อ

$$\begin{aligned} [d_u, d_v] &\equiv \left[ \frac{d}{\lambda_u}, \frac{d}{\lambda_v} \right] \\ D &\equiv -(x_0r_{31} + y_0r_{32} + z_0r_{33}) \\ L_1 &= \frac{u_0r_{31} - d_ur_{11}}{D} \\ L_2 &= \frac{u_0r_{32} - d_ur_{12}}{D} \\ L_3 &= \frac{u_0r_{33} - d_ur_{13}}{D} \\ L_4 &= \frac{(d_ur_{11} - u_0r_{31})x_0 + (d_ur_{12} - u_0r_{32})y_0 + (d_ur_{13} - u_0r_{33})z_0}{D} \\ L_5 &= \frac{v_0r_{31} - d_vr_{21}}{D} \\ L_6 &= \frac{v_0r_{32} - d_vr_{22}}{D} \\ L_7 &= \frac{v_0r_{33} - d_vr_{23}}{D} \\ L_8 &= \frac{(d_vr_{21} - v_0r_{31})x_0 + (d_vr_{22} - v_0r_{32})y_0 + (d_vr_{23} - v_0r_{33})z_0}{D} \\ L_9 &= \frac{r_{31}}{D} \\ L_{10} &= \frac{r_{32}}{D} \\ L_{11} &= \frac{r_{33}}{D} \end{aligned}$$

ค่าสัมประสิทธิ์  $L_1$  ถึง  $L_{11}$  ในสมการ (4.8) เรียกว่า **DLT Parameters** ซึ่งเป็นความสัมพันธ์ระหว่างเฟรมอ้างอิงวัตถุกับเฟรมอ้างอิงรูปภาพ

## 4.2 วิธี DLT 3 มิติ (3-D DLT Method)

สมการที่ (4.8) เป็นสมการ DLT มาตรฐานของ DLT 3 มิติ เราสามารถเพิ่มค่าความผิดพลาดเนื่องจากตัวเลนส์เข้าไปได้ดังนี้

$$\begin{aligned} u - \Delta u &= \frac{L_1x + L_2y + L_3z + L_4}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1} \\ v - \Delta v &= \frac{L_5x + L_6y + L_7z + L_8}{L_9x + L_{10}y + L_{11}z + 1} \end{aligned} \quad (4.9)$$

เมื่อ  $[\Delta u, \Delta v]$  คือค่าความผิดพลาดของเลนส์

ค่าความผิดพลาดของเลนส์เขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$\begin{aligned} \Delta u &= \xi(L_{12}r^2 + L_{13}r^4 + L_{14}r^6) + L_{15}(r^2 + 2\xi^2) + L_{16}\xi\eta \\ \Delta v &= \eta(L_{12}r^2 + L_{13}r^4 + L_{14}r^6) + L_{15}\eta\xi + L_{16}(r^2 + 2\eta^2) \end{aligned} \quad (4.10)$$

$$\begin{aligned} \text{เมื่อ } [\xi, \eta] &= [u - u_0, v - v_0] \\ r^2 &= \xi^2 + \eta^2 \end{aligned}$$

จะเห็นว่า มีตัวแปรเพิ่มขึ้นมา 5 ตัว ประกอบด้วย  $L_{12} - L_{14}$  คือค่า Optical Distortion ของเลนส์ และ  $L_{15} - L_{16}$  คือค่า De-centering Distortion ของเลนส์

สมการที่ (4.8) และ (4.9) แสดงให้เห็นว่า จะต้องมีตัวแปรอย่างน้อย 11 ตัว เพื่อที่จะคำนวณหาค่าพิกัดใน 3 มิติของมาร์กเกอร์ได้ และถ้าต้องการความแม่นยำมากขึ้นก็ควรจะใช้ตัวแปรที่มากขึ้น อย่างไรก็ตาม ค่าความผิดพลาดของเลนส์มักไม่นำมาพิจารณาในวิธีการ DLT [5]

## 4.3 Camera Calibration

สมการที่ (4.9) จะเป็นสมการสำหรับกล้องแต่ละตัว เราสามารถกระจายได้ดังนี้

$$\begin{aligned} x_iL_1 + y_iL_2 + z_iL_3 + L_4 - u_ix_iL_9 - u_iy_iL_{10} - u_iz_iL_{11} &= u_i \\ x_iL_5 + y_iL_6 + z_iL_7 + L_8 - v_ix_iL_9 - v_iy_iL_{10} - v_iz_iL_{11} &= v_i \end{aligned} \quad (4.11)$$

ในกรณีที่เรามี N Calibration Points ซึ่งเราทราบค่าพิกัดใน 3 มิติ และทราบค่าพิกัดในเฟรมอ้างอิงรูปภาพ (2 มิติ) เราจะได้สมการในรูปเมตริกซ์ดังนี้

$$\begin{bmatrix}
 x_1 & y_1 & z_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_1x_1 & -u_1y_1 & -u_1z_1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & z_1 & 1 & -v_1x_1 & -v_1y_1 & -v_1z_1 \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\
 x_N & y_N & z_N & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_Nx_N & -u_Ny_N & -u_Nz_N \\
 0 & 0 & 0 & 0 & x_N & y_N & z_N & 1 & -v_Nx_N & -v_Ny_N & -v_Nz_N
 \end{bmatrix}
 \begin{bmatrix}
 L_1 \\
 L_2 \\
 L_3 \\
 L_4 \\
 L_5 \\
 L_6 \\
 L_7 \\
 L_8 \\
 L_9 \\
 L_{10} \\
 L_{11}
 \end{bmatrix}
 =
 \begin{bmatrix}
 u_1 \\
 v_1 \\
 u_2 \\
 v_2 \\
 \cdot \\
 \cdot \\
 \cdot \\
 \cdot \\
 \cdot \\
 \cdot \\
 u_N \\
 v_N
 \end{bmatrix}
 \quad (4.12)$$

จากสมการ (4.12) จะมีตัวแปรไม่ทราบค่า 11 ตัว และแต่ละ Calibration Point จะสร้างสมการได้ 2 สมการ ดังนั้นเราต้องการอย่างน้อย 6 Calibration Points เพื่อที่จะมีสมการอย่างน้อย 12 สมการ จึงจะแก้สมการนี้ได้ ปัญหานี้เรียกชื่อโดยทั่วไปว่า “Overdetermined Problem” ถ้าต้องการให้มีข้อผิดพลาดน้อยลงก็ควรที่จะเพิ่ม Calibration Point ให้มากขึ้น

เราสามารถแก้สมการหาค่า  $L_i$  โดยใช้วิธี Least Square ประมาณค่าโดยใช้ Pseudo-inverse เข้ามาช่วย สมการ (4.12) สามารถเขียนให้อยู่ในรูปใหม่ได้

$$\mathbf{AL} = \mathbf{b} \quad (4.13)$$

เมื่อ  $\mathbf{A}$  คือ เมตริกซ์ขนาด  $2N \times 11$

$\mathbf{L}$  คือ เวกเตอร์ขนาด  $11 \times 1$ ,  $\mathbf{L} = (L_1, \dots, L_{11})^T$

$\mathbf{b}$  คือ เวกเตอร์ขนาด  $2N \times 1$

เพื่อคำนวณหาค่า  $\mathbf{L}$  เราจะได้

$$\mathbf{AL} = \mathbf{b}$$

$$(\mathbf{A}^T \mathbf{A})\mathbf{L} = \mathbf{A}^T \mathbf{b}$$

$$(\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} (\mathbf{A}^T \mathbf{A})\mathbf{L} = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{b}$$

จะได้

$$\mathbf{L} = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{b} \quad (4.14)$$

โดยทั่วไปจะเรียกพจน์  $(\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T$  ว่า Pseudo-inverse ของเมตริกซ์  $\mathbf{A}$  และ

ใช้สัญลักษณ์เป็น  $A+$  ใน MATLAB จะใช้ฟังก์ชัน “pinv” ในการแก้ปัญหานี้ และยังสามารถใช้ “\” operator ในการแก้ปัญหา Overdetermined ได้เช่นกัน สำหรับค่า  $L$  ที่หาได้นี้จะเป็นค่าเฉพาะของกล้องแต่ละตัวในแต่ละตำแหน่ง ดังนั้นถ้ามีการขยับหรือเคลื่อนกล้องจะต้องทำการหาค่า  $L$  ใหม่ทุกครั้ง ซึ่งก็หมายถึงต้องทำการ Calibration ใหม่ทุกครั้ง เราจึงกล่าวได้ว่าวิธีการ Calibration โดยวิธีการ DLT ก็คือการคำนวณหาค่า DLT parameters นั้นเอง

การประเมินค่าความผิดพลาดจากการ Calibration (Calibration Error) ของกล้องแต่ละตัว จะหาได้จากสมการต่อไปนี้

$$\begin{aligned}\varepsilon_u &= (u_i - \Delta u_i) - \frac{L_1 x_i + L_2 y_i + L_3 z_i + L_4}{L_9 x_i + L_{10} y_i + L_{11} z_i + 1} \\ \varepsilon_v &= (v_i - \Delta v_i) - \frac{L_5 x_i + L_6 y_i + L_7 z_i + L_8}{L_9 x_i + L_{10} y_i + L_{11} z_i + 1} \\ \varepsilon_c &= \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{\varepsilon_u^2 + \varepsilon_v^2}\end{aligned}\quad (4.15)$$

เมื่อ  $\varepsilon_c$  คือ ค่าความผิดพลาดจากการ Calibration

#### 4.4 การคำนวณหาพิกัดของวัตถุใน 3 มิติ (3D Reconstruction)

ในขั้นตอนนี้คือการคำนวณหาพิกัดของวัตถุใน 3 มิติโดยใช้ DLT parameters จากหัวข้อ 4.3 ซึ่งเราจะต้องมีกล้องและ DLT parameters อย่างน้อย 2 ชุดขึ้นไป จากสมการ (4.8) นำมาจัดรูปใหม่จะได้

$$\begin{bmatrix} uL_9 - L_1 & uL_{10} - L_2 & uL_{11} - L_3 \\ vL_9 - L_5 & vL_{10} - L_6 & vL_{11} - L_7 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_4 - u \\ L_8 - v \end{bmatrix}\quad (4.16)$$

จากสมการ (4.16) จะเห็นว่ามี 3 ตัวแปรแต่มีเพียง 2 สมการ ดังนั้นเราจึงต้องจำเป็นที่ต้องมีอย่างน้อย 4 สมการจึงจะสามารถคำนวณหาค่าของ 3 ตัวแปรกระจายสมการ (4.16) สำหรับกล้อง  $m$  ตัวจะได้

$$\begin{bmatrix} u^{(1)}L_9^{(1)} - L_1^{(1)} & u^{(1)}L_{10}^{(1)} - L_2^{(1)} & u^{(1)}L_{11}^{(1)} - L_3^{(1)} \\ v^{(1)}L_9^{(1)} - L_5^{(1)} & v^{(1)}L_{10}^{(1)} - L_6^{(1)} & v^{(1)}L_{11}^{(1)} - L_7^{(1)} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ u^{(m)}L_9^{(m)} - L_1^{(m)} & u^{(m)}L_{10}^{(m)} - L_2^{(m)} & u^{(m)}L_{11}^{(m)} - L_3^{(m)} \\ v^{(m)}L_9^{(m)} - L_5^{(m)} & v^{(m)}L_{10}^{(m)} - L_6^{(m)} & v^{(m)}L_{11}^{(m)} - L_7^{(m)} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_4^{(1)} - u^{(1)} \\ L_8^{(1)} - v^{(1)} \\ \cdot \\ \cdot \\ L_4^{(m)} - u^{(m)} \\ L_8^{(m)} - v^{(m)} \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

จากสมการ (4.17) เราจะสามารถคำนวณหาพิกัด  $x, y, z$  ใน 3 มิติก็ต่อเมื่อเรามีกล้องอย่างน้อย 2 ตัวขึ้นไป (มีสมการอย่างน้อย 4 สมการ) ปัญหาที่เกิดขึ้นก็เป็นปัญหาแบบ Overdetermined เช่นเดียวกับในหัวข้อ 4.3 ดังนั้นจึงต้องใช้วิธี Least Square ในการแก้สมการ

ค่าความผิดพลาดจากการคำนวณหาพิกัดของวัตถุใน 3 มิติ (3D Reconstruction Error) คือ ค่าความผิดพลาดของพิกัดที่คำนวณได้ที่แตกต่างจากค่าที่แท้จริงหาได้จาก

$$\begin{aligned} \varepsilon_{x_i} &= x_r - x_i \\ \varepsilon_{y_i} &= y_r - y_i \\ \varepsilon_{z_i} &= z_r - z_i \\ \varepsilon_r &= \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{\varepsilon_{x_i}^2 + \varepsilon_{y_i}^2 + \varepsilon_{z_i}^2} \end{aligned} \quad (4.18)$$

เมื่อ  $\varepsilon_r$  คือ ค่าความผิดพลาดจากการคำนวณหาพิกัดของวัตถุใน 3 มิติ (3D Reconstruction Error)

$[x_r, y_r, z_r]$  คือ ค่าพิกัดของวัตถุใน 3 มิติที่ได้จากการคำนวณ

$[x_i, y_i, z_i]$  คือ ค่าพิกัดของวัตถุใน 3 มิติที่ทราบค่า

## 4.5 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงที่มาของวิธี Direct Linear Transformation สมการพื้นฐานรวมถึงวิธีการนำไปประยุกต์ใช้ โดยเริ่มตั้งแต่หา DLT parameters แล้วจึงนำค่านี้ไปคำนวณหาพิกัดใน 3 มิติของมาร์กเกอร์โดยจะต้องอาศัยพิกัดของมาร์กเกอร์ใน 2 มิติที่ได้จากบทที่ 3 มาทำการคำนวณ รวมทั้งได้แสดงวิธีการคำนวณหาความผิดพลาดของตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่คำนวณได้จากวิธีนี้เทียบกับตำแหน่งที่แท้จริง ต่อจากนั้นจึงนำพิกัดใน 3 มิติที่คำนวณได้ไปวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ในบทที่ 5 ต่อไป

## บทที่ 5

# การวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ (Kinematics Analysis)

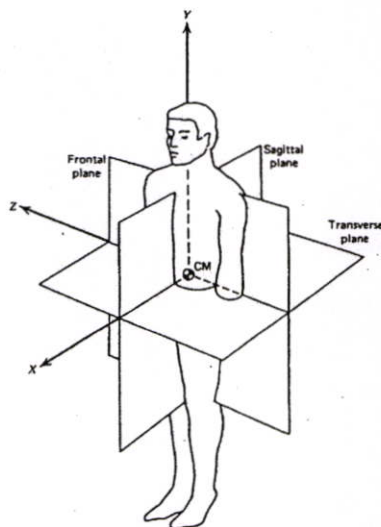
การวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ (Kinematics Analysis) ของชิ้นส่วนขาจะใช้ข้อมูลตำแหน่งของมาร์กเกอร์ใน 3 มิติที่คำนวณได้จากบทที่ 4 โดยตำแหน่งเหล่านี้จะอยู่ใน Global Reference System (GRS) ซึ่งเป็นพิกัดของบริเวณที่เราใช้วัด จุดประสงค์ของบทนี้ก็คือแปลงพิกัดเหล่านี้ไปเป็นพิกัดของอวัยวะเพื่อทำการวิเคราะห์จลนศาสตร์ต่อไป

### 5.1 ระบบแกน (Axis Systems)

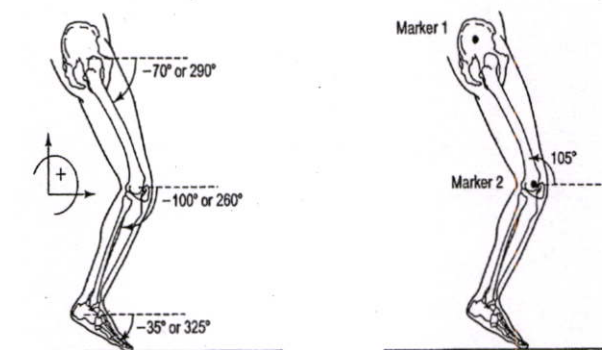
มีระบบแกนที่ต้องแนะนำ อันแรกก็คือ GRS ซึ่งได้แนะนำไปแล้ว มาร์กเกอร์ที่ติดตามส่วนต่างๆ ของอวัยวะจะสร้างเป็นระบบแกนของมาร์กเกอร์ ซึ่งเรียกว่า Local Reference System (LRS) สำหรับแต่ละชิ้นส่วนอวัยวะ สำหรับ LRS อันที่ 2 ก็คือระบบแกนของอวัยวะ (Anatomical Axis System) ซึ่งโครงสร้างจะอ้างอิงกับระบบแกนนี้

#### 5.1.1 Global Reference System

โดยทั่วไปในห้องปฏิบัติการหลายๆ แห่งมักจะกำหนดตำแหน่งของกล้องโดยไม่มีการเคลื่อนย้ายเพื่อที่จะไม่ต้องทำการ Calibration บ่อยๆ แต่อย่างไรก็ตามก็อาจจะต้องมีการจัดกล้องใหม่เพื่อความสะดวกในการตรวจจับภาพ ดังนั้นจึงต้องมีการทำ Calibration เพื่อหา GRS หลังจากการทำ Calibration เสร็จแล้วต้องคอยระมัดระวังไม่ให้มีการเคลื่อนที่ของกล้อง



รูปที่ 5.1 แสดงนิยามของระนาบของร่างกายที่ใช้ในการศึกษาด้าน Biomechanics



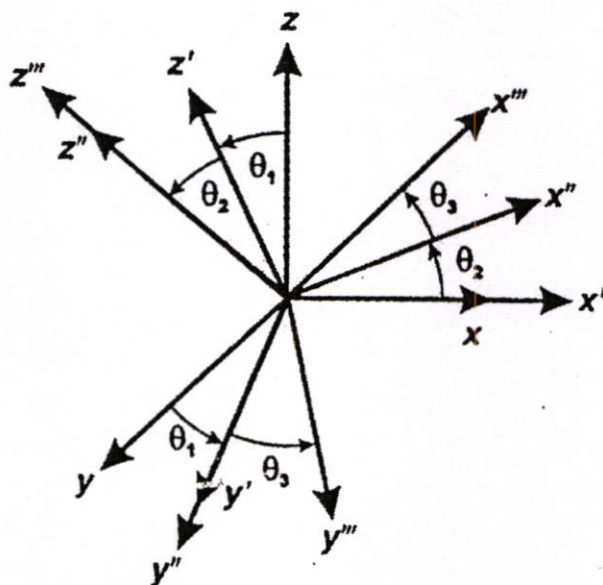
รูปที่ 5.2 แสดงการวัดมุมในระนาบของขี้นส่วนขา

ในการวิเคราะห์ทาง จลนศาสตร์ (Kinematics) และ จลนพลศาสตร์ (Kinetics) ร่างกายมนุษย์มักจะนิยมแสดงผลออกมาบนระนาบถึงแม้ว่าจะมีการคำนวณผลได้ใน 3 มิติ ซึ่งระนาบต่างๆ และลักษณะการวางระนาบของร่างกายมนุษย์จะเป็นไปตามรูปที่ 5.1 ประกอบด้วย Frontal Plane (YZ), Sagittal Plane (XY) และ Transverse Plane (XZ) การวางแกนของ GRS ในลักษณะนี้จะเป็นวางแกนที่ใช้ในการศึกษาด้าน Biomechanics เป็นส่วนใหญ่ ดังนั้นวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้วางแกนและวัดค่าต่างๆ เป็นไปตามลักษณะดังรูปที่ 5.1 นอกจากนี้ในวิทยานิพนธ์นี้จะแสดงผลการวัดมุมของขี้นส่วนของขาใน Sagittal Plane (XY) โดยการวัดมุมในที่นี้จะเป็นการวัดมุมเทียบกับแนวระดับ ถ้าวัดไปในทิศทางทวนเข็มนาฬิกาจะเป็นมุมบวกแต่ถ้าตามเข็มนาฬิกาจะเป็นมุมลบดังแสดงในรูปที่ 5.2

### 5.1.2 Local Reference System และ การหมุนแกน (Rotation of Axes)

ในแต่ละอวัยวะ Anatomical Axis System จะถูกกำหนดที่จุดศูนย์กลางมวลของอวัยวะ (Center of Mass, COM) โดยแกน y จะเป็นแนวยาวของอวัยวะ สำหรับระบบแกนอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับอวัยวะจะใช้มาร์กเกอร์เป็นตัวช่วยสร้าง เราต้องการทำการแปลงพิกัด 2 การแปลง (Transformation) เพื่อแปลงจาก GRS เป็น Marker Axis System และแปลงจากมาร์กเกอร์เป็น Anatomical Axis System รูปที่ 5.3 แสดงการหมุนของแกน โดยระบบแกน x, y, z จำเป็นต้องมีการหมุนไปเป็นระบบแกน  $x''$ ,  $y''$ ,  $z''$  ระบบการหมุนนั้นมีมากมาย แต่เราจะเลือกใช้ระบบ คาร์แดน (Cardan) x-y-z ซึ่งเป็นระบบทั่วไปที่นิยมใช้กันในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) ระบบนี้จะเริ่มด้วยการหมุนแกน x ก่อนแล้วจึงหมุนรอบแกน y จนสุดท้ายจึงหมุนแกน z การหมุนรอบแกน x เป็นมุม  $\theta_1$  เราจะได้แกน  $x'$ ,  $y'$ ,  $z'$  เนื่องจากเราหมุนรอบแกน x ดังนั้น x จะไม่เปลี่ยนดังนั้น  $x' = x$  แกน y จะเปลี่ยนเป็น  $y'$  และแกน z จะเปลี่ยนเป็น  $z'$  การหมุนครั้งที่ 2 จะหมุนรอบแกน  $y'$  เป็นมุม  $\theta_2$  เราจะได้  $x''$ ,  $y''$ ,  $z''$  เนื่องจากการหมุนรอบ

แกน  $y'$  ดังนั้น  $y'' = y'$  และการหมุนครั้งสุดท้ายจะเป็นการหมุนรอบแกน  $z''$  เป็นมุม  $\theta_3$  เราจะได้แกน  $x''', y''', z'''$



รูปที่ 5.3 ระบบคาร์แดนของการหมุนรอบแกน  $x, y, z$

กำหนดให้เรามีจุดซึ่งมีพิกัด  $x_0, y_0, z_0$  อยู่บนระบบแกน  $x, y, z$  และจุดเดียวกันนี้จะเปลี่ยนเป็น  $x_1, y_1, z_1$  ในระบบแกน  $x', y', z'$  หลังจากการหมุนเป็นมุม  $\theta_1$  รอบแกน  $z$  เราจะได้

$$\begin{aligned}x_1 &= x_0 \\y_1 &= y_0 \cos \theta_1 + z_0 \sin \theta_1 \\z_1 &= -y_0 \sin \theta_1 + z_0 \cos \theta_1\end{aligned}$$

เราจะใช้ตัวย่อ  $s_1 = \sin \theta_1$  และ  $c_1 = \cos \theta_1$  ในเมตริกซ์ และ  $[\Phi_1]$  เป็นเมตริกซ์ของการแปลงพิกัด (Transformation Matrix) ของการหมุนรอบแกน  $z$  ซึ่งจะได้ว่า

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c_1 & s_1 \\ 0 & -s_1 & c_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = [\Phi_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

หลังจากการหมุนครั้งที่ 2 เป็นมุม  $\theta_2$  รอบแกน  $y'$  จุดนี้จะกลายเป็นพิกัดใหม่  $x_2, y_2, z_2$  ในระบบแกน  $x'', y'', z''$  และ  $[\Phi_2]$  เป็นเมตริกซ์ของการแปลงพิกัด ของการหมุนรอบแกน  $y'$  เราจะได้

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2 & 0 & -s_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ s_2 & 0 & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = [\Phi_2] \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

สุดท้ายจะเป็นการหมุนเป็นมุม  $\theta_3$  รอบแกน  $z''$  จุดนี้จะกลายเป็นพิกัดใหม่  $x_3, y_3, z_3$  ในระบบแกน  $x''', y''', z'''$  และ  $[\Phi_3]$  เป็นเมตริกซ์ของการแปลงพิกัดของการหมุนรอบแกน  $z''$  เราจะได้

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_3 & s_3 & 0 \\ -s_3 & c_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = [\Phi_3] \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

นำสมการที่ (5.1), (5.2) และ (5.3) มารวมกันจะได้

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = [\Phi_3][\Phi_2][\Phi_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (5.4)$$

สำหรับสมการที่ (5.4) นั้นเนื่องจากเมตริกซ์ไม่มีคุณสมบัติสลับที่สำหรับการคูณคือ  $[\Phi_1][\Phi_2] \neq [\Phi_2][\Phi_1]$  และเราต้องทำการคูณตามลำดับของการแปลงคือต้องคูณ  $[\Phi_1]$  ก่อนแล้วจึงเป็น  $[\Phi_2]$  สุดท้ายจึงเป็น  $[\Phi_3]$  สมการที่ (5.4) จะเป็น

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2c_3 & s_3c_1 + s_1s_2c_3 & s_1s_3 - c_1s_2c_3 \\ -c_2s_3 & c_1c_3 - s_1s_2s_3 & s_1c_3 + c_1s_2s_3 \\ s_2 & -s_1c_2 & c_1c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

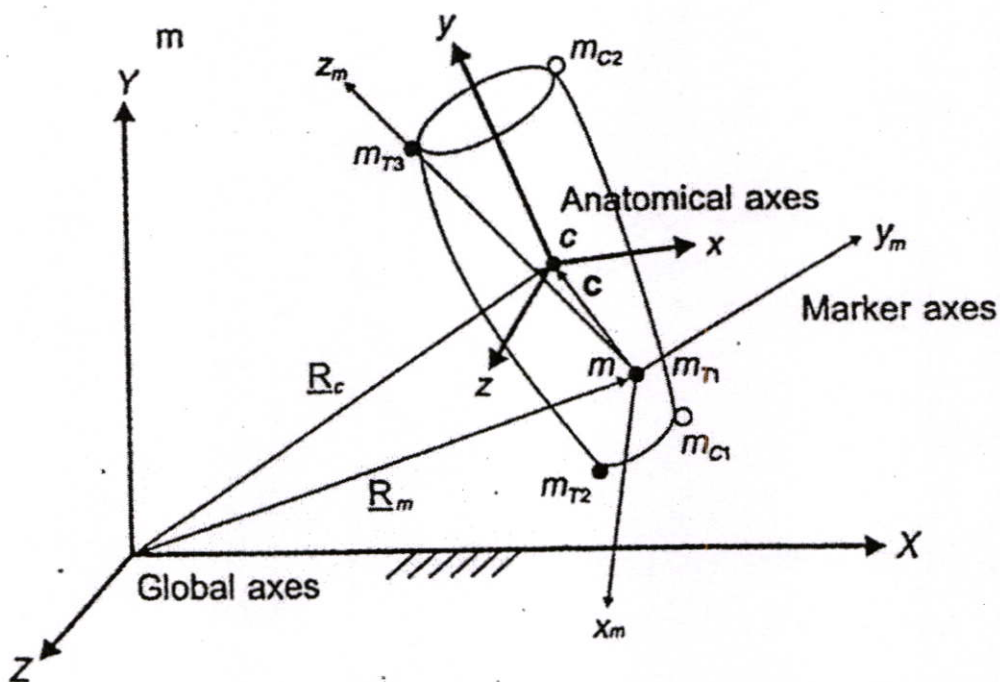
### 5.1.3 ระบบการหมุนแบบอื่นๆ

ในทางทฤษฎีจะมีการหมุนที่เป็นไปได้ทั้งหมด 12 แบบซึ่งนำเสนอโดยนักคณิตศาสตร์ชาวสวิสชื่อว่า Leonhard Euler (1707-1783) จากที่อธิบายแล้วคือระบบคาร์แดน (Cardan) ซึ่งจะใช้โดยทั่วไปในชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) ขณะที่ระบบการหมุน  $z-x-z$  ซึ่งมีชื่อว่าระบบออยเลอร์ (Euler) มักจะนิยมใช้ในการศึกษาทางวิศวกรรมเครื่องกล ต่อไปนี้เป็นระบบแกนที่เป็นไปได้ทั้งหมด

$$\begin{array}{cccc} x - y' - x'' & x - y' - z'' \text{ (คาร์แดน)} & x - z' - x'' & x - z' - y'' \\ y - x' - y'' & y - x' - z'' & y - z' - x'' & y - z' - y'' \\ z - x' - y'' & z - x' - z'' \text{ (ออยเลอร์)} & z - y' - x'' & z - y' - z'' \end{array}$$

## 5.2 Marker และ Anatomical Axes Systems

ในหัวข้อนี้จะอธิบายถึงการแปลงพิกัด  $x, y, z$  ของมาร์กเกอร์จาก GRS ไปเป็นระบบแกนของอวัยวะจากรูปที่ 5.4 แสดงระบบแกนที่เกี่ยวข้องโดย COM จะอยู่ที่จุด  $c$  และเป็นที่ตั้งของแกน  $x-y-z$  สำหรับ GRS จะมีระบบแกนเป็น  $X-Y-Z$  ขึ้นอยู่กับระบบแกนของกล้องของเราที่ได้ทำการ Calibration ระบบแกนอีกอันหนึ่งคือ  $x_m - y_m - z_m$  เป็นระบบแกนของมาร์กเกอร์ ในการวิเคราะห์ใน 3 มิติ นั้นจะต้องมีมาร์กเกอร์อย่างน้อย 3 ชิ้นต่อ 1 ชิ้นส่วนอวัยวะ มาร์กเกอร์จะต้องไม่อยู่ในแนวเดียวกัน (Collinear) มาร์กเกอร์จะทำให้เกิดระนาบใน 3 มิติ ดังแสดงในรูป 5.4 ซึ่งจะประกอบไปด้วยมาร์กเกอร์  $m_{T1}, m_{T2}$  และ  $m_{T3}$  เราจะกำหนดให้ระนาบนี้ประกอบด้วยแกน  $x_m$  และ  $z_m$  เราสามารถเลือกมาร์กเกอร์ตัวไหนก็ได้เป็นจุดกำเนิดของระบบแกนของมาร์กเกอร์ ในที่นี้เราจะเลือก  $m_{T1}$  เป็นจุดกำเนิดของระบบแกนมาร์กเกอร์และตั้งชื่อว่าจุด  $m$  เส้นตรงระหว่าง  $m_{T1}$  และ  $m_{T3}$  จะกำหนดให้เป็นแกน  $z_m$  แกน  $y_m$  จะตั้งฉากกับระนาบของมาร์กเกอร์ และแกน  $x_m$  จะตั้งฉากกับระนาบที่เกิดจากแกน  $y_m - z_m$  ซึ่งจะเป็นไปตามกฎมือขวา

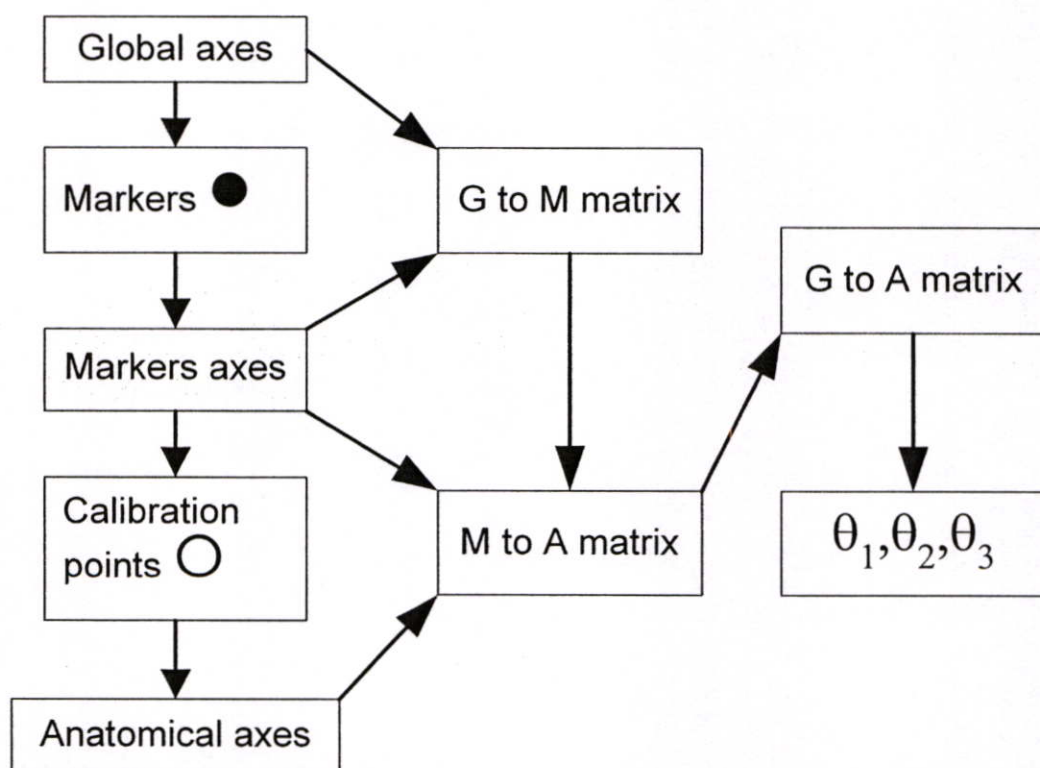


รูปที่ 5.4 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ และ พิกัดของอวัยวะ

ในขั้นตอน Anatomical Calibration เราจะต้องหาความสัมพันธ์ระหว่างระบบแกนของมาร์กเกอร์  $x_m - y_m - z_m$  และระบบแกนของอวัยวะ  $x - y - z$  กระบวนการนี้เราต้องใช้มาร์กเกอร์พิเศษที่เรียกว่า Calibration มาร์กเกอร์ ( $m_{C1}$  และ  $m_{C2}$ ) ซึ่งจะติดชั่วคราวบนอวัยวะที่เราต้องการหาตำแหน่งของกระดูก ดังนั้นตำแหน่งที่ติดจะต้องแน่ใจว่าสามารถสร้างพิกัดของอวัยวะ

ได้ถูกต้องและเหมาะสม จากรูปที่ 5.4 จะแสดงจุดติดตั้ง Calibration มาร์กเกอร์บนชิ้นส่วนขาที่อ่อน  
 ล่าง ผู้แสดงจะต้องยืนอยู่นิ่งๆ เป็นช่วงเวลาสั้นๆ เพื่อตรวจจับตำแหน่งของมาร์กเกอร์และ  
 Calibration มาร์กเกอร์ แคนตามแนวยาวของขา (แกน  $y$ ) จะเป็นแนวเชื่อมต่อระหว่างข้อเท้า (จุด  
 ศูนย์กลางระหว่าง  $m_{T2}$  และ  $m_{C1}$ ) และหัวเข่า (จุดศูนย์กลางระหว่าง  $m_{T3}$  และ  $m_{C2}$ ) แคน  $y$   
 และเส้นตรงระหว่าง  $m_{T2}$  และ  $m_{C1}$  จะตั้งฉากกันทำให้เกิดระนาบขึ้น เส้นตรงนี้ก็คือแกน  $x$   
 สำหรับแกน  $z$  จะเป็นเส้นตรงตั้งฉากกับกับระนาบ  $x$ - $y$  เราก็จะได้พิกัด  $x-y-z$  (อวัยวะ) ซึ่ง  
 เป็นไปตามกฎมือขวา พิกัดนี้จะมีความสัมพันธ์กับมาร์กเกอร์ ตำแหน่งของจุดศูนย์กลางมวลของ  
 ขาก็จะอยู่ตามแนวแกน  $y$  ระหว่างหัวเข่ากับข้อเท้า เราก็จะทราบขนาดของเวกเตอร์  $c$  ซึ่งลากจาก  
 จุด  $m$  (จุดกำเนิดของพิกัดของมาร์กเกอร์) ไปยังจุด  $c$  หลังจากทำสำเร็จแล้วเราสามารถถอด  
 Calibration มาร์กเกอร์ออกได้ โดยที่พิกัดของมาร์กเกอร์จะไม่มีเปลี่ยนแปลงเมื่อเทียบกับพิกัด  
 ของอวัยวะตลอดการตรวจจับ

