

การวิเคราะห์จลนพลศาสตร์ของขี้นส่วนขามมนุษย์ในท่าทางการเดิน

KINETICS ANALYSIS OF LOWER LIMBS DURING WALKING GAIT

ธนพล ลักขานาวาท

THANAPOL LUCKANAWAT

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2552

KWUTL-2009-EN-M-030-159

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การวิเคราะห์จลนพลศาสตร์ของขิ้นส่วนขามนุษย์ในท่วงท่าการเดิน

KINETICS ANALYSIS OF LOWER LIMBS DURING WALKING GAIT

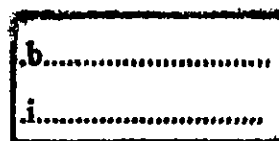


T105491

ธนพล ลักนาวัดน์

THANAPOL LUCKANAWAT

เลขหมู่.....105491
เลขทะเบียน.....
วัน,เดือน,ปี.....24.11.2552



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณเฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2552

KMITL 2009-EN-M-030-169

KINETICS ANALYSIS OF LOWER LIMBS DURING WALKING GAIT

THANAPOL LUCKANAWAT

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2009

KMITL 2009- EN-M-030-169

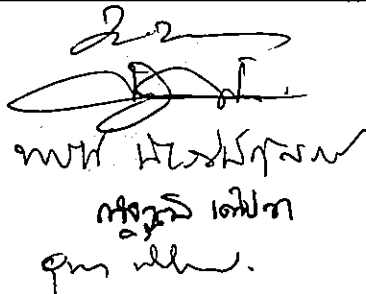
COPYRIGHT 2009

FACULTY OF ENGINEERING

KING MON GKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การวิเคราะห์ห้วงเวลาพลศาสตร์ของชิ้นส่วนขามนุษย์ในท่วงท่าการเดิน
Thesis Title Kinetics Analysis of Lower Limbs During Walking gait
นักศึกษา นายชนพล ลัคนาววัฒน์
รหัสประจำตัว 47060355
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.อุนนต์ พิณโสภณ
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2009-EN-M-030-169

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.มนต์ศักดิ์	พิมสาร	 พ.พ. อ.ดร.อุนนต์ อ.ดร.เดชาชัย อ.ดร.เดชาชัย
ดร.บำรุง	พ่วงเกิด	
ดร.พรชัย	นิเวศน์รังสรรค์	
ดร.ณัฐวุฒิ	เดไปวา	
ผศ.ดร.อุนนต์	พิณโสภณ	

วัน/เดือน/ปี ที่สอบ วันจันทร์ที่ 19 ตุลาคม พ.ศ. 2552 เวลา 09.00-11.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 2 ห้องประชุม 6

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว

(รองศาสตราจารย์ ดร.กอบชัย เดชหาญ)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 19 ตุลาคม พ.ศ. 2552

สำนักทะเบียนและประมวลผล สจล. วันที่ส่งเล่มวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์ วันที่ 30 เดือน ตุลาคม พ.ศ. 2552 ลงชื่อ.....
--

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์จลนพลศาสตร์ของชิ้นส่วนขามนุษย์ใน ท่วงท่าการเดิน
นักศึกษา	นาย ชนพล ถักนาวัฒน์
รหัสประจำตัว	47060355
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
พ.ศ.	2552
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ. ดร. อุन्नัต พิณ โสภณ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผศ. ดร. มนต์ศักดิ์ พิมสาร

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้ขอเสนอการสร้างเครื่องมือทางการแพทย์ของระบบการวิเคราะห์ของแรงที่กระทำต่อชิ้นส่วนขาของมนุษย์ในลักษณะท่วงท่าการเดิน โดยมุ่งเน้นชุดอุปกรณ์ที่สามารถสร้างขึ้นเองได้จึงทำให้ราคาต้นทุนต่ำกว่าระบบที่ขายในท้องตลาดมาก การวิเคราะห์ท่วงท่าการเดินสามารถแยกการประมวลผลออกได้เป็นสองส่วนหลักๆ คือ ด้านพลศาสตร์ (Kinematics) ใช้การบันทึกวิดีโอ (VDO) การเดินของผู้ทดลองที่ได้รับการติดมาร์กเกอร์ ที่ชิ้นส่วนขา แล้วประมวลผลตำแหน่งมาร์กเกอร์เป็นระบบพิกัด 2 มิติ เพื่อประมวลผลข้อมูลการเคลื่อนที่ ความเร็ว ความเร่ง ทั้งเชิงเส้นและเชิงมุม สำหรับนำไปประมวลผลกับส่วนหลักที่สอง คือ ด้านจลนพลศาสตร์ (Kinetics) ซึ่งใช้แทนรับแรงที่มีโครงสร้างเป็นแท่งอลูมิเนียมเป็นตัวรับน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงของการเดิน โดยติดตั้ง สเตรนเกจเพื่อส่งสัญญาณการเปลี่ยนแปลงความต้านทาน แล้วแปลงข้อมูลจากอนุลอกเป็นดิจิตอล โดยมีความละเอียด 10 บิต ที่แรงดันไฟฟ้ากระแสตรงสูงสุด 5 โวลต์ เพื่อคำนวณแปลงเป็นน้ำหนักแรงกด เมื่อรวบรวมข้อมูลทั้งสองส่วนก็สามารถหาแรงและ โมเมนต์ที่กระทำต่อข้อต่อของชิ้นส่วนขาเพื่อใช้ในการแพทย์ ด้านการรักษาทางกายภาพด้วยท่าที่เหมาะสม จากผลการทดลองที่ได้เมื่อเปรียบเทียบกับผลการทดลองของ D.A. Winter[1] และผลจากอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้งานจริงในโรงพยาบาล พบว่าสามารถเก็บผลข้อมูลได้ดีโดยพิจารณาจากลักษณะแนวโน้มกราฟไปในทิศทางเดียวกัน

Thesis Title	Kinetics Analysis of Lower Limbs During Walking Gait
Student	Mr. Thanapol Luckanawat
Student ID.	47060355
Degree	Master Degree of Engineering
Program	Mechanical Engineering
Year	2009
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Unnat Pinsopon
Co-Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Monsak Pimsarn

ABSTRACT

This thesis presents the making of a medical instrument for the analysis of force performing toward human's lower limbs while walking. The cost of making the instrument is considerably lower than that of the available commercial system. Walking gait analysis consists of two main parts: Kinematics and Kinetics. For the Kinematics analysis, the demonstrator's gait is video recorded. Markers are attached to demonstrator's lower limbs while recording. The position of each marker is then analyzed in two-dimension coordinates in order to obtain the motion data, i.e. linear velocity, angular velocity, linear acceleration and angular acceleration. Obtained data is then used in Kinetics analysis. An aluminum force plate with strain gages installed is used to sense the changes of weight during walking. The measured analog reaction forces are converted to digital signals using a 10 bit resolution converter with a maximum voltage of 5 volts. With combined data of motion and force, the force and moment which perform toward each joint of lower limbs can be obtained. The result is useful in the fields of medical science and physical therapy. The results obtained from the experiments when compared with those of D.A. Winter [1] and commercial instrument show the same tendency.

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้จะไม่สำเร็จล่วงไปได้ด้วยดี หากไม่ได้รับการสนับสนุน และ ความช่วยเหลือจากอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.อุนนต์ พิณโสภณ และ ผศ.ดร.มนต์ศักดิ์ พิมสาร คุณจักรกริช ชัยเทวรักษ์ ผู้สนับสนุนให้ข้อมูลและแนวคิดในงานวิจัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล ที่เอื้อเฟื้อสถานที่ในการทดลอง มหาวิทยาลัยมหิดล ภาควิชาศัลยศาสตร์ออร์โธปิดิกส์และกายภาพบำบัด คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล ที่ให้ความอนุเคราะห์สถานที่และเครื่องมือมาตรฐานที่ใช้งานจริง ในการเปรียบเทียบผลการทดลองกับระบบอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น โดยมี รศ.นพ.อนันต์พัฒน์ อัมพุลทรัพย์ และคุณนทอร ที่ช่วยเหลือในด้านข้อมูลและผลการทดลองจากเครื่องมือมาตรฐาน และคุณปริณดา นิรติพัฒนาศัย เป็นผู้ร่วมทำการทดลองในทุกๆสถานที่ ข้าพเจ้าขอขอบคุณทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือ มา ณ ที่นี้

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่เป็นกำลังใจ และให้การสนับสนุนในทุกเรื่องๆ ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จล่วงด้วยดี

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมาจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ธนพล ถักนาวัฒน์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญคำย่อและตัวแปร.....	VIII
สารบัญตาราง	X
สารบัญรูป	XI
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	3
1.6 ขั้นตอนการศึกษา.....	4
บทที่ 2 การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์.....	5
2.1 บทนำและงานวิจัยที่ผ่านมา.....	5
2.2 ลักษณะการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในท่าทางการเดิน.....	6
2.3 วิธีการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ (Gait Analysis).....	8
2.4 การตรวจจับการเคลื่อนไหว.....	9
2.5 การวัดแรงปฏิกิริยาในขณะที่เคลื่อนที่ของมนุษย์.....	9
2.6 การประยุกต์การใช้งาน.....	9
2.7 สรุป.....	10

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

บทที่ 3 ทฤษฎีการคำนวณชีวกลศาสตร์	11
3.1 การวัดร่างกายมนุษย์	11
3.1.1 ขอบเขตการวัดร่างกายมนุษย์ในชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่.....	11
3.1.2 ขนาดชิ้นส่วน.....	11
3.1.3 ความหนาแน่น, มวล และ คุณสมบัติความเฉื่อย.....	11
3.1.4 ความหนาแน่นทั้งหมดของร่างกาย.....	12
3.1.5 ความหนาแน่นของชิ้นส่วน.....	13
3.1.6 มวลของชิ้นส่วน และ จุดศูนย์กลางมวล.....	13
3.1.7 จุดศูนย์กลางมวล และ ระบบชิ้นส่วนร่างกาย.....	15
3.1.8 โมเมนต์ความเฉื่อยของมวล และ รัศมีของการหมุน.....	16
3.2 ระบบแกน	17
3.2.1 ระบบแกนอ้างอิงมาตรฐาน (Global Reference System).....	17
3.2.2 ระบบแกนอ้างอิงย่อย (Local Reference System) และ การหมุนแกน (Rotation of Axes)	19
3.2.3 ระบบการหมุนแบบอื่นๆ.....	21
3.3 จุดอ้างอิงมาร์กเกอร์ (Marker) และ ระบบแกนอวัยวะ (Anatomical Axes Systems).....	21
3.4 วิธีการคำนวณหาความเร็วและความเร่งเชิงมุมของอวัยวะ.....	23
3.5 การคำนวณจลนพลศาสตร์.....	25
3.5.1 หลักการคำนวณจลนพลศาสตร์ในระบบ 3 มิติ.....	25
3.5.2 หลักการคำนวณจลนพลศาสตร์ในระบบ 3 มิติ.....	26
3.6 การคำนวณจลนพลศาสตร์ของชิ้นส่วนขามมนุษย์.....	28
บทที่ 4 อุปกรณ์การทดลอง.....	32
4.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	32
4.2 อุปกรณ์การวิเคราะห์ด้านจลนศาสตร์.....	34
4.2.1 ส่วนการประมวลผลภาพ.....	34
4.2.2 หลักการแปลงข้อมูลภาพเพื่อการคำนวณ	34
4.2.3 ขั้นตอนการปรับตั้งค่ามุกกล้อง.....	35

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.2.4	ขั้นตอนการประมวลผลภาพโดยโปรแกรม.....	37
4.3	อุปกรณ์การวิเคราะห์ด้านจลนพลศาสตร์.....	38
4.3.1	หลักการบันทึกสัญญาณข้อมูล.....	39
4.3.2	อุปกรณ์ส่งสัญญาณค่าการเปลี่ยนแปลง.....	39
4.3.3	การเก็บข้อมูลของสัญญาณ.....	40
4.3.4	ชุดไมโครคอนโทรลเลอร์.....	40
4.4	แท่นทางเดิน.....	44
4.5	แท่นวัดแรง.....	45
4.5.1	ลักษณะการรับแรง.....	45
4.5.2	การติดตั้งแท่นวัดแรง.....	48
4.5.3	การปรับตั้งค่าแท่นวัดแรง.....	50
4.5.4	ค่าความคลาดเคลื่อนของแท่นวัดแรงจากอุณหภูมิ.....	53
4.5.5	การปรับระดับแท่นวัดแรง.....	55
4.6	ข้อมูลผู้ทดลอง.....	56
4.7	ขั้นตอนการทดลอง.....	58
บทที่ 5	ผลการทดลอง.....	61
5.1	ผลข้อมูลชิ้นส่วนขามนุษย์ด้านจลนศาสตร์.....	61
5.1.1	วิธีการคำนวณหาความเร็วและความเร่ง.....	61
5.2	ตำแหน่งการเคลื่อนที่ของชิ้นส่วนขาจากการประมวลผลภาพ.....	62
5.2.1	ผลการวิเคราะห์ตำแหน่งของมาร์กเกอร์.....	62
5.2.2	ผลการวิเคราะห์จุดศูนย์กลางมวลในแต่ละชิ้นส่วน.....	63
5.3	ผลการคำนวณหาความเร็วและความเร่ง.....	66
5.3.1	ผลการวิเคราะห์ความเร็วและความเร่งของผู้ทดลองที่ 1.....	67
5.3.2	ผลการวิเคราะห์ความเร็วและความเร่งของผู้ทดลองที่ 2.....	68
5.4	ผลข้อมูลชิ้นส่วนขามนุษย์ด้านจลนพลศาสตร์.....	70
5.4.1	การหาค่าโมเมนต์ความเฉื่อย (I_0) ของชิ้นส่วนช่วงล่างของมนุษย์.....	70

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5.5 ผลการวัดแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าและจุดข้อต่อต่างๆ ในท่วงท่าการเดิน.....	71
5.6 การเปรียบเทียบการทดลองกับผลของ D.A. WINTER.....	75
5.6.1 การเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยากับผลของ D.A. WINTER.....	75
5.6.2 การเปรียบเทียบโมเมนต์ในข้อต่อต่างๆกับผลของ D.A. WINTER.....	76
5.7 การเปรียบเทียบการทดลองกับผลจากอุปกรณ์มาตรฐาน	78
5.7.1 การเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยากับผลจากอุปกรณ์มาตรฐาน.....	80
5.7.2 การเปรียบเทียบโมเมนต์ในข้อต่อต่างๆกับผลจากอุปกรณ์มาตรฐาน.....	81
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	87
6.1 ปัญหาการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของมนุษย์.....	87
6.2 ข้อเสนอแนะ.....	88
6.3 สรุป.....	91
บรรณานุกรม.....	92
ภาคผนวก.....	94
ภาคผนวก ก. โปรแกรมที่ใช้ชุดไมโครคอนโทรลเลอร์.....	95
ภาคผนวก ข. ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	100
ประวัติผู้เขียน.....	106

สารบัญย่อและตัวแปร

RGB	Red, Green, Blue (Color system)
I_0	โมเมนต์ความเฉื่อยรอบจุดศูนย์กลางมวล
ρ_0	รัศมีการหมุน
Φ_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
$\theta_1, \theta_2, \theta_3$	มุมในระนาบของชิ้นส่วนขา
$\omega_x, \omega_y, \omega_z$	ความเร็วเชิงมุมของแกนอวัยวะ $x - y - z$
$\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z$	ความเร่งเชิงมุมของแกนอวัยวะ $x - y - z$
Δt	เวลาที่เปลี่ยนแปลงไป
V_x, V_y	ความเร็วเชิงเส้น
A_x, A_y, a_x, a_y	ความเร่งเชิงเส้น
I_x, I_y, I_z	โมเมนต์ความเฉื่อยรอบแกนอวัยวะ $x - y - z$
R_{iD}	จุดแรงปฏิกิริยาของข้อต่อในส่วนปลายล่าง
R_{iP}	จุดแรงปฏิกิริยาของข้อต่อในส่วนปลายบน
I_D	ระยะจากจุดศูนย์กลางมวลถึงส่วนปลายล่าง
I_P	ระยะจากจุดศูนย์กลางมวลถึงส่วนปลายบน
M_{xd}, M_{yd}, M_{zd}	โมเมนต์ตรงจุดปลายชิ้นส่วนรอบแกนอวัยวะ ($x - y - z$)
ε	อัตราการผลิตความยาว
S_g	ความไวของเกจต่อความเครียด
S_s	ความไวของระบบต่อความเครียด
ρ	ค่าความต้านทานของเกจ
ε_g	ความเครียดรอบเกจ
v	ค่าอัตราส่วนปัวซองของของเกจ
p_g	กำลังสูญเสียที่เกจขับออกมา

l_1	ระยะห่างระหว่างจุดข้อต่อปลายเท้าถึงสันเท้า
l_2	ระยะห่างระหว่างจุดข้อต่อข้อเท้าถึงเท้า
l_3	ระยะห่างระหว่างจุดข้อต่อเข่าถึงสะโพก
X-Y	ระบบแกนแบบ 2 มิติ
m_1	มวลของเท้า
m_2	มวลของชิ้นส่วนขาที่อ่อนล่าง
m_3	มวลของชิ้นส่วนขาที่อ่อนบน
F_{x1}, F_{y1}	แรงในแกน $x-y$ ของจุดข้อเท้า
F_{x2}, F_{y2}	แรงในแกน $x-y$ ของจุดหัวเข่า
F_{x3}, F_{y3}	แรงในแกน $x-y$ ของจุดสะโพก
M_1	โมเมนต์ที่ข้อเท้า
M_2	โมเมนต์ที่เข่า
M_3	โมเมนต์ที่สะโพก