ในห้องปฏิบัติการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเป็นไปไม่ได้ที่จะติด Calibration มาร์กเกอร์  
 ให้แก่ผู้ป่วยได้ทุกคนดังนั้นจึงต้องมีการเก็บรวบรวมค่าต่างๆ ที่เกี่ยวกับอวัยวะไว้เช่น ขนาด  
 เส้นผ่าศูนย์กลางของหัวเข่า, ข้อเท้าไว้เพื่อเป็นค่ากลางเพื่อนำมาใช้ภายหลัง ซึ่งเรียกว่า  
 Anthropometric Measures ทำให้ผู้วิเคราะห์สามารถคำนวณหาระยะจากมาร์กเกอร์ไปยังแนว  
 กึ่งกลางของอวัยวะได้ ก็คือหาจุดของหัวเข่ากับข้อเท้านั่นเอง



รูปที่ 5.5 แสดงขั้นตอนการหาค่ามุม  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$

จากรูปที่ 5.5 เราจะมีเมตริกซ์ 2 ตัวที่เกี่ยวข้องคือ [G to M] มีขนาด  $3 \times 3$  เป็นเมตริกซ์การหมุนจาก GRS ไปยังพิกัดของมาร์กเกอร์ ( $x_m - y_m - z_m$ ) เมตริกซ์นี้จะสัมพันธ์กับเวลาและเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลาเมื่อเทียบกับ GRS เมตริกซ์อีกตัวคือ [M to A] มีขนาด  $3 \times 3$  เป็นเมตริกซ์การหมุนจากพิกัดของมาร์กเกอร์ไปยังพิกัดของอวัยวะ เมตริกซ์นี้จะคงที่ตลอดกระบวนการตรวจจับ เมื่อนำเมตริกซ์ทั้ง 2 ตัวมาคูณกันก็จะได้เมตริกซ์ [G to A] ซึ่งขึ้นกับเวลาทำให้สามารถคำนวณหามุม  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  ได้ เมตริกซ์บอกถึงการแปลงจาก GRS ไปยังพิกัดของอวัยวะ

อย่างไรก็ตามกระบวนการในรูปที่ 5.5 ยังไม่เสร็จสิ้น เราต้องการคำนวณหาการเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางมวลของอวัยวะ (COM) ซึ่งก็คือจุด c ตามเวลาที่เปลี่ยนไป จุด c เป็นจุดปลายของเวกเตอร์  $R_c$  ซึ่งมีค่าเท่ากับ  $R_m + c$  เวกเตอร์  $R_m$  เป็นตำแหน่งของมาร์กเกอร์  $m_{T1}$  ใน GRS เวกเตอร์ c คือเวกเตอร์ที่คงที่เชื่อมระหว่างจุด m และจุด c ดังที่ได้อธิบายก่อนหน้านี้

## 5.2.1 ตัวอย่างการคำนวณข้อมูลทางจลนศาสตร์

### 5.2.1.1 Calibration – คำนวณหาเมตริกซ์ [M to A]

เราจะใช้รูปที่ 5.4 ในการคำนวณเราจะทำการวัดและคำนวณหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ทั้งหมดโดยใช้วิธีการจากบทที่ 3 และ 4 กระบวนการนี้ต้องให้ผู้ป่วยหรือผู้แสดงยืนอยู่ในท่าทางปกติขณะหนึ่งเพื่อทำการวัดและตรวจจับมาร์กเกอร์ จะได้ตัวอย่างตำแหน่งของมาร์กเกอร์ใน 1 วินาที ในตารางที่ 5.1 ตำแหน่งเหล่านี้จะวัดเทียบกับ GRS

ตารางที่ 5.1 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ขณะยืนอยู่นิ่ง

Marker	Location	X(cm)	Y(cm)	Z(cm)
$m_{T1}$	Midleg	9.39	30.02	21.90
$m_{T2}$	Lateral malleolus	2.92	10.10	18.85
$m_{T3}$	Fibular head	5.05	41.90	15.41
$m_{C1}$	Medial malleolus	2.71	10.22	26.52
$m_{C2}$	Medial condyle	8.29	41.88	26.52

จากตารางจะได้ ข้อเท้า =  $(m_{T2} + m_{C1})/2$ ,  $X_a = 2.815$ ,  $Y_a = 10.16$ ,  $Z_a = 22.685$

หัวเข่า =  $(m_{T3} + m_{C2})/2$ ,  $X_k = 6.67$ ,  $Y_k = 41.89$ ,  $Z_k = 20.965$

COM ของขา =  $0.567 \times$  หัวเข่า +  $0.433 \times$  ข้อเท้า,  $X_c = 5.001$ ,  $Y_c = 28.151$ ,  $Z_c = 21.710$

จะเห็นว่า COM ของขาจะไม่อยู่กึ่งกลางของขา ค่าตำแหน่งเหล่านี้จะมาจาก Anthropometric Measures สำหรับอวัยวะส่วนอื่นๆ ก็จะมีค่าแตกต่างกันไปดังแสดงในรูปที่ 5.6

Proportions used to calculate various body segment parameters\*

Segment	$P^{**}$	$K_{cg}^\dagger$	$R_{proximal}^\ddagger$	$R_{distal}^\ddagger$
Hand	0.006	0.297	0.506	0.494
Forearm	0.016	0.303	0.430	0.570
Forearm & hand	0.022	0.468	0.682	0.318
Arm	0.028	0.322	0.436	0.564
Upper extremity	0.050	0.368	0.530	0.470
Foot	0.0145	0.475	0.500	0.500
Leg	0.0465	0.302	0.433	0.567
Leg & foot	0.061	0.416	0.606	0.394
Thigh	0.100	0.323	0.433	0.567
Lower extremity	0.161	0.326	0.447	0.553
Head & neck	0.081	0.495	1.000	0.000
Trunk	0.497	0.500	0.500	0.500
Trunk, head & neck	0.578	0.503	0.660	0.370

))))))))))))))))))))))))))

\* Values were taken from Winter, D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd edition, Toronto: John Wiley & Sons, 1990.

\*\* Segment mass as proportion of total body mass.

† Segment radius of gyration about segment centre of gravity as proportion of segment's length.

‡ Location of centre of gravity from proximal or distal ends of segment as proportion of segment's length.

### รูปที่ 5.6 แสดงค่าของ Anthropometric Measures

ต่อไปเราจะหาแกน  $x$ ,  $y$  และ  $z$  ของอวัยวะ กำหนดให้เส้นตรงระหว่างหัวเข่ากับข้อเท้าเป็นแกน  $y$  แกน  $z$  ชั่วคราวเป็นเส้นตรงระหว่าง  $m_{C1}$  และ  $m_{T2}$  เนื่องจากไม่ตั้งฉากกับแกน  $y$  เราจะคำนวณหาในภายหลัง ทำให้เกิดระนาบขึ้นมาและแกน  $x$  จะตั้งฉากกับระนาบนี้ ดังนั้นเราต้องใช้วิธี "Cross Product" มาหาค่า  $x$  จะได้  $x_{an} = (y_{an} \times z_{an})$  และใช้ "an" เพื่อบอกว่าเป็นพิคัดของอวัยวะ จะได้

$$z_{an} = (m_{C1} - m_{T2}) : x_z = -0.21, y_z = 0.12, z_z = 7.67$$

$$y_{an} = (\text{knee} - \text{ankle}) : x_y = 3.855, y_y = 31.73, z_y = -1.72$$

$$x_{an} = (y_{an} \times z_{an}) : x_x = 243.575, y_x = -29.207, z_x = 7.126$$

เพื่อให้แกนทั้งหมดตั้งฉากกันต้องทำการคำนวณหาแกน  $z$  อีกครั้ง โดย  $z_{an} = (x_{an} \times y_{an})$  จะได้  $x_z = -176.872, y_z = 446.42, z_z = 7841.27$  ค่าของเวกเตอร์เหล่านี้ยังไม่เป็นเวกเตอร์หนึ่งหน่วย ดังนั้นจึงต้องคำนวณหาเวกเตอร์หนึ่งหน่วย  $x_{an} : x_x = 0.9925, y_x = -0.1190, z_x = 0.290, y_{an} : x_y = 0.1204, y_y = 0.9913, z_y = -0.0537, z_{an} : x_z = -0.0225, y_z = 0.0568,$

$z_z = 0.9981$  เวกเตอร์หนึ่งหน่วยเหล่านี้จะเป็นสมาชิกของเมตริกซ์ของการแปลงพิกัด (Transformation Matrix) เราสามารถสร้างเมตริกซ์การแปลงจากพิกัดอวัยวะไป GRS (Leg Anatomical-to-global Matrix) [A to G] ได้ดังนี้

$$\begin{bmatrix} 0.9925 & 0.1204 & -0.0225 \\ -0.1190 & 0.9913 & 0.0568 \\ 0.0290 & -0.0537 & 0.9981 \end{bmatrix}$$

สมาชิกในแนวทแยงของเมตริกซ์มีค่าใกล้เคียง 1 แสดงว่าพิกัดของมาร์กเกอร์ที่ได้อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมเมื่อเทียบกับ GRS เราสามารถหาเมตริกซ์การแปลงจาก GRS ไปพิกัดอวัยวะ (Leg Global-to-anatomical) [G to A] ซึ่งก็คือ Transpose ของ [A to G] จะได้

$$\begin{bmatrix} 0.9925 & -0.1190 & 0.0290 \\ 0.1204 & 0.9913 & -0.0537 \\ -0.0225 & 0.0568 & 0.9981 \end{bmatrix}$$

พิกัดของอวัยวะที่ได้จะมีจุดกำเนิดที่ข้อเท้า เพื่อความสะดวกในการคำนวณ Inverse Dynamics เราควรจะวางจุดกำเนิดของอวัยวะที่ COM ดังนั้นเราต้องหาค่าตำแหน่งของมาร์กเกอร์, ข้อเท้าและหัวเข่าเทียบกับจุดกำเนิดใหม่ที่ COM โดย “al” จะแสดงจุดกำเนิดใหม่ของอวัยวะ

จาก COM จะได้ ankle vector = (global ankle – global COM)

$$x_{al} = X_a - X_c = 2.815 - 5.001 = -2.186, \quad y_{al} = Y_a - Y_c = 10.16 - 28.151 = -17.991,$$

$$z_{al} = Z_a - Z_c = 22.685 - 21.710 = 0.975$$

Anatomical Ankle Vector เป็นผลลัพธ์ของ [G to A][ankle vector] จะได้

$$\begin{bmatrix} 0.9925 & -0.1190 & 0.0290 \\ 0.1204 & 0.9913 & -0.0537 \\ -0.0225 & 0.0568 & 0.9981 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -2.186 \\ -17.991 \\ 0.975 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \approx 0 \\ -18.15 \\ \approx 0 \end{bmatrix}$$

Anatomical Ankle Vector จะอยู่ในแนวระหว่างหัวเข่ากับข้อเท้า และระยะข้อเท้ามีค่าเท่ากับ 18.15 cm จาก COM ค่า x กับ z ในทางทฤษฎีจะมีค่าเท่ากับ 0 แต่การคำนวณเชิงตัวเลขจะมีค่าใกล้เคียง 0 เราใช้วิธีนี้กับ Anatomical Knee Vector และมาร์กเกอร์ทั้ง 3 ตัวจะได้

Anatomical knee vector	Anatomical $m_{T1}$ vector	Anatomical $m_{T2}$ vector	Anatomical $m_{T3}$ vector
$\begin{bmatrix} \approx 0 \\ 13.86 \\ \approx 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 4.139 \\ 2.371 \\ 0.197 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0.000 \\ -17.991 \\ -3.833 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1.770 \\ 13.974 \\ -5.508 \end{bmatrix}$

เราพร้อมแล้วที่จะคำนวณหาเมตริกซ์การแปลงจากพิกัดของมาร์กเกอร์ไปเป็นพิกัดของอวัยวะ [M to A] มาร์กเกอร์เหล่านี้ก็สามารถสร้างระนาบได้ เลือก  $m_{T2}$  เป็นจุดกำเนิด เส้นตรงระหว่าง  $m_{T2}$  กับ  $m_{T3}$  จะเป็นแกน  $z$  มีชื่อว่า  $z_m$  เส้นตรงระหว่าง  $m_{T2}$  กับ  $m_{T1}$  จะเป็นเวกเตอร์ A (เวกเตอร์ชั่วคราวสำหรับหา  $y_m$  กับ  $x_m$ ) แกน  $y_m$  จะตั้งฉากกับระนาบของ  $z_m$  กับ A และ  $x_m$  จะตั้งฉากกับระนาบของ  $y_m$  กับ  $z_m$

$$z_m = \text{local } m_{T3} - \text{local } m_{T2} : [-1.770, 31.965, -1.675]$$

$$\text{เวกเตอร์ A} = \text{local } m_{T1} - \text{local } m_{T2} : [4.139, 20.362, 4.030]$$

$$y_m = (z_m \times A) : [162.925, 0.200, -168.344]$$

$$x_m = (y_m \times z_m) : [5380.78, 570.87, 5208.25]$$

เวกเตอร์เหล่านี้จะเป็นสมาชิกของเมตริกซ์การแปลงจากพิกัดมาร์กเกอร์ไปเป็นพิกัดของอวัยวะ ซึ่งต้องคำนวณหาเวกเตอร์หนึ่งหน่วยก่อนจะได้ Leg Marker-to-anatomical Matrix [M to A]

$$\begin{bmatrix} 0.7164 & 0.6954 & -0.0552 \\ 0.0760 & 0.0008 & 0.9971 \\ 0.6935 & -0.7186 & -0.0522 \end{bmatrix}$$

### 5.2.1.2 มาร์กเกอร์ (Tracking Marker) – คำนวณหาเมตริกซ์ [G to M]

เราจะคำนวณหาเมตริกซ์ [G to M] โดยใช้รูปที่ 5.4, 5.5 และตารางที่ 5.2 ซึ่งจะมีตำแหน่งของมาร์กเกอร์เทียบกับ GRS ของขาขณะเดิน วิธีการคำนวณก็เหมือนกับการคำนวณหา [M to A] เมตริกซ์ จะแสดงการคำนวณของเฟรมที่ 6 ดังนี้

$$z_m = (m_{T3} - m_{T2}) : [24.34, 19.99, -3.64]$$

$$\text{เวกเตอร์ A} = (m_{T1} - m_{T2}) : [18.86, 9.15, 4.09]$$

$$y_m = (z_m \times A) : [115.065, -168.201, -154.30]$$

$$x_m = (y_m \times z_m) : [3696.709, -3336.825, 6394.162]$$

หลังจากคำนวณหาเวกเตอร์หนึ่งหน่วยจะได้เมตริกซ์ [G to M] สำหรับเฟรมที่ 6 จะได้

$$\begin{bmatrix} 0.4561 & -0.4117 & 0.7889 \\ 0.4501 & -0.6580 & -0.6037 \\ 0.7677 & 0.6305 & -0.1148 \end{bmatrix}$$

ตารางที่ 5.2 แสดงตัวอย่างของ Tracking Marker ขณะทำการเดิน

Frame	$m_{T1}$			$m_{T2}$			$m_{T3}$		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
5	20.65	33.87	35.95	1.30	25.74	32.14	26.52	44.43	28.10
6	25.46	34.47	35.95	6.60	25.32	31.86	30.94	45.31	28.22
7	30.18	34.97	35.94	11.98	24.64	31.60	35.08	46.10	28.36

### 5.2.1.3 คำนวณหาเมตริกซ์ [G to A]

จากรูปที่ 5.4 และ 5.5 ในขั้นตอนสุดท้ายจะคำนวณหา [G to A] เมตริกซ์ซึ่งเป็นผลลัพธ์ของเมตริกซ์ [M to A] และ [G to M] สำหรับเฟรมที่ 6 จะได้

$$[M \text{ to } A][G \text{ to } M] = \begin{bmatrix} 0.7164 & 0.6954 & -0.0552 \\ 0.0760 & 0.0008 & 0.9971 \\ 0.6935 & -0.7186 & -0.0522 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0.4561 & -0.4117 & 0.7889 \\ 0.4501 & -0.6580 & -0.6037 \\ 0.7677 & 0.6305 & -0.1148 \end{bmatrix}$$

$$[G \text{ to } A] = \begin{bmatrix} 0.5974 & -0.7873 & 0.1515 \\ 0.8000 & 0.5969 & -0.0550 \\ -0.0472 & 0.1544 & 0.9868 \end{bmatrix}$$

เมตริกซ์ [G to A] นี้จะเท่ากับเมตริกซ์ของการแปลงพิกัดในสมการที่ 5.5

$$\begin{bmatrix} c_2c_3 & s_3c_1 + s_1s_2c_3 & s_1s_3 - c_1s_2c_3 \\ -c_2s_3 & c_1c_3 - s_1s_2s_3 & s_1c_3 + c_1s_2s_3 \\ s_2 & -s_1c_2 & c_1c_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.5974 & -0.7873 & 0.1515 \\ 0.8000 & 0.5969 & -0.0550 \\ -0.0472 & 0.1544 & 0.9868 \end{bmatrix}$$

จากการเท่ากันนี้ทำให้เราสามารถคำนวณหา  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  โดยจะเป็นการหมุนรอบแกน X เป็นมุม  $\theta_1 = -8.92^\circ$  จะได้แกน Y' และ Z' ต่อจากนั้นจะหมุนรอบแกน Y' เป็นมุม  $\theta_2 = -2.71^\circ$  จะทำให้ได้แกน X'' และ Z'' การหมุนครั้งสุดท้ายจะเป็นการหมุนรอบแกน Z'' เป็นมุม

$\theta_3 = -53.27^\circ$  (จะเห็นว่ามีย่านมากเนื่องจากเป็นช่วงเหวี่ยงเท้า) ทำให้ได้แกน  $X''$ ,  $Y''$  และ  $Z''$  แกนทั้งหมดเหล่านี้เป็นแกนของพิกัดอวัยวะ  $x - y - z$  ดังแสดงในรูปที่ 5.4

สุดท้ายเป็นการหา COM ของอวัยวะ เราต้องคำนวณหา  $\mathbf{c}$  ใน GRS เรามี  $\mathbf{c}$  ที่อยู่ในพิกัดของอวัยวะซึ่งมีค่าเท่ากับ  $-\text{[Anatomical } m_{T_2} \text{ Vector]} = [0.0000, 17.991, 3.833]$  ใน GRS จะได้

$$\mathbf{c} = [\text{A to G}][0.0000, 17.991, 3.833]^T$$

$$= \begin{bmatrix} 0.5974 & 0.8000 & -0.0472 \\ -0.7873 & 0.5969 & 0.1544 \\ 0.1515 & -0.0550 & 0.9868 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0.000 \\ 17.991 \\ 3.833 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 14.212 \\ 11.346 \\ 2.793 \end{bmatrix}$$

จากรูปที่ 5.4 จะได้เวกเตอร์  $\mathbf{R}_c = \mathbf{R}_m + \mathbf{c} = [20.812, 36.646, 34.653]$

### 5.3 วิธีการคำนวณหาความเร็วและความเร่งเชิงมุมของอวัยวะ

จากหัวข้อ 5.1.2 และรูปที่ 5.4 เราได้คำนวณหามุม  $\theta_1, \theta_2$  และ  $\theta_3$  ซึ่งเปลี่ยนแปลงตามเวลา โดยเป็นการแปลงจาก GRS ไปเป็นพิกัดของอวัยวะ First time-derivative ของมุมเหล่านี้จะทำให้คำนวณหาความเร็วเชิงมุมของอวัยวะ ( $\boldsymbol{\omega}$ ) ได้ดังนี้

$$\boldsymbol{\omega} = d\theta_1 / dt \cdot \mathbf{e}_x + d\theta_2 / dt \cdot \mathbf{e}_y + d\theta_3 / dt \cdot \mathbf{e}_z \quad (5.6)$$

เมื่อ  $\mathbf{e}_x, \mathbf{e}_y$  และ  $\mathbf{e}_z$  เป็นเวกเตอร์หนึ่งหน่วยของการหมุนรอบแกน  $x, y'$  และ  $z''$  ที่แสดงในรูปที่ 5.3

พิจารณาความเร็วเชิงมุม  $\boldsymbol{\omega}'$  รอบแกน  $x$  จะได้  $\boldsymbol{\omega}' = d\theta_1 / dt \cdot \mathbf{e}_x$  และไม่มี การหมุนเป็นมุม  $\theta_2$  หรือ  $\theta_3$  จะได้ความเร็วเชิงมุมเป็น

$$\boldsymbol{\omega}' = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

ความเร็วเชิงมุมอันดับที่ 2 คือ  $\omega'' = d\theta_2/dt \cdot \mathbf{e}_y$ , จะรวมส่วนของ  $\omega'$  ซึ่งถูกแปลงโดย  $[\Phi_2]$  ในสมการที่ (5.2) จะได้ว่า

$$\omega'' = \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_2 & 0 & -s_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ s_2 & 0 & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_2\dot{\theta}_1 \\ 0 \\ s_2\dot{\theta}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2\dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ s_2\dot{\theta}_1 \end{bmatrix}$$

ความเร็วเชิงมุมอันดับที่ 3 คือ  $\omega''' = d\theta_3/dt \cdot \mathbf{e}_z$ , จะรวมส่วนของ  $\omega''$  ซึ่งถูกแปลงโดย  $[\Phi_3]$  ในสมการที่ (5.3) จะได้ว่า

$$\begin{aligned} \omega''' &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_3 & s_3 & 0 \\ -s_3 & c_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_2\dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ s_2\dot{\theta}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_3c_2\dot{\theta}_1 + s_3\dot{\theta}_2 \\ -s_3c_2\dot{\theta}_1 + c_3\dot{\theta}_2 \\ s_2\dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} c_3c_2\dot{\theta}_1 + s_3\dot{\theta}_2 \\ -s_3c_2\dot{\theta}_1 + c_3\dot{\theta}_2 \\ s_2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

แยก  $\omega'''$  เป็นส่วนย่อยตามพิกัดของอวัยวะจะได้

$$\omega = \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2c_3 & s_3 & 0 \\ -c_2s_3 & c_3 & 0 \\ s_2 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (5.7)$$

เราก็สามารถคำนวณหาความเร็วเชิงมุมของอวัยวะ  $\omega_x, \omega_y$  และ  $\omega_z$  ซึ่งจะนำไปคำนวณหา 3D Inverse Dynamics ซึ่งจะเป็นการวิเคราะห์ทาง Kinetics ต่อไป ค่า  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  ที่ได้จะเป็นมุมที่เปลี่ยนแปลงของพิกัดอวัยวะเทียบกับ GRS ในแต่ละช่วงเวลา เราสามารถคำนวณหา  $\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3$  โดยใช้วิธี Finite Difference (Central Difference) ดังในสมการที่ (5.8)

$$\dot{\theta}_i = \omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5.8)$$

เมื่อ  $\Delta t$  คือ ค่าของเวลาที่เปลี่ยนแปลงของแต่ละเฟรมภาพ

ในกรณีต้องการหาความเร่งเชิงมุมของอวัยวะ (  $\alpha$  ) สามารถหาได้โดยใช้วิธี Finite Difference (Central Difference) ดังแสดงในสมการที่ (5.9)

$$\alpha_i = \frac{\omega_{i+1} - \omega_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5.9)$$

ในที่สุดเราก็ได้ค่าทาง Kinematics ที่จำเป็นในการวิเคราะห์ Kinetics ใน 3 มิติแล้ว สำหรับกรณีต้องการหาความเร็ว ( $Vx$ ) และความเร่งเชิงเส้น ( $Ax$ ) ของอวัยวะหรือมาร์กเกอร์ สามารถหาได้โดยใช้วิธี Finite Difference (Central Difference) ดังในสมการที่ (5.10) และ (5.11)

$$Vx_i = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5.10)$$

$$Ax_i = \frac{Vx_{i+1} - Vx_{i-1}}{2\Delta t} = \frac{x_{i+1} - 2x_i + x_{i-1}}{\Delta t^2} \quad (5.11)$$

สมการที่ (5.8)-(5.11) จะใช้คำนวณตั้งแต่เฟรมที่ 2 ถึงเฟรมก่อนเฟรมสุดท้าย เราจะเห็นว่าวิธีนี้จะมีปัญหาในการคำนวณสำหรับเฟรมที่ 1 และเฟรมสุดท้าย (เฟรมที่ n) ดังนั้นเราจึงต้องใช้สมการ Forward และ Backward Difference ดังต่อไปนี้ในการคำนวณ

$$\dot{\theta}_1 = \omega_1 = \frac{\theta_2 - \theta_1}{\Delta t} \quad (5.12)$$

$$\dot{\theta}_n = \omega_n = \frac{\theta_n - \theta_{n-1}}{\Delta t} \quad (5.13)$$

$$\alpha_1 = \frac{\omega_2 - \omega_1}{\Delta t} \quad (5.14)$$

$$\alpha_n = \frac{\omega_n - \omega_{n-1}}{\Delta t} \quad (5.15)$$

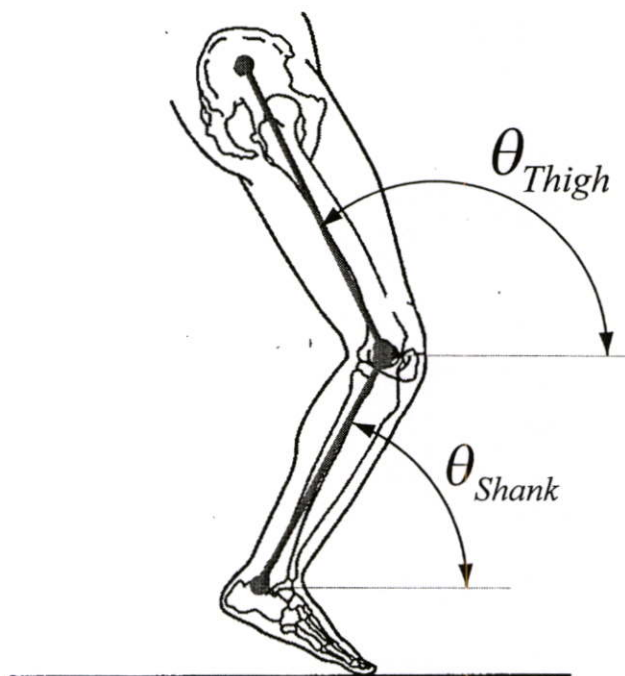
$$Vx_1 = \frac{x_2 - x_1}{\Delta t} \quad (5.16)$$

$$Vx_n = \frac{x_n - x_{n-1}}{\Delta t} \quad (5.17)$$

$$Ax_1 = \frac{Vx_2 - Vx_1}{\Delta t} = \frac{x_1 - 2x_2 + x_3}{\Delta t^2} \quad (5.18)$$

$$Ax_n = \frac{Vx_n - Vx_{n-1}}{\Delta t} = \frac{x_n - 2x_{n-1} + x_{n-2}}{\Delta t^2} \quad (5.19)$$

## 5.4 วิธีการวัดมุมของหัวเข่า



รูปที่ 5.7 แสดงการวัดมุมในระนาบของชิ้นส่วนขา

ในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ ข้อมูลสำคัญตัวหนึ่งที่มีจะนำไปวิเคราะห์ก็คือมุมของหัวเข่า (Knee angle) การวัดมุมของหัวเข่าจะวัดใน Sagittal plane (XY) ดังแสดงในรูปที่ 5.7 โดยจะเป็นผลต่างของมุมของขาที่อนบนกับขาที่อนล่างดังสมการที่ (5.20)

$$\theta_{Knee} = \theta_{Thigh} - \theta_{Shank} \quad (5.20)$$

เมื่อ  $\theta_{Knee}$  คือมุมของหัวเข่า

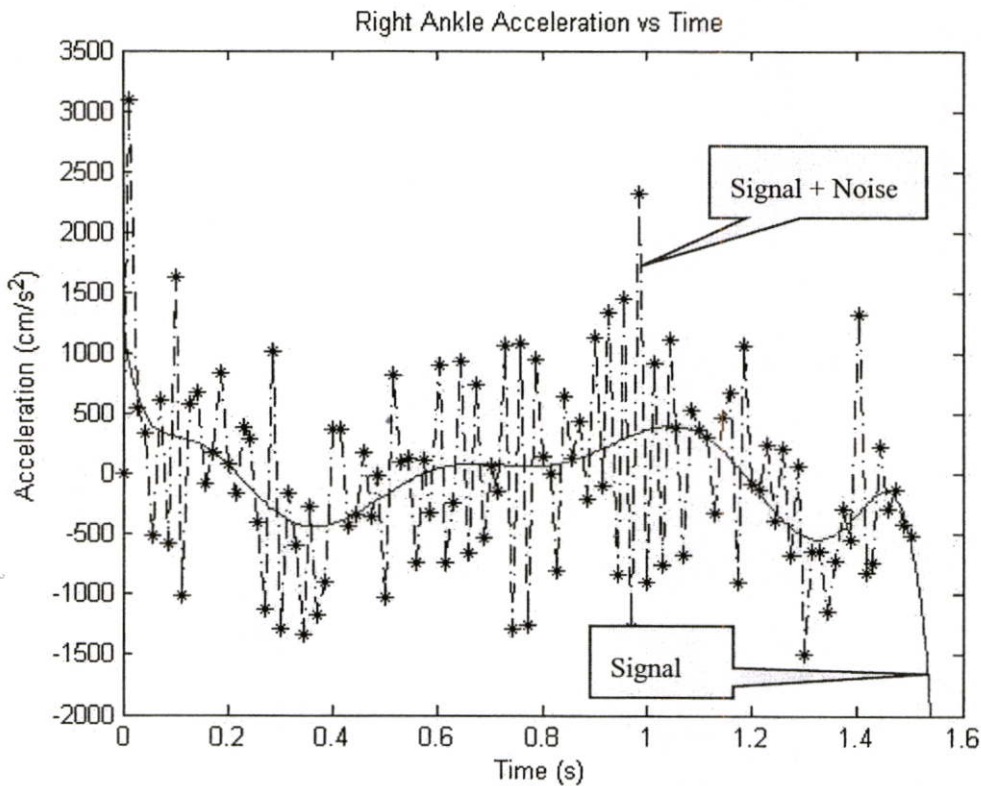
$\theta_{Thigh}$  คือมุมของชิ้นส่วนขาที่อนบน

$\theta_{Shank}$  คือมุมของชิ้นส่วนขาที่อนล่าง

ในวิทยานิพนธ์นี้ได้มีการใช้กล้องวิดีโอช่วยตรวจสอบ (Check Camera) อีกตัวทำการถ่ายภาพใน Sagittal plane เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของมุมของชิ้นส่วนขาและมุมของหัวเข่าเทียบกับมุมของชิ้นส่วนขาและหัวเข่าที่คำนวณได้จากการวิเคราะห์จลนศาสตร์ใน 3 มิติ และได้แสดงผลลัพธ์ของการทดสอบระบบไว้ในบทที่ 6

## 5.5 Smoothing Data

ความผิดพลาดจากการวัดนั้นอาจเกิดได้จากหลายสาเหตุมากมายเช่น การเคลื่อนไหวของผิวหนัง, การวัดผิดพลาดเป็นต้น ความผิดพลาดเหล่านี้เราจะเรียกว่า “Noise” จะมีคุณสมบัติที่แตกต่างจากสัญญาณที่แท้จริงซึ่งเราจะต้องกำจัดออกไป ถ้าเราแสดงข้อมูลมาในรูปแบบกราฟจะมีลักษณะดังรูปที่ 5.8



รูปที่ 5.8 แสดงตัวอย่างสัญญาณของข้อมูลพร้อมกับ Noise

จุดประสงค์ของการ Smoothing Data คือการกำจัด Noise โดยที่สัญญาณของข้อมูลยังคงอยู่ มีวิธีการหลายวิธีที่จะทำให้ข้อมูลเรียบขึ้นโดยการกำจัด Noise ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเลือกใช้วิธีการ Digital Filtering ในการ Smoothing Data

### 5.5.1 Digital Filtering

วิธีการทำ Filtering คือการกำจัดสัญญาณในย่านความถี่ที่เราไม่ต้องการซึ่งก็คือ Noise นั่นเอง ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เราจะกำจัด Noise ออกไปซึ่งจะเป็นสัญญาณในย่านความถี่ที่สูง ก็จะเหลือสัญญาณในย่านความถี่ต่ำซึ่งเป็นสัญญาณที่เราต้องการ Filter ที่ใช้ในการทำ Filtering นี้เราจะเรียกว่า Low-pass Filter ในการวิเคราะห์ข้อมูลด้านจลนศาสตร์เพื่อการศึกษาด้าน

Biomechanics ในวิทยานิพนธ์นี้จะใช้ Butterworth Low-pass Filter ลำดับ 2 (2<sup>nd</sup> Order) ในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่ได้จากขั้นตอนการคำนวณหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ใน 3 มิติ แล้วจึงนำข้อมูลที่กำจัดสัญญาณรบกวนแล้วไปคำนวณหาค่าอื่นๆ ตามต้องการ สำหรับ Butterworth Low-pass Filter ที่ใช้นี้จะใช้ค่า Cutoff frequency เท่ากับ 3 Hz ในขณะที่ความถี่ของเฟรมภาพจะมีค่าเท่ากับ 25 Hz (อัตราเฟรมภาพจะอยู่ที่ 25 fps) ในการใช้ Butterworth Low-pass Filter จะทำให้เกิด Phase lag 90° ที่ Cutoff frequency ซึ่งเรียกปรากฏการณ์นี้ว่า Phase Distortion ดังนั้นเราจึงจำเป็นต้องกำจัด Phase lag นี้โดยทำการ Filtering อีกครั้ง แต่ต้องทำในทิศทางกลับด้านเพื่อให้ Phase lag มีค่าเป็นศูนย์ เนื่องจากการทำ Filtering ครั้งที่ 2 ในทิศทางตรงกันข้ามจึงทำให้เกิด 4<sup>th</sup> Order Zero-phase-shift Filter ขึ้นและจะมีผลในการแก้ปัญหาในเรื่อง Phase lag พร้อมทั้งสามารถกำจัด Noise ส่วนใหญ่ได้[6]

## 5.6 สรุป

ในบทนี้ได้กล่าวถึงการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ของอวัยวะ โดยเริ่มด้วยการกำหนดขอบเขตและลักษณะของการวางระบบแกนที่ใช้ในกระบวนการตรวจจับการเคลื่อนไหว ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้ระบบคาร์แดน เป็นระบบการหมุน ซึ่งจะนำมาคำนวณหามุมที่เปลี่ยนไปของแต่ละแกน ระบบคาร์แดน นี้จะเป็นระบบแกนที่เป็นที่นิยมใช้กันมากในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ ต่อจากนั้นได้นำพิกัดใน 3 มิติของมาร์กเกอร์มาทำการคำนวณหามุมที่เปลี่ยนไปของแต่ละแกน รวมทั้งคำนวณหาความเร็วและความเร่งของอวัยวะตามลำดับ โดยแสดงตัวอย่างวิธีการคำนวณไว้ด้วย สำหรับข้อมูลที่ได้อาจจะต้องมีการกำจัด Noise ก่อนที่จะนำไปใช้ วิธีการที่นิยมใช้กันมากและวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ใช้อยู่ก็คือวิธีการ Digital Filtering