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 3.1 ลำดับขั้นตอนการคำนวณหาค่าตัวแปร.....	31
ตารางที่ 4.1 คุณสมบัติทั่วไปของอลูมิเนียม	36
ตารางที่ 4.2 เปรียบแรงดันไฟฟ้าจากการคำนวณและจากการวัดจริง	37
ตารางที่ 4.3 ตัวอย่างการแปลงข้อมูลบิดเป็นน้ำหนัก	37
ตารางที่ 4.4 สรุปปริมาณข้อมูลทดสอบหาค่าความผิดพลาด.....	52
ตารางที่ 4.5 การประมวลผลภาพมาร์กเกอร์อ้างอิง.....	53
ตารางที่ 4.6 อัตราส่วนความยาวแกน X และ Y.....	56

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	เปรียบเทียบวงล้อการเคลื่อนที่กับการเดิน.....6
2.2	ลักษณะการเดินของมนุษย์.....6
2.3	ช่วงการเดินของเท้าซ้ายและขวาเปรียบเทียบคนปกติและผู้ป่วย.....7
2.4	วัฏจักรการเดินของเท้าข้างหนึ่งในหนึ่งรอบ.....8
2.5	กระบวนการคำนวณหาแรงที่กระทำต่อข้อต่อต่างๆ.....8
3.1	สัดส่วนของร่างกายเทียบกับความสูง.....12
3.2	ความหนาแน่นเฉลี่ยเทียบกับความหนาแน่นร่างกาย.....13
3.3	อัตราส่วนชิ้นส่วนเทียบกับมวลทั้งหมดของร่างกาย.....14
3.4	ความสัมพันธ์การกระจายของมวลกับตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวล.....14
3.5	จุดศูนย์กลางมวลในแต่ละชิ้นส่วนของร่างกาย.....16
3.6	นิยามของระนาบของร่างกายที่ใช้ในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์.....18
3.7	การวัดมุมในระนาบของชิ้นส่วนขา.....18
3.8	ระบบคาร์เดียนของการหมุนรอบแกน x, y, z.....19
3.9	ตำแหน่งของมาร์กเกอร์ และ พิกัดของอวัยวะ.....22
3.10	ขั้นตอนการหาค่ามุม $\theta_1, \theta_2, \theta_3$23
3.11	ภาพจำลองชิ้นส่วนช่วงล่างของขามนุษย์.....25
3.12	ตัวแปรต่างๆเทียบกับแกน X,Y,Z.....26
3.13	แรงและ โมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆ.....28
3.14	รูปแบบตำแหน่งของมาร์กเกอร์อ้างอิงที่ฝ่าเท้า.....29
4.1	(1) แท่นวัดแรง (2) แท่นทางเดิน.....32
4.2	(1) กล้องวิดีโอพร้อมขาตั้ง (2) เครื่องขยายสัญญาณ Kyowa รุ่น DPM600.....33
4.3	ไมโครคอนโทรลเลอร์ รุ่น PIC18F458.....33
4.4	ชุดผู้ทดลอง และ เครื่องหมายแทนจุดข้อต่อ (มาร์กเกอร์).....34
4.5	การแปลงระบบแกนพิกเซลเป็นระบบแกน X-Y.....35
4.6	มาร์กเกอร์อ้างอิงสำหรับการบันทึกภาพเคลื่อนไหว.....35
4.7	การประมวลผลภาพมาร์กเกอร์อ้างอิง.....36
4.8	ลักษณะของโปรแกรมที่ใช้ประมวลผลของภาพ.....38
4.9	การรับข้อมูลและส่งสัญญาณเพื่อเก็บข้อมูล.....39
4.10	โครงสร้างแท่นวัดแรง.....39

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.11 ชุดไมโครคอนโทรลเลอร์สำหรับ รับ-ส่ง สัญญาณ	40
4.12 รายละเอียดของไมโครคอนโทรลเลอร์	41
4.13 การเลือกรับข้อมูลจากคอนโทรลเลอร์	41
4.14 การรับสัญญาณข้อมูล	42
4.15 การปรับตั้งค่าคอนโทรลเลอร์	42
4.16 การปรับตั้งค่าคอนโทรลเลอร์	43
4.17 ข้อมูลที่ได้จากการทดลอง	43
4.18 ชั้นส่วนประกอบของแท่นทางเดิน	44
4.19 ชั้นของแท่นทางเดิน	44
4.20 ชั้นส่วนหลักของแท่นวัดแรง	45
4.21 การจำลองด้วยวิธีทางไฟไนต์อีลิเมนต์	46
4.22 ค่าความเค้นของแท่งอลูมิเนียม	46
4.23 ค่าการยุบตัวของโครงสร้างโดยรวม(มิลลิเมตร)	47
4.24 ค่าการยุบตัวของแท่งอลูมิเนียม(มิลลิเมตร)	47
4.25 ลักษณะการติดสเตรนเกจ	48
4.26 วงจรการต่อสเตรนเกจ	49
4.27 วิดสโตนบริดจ์แบบติดแอกที่เฟเกจ 4 ตัว	49
4.28 กราฟความสัมพันธ์แรงดันไฟฟ้าต่อน้ำหนัก	51
4.29 ความสัมพันธ์อุณหภูมิกับเวลากรณีไม่มีน้ำหนัก	54
4.30 ความสัมพันธ์อุณหภูมิกับเวลากรณีมีน้ำหนัก	54
4.31 การปรับตั้งของแท่นวัดแรง	55
4.32 ข้อมูลผู้ทดลองที่ 1 (ระยะห่างของมาร์กเกอร์)	56
4.33 ข้อมูลผู้ทดลองที่ 2 (ระยะห่างของมาร์กเกอร์)	57
4.34 ทดสอบเครื่องมือระหว่างเตรียมการทดลอง	59
4.35 แผนผังการวางตำแหน่งอุปกรณ์การทดลอง	60
4.36 การเดินเพื่อทำการทดลอง	60
5.1 ลักษณะการเคลื่อนที่ของผู้ทดลองที่ 1	61
5.2 ลักษณะการเคลื่อนที่ของผู้ทดลองที่ 2	62

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.3 การเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลแนวแกน X ของผู้ทดลองที่ 1	63
5.4 การเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลแนวแกน Y ของผู้ทดลองที่ 1	64
5.5 มุมการเคลื่อนที่ของผู้ทดลองที่ 1	64
5.6 การเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลแนวแกน X ของผู้ทดลองที่ 2	65
5.7 การเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลแนวแกน Y ของผู้ทดลองที่ 2	65
5.8 มุมการเคลื่อนที่ของผู้ทดลองที่ 2	65
5.9 มุมของหัวเข้าของผู้ทดลองที่ 1	66
5.10 มุมของหัวเข้าของผู้ทดลองที่ 2	66
5.11 ความเร็วของการเคลื่อนที่ (หญิง)	67
5.12 ความเร่งของการเคลื่อนที่ (หญิง)	67
5.13 ความเร็วเชิงมุมของการเคลื่อนที่ (หญิง)	67
5.14 ความเร่งเชิงมุมของการเคลื่อนที่ (หญิง)	68
5.15 ความเร็วของการเคลื่อนที่ (ชาย)	68
5.16 ความเร่งของการเคลื่อนที่ (ชาย)	68
5.17 ความเร็วเชิงมุมของการเคลื่อนที่ (ชาย)	69
5.18 ความเร่งเชิงมุมของการเคลื่อนที่ (ชาย)	69
5.19 ลักษณะแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าในจังหวะการเดินต่างๆ	71
5.20 แรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าของผู้ทดลองที่ 1 (หญิง)	72
5.21 แรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าของผู้ทดลองที่ 2 (ชาย)	72
5.22 โมเมนต์ที่ตำแหน่งข้อเท้าของผู้ทดลองที่ 1	73
5.23 โมเมนต์ที่ตำแหน่งหัวเข้าของผู้ทดลองที่ 1	73
5.24 โมเมนต์ที่ตำแหน่งสะโพกของผู้ทดลองที่ 1	73
5.25 โมเมนต์ที่ตำแหน่งข้อเท้าของผู้ทดลองที่ 2	74
5.26 โมเมนต์ที่ตำแหน่งหัวเข้าของผู้ทดลองที่ 2	74
5.27 โมเมนต์ที่ตำแหน่งสะโพกของผู้ทดลองที่ 2	74
5.28 แรงปฏิกิริยาเปรียบเทียบกับผลของ D.A. Winter	76
5.29 โมเมนต์ข้อเท้าเปรียบเทียบกับผลของ D.A. Winter	76
5.30 โมเมนต์หัวเข้าเปรียบเทียบกับผลของ D.A. Winter	77
5.31 โมเมนต์สะโพกเปรียบเทียบกับผลของ D.A. Winter	77

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.32	รูปแบบการจัดวางอุปกรณ์ในห้องทดลอง.....78
5.33	ลักษณะการติดมาร์กเกอร์และการเดินบนแท่นวัดแรง79
5.34	แกนอ้างอิงทางการแพทย์.....79
5.35	ผลการทดลองของอุปกรณ์มาตรฐาน (แรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าในแนวตั้ง).....80
5.36	ผลการทดลองของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น (แรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าในแนวตั้ง)80
5.37	ผลการทดลองของอุปกรณ์มาตรฐาน (โมเมนต์กระทำที่ข้อเท้า)81
5.38	ผลการทดลองของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น (โมเมนต์กระทำที่ข้อเท้า)81
5.39	ผลการทดลองของอุปกรณ์มาตรฐาน (โมเมนต์กระทำที่หัวเข่า)82
5.40	ผลการทดลองของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น (โมเมนต์กระทำที่หัวเข่า).....82
5.41	ผลการทดลองของอุปกรณ์มาตรฐาน (โมเมนต์กระทำที่สะโพก)83
5.42	ผลการทดลองของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น (โมเมนต์กระทำที่สะโพก).....83
5.43	ข้อมูลการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์มาตรฐาน84
5.44	ผลการเปรียบเทียบโมเมนต์กระทำที่ข้อเท้า.....84
5.45	ผลการเปรียบเทียบโมเมนต์กระทำที่หัวเข่า.....85
5.46	ผลการเปรียบเทียบโมเมนต์กระทำที่สะโพก.....85
5.47	แรงแนวแกน F_y เทียบแรงแนวแกน F_x86
6.1	แท่นวัดแรงที่มีโหลดเซลล์ 1 ตัว.....88
6.2	แท่นวัดแรงที่มีโหลดเซลล์ 2 ตัว.....89
6.3	แท่นวัดแรงที่มีโหลดเซลล์ 3 ตัวและ 4 ตัว.....90

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์ (Medical rehabilitation) หรืองานเวชศาสตร์ฟื้นฟู เป็นบริการทางการแพทย์ชนิดหนึ่ง เพื่อตรวจประเมิน รักษา ฟื้นฟูสมรรถภาพ อีกทั้งยังมุ่งส่งเสริม สุขภาพและป้องกันการเป็นซ้ำหรือภาวะแทรกซ้อนให้กับบุคคลทั่วไป และผู้ป่วยที่มีความพิการ หรือสมรรถภาพเสื่อมถอย เพื่อส่งเสริมศักยภาพที่เหลืออยู่ของผู้ป่วยนั้นๆ ให้สามารถดำรงชีวิตใน สภาวะแวดล้อมที่เหมาะสมได้ เพื่อให้เป็นภาระต่อครอบครัวและสังคมน้อยที่สุด โดยผู้ป่วยส่วน หนึ่งที่เข้ารับการฟื้นฟูสมรรถภาพเป็นผู้ป่วยและผู้พิการทางกายและการเคลื่อนไหวทั้งที่เป็นมาแต่ กำเนิดและเป็นภายหลัง หรือผู้ป่วยที่มีโรคหรือความผิดปกติของระบบกล้ามเนื้อ และข้อต่อ รวมถึงผู้ป่วยหลังการผ่าตัดทางออร์โธปิดิกส์ (กระดูกและข้อ) เป็นต้น

งานเวชศาสตร์ฟื้นฟูในประเทศที่พัฒนาแล้ว เป็นงานที่ทำหายและเป็นที่ยุติสนใจในวง กว้าง เนื่องจากสามารถบ่งบอกถึงการเอาใจใส่จากภาครัฐได้เป็นอย่างดี เพราะผู้ที่เข้ารับการฟื้นฟู นั้นย่อมเป็นผู้พิการ หรือ ผู้ที่มีสมรรถภาพทางร่างกายที่ไม่ดีนัก แต่เป็นที่น่าเสียดายที่ในประเทศ ไทยงานเวชศาสตร์ฟื้นฟูไม่ค่อยได้รับความสำคัญเท่าไรนัก ทั้งในระดับนโยบาย ระดับ โรงพยาบาล และ ในประชาชนทั่วไป ด้วยเหตุนี้ แพทย์เวชศาสตร์ฟื้นฟูและนักกิจกรรม กายภาพบำบัดในประเทศไทยจึงมีจำนวนไม่มากนักและศักยภาพของแต่ละโรงพยาบาลไม่เท่ากัน เนื่องจากเครื่องมืออุปกรณ์ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Gait analysis) ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งในการ ตรวจประเมินก่อนทำการรักษา ฟื้นฟู มีราคาสูงมากและต้องนำเข้าจากต่างประเทศ จึงทำให้บาง จังหวัดไม่มีแพทย์เวชศาสตร์ฟื้นฟูและนักกิจกรรมกายภาพบำบัด ปัจจุบันโรงพยาบาลที่สามารถ ให้การรักษา ฟื้นฟู และให้คำแนะนำได้ จึงเป็นโรงพยาบาลรัฐระดับโรงพยาบาลจังหวัด โรงพยาบาลสังกัดมหาวิทยาลัยต่างๆ โรงพยาบาลของทหารและตำรวจบางแห่ง หรือ โรงพยาบาล เอกชนบางแห่งเท่านั้น ด้วยเหตุนี้ จึงยังมีผู้ป่วยอีกมากมาย ไม่สามารถรับการรักษาได้อย่างทั่วถึง

การศึกษาการเคลื่อนไหวของมนุษย์โดยวิธีทางกลศาสตร์สามารถให้ข้อมูลสนับสนุนงาน ในส่วนเวชศาสตร์การฟื้นฟูได้ คือ เป็นข้อมูลสำหรับคัดแปลงอุปกรณ์ต่างๆ ทางกายภาพ เช่น ขาเทียม แขนเทียม เครื่องประคองต่างๆ การรักษาโดยการตัดข้อต่อ การฝึกเดิน เป็นต้น และ หาก การวิจัย และพัฒนาสร้างเครื่องมืออุปกรณ์ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวได้ภายในประเทศด้วย ต้นทุนต่ำประสบความสำเร็จ จักเป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับการรักษา ฟื้นฟูผู้ป่วยเหล่านี้

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มุ่งหวังเพื่อศึกษา และสร้างระบบอุปกรณ์การวัดค่าการเปลี่ยนแปลงของแรงกระทำต่อฝ่าเท้าและสามารถนำผลที่ได้ไปคำนวณหาแรง และ โมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆของขี้นส่วนขามนุษย์ในท่วงท่าการเดิน เพื่อเป็นพื้นฐานสำหรับประยุกต์ใช้ในด้านชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) ซึ่งสามารถนำความรู้ด้านวิศวกรรมไปสนับสนุนด้านการแพทย์ได้ วิธีการที่ใช้ในการวิเคราะห์ประกอบด้วย การเก็บข้อมูลด้านจลนพลศาสตร์และจลน์ศาสตร์ ซึ่งต้องอาศัยเทคนิคการประมวลผลภาพให้สอดคล้องกับสัญญาณข้อมูลจากการวัดแรง ผลลัพธ์จากการวิเคราะห์ที่ได้คือ ตำแหน่งการเคลื่อนที่ ความเร็วและความเร่งของข้อต่อ จากนั้นนำข้อมูลที่ได้นำมาประมวลผลร่วมกับข้อมูลของแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้า เพื่อวิเคราะห์หาโมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆ ซึ่งได้แก่ ข้อเท้า หัวเข่า และ สะโพก กล่าวโดยสรุปจุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษาคือ

1. สามารถตรวจจับภาพเคลื่อนไหวแบบ 2 มิติ ของขี้นส่วนช่วงล่างของมนุษย์ในท่วงท่าการเดิน โดยใช้วิธีการประมวลผลภาพ ด้วยต้นทุนต่ำ
2. สามารถวัดแรงกดในแนวตั้งฉากกับพื้นของช่วงจังหวะฝ่าเท้าที่สัมผัสกับพื้นในท่วงท่าการเดิน ด้วยอุปกรณ์ที่สามารถสร้างขึ้นได้เอง
3. สามารถวิเคราะห์ผลทางจลนพลศาสตร์และจลน์ศาสตร์ เพื่อแสดงตำแหน่งการเคลื่อนที่ ความเร็ว ความเร่ง และ โมเมนต์ตามข้อต่อต่างๆ โดยผลลัพธ์ที่ได้เป็นของขี้นส่วนขาขวา พร้อมทั้งแสดงผลในรูปแบบของกราฟ
4. สามารถนำข้อมูล ไปเป็นพื้นฐานการพัฒนาปรับปรุงการสร้างเครื่องมืออุปกรณ์ทางการแพทย์ในด้านชีวกลศาสตร์ต่อไป

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์นั้นมีหลายวิธี เช่น การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้แม่เหล็ก (Magnetic Motion Capture System), การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้ชุดเชิงกล (Electro-mechanical Motion Capture System), การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ (Optical Motion Capture System) เป็นต้น ผู้วิจัยคิดว่า การวิเคราะห์จลนพลศาสตร์ของขี้นส่วนขาข้างขวาของมนุษย์ในท่วงท่าการเดินแบบ 2 มิติ โดยคิดว่าขี้นส่วนขาแบ่งออกเป็นวัตถุแข็งเกร็ง 3 ชิ้นที่ต่อกันโดยจุดต่อก็คือจุดหมุนของขาได้แก่ ข้อเท้า หัวเข่า และสะโพก ระบบเครื่องมือนี้สามารถทำได้ในงบประมาณที่ประหยัด โดยตรวจจับการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอร่วมกับชุดระบบการวัดแรงในแนวตั้งที่สร้างขึ้น โดยไม่พิจารณาแรงเสียดทานที่ฝ่าเท้ากระทำกับพื้นจะเน้นศึกษาเฉพาะผลจากของแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งเท่านั้น วิธีการดังกล่าวนี้เป็นวิธีการที่มีต้นทุนไม่สูง และ ความซับซ้อนของอุปกรณ์ไม่มากนัก ผู้วิจัยคิดว่ามีความเป็นไปได้ที่จะพัฒนาเพื่อสร้างเป็นเครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์ต่อไป

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

การวิจัยสำหรับวิทยานิพนธ์นี้มีวิธีการและทฤษฎีในการวิเคราะห์ดังนี้คือ การประมวลผลภาพที่ได้จากการตรวจจับการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอด้วยโปรแกรม MATLAB การออกแบบชิ้นส่วนเครื่องกลร่วมกับระบบวิธีไฟไนติเม้นต์ในการสร้างเครื่องมือแทนวัดแรง การรับสัญญาณอนาล็อกและแปลงเป็นดิจิทัลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อบันทึกแรงที่เปลี่ยนแปลงจากแทนวัดแรง และทฤษฎีด้านชีวกลศาสตร์เป็นส่วนที่สำคัญอย่างยิ่งในการวิเคราะห์ผลทางด้านจลนพลศาสตร์ และจลน์ศาสตร์ของข้อมูลที่ได้จากการทดลอง รายละเอียดต่างๆจะกล่าวในบทต่อไป

1.5 ขอบเขตการวิจัย

การวิจัยนี้มีขอบเขตศึกษาเฉพาะชิ้นส่วนช่วงล่างของมนุษย์ ตั้งแต่ต้นขาลงมาจนถึงเท้า โดยศึกษาเฉพาะท่วงท่าการเดินของมนุษย์ แยกออกเป็นข้อมูลด้านจลน์ศาสตร์และข้อมูลด้านจลนพลศาสตร์ ในระบบพิกัดแกน 2 มิติ มีรายละเอียด ดังนี้

1. สร้างระบบการประมวลผลภาพเคลื่อนไหวของวัตถุ ในพิกัดแกน 2 มิติ จากการใช้กล้องวิดีโอจำนวน 1 ตัว ร่วมกับการออกแบบโปรแกรมการประมวลผลภาพบนโปรแกรม MATLAB
2. สร้างระบบชุดวัดแรงซึ่งกระทำในแนวตั้งฉากกับพื้น โดยมีโครงสร้างเป็นแท่นรับแรงกดจากการเดิน ที่สามารถกำหนดความสามารถของเครื่องได้และสร้างขึ้นได้ง่าย รวมถึงการออกแบบโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อประมวลผลข้อมูล รับและส่งสัญญาณติดต่อกับคอมพิวเตอร์ในการบันทึกข้อมูล
3. นำข้อมูลจากระบบการประมวลผลภาพ และระบบชุดวัดแรงมาวิเคราะห์ผลทางจลนพลศาสตร์และจลน์ศาสตร์ของชิ้นส่วนขาข้างขวามนุษย์ ตั้งแต่ชิ้นส่วนต้นขาจนถึงเท้า พร้อมทั้งแสดงผลในรูปแบบของกราฟ
4. ยืนยันความถูกต้องของผลที่ได้โดยเปรียบเทียบกับผลงานวิจัยของนักวิจัยที่เชี่ยวชาญในด้านชีวกลศาสตร์ท่านอื่นๆ และ ผลการทดลองด้วยอุปกรณ์มาตรฐานในโรงพยาบาล

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บทด้วยกันคือ

บทที่ 1 บทนำ

อธิบายถึงวัตถุประสงค์และขอบเขตของวิทยานิพนธ์นี้

บทที่ 2 วิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์

อธิบายถึงลักษณะการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในท่าทางการเดิน หลักการที่ใช้ในการวิจัย

บทที่ 3 ทฤษฎีการคำนวณชีวกลศาสตร์

อ้างอิงทฤษฎีที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลด้านจลนพลศาสตร์และจลน์ศาสตร์

บทที่ 4 ระบบการทดลองและอุปกรณ์

กล่าวถึงลักษณะของระบบอุปกรณ์แต่ละชนิดที่ใช้ในการทดลอง

บทที่ 5 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

รวบรวมข้อมูลที่ได้จากการทดลองและวิเคราะห์ผลในรูปแบบกราฟเริ่มจาก ตำแหน่งของ มาร์กเกอร์ ความเร็ว ความเร่ง ทั้งเชิงมุมและเชิงเส้นของจุดศูนย์กลางมวล แรงปฏิกิริยาที่ได้จากแผ่นวัดแรง และโมเมนต์ที่กระทำต่อข้อต่อขึ้นส่วนช่วงล่างของผู้ทดลอง รวมถึง นำผลที่ได้เปรียบเทียบกับข้อมูลของ D.A. WINTER และผลการทดลองจากอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้งานจริงในโรงพยาบาล

บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

สรุปปัญหาที่พบในงานวิจัย ข้อเสนอแนะเพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาอุปกรณ์

บทที่ 2

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์

ในบทนี้กล่าวถึงภาพรวมการวิจัยในด้านการเคลื่อนไหวของมนุษย์ซึ่งมีวิธีการวิเคราะห์ที่หลากหลาย วิธีการวิเคราะห์ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นข้อมูลพื้นฐานเพื่อให้เข้าใจวัฏจักรการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในท่าทางการเดิน และให้เห็นถึงภาพรวมตั้งแต่การตรวจจับภาพการเคลื่อนที่เพื่อวิเคราะห์ประมวลผลภาพ พร้อมบันทึกข้อมูลแรงจากภายนอกที่กระทำต่อฝ่าเท้า ข้อมูลทั้งสองนี้สามารถนำไปวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมนุษย์ต่อไปได้

2.1 บทนำและงานวิจัยที่ผ่านมา

ปัจจุบันเทคโนโลยีการแพทย์ สำหรับวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายก้าวล้ำไปมาก ส่วนหนึ่งเป็นผลอันเนื่องมาจากข้อมูลสนับสนุน ความรู้ ทักษะ การค้นคว้าสร้างเครื่องมือทางด้านวิศวกรรม การศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ในเชิงวิศวกรรม นับว่าเป็นสิ่งสำคัญอย่างยิ่งในการสนับสนุนให้วงการแพทย์วิเคราะห์ข้อมูลได้สะดวกและถูกต้องมากขึ้น แม้ว่าในต่างประเทศมีการศึกษาวิจัยการปรับปรุงด้านเครื่องมือมานานแล้ว เช่น S.Onyshko และ D.A.Winter [1] เสนอแบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับการเคลื่อนไหวของร่างกาย Hong-Guili และ XING-GUO LI [8] เสนอการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวท่าทางมนุษย์โดยใช้วิธี ISOMAP1-d ทดแทน 2-d ด้วยภาพเคลื่อนไหวขาวดำ 1 มิติเท่านั้น Zongyi Liu และ Sudeep Sarkar [9] เสนอการพัฒนากระบวนการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเทียบกับข้อมูลมาตรฐาน หรือการวิจัยลักษณะการนำเครื่องมือไปประยุกต์ใช้งานในด้านต่างๆ เช่น Alex stacoff, Ines Kamers-de Quervain, Markus Dettwyler, Peter Wolf, Renate List, Tomas Ukalo, Edgar Stussi [10] เสนอผลงานวิจัยเกี่ยวกับผลทางชีวกลศาสตร์จากการหุนฝ่าเท้าผู้ป่วยขณะเดิน ซึ่งศึกษาผลจากการหุนหรือรองฝ่าเท้าผู้ป่วยขาโก่ง เพื่อปรับปรุงลักษณะการเดินและลดการพลิกของเท้าหรือขาออกด้านข้างขณะเดิน Jodie A. McClelland, Kate E. Webster และ Julian A. Feller [11] เสนอการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของผู้ป่วยผ่าตัดเปลี่ยนหัวเข่า C.J. Nester, M.L. van der Linden และ P.Bowker [12] ศึกษาผลของเท้าที่มีผลต่อโมเมนต์ตามจุดข้อต่อต่างๆของขี้นส่วน สำหรับในประเทศไทย การศึกษาในด้านนี้ถือว่ายังมีน้อยมาก แต่มีนักวิจัยบางท่านได้ศึกษาการเคลื่อนไหวของมนุษย์โดยศึกษาในด้านจลนศาสตร์(Kinematics) เป็นผลงานของ จักรกริช ชัยเทวรักษ์ [3]

ในวิทยานิพนธ์นี้เน้นการศึกษาด้านจลนพลศาสตร์ (Kinetics) โดยอาศัยข้อมูลด้านจลนศาสตร์เป็นส่วนช่วยในการประมวลผล การทดลอง เริ่มจากการเก็บข้อมูลผู้ทดลอง ทั้งน้ำหนักและสัดส่วนของขี้นส่วนขา หลังจากนั้นติดตั้งมาร์กเกอร์ที่ขี้นส่วนขาเพื่อเป็นจุดอ้างอิงการเคลื่อนไหวในขณะบันทึกวิถีที่สน์ท่าทางการเดิน ระหว่างเส้นทางการเดินมีแท่นวัดแรงปฏิกิริยา

ของฝ่าเท้าในช่วงเวลาต่างๆ และทำการบันทึกเพื่อนำไปคำนวณหาแรงและโมเมนต์ตามจุดข้อต่อต่างๆ เทียบกับจังหวะการเดิน ข้อมูลทั้งหมดนี้สามารถนำไปใช้เป็นข้อมูลสนับสนุนทางเวชศาสตร์การแพทย์และกิจกรรมกายภาพบำบัดได้

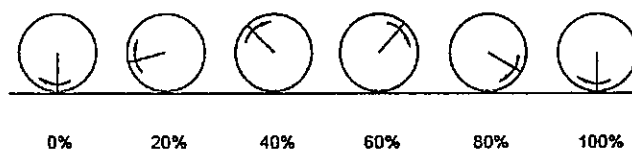
2.2 ลักษณะการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในท่วงท่าการเดิน

การเคลื่อนไหวของมนุษย์มีท่าทางที่หลากหลาย แต่โดยพื้นฐานของมนุษย์ท่วงท่าที่จำเป็นและใช้ในชีวิตประจำวันมากที่สุดคือ การเดิน ซึ่งตรงกับหัวข้อการวิเคราะห์ของวิทยานิพนธ์นี้ เมื่อพิจารณาลักษณะการเดินสามารถแยก ข้อมูลพื้นฐานที่สำคัญได้แก่

1. ช่วงการเคลื่อนไหวของแต่ละเท้าจากจุดที่สัมผัสพื้นจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่ง
2. แรงปฏิกิริยาของฝ่าเท้าขณะสัมผัสพื้นที่ส่งผลไปยังชิ้นส่วนช่วงล่างอื่นๆ เช่น หัวเข่า สะโพก เป็นต้น

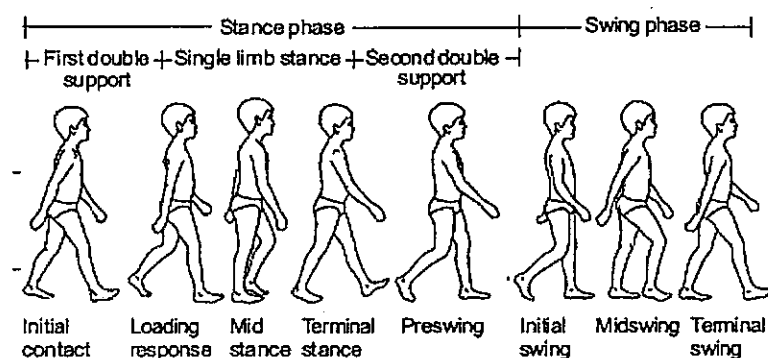
ข้อมูลทั้งสองนี้เกิดขึ้นเสมอในขณะที่เดิน และการเคลื่อนที่ของช่วงล่างนั้นเกิดขึ้นเป็นวัฏจักรซึ่งเป็นธรรมชาติของมนุษย์

หากเราเปรียบเทียบการเดินจากเท้าซ้ายไปเท้าขวาให้เป็นวัฏจักร สามารถแสดงออกมาเป็นลักษณะของวงล้อที่หมุนได้ดังรูปที่ 2.1



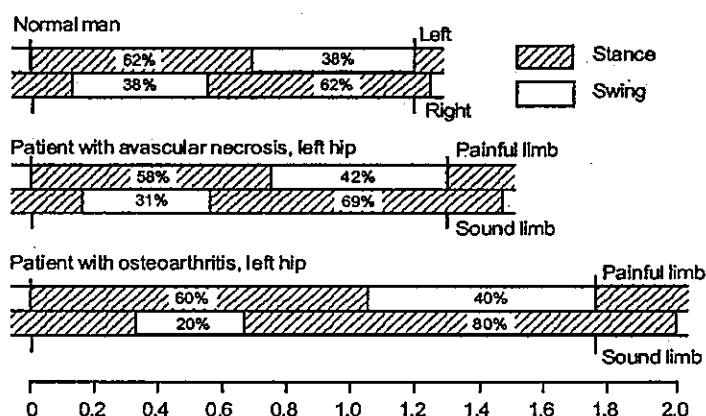
รูปที่ 2.1 เปรียบเทียบวงล้อการเคลื่อนที่กับการเดิน[2]

ภาพวงล้อนั้นแสดงให้เห็นถึงการเดินซ้ำไปมา ซึ่งรายละเอียดนั้นสามารถพิจารณาออกได้เป็น 2 ช่วงหลัก ได้แก่ ช่วงที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้น และ ช่วงที่ฝ่าเท้าลอยจากพื้น แสดงในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ลักษณะการเดินของมนุษย์[2]

ในช่วงที่เท้าอีกข้างหนึ่งเริ่มสัมผัสพื้น วัฏจักรการเดินของเท้าซ้ายและขวามีช่วงคาบที่ซ้อนทับกัน(Double Support) อยู่ดังแสดงที่รูป 2.3 หากกรณีที่ร่างกายเดินผิดปกติเช่นผู้ช่วยที่เป็นโรคอัมพาต หรือโรคข้อกระดูกอักเสบจะทำให้จังหวะการเดินไม่ปกติ ส่งผลต่อช่วงเวลารอบการเดิน เช่นเวลาในหนึ่งรอบการเดินมากกว่าคนปกติ เท้าซ้ายและเท้าขวาไม่มีความสมดุลในการเดิน ทั้งนี้ลักษณะการเดินที่ผิดปกติเหล่านี้ส่งผลไปยังข้อต่อต่างๆ ของร่างกาย ในการรักษาผู้ป่วยจำเป็นต้องทราบถึงสาเหตุและลักษณะท่าทางการเดิน เพื่อทำการบำบัดรักษาในแนวทางที่ถูกต้องและเหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละบุคคลไป



รูปที่ 2.3 ช่วงการเดินของเท้าซ้ายและขวาเปรียบเทียบกับคนปกติและผู้ป่วย[2]

ในช่วงเวลาต่างๆ ของวัฏจักรการเดินได้ แบ่งลักษณะที่เกิดขึ้นออกเป็น ช่วงที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้น และ ช่วงการแกว่ง รวมทั้งสิ้น 8 จังหวะ

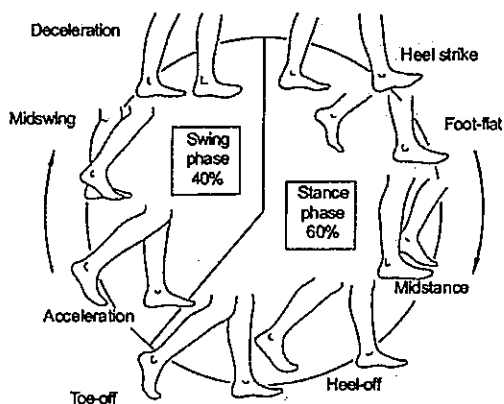
ช่วงที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้น ซึ่งแบ่งออกเป็น 5 จังหวะดังนี้

1. ช่วงที่ส้นเท้าสัมผัสพื้น เป็นจุดที่ค่าศูนย์กลางร่างกายต่ำสุด
2. ช่วงเท้าเรียบ เป็นช่วงที่ฝ่าเท้าเรียบกับพื้น
3. ช่วงกลาง เกิดในลักษณะช่วงกลางของช่วงนี้ ทั้งเท้าและร่างกายอยู่ตรงกันเป็นจุดที่ค่าศูนย์กลางร่างกายสูงสุด
4. ช่วงส้นเท้ายก เกิดขึ้นในขณะที่ส้นเริ่มยกลอยสูงจากพื้น
5. ช่วงปลายเท้ายก เกิดขึ้นในขณะที่ปลายเท้าเริ่มยกลอยสูงจากพื้น

และช่วงการแกว่ง สามารถแบ่งออกเป็น 3 จังหวะดังนี้

6. ช่วงความเร่ง เป็นช่วงที่เท้ายกลอยขึ้นและส่งให้ขาไปข้างหน้า
7. ช่วงแกว่งกลาง เป็นช่วงที่เท้าแกว่งผ่านจุดกลางของขาอีกข้างหนึ่ง
8. ช่วงความเฉื่อย เป็นช่วงที่ความเร็วขาเริ่มช้าลงและเท้ากำลังจะสัมผัสพื้นเพื่อวนเป็นวัฏจักรต่อไป

ช่วงที่เกิดขึ้นสามารถแสดงเป็นวัฏจักรการเดินได้ดังรูปที่ 2.4

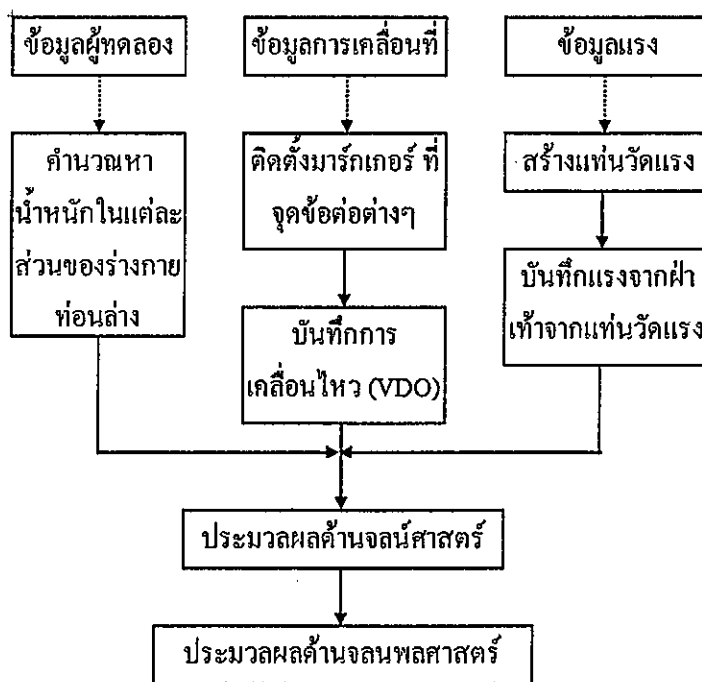


รูปที่ 2.4 วัฏจักรการเดินของเท้าข้างหนึ่งในหนึ่งรอบ[2]

เมื่อพิจารณาลักษณะการเดิน พบว่าแรงปฏิกิริยาจากฝ่าเท้าเกิดขึ้นเฉพาะช่วงแรกซึ่งเป็นช่วงที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้น โดยขอบเขตการวิเคราะห์ของวิทยานิพนธ์นี้เน้นการศึกษาเรื่องแรงจึงพิจารณาช่วงเวลาเฉพาะฝ่าเท้าสัมผัสพื้นเท่านั้น

2.3 วิธีการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ (Gait Analysis)

ภาพรวมของขั้นตอนการศึกษาที่ปรากฏในวิทยานิพนธ์นี้ แสดงในรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 กระบวนการคำนวณหาแรงที่กระทำต่อข้อต่อต่างๆ

การประมวลผลด้านจลนศาสตร์ จะนำข้อมูลจากการจับภาพการเคลื่อนไหวของมาร์กเกอร์ ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกายในรูปแบบวิถีทัศนศาสตร์ส่งต่อไปในกระบวนการประมวลผลภาพเพื่อหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ในพิกัดแกน 2 มิติ ส่วนการประมวลผลด้านจลนพลศาสตร์เป็นการรับข้อมูลจากแรงกดของฝ่าเท้าและผลจากการประมวลผลด้านจลนศาสตร์มาประมวลผล ซึ่งวิธีการดังที่กล่าวมาข้างต้นจะเป็นหลักการที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้

2.4 การตรวจจับการเคลื่อนไหว

การตรวจจับการเคลื่อนไหว เป็นกระบวนการในการบันทึกการเคลื่อนไหวของวัตถุที่สนใจ เพื่อทำการเปลี่ยนให้อยู่ในรูปแบบทางคณิตศาสตร์ที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานต่อไป เทคโนโลยีการตรวจจับการเคลื่อนไหวสามารถแปลงผลการเคลื่อนไหว จากข้อมูลการบันทึกวิถีทัศนศาสตร์เป็นข้อมูลดิจิทัล โดยวัตถุที่จะทำการตรวจจับการเคลื่อนไหวต้องติดมาร์กเกอร์ซึ่งควรเป็นจุดที่สามารถอ้างอิงตัวแทนการเคลื่อนไหวของวัตถุนั้นๆ เช่น การตรวจจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์ จุดที่ควรติดตั้งคือจุดข้อต่อหรือจุดเชื่อมต่อก่อนขึ้นส่วนอวัยวะร่างกาย เป็นต้น

2.5 การวัดแรงปฏิกิริยาในท่วงท่าการเดิน

การวัดแรงปฏิกิริยาของฝ่าเท้าเพื่อให้ทราบถึงแรงที่ส่งผลต่อท่วงท่าการเดินในจังหวะการเดินต่างๆ ซึ่งเป็นข้อมูลในการคำนวณหาแรงที่กระทำต่อข้อต่อต่างๆ ในลำดับต่อไปนี้ อุปกรณ์ที่สำคัญในการบันทึกค่าแรง คือแท่นวัดแรงซึ่งมีลักษณะเป็นแท่นสำหรับผู้ทดลองเดินผ่านเพื่อบันทึกค่าการเปลี่ยนแปลงของแรงในจังหวะการเดินต่างๆ

2.6 การประยุกต์การใช้งาน

การตรวจจับการเคลื่อนไหวสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้หลายด้านอาทิเช่น

1. การประยุกต์ใช้ในงานด้านการแพทย์

การศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ สามารถประยุกต์ใช้ในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ โดยเฉพาะอย่างยิ่ง แพทย์เวชศาสตร์ฟื้นฟู และ ศัลยแพทย์ออร์โธปิดิกส์ เนื่องจากต้องเข้าใจรูปแบบการเคลื่อนไหวทั้งปกติและไม่ปกติ เพื่อนำมาซึ่งการรักษาต่างๆ เช่น การทำแขนขาเทียม การฟื้นฟูกลุ่มผู้ป่วยที่มีปัญหาทางการเคลื่อนไหว ตลอดจนนำไปประยุกต์ใช้งานด้านอื่นๆ เช่น กลไกของข้อต่อ การวิเคราะห์โครงกระดูก วิทยาศาสตร์การกีฬา ศาสตร์ด้านกายอุปกรณ์ เป็นต้น

2. การประยุกต์ใช้ในงานด้านการศึกษา

ข้อมูลจากการศึกษาการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์นั้น มีความสำคัญต่อการกีฬาเป็นอย่างมาก โดยสาขาวิชาที่ใช้ประโยชน์จากการศึกษานี้คือ เวชศาสตร์การกีฬา ซึ่งเป็นสาขาวิชาที่

เกี่ยวข้องกับการป้องกัน วินิจฉัย และ รักษาการบาดเจ็บที่เกี่ยวข้องกับการออกกำลังกายหรือกีฬา เช่น ความผิดปกติของข้อต่อหรือกล้ามเนื้อซึ่งเกิดจากกิจกรรมทางกายภาพ นอกจากการฟื้นฟูร่างกายจากการบาดเจ็บจากการออกกำลังกายแล้ว ยังสามารถนำไปเป็นข้อมูลเพื่อเสริมสร้างสมรรถนะทางการกีฬาให้มากขึ้นได้อีกด้วย

3. การประยุกต์ใช้ในงานด้านอุตสาหกรรมบันเทิง

การตรวจจับการเคลื่อนไหวช่วยลดเวลาในการสร้างภาพเคลื่อนไหว ทั้งยังทำให้ได้การเคลื่อนไหวที่สมจริง มากกว่าการสร้างการเคลื่อนไหวด้วยมือ ทำให้ระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวเป็นที่นิยมกันมากในวงการอุตสาหกรรมอนิเมชันหรือบันเทิง เช่น การนำไปใช้สร้างการเคลื่อนไหวให้กับตัวละครในเกมคอมพิวเตอร์ ภาพยนตร์อนิเมชัน หรือแม้แต่การตกแต่งภาพยนตร์ด้วยคอมพิวเตอร์กราฟฟิก

2.7 สรุป

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์นั้น ประกอบไปด้วยกระบวนการต่างๆ มากมาย กระบวนการที่สำคัญประกอบไปด้วยสองส่วน ดังนี้ ส่วนแรกคือการตรวจจับการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ ส่วนที่สองคือการวัดแรงปฏิกิริยาจากฝ่าเท้า ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ใช้หลักการทั้งสองเพื่อวิเคราะห์ท่าผลลัพธ์ทางด้านจลนศาสตร์และ จลนพลศาสตร์ในข้อต่อต่างๆ ของชิ้นส่วนขาเพื่อนำไปประยุกต์ในด้านต่างๆ เช่น เวชศาสตร์ฟื้นฟู กายภาพบำบัด และ เวชศาสตร์การกีฬา เป็นต้น

บทที่ 3

ทฤษฎีการคำนวณชีวกลศาสตร์

ในบทนี้กล่าวถึงทฤษฎีที่ใช้ในการวิจัย ได้แก่ ทฤษฎีการวัดร่างกายมนุษย์ในการหาสัดส่วนและน้ำหนักของชิ้นต่างๆของผู้ทดลองรวมถึงทฤษฎีการวิเคราะห์ในด้านจลน์ศาสตร์และด้านจลนพลศาสตร์ประกอบกันทั้งหมดในการวิเคราะห์เพื่อประมวลผลหาค่าแรงและ โมเมนต์ที่ข้อต่อของชิ้นส่วนช่วงล่าง

3.1 การวัดร่างกายมนุษย์

3.1.1 ขอบเขตการวัดร่างกายมนุษย์ในชีวกลศาสตร์การเคลื่อนที่

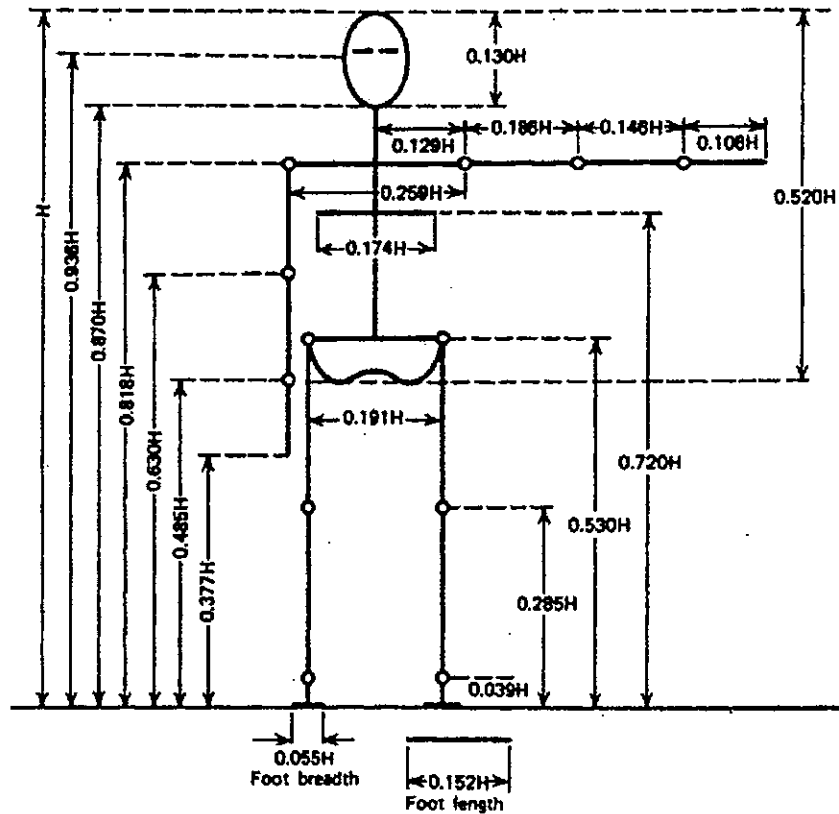
การวัดร่างกายมนุษย์เป็นสาขาหลักของมานุษยวิทยาซึ่งศึกษาการวัดร่างกายมนุษย์เพื่อหาความแตกต่างในเชิงเดี่ยวและเชิงกลุ่ม วิธีการวัดร่างกายหลายวิธีได้นำมาใช้อธิบายและจำแนกคุณลักษณะของ เชื้อชาติ, เพศ, อายุ, และ ประเภทของร่างกาย การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของมนุษย์ต้องการ การวัดเชิงจลนพลศาสตร์ เช่น มวล, โมเมนต์, โมเมนต์ความเฉื่อย เป็นต้น

3.1.2 ขนาดชิ้นส่วน

ขนาดชิ้นส่วนของร่างกายที่พื้นฐานที่สุด คือ ความยาวของชิ้นส่วนระหว่างแต่ละข้อต่อ ขนาดเหล่านี้แปรไปตามรูปร่าง, เพศ และ เชื้อชาติ Dempster [5] และทีมงานได้รวบรวมค่าประมาณของความยาวชิ้นส่วน และตำแหน่งศูนย์กลางของข้อต่อเทียบกับตำแหน่งอ้างอิงทางกายวิภาค ค่าเฉลี่ยของความยาวชิ้นส่วนร่างกายถูกคิดออกมาเป็นร้อยละของความสูงซึ่งได้รับการค้นคว้าไว้โดย Drills และ Contiti [6] ดังรูปที่ 3.1 สัดส่วนของชิ้นส่วนร่างกายเหล่านี้สามารถนำมาเป็นค่าประมาณได้เป็นอย่างดีในกรณีที่ขาดข้อมูลจากการวัดขนาดจริงของแต่ละชิ้นส่วน