## บทที่ 6

# วิธีการทดลองและการแสดงผลจากการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์

บทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดเกี่ยวกับการทดลองระบบทั้งหมดซึ่งประกอบไปด้วยอุปกรณ์วิธีการทดลองพร้อมทั้งซอฟต์แวร์ที่ใช้ รวมทั้งแสดงผลที่ได้จากการทดลองในรูปแบบต่างๆ

## 6.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. กล้องถ่ายภาพวิดีโอทัศนศาสตร์ชนิดซีซีดี ยี่ห้อ CROWN รุ่น CR-918CH จำนวน 3 ตัว มีคุณสมบัติดังนี้
  - a. Image Device : 1/3" CCD
  - b. Focal Length : 6 mm
  - c. Picture Element : 352x288
  - d. Lens Type : Day
  - e. Power Consumption : 12V DC, 50-60 Hz
  - f. Max Frame Rate : 25 fps (frame/second)
2. Video Capture Card 2 ตัว (มาพร้อมกับกล้องและซอฟต์แวร์)
3. ขาดังกล้อง 3 ตัว
4. เครื่องคอมพิวเตอร์ 1 เครื่อง มีรายละเอียดดังนี้ : Pentium4 3.0GHz 512MB-RAM
5. มาร์กเกอร์สีขาวขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 mm จำนวน 24 ชิ้น
6. Calibration Frame (สีดำ) ขนาด 1030x1030x1030 mm

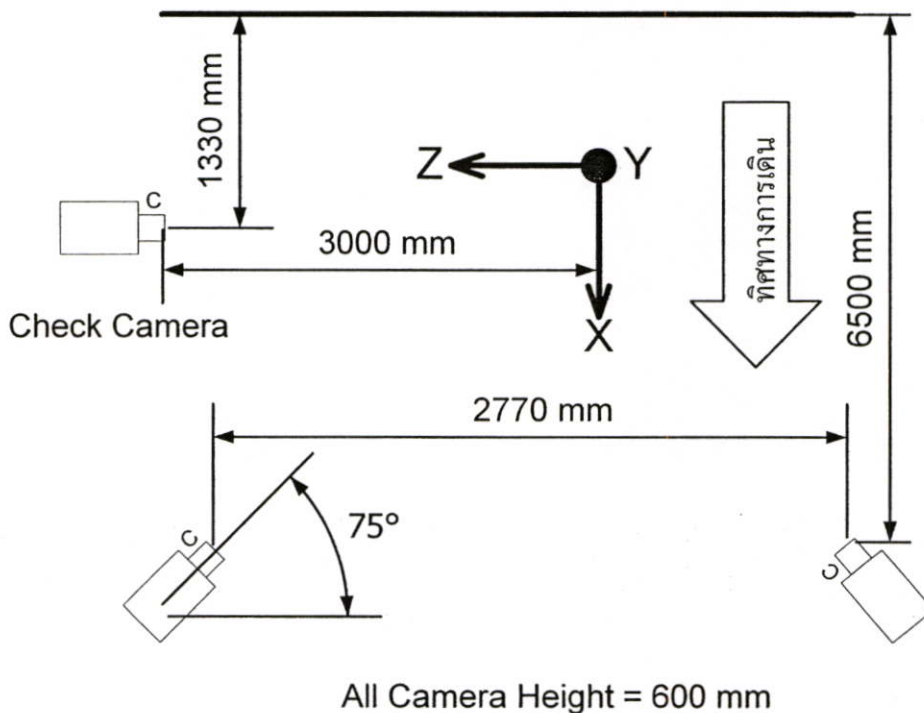
## 6.2 ขั้นตอนการทดลอง

ขั้นตอนการทดลองที่กระทำทั้งหมดโดยหลักๆ จะเป็นไปตามรูปที่ 2.1 และ 2.2 ต่อไปนี้จะเป็นวิธีการทดลองโดยละเอียด

### 6.2.1 Camera Calibration

ดังที่ได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 4 (Direct Linear Transformation) ก่อนที่จะทำการตรวจจับมาร์กเกอร์ทุกครั้งเราจำเป็นต้องกระทำกระบวนการ Camera Calibration เพื่อคำนวณหา DLT parameters ซึ่งเป็นตัวบอกความสัมพันธ์ระหว่าง Global Reference System (GRS) กับพิกัดของอวัยวะ (Anatomical Axes System) และพิกัดของมาร์กเกอร์ (Marker Axes System) หากขณะทำการทดลองมีการเคลื่อนย้ายกล้องก็จะต้องทำการ Camera Calibration ทุกครั้ง การใช้วิธี DLT นี้จะได้เปรียบวิธีอื่นๆ ที่เราไม่จำเป็นต้องสนใจคุณสมบัติของกล้องโดยละเอียดเช่น ความยาว

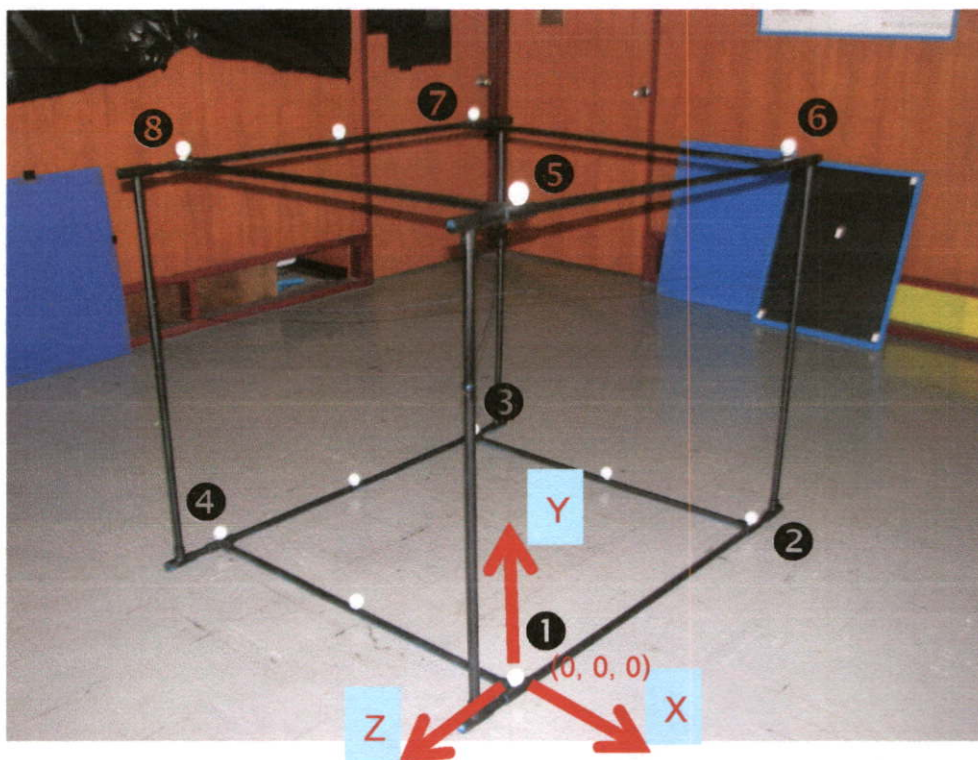
โฟกัส, ตำแหน่งความสูงที่วางกล้อง หรือคุณสมบัติของเลนส์ บางวิธีอาจจะต้องมีการเคลื่อนย้ายกล้องเพื่อทำ Camera Calibration ให้สำเร็จ ความต้องการขั้นต่ำของวิธี DLT คือ ต้องใช้กล้องอย่างน้อย 2 ตัวขึ้นไปโดยที่ต้องวางในตำแหน่งที่มองเห็นมาร์กเกอร์ได้จากกล้องทั้ง 2 ในเวลาเดียวกัน ขณะเดียวกันเพื่อความสะดวกในการคำนวณควรจะใช้กล้องที่มีขนาดของภาพและ Frame Rate เท่ากัน ถึงแม้ความโฟกัสจะแตกต่างกันก็จะมีผลต่อวิธีนี้ แต่ข้อควรระวังหลังจากที่ทำ Calibration เสร็จแล้วไม่ควรไปปรับเปลี่ยนใดๆ เกี่ยวกับเลนส์ รูปที่ 6.1 แสดงระยะเดินและการจัดวางอุปกรณ์ โดยมีระยะเดินเท่ากับ 6500 mm ระยะห่างระหว่างกล้องเท่ากับ 2770 mm ตัวกล้องทำมุมกับระนาบ  $75^\circ$  ตัวกล้องสูงจากพื้น 600 mm สำหรับแกนของ GRS จะเป็นไปตามรูปและเป็นไปตามกฎมือขวาจุดกำเนิดของและแกนของ GRS นั้นจะขึ้นกับขั้นตอน Calibration เราสามารถกำหนดโดยการวาง Calibration มาร์กเกอร์ไปตามแนวแกนที่เราต้องการในการทดลองนี้จะวางแกนเป็นไปตามรูปที่ 6.1 นอกจากนี้ยังได้ติดตั้งกล้องที่ใช้ตรวจสอบมุมของขา (Check Camera) เพื่อใช้เปรียบเทียบกับข้อมูลที่คำนวณได้โดยวางไว้ในตำแหน่งดังรูปที่ 6.1



รูปที่ 6.1 แสดงระยะเดินและการจัดวางอุปกรณ์

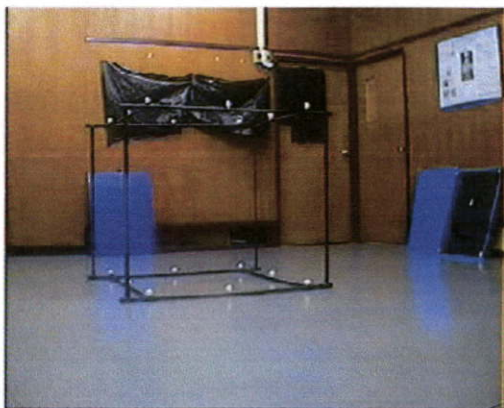
ต่อไปเป็นลักษณะของ Calibration Frame ซึ่งจะติดตั้งมาร์กเกอร์ไว้ในตำแหน่งที่กล้องทั้ง 2 ตัวมองเห็นและเราต้องทราบตำแหน่งที่แท้จริงใน 3 มิติเทียบกับ GRS จะมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 6.2 โดยในการทดลองนี้จะใช้มาร์กเกอร์ 8 ตัวในการ Calibration โดยจะกำหนดให้มีตัวหนึ่งเป็นจุดกำเนิดของ GRS มีค่าพิกัด (0, 0, 0) มาร์กเกอร์ตัวอื่นก็จะวัดอ้างอิงไปจากมาร์กเกอร์ตัวนี้

สำหรับแกนของ GRS ก็จะเป็นไปตามรูปที่ 6.2 (การตั้งแกนของ GRS สามารถปรับเปลี่ยนได้โดยการจัดวางและเปลี่ยนตำแหน่งของ Calibration Marker)



รูปที่ 6.2 แสดง Calibration Frame และการติดตั้งมาร์กเกอร์ (Calibration Marker)

ต่อไปเป็นการ Calibration เพื่อคำนวณหา DLT parameters ซึ่งมีวิธีการต่อไปนี้ อันดับแรกเราทำการบันทึกภาพของ Calibration Frame ที่ติดตั้งมาร์กเกอร์แล้วจากกล้อง 2 ตัว

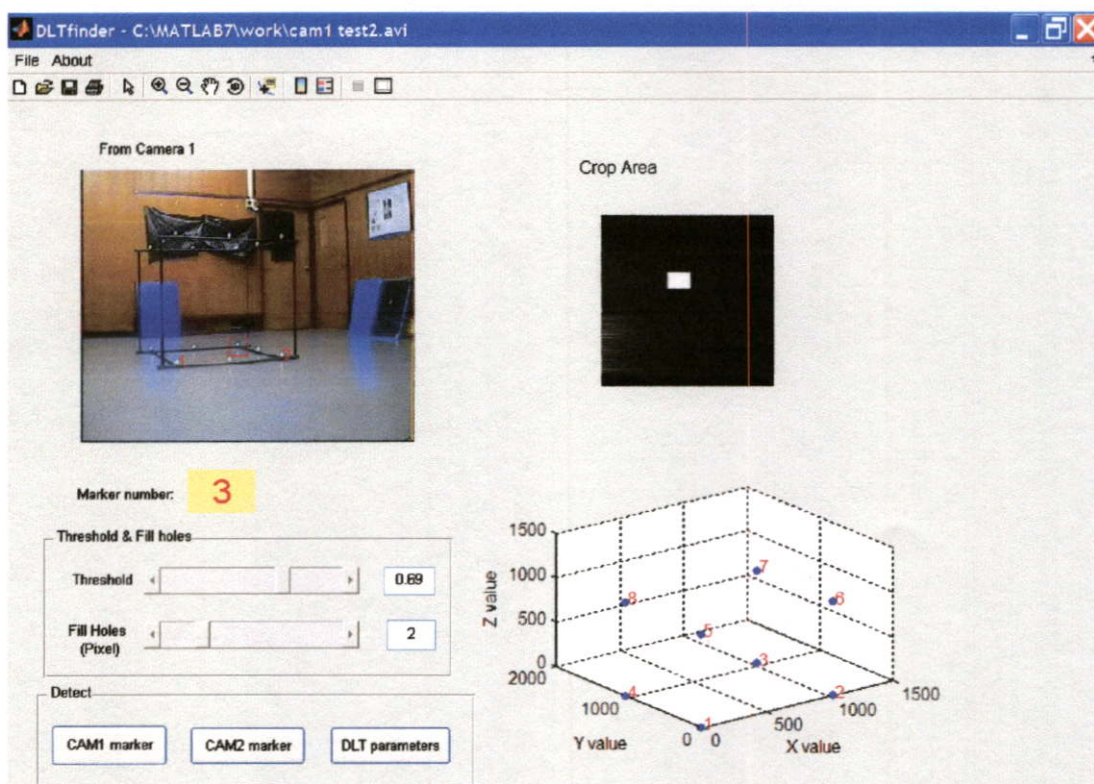


(ก)



(ข)

รูปที่ 6.3 (ก) แสดงภาพจากกล้องตัวที่ 1  
(ข) แสดงภาพจากกล้องตัวที่ 2



รูปที่ 6.4 แสดงภาพตัวอย่างการทำ Camera Calibration

ตารางที่ 6.1 แสดงพิกัดของ Calibration Marker ใน GRS ที่ทราบตำแหน่งแน่นอน

Marker No.	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)
1	0	0	0
2	0	0	-1035
3	-1035	0	-1035
4	-1035	0	0
5	0	1050	0
6	0	1050	-1035
7	-1035	1050	-1035
8	-1035	1050	0

ทำกระบวนการประมวลผลภาพดังที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 3 เพื่อคำนวณหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ ใน Image Coordinate หลังจากนั้นจึงเรียกข้อมูลของ Calibration Marker ที่เราทราบพิกัดใน 3 มิติแน่นอน (แสดงในตารางที่ 6.1) มาทำการคำนวณหา DLT parameters ดังที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 4 ในที่สุดเราก็จะได้ DLT parameters (ตารางที่ 6.2) เพื่อนำไปคำนวณหามาร์กเกอร์ ในพิกัดของ GRS ต่อไป

ตารางที่ 6.2 แสดงตัวอย่างของ DLT Parameters จากกล้องแต่ละตัวที่คำนวณได้

No.	DLT1	DLT2
1	0.006844	-0.06118
2	-0.00131	-0.00151
3	-0.12293	-0.08914
4	102.9766	63.34825
5	-0.03413	-0.02519
6	-0.12958	-0.11609
7	-0.0081	0.014487
8	203.89	178.7393
9	-0.00025	-0.00023
10	4.74E-07	9.07E-06
11	-7.4E-05	9.11E-05

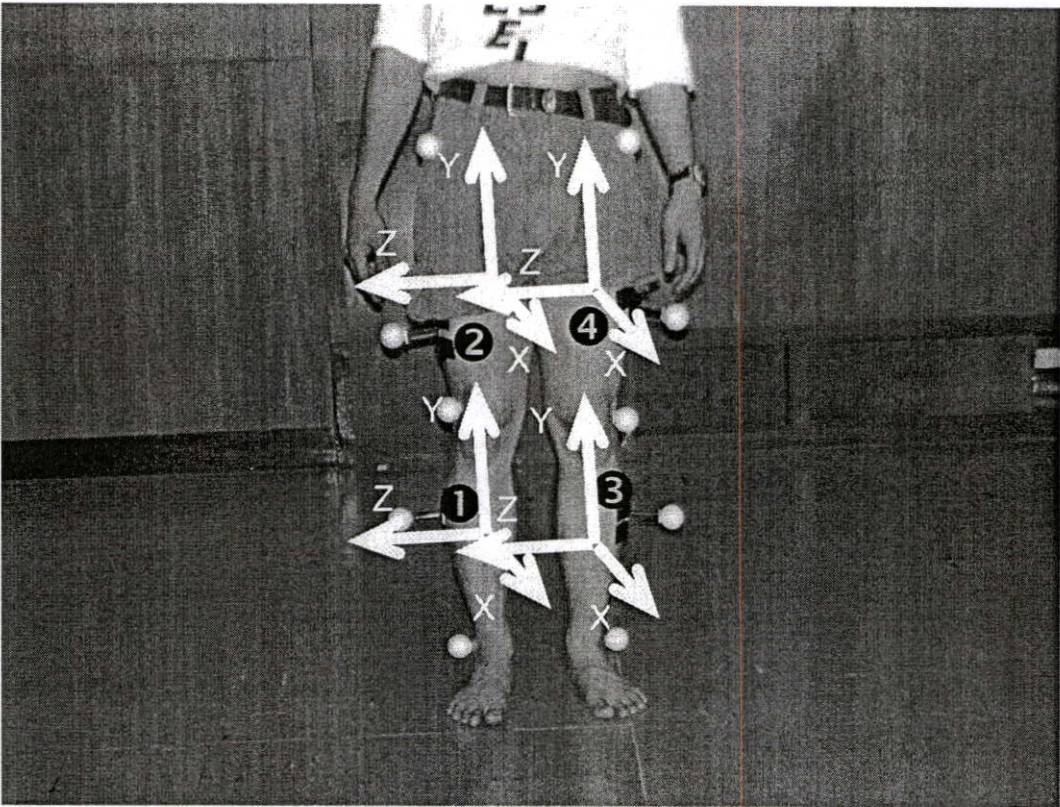
### 6.2.2 การตรวจจับมาร์กเกอร์ที่ติดตั้งบนร่างกายมนุษย์

การติดตั้งมาร์กเกอร์ และการกำหนดลำดับของอวัยวะจะเป็นดังรูปที่ 6.5 กล่าวคือ

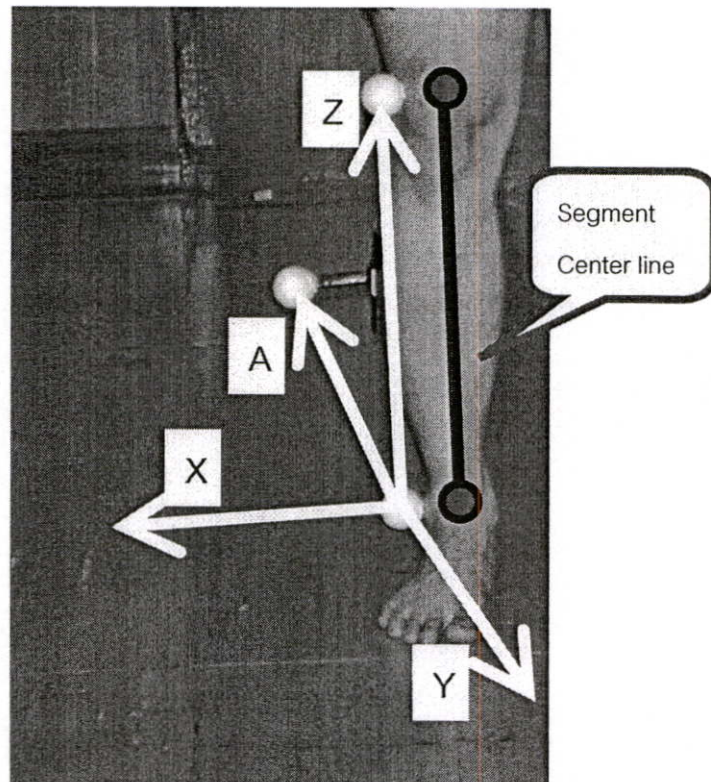
1. ขาขวาที่เอวจะเป็นอวัยวะชิ้นที่ 1 (Segment)
2. ต้นขาด้านขวาจะเป็นอวัยวะชิ้นที่ 2
3. ขาซ้ายที่เอวจะเป็นอวัยวะชิ้นที่ 3
4. ต้นขาด้านซ้ายจะเป็นอวัยวะชิ้นที่ 4

สำหรับมาร์กเกอร์ นั้นจะนับเป็นลำดับเช่นกันโดยมาร์กเกอร์ ชิ้นที่ 1 จะติดที่ขาขวาที่เอวในตำแหน่งล่างสุดสำหรับชิ้นที่ 2 ถึง 5 ก็จะติดตั้งในตำแหน่งสูงขึ้นมาเป็นลำดับ มาร์กเกอร์ ชิ้นที่ 6 จะติดที่ขาซ้ายสำหรับชิ้นที่ 7 ถึง 10 ก็จะติดตั้งในตำแหน่งที่สูงขึ้นมาเป็นลำดับ เหตุที่ต้องกำหนดลำดับของอวัยวะที่จะตรวจจับและมาร์กเกอร์ ให้เป็นลำดับที่แน่นอนเนื่องจากวิธี DLT นั้นจำกัดที่จะต้องให้กล้องอย่างน้อย 2 ตัวสามารถบันทึกภาพได้ในขณะเวลาเดียวกัน ดังนั้นถ้าเรากำหนดลำดับเหล่านี้ผิดพลาดก็จะทำให้การตรวจจับมาร์กเกอร์ ทั้งหมดผิดพลาดไปด้วย

อนึ่งจากที่ได้กล่าวไปแล้วในบทที่ 5 การติดตั้งมาร์กเกอร์ จะต้องติดตั้งให้อยู่ในลักษณะที่สามารถสร้างระนาบใน 3 มิติได้กล่าวคือมาร์กเกอร์ ทั้ง 3 ชิ้นจะต้องไม่อยู่ในแนวเส้นตรงเดียวกัน

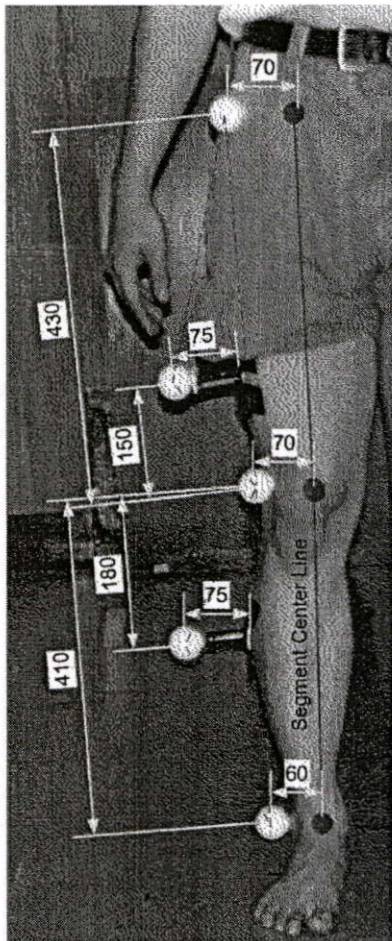


รูปที่ 6.5 แสดงภาพตัวอย่างการติดตั้งมาร์กเกอร์และแสดงพิกัดของชิ้นส่วนขา

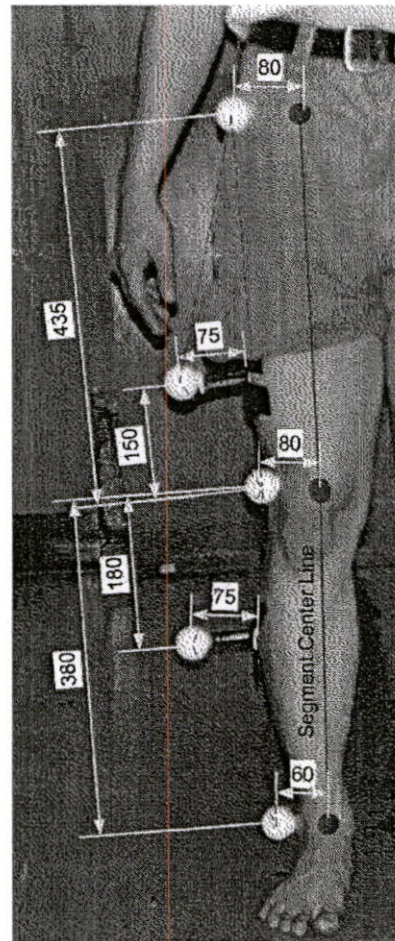


รูปที่ 6.6 แสดงลักษณะการติดตั้งมาร์กเกอร์และแกนของพิกัดของมาร์กเกอร์

และนี่ก็เป็นเหตุผลหนึ่งที่เราจำเป็นต้องใช้มาร์กเกอร์ อย่างน้อย 3 ชั้นต่ออวัยวะ 1 ชั้นที่ต้องการสร้างกลับใน 3 มิติ (3D Reconstruction) การติดตั้งก็จะเป็นไปตามรูปที่ 6.6 ซึ่งจะแสดงลักษณะของการตั้งแกนของพิกัดของมาร์กเกอร์ (Marker Axes System) และเวกเตอร์ A ที่ใช้เป็นเวกเตอร์สำหรับช่วยสร้างแกนของพิกัดของมาร์กเกอร์ โดยแกนที่คำนวณได้นี้จะเป็นไปตามกฎมือขวา และจากการที่เราคำนวณพิกัดของมาร์กเกอร์ได้ ทำให้เราสามารถคำนวณหาตำแหน่งศูนย์กลางของข้อต่อโดยใช้ Anthropometry Measures ซึ่งจะวัดค่า Offset จากมาร์กเกอร์ มายังแนวของกระดูกได้ เราสามารถใช้เมตริกซ์ของการแปลงพิกัด แปลงตำแหน่งของกระดูกในพิกัดของมาร์กเกอร์ ไปยังพิกัดของ GRS ได้ ในการทดลองนี้เราได้วัดขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของข้อต่อของผู้แสดงไว้ล่วงหน้าเพื่อนำมาเป็นค่า Offset เพื่อคำนวณหาตำแหน่งของแนวกระดูก สำหรับตำแหน่งของมาร์กเกอร์และค่า Offset ของผู้แสดง 2 คนที่ได้ทดสอบระบบจะแสดงในรูปที่ 6.7 ซึ่งเป็นขาขวา สำหรับในขาข้างซ้ายจะติดตั้งมาร์กเกอร์ที่ตำแหน่งเช่นเดียวกับขาขวา



(ก)

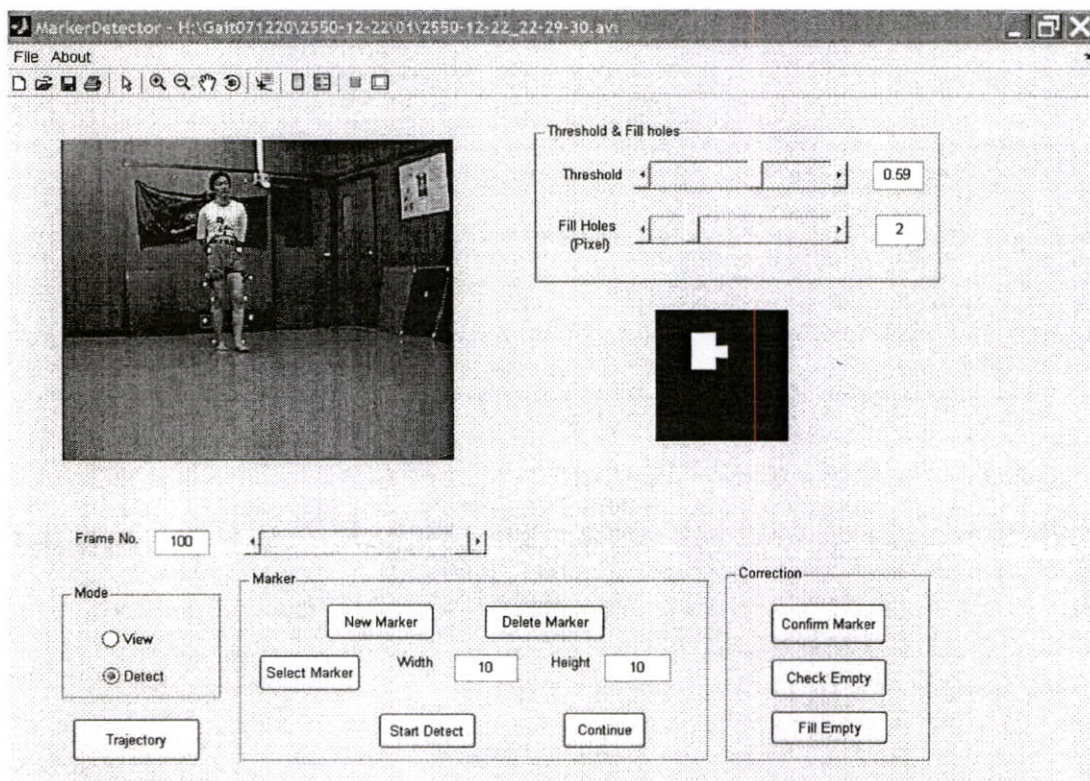


(ข)

รูปที่ 6.7 (ก) แสดงตำแหน่งการติดตั้งมาร์กเกอร์และค่า Offset ของผู้แสดงที่ 1

(ข) แสดงตำแหน่งการติดตั้งมาร์กเกอร์และค่า Offset ของผู้แสดงที่ 2

หลังจากที่เราติดตั้งมาร์กเกอร์เสร็จแล้วเราต้องให้ผู้แสดงทดลองเดินตามแนวแกนที่เราต้องการ เพื่อตรวจสอบว่ากล้องทั้ง 2 ตัวสามารถบันทึกภาพที่สามารถมองเห็นมาร์กเกอร์ได้ทั้ง 10 ตัวเป็นเวลานานเท่าใด ซึ่งขั้นตอนนี้จะช่วยให้เราสามารถแน่ใจได้ว่าผู้แสดงสามารถเดินได้จำนวนก้าวมากที่สุดหรือได้จำนวนเฟรมมากที่สุดเท่าที่เป็นไปได้ เมื่อเสร็จขั้นตอนนี้แล้วจึงบันทึกวิดีโอทัศน์ ในการทดลองนี้เราสามารถใช้เครื่องคอมพิวเตอร์เพียง 1 เครื่องบันทึกภาพวิดีโอทัศน์จากกล้องทั้ง 2 ตัวพร้อมกันได้โดยภาพที่ได้มีขนาด 352x288 ที่ 25 fps



รูปที่ 6.8 แสดงภาพตัวอย่างตัวอย่างการตรวจจับมาร์กเกอร์จากภาพยนตร์จากกล้องวิดีโอทัศน์

หลังจากบันทึกภาพวิดีโอทัศน์แล้วจึงนำมาผ่านกระบวนการประมวลผลภาพดังแสดงในรูปที่ 6.8 วิธีการโดยหลักๆ จะทำตามวิธีการที่กล่าวในบทที่ 3 ซึ่งจะให้ผู้ใช้งานสามารถเลือกบริเวณภาพ (Crop) ที่ต้องการทำ Threshold ด้วยตัวเอง พร้อมทั้งสามารถกำหนดขนาดของบริเวณภาพที่ต้องการเลือก เนื่องจากการทำ Threshold ทั้งภาพจะเกิดสัญญาณรบกวนมาก ดังนั้นจึงต้องกำหนดบริเวณที่เราต้องการด้วยตัวเอง ผู้ใช้งานสามารถเลือกกำหนดค่า Threshold ขึ้นกับภาพตามแต่ละเฟรมจนกระทั่งตรวจจับมาร์กเกอร์ได้ เมื่อกระทำเสร็จสิ้นก็จะได้ตำแหน่งของมาร์กเกอร์ใน Image Coordinate ของแต่ละเฟรมภาพและของแต่ละกล้อง หลังจากนั้นจึงบันทึกผลลัพธ์ที่ได้ในรูปแบบของ Excel ดังแสดงในภาพที่ 6.9 เพื่อนำไปคำนวณหามาร์กเกอร์ใน 3 มิติต่อไป

	A	B	C		E		G	
1			Marker No 1		Marker No 2		Marker No 3	
2	Frame No	Time	X	Y	X	Y	X	Y
3	1		117	172	112.5	155.5	120.25	140.6667
4	2		117	172	112.5	155.5	120.25	140.6667
5	3		117	172	112.5	155.5	120.25	140.6667
6	4		117	171.75	112.5	155.5	120.25	140.6667
7	5		117	171.75	112.5	155.5	120.3333	140.6667
8	6		117	171.75	112.5	155.5	120.3333	140.6667
9	7		117	171.75	112.5	155.5	120.5	140.6667
10	8		117	171.75	112.5	155.5	120.5	140.6667
11	9		117.3333	171.6667	112.5	155.5	120.5	140.6667
12	10		117.5	171.5	112.5	155.5	120.5	140.6667
13	11		117.5	171.5	112.5	155.5	120.5	140.6667
14	12		117.5	171.5	112.5	155.5	120.5	140.6667
15	13		117.9167	171.5833	113.3333	155.3333	120.5	140.6667
16	14		118.3333	171.6667	113.5	155.5	120.5	140.6667

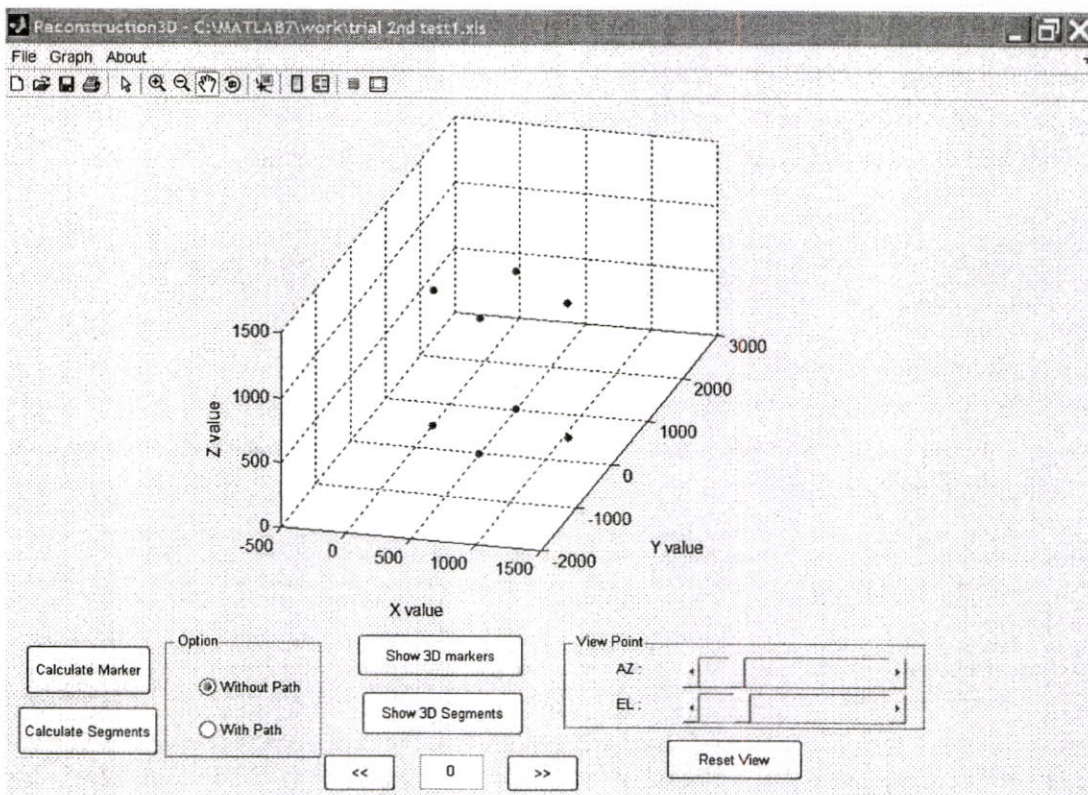
รูปที่ 6.9 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ใน Image Coordinate ในรูปแบบ Excel