3.1.3 ความหนาแน่น, มวล และ คุณสมบัติความเฉื่อย

การวิเคราะห์จลน์ศาสตร์และจลนพลศาสตร์ต้องการข้อมูลเกี่ยวกับ การกระจายของมวล, จุดศูนย์กลางมวล, โมเมนต์ความเฉื่อย และข้อมูลอื่นๆในประเภทนี้ การวัดหาข้อมูลบางอย่างสามารถวัดได้จากศพโดยตรง ส่วนข้อมูลอื่นๆ สามารถหาได้จากการวัดปริมาตรชิ้นส่วนร่วมกับการแปลงข้อมูลด้วยตารางความหนาแน่น และเทคโนโลยีที่ทันสมัยกว่า เช่น ใช้ระบบการสแกนซึ่งสามารถสร้างภาพตัดขวางของชิ้นส่วนได้



รูปที่ 3.1 สัดส่วนของร่างกายเทียบกับความสูง [6]

3.1.4 ความหนาแน่นทั้งหมดของร่างกาย

ร่างกายของมนุษย์ประกอบด้วยเนื้อเยื่อหลายชนิด และแต่ละชนิดมีความหนาแน่นต่างกัน เช่น ไขมันของกระดูกมีความถ่วงจำเพาะมากกว่า 1.8, เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อมีค่าความถ่วงจำเพาะมากกว่า 1.0 เล็กน้อย ส่วนไขมันนั้นมีค่าน้อยกว่า 1.0

ค่าความหนาแน่นเฉลี่ยเป็นฟังก์ชันของรูปร่างร่างกาย เรียกว่า Somatotype [6] ซึ่ง Drills และ Contini พัฒนาขึ้นมาเพื่อหาความหนาแน่นของร่างกาย (d) ในรูปของ ดัชนีความหนัก (c) โดย

$$c = h/w^{1/3} \tag{3.1}$$

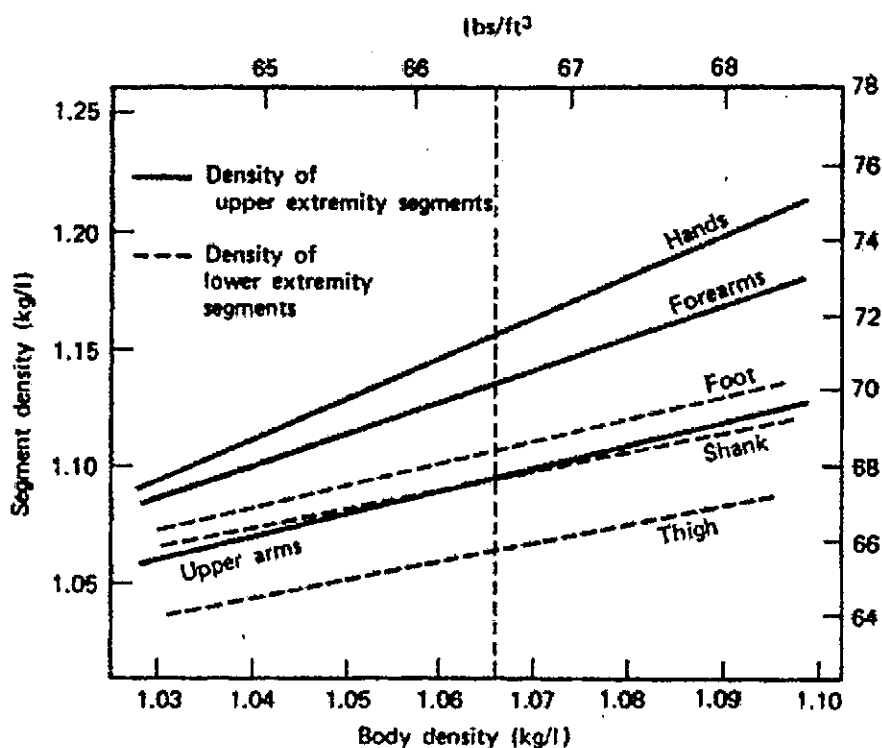
โดย w คือมวลร่างกายเป็นกิโลกรัม
 h คือความสูงเป็นเมตร

ซึ่งคำนวณหาความหนาแน่นของร่างกาย ได้จากสมการที่ 3.2

$$d = 0.69 + 0.9c \tag{3.2}$$

3.1.5 ความหนาแน่นของชิ้นส่วน

แต่ละชิ้นส่วนของร่างกายมีการรวมกันของกระดูก, มัดกล้ามเนื้อ, ไขมัน และ เนื้อเยื่ออื่นๆ ด้วยสัดส่วนที่เฉพาะ และ ความหนาแน่นของแต่ละชิ้นส่วนไม่เท่ากัน โดยทั่วไปแล้ว เพราะ สัดส่วนของกระดูกมากขึ้น ความหนาแน่นของชิ้นส่วนที่อยู่ไกลมากกว่าชิ้นส่วนที่อยู่บริเวณใกล้เคียง ความหนาแน่นของแต่ละชิ้นส่วนมีแนวโน้มมากขึ้นตามความหนาแน่นเฉลี่ยของร่างกาย ที่มากขึ้น ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 ความหนาแน่นเฉลี่ยเทียบกับความหนาแน่นร่างกาย [4]

3.1.6 มวลของชิ้นส่วน และ จุดศูนย์กลางมวล

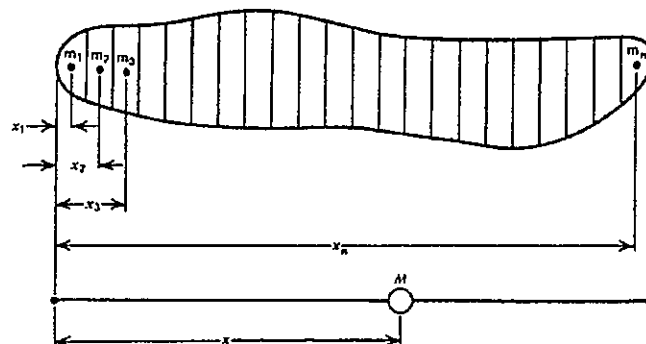
จุดศูนย์กลางมวล และ จุดศูนย์กลาง มักถูกใช้แทนกัน จุดศูนย์กลางมวลใช้เรียกกัน โดยทั่วไป ในขณะที่จุดศูนย์กลางอ้างอิงไปยังจุดศูนย์กลางมวลใน 1 แกนเท่านั้น ซึ่งถูกกำหนดโดยทิศทางของแรงโน้มถ่วง ในแกนบนแนวระนาบ 2 แกน จุดศูนย์กลางมวลจะต้องถูกนำมาใช้ เมื่อมวลทั้งหมดของร่างกายมากขึ้น มวลของแต่ละชิ้นส่วนร่างกายเพิ่มขึ้นเช่นกัน เพราะฉะนั้นจึงมีความเป็นไปได้ ที่จะกำหนดมวลของแต่ละชิ้นส่วนร่างกายเป็นร้อยละของมวลทั้งหมดของร่างกาย ดังแสดงในรูปที่ 3.3 เป็นข้อมูลที่นักวิจัยได้รวบรวมไว้ ค่าในตารางได้ถูกคำนวณในด้าน จลนพลศาสตร์และพลังงานมาแล้ว จุดศูนย์กลางมวลให้ข้อมูลไว้ในรูปของร้อยละของความยาว ชิ้นส่วนทั้งที่อยู่ใกล้ และ ไกลส่วนปลาย การหาจุดศูนย์กลางจากศพนั้นสามารถทำได้ง่าย ด้วยการ

หาจุดศูนย์กลางของจุดสมดุลของชิ้นส่วนนั้นๆ แต่การหาจุดศูนย์กลางมวลของร่างกายที่ยังมีชีวิต ข้อมูลที่ต้องการคือ โครงร่างของพื้นที่ตัดขวางและ ความยาว ตัวอย่างดังรูปที่ 3.4

Segment	Definition	Segment Weight/ Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length		Radius of Gyration/ Segment Length			Density
			Proximal	Distal	C of G	Proximal	Distal	
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475	0.690	0.690 P	1.10
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M	1.09
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M	1.05
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416	0.735	0.572 P	1.09
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P	0.326	0.560	0.650 P	1.06
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC	0.495	1.116	— PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288	—	—	—	1.04
Thorax	C7-T1/T12-L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18	—	—	—	0.92
Abdomen	T12-L1/L4-L5*	0.139 LC	0.44	0.56	—	—	—	—
Pelvis	L4-L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7-T1/L4-L5*	0.355 LC	0.63	0.37	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12-L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P	0.503	0.830	0.607 M	—
HAT	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC	0.496	0.798	0.621 PC	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—	0.903	1.456	—	—

*NOTE: These segments are presented relative to the length between the greater trochanter and the glenohumeral joint.
 Source Codes: M, Dempster via Miller and Nelson; *Biomechanics of Sport*, Lea and Febiger, Philadelphia, 1973. P, Dempster via Plagenhoef; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, N.J., 1971. L, Dempster via Plagenhoef from living subjects; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, N.J., 1971. C, Calculated.

รูปที่ 3.3 อัตราส่วนชิ้นส่วนเทียบกับมวลทั้งหมดของร่างกาย [4]



รูปที่ 3.4 ความสัมพันธ์การกระจายของมวลกับตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวล [4]

มวลรวม M สามารถหาได้จากสมการ

$$M = \sum_{i=1}^n m_i \quad (3.3)$$

โดย m_i คือมวลของแต่ละชิ้นส่วน

$$m_i = d_i V_i \quad (3.4)$$

โดย d_i คือความหนาแน่นของแต่ละชิ้นส่วน

V_i คือปริมาตรของแต่ละชิ้นส่วน

ถ้ากำหนดให้ความหนาแน่นเท่ากันทุกชิ้นส่วน สามารถหามวลรวมได้ดังนี้

$$M = d \sum_{i=1}^n V_i \quad (3.5)$$

เมื่อหามวลรวมได้แล้ว จากนั้นสามารถหาระยะห่างของ M จากปลายด้านใดด้านหนึ่ง (ดังรูป) ได้จากสมการ

$$Mx = \sum_{i=1}^n m_i x_i \quad (3.6)$$

$$x = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i x_i \quad (3.7)$$

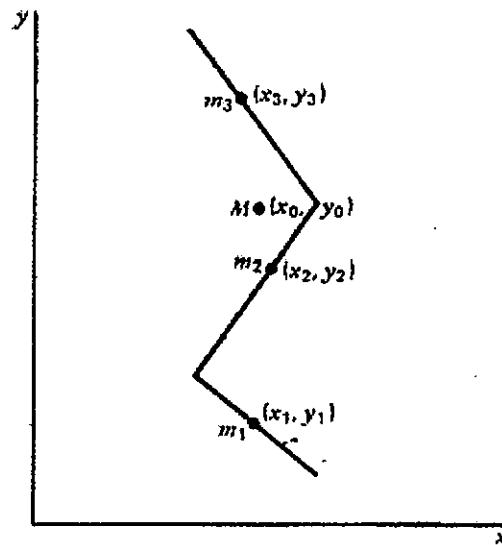
3.1.7 จุดศูนย์กลางมวล และ ระบบชิ้นส่วนร่างกาย

เมื่อแต่ละชิ้นส่วนร่างกายมีการเคลื่อนไหว จุดศูนย์กลางมวลของร่างกายจะเปลี่ยนไปอย่างต่อเนื่องตามเวลา ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องคำนวณซ้ำหลังจากเวลาเปลี่ยนไป และการคำนวณนี้ ต้องการทราบถึงวิถีการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละชิ้นส่วนร่างกายด้วย พิจารณาแต่ละจุดของเวลาของชิ้นส่วนช่วงล่างของมนุษย์กำหนดให้มี 3 ชิ้น ดังรูปที่ 3.5 จุดศูนย์กลางมวลรวมอยู่ที่ (x_0, y_0) และแต่ละพิกัดเหล่านี้สามารถคำนวณแยกกัน ดังนี้

$$M = m_1 + m_2 + m_3 \quad (3.8)$$

$$x_0 = \frac{m_1 x_1 + m_2 x_2 + m_3 x_3}{M} \quad (3.9)$$

$$y_0 = \frac{m_1 y_1 + m_2 y_2 + m_3 y_3}{M} \quad (3.10)$$



รูปที่ 3.5 จุดศูนย์กลางมวลในแต่ละชั้นส่วนของร่างกาย [4]

การใช้งานหลักของการหาจุดศูนย์กลางมวลคือ นำไปใช้ในการวิเคราะห์ในการกีฬา โดยเฉพาะอย่างยิ่ง การกระโดด และการศึกษาท่าทาง การทรงตัวของร่างกาย การหาจุดศูนย์กลางมวลก็เป็นการคำนวณที่จำเป็นเช่นกัน

3.1.8 โมเมนต์ความเฉื่อยของมวล และ รัศมีของการหมุน

ตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละชั้นส่วนร่างกาย เป็นข้อมูลที่จำเป็นสำหรับการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ เมื่อมีความเร่งเข้ามาเกี่ยวข้อง จำเป็นต้องทราบแรงต้านทานความเฉื่อยที่มีต่อการเคลื่อนที่เพิ่มเติม

$F = ma$ อธิบายความสัมพันธ์ระหว่าง แรง F และ ความเร่ง a ในเชิงเส้น เมื่อมีการหมุน อธิบายความสัมพันธ์ด้วย $M = I\alpha$ เมื่อ M คือโมเมนต์ของแรงที่ทำให้เกิดความเร่งเชิงมุม α เพราะฉะนั้น I คือค่าคงที่ ที่บอกความสามารถของชั้นส่วนร่างกายในการต้านการเปลี่ยนแปลงความเร็วเชิงมุม M มีหน่วยเป็น $N \cdot m$, α มีหน่วยเป็น rad/s^2 , I มีหน่วยเป็น $kg \cdot m^2$

ค่า I ขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่เกิดการหมุนและจะมีค่าน้อยที่สุดเมื่อการหมุนเกิดที่จุดศูนย์กลางของมวล พิจารณาชิ้นส่วนที่ถูกแยกออกดังรูป 3.3 โมเมนต์ความเฉื่อยที่จุดปลายด้านซ้ายเป็นดังนี้

$$I = m_1x_1^2 + m_2x_2^2 + \dots + m_nx_n^2 = \sum_{i=1}^n m_ix_i^2 \quad (3.11)$$

จะเห็นได้ว่ามวลที่อยู่ใกล้จุดศูนย์กลางมีผลต่อค่า I น้อย ในขณะที่มวลที่อยู่ไกลที่สุดมีผลมากอย่างเห็นได้ชัด

พิจารณาโมเมนต์ความเฉื่อยรอบจุดศูนย์กลางมวล ดังรูปที่ 3.5 แบ่งมวลออกเป็นสองส่วนเท่าๆกัน ตำแหน่งของมวลทั้งสอง อยู่ที่ระยะห่าง ρ_0 จากจุดศูนย์กลางมวล ดังนี้

$$I_0 = m\rho_0^2 \quad (3.12)$$

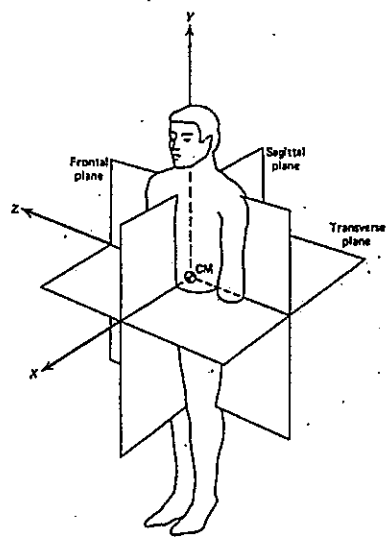
โดย ρ_0 คือรัศมีการหมุน และมวลสองชิ้นที่เท่ากันนี้มีโมเมนต์ความเฉื่อยที่เท่ากันบนระนาบการหมุนรอบจุดศูนย์กลางมวล

3.2 ระบบแกน (Axis Systems)

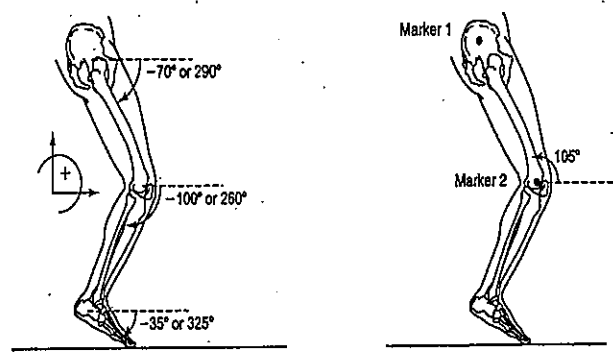
ระบบแกนที่ควรทราบคือ ระบบแกนอ้างอิงมาตรฐาน ซึ่งเรียกเรียกว่า Global Reference System (GRS) มาร์กเกอร์ที่ติดตามส่วนต่างๆ ของอวัยวะจะสร้างเป็นระบบแกนของมาร์กเกอร์เป็นระบบแกนอ้างอิงย่อย ซึ่งเรียกว่า Local Reference System (LRS) สำหรับแต่ละชิ้นส่วนอวัยวะ และ ระบบแกนอ้างอิงย่อยที่ 2 คือระบบแกนของอวัยวะ (Anatomical Axis System) ซึ่งโครงกระดูกอ้างอิงกับระบบแกนนี้

3.2.1 ระบบแกนอ้างอิงมาตรฐาน (Global Reference System)

โดยทั่วไป ในห้องปฏิบัติการหลายๆแห่งมักจะกำหนดตำแหน่งของกล้องโดยไม่มีการเคลื่อนย้ายเพื่อที่จะไม่ต้องสอบเทียบ (Calibration) บ่อยครั้ง แต่อย่างไรก็ตามอาจต้องมีการจัดกล้องใหม่ เพื่อให้เหมาะสมในการตรวจจับภาพหากมีการเปลี่ยนแปลงสภาพแวดล้อมในห้องทดลอง หรือเมื่อตำแหน่งเดิมของกล้องอยู่ในตำแหน่งที่ไม่เหมาะสมในการจับภาพในการทดลองครั้งนั้นๆ ในกรณีนี้ต้องทำการสอบเทียบเพื่อหา GRS เมื่อเสร็จสิ้นการสอบเทียบต้องระมัดระวังไม่ให้ตำแหน่งกล้องเปลี่ยนแปลง



รูปที่ 3.6 นิยามของระนาบของร่างกายที่ใช้ในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์

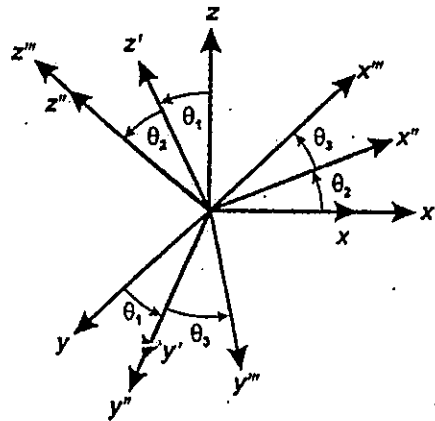


รูปที่ 3.7 การวัดมุมในแนวระนาบของชิ้นส่วนขา

ในการวิเคราะห์ทาง จลนศาสตร์ และ จลนพลศาสตร์ร่างกายมนุษย์นิยมแสดงผลออกมาบนระนาบถึงแม้ว่าจะมีการคำนวณผลได้ใน 3 มิติ ซึ่งระนาบต่างๆ และลักษณะการวางระนาบของร่างกายมนุษย์ดังรูปที่ 3.6 ประกอบด้วย ระนาบใน-นอก หรือ Frontal Plane (YZ), ระนาบหน้า-หลัง หรือ Sagittal Plane (XY) และ ระนาบขนานกับพื้นโลก หรือ Transverse Plane (XZ) การวางแกนของ GRS ในลักษณะนี้จะเป็นวางแกนที่ใช้ในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์เป็นส่วนใหญ่ ดังนั้นวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้วางแกนและวัดค่าต่างๆ เป็นไปตามลักษณะดังรูปที่ 3.6 นอกจากนี้ในวิทยานิพนธ์นี้แสดงการวัดมุมของชิ้นส่วนของขาในระนาบหน้า-หลัง (XY) โดยการวัดมุม ในที่นี้เป็นการวัดมุมเทียบกับแนวระดับ หากวัดไปในทิศทางทวนเข็มนาฬิกาจะเป็นมุมบวกแต่หากวัดตามเข็มนาฬิกาจะเป็นมุมลบดังรูปที่ 3.7

3.2.2 ระบบแกนอ้างอิงย่อย (Local Reference System) และ การหมุนแกน (Rotation of Axes)

ในแต่ละอวัยวะ ระบบแกนของอวัยวะถูกกำหนดที่จุดศูนย์กลางมวลของอวัยวะ (Center of Mass, COM) โดยแกน y เป็นแนวยาวของอวัยวะ สำหรับระบบแกนอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับอวัยวะ จะใช้มาร์กเกอร์เป็นตัวช่วยสร้าง โดยต้องการทำการแปลงพิกัด 2 ครั้ง (Transformation) เพื่อแปลงจากระบบแกนอ้างอิงมาตรฐาน เป็น ระบบแกนของมาร์กเกอร์ และแปลงจากระบบแกนของมาร์กเกอร์เป็น ระบบแกนของอวัยวะ รูปที่ 3.8 แสดงการหมุนของแกน โดยระบบแกน x, y, z จำเป็นต้องมีการหมุนไปเป็นระบบแกน x'', y'', z'' ระบบการหมุนมีหลากหลาย แต่ในที่นี้เลือกใช้ระบบ คาร์-แดน (Cardan) $x-y-z$ ซึ่งเป็นระบบทั่วไปที่นิยมใช้ในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ ระบบนี้เริ่มด้วยการหมุนแกน x จากนั้นหมุนรอบแกน y และหมุนแกน z การหมุนรอบแกน x เป็นมุม θ_1 จะได้แกน x', y', z' เนื่องจากหมุนรอบแกน x ดังนั้น x ไม่เปลี่ยนดังนั้น $x' = x$ แกน y เปลี่ยนเป็น y' และแกน z เปลี่ยนเป็น z' การหมุนครั้งที่ 2 หมุนรอบแกน y' เป็นมุม θ_2 ได้ x'', y'', z'' เนื่องจากการหมุนรอบแกน y' ดังนั้น $y' = y''$ และการหมุนครั้งสุดท้ายเป็นการหมุนรอบแกน z'' เป็นมุม θ_3 ได้แกน x''', y''', z'''



รูปที่ 3.8 ระบบคาร์แดนของการหมุนรอบแกน x, y, z

กำหนดให้มีจุดซึ่งมีพิกัด x_0, y_0, z_0 อยู่บนระบบแกน x, y, z และจุดเดียวกันนี้เปลี่ยนเป็น x_1, y_1, z_1 ในระบบแกน x', y', z' หลังจากการหมุนเป็นมุม θ_1 รอบแกน x จะได้

$$x_1 = x_0$$

$$y_1 = y_0 \cos \theta_1 + z_0 \sin \theta_1$$

$$z_1 = -y_0 \sin \theta_1 + z_0 \cos \theta_1$$

กำหนดให้ $s_1 = \sin \theta_1$ และ $c_1 = \cos \theta_1$ ในเมตริกซ์ และ $[\Phi_1]$ เป็นเมตริกซ์ของการแปลงพิกัด (Transformation Matrix) ของการหมุนรอบแกน x ซึ่งจะได้ผลลัพธ์ดังสมการ 3.13

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c_1 & s_1 \\ 0 & -s_1 & c_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = [\Phi_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

หลังจากการหมุนครั้งที่ 2 เป็นมุม θ_2 รอบแกน y' จุดนี้จะกลายเป็นพิกัดใหม่ x_2, y_2, z_2 ในระบบแกน x'', y'', z'' และ $[\Phi_2]$ เป็นเมตริกซ์ของการแปลงพิกัด ของการหมุนรอบแกน y' ซึ่งจะได้ผลลัพธ์ดังสมการ 3.14

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2 & 0 & -s_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ s_2 & 0 & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = [\Phi_2] \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

การหมุนครั้งสุดท้ายเป็นการหมุนเป็นมุม θ_3 รอบแกน z'' จุดนี้จะกลายเป็นพิกัดใหม่ x_3, y_3, z_3 ในระบบแกน x''', y''', z''' และ $[\Phi_3]$ เป็นเมตริกซ์ของการแปลงพิกัดของการหมุนรอบแกน z'' ซึ่งจะได้ผลลัพธ์ดังสมการ 3.15

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_3 & s_3 & 0 \\ -s_3 & c_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = [\Phi_3] \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

นำสมการที่ (3.13), (3.14) และ (3.15) มารวมกัน ได้ผลลัพธ์ดังสมการ 3.16

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = [\Phi_3][\Phi_2][\Phi_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

สำหรับสมการที่ (3.16) นั้นเนื่องจากเมตริกซ์ไม่มีคุณสมบัติสลับที่สำหรับการคูณคือ $[\Phi_1][\Phi_2] \neq [\Phi_2][\Phi_1]$ และเราต้องทำการคูณตามลำดับของการแปลงคือต้องคูณ $[\Phi_1]$ ก่อน แล้วจึงคูณ $[\Phi_2]$ และ คูณ $[\Phi_3]$ เป็นลำดับสุดท้าย สมการที่ (3.16) จะเป็น

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2c_3 & s_3c_1 + s_1s_2c_3 & s_1s_3 - c_1s_2c_3 \\ -c_2s_3 & c_1c_3 - s_1s_2s_3 & s_1c_3 + c_1s_2s_3 \\ s_2 & -s_1c_2 & c_1c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

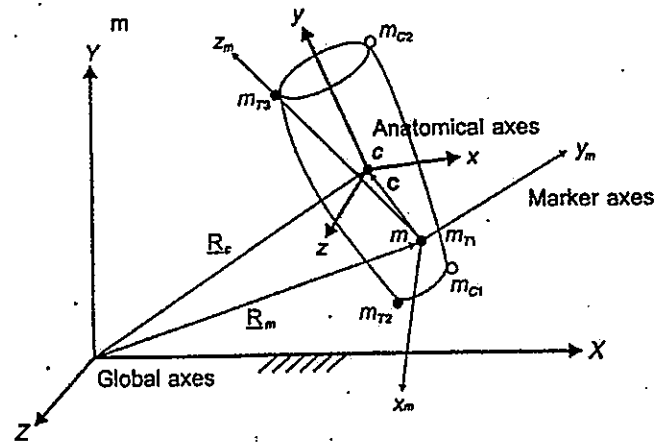
3.2.3 ระบบการหมุนแบบอื่นๆ

ในทางทฤษฎีมีการหมุนที่เป็นไปได้ทั้งหมด 12 แบบซึ่งนำเสนอโดยนักคณิตศาสตร์ชาวสวิสชื่อว่า Leonhard Euler (1707-1783) ดังที่กล่าวในเบื้องต้น ระบบคาร์แดน (Cardan) เป็นระบบซึ่งใช้โดยทั่วไปในชีวกลศาสตร์ ขณะที่ระบบการหมุน z-x-z ซึ่งมีชื่อว่าระบบออยเลอร์ (Euler) นิยมใช้ในการศึกษาทางวิศวกรรมเครื่องกล ต่อไปนี้เป็นระบบแกนที่เป็นไปได้ทั้งหมด

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

3.3 จุดอ้างอิงมาร์กเกอร์ (Marker) และ ระบบแกนของอวัยวะ (Anatomical Axes Systems)

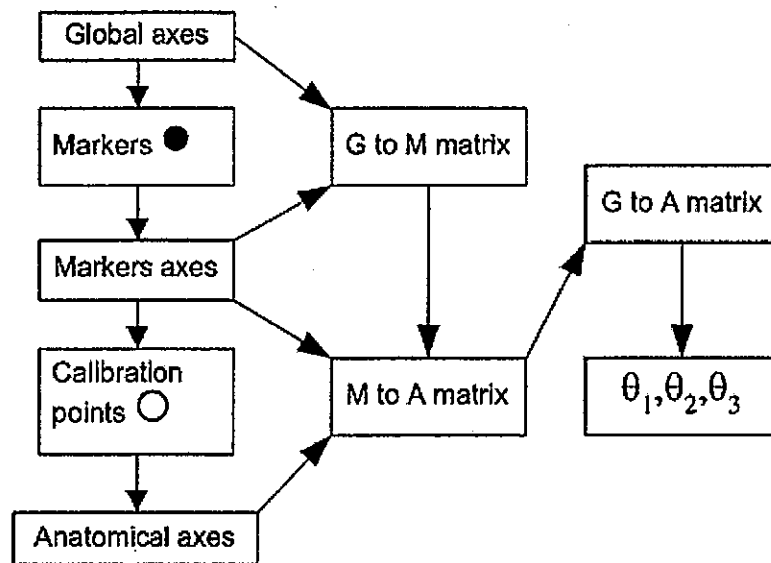
ในหัวข้อนี้อธิบายถึงการแปลงพิกัด x, y, z ของมาร์กเกอร์จากระบบแกนอ้างอิงมาตรฐานไปเป็นระบบแกนของอวัยวะ จากรูปที่ 3.9 แสดงระบบแกนที่เกี่ยวข้องโดยจุดศูนย์กลางมวลอยู่ที่จุด c และเป็นที่ตั้งของแกน $x-y-z$ สำหรับระบบแกนอ้างอิงมาตรฐานมีระบบแกนเป็น $X-Y-Z$ ขึ้นอยู่กับระบบแกนของกล้องของเราที่ได้ทำการสอบเทียบ ระบบแกนอีกระบบ คือ $x_m - y_m - z_m$ เป็นระบบแกนของมาร์กเกอร์ ในการวิเคราะห์ใน 3 มิติจำเป็นต้องมีมาร์กเกอร์อย่างน้อย 3 ชิ้นต่อ 1 ชิ้นส่วนอวัยวะ มาร์กเกอร์จะต้องไม่อยู่ในแนวเดียวกัน (Collinear) มาร์กเกอร์ทำให้เกิดระนาบใน 3 มิติดังแสดงในรูป 3.9 ซึ่งประกอบไปด้วยมาร์กเกอร์ m_{T1}, m_{T2} และ m_{T3} กำหนดให้ระนาบนี้ประกอบด้วยแกน x_m และ z_m สามารถกำหนดมาร์กเกอร์ใดๆเป็นจุดกำเนิดของระบบแกนของมาร์กเกอร์ ในที่นี้เลือก m_{T1} เป็นจุดกำเนิดของระบบแกนมาร์กเกอร์และกำหนดให้เป็นจุด m เส้นตรงระหว่าง m_{T1} และ m_{T3} กำหนดให้เป็นแกน z_m แกน y_m ตั้งฉากกับระนาบของมาร์กเกอร์ และแกน x_m ตั้งฉากกับระนาบที่เกิดจากแกน $y_m - z_m$ ซึ่งเป็นไปตามกฎมือขวา



รูปที่ 3.9 ตำแหน่งของมาร์กเกอร์ และ พิกัดของอวัยวะ

ในขั้นตอนการสอบเทียบตำแหน่งอวัยวะ (Anatomical Calibration) จำเป็นต้องทราบความสัมพันธ์ระหว่างระบบแกนของมาร์กเกอร์ $x_m - y_m - z_m$ และระบบแกนของอวัยวะ $x - y - z$ กระบวนการนี้ใช้มาร์กเกอร์พิเศษที่เรียกว่า มาร์กเกอร์สำหรับสอบเทียบ (m_{C1} และ m_{C2}) ซึ่งติดชั่วคราวบนอวัยวะที่เราต้องการหาตำแหน่งของกระดูก ดังนั้นต้องมั่นใจว่าตำแหน่งที่ติดมาร์กเกอร์สามารถสร้างพิกัดของอวัยวะได้ถูกต้องและเหมาะสม จากรูปที่ 3.9 แสดงจุดติดตั้งมาร์กเกอร์สำหรับสอบเทียบบนชิ้นส่วนขาที่เอว ผู้ทดลองต้องยืนอยู่หนึ่งๆ ในช่วงเวลาสั้นๆ เพื่อตรวจจับตำแหน่งของมาร์กเกอร์และมาร์กเกอร์สำหรับสอบเทียบ แขนตามแนวยาวของขา (แกน y) เป็นแนวเชื่อมต่อระหว่างข้อเท้า (จุดศูนย์กลางระหว่าง m_{T2} และ m_{C1}) และหัวเข่า (จุดศูนย์กลางระหว่าง m_{T3} และ m_{C2}) แกน y และเส้นตรงระหว่าง m_{T2} และ m_{C1} ตั้งฉากกันทำให้เกิดระนาบขึ้น เส้นตรงนี้คือแกน x สำหรับแกน z เป็นเส้นตรงตั้งฉากกับกับระนาบ $x-y$ จากนั้นจะได้พิกัด $x - y - z$ (อวัยวะ) ซึ่งเป็นไปตามกฎมือขวา พิกัดนี้มีความสัมพันธ์กับมาร์กเกอร์ ตำแหน่งของจุดศูนย์กลางมวลของขาอยู่ตามแนวแกน y ระหว่างหัวเข่ากับข้อเท้า ทำให้ทราบขนาดของเวกเตอร์ c ซึ่งเริ่มจากจุด m (จุดกำเนิดของพิกัดของมาร์กเกอร์) ไปยังจุด c เมื่อเสร็จสิ้นสามารถถอดมาร์กเกอร์สำหรับสอบเทียบออกได้ โดยที่พิกัดของมาร์กเกอร์จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงเมื่อเทียบกับพิกัดของอวัยวะตลอดการตรวจจับภาพ