### 6.3 การแสดงผลการทดลองและจากการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์

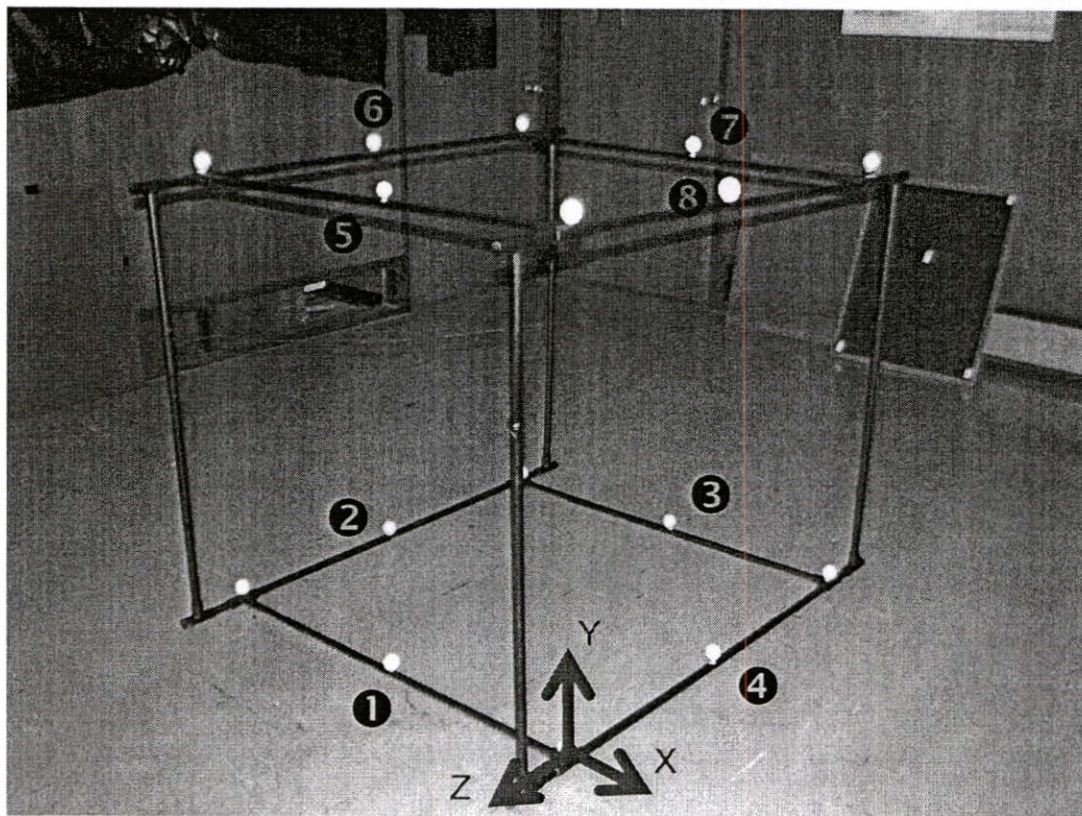
#### 6.3.1 แสดงพิกัดของวัตถุใน 3 มิติ (3D Reconstruction)

ขั้นตอนต่อไปคือการแสดงพิกัดของวัตถุใน 3 มิติรูปที่ 6.10 แสดงพิกัดของ Trial Marker ที่ได้ทดลองสร้างขึ้นมาเพื่อตรวจสอบค่าความผิดพลาดของการตรวจจับ ตำแหน่งของ Trial Marker ที่เราทราบพิกัดแน่นอนแสดงในรูปที่ 6.11 ซึ่งมีจำนวน 8 จุด รายละเอียดของการคำนวณหาพิกัดใน 3 มิติและการคำนวณหาความเร็วและความเร่งของวัตถุใน 3 มิติได้กล่าวอย่างละเอียดในบทที่ 4 และ 5 ผู้วิจัยได้สร้างโปรแกรมขึ้นมาเพื่อให้สะดวกในการใช้งาน โดยมีขั้นตอนการใช้งานดังนี้

- 1) เรียกไฟล์ที่เก็บข้อมูลของ DLT parameters
- 2) เรียกไฟล์ที่เก็บข้อมูลของ Image Coordinate ของกล้องทั้ง 2 ตัว
- 3) คำนวณหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ใน 3 มิติ
- 4) คำนวณหาตำแหน่งของอวัยวะใน 3 มิติ โดยโปรแกรมจะให้มีการเรียกใช้ข้อมูลของค่า Offset ของอวัยวะซึ่งถูกเก็บไว้ในไฟล์ข้อมูล
- 5) แสดงผลในรูปของคอมพิวเตอร์อนิเมชัน (Computer Animation) และแสดงผลของการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ในรูปกราฟพร้อมทั้งบันทึกผลลัพธ์ในรูปแบบ Excel



รูปที่ 6.10 แสดงตำแหน่งของ Trial Marker ที่ได้สร้างจาก DLT parameters



รูปที่ 6.11 แสดงตำแหน่งของ Trial Marker

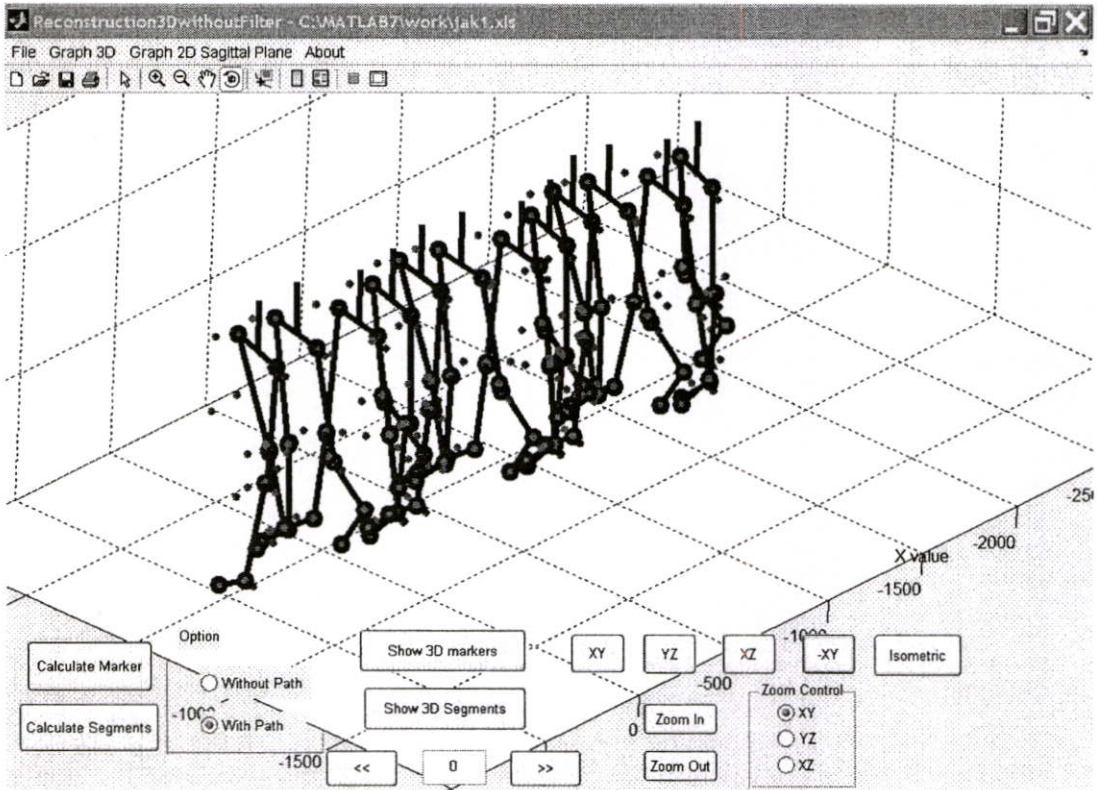
ตารางที่ 6.3 แสดงการเปรียบเทียบตำแหน่งมาร์กเกอร์ที่ทราบตำแหน่งกับที่สร้างย้อนกลับ

Marker No.	Known Points			Reconstructed Points			Position Error	
	X	Y	Z	X	Y	Z		
1	-500	0	0	-482.17	5.3462	-1.7756	17.79709	3.56%
2	-1035	0	-500	-1043.5	-10.369	-497.22	6.507549	0.57%
3	-500	0	-1035	-500.68	-3.0903	-1039.6	4.442766	0.39%
4	0	0	-500	-2.7926	-17.43	-499.79	0.101637	0.02%
5	-500	1050	0	-486.45	1041.9	10.246	13.05982	1.12%
6	-1035	1050	-500	-1048.4	1050.2	-498.35	8.54853	0.55%
7	-500	1050	-1035	-493.69	1038.6	-1030.7	12.56417	0.81%
8	0	1050	-500	-11.397	1039.8	-503.13	7.784753	0.67%
Mean Error							8.85079	0.96%

หน่วย: มิลลิเมตร

ตารางที่ 6.3 แสดงการเปรียบเทียบตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่เราทราบตำแหน่งแน่นอนกับผลที่ได้จากการสร้างย้อนกลับ (Reconstruction) ซึ่งแสดงค่าความแตกต่างออกมาเป็นเปอร์เซ็นต์โดยเฉลี่ยแล้วไม่เกิน 1% จากสมการ (4.18) เราสามารถประเมินค่าความผิดพลาดในรูปแบบ RMS (Root Mean Square) โดยจากการทดสอบนี้ค่า RMS ที่ได้เท่ากับ 14.89 มิลลิเมตร

รูปที่ 6.12 แสดงผลในรูปแบบคอมพิวเตอร์อนิเมชัน โดยจะแสดงลักษณะเป็นภาพโครงกระดูกของอวัยวะชิ้นส่วนขาทั้ง 2 ข้างพร้อมทั้งแสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ เนื่องจากลักษณะการเคลื่อนไหวทั้งหมดจะขึ้นอยู่กับเวลา ดังนั้นเราเอาผลลัพธ์การคำนวณมาแสดงในช่วงเวลาสั้น (1/25 วินาที ต่อ เฟรม) อย่างต่อเนื่องทำให้เกิดเป็นภาพอนิเมชันขึ้นมาโดยผู้ใช้สามารถหมุนภาพ, เลื่อน หรือขยายภาพเพื่อพิจารณาค่าตำแหน่งที่ต้องการดูได้



รูปที่ 6.12 แสดงผลลัพธ์การคำนวณในรูปแบบอนิเมชัน

### 6.3.2 แสดงผลจากการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์

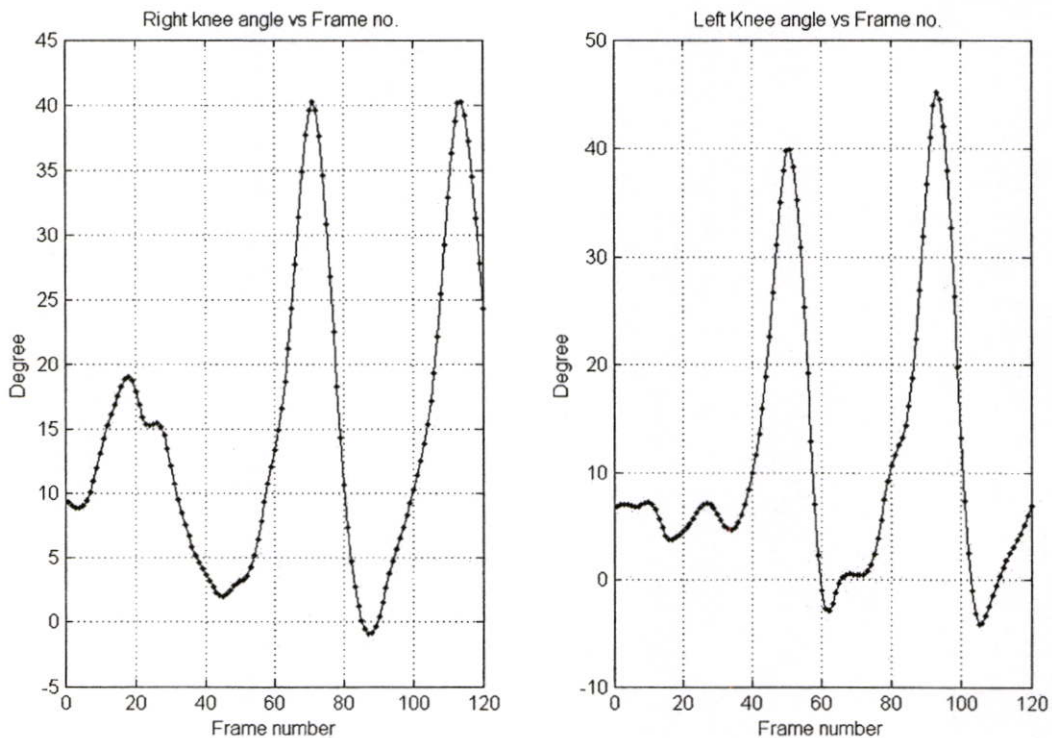
จากการคำนวณเราจะได้ตำแหน่งของ COM,  $\theta_i$ ,  $\dot{\theta}_i$ , ค่าความเร็วเชิงมุม ( $\omega_i$ ) และความเร่งเชิงมุม ( $\alpha_i$ ) ของอวัยวะชิ้นส่วนของขาทั้งหมด ซึ่งสามารถบันทึกเป็นไฟล์ในรูปแบบ Excel ได้ ผู้ใช้สามารถนำค่าเหล่านี้ไปคำนวณในส่วนของจลนพลศาสตร์ได้ดังแสดงในรูปที่ 6.13

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P
Q10	Rc X	Rc Y	Rc Z	Theta1	Theta2	Theta3	ThetaDot1	ThetaDot2	ThetaDot3	Omega X	Omega Y	Omega Z	Alpha X	Alpha Y	Alpha Z	
1	1044.576	2605.444	251.9616	-59.6864	-77.259	-166.89	-65.5312	76.07965	-31.5439	-3.18011	-77.3748	32.37372	80.77391	1640.728	-397.26	
2	1042.492	2598.247	248.5687	-62.3076	-74.2158	-168.152	-9.04847	11.49503	7.776024	0.050844	-11.7457	16.4833	-118.615	-349.587	316.4946	
3	1043.111	2600.579	249.2125	-60.4102	-76.3402	-166.268	-53.7711	105.3382	5.443118	-12.6693	-105.342	57.69329	-26.6813	39.28346	-246.87	
4	1034.879	2569.082	272.3781	-66.6093	-65.7887	-167.717	0.501589	8.84937	-2.80887	-2.08366	-8.60302	-3.26632	281.9177	2935.55	-1340.44	
5	1042.976	2597.338	253.4808	-60.3701	-75.6322	-166.493	83.16277	-128.229	31.01994	9.884087	129.5023	-49.5417	-24.7754	-230.712	142.7168	
6	1043.407	2599.159	252.0382	-59.9563	-76.047	-165.235	-12.2961	27.20259	-3.78231	-4.06569	-27.06	8.151022	-221.665	-2608.41	990.025	
7	1042.516	2592.004	250.814	-61.3638	-73.456	-166.796	-36.6744	78.87059	-5.49588	-7.84913	-79.1708	29.68028	89.37932	-975.305	291.2449	
8	1038.552	2574.711	270.5819	-62.8902	-69.7374	-165.675	-83.7061	101.0537	-47.0754	3.084657	-105.084	31.45062	368.7051	227.595	-387.099	
9	1038.621	2572.71	251.818	-68.0503	-65.3717	-170.562	-75.232	56.58805	-69.6959	21.64728	-60.9632	-1.30765	-25.1684	1044.212	-676.15	
10	1039.457	2571.466	252.898	-68.9089	-65.2103	-171.25	-10.3424	21.13372	-32.0307	1.071182	-21.5474	-22.6414	-321.326	409.7769	-438.654	
11	1037.572	2567.173	250.425	-68.8777	-63.681	-173.124	1.479124	28.46431	-35.0742	-4.05884	-28.1811	-36.4	67.06998	1512.796	305.9704	
12	1036.274	2564.226	248.9248	-68.7905	-62.9332	-174.056	8.56795	-99.608	9.465826	6.436781	99.47626	1.836268	272.1047	919.8251	516.2961	
13	1041.455	2567.646	254.059	-68.1922	-71.6496	-172.367	-36.596	-47.355	-29.8322	17.70954	45.40494	4.902893	79.27684	-1520.01	-344.188	
14	1037.725	2548.769	253.3888	-71.7181	-68.7216	-176.443	-35.7464	21.28873	-58.5363	12.77893	-22.1242	-25.6988	-189.379	-268.466	-174.771	
15	1040.455	2550.981	273.6243	-71.052	-69.9465	-177.05	-3.8618	-24.0277	-12.7065	2.559186	23.92769	-9.07879	-171.428	911.7095	363.8814	
16	1040.239	2552.291	256.358	-72.0271	-68.6438	-177.459	8.750983	-50.7212	11.56181	-0.93535	50.81256	3.411722	-171.393	177.6659	26.94833	
17	1042.004	2561.306	255.3523	-70.3519	-74.0042	-176.125	49.73226	-37.3	40.88381	-11.1522	38.14096	-6.92292	-273.217	-1892.63	-13.4813	
18	1040.648	2544.572	254.6519	-68.0495	-71.6278	-174.189	39.62646	102.3889	39.93988	-22.7927	-100.598	2.333217	36.61194	-1128.5	629.263	
19	1036.482	2521.062	273.6859	-67.1818	-65.8131	-172.929	4.253961	52.75449	47.33572	-8.22328	-52.1388	43.45518	329.182	1572.231	433.2932	
20	1034.167	2503.774	280.9635	-67.7082	-67.4095	-170.402	1.83834	-25.4184	38.69394	6.541826	25.18034	36.99668	59.97953	-1298.458	-190.81	

รูปที่ 6.13 แสดงผลลัพธ์การคำนวณของอวัยวะในรูปแบบ Excel

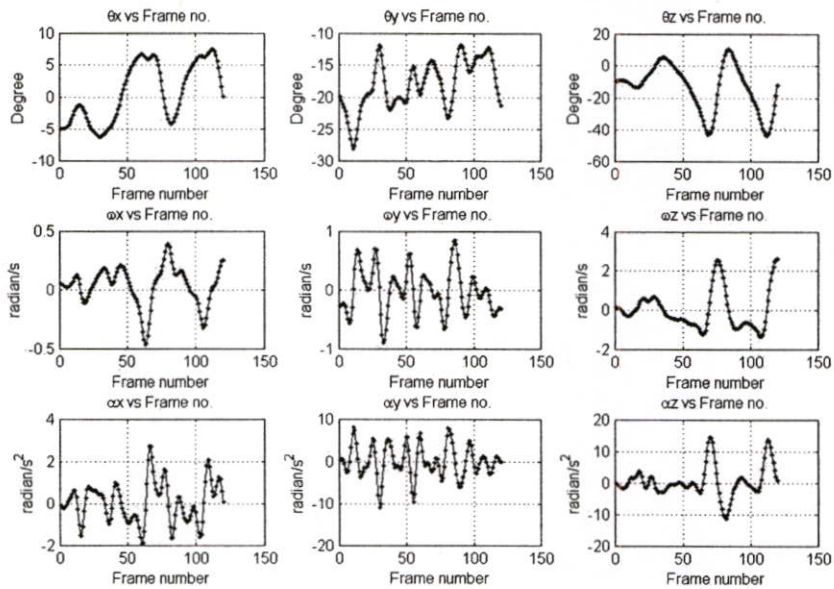
### 6.3.2.1 ผลการวิเคราะห์ของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.14 จะแสดงมุมของหัวเข่าซึ่งจะวัดใน Sagittal plane และรูปที่ 6.15 ถึง 6.18 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของชิ้นส่วนขาโดยจะแสดง  $\theta_i$  , ค่าความเร็วเชิงมุม ( $\omega_i$ ) และความเร่งเชิงมุม ( $\alpha_i$ ) ของชิ้นส่วนขาแต่ละชิ้น ซึ่งจะแสดงข้อมูลของค่าต่างๆ ในแต่ละช่วงเวลาที่ผ่านกระบวนการ Smoothing แล้วของผู้แสดงที่ 1 ที่อัตราเฟรมภาพที่ 25 fps

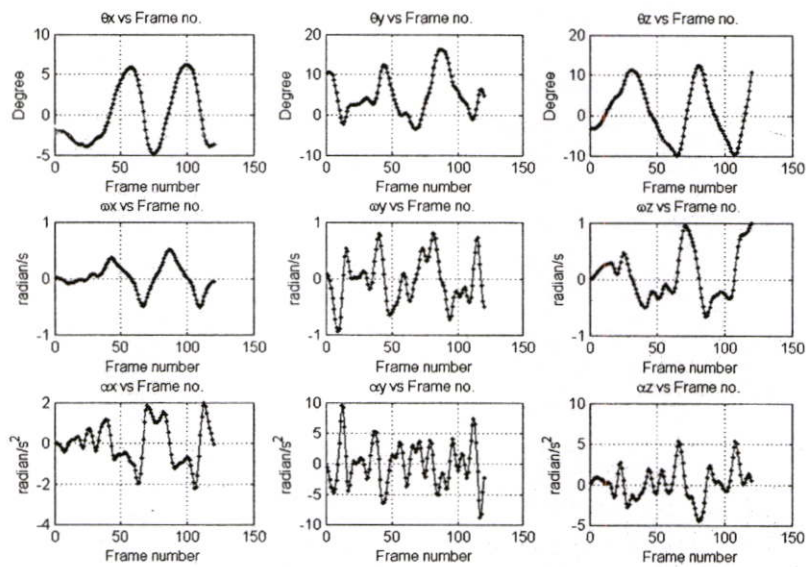


รูปที่ 6.14 แสดงค่าของมุมของหัวเข่าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.14 จะเป็นการแสดงมุมของหัวเข่าของขาทั้ง 2 ข้างเทียบกับเฟรมภาพของการเดินที่ตรวจจับได้ทั้งหมดที่ระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวสามารถบันทึกได้ซึ่งจะมีจำนวน 3 ก้าว โดยจะมีลักษณะเป็นคลื่น 3 ลูก ลูกแรกจะไม่สูงมากนักเนื่องจากเป็นลักษณะของการเริ่มก้าวเท้าซึ่งผู้แสดงจะมีการเตรียมตัวก่อนก้าวเท้า และลูกคลื่น 2 ลูกหลังจะเป็นก้าวที่ 2 และ 3 จุดที่มีค่ามุมของหัวเข่ามากที่สุดเนื่องจากเป็นจังหวะในการเหวี่ยงเท้า (Swing phase) ลูกคลื่นที่เกิดขึ้นนั้นจะมี Phase ต่างกันเนื่องจากท่าทางการเดินจะเป็นการก้าวเท้าสลับกันจึงทำให้กราฟที่ได้มีการสลับ Phase กัน

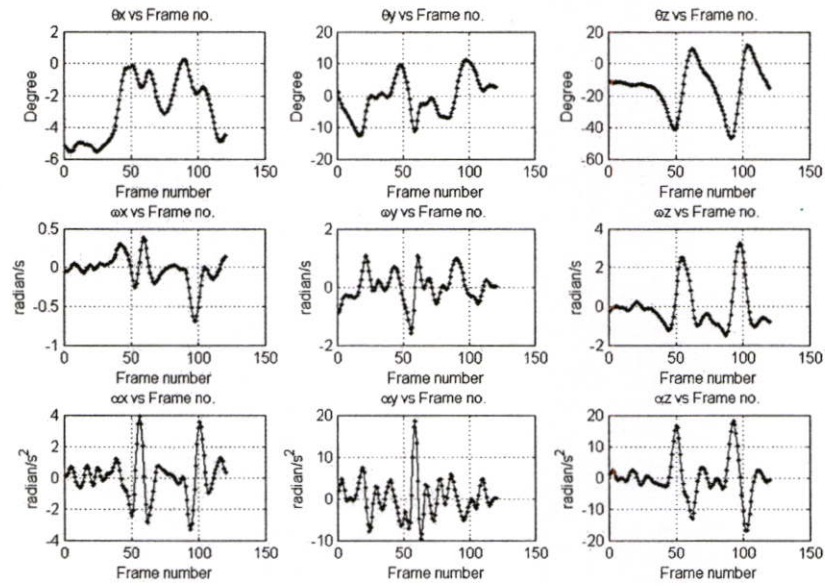


รูปที่ 6.15 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาขวาที่อ่อนล่างของผู้แสดงที่ 1

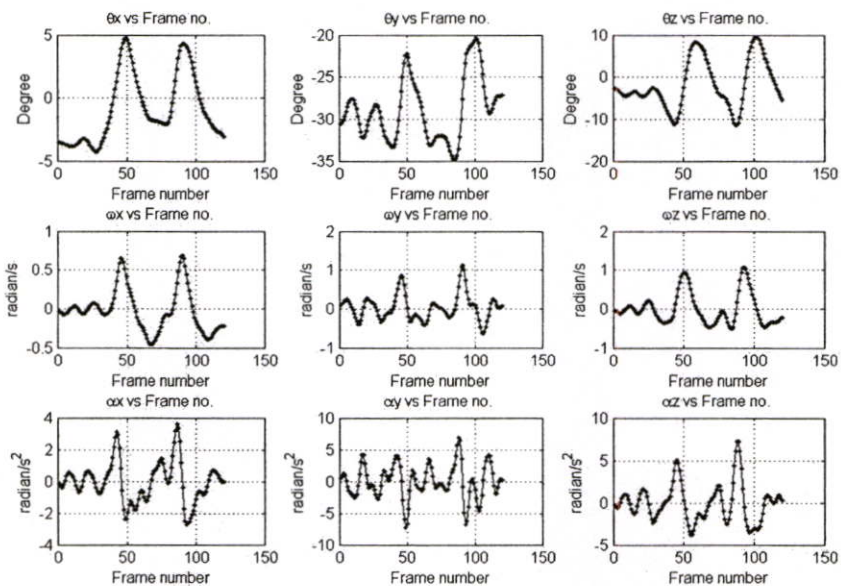


รูปที่ 6.16 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.15 และ 6.16 จะเป็นการแสดงมุมของชิ้นส่วนขาขวาในส่วนต้นขาและขาขวาที่อ่อนล่างจากท่าทางการเดินของมนุษย์จะมีลักษณะเป็นลูกคลื่นตามจังหวะการก้าวเดินโดยมุมของชิ้นส่วนขาในแนวแกน Z จะเห็นเป็นคลื่นเด่นชัดที่สุด จะสังเกตเห็นว่ามุมของขาที่อ่อนล่างจะมากกว่าของต้นขาเนื่องจากการเดินจะมีการแกว่งขามากนั่นเอง สำหรับในแนวแกนอื่นๆ ก็เห็นเป็นคลื่นเช่นกัน สำหรับความเร็วและความเร่งเชิงมุมนั้นจะเป็นคลื่นที่มียอดคลื่นมากกว่าเนื่องจากเรานำค่ามุมที่เปลี่ยนไปมาคำนวณเทียบกับเวลาของแต่ละเฟรมภาพ โดยใช้วิธี Finite Different



รูปที่ 6.17 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาซ้ายท่อนล่างของผู้แสดงที่ 1

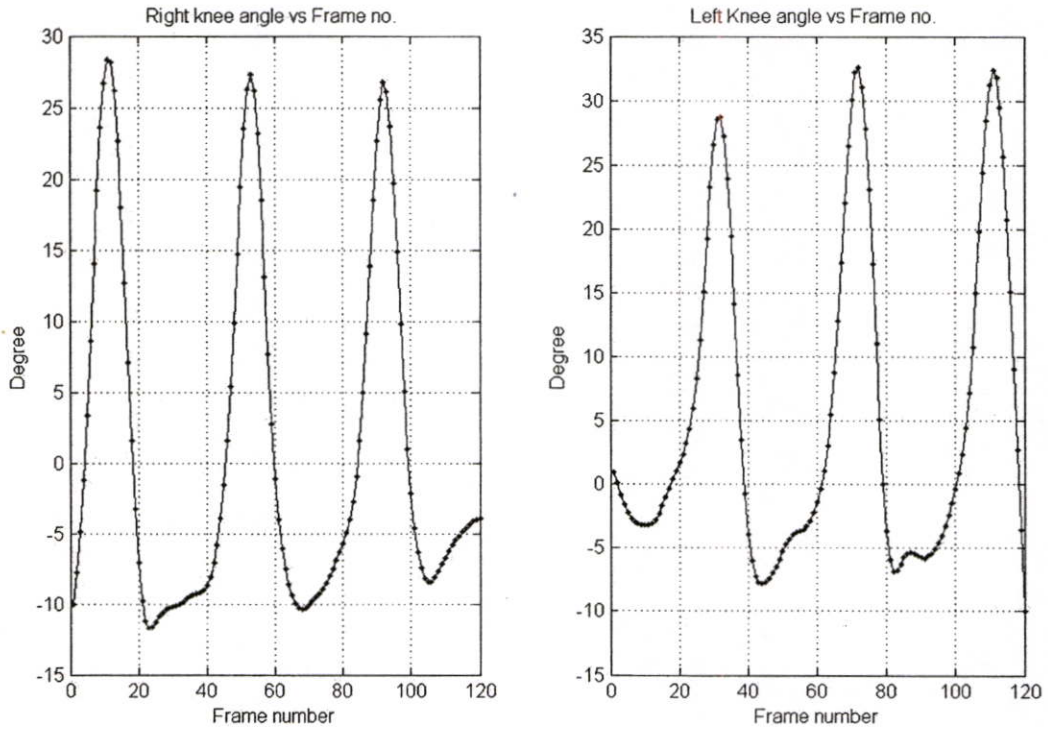


รูปที่ 6.18 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาซ้ายของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.17 และ 6.18 จะเป็นมุมของชิ้นส่วนขาซ้ายท่อนบนและท่อนล่าง โดยลักษณะของกราฟเป็นเช่นเดียวกับกราฟในรูปที่ 6.15 และ 6.16 เพียงแต่จะแตกต่างกันโดยที่ Phase ของกราฟที่ได้จะมี Phase สลับกันเนื่องจากการก้าวเดินนั้น ทำทางจะเป็นการก้าวสลับกันของขาซ้ายและขวา จึงทำให้กราฟที่ได้มี Phase สลับกันสำหรับขาซ้ายและขวา

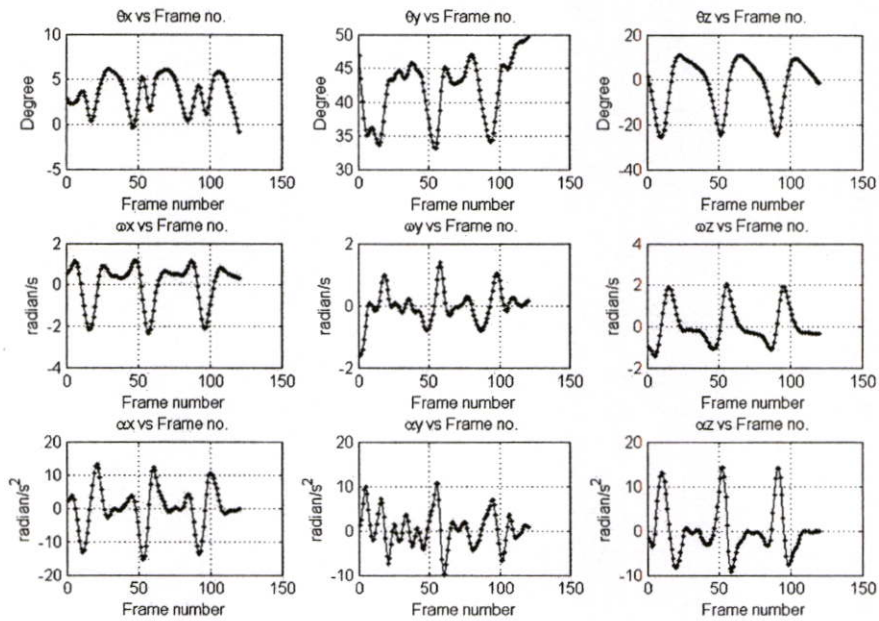
### 6.3.2.2 ผลการวิเคราะห์ของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.19 จะแสดงมุมของหัวเข่า และรูปที่ 6.20 ถึง 6.23 แสดงผลการวิเคราะห์ จลนศาสตร์ของชิ้นส่วนขาโดยจะแสดง  $\theta_i$  , ค่าความเร็วเชิงมุม ( $\omega_i$ ) และความเร่งเชิงมุม ( $\alpha_i$ ) ของชิ้นส่วนขาแต่ละชิ้นของผู้แสดงที่ 2 ที่อัตราเฟรมภาพที่ 25 fps

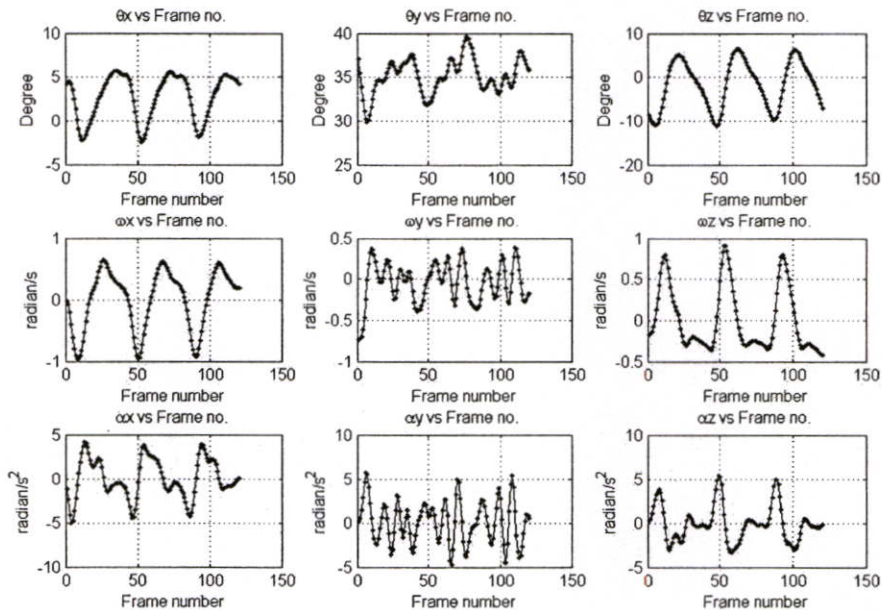


รูปที่ 6.19 แสดงค่าของมุมของหัวเข่าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.19 จะเป็นการแสดงมุมของหัวเข่าของขาทั้ง 2 ข้างเทียบกับเฟรมภาพของการเดินที่ตรวจจับได้ทั้งหมดที่ระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวสามารถบันทึกได้ของผู้แสดงที่ 2 ซึ่งจะมีจำนวน 3 ก้าวเช่นเดียวกับผู้แสดงที่ 1 โดยจะมีลักษณะเป็นคลื่น 3 ลูก ลูกคลื่นทั้ง 3 ลูกหลังจะเป็นการก้าวเท้าก้าวที่ 1, 2 และ 3 จุดที่มีค่ามุมของหัวเข่ามากที่สุดเนื่องจากเป็นจังหวะในการเหวี่ยงเท้า (Swing phase) ลูกคลื่นที่เกิดขึ้นนั้นจะมี Phase ต่างกันเนื่องจากท่าทางการเดินจะเป็นการก้าวเท้าสลับกันจึงทำให้กราฟที่ได้มีการสลับ Phase กัน แต่ว่ามุมสำหรับผู้แสดงที่ 2 จะเป็นมุมลบเพียงเล็กน้อย ลักษณะที่เกิดขึ้นนี้จะเป็นลักษณะที่เฉพาะของแต่ละบุคคลซึ่งจะไม่ใช่ความผิดปกติแต่อย่างใด

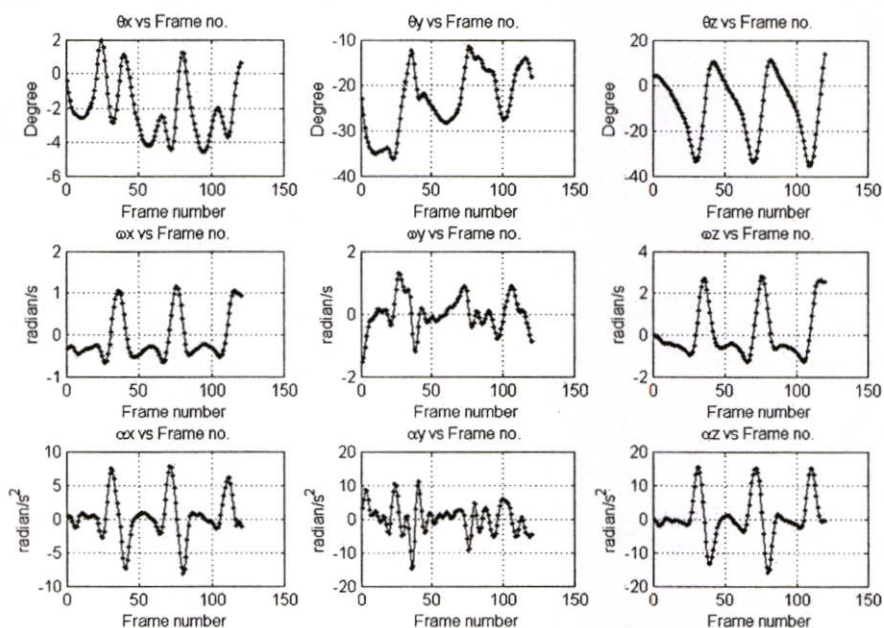


รูปที่ 6.20 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาขวาที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 2

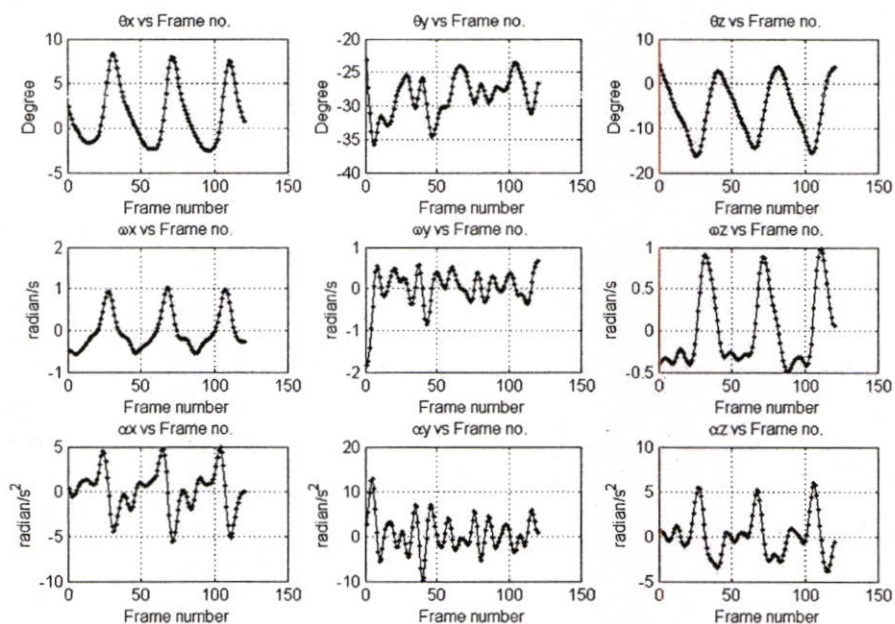


รูปที่ 6.21 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.20 และ 6.21 จะเป็นการแสดงผลของชิ้นส่วนขาขวาในส่วนต้นขาและขาขวาที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 2 จะมีลักษณะเป็นคลื่นเช่นเดียวกับของผู้แสดงที่ 1 แต่ว่าลูกคลื่นที่ได้ทั้ง 3 ลูกจะมีลักษณะที่สมบูรณ์กว่าเนื่องจากผู้แสดงที่ 2 ได้ก้าวเดินออกมาทันทีโดยไม่ได้มีการเตรียมตัว และมุมของชิ้นส่วนขา ก็จะต่างกันเนื่องมาจากลักษณะเฉพาะของตัวบุคคล



รูปที่ 6.22 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาซ้ายท่อนล่างของผู้แสดงที่ 2



รูปที่ 6.23 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาซ้ายของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.22 และ 6.23 เป็นกราฟของชิ้นส่วนขาซ้ายของผู้แสดงที่ 2 จะมีลักษณะคล้ายกับขาขวา เพียงแต่ว่ามี Phase สลับกันเท่านั้นเนื่องมาจากลักษณะการก้าวเดินของมนุษย์นั่นเอง เรา สังเกตเห็นว่าลักษณะของกราฟเหล่านี้จะเป็นลักษณะเฉพาะตัวของผู้แสดงแต่ละคนนั่นเอง

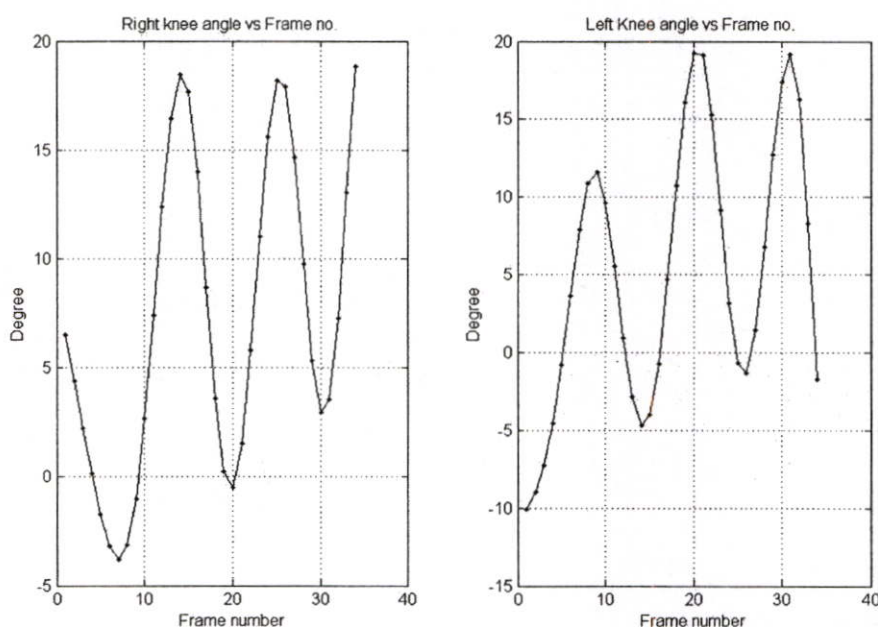
### 6.3.3 แสดงผลจากการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์และผลจากกล้องวิดีโอ

#### ช่วยตรวจสอบ (Check Camera)

ในการใช้กล้องวิดีโอช่วยตรวจสอบ (Check Camera) มาร่วมในการตรวจสอบความถูกต้องของระบบจะมีผลทำให้อัตราเฟรมภาพลดลงเหลือ 10 fps ซึ่งเป็นผลมาจากทรัพยากรที่ใช้ในการสร้างระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวนั้นมียู่อ้อย่างจำกัด ดังนั้นการใช้กล้องวิดีโอช่วยตรวจสอบระบบนั้นจึงทำเพื่อเป็นการตรวจสอบผลที่ได้จากการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ใน 3 มิติเท่านั้น และเนื่องจากเราใช้กล้องวิดีโอตรวจสอบเพียง 1 ตัวเท่านั้น ดังนั้นเราจึงทำได้เพียงวัดมุมของชิ้นส่วนขาได้เท่านั้น การเปรียบเทียบก็ทำได้เพียงแค่การเปรียบเทียบมุมของขาได้เท่านั้น

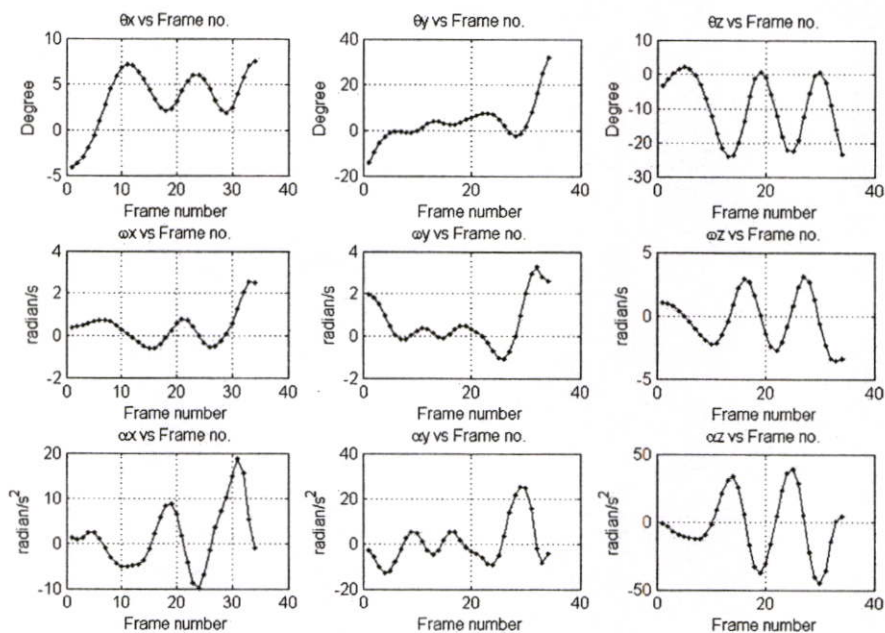
#### 6.3.3.1 ผลการวิเคราะห์ของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.24 จะแสดงมุมของหัวเข่าซึ่งจะวัดใน Sagittal plane และรูปที่ 6.25 ถึง 6.28 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของชิ้นส่วนขาโดยจะแสดง  $\theta_i$ , ค่าความเร็วเชิงมุม ( $\omega_i$ ) และความเร่งเชิงมุม ( $\alpha_i$ ) ของชิ้นส่วนขาแต่ละชิ้น และรูปที่ 6.29 ถึง 6.30 จะแสดงผลจากกล้องวิดีโอช่วยตรวจสอบ ซึ่งจะแสดงข้อมูลของค่าต่างๆ ในแต่ละช่วงเวลาที่ผ่านกระบวนการ Smoothing แล้วของผู้แสดงที่ 1 ที่อัตราเฟรมภาพที่ 10 fps

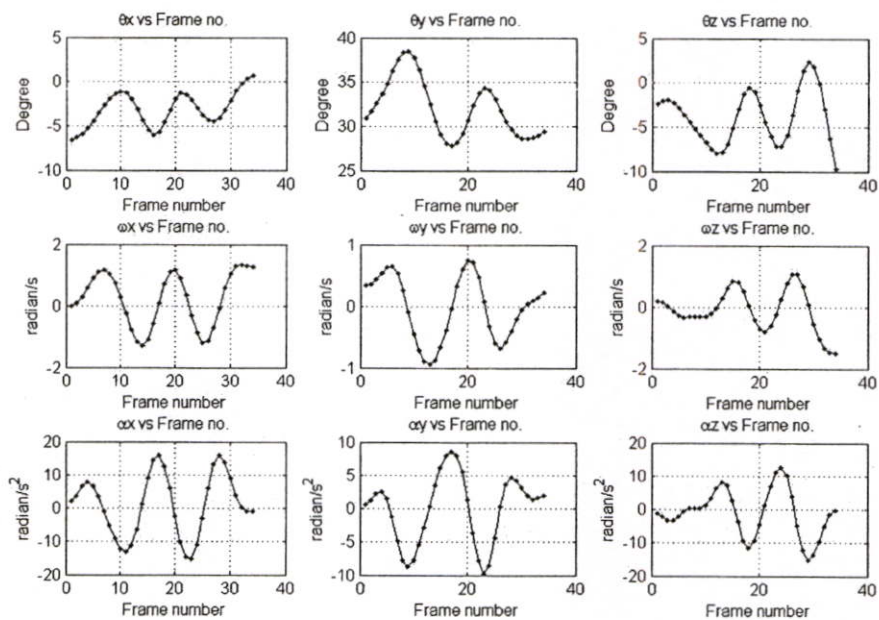


รูปที่ 6.24 แสดงค่าของมุมของหัวเข่าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.24 เป็นกราฟมุมของหัวเข่าของผู้แสดงที่ 1 เพียงแต่กราฟที่ได้จะไม่ค่อยละเอียดนัก เนื่องจากอัตราเฟรมภาพมีค่าน้อยลงแต่กราฟที่ได้ก็แสดงให้เห็นมุมของหัวเข่ามีค่าสูงในขณะที่การแกว่งเท้าและมีลักษณะเป็นลูกคลื่นตามจำนวนการก้าวเท้า

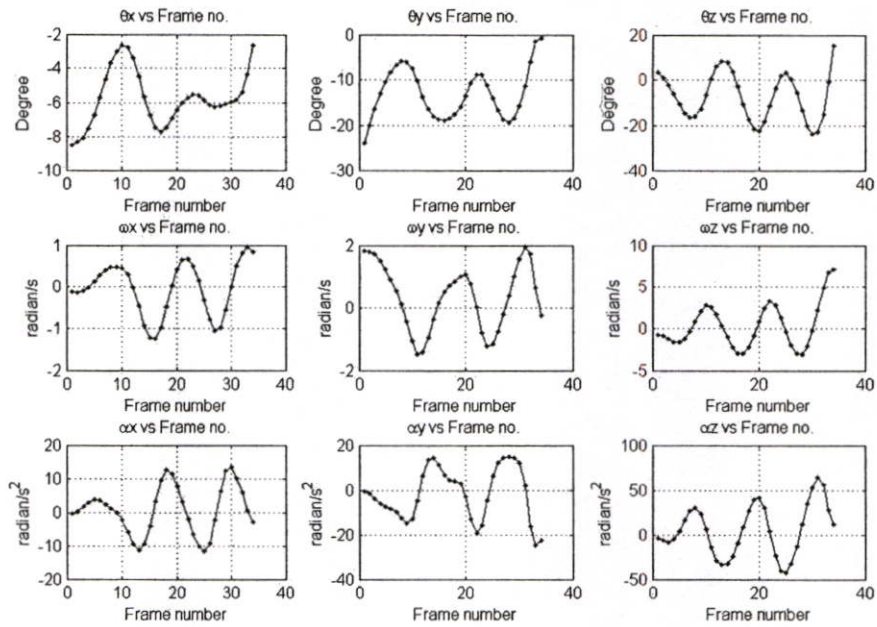


รูปที่ 6.25 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาขวาที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 1

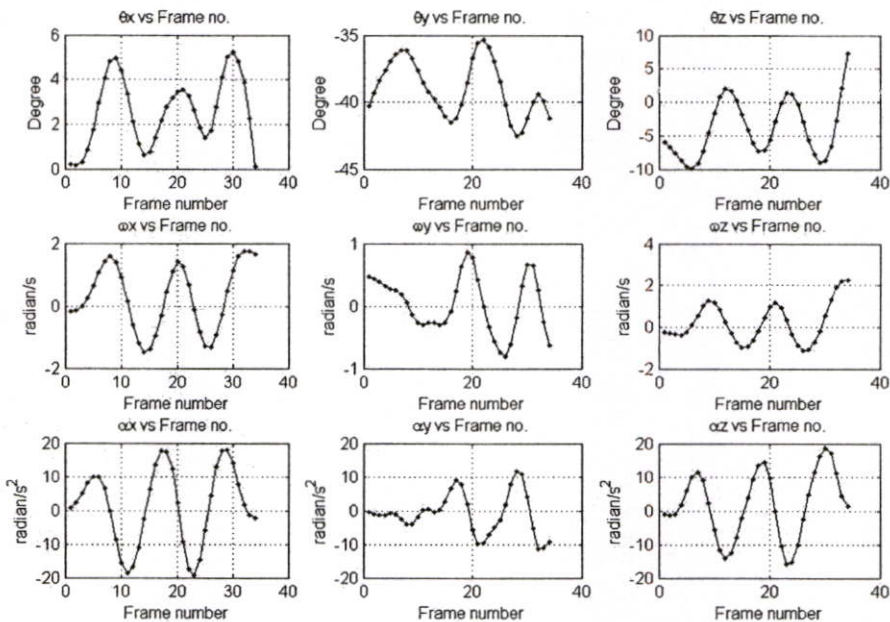


รูปที่ 6.26 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.25 และ 6.26 จะมีลักษณะเป็นคลื่นเหมือนกับกรณีการตรวจจับโดยใช้กล้องเพียง 2 ตัว เพียงแต่มุมที่ได้นั้นอาจมีความแตกต่างกันบ้างเนื่องจากอัตราเฟรมภาพได้ลดลงจาก 25 fps มาเป็น 10 fps จึงทำให้เราไม่สามารถตรวจจับค่าของมุมชิ้นส่วนขาได้ละเอียดมากนัก

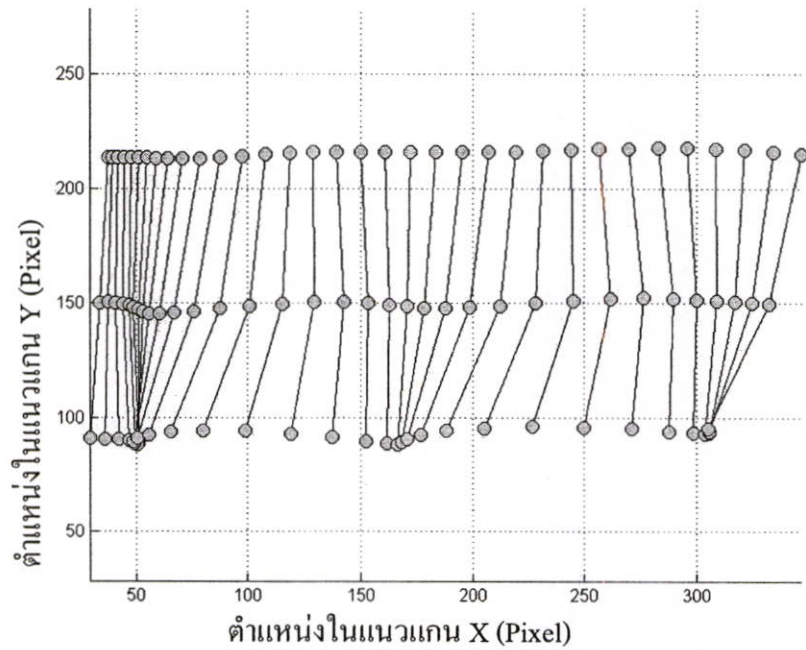


รูปที่ 6.27 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาซ้ายที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 1

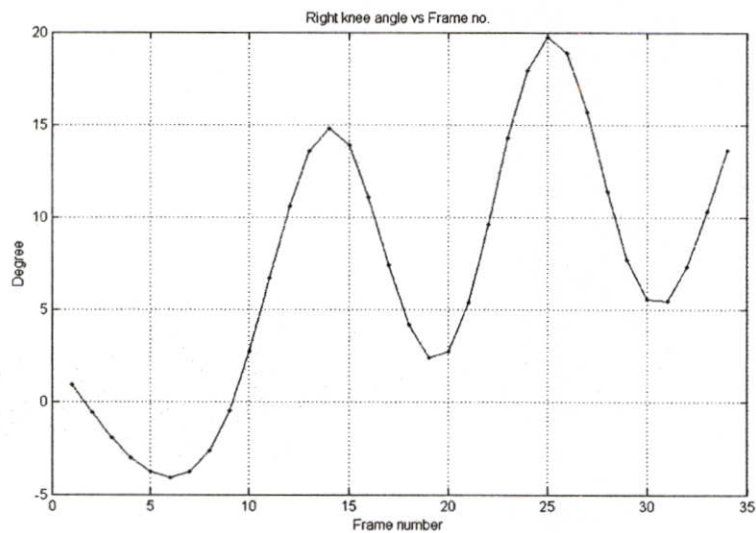


รูปที่ 6.28 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาซ้ายของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.27 และ 6.28 เป็นมุมของชิ้นส่วนขาซ้าย จะมีลักษณะเช่นเดียวกับขาขวาเพียงแต่มี Phase สลับกันและลักษณะของมุมของชิ้นส่วนขาที่สามารถอธิบายได้เช่นเดียวกับกรณีของการใช้กล้อง วิดีทัศน์เพียง 2 ตัว



รูปที่ 6.29 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ของขึ้นส่วนขาจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบของผู้แสดงที่ 1

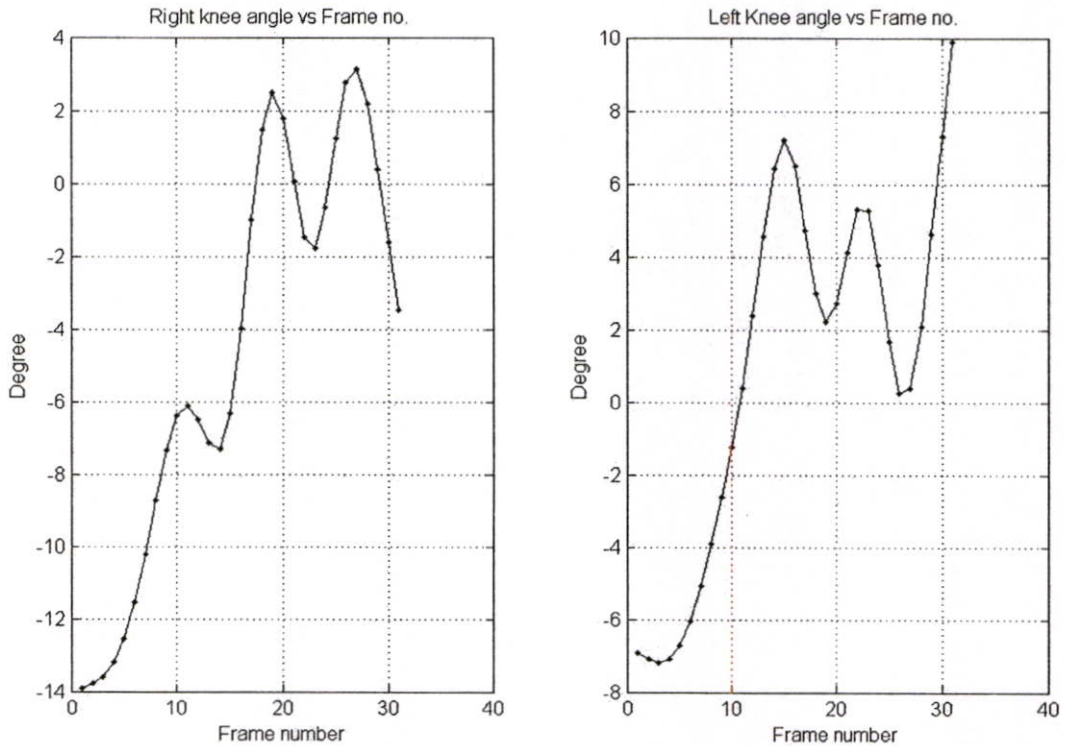


รูปที่ 6.30 แสดงมุมของหัวเข่าจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.29 เป็นตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ตรวจจับได้โดยใช้กล้องตัวที่ 3 เมื่อนำมาคำนวณหาตำแหน่งของมุมของหัวเข่าก็จะได้กราฟดังแสดงในรูปที่ 6.30 ลักษณะกราฟที่ได้ก็จะมีลักษณะเป็นลูกคลื่นตามจังหวะการก้าวเท้าเดินของขาขวาเพียงข้างเดียวเท่านั้นและจะมีลักษณะคล้ายกับกราฟที่ได้จากการคำนวณทางจลนศาสตร์

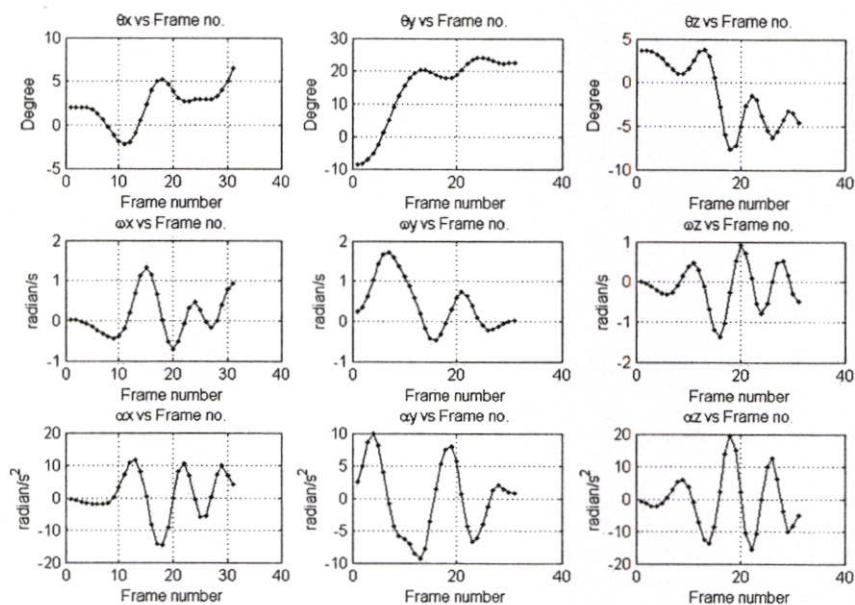
### 6.3.3.2 ผลการวิเคราะห์ของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.31 จะแสดงมุมของหัวเข่าซึ่งจะวัดใน Sagittal plane และรูปที่ 6.32 ถึง 6.35 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขี้นส่วนขาโดยจะแสดง  $\theta_i$ , ค่าความเร็วเชิงมุม ( $\omega_i$ ) และความเร่งเชิงมุม ( $\alpha_i$ ) ของขี้นส่วนขาแต่ละขี้น และรูปที่ 6.36 ถึง 6.37 จะแสดงผลจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบ ซึ่งจะแสดงข้อมูลของค่าต่างๆ ในแต่ละช่วงเวลาที่ผ่านกระบวนการ Smoothing แล้วของผู้แสดงที่ 2 ที่อัตราเฟรมภาพที่ 10 fps

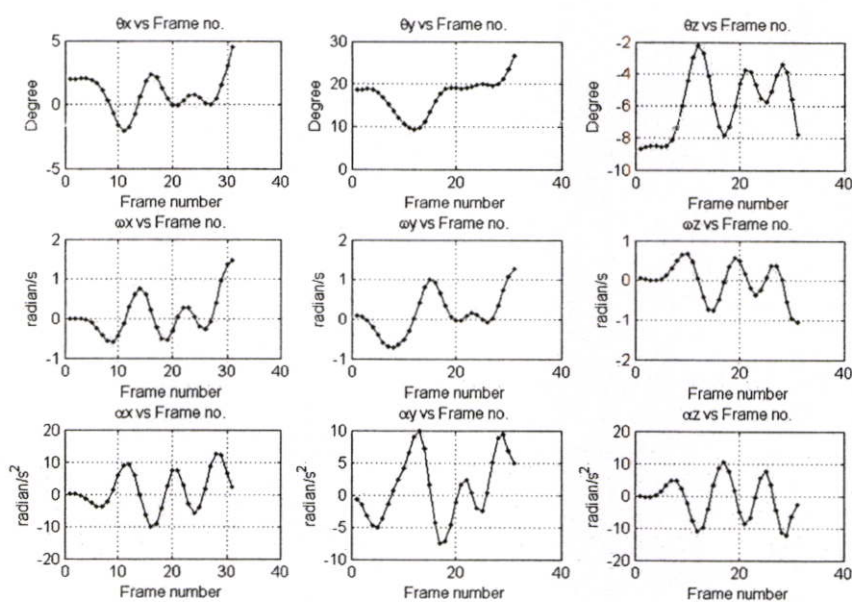


รูปที่ 6.31 แสดงค่าของมุมของหัวเข่าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.31 เป็นกราฟมุมของหัวเข่าของผู้แสดงที่ 2 จะเป็นการเดิน 3 ก้าวเช่นกันซึ่งจะแสดงออกมาในกราฟเป็นคลื่น 3 ลูกแต่ลูกแรกนั้นมุมจะไม่มากเนื่องจากการเตรียมตัวเพื่อการก้าวเท้าของผู้แสดงนั่นเอง สำหรับขาซ้ายและขวานั้นกราฟที่ได้จะมี Phase สลับกัน สำหรับความละเอียดของกราฟที่ได้นั้นก็ จะไม่มีความละเอียดมากนักเนื่องจากอัตราเฟรมภาพมีค่าเพียงแค่ 10 fps เท่านั้น

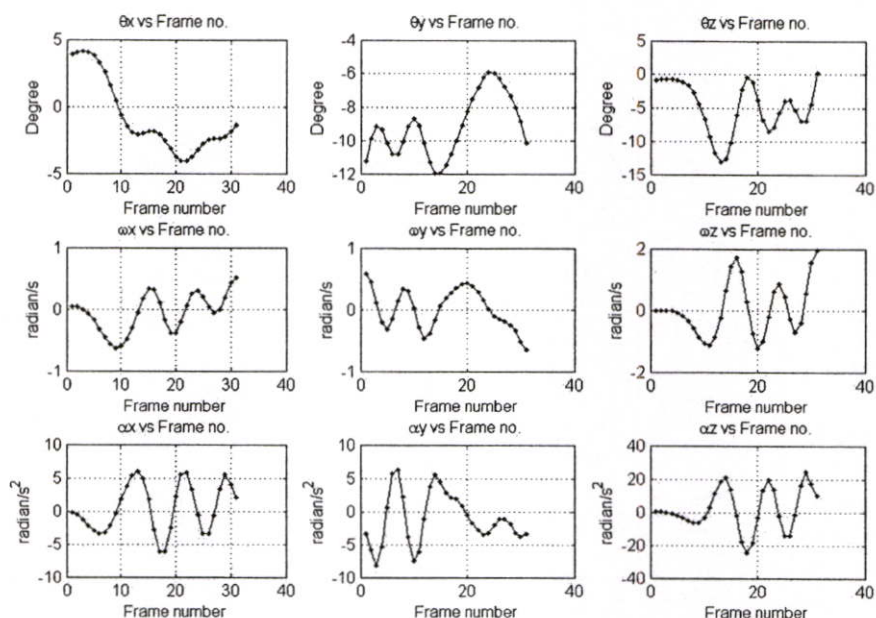


รูปที่ 6.32 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาขวาที่อ่อนล้าของผู้แสดงที่ 2

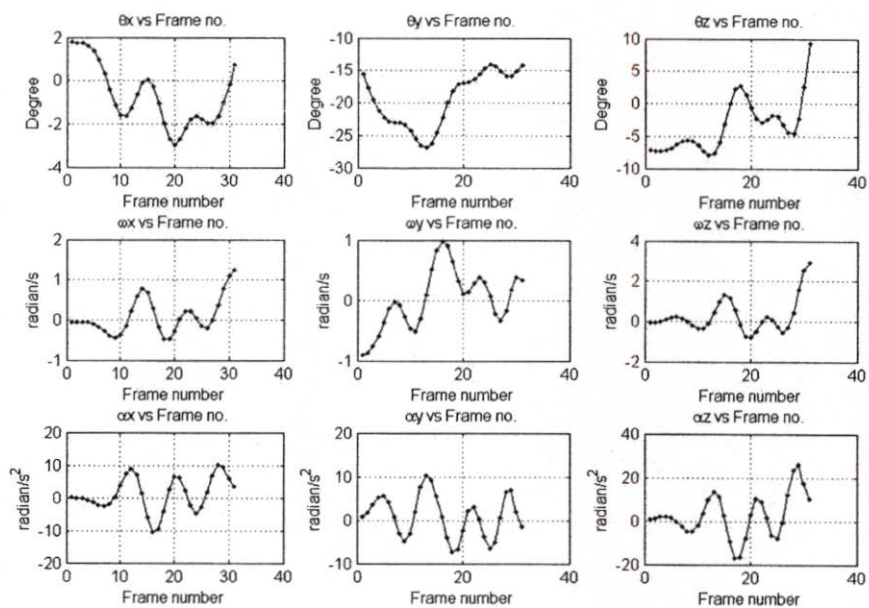


รูปที่ 6.33 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.32 และ 6.33 เป็นกราฟผลการวิเคราะห์ขาขวาของผู้แสดงที่ 2 จะมีลักษณะเป็นคลื่น เหมือนกับการตรวจจับโดยใช้กล้องเพียง 2 ตัวเพียงแต่มุมที่ได้นั้นอาจจะมีความแตกต่างกัน บ้างเนื่องจากอัตราเฟรมภาพได้ลดลงจาก 25 fps มาเป็น 10 fps จึงทำให้เราไม่สามารถตรวจจับค่า ของมุมชิ้นส่วนขาได้ละเอียดมากนัก สำหรับกราฟเหล่านี้นำมาแสดงเพื่ออ้างอิงเทียบกับผลใน กรณีใช้กล้อง 2 ตัวเท่านั้น

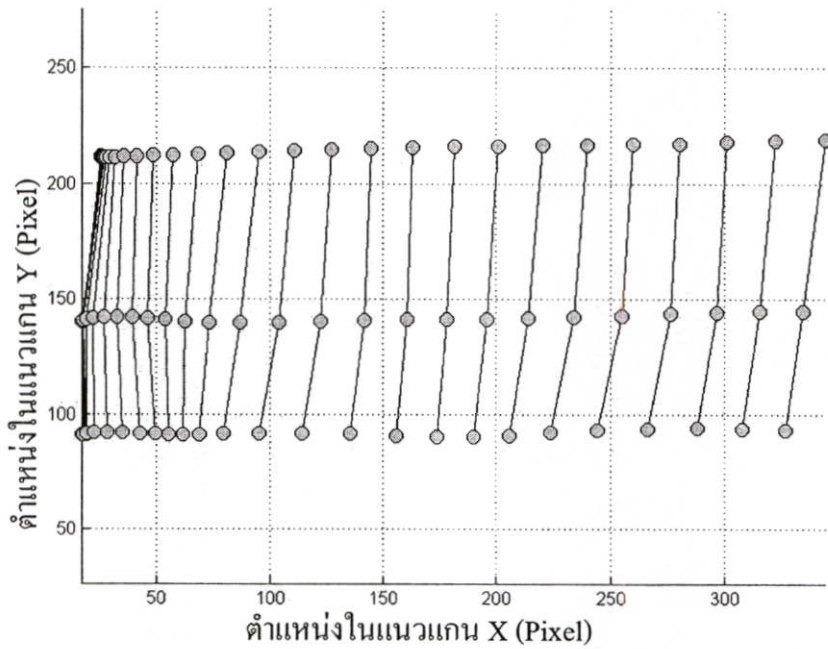


รูปที่ 6.34 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขาซ้ายท่อนล่างของผู้แสดงที่ 2