ในห้องปฏิบัติการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว ไม่สามารถติดมาร์กเกอร์สำหรับสอบเทียบให้แก่ผู้ป่วยได้ทุกคนดังนั้นจึงต้องมีการเก็บรวบรวมค่าต่างๆ ที่เกี่ยวกับอวัยวะไว้เช่น ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหัวเข่า ข้อเท้าไว้เป็นค่ากลางเพื่อนำมาใช้ภายหลัง ซึ่งเรียกว่า การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (Anthropometric Measures) ทำให้ผู้วิเคราะห์สามารถคำนวณหาระยะจากมาร์กเกอร์ไปยังแนวกึ่งกลางของอวัยวะได้ หรือ สามารถหาจุดของหัวเข่ากับข้อเท้าได้นั่นเอง



รูปที่ 3.10 ขั้นตอนการหาค่ามุม $\theta_1, \theta_2, \theta_3$

จากรูปที่ 3.10 มีเมตริกซ์ 2 เมตริกซ์ที่เกี่ยวข้องคือ [G to M] มีขนาด 3×3 เป็นเมตริกซ์การหมุนจากระบบแกนอ้างอิงมาตรฐาน ไปยังพิกัดของมาร์กเกอร์ $(x_m - y_m - z_m)$ เมตริกซ์นี้สัมพันธ์กับเวลาและเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลาเมื่อเทียบกับระบบแกนอ้างอิงมาตรฐาน อีกเมตริกซ์หนึ่งคือ [M to A] มีขนาด 3×3 เป็นเมตริกซ์การหมุนจากพิกัดของมาร์กเกอร์ไปยังพิกัดของอวัยวะ เมตริกซ์นี้จะคงที่ตลอดกระบวนการตรวจจับ เมื่อนำเมตริกซ์ทั้ง 2 เมตริกซ์มาคูณกันจะได้เมตริกซ์ [G to A] ซึ่งขึ้นกับเวลาทำให้สามารถคำนวณหามุม $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ได้ เมตริกซ์ที่ได้บอกถึงการแปลงจากระบบแกนอ้างอิงมาตรฐานไปยังพิกัดของอวัยวะ

อย่างไรก็ตามกระบวนการในรูปที่ 3.10 ยังไม่เสร็จสิ้น ขั้นตอนต่อไปต้องคำนวณหาการเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางมวลของอวัยวะ ซึ่งก็คือจุด c ตามเวลาที่เปลี่ยนไป จุด c เป็นจุดปลายของเวกเตอร์ R_c ซึ่งมีค่าเท่ากับ $R_m + c$ เวกเตอร์ R_m เป็นตำแหน่งของมาร์กเกอร์ m_{T1} ในระบบแกนอ้างอิงมาตรฐาน เวกเตอร์ c คือเวกเตอร์ที่คงที่เชื่อมระหว่างจุด m และจุด c ดังที่ได้อธิบายก่อนหน้านี้

3.4 วิธีการคำนวณหาความเร็วและความเร่งเชิงมุมของอวัยวะ

จากหัวข้อ 3.1.2 และรูปที่ 3.9 ได้คำนวณหามุม θ_1, θ_2 และ θ_3 ซึ่งเปลี่ยนแปลงตามเวลา โดยเป็นการแปลงจากพิกัดอ้างอิงมาตรฐานไปเป็นพิกัดของอวัยวะ การทำอนุพันธ์ครั้งแรก (First time-derivative) ของมุมเหล่านี้ทำให้คำนวณหาความเร็วเชิงมุมของอวัยวะ (ω) ได้ดังนี้

$$\omega = d\theta_1 / dt \cdot e_x + d\theta_2 / dt \cdot e_y + d\theta_3 / dt \cdot e_z \quad (3.18)$$

เมื่อ e_x, e_y และ e_z เป็นเวกเตอร์หนึ่งหน่วยของการหมุนรอบแกน x, y' และ z'' ในรูป
ที่ 3.8

พิจารณารอบแกน x จะได้ $\omega' = d\theta_1/dt \cdot e_x$ และไม่มีการหมุนเป็น
มุม θ_2 หรือ θ_3 ได้ความเร็วเชิงมุมเป็นดังสมการ

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

ความเร็วเชิงมุมที่ 2 คือ $\omega'' = d\theta_2/dt \cdot e_y$ ทำการรวมส่วนของ ω' ซึ่งถูกแปลงโดย
[Φ_2] ในสมการที่ (3.14) ได้ผลลัพธ์ดังสมการ

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

ความเร็วเชิงมุมที่ 3 คือ $\omega''' = d\theta_3/dt \cdot e_z$ ทำการรวมส่วนของ ω'' ซึ่งถูกแปลงโดย
[Φ_3] ในสมการที่ (3.15) ได้ผลลัพธ์ดังสมการ

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

แยก ω''' เป็นส่วนย่อยตามพิกัดของอวัยวะจะได้

$$\omega = \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_2 c_3 & s_3 & 0 \\ -c_2 s_3 & c_3 & 0 \\ s_2 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

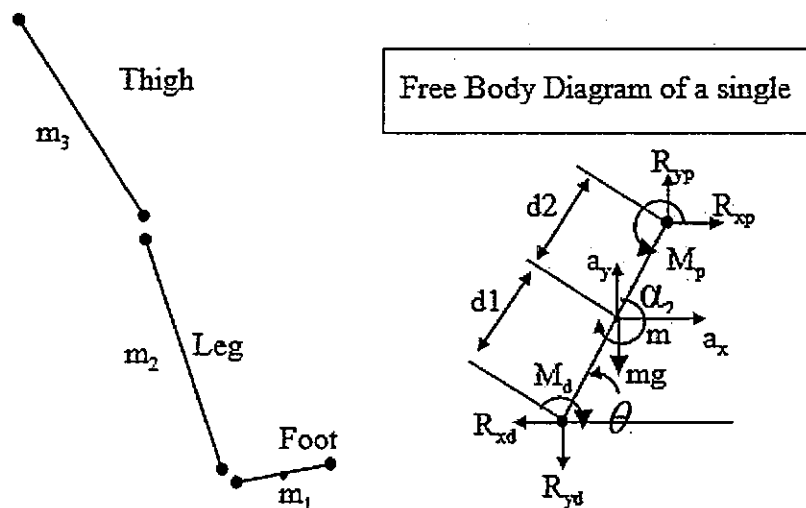
จากนั้นสามารถคำนวณหาความเร็วเชิงมุมของอวัยวะ ω_x, ω_y และ ω_z ซึ่งนำไปเป็นข้อมูลเพื่อคำนวณหา 3D Inverse Dynamics ซึ่งเป็นการวิเคราะห์ทางจลนพลศาสตร์ต่อไป ค่า $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ที่ได้เป็นมุมที่เปลี่ยนไปของพิกัดอวัยวะเทียบกับพิกัดอ้างอิงมาตรฐานในแต่ละช่วงเวลา

3.5 การคำนวณจลนพลศาสตร์

โดยทั่วไปจลนพลศาสตร์กล่าวถึงความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับวัตถุ มวลของวัตถุ และการเคลื่อนที่ของวัตถุ ในวิชานี้หมายถึงการศึกษาผลจากแรงปฏิกิริยาของฝ่าเท้าที่กระทำต่อชิ้นส่วนช่วงล่างของมนุษย์ในท่าทางการเดิน

3.5.1 หลักการคำนวณจลนพลศาสตร์ในระบบ 2 มิติ

ในวิชานี้พิจารณาร่างกายมนุษย์ออกเป็น 3 ท่อน และในแต่ละชิ้นส่วนนอกจากจะมีแรงที่เกิดจากน้ำหนักตัวเองแล้วนั้น ยังมีแรงปฏิกิริยาที่กระทำที่จุดข้อต่อปลายบนและล่าง ตามรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 ภาพจำลองชิ้นส่วนช่วงล่างของขามนุษย์

ในการคำนวณขั้นตอนแรกเริ่มจากหาแรงจุดข้อต่อบนและล่าง $R_{xp}, R_{xd}, R_{yp}, R_{yd}$ สำหรับการคำนวณที่ชิ้นส่วนแรกคือฝ่าเท้า นั้นแรง R_{xd}, R_{yd} นี้สามารถหาได้โดยตรงจากแทนวัดแรงและสามารถหาแรงที่เหลือจากสมการ 3.20 และ 3.21 คือ

$$\sum F_x = ma_x$$

$$R_{xp} - R_{xd} = ma_x \quad (3.20)$$

$$\sum F_y = ma_y$$

$$R_{yp} - R_{yd} - mg = ma_y \quad (3.21)$$

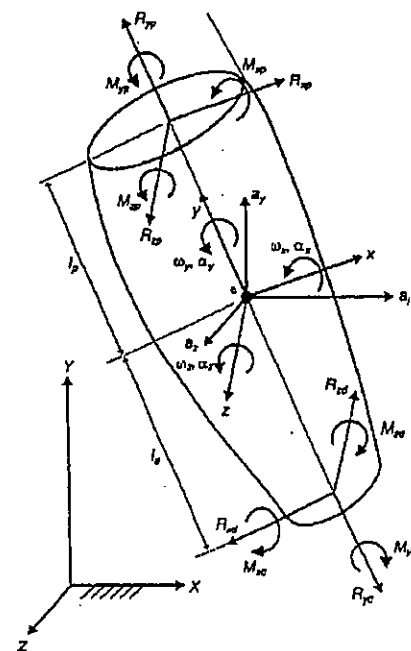
จากสมการทั้งสองสามารถหาแรงตรงจุดปลายบน R_{xp}, R_{yp} ได้และนำไปหาโมเมนต์ที่จุดปลายบนคือ M_p ตามสมการที่ 3.22 ซึ่งในตอนคำนวณเริ่มต้นนั้นโมเมนต์ M_d ที่ฝ่าเท้ามีค่าเป็นศูนย์เพราะเป็นจุดที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้นไม่ใช่ข้อต่อ

$$\sum M = I_0 \alpha \quad (3.21)$$

สรุปผลที่ได้จากการคำนวณขั้นที่ 1 หรือขั้นส่วนฝ่าเท้า จะได้แรง R_{xp}, R_{yp} และโมเมนต์ M_p ซึ่งเป็นโมเมนต์ที่ข้อเท้า สำหรับการคำนวณขั้นที่ 2 นั้นก็สามารถหาค่าได้โดยนำผลตรงจุดปลายบน(หัวเข่า)ของขั้นที่ 1 เทียบค่าเป็นจุดปลายล่าง(หัวเข่า)ของขั้นที่ 2 ดังนี้ $R_{xp} = -R_{xd}, R_{yp} = -R_{yd}$ และ $M_p = -M_d$ ก็สามารถหาค่าตัวแปรที่เหลือ 3 ตัวจาก 3 สมการ ทำซ้ำอีกครั้งจะได้ค่าของขั้นส่วนสุดท้ายของช่วงล่างขาของมนุษย์ ตรงจุดปลายบน(สะโพก) เมื่อทำถึงขั้นตอนนี้ นำผลของข้อมูลที่ได้คือโมเมนต์รอบจุดข้อเท้า หัวเข่าและสะโพก ไปแสดงผลกราฟเพื่อวิเคราะห์ได้ต่อไป

3.5.2 หลักการคำนวณจลนพลศาสตร์ในระบบ 3 มิติ

ในระบบ 3 มิตินั้นสัดส่วนของร่างกายมนุษย์ถูกอ้างอิงกับแกนมาตรฐานทั้งนี้เพื่อให้หาตำแหน่งของแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ในแต่ละส่วนของข้อต่อได้ และแทนวัดแรงที่อ่านค่าได้นั้นถูกอ้างอิงกับแกนมาตรฐานด้วยเช่นกัน ขั้นตอนการคำนวณจึงคิดเทียบกับแกนอ้างอิงก่อนจะแปลงข้อมูลในแกนอวัยวะในขั้นตอนต่อไป



รูปที่ 3.12 ตัวแปรต่างๆเทียบกับแกน X,Y,Z

สมการการเคลื่อนที่ของชิ้นส่วน

แรงทั้งหมดนำมาคำนวณในระบบแกนอ้างอิงมาตรฐาน เนื่องจากแรงโน้มถ่วงของแต่ละชิ้นส่วนสัมพันธ์ตามระบบนี้ การคำนวณพื้นฐานเริ่มจากการวิเคราะห์ระบบ 2 มิติ และเมื่อเพิ่มแกนยังคงคำนวณตามหลักการพื้นฐานเดิมเพียงแต่พิจารณาเป็นระนาบไป จากรูปที่ 3.12 ประกอบสามารถสรุปเป็นหลักขั้นตอนการคำนวณ[4]ได้ดังนี้

ขั้นตอนที่ 1 หาแรงปฏิกิริยาในแต่ละจุดข้อต่อของแต่ละชิ้นส่วนให้อยู่ในระบบแกนอ้างอิงมาตรฐาน

$$\begin{aligned}\sum F_x &= ma_x \\ R_{XP} - R_{XD} &= ma_x\end{aligned}\quad (3.23)$$

$$\begin{aligned}\sum F_y &= ma_y \\ R_{YP} - R_{YD} - mg &= ma_y\end{aligned}\quad (3.24)$$

$$\begin{aligned}\sum F_z &= ma_z \\ R_{ZP} - R_{ZD} &= ma_z\end{aligned}\quad (3.25)$$

ซึ่งค่า a_x, a_y, a_z คือความเร่งในแต่ละส่วนของจุดศูนย์กลางมวลเทียบกับแกน X,Y,Z อ้างอิงระบบแกนอ้างอิงมาตรฐานและ $R_{XP}, R_{XD}, R_{YP}, R_{YD}, R_{ZP}, R_{ZD}$ คือจุดแรงปฏิกิริยาของข้อต่อต่างๆในระบบแกน X,Y,Z เช่นกัน

ขั้นตอนที่ 2 ทำการแปลงระบบแกนของแรงปฏิกิริยา ในข้อต่อต่างๆให้อยู่ในระบบแกนร่างกายมนุษย์ [G to A] โดยใช้ค่ามุม $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ ในการคำนวณ ทำให้ได้ค่าแรงปฏิกิริยาใหม่คือ $R_{xp}, R_{xd}, R_{yp}, R_{yd}, R_{zp}, R_{zd}$

ขั้นตอนที่ 3 ทำการแปลงระบบแกนของค่าโมเมนต์คำนวณในขั้นตอนก่อนหน้าในข้อต่อต่างๆให้อยู่ในระบบแกนร่างกายมนุษย์ [G to A] โดยใช้ค่ามุม $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ และ M_{xd}, M_{yd}, M_{zd} ในการคำนวณ ทำให้มีตัวแปรในการคำนวณ โมเมนต์ที่เหลือได้

สมการการเคลื่อนที่ Euler สำหรับชิ้นส่วน

สมการการเคลื่อนที่ Euler ของระบบ 3 มิติในการวิเคราะห์จลนพลศาสตร์มีหลักการอย่างง่าย ๆ โดยการทำให้เป็นสมการการหมุน อย่างเช่นเมื่อต้องการวิเคราะห์ในแกนของร่างกายมนุษย์ ให้พิจารณาว่าแกนระบบแกนอ้างอิงมาตรฐานนั้นถูกหมุนโดยมีค่าความเร็วเชิงมุม (ω) ในระบบ ซึ่งจะมีสมการการหมุนดังนี้คือ

$$I_x \alpha_x + (I_z - I_y) \omega_y \omega_z = \sum M_x = R_{zd} I_d + R_{zp} I_p + M_{xp} - M_{xd} \quad (3.23)$$