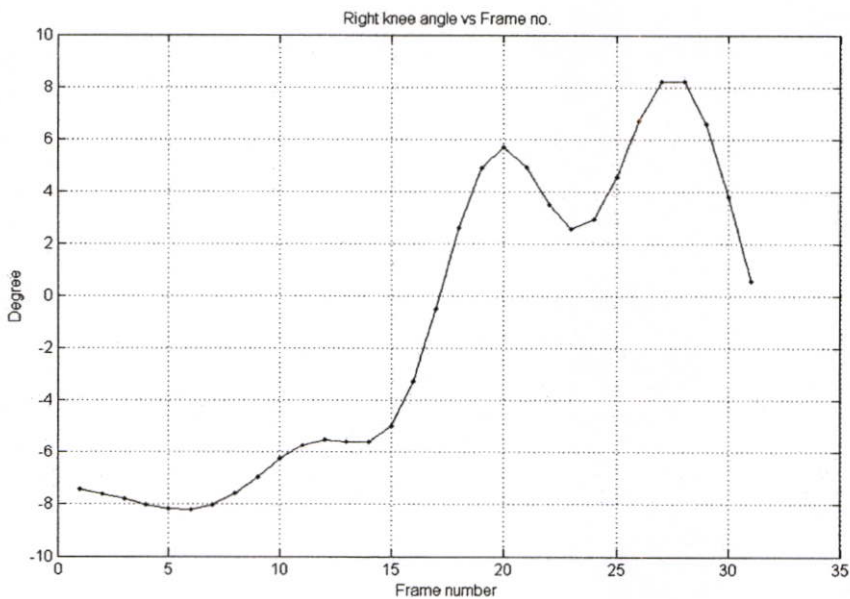


รูปที่ 6.35 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาซ้ายของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.34 และ 6.35 เป็นมุมของชิ้นส่วนขาซ้ายของผู้แสดงที่ 2 จะมีลักษณะเช่นเดียวกับขาขวา เพียงแต่มี Phase สลับกันและลักษณะของมุมของชิ้นส่วนขาที่สามารถอธิบายได้เช่นเดียวกับกรณีของการใช้กล้องวิดีโอเพียง 2 ตัว สำหรับกราฟที่ได้จะมีแนวโน้มคล้ายกับของผู้แสดงที่ 1 เช่นกัน



รูปที่ 6.36 แสดงตำแหน่งของมาร์กเกอร์ของเข่าส่วนขาจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบของผู้แสดงที่ 2

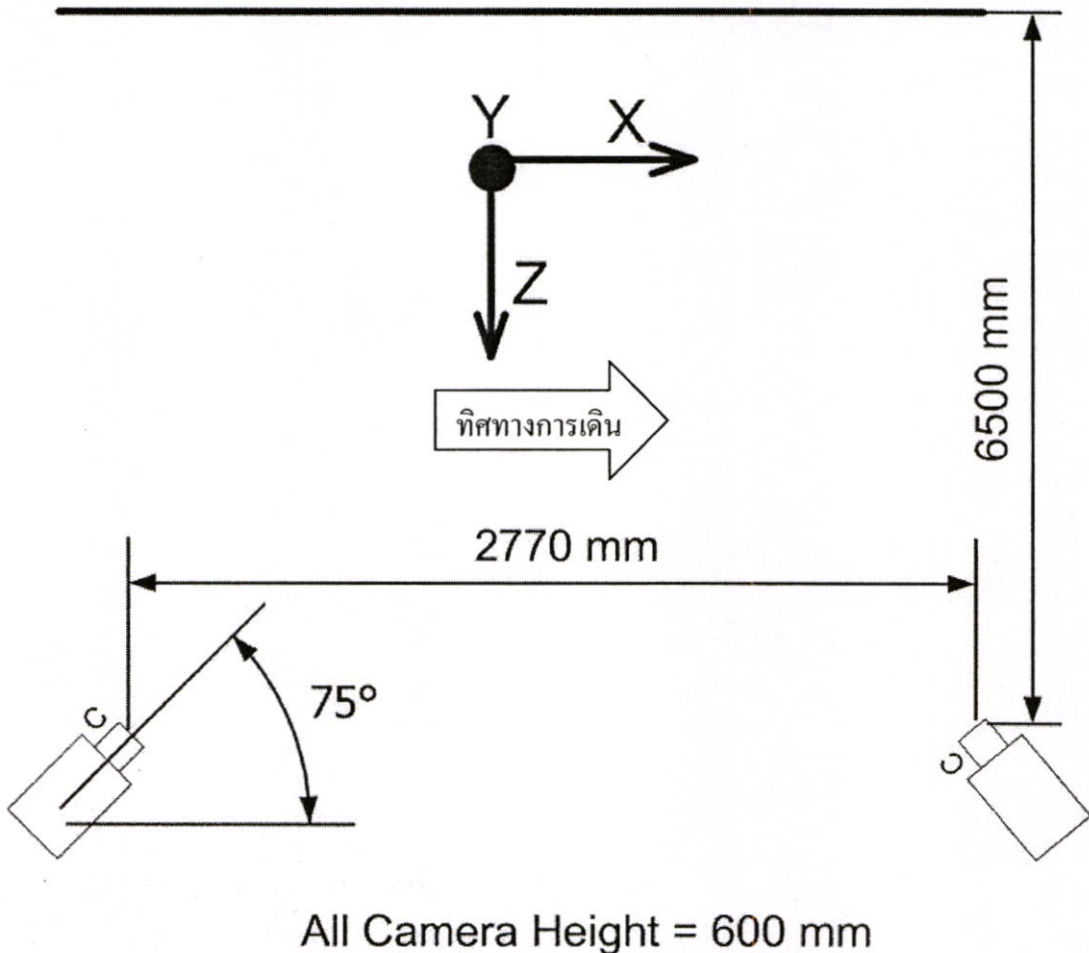


รูปที่ 6.37 แสดงมุมของหัวเข่าจากกล้องวิดีโอที่สนัช่วยตรวจสอบของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.36 เป็นตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ตรวจจับได้โดยใช้กล้องตัวที่ 3 เมื่อนำมาคำนวณหาตำแหน่งของมุมของหัวเข่าก็จะได้กราฟดังแสดงในรูปที่ 6.37 ลักษณะกราฟที่ได้ก็จะมีลักษณะเป็นลูกคลื่นตามจังหวะการก้าวเท้าเดินของขาขวาเพียงข้างเดียวเท่านั้นและจะมีลักษณะคล้ายกับกราฟที่ได้จากการคำนวณทางจลนศาสตร์ ซึ่งจะทำการเปรียบเทียบกันในหัวข้อถัดไป

### 6.3.4 แสดงผลจากการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์สำหรับขาขวา 1 ข้าง

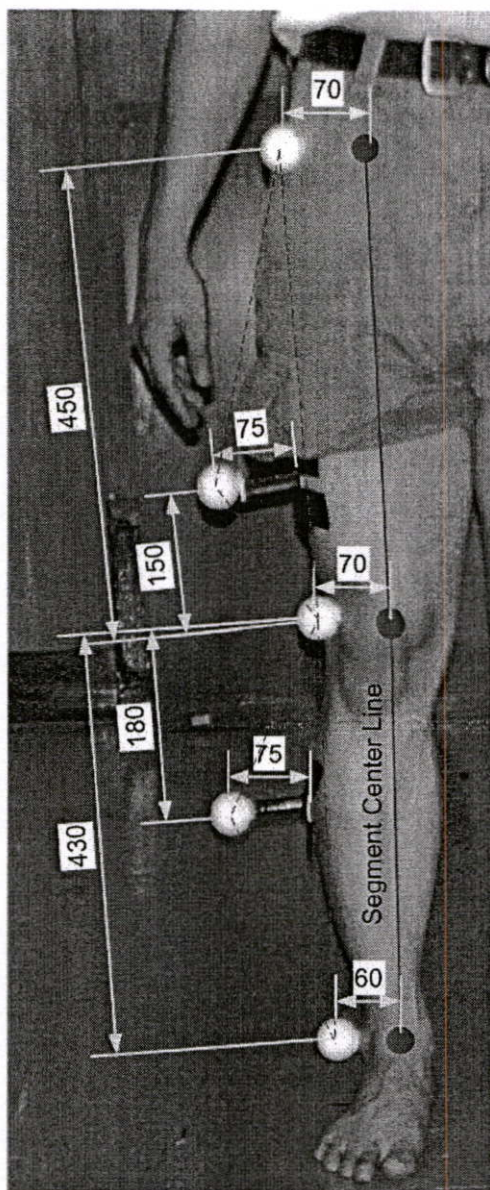
ในการทดลองกับระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวนอกจากจะทำการทดลองตรวจจับการเคลื่อนไหวสำหรับขาทั้ง 2 ข้าง ทางผู้วิจัยยังได้มีการทดลองการตรวจจับการเคลื่อนไหวของขาขวาเพียง 1 ข้างเพื่อนำผลลัพธ์ของมุมหัวเข่ามาเปรียบเทียบกับกรณีตรวจจับขาทั้ง 2 ข้างและผลงานวิจัยของผู้วิจัยท่านอื่น สภาพของการจัดวางอุปกรณ์ต่างๆ และทิศทางการเดินจะเป็นไปตามรูปที่ 6.38



รูปที่ 6.38 แสดงสภาพของการจัดวางอุปกรณ์และทิศทางการเดินในกรณีตรวจจับขาขวา

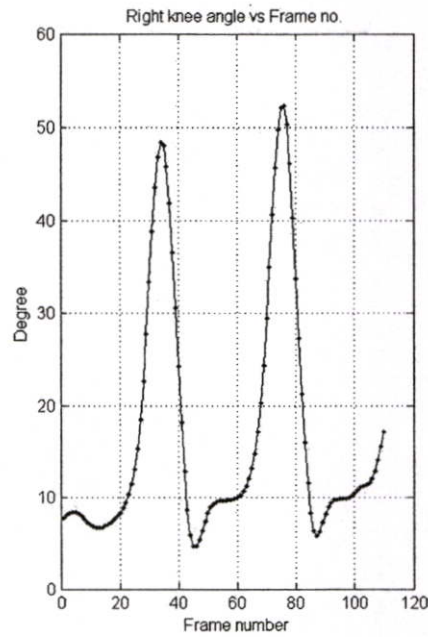
ในกรณีนี้จะทำการทดลองเพื่อตรวจจับการเคลื่อนไหวของขาขวาเพียงข้างเดียวเราจึงปรับทิศทางการเดินใหม่ดังแสดงในรูปที่ 6.8 จะเห็นว่าทิศทางการเดินจะเดินจากกล้องซ้ายไปหากกล้องขวาเพื่อให้การรับภาพของตำแหน่งมาร์กเกอร์ได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้นและให้ผู้แสดงคนที่ 3 ได้เดินในท่าทางที่เป็นปกติมากขึ้น ซึ่งการบังคับมาร์กเกอร์จะมีโอกาสเกิดขึ้นน้อยมาก ดังนั้นจึงต้องมีการปรับแกนของพิกัดอ้างอิงใหม่ดังแสดงในรูปเพื่อให้สัมพันธ์กับแกนของพิกัดของชิ้นส่วนขาที่แสดงในรูปที่ 6.5 สำหรับการปรับแกนพิกัดอ้างอิงนั้นทำได้ง่ายมากโดยทำการคำนวณหา DLT

Parameters ชุดใหม่ เมื่อนำมาทำการคำนวณหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ใน 3 มิติก็จะได้พิกัดที่อ้างอิงกับแกนอ้างอิงใหม่ สำหรับตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ติดตามชิ้นส่วนของผู้แสดงที่ 3 จะมีตำแหน่งติดตั้งดังแสดงในรูปที่ 6.39



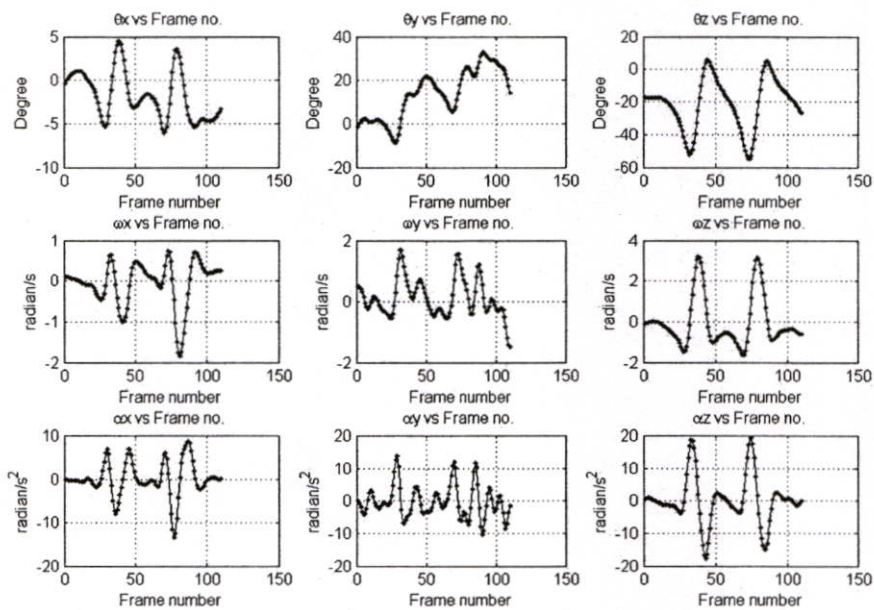
รูปที่ 6.39 แสดงตำแหน่งการติดตั้งมาร์กเกอร์และค่า Offset ของผู้แสดงที่ 3

สำหรับผลการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ของมุมของหัวเข่า, ค่าความเร็วและความเร่งของชิ้นส่วนขาขวาจะใช้อัตราเฟรมภาพที่ 25 fps และจะแสดงมาในรูปแบบของกราฟเช่นเดียวกับการวิเคราะห์ขาทั้ง 2 ข้างดังแสดงในรูปที่ 6.40 ถึงรูปที่ 6.42

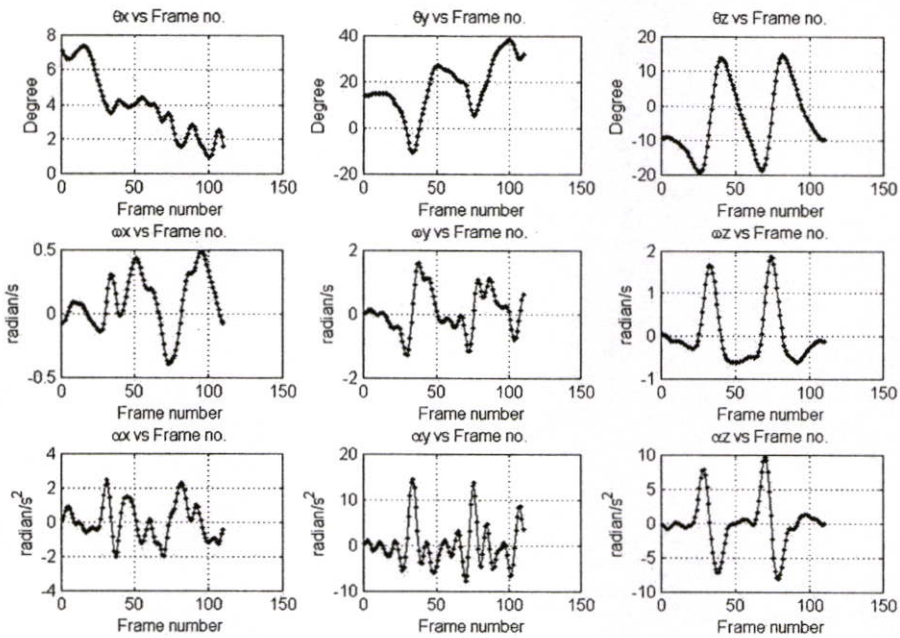


รูปที่ 6.40 แสดงค่าของมุมของหัวเข่าใน Sagittal Plane ของผู้แสดงที่ 3

รูปที่ 6.40 แสดงมุมของหัวเข่าของผู้แสดงที่ 3 กรณีมีการตรวจจับขาขวาเพียงข้างเดียว ลักษณะกราฟที่ได้จะมีลักษณะเป็นลูกคลื่นเหมือนในกรณีตรวจจับขาทั้ง 2 ข้าง ในรูปนี้ผู้แสดงมีการก้าวเท้าเพียง 2 ก้าวและ มุมที่มากจะแสดงถึงช่วงการแกว่งเท้าของขาขวา (Swing phase)



รูปที่ 6.41 แสดงผลการวิเคราะห์หัจฉน์ศาสตร์ของขาขวาที่อ่อนล่างของผู้แสดงที่ 3



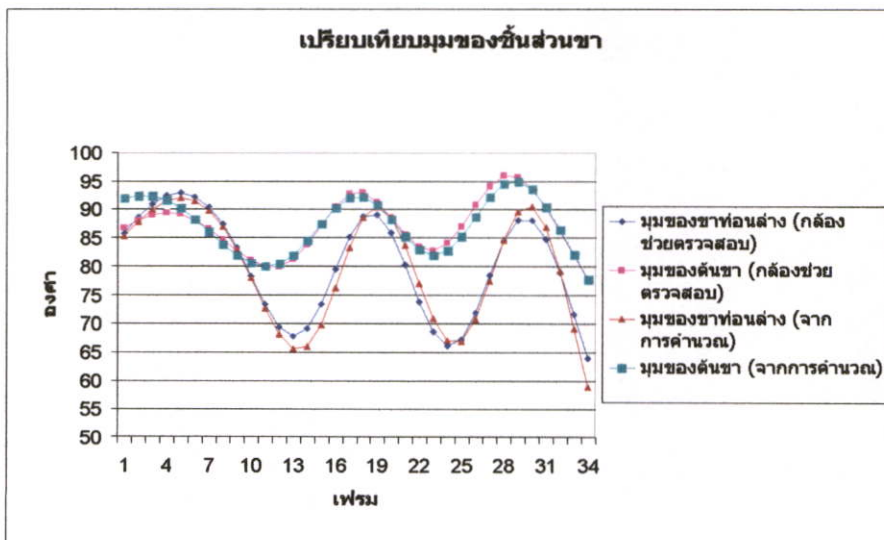
รูปที่ 6.42 แสดงผลการวิเคราะห์จลนศาสตร์ของต้นขาขวาของผู้แสดงที่ 3

รูปที่ 6.41 และ 6.42 จะเป็นการแสดงมุมของชิ้นส่วนขาขวาในส่วนต้นขาและขาขวาตอนล่างของผู้แสดงที่ 3 ในกรณีตรวจจับขาขวาเพียงข้างเดียว จากท่าทางการเดินของมนุษย์จะมีลักษณะเป็นลูกคลื่นตามจังหวะการก้าวเดิน ลักษณะกราฟที่ได้จะคล้ายกับการตรวจจับขาพร้อมกันทั้ง 2 ข้าง กล่าวคือมุมของชิ้นส่วนขาในแนวแกน Z จะเห็นเป็นคลื่นเด่นชัดที่สุด จะสังเกตเห็นว่ามุมของขาตอนล่างจะมากกว่าของต้นขาเนื่องจากการเดินจะมีการแกว่งขามากนั่นเอง สำหรับในแนวแกนอื่นๆ ก็เห็นเป็นคลื่นเช่นกัน สำหรับความเร็วและความเร่งเชิงมุมนั้นจะเป็นคลื่นที่มียอดคลื่นมากกว่าเนื่องจากเรานำค่ามุมที่เปลี่ยนไปมาคำนวณเทียบกับเวลาของแต่ละเฟรมภาพโดยใช้วิธี Finite Different สำหรับผู้แสดงที่ 3 จะมีการก้าวเท้าเพียง 2 ก้าว ซึ่งเพียงพอที่จะใช้เป็นข้อมูลสำหรับการวิเคราะห์ทางการแพทย์

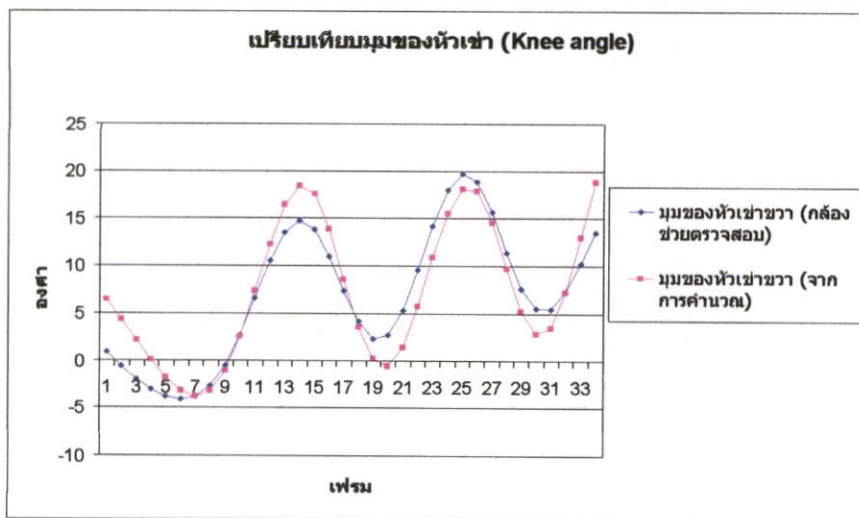
สำหรับผลที่ได้จากการวิเคราะห์สำหรับขาขวาเพียงข้างเดียวนั้นจากกราฟที่ได้นั้นมีลักษณะและแนวโน้มที่เป็นไปในลักษณะเดียวกับในกรณีที่ทำกรวิเคราะห์ขาทั้ง 2 ข้างพร้อมกัน กราฟก็มีลักษณะเป็นคาบตามจังหวะของการก้าวเท้าเดิน ในการเดินนั้นผู้แสดงคนที่ 3 สามารถเดินได้ในลักษณะปกติและไม่ต้องกังวลกับการบังคับของมาร์กเกอร์ ดังนั้นกราฟของมุมของหัวเข่าที่ได้จึงมีความแตกต่างจากการวิเคราะห์ขาทั้ง 2 ข้างอยู่บ้าง เนื่องจากการวิเคราะห์ขาทั้ง 2 ข้างในการทดลองมักจะมีการบังคับของมาร์กเกอร์เกิดขึ้นได้ง่าย ท่วงท่าการเดินก็อาจจะไม่เป็นไปตามปกติ สำหรับข้อมูลต่างๆ ก็ได้ส่งออกมาในรูปแบบ Excel และสามารถนำไปแปรรูปเพื่อนำไปวิเคราะห์ทางการแพทย์ดังได้แสดงในหัวข้อถัดไป

## 6.4 เปรียบเทียบผลการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์และผลจากกล้องวิดีโอที่ค้นช่วยตรวจสอบ (Check Camera)

### 6.4.1 เปรียบเทียบผลของผู้แสดงที่ 1

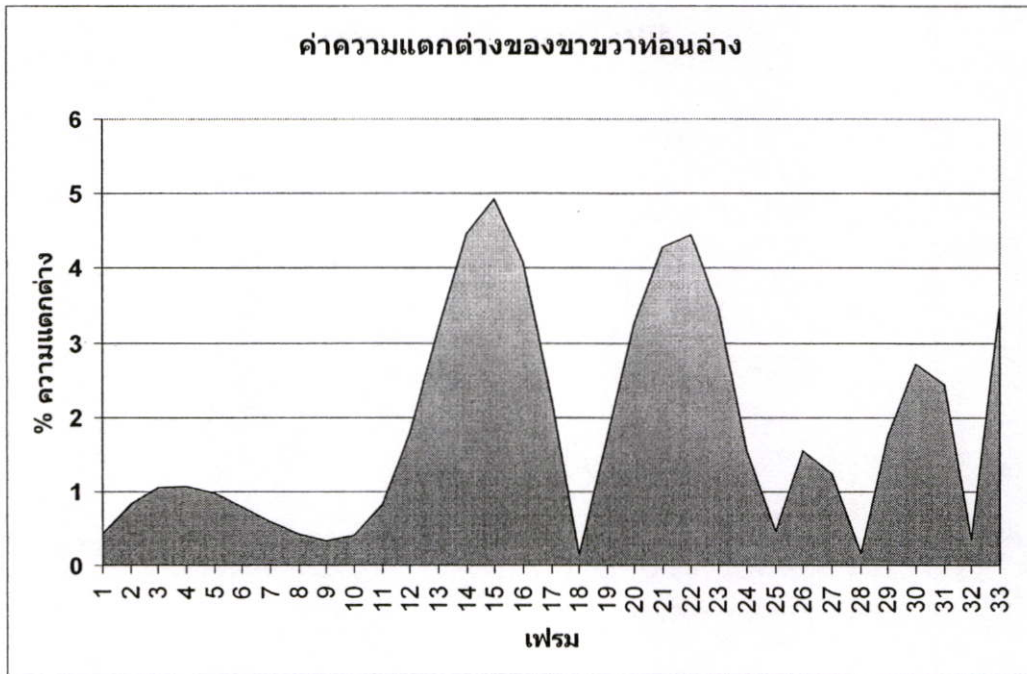


รูปที่ 6.43 แสดงผลการเปรียบเทียบมุมของขิ้นส่วนขาของผู้แสดงที่ 1

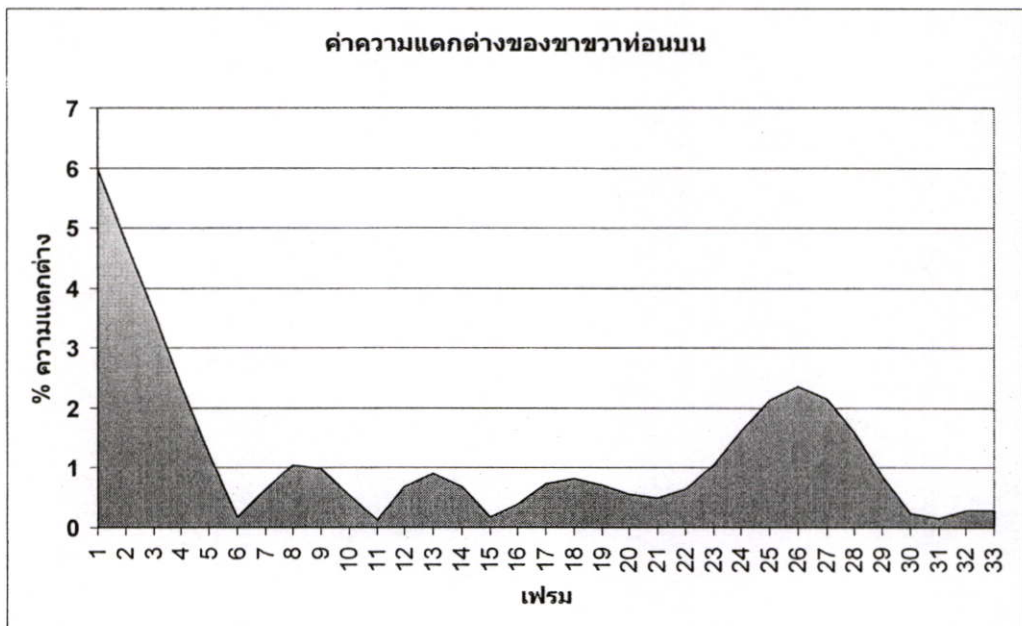


รูปที่ 6.44 แสดงผลการเปรียบเทียบมุมของหัวเข่าของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.43 และ 6.44 จะเป็นการเปรียบเทียบมุมของขิ้นส่วนขาขาที่คำนวณ ได้กับมุมของขาขาที่ได้จากกล้องวิดีโอที่ค้นช่วยตรวจสอบของผู้แสดงที่ 1 จากกราฟที่ได้จะเห็นว่าค่ามุมของขิ้นส่วนขาที่อนบนและที่อนล่างมีค่าใกล้เคียงกัน และเมื่อเปรียบเทียบมุมของหัวเข่าข้างขวาก็จะมีลักษณะใกล้เคียงกัน



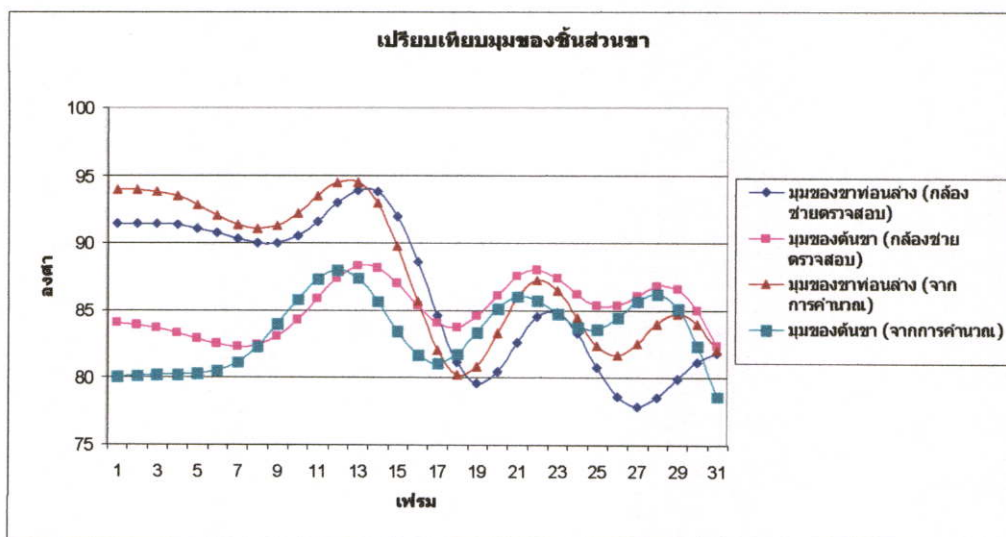
รูปที่ 6.45 แสดงค่าความแตกต่างของนมของชาชาวทอนล่างของผู้แสดงที่ 1



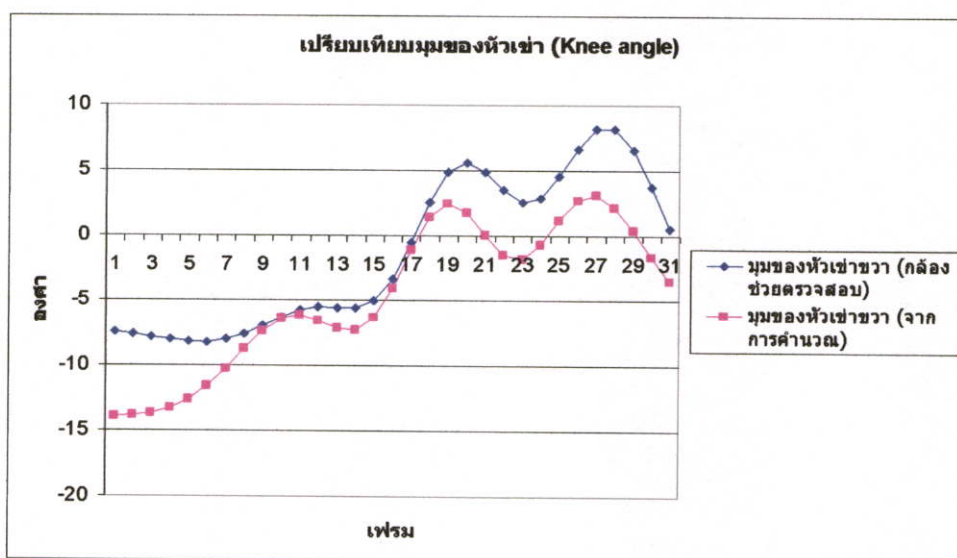
รูปที่ 6.46 แสดงค่าความแตกต่างของนมของชาชาวทอนบนของผู้แสดงที่ 1

รูปที่ 6.43 และ 6.44 แสดงถึงผลการเปรียบเทียบของนมของชิ้นส่วนชาและหัวเช่า สำหรับรูปที่ 6.45 และ 6.46 แสดงค่าความแตกต่างของนมของชิ้นส่วนชาเป็นเปอร์เซ็นต์ของผู้แสดงที่ 1 จากการเปรียบเทียบค่าความแตกต่างสำหรับชาชาวทอนล่างมีค่าโดยเฉลี่ยเท่ากับ 1.45 องศาหรือ 1.86% และสำหรับชาชาวทอนบนจะมีค่าความแตกต่าง โดยเฉลี่ยเท่ากับ 1.09 องศาหรือ 1.24 %

## 6.4.2 เปรียบเทียบผลของผู้แสดงที่ 2

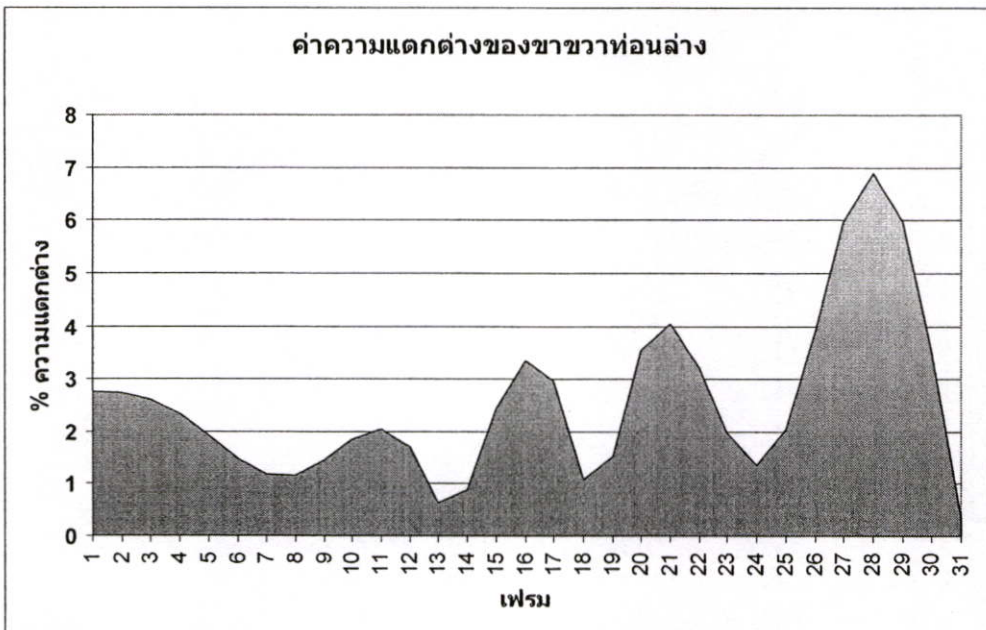


รูปที่ 6.47 แสดงผลการเปรียบเทียบมุมของชิ้นส่วนขาของผู้แสดงที่ 2

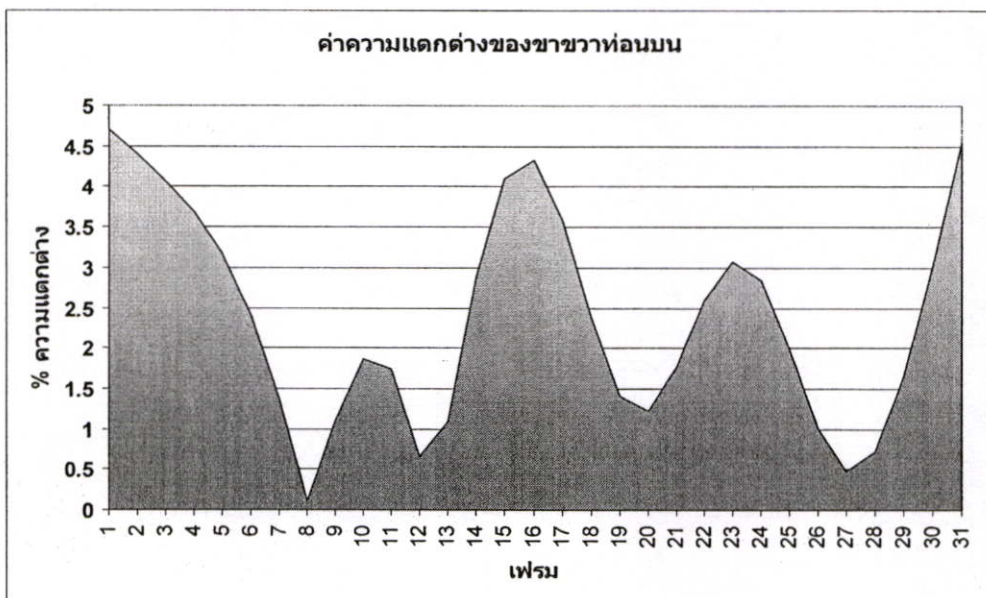


รูปที่ 6.48 แสดงผลการเปรียบเทียบมุมของหัวเข่าของผู้แสดงที่ 2

รูปที่ 6.47 และ 6.48 จะเป็นการเปรียบเทียบมุมของชิ้นส่วนขาขวาที่คำนวณได้กับมุมของขาขวาที่ได้จากกล้องวิดีโอที่สนับช่วยตรวจสอบของผู้แสดงที่ 2 จากกราฟที่ได้จะเห็นว่าค่ามุมของชิ้นส่วนขาท่อนบนและท่อนล่างมีค่าใกล้เคียงกัน และเมื่อเปรียบเทียบมุมของหัวเข่าข้างขวาก็จะมีลักษณะใกล้เคียงกัน สำหรับความแตกต่างที่เกิดขึ้นนั้นจะเป็นผลเนื่องมาจากการตั้งกล้องในมุมที่แตกต่างกันทำให้การตรวจจับมาร์กเกอร์มีความแตกต่างกันจึงทำให้กราฟที่ได้มีค่าแตกต่างกันไปด้วย สำหรับปัญหาที่เกิดขึ้นจะอธิบายในบทต่อไป



รูปที่ 6.49 แสดงค่าความแตกต่างของมุมของชาชาวทอนล่างของผู้แสดงที่ 2

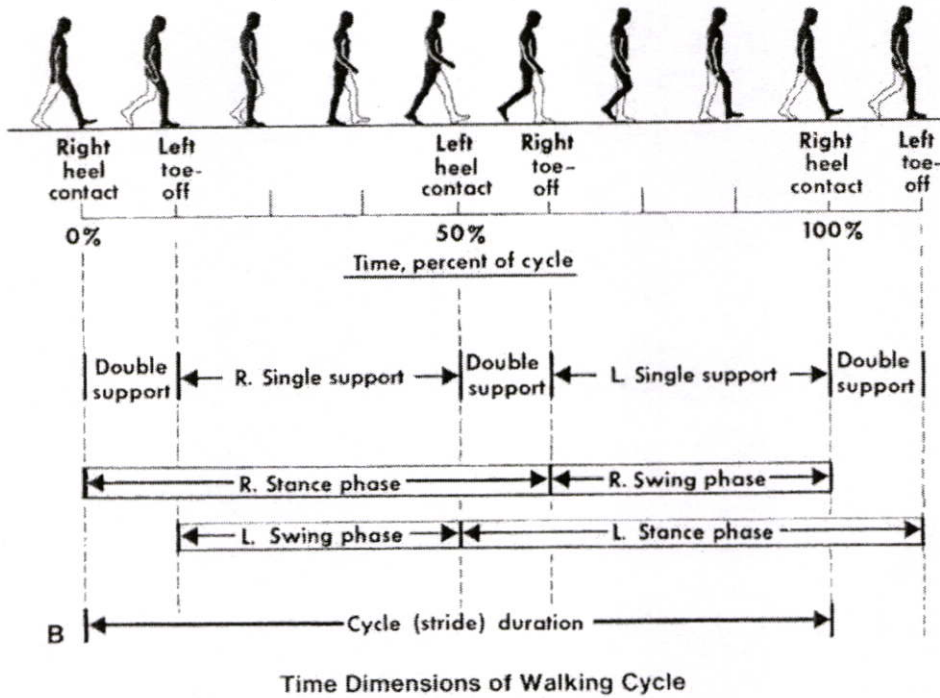


รูปที่ 6.50 แสดงค่าความแตกต่างของมุมของชาชาวทอนบนของผู้แสดงที่ 2

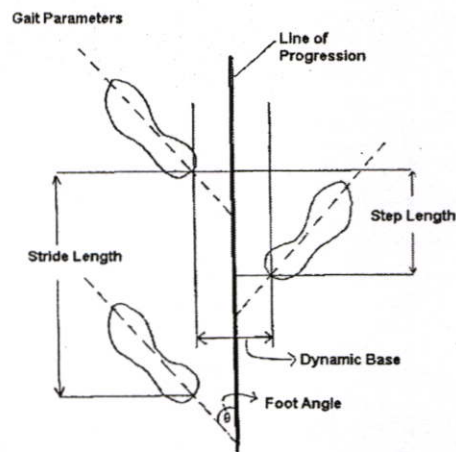
รูปที่ 6.47 และ 6.48 แสดงถึงผลการเปรียบเทียบของมุมของชิ้นส่วนชาและหัวเข่า สำหรับรูปที่ 6.49 และ 6.50 แสดงค่าความแตกต่างของมุมของชิ้นส่วนชาเป็นเปอร์เซ็นต์ของผู้แสดงที่ 2 จากการเปรียบเทียบค่าความแตกต่างสำหรับชาชาวทอนล่างมีค่าโดยเฉลี่ยเท่ากับ 2.15 องศาหรือ 2.54 % และสำหรับชาชาวทอนบนจะมีค่าความแตกต่างโดยเฉลี่ยเท่ากับ 2.03 องศาหรือ 2.39 %

## 6.5 ลักษณะการเดินของมนุษย์

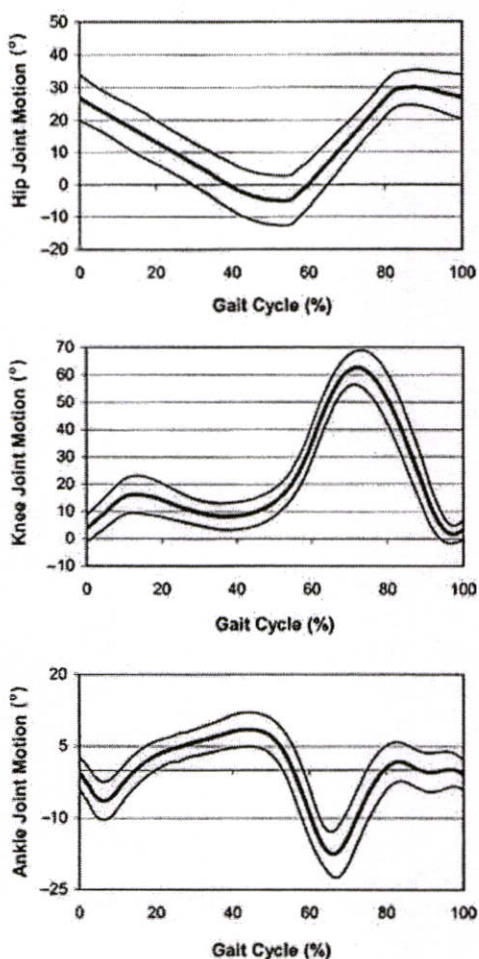
ลักษณะท่าทางการเดินของมนุษย์จะเป็นไปตามรูปที่ 6.51 โดยใน 1 รอบวัฏจักรจะประกอบไปด้วย Stance phase และช่วง Swing phase ในรูปที่ 6.51 จะแสดงเหตุการณ์ทั้งหมดที่เกิดขึ้น โดยเริ่มตั้งแต่ ส้นเท้าขวาสัมผัสพื้น ไปจนถึงจังหวะส้นเท้าขวาสัมผัสพื้นอีกที ถือว่าจบรอบของวัฏจักรการเดินนับเป็น 1 Stride length (100%) ดังแสดงในรูปที่ 6.52



รูปที่ 6.51 แสดงลักษณะท่าทางการเดิน ใน 1 รอบวัฏจักรของการเดิน



รูปที่ 6.52 แสดง Stride length และ Step length ของการเดิน ใน 1 รอบวัฏจักรของการเดิน

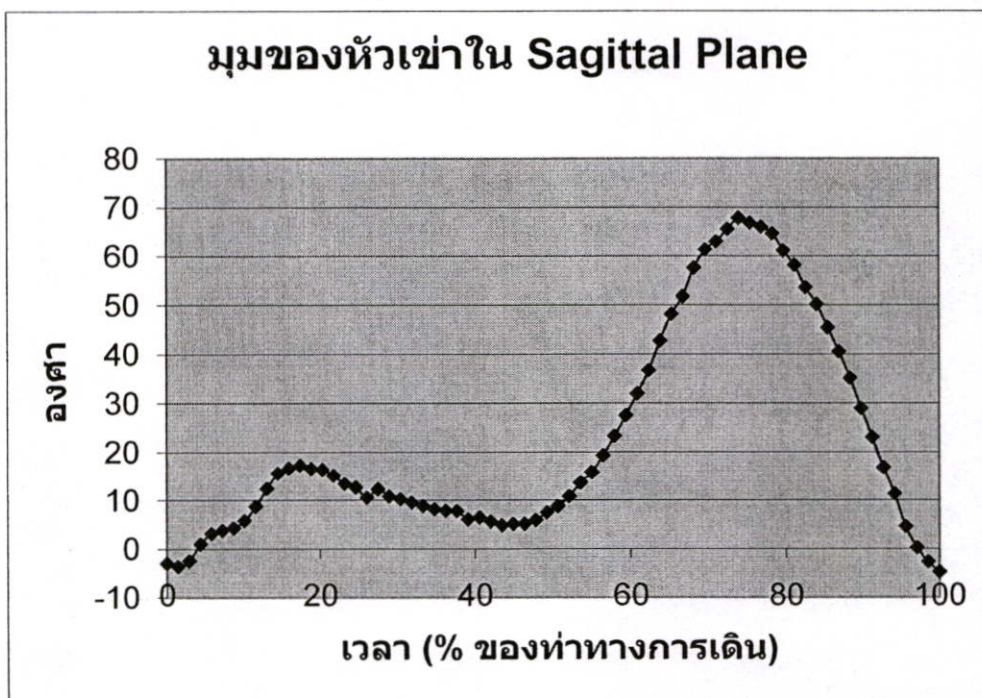


รูปที่ 6.53 แสดงตัวอย่างมุมของข้อต่อต่างๆ ของขาขวาใน Sagittal plane

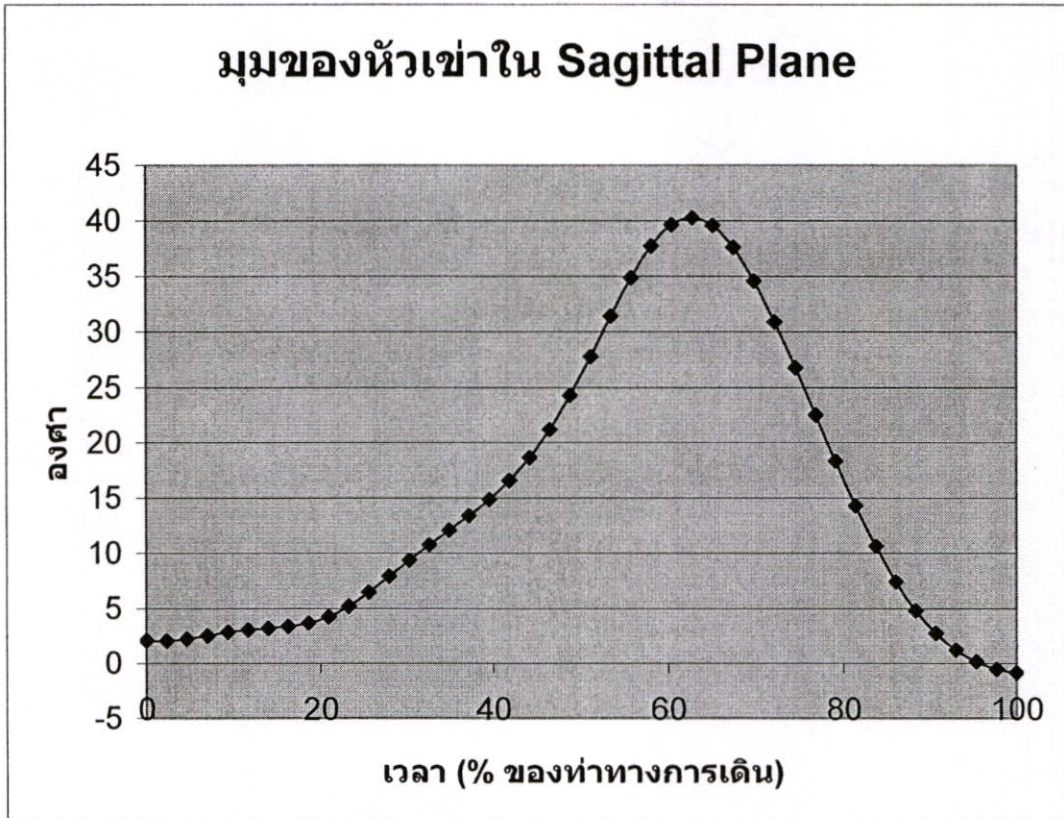
จากรูปที่ 6.52 จะแสดงการวัดระยะของ Stride length และ Step length ใน 1 วัฏจักรการเดินของมนุษย์ สำหรับการนำข้อมูลที่ได้จากห้องปฏิบัติการไปใช้ในทางการแพทย์ โดยทั่วๆไปมักจะแสดงผลออกมาในรูปแบบของกราฟและส่วนมากก็จะเป็นการแสดงผลของมุมของข้อต่อใน Sagittal plane (XY) ดังแสดงในรูปที่ 6.53 ซึ่งจะเป็นตัวอย่างของมุมของข้อต่อของสะโพก, หัวเข่า และข้อเท้าใน Sagittal plane ของการเดินใน 1 รอบวัฏจักรของบุคคลปกติ (คิดเป็น 100%) ข้อมูลเหล่านี้ได้มาจากผลงานวิจัยของ D.A. Winter ในการนำไปวิเคราะห์ผู้ป่วยที่เป็นโรคต่างๆ เช่น โรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) หรือ โรคสมองพิการแต่กำเนิด (Cerebral palsy) หลังจากทำการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายแล้วนำมาแสดงผลเป็นกราฟ ลักษณะของกราฟเหล่านี้เบี่ยงเบนไปจากบุคคลที่มีสภาพปกติ แพทย์ก็จะนำข้อมูลเหล่านี้ไปวินิจฉัยโรคต่อไป

## 6.6 เปรียบเทียบผลการทดลอง

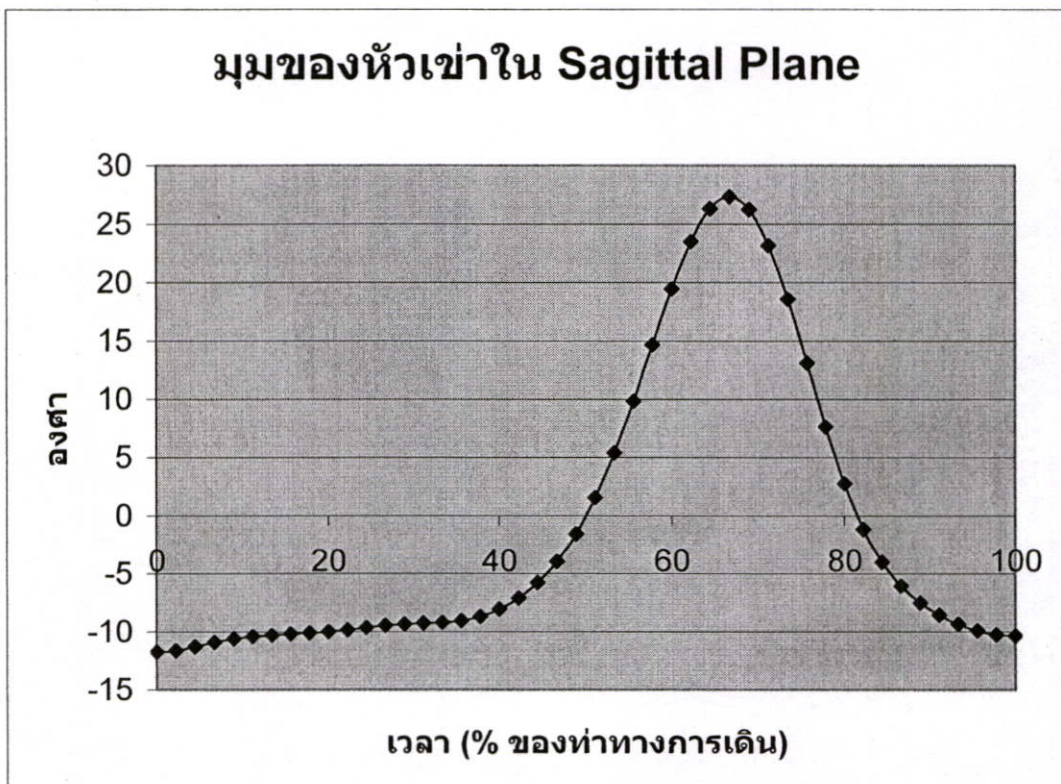
ในการทดลองและการวิจัยในด้านชีวกลศาสตร์ มีผลงานของนักวิจัยที่เป็นที่ยอมรับและใช้เป็นข้อมูลอ้างอิงมากมายคือ D.A. Winter [6] ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้นำข้อมูลบางส่วนของ D.A. Winter มาเปรียบเทียบกับผลการทดลองที่ได้ โดยจะเป็นมุมของหัวเข่าของขาขวาใน Sagittal Plane ดังแสดงในรูปที่ 6.54 ซึ่งจะเป็นข้อมูลอ้างอิงที่ 70 fps ในรูปที่ 6.55 จะเป็นของผู้แสดงคนที่ 1 , รูปที่ 6.56 จะเป็นของผู้แสดงคนที่ 2 และรูปที่ 6.57 จะเป็นของผู้แสดงคนที่ 3 ซึ่งจากการทดลองที่ได้จะเป็นข้อมูลที่ 25 fps ดังนั้นการเปรียบเทียบโดยตรงจึงทำไม่ได้ แต่เราสามารถดูลักษณะของข้อมูลที่แสดงในรูปแบบของกราฟซึ่งจะมีลักษณะแนวโน้มในลักษณะเดียวกันดังนั้นข้อมูลที่ได้อาจการทดลองจึงถือว่ายอมรับได้ กล่าวคือในช่วงเวลา 60% ถึง 80% จะเป็นช่วง Swing phase ของขาขวาซึ่งเป็นบริเวณที่มีมุมของหัวเข่ามีค่ามากที่สุด จากกราฟในรูปที่ 6.54 ถึง 6.57 บริเวณดังกล่าวจะเกิดในลักษณะที่คล้ายกัน สำหรับส่วนอื่นๆ ของกราฟที่มีความแตกต่างกันนั้นสามารถวิเคราะห์ได้สาเหตุมาจากขีดจำกัดของทรัพยากรที่ใช้ในการทดลองและการเดินด้วยท่าทางที่ไม่เป็นปกติเนื่องจากการกังวลเกี่ยวกับปัญหาการบังคับของมาร์กเกอร์ในขณะที่ทำการเดิน นอกจากนี้ปัญหานี้ก็เป็นสาเหตุที่ทำให้เราไม่สามารถแสดงกราฟของมุมของสะโพกกับข้อเท้าได้ กล่าวคือไม่สามารถติดมาร์กเกอร์บนลำตัวและข้อเท้าของผู้แสดงได้เนื่องจากอยู่ในตำแหน่งที่กล้องสามารถจับภาพได้ ทำให้การทดลองนี้จึงแสดงผลได้สำหรับขาท่อนล่างและขาท่อนบนซ้ายและขวาเท่านั้น จึงทำให้แสดงกราฟได้เพียงมุมของหัวเข่าได้เท่านั้น



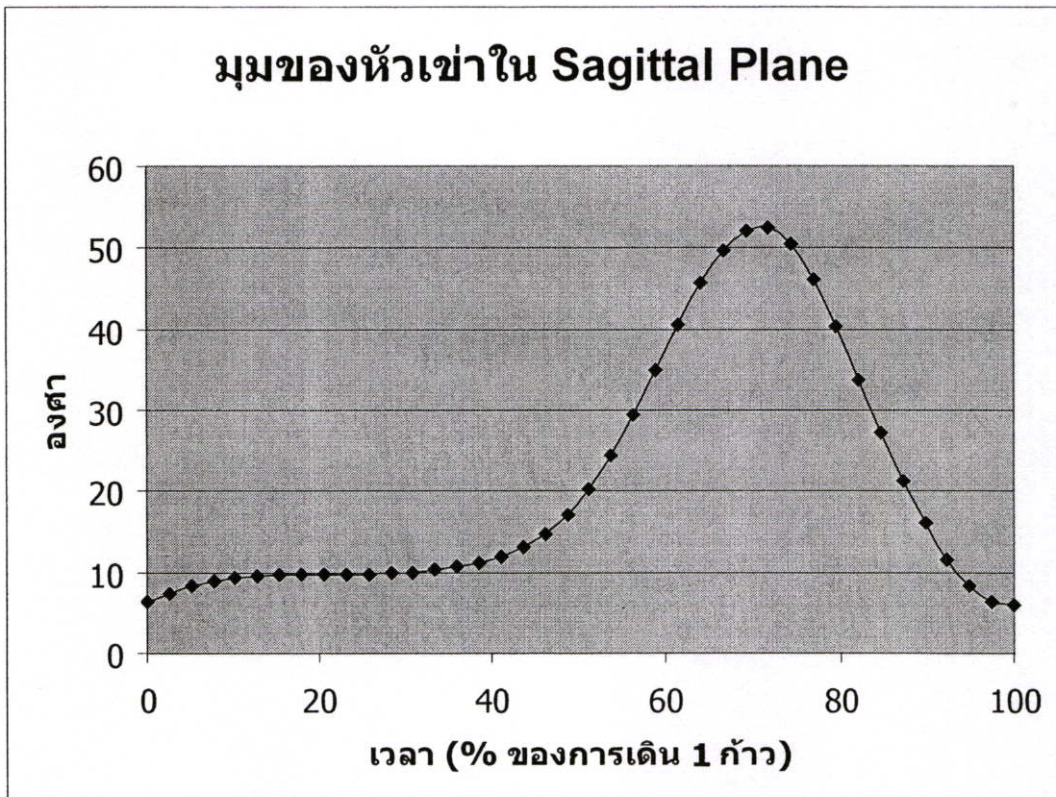
รูปที่ 6.54 แสดงมุมของหัวเข่าใน Sagittal plane จากงานวิจัยของ D.A. Winter



รูปที่ 6.55 แสดงมุมของหัวเข่าใน Sagittal plane ของผู้แสดงที่ 1



รูปที่ 6.56 แสดงมุมของหัวเข่าใน Sagittal plane ของผู้แสดงที่ 2



รูปที่ 6.57 แสดงมุมของหัวเข่าใน Sagittal plane ของผู้แสดงที่ 3

## 6.7 สรุป

ในบทนี้ได้กล่าวถึงอุปกรณ์การทดลองซึ่งจะเห็นได้ว่าอุปกรณ์จะไม่ซับซ้อนและมีราคา ถูกสามารถหาได้ง่าย ดังนั้นถ้าต้องการให้ระบบการตรวจจับมีประสิทธิภาพที่สูงขึ้นเราก็สามารถ เปลี่ยนไปใช้อุปกรณ์ที่มีความสามารถสูงขึ้นอาทิเช่น ใช้กล้องถ่ายวิดีโอที่มีค่าอัตราเฟรมภาพ สูงขึ้นรวมทั้งอาจจะเพิ่มจำนวนกล้องให้มีจำนวนเพิ่มมากขึ้น ต่อจากนั้นได้กล่าวถึงวิธีการทดลอง โดยใช้โปรแกรมที่ผู้วิจัยได้พัฒนาขึ้นโดยใช้ภาษาโปรแกรมของ MATLAB ซึ่งจะทำางานด้านการ ประมวลผลภาพ, วิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ และได้แสดงผลการทดสอบมาในรูปแบบต่างๆ เช่น กราฟ, คอมพิวเตอร์อนิเมชัน และ Microsoft Excel ในการทดลองนี้ได้ทำการทดลองกับผู้แสดง 2 คนและได้มีการตรวจสอบผลการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ 3 มิติซึ่งก็คือมุมของชิ้นส่วนขาข้างขวา เทียบกับมุมของขาข้างขวาที่ได้จากกล้องวิดีโอที่ช่วยตรวจสอบ (Check Camera) ผลที่ได้มีความ ใกล้เคียงกันอย่างยิ่งดังที่แสดงให้เห็นไปแล้วจากหัวข้อที่ 6.4 สาเหตุที่เกิดความแตกต่างกันนั้น ประกอบด้วยปัญหาในการตรวจจับมาร์กเกอร์, การประมวลผลภาพ, การติดตั้งมาร์กเกอร์บนขา ซึ่งผิวหนังของมนุษย์นั้นสามารถขยับไปมาได้ในขณะที่เดิน, ปัญหาเรื่องแสงสว่างและปัญหาการ บดบังของมาร์กเกอร์เป็นต้น นอกจากนี้ยังได้ทำการทดลองเพิ่มเติมอีกลักษณะคือการตรวจจับขา ขวาเพียงข้างเดียวและมีทิศทางการเดินไปตามแนวจากกล้องซ้ายไปกล้องขวา ผลการวิเคราะห์ทาง

จลน์ศาสตร์ที่ได้ก็มีแนวโน้มเป็นไปในทิศทางเดียวกับผลการวิเคราะห์ทางจลน์ศาสตร์ของขาทั้ง 2 ข้าง และเมื่อนำผลของมุมของหัวเข่าที่ได้ทั้งหมดมาแปรรูปแบบข้อมูลเป็นการวิเคราะห์ช่วงทำการเดินใน 1 รอบวัฏจักรของการเดินเพื่อใช้ในทางการแพทย์ แล้วนำไปเปรียบเทียบกับข้อมูลของ D.A. Winter ผลที่ได้ก็มีลักษณะเป็นแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันกล่าวคือในช่วง Swing phase ของการก้าวเท้าจะมีมุมของหัวเข่าที่มากที่สุดเช่นเดียวกัน

## บทที่ 7

### บทสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

บทนี้จะกล่าวถึง ปัญหาที่พบในการทดลองและข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยต่อเนื่องในอนาคตเพื่อเป็นแนวทางสำหรับนักวิจัยท่านอื่นๆ ที่ต้องการนำข้อมูลและวิธีการที่ได้นำเสนอให้สามารถนำไปใช้ได้อย่างสะดวก พร้อมทั้งบทสรุปทั้งหมดของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

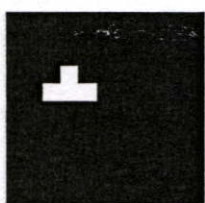
#### 7.1 ปัญหาที่พบในการทดลอง

สรุปปัญหาที่ได้จากการทดลองซึ่งพบได้หลักๆ ดังนี้

- 1) ลักษณะของมาร์กเกอร์ที่ตรวจจับได้หลังจากการกระทำการประมวลผลภาพจะปรากฏได้หลายรูปแบบมากดังแสดงในรูปที่ 7.1 ลักษณะเหล่านี้ทำให้การคำนวณหาจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์ผิดพลาดได้เนื่องจากการขยับตัวแม่เพียงเล็กน้อยก็ส่งผลต่อแสงสว่างทำให้ลักษณะของมาร์กเกอร์ผิดพลาดได้



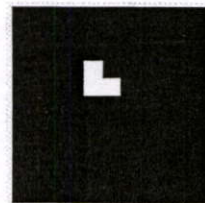
(ก)



(ข)



(ค)

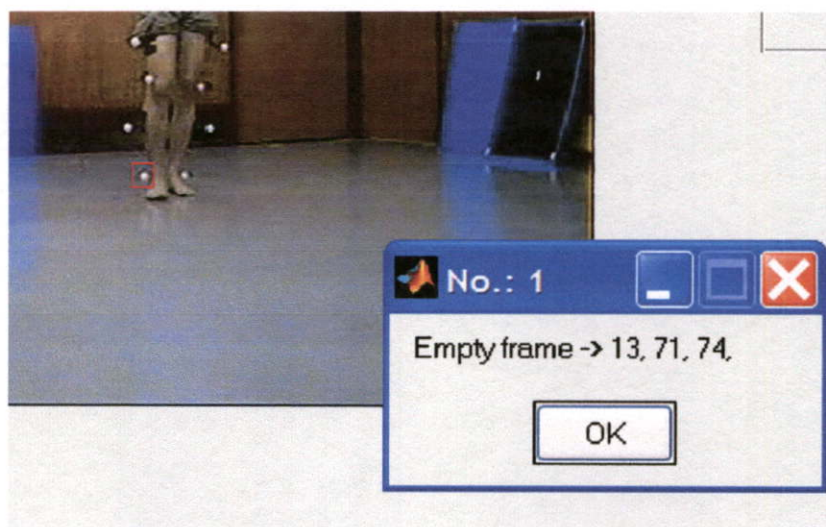


(ง)

รูปที่ 7.1 แสดงลักษณะของมาร์กเกอร์ที่ตรวจจับได้

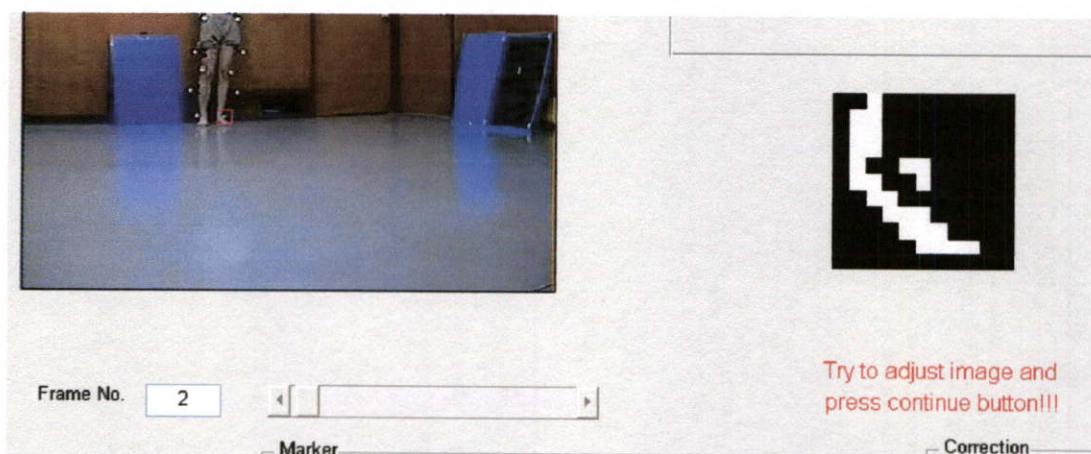
- 2) เนื่องจากบริเวณเท้าเป็นตำแหน่งที่แสงน้อยที่สุดทำให้การตรวจจับทำได้ยากขึ้นและมีสัญญาณรบกวนมากเมื่อเทียบกับมาร์กเกอร์อื่นที่อยู่สูงกว่า
- 3) ในกรณีใช้กล้องเพียง 2 ตัว ภาพวิทัศน์ที่บันทึกได้นั้นมีจำนวนเฟรมมากก็จริงแต่เมื่อผู้แสดงเดินเข้ามาใกล้กล้องก็จะเกิดการบดบังของมาร์กเกอร์ ทำให้ไม่สามารถมองเห็นมาร์กเกอร์ได้พร้อมกัน ดังนั้นจึงใช้ภาพที่ได้ในช่วงระยะเวลาสั้นๆ ได้เท่านั้น อีกทั้งผู้แสดงต้องเดินจากระยะที่ไกลมากเข้ามาหากกล้องจึงจะสามารถตรวจจับได้ มีผลทำให้ภาพที่ได้มีขนาดเล็กการตรวจจับก็ยากขึ้น
- 4) ในกรณีต้องการใช้กล้องมากกว่า 2 ตัวต้องการต้องมีการใช้ระบบบันทึกภาพจากกล้องจำนวนมากได้พร้อมกันจะเป็นระบบที่มีราคาแพงมากขึ้น
- 5) เนื่องจากมาร์กเกอร์เป็นแบบสะท้อนแสง ดังนั้นความเข้มของแสงที่แตกต่างกันจะเป็นผลให้การประมวลผลภาพทำได้ยากขึ้น

- 6) เนื่องจากกล้องที่ใช้มีค่า fps เท่ากับ 25 fps ซึ่งมีค่าต่ำมากเมื่อเทียบกับอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบที่ใช้ในการค้า (มากกว่า 100 fps) ดังนั้นเมื่อผู้แสดงเดินเร็วจะทำให้บางเฟรมไม่สามารถตรวจจับมาร์กเกอร์ได้ดังแสดงในรูปที่ 7.2 ถ้ามีจำนวนไม่มากก็แก้ไขได้โดยใช้วิธีการแก้ไขดังแสดงในบทที่ 3



รูปที่ 7.2 แสดงเฟรมที่ไม่สามารถตรวจจับมาร์กเกอร์ได้

- 7) ในบริเวณที่แสงเป็นปัญหา จะทำให้การตรวจจับมีสัญญาณรบกวนดังแสดงในรูปที่ 7.3 ถึงแม้ว่าจะมีการปรับค่า Threshold ก็ยังไม่สามารถแยกมาร์กเกอร์ได้ออกมาอย่างเด่นชัดดังนั้นผู้ใช้ต้องแยกมาร์กเกอร์ด้วยตัวเองมีผลทำให้ต้องใช้เวลาที่มากขึ้น
- 8) เนื่องจากเราต้องติคมาร์กเกอร์ลงบนผิวหนังของขาโดยตรง ทำให้มาร์กเกอร์มีการเคลื่อนไหวไปมาเล็กน้อยตามการขยับของผิวหนังและกล้ามเนื้อในขณะที่ทำการเดิน



รูปที่ 7.3 แสดงสัญญาณรบกวนจากบริเวณที่มีปัญหาเรื่องแสงสว่าง

## 7.2 ข้อเสนอแนะ

- 1) ควรมีการควบคุมเรื่องแสงสว่างที่เพียงพอในกรณีที่ต้องใช้มาร์กเกอร์แบบสะท้อนแสง ในเชิงพาณิชย์มักจะใช้มาร์กเกอร์แบบแอกทีฟ (มีแสงสว่างในตัว) พร้อมกับใช้กล้องถ่ายภาพวีดิทัศน์แบบอินฟราเรด
- 2) ปรับปรุงกระบวนการประมวลผลภาพโดยใช้วิธีการ Pattern Recognition ซึ่งจะเน้นไปที่การประมวลผลแบบภาพสีและจะได้ผลลัพธ์ที่ดีกว่า
- 3) ใช้กล้องถ่ายภาพวีดิทัศน์ในจำนวนที่มากขึ้น ระบบเชิงพาณิชย์ส่วนใหญ่จะใช้ 6 ตัวขึ้นไป
- 4) ใช้กล้องถ่ายภาพวีดิทัศน์ที่มีค่า fps สูงๆ เพื่อคุณภาพในการตรวจจับขณะที่มีการเคลื่อนที่อย่างรวดเร็ว นอกจากนี้กล้องควรบันทึกภาพที่มีขนาดใหญ่ได้ ความแม่นยำในการตรวจจับก็จะดีขึ้น

## 7.3 สรุป

การวิจัยในวิทยานิพนธ์นี้เป็นการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายในด้านจลนศาสตร์ของร่างกายมนุษย์ข้อมูลที่ได้สามารถนำไปใช้ในด้านจลนพลศาสตร์โดยได้ใช้วิธีการประมวลผลภาพร่วมกับวิธี DLT ในการคำนวณหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ใน 3 มิติ แล้วจึงนำไปคำนวณเพื่อการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์ งานวิจัยนี้จะเน้นไปในการใช้งบประมาณที่ต่ำที่สุดในการสร้างระบบการวิเคราะห์ร่างกายมนุษย์ส่วนล่าง (Lower Limb) ผลที่ได้สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานทำคอมพิวเตอร์อนิเมชันหรือในทางการแพทย์ได้ สามารถสรุปผลที่ได้ดังนี้

1. จากการทดลองจะเห็นว่าสามารถสร้างระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวของวัตถุใน 3 มิติได้โดยใช้กล้องวีดิทัศน์ 2 ตัวซึ่งเป็นการต้องการขั้นพื้นฐานของระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวที่ใช้วิธีการ Direct Linear Transformation เป็นพื้นฐานในการคำนวณการสร้างพิกัดใน 3 มิติของมาร์กเกอร์ และใช้วิธีการ Thresholding เป็นเกณฑ์ในการประมวลผลภาพใน 2 มิติจากภาพที่ได้จากกล้องวีดิทัศน์ ซึ่งวิธีนี้จะเป็นวิธีที่ง่ายและสะดวกซึ่งซอฟต์แวร์ MATLAB ได้เตรียมคำสั่งให้ผู้ใช้งานเรียกใช้ได้อย่างง่ายดายจะเป็นประโยชน์มากเนื่องจากซอฟต์แวร์ที่ได้สร้างขึ้นและใช้ในการวิจัยนี้ก็พัฒนาขึ้นโดยใช้ MATLAB เช่นกัน
2. วิทยานิพนธ์นี้ได้ใช้วิธีการ Direct Linear Transformation เป็นวิธีการในการคำนวณหาพิกัดใน 3 มิติของมาร์กเกอร์ จากการทดลองเราจะสังเกตได้ว่าผลลัพธ์จากการคำนวณตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ได้นั้นจะมีความผิดพลาดโดยเฉลี่ยแล้วไม่เกิน 1%
3. จากซอฟต์แวร์ที่ได้พัฒนาขึ้นเพื่อทำการวิเคราะห์ทางจลนศาสตร์และแสดงผลการวิเคราะห์ สามารถแสดงผลลัพธ์ออกมาในรูปแบบของกราฟ, คอมพิวเตอร์อนิเมชันและ

ข้อมูลทางตัวเลขในรูปแบบของ Excel ได้อย่างสะดวกดังแสดงไว้ในบทที่ 6 โดยข้อมูลทั้งหมดที่ได้นั้นก็ได้มีการกำจัดสัญญาณรบกวนเรียบร้อยแล้วและสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานด้านอื่นๆ ได้สะดวกยิ่งขึ้น สำหรับข้อมูลที่ได้นั้นเมื่อนำมายืนยันโดยการเปรียบเทียบกับผลลัพธ์ที่ได้จากกล้องวิดีโอที่ 3 โดยมุมของหัวเข่าด้านขวาที่ได้เมื่อเปรียบเทียบกับแล้วจะมีความแตกต่างไม่เกิน 2.5% ซึ่งถือว่าน้อยมาก และเมื่อทำการเปรียบเทียบกับผลงานของนักวิจัยที่มีชื่อเสียงท่านอื่น (D.A. Winter) จะเห็นว่ามีแนวโน้มที่เป็นไปในทิศทางเดียวกันดังแสดงไว้ในบทที่ 6

4. ข้อมูลที่ได้นั้นสามารถนำไปแปรรูปเพื่อใช้ในการวิเคราะห์สภาพของผู้ป่วยจะต้องแปลงให้อยู่ในรูปแบบของกราฟสำหรับการก้าวเท้าใน 1 วัฏจักรของการเดินดังได้แสดงไว้ในบทที่ 6 เมื่อได้เปรียบเทียบกับผลงานวิจัยของ D.A. Winter จะเห็นได้ว่ามีแนวโน้มที่เป็นไปในทิศทางเดียวกัน กล่าวคือในช่วงเวลา 60% ถึง 80% จะเป็นช่วง Swing phase ของขาขวาจะมีมุมของหัวเข่ามากที่สุดและลักษณะของกราฟก็มีลักษณะเช่นเดียวกัน

## บรรณานุกรม

- [1] S. Onyshko and D.A. Winter, “**A Mathematical Model for The Dynamics of Human Locomotion**”, J. Biomechanics Vol. 13, pp. 361-368.
- [2] M.Y. Zarrugh and C.W. Radcliffe, “**Computer Generation of Human Gait Kinematics**”, J. Biomechanics Vol. 12, pp. 99-111.
- [3] T.Lopatenok and O.Kudrjashov, “**The Model-Based Approach of Markers Identification and Visualization in Motion Capturing Systems**”, In: Proceedings of Simulation und Visualisierung 2002, Magdeburg; 2002, p. 99-110.
- [4] Jang-Hee Yoo and M.S. Nixon, “**On Laboratory Gait Analysis via Computer Vision**”, AISB '03 Symposium on Biologically-Inspired Machine Vision, Theory and Application, p. 109-113.
- [5] A. Kolahi and M. Hoviattalab, “**Design of a Marker-based Human Motion Tracking System**”, Biomedical Signal Processing and Control 2 (2007), 2007, p. 59-67.
- [6] D.A. Winter, **The Biomechanics and Motor Control of Human Movement**, 3<sup>rd</sup> Eds, John Wiley & Sons, 2004.
- [7] D. Gordon E. Robertson, **Research Methods in Biomechanics**, Human Kinetics, 2004.
- [8] A.A. Shabana, **Dynamics of Multibody Systems**, John Wiley & Sons, 1989.
- [9] A.A. Shabana, **Computational Dynamics**, John Wiley & Sons, 1994.
- [10] Young-Hoo Kwon, “**Direct Linear Transformation**”, <http://www.kwon3d.com>, 2007.
- [11] MATLAB Documentation, Mathworks Co., Version 7.0.4, 2005.
- [12] Rafael C. Gonzalez, **Digital Image Processing Using MATLAB**, Pearson Education Inc., 2004.
- [13] John L. Semmlow, **Biosignal and Biomedical Image Processing MATLAB-Based Applications**, Marcel Dekker Inc, 2004.
- [14] ชัยพร พรพุทธศรี, ชัยรัตน์ อ่อนเข้ม, “**ระบบจำลองการเคลื่อนไหวตัวละคร 3 มิติ**”, วิทยานิพนธ์ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปีการศึกษา 2547

## ภาคผนวก

### ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

1. จักรกริช ชัยเทวรักษ์, มนต์ศักดิ์ พิมสาร, อุन्नัต พิณ โสภณ, “การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของชิ้นส่วนขาของมนุษย์ในช่วงการเดิน”, การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 19, จังหวัดภูเก็ต, 19-21 ตุลาคม 2548, หน้า 770-775



Faculty of Songklanagarind University

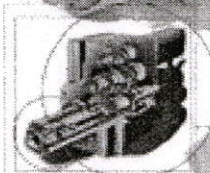
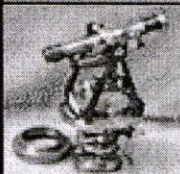
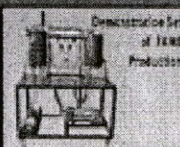


# ME-NETT 19th

The 19th Conference of Mechanical Engineering Network of Thailand



ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์  
ขอเชิญเข้าร่วม  
การประชุมวิชาการ "เครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกล  
แห่งประเทศไทย"  
ครั้งที่ 19  
วันที่ 19-21 ตุลาคม 2548



**สาขาวิชา**

- Energy Technology and Management
- Thermal Systems and Fluid Mechanics
- Applied Mechanics, Materials and Manufacturing
- Dynamic Systems, Robotics and Control
- Aerospace and Marine Engineering
- Computational and Simulation Techniques
- Other Related Topics

**สถานที่จัดงาน**

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์  
อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112  
โทรศัพท์ 0-7428-7035-6  
โทรสาร 0-7421-2893

E-mail : [me-nett@me.psu.ac.th](mailto:me-nett@me.psu.ac.th) เว็บไซต์ : <http://www.me.psu.ac.th>

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 19  
19-21 ตุลาคม 2548 จังหวัดภูเก็ต

## การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของขี้นส่วนขาของมนุษย์ในช่วงการเดิน Motion Analysis of a Lower Limb During Walking

จักรกริช ชัยทวารวุก<sup>1\*</sup> มนต์ศักดิ์ พิมสาร<sup>2</sup> อุณหัต พินโสภณ<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup> ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง กรุงเทพมหานคร 10520  
\*E-mail: jakkril\_chailewanuk@yahoo.com

Jakkrit Chailewanuk<sup>1\*</sup> Monsak Pimsam<sup>2</sup> Unnat Pinsopon<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup> Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang  
Ladkrabang, Bangkok 10520  
\*E-mail: jakkril\_chailewanuk@yahoo.com

### บทคัดย่อ

ในปัจจุบันการศึกษาในด้านการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ในทางวิศวกรรมในประเทศไทยมีค่อนข้างน้อยมาก บทความนี้จึงได้นำเสนอวิธีการวัดความเร็วและความเร่งของข้อต่อต่าง ๆ ของขี้นส่วนขาด้านขวาของมนุษย์ขณะที่มีการเคลื่อนไหวในช่วงการเดิน วิธีที่ใช้ในการวิเคราะห์คือการประมวลผลภาพ (Image Processing) ร่วมกับการวิเคราะห์ทางจลศาสตร์ (Kinematics Analysis) เพื่อแสดงผลของความเร่งและความเร็วของข้อต่อ จากผลที่ได้จากการทดลองและการวิเคราะห์ผลพบว่าข้อมูลที่ได้อาจไม่สามารถนำไปใช้ได้ทันที จะต้องมีการลดสัญญาณการรบกวนโดยการทำ Data Smoothing เสียก่อน จากนั้นได้นำข้อมูลที่ได้นำไปทำการจำลองการเดินของขี้นส่วนขา เพื่อตรวจสอบดูว่าเป็นไปตามที่บันทึกได้จากกล้องวีดีทัศน์ จากการเปรียบเทียบผลที่ได้พบว่าได้ผลที่สอดคล้องกัน

**คำหลัก** การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์; ชีวกลศาสตร์;  
การประมวลผลภาพ; วิเคราะห์ทางจลศาสตร์

### Abstract

The research work about human gait analysis has rarely been seen in Thailand. Therefore, the goal of this article is to present the systematic approach, combining an image processing method and kinematics analysis, to measure lower limb velocity and acceleration. In this paper, the right lower limb is considered and its motion is in walking state. From the experiment and the analysis, it indicates that the obtained data are relatively noisy and jagged. Thus, before being used in other applications, the data smoothing process must be applied. After this process, an animation of the lower limb during walking is graphically constructed by using the processed data. The motions from the

animation and the recorded motion are compared and found to be in good agreement.

**Keywords:** Human Gait; Biomechanics; Image Processing; Kinematics Analysis

### 1. บทนำ

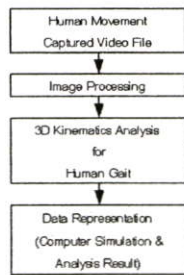
ในปัจจุบันการศึกษากการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ในเชิงวิศวกรรมนั้นมีน้อยมากในประเทศไทยเมื่อเทียบกับต่างประเทศ แม้ว่าจะมีการศึกษาในด้านนี้แต่ก็เป็นการศึกษาในทางการแพทย์เป็นส่วนมาก ดังนั้นเราจึงมีความจำเป็นที่จะเริ่มต้นการศึกษาในด้านนี้ในประเทศไทยอย่างจริงจัง สำหรับการวิจัยด้านนี้ในต่างประเทศมีการศึกษามากมายแล้ว โดย S. Onyshko และ J.A. Winter [1] ได้มีการนำเสนอแบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่างในทิศทาง 2 มิติ โดยแบ่งเงื่อนไขข้อต่อสำหรับการเดินเป็น 4 ช่วงเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ใกล้เคียงกับการเดินจริงมากที่สุด M.Y. Zamogh และ C.W. Radcliffe [2] ได้มีการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผลการวิเคราะห์ทางด้านจลศาสตร์ของการเคลื่อนไหวของร่างกายส่วนล่าง ข้อมูลที่ได้มานั้นหาได้จากการใช้อุปกรณ์การวัดโดยตรงคือ Goniometers ซึ่งเป็นอุปกรณ์ชนิดหนึ่งประกอบไปด้วย Potentiometers สามารถที่จะนำไปติดตั้งจุดข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกาย T. Lopatenok และ O. Kudrjashov [3] ได้มีการสร้างแบบจำลองโดยการใช้ Marker เพื่อแสดงรูปร่างต่าง ๆ บนคอมพิวเตอร์ ซึ่งวิธีการนี้จะกระทำเพื่อเป็นการประยุกต์ใช้งานร่วมกับระบบจับการเคลื่อนไหวที่ได้ผลิตในเชิงการค้า Jang-Hee Yoo และ M.S. Nixon [4] ได้มีการใช้วิธี Computer Vision เพื่อจับการเคลื่อนไหว วิธีการที่ใช้จะเป็นแบบไม่ใช้ Marker เมื่อเปรียบเทียบกับผลที่ใช้ Marker แล้วให้ผลลัพธ์ที่ใกล้เคียงกันมาก บทความนี้จะเป็นการศึกษากการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์เพื่อเป็นการปูแนวทางเพื่อประยุกต์ในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) ซึ่งหมายถึงการนำความรู้ทางด้านวิศวกรรม

DRC041

ไปช่วยเหลือในการศึกษาทางการแพทย์, ด้านการสร้างภาพเคลื่อนไหว ด้วยคอมพิวเตอร์ เป็นต้น โดยจะประยุกต์ใช้งานด้านการประมวลผล ภาพ (Image Processing) และการวิเคราะห์ทางจลศาสตร์ (Kinematics Analysis) ร่วมกันในการศึกษาการเคลื่อนไหวร่างกายมนุษย์

2. การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ (Gait Analysis)

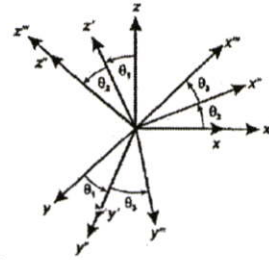
การศึกษาในการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์นั้นค่อนข้างจะกว้างมากเนื่องจากสรีระของมนุษย์นั้นซับซ้อนมากประกอบด้วยอวัยวะต่าง ๆ มากมาย หากจะกล่าวถึงการเคลื่อนไหวนั้น จะประกอบไปด้วย กลไกต่างๆ มากมายเช่น กลไกของระบบกล้ามเนื้อ, เส้นเอ็น นอกจากนี้ยังเกี่ยวข้องกับกระบวนการทางเคมีที่เกิดขึ้นขณะออกแรงหรือเคลื่อนไหว ในบทความนี้จะเป็นการศึกษาการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นในเชิงวิศวกรรม โดยจะเป็นการศึกษาทางจลศาสตร์โดยใช้วิธีการประมวลผลภาพเข้ามาช่วย ซึ่งเป็นแนวทางสู่การศึกษาในเรื่องของแรงกระทำที่เกิดขึ้น หรือในเรื่องของงานและพลังงาน ขั้นตอนการศึกษาที่ปรากฏในบทความนี้จะแสดงในรูปที่ 1 โดยจะเป็นการจับภาพจาก Marker ตามตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย แล้วนำส่งต่อไปในกระบวนการประมวลผลภาพเพื่อหาตำแหน่งของ Marker ในพิกัด 3 มิติ หลังจากนั้นจึงศึกษาในด้านจลศาสตร์และแสดงผลต่อไป



รูปที่ 1 กระบวนการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว

จลศาสตร์(Kinematics) ในระบบพิกัด 3 มิติ

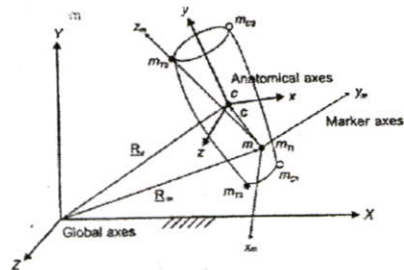
การวิเคราะห์ทางจลศาสตร์ที่ใช้ในบทความนี้จะใช้ระบบ Cardan ของการหมุนรอบแกน x, y, z เพื่อสร้าง Transformation Matrix กล่าวคือจะหมุนรอบแกน x เป็นมุม  $\theta_1$  เพื่อให้ได้  $x', y', z'$  หลังจากนั้นหมุนรอบแกน  $y'$  เป็นมุม  $\theta_2$  จะได้  $x'', y'', z''$  และหมุนรอบแกน  $z''$  เป็นมุม  $\theta_3$  จะได้  $x''', y''', z'''$  สำหรับแกนการหมุนจะแสดงในรูปที่ 2 ในส่วนของ Transformation Matrix มีขนาด 3x3 จะแสดงในสมการที่ (1) โดยที่  $s_i = \sin \theta_i$ ,  $c_i = \cos \theta_i$ , Transformation Matrix ที่ได้นี้จะใช้ในการแก้สมการเพื่อหาขนาดของมุม  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  แต่ก่อนที่จะทำการคำนวณเราต้องทำการกำหนดพิกัดของอวัยวะที่เราต้องการจะศึกษา



รูปที่ 2 ระบบ Cardan ของการหมุนรอบแกน x, y, z

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2 c_3 & s_2 c_3 + s_1 s_2 c_3 & s_1 c_3 - c_1 s_2 c_3 \\ -c_2 s_3 & c_1 c_3 - s_1 s_2 s_3 & s_1 c_3 + c_1 s_2 s_3 \\ s_2 & -s_1 c_2 & c_1 c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (1)$$

จากรูปที่ 3 แสดงพิกัดของอวัยวะที่เราศึกษาตัวอย่างคือขา โดยมี Global Reference System (GRS) ประกอบด้วยแกน X, Y, Z จะกำหนดเป็นพิกัดพื้นโลก มี Marker อยู่ 3 ตัววางอยู่ในตำแหน่งที่ทำให้เกิดระนาบใน 3 มิติ มีชื่อดังนี้  $m_{T1}, m_{T2}, m_{T3}$  เราจะเลือก Marker  $m_{T1}$  ให้เป็นจุดกำเนิดของพิกัดของ Marker ประกอบด้วยแกน  $x_m, y_m, z_m$  นอกจากนี้จะมี Marker อีก 2 ตัวเรียกว่า Calibration Marker มีชื่อ  $m_{C1}, m_{C2}$  จะใช้เพื่อคำนวณหาจุดกำเนิดพิกัดของอวัยวะร่วมกับค่าเฉพาะของร่างกายมนุษย์ [5] Calibration Marker จะใช้เพียงตอนเริ่มต้นการจับการเคลื่อนไหวเท่านั้น จากรูปที่ 3 c จะเป็นจุดกำเนิดของพิกัดอวัยวะ ประกอบด้วยแกน x, y, z โดยทั่วไปเราจะเลือกจุด c จากจุดศูนย์กลางมวล (Center of Mass, COM) ของอวัยวะ [5]

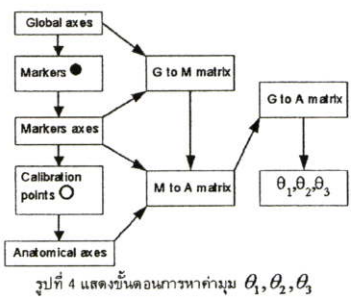


รูปที่ 3 แสดงตำแหน่งของ Marker และ พิกัดของอวัยวะ

จากขั้นตอนการประมวลผลภาพเราจะทราบพิกัด 3 มิติของ Marker เทียบกับ GRS เราจะใช้ค่าที่ได้มาคำนวณหา  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  ตามขั้นตอนดังแสดงในรูปที่ 4 ก่อนอื่นเราจะตั้งคำนวณหา Transformation Matrix ของพิกัด Marker เทียบกับ GRS ต่อจากนั้นคำนวณหา Transformation Matrix ของพิกัดของอวัยวะ เทียบกับพิกัด

DRC041

ของ Marker หลังจากนั้นจึงนำ Matrix ทั้ง 2 ชุดมาคูณกันจะได้ Transformation Matrix ชุดใหม่คือพิกัดของอวัยวะเทียบกับ GRS Matrix ผลลัพธ์ที่หาได้นี้จะมีค่าเท่ากับ Transformation Matrix ในสมการที่ (1) จากผลคูณนี้ทำให้เราสามารถคำนวณหา  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  ได้



รูปที่ 4 แสดงขั้นตอนการหาค่ามุม  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$

ค่า  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  ที่ได้นี้จะเปลี่ยนไปเรื่อยๆของพิกัดอวัยวะเทียบกับ GRS ในแต่ละช่วงเวลา เราสามารถคำนวณหา  $\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3$  โดยใช้วิธี Finite Difference ดังในสมการที่ (2)

$$\dot{\theta}_i = \omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t} \quad (2)$$

โดยที่  $\Delta t$  คือ ค่าของเวลาที่เปลี่ยนไปของแต่ละเฟรมภาพ ผลที่ได้สามารถนำมาคำนวณหาความเร็วเชิงมุมของอวัยวะได้ดังแสดงในสมการที่ (3)

$$\omega = \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2 c_3 & s_3 & 0 \\ -c_2 s_3 & c_3 & 0 \\ s_2 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (3)$$

โปรแกรมที่ต้องการหาความเร็วเชิงมุมของอวัยวะสามารถหาได้โดยใช้วิธี Finite Difference ดังแสดงในสมการที่ (4)

$$\alpha_i = \frac{\omega_{i+1} - \omega_{i-1}}{2\Delta t} \quad (4)$$

สำหรับการที่ต้องการหาความเร็วและความเร่งเชิงเส้นของข้อต่อหรือ Marker สามารถหาได้โดยใช้วิธี Finite Difference ดังในสมการที่ (5) และ (6)

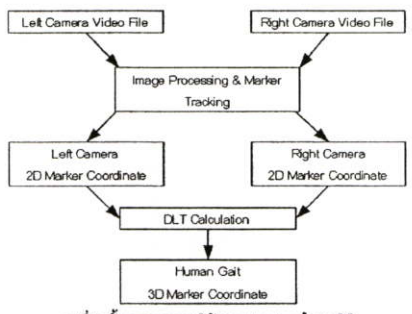
$$VX_i = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5)$$

$$AX_i = \frac{Vx_{i+1} - Vx_{i-1}}{2\Delta t} = \frac{x_{i+1} - 2x_i + x_{i-1}}{\Delta t^2} \quad (6)$$

3. การประมวลผลภาพ (Image Processing)

การประมวลผลภาพเป็นทฤษฎีการวิเคราะห์ ประมวล แต่ง เก็บ และแสดงรูปภาพจากแหล่งต่าง ๆ เช่น ภาพถ่าย, ภาพเคลื่อนไหว ซึ่งประกอบด้วยขั้นตอนที่สำคัญ 3 ส่วนได้แก่ ส่วนนำเข้า (Input Step) ส่วนประมวลผล (Processing Step) และส่วนส่งออก (Output Step) ในบทความนี้จะนำทฤษฎีการประมวลผลภาพมาใช้ในการหาตำแหน่งของ Marker จากเฟรมภาพวิดีโอที่ได้นี้บันทึกไว้เพื่อนำค่าเหล่านั้นนำไปคำนวณหาตำแหน่งจริงต่อไป

ในรูปที่ 5 แสดงขั้นตอนการใช้การประมวลผลภาพในการหาพิกัดของ Marker ใน 3 มิติ ในบทความนี้จะใช้กล้องถ่ายภาพวิดีโอจำนวน 2 ตัววางอยู่ในแนวที่ข้ามมุมกันถ่ายภาพยนตร์จาก 2 มุม หลังจากนั้นผ่านกระบวนการประมวลผลภาพจะทำให้ได้พิกัดของ Marker ในพิกัด 2 มิติจากกล้องแต่ละตัว



รูปที่ 5 ขั้นตอนการหาพิกัดของ Marker ใน 3 มิติ

ต่อจากนั้นนำค่าในพิกัด 2 มิติที่ได้มาคำนวณหาพิกัดของ Marker ใน 3 มิติโดยใช้วิธีการ Direct Linear Transformation (DLT) [6] ซึ่งจะมีสมการสำหรับกล้องแต่ละตัวดังนี้

$$x_i + L_1 X_i + L_2 Y_i + L_3 Z_i + L_4 + L_5 x_i X_i + L_{10} x_i Y_i + L_{11} x_i Z_i = 0 \quad (7)$$

$$y_i + L_6 X_i + L_7 Y_i + L_8 Z_i + L_9 + L_{10} y_i X_i + L_{11} y_i Y_i + L_{12} y_i Z_i = 0 \quad (8)$$

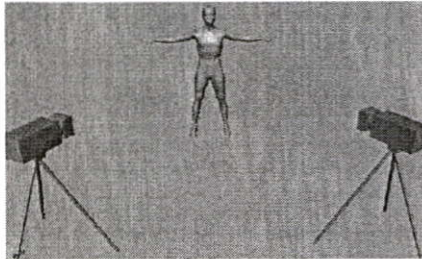
โดย  $i$  คือจำนวนจุด,  $x$  และ  $y$ , คือจุดในพิกัด 2 มิติสำหรับแต่ละจุด  $i$ .  $X, Y, Z$ , เป็นจุดที่ต้องการหาในพิกัด 3 มิติ และ  $L_1$  ถึง  $L_{12}$  คือตัวแปร DLT หลังจากที่ได้ระบบสมการแล้วก็จะได้พิกัด 3 มิติของ Marker

## DRC041

### 4. อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง และวิธีการทดลอง

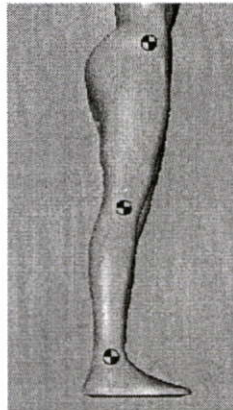
1. กล้องถ่ายภาพวิดีโอที่ชนิดซีซีดี ยี่ห้อ CROWN 2 ตัว
2. ขาตั้งกล้อง 2 ตัว
3. เครื่องคอมพิวเตอร์ 1 เครื่อง
4. Marker ติดตามตำแหน่งข้อต่อของร่างกาย
5. โคมไฟ 2 ตัว

การติดตั้งกล้องถ่ายวิดีโอที่บนแท่นที่ภาพมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 แสดงลักษณะการติดตั้งกล้องถ่ายวิดีโอที่บนแท่นและตำแหน่ง Marker

โดยผู้ทดลองจะถูกติด Marker ในตำแหน่งที่ต้องการศึกษาแล้วเดินผ่านตรงเข้ามาในแนวกล้องดังรูปที่ 7 (ตำแหน่งที่ติด Marker คือที่เอว ที่ข้อต่อหัวเข่าและข้อเท้า) Marker แต่ละตัวจะต้องถูกจับภาพจากกล้องทั้ง 2 ตัวในขณะเดียวกัน แล้วจึงนำภาพที่ได้ไปประมวลผล



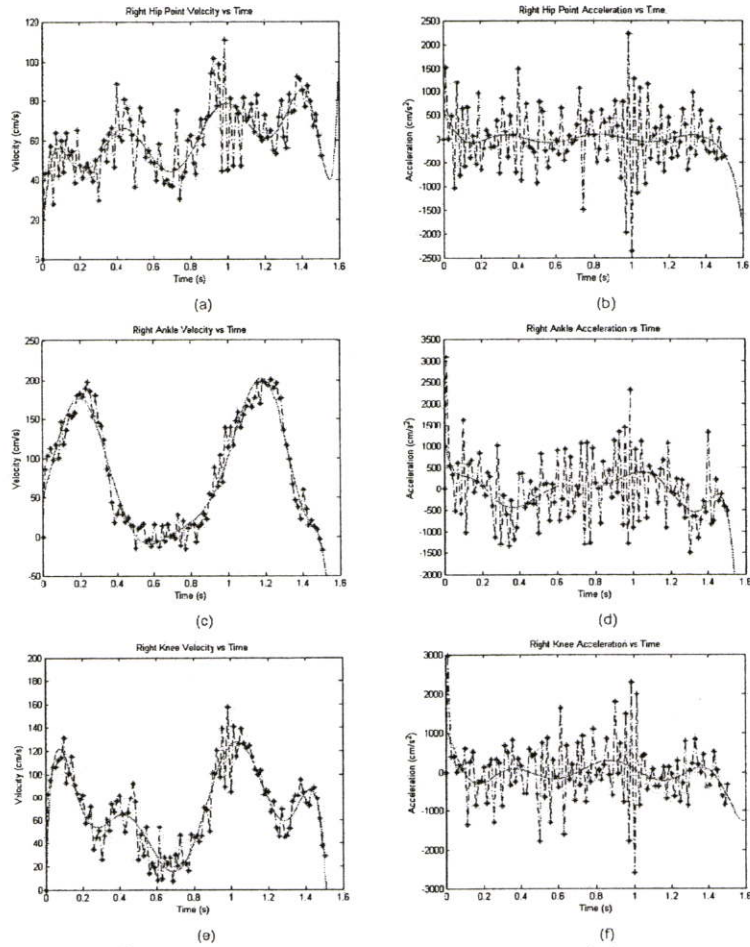
รูปที่ 7 แสดงตำแหน่งของข้อต่อที่แสดงผลในกราฟในรูปที่ 8 (a)-(f)

### 5. ผลการทดลอง

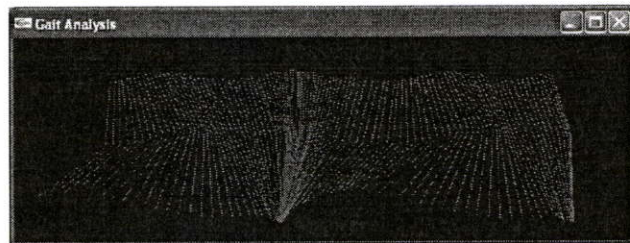
จากการทดลองเราสามารถรวบรวมค่าพิกัดของ Marker ใน 3 มิติเทียบกับ GRS ในแต่ละช่วงเวลา หลังจากผ่านกระบวนการประมวลผลภาพและการวิเคราะห์ทางจลศาสตร์ เราจะได้ข้อมูลมากมายยกตัวอย่างเช่น ความเร็ว, ความเร่งเชิงเส้น และความเร่งเชิงมุมของอวัยวะและข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกายที่เราต้องการศึกษา ดังแสดงในรูปที่ 8 (a)-(f) ซึ่งแสดงความเร็วและความเร่งเชิงเส้นของ สะโพก, หัวเข่า และข้อเท้า ตามลำดับ โดยแสดงเป็นกราฟเทียบกับเวลา ในรูปจะแสดงข้อมูลของ Marker ที่เป็นข้อมูลดิบซึ่งจะแสดงโดยเครื่องหมาย \* และเส้นโค้งเรียบจะแสดงผลของข้อมูลดิบที่ผ่านการ Smoothing โดยวิธีการทางคณิตศาสตร์แล้ว จากกราฟเราจะเห็นว่าข้อมูลดิบของ Marker นั้นจะมี Noise มาก ดังนั้นเพื่อความสะดวกก่อนที่จะนำข้อมูลไปวิเคราะห์ทางการแพทย์หรือใช้ประโยชน์ทางด้านอื่นต่อไปเราจึงต้องมีการทำกระบวนการ Curve Fitting ก่อน จากรูปเป็นเพียงส่วนหนึ่งของการแสดงผลข้อมูลเท่านั้นเราสามารถแสดงข้อมูลในแบบอื่นได้อีกเช่น ความเร็วเชิงมุมของอวัยวะเทียบกับตำแหน่งเชิงมุม เป็นต้น

จากนั้นได้ทำการเอาค่าข้อมูลจากกราฟในรูปที่ 8 (a)-(f) ไปใช้ในการทำภาพเคลื่อนไหวในคอมพิวเตอร์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องว่าสอดคล้องกับภาพที่บันทึกได้จากกล้องถ่ายวิดีโอหรือไม่ รูปที่ 9 แสดงภาพเคลื่อนไหวที่ได้จากการทำ animation ซึ่งภาพที่ได้มีความสอดคล้องกัน แต่อย่างไรก็ตามในบทความนี้ไม่สามารถแสดงผลที่ได้จากการบันทึกจากกล้องวิดีโอที่เคลื่อนไหวแต่จะได้นำเสนอต่อไปในที่ประชุม

DRC041



รูปที่ 8 แสดงผลความเร็วและความเร่งของข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกายขณะมีการเคลื่อนไหว (a)-(f)



รูปที่ 9 ภาพจำลองการเคลื่อนที่ของชิ้นส่วนขา

## DRC041

## 6. บทสรุป

ในบทความนี้ได้แสดงวิธีการศึกษาการเคลื่อนไหวของชิ้นส่วนขามนุษย์ โดยใช้วิธีการประมวลผลภาพ (Image Processing) จากกล้องถ่ายภาพวีดิทัศน์เพื่อให้ได้พิกัดของ Marker ในพิกัด 3 มิติหลังจากนั้นจึงนำข้อมูลเหล่านี้ไปผ่านกระบวนการวิเคราะห์ทางจลศาสตร์ (Kinematics Analysis) เพื่อหาความเร็วและความเร่งของข้อต่อต่างๆ ของชิ้นส่วนขามนุษย์ขณะมีการเคลื่อนไหวแบบการเดิน แต่เนื่องจากข้อต่อคืบที่ได้จะยังมีสัญญาณรบกวน ดังนั้นจึงต้องมีการทำ Data Smoothing ก่อนแล้วจึงนำข้อมูลที่นำมาแสดงผลเป็นกราฟของข้อมูลเหล่านี้ จากนั้นได้นำข้อมูลที่ได้นำไปทำภาพจำลองการเคลื่อนไหวเพื่อตรวจสอบกับภาพที่บันทึกได้จากกล้องวีดิทัศน์ ซึ่งจากผลการเปรียบเทียบพบว่า การเคลื่อนไหวของภาพทั้งสองมีความสอดคล้องกัน อันระบบการจับภาพและวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์นั้น ในต่างประเทศได้มีการสร้างในเชิงการค้าซึ่งมีราคาสูงมาก ดังนั้นผู้วิจัยจึงมีความตั้งใจที่จะวิจัยและพัฒนาเพื่อนำไปสู่การผลิตระบบนี้ในราคาที่ต่ำกว่าของประเทศเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ร่างกายด้านกายภาพของผู้ป่วยในประเทศไทย

Sons, 1994.

## 7. กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ได้ให้งบประมาณสนับสนุนงานวิจัยนี้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] S. Onyshko and D.A. Winter, "A Mathematical Model for The Dynamics of Human Locomotion", J. Biomechanics Vol. 13, pp. 361-368.
- [2] M.Y. Zarrugh and C.W. Radcliffe, "Computer Generation of Human Gait Kinematics", J. Biomechanics Vol. 12, pp. 99-111.
- [3] T.Lopatenok and O.Kudrjashov, "The Model-Based Approach of Markers Identification and Visualization in Motion Capturing Systems", In: Proceedings of Simulation und Visualisierung 2002, Magdeburg, 2002, p. 99-110.
- [4] Jang-Hee Yoo and M.S. Nixon, "On Laboratory Gait Analysis via Computer Vision", AISB '03 Symposium on Biologically-Inspired Machine Vision, Theory and Application, p. 109-113.
- [5] D.A. Winter, The Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 3<sup>rd</sup> Eds, John Wiley & Sons, 2004.
- [6] D. Gordon E. Robertson, Research Methods in Biomechanics, Human Kinetics, 2004.
- [7] A.A. Shabana, Dynamics of Multibody Systems, John Wiley & Sons, 1989.
- [8] A.A. Shabana, Computational Dynamics, John Wiley &

## ประวัติผู้เขียน

นายจักรกริช ชัยเทวรักษ์ เกิดเมื่อวันที่ 6 พฤษภาคม พ.ศ.2517 ที่จังหวัดน่าน สำเร็จการศึกษาปริญญาตรีวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล จากภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ในปีการศึกษา 2539 และเข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโท หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ในปีการศึกษา 2546 ปัจจุบันทำงานอยู่ที่บริษัท ไทยอารีสตี เอ็นจิเนียริง จำกัด ในตำแหน่งวิศวกรฝ่ายออกแบบ