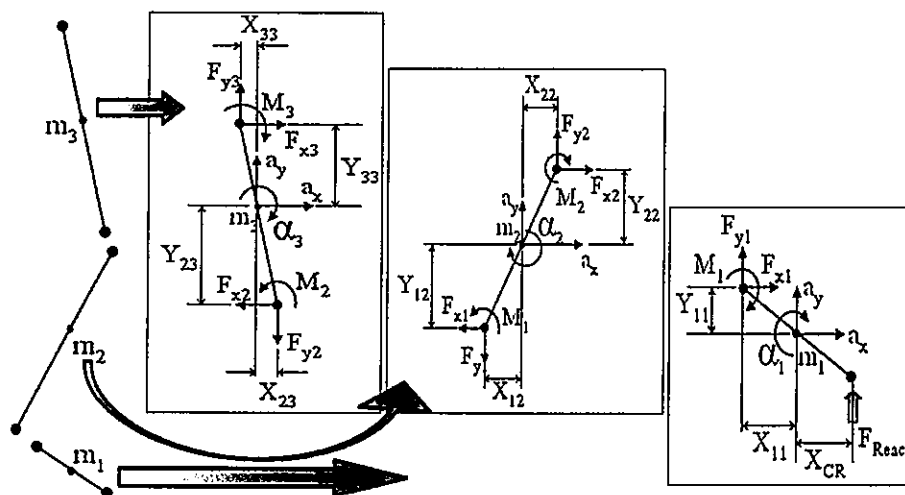
$$I_y \alpha_y + (I_x - I_z) \omega_x \omega_z = \sum M_y = M_{yp} - M_{yd} \quad (3.24)$$

$$I_z \alpha_z + (I_y - I_x) \omega_x \omega_y = \sum M_z = -R_{xd} I_d - R_{xp} I_p + M_{zp} - M_{zd} \quad (3.25)$$

ในสมการ 3.23 - 3.24 ตัวแปรที่ต้องการหาคือ M_{xp}, M_{yp}, M_{zp} ซึ่งวิเคราะห์เหมือนสมการ 2 มิติ เพียงแต่มีเทอมของ $(I_1 - I_2) \omega_1 \omega_2$ เพิ่มขึ้นเพื่อการคำนวณความเร็วเชิงมุมของระบบของแกนทั้งสอง

3.6 การคำนวณจลนพลศาสตร์ของชิ้นส่วนขามนุษย์ในระบบ 2 มิติ

จากทฤษฎีการคำนวณจลนพลศาสตร์ที่กล่าวมาแล้วข้างต้น ในส่วนนี้จะแสดงให้เห็นถึงขั้นตอนการคำนวณชิ้นส่วนขามนุษย์โดยแบ่งออกเป็นวัตถุแข็งเกร็ง 3 ชิ้นต่อกันที่ข้อเท้าและหัวเข่าดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 แรงและโมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆ

สำหรับการคำนวณแรงและโมเมนต์ในแต่ละส่วนอ้างอิงจากสมการดังต่อไปนี้

ชิ้นส่วนที่ 1 เป็นชิ้นส่วนฝ่าเท้า (m_1) อ้างอิงมาร์กเกอร์ตำแหน่งปลายเท้าถึงส้นเท้าในการประมวลอ้างอิง สมการที่ 3.26 ถึง 3.28

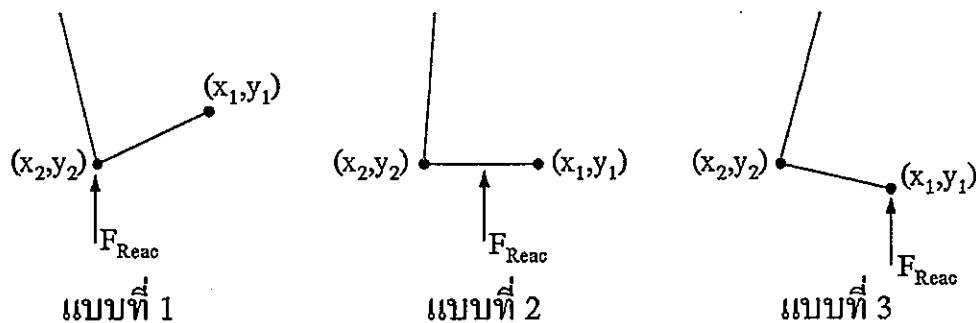
$$F_{x1} = m_1 a_x \quad (3.26)$$

$$F_{y1} - m_1 g + F_{Reac} = m_1 a_y \quad (3.27)$$

$$M_1 + F_{x1} Y_{11} + F_{y1} X_{11} - F_{Reac} X_{CR} = I_1 \alpha_1 \quad (3.28)$$

โดย X_{CR} คือตำแหน่งจุดศูนย์กลางแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้า

ซึ่ง X_{CR} สามารถคำนวณหาโดยอ้างอิงตำแหน่งที่แรงกระทำต่อฝ่าเท้าในแนวตั้งจากตำแหน่งของมาร์กเกอร์ 2 จุดที่ฝ่าเท้า โดยแยกเป็น 3 แบบ ดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 รูปแบบตำแหน่งของมาร์กเกอร์อ้างอิงที่ฝ่าเท้า

แบบที่ 1 ตำแหน่ง y_1 มากกว่า y_2

เกิดขึ้น ณ ช่วงเวลาที่ตำแหน่งส้นเท้าเริ่มสัมผัสพื้นและค่าระยะ X_{CR} จะเป็นลบเพราะทิศทางโมเมนต์ตรงข้ามกับแบบที่ 3

$$X_{CR} = (x_2, y_2) \quad (3.29a)$$

แบบที่ 2 ตำแหน่ง y_1 เท่ากับ y_2

เกิดขึ้น ณ ช่วงเวลาที่ตำแหน่งฝ่าเท้าเหยียบเต็มพื้น

$$X_{CR} = \left(\frac{x_1 + x_2}{2}, \frac{y_1 + y_2}{2} \right) \quad (3.29b)$$

แบบที่ 3 ตำแหน่ง y_2 มากกว่า y_1

เกิดขึ้น ณ ช่วงเวลาที่ตำแหน่งปลายเท้าเริ่มยกจากพื้น

$$X_{CR} = (x_1, y_1) \quad (3.29c)$$

ชิ้นส่วนที่ 2 เป็นชิ้นส่วนขา (m_2) อ้างอิงมาร์กเกอร์ตำแหน่งข้อเท้าถึงหัวเข่า ในการประมวลอ้างอิง สมการที่ 3.30 ถึง 3.32

$$-Fx_1 + Fx_2 = m_2 a_x \quad (3.30)$$

$$-Fy_1 - m_2 g + Fy_2 = m_2 a_y \quad (3.31)$$

$$M_2 - M_1 + F_{x1}Y_{12} + F_{y1}X_{12} + F_{x2}Y_{22} + F_{y2}X_{22} = I_2 \alpha_2 \quad (3.32)$$

ชิ้นส่วนที่ 3 เป็นชิ้นส่วนต้นขา (m_3) อ้างอิงมาร์กเกอร์ตำแหน่งข้อหัวเข่าถึงสะโพกในการประมวลอ้างอิงสมการที่ 3.33 ถึง 3.35

$$-Fx_2 + Fx_3 = m_3 a_x \quad (3.33)$$

$$-Fy_2 - m_3 g + Fy_3 = m_3 a_y \quad (3.34)$$

$$M_3 - M_2 + F_{x2}Y_{23} + F_{y2}X_{23} + F_{x3}Y_{33} + F_{y3}X_{33} = I_3 \alpha_3 \quad (3.35)$$

ลำดับการคำนวณเริ่มจากชิ้นส่วนที่ 1 ซึ่งใช้สมการที่ (3.26) ถึง (3.28) ร่วมกับแรงภายนอกที่ได้จากแทนวัดแรง สามารถหาแรง (Fx_1, Fy_1) และโมเมนต์ (M_1) ที่กระทำที่ข้อเท้า ผลลัพธ์ที่ได้นี้ช่วยในการคำนวณเพื่อหาแรงต่างๆของชิ้นส่วนที่ 2 โดยอ้างอิงสมการที่ (3.30) ถึง (3.32) ได้ผลลัพธ์แรง (Fx_2, Fy_2) และโมเมนต์ (M_2) ที่กระทำที่หัวเข่า ในลักษณะเดียวกันนำผลลัพธ์นี้คำนวณหาแรง (Fx_3, Fy_3) และโมเมนต์ (M_3) ที่กระทำต่อชิ้นส่วนที่ 3 โดยใช้สมการที่ (3.33) ถึง (3.35) ดังแสดงในตาราง 3.1 และเมื่อคำนวณค่าตัวแปรครบทั้งสามชิ้นส่วนจะสามารถนำไปแสดงผลข้อมูลเพื่อการวิเคราะห์ได้ต่อไป

ตารางที่ 3.1 ลำดับขั้นตอนการคำนวณหาค่าตัวแปร

ลำดับการ คำนวณ ชิ้นส่วน	ตัวแปร	ความหมาย	วิธีการหาค่าตัวแปร
1. ฟ้่าเท้า	m_1	มวลฟ้่าเท้า	ข้อมูลสกัดส่วนผู้ทดลอง
	α_1, a_{x1}, a_{y1}	ความเร่ง	จากการประมวลผล Kinematics
	F_{ReacX}	แรงปฏิกิริยาแนวระนาบ	ไม่พิจารณา มีค่าเท่ากับศูนย์
	F_{ReacY}	แรงปฏิกิริยาแนวตั้ง	อ่านค่าจากแท่นวัดแรง
	F_{x1}	แรงกระทำที่ข้อเท้า	จากสมการที่ 3.26
	F_{y1}	แรงกระทำที่ข้อเท้า	จากสมการที่ 3.27
	M_1	โมเมนต์รอบข้อเท้า	จากสมการที่ 3.28
2. ขา	m_2	มวลขา	ข้อมูลสกัดส่วนผู้ทดลอง
	α_2, a_{x2}, a_{y2}	ความเร่ง	จากการประมวลผล Kinematics
	F_{x1}	แรงกระทำที่ข้อเท้า	จากสมการที่ 3.26 (คำนวณจากชิ้นส่วนฟ้่าเท้า)
	F_{y1}	แรงกระทำที่ข้อเท้า	จากสมการที่ 3.27 (คำนวณจากชิ้นส่วนฟ้่าเท้า)
	M_1	โมเมนต์รอบข้อเท้า	จากสมการที่ 3.28 (คำนวณจากชิ้นส่วนฟ้่าเท้า)
	F_{x2}	แรงกระทำที่ขา	จากสมการที่ 3.30
	F_{y2}	แรงกระทำที่ขา	จากสมการที่ 3.31
	M_2	โมเมนต์รอบขา	จากสมการที่ 3.32
3. ต้นขา	m_3	มวลฟ้่าเท้า	ข้อมูลสกัดส่วนผู้ทดลอง
	α_3, a_{x3}, a_{y3}	ความเร่ง	จากการประมวลผล Kinematics
	F_{x2}	แรงกระทำที่ขา	จากสมการที่ 3.30 (คำนวณจากชิ้นส่วนขา)
	F_{y2}	แรงกระทำที่ขา	จากสมการที่ 3.31 (คำนวณจากชิ้นส่วนขา)
	M_2	โมเมนต์รอบขา	จากสมการที่ 3.32 (คำนวณจากชิ้นส่วนขา)
	F_{x3}	แรงกระทำที่ต้นขา	จากสมการที่ 3.33
	F_{y3}	แรงกระทำที่ต้นขา	จากสมการที่ 3.34
M_3	โมเมนต์รอบต้นขา	จากสมการที่ 3.35	

บทที่ 4

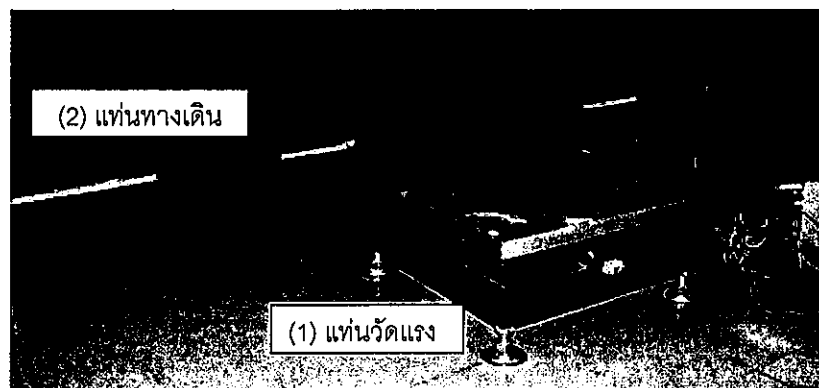
อุปกรณ์การทดลอง

ร่างกายมนุษย์นั้นมีการเคลื่อนที่หลากหลายรูปแบบ ในแต่ละแบบของการเคลื่อนที่นั้นก็มีความแตกต่างที่แตกต่างกันไป เช่น การเดิน การวิ่ง การกระโดด เป็นต้น ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เน้นการศึกษาการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในลักษณะการเดิน โดยแบ่งการบันทึกข้อมูลออกเป็นสองส่วนหลักๆ ได้แก่ ข้อมูลด้านจลนศาสตร์ประกอบไปด้วย ตำแหน่งการเคลื่อนที่ ความเร็ว ความเร่ง และข้อมูลด้านจลนพลศาสตร์มีแรงเข้ามาเป็นองค์ประกอบ ทั้งนี้การสร้างเครื่องมือให้เหมาะสมกับการเคลื่อนไหวเป็นหัวใจหลักของเทคนิคการบันทึกข้อมูล

4.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองนี้ เน้นการสร้างจากวัสดุอุปกรณ์มาตรฐานที่สามารถหาซื้อได้ทั่วไป เพื่อให้มีต้นทุนที่ไม่สูงมากเกินไปซึ่งอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมามีต้นทุนประมาณ 15,000 บาท ในรายละเอียดการออกแบบจะกล่าวในหัวข้อถัดไป

1. แท่นวัดแรง มีขนาดเป็นสี่เหลี่ยมจตุรัสกว้าง 45 เซนติเมตร สามารถปรับความสูงได้ตั้งแต่ 18-22 เซนติเมตร เพื่อปรับระนาบให้เข้ากับแท่นทางเดิน แท่นทางเดิน มีขนาดกว้าง 95 เซนติเมตร ยาว 285 เซนติเมตร สูง 20 เซนติเมตร ทำจากเหล็กแผ่นหนา 2 มิลลิเมตร โดยแท่นทางเดินนี้ มีการเว้นช่องว่างไว้เพื่อเป็นตำแหน่งวางแท่นวัดแรง



รูปที่ 4.1 (1) แท่นวัดแรง (2) แท่นทางเดิน

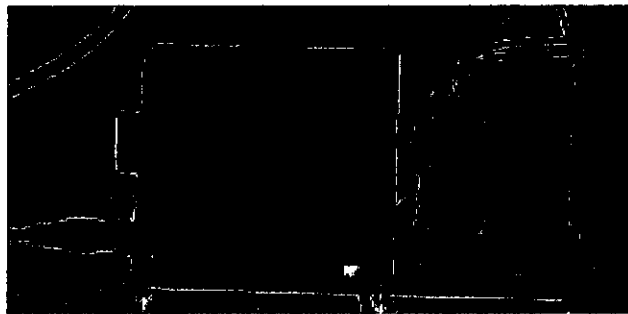
2. กล้องวิดีโอ ในการทดลองนี้ใช้กล้องดิจิทัล จำนวน 1 ตัว ที่มีความละเอียดภาพ 640 x 480 พิกเซล ความเร็วในการจับภาพ 30 เฟรมต่อวินาที พร้อมขาตั้งกล้องที่สามารถตรวจสอบระดับได้

3. เครื่องขยายสัญญาณ ยี่ห้อ Kyowa รุ่น DPM600 จำนวน 1 เครื่อง ทำหน้าที่รับและขยายสัญญาณทางไฟฟ้าที่มีค่าแรงดันต่ำระดับมิลลิโวลต์ให้เป็นขนาดค่าแรงดันสูงสุด 5 โวลต์



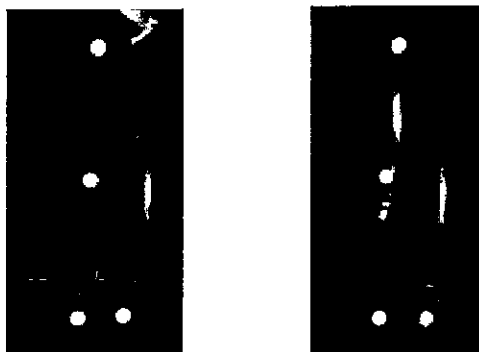
รูปที่ 4.2 (1) กล้องวิดีโอพร้อมขาตั้ง (2) เครื่องขยายสัญญาณ Kyowa รุ่น DPM600

4. ไมโครคอนโทรลเลอร์ รุ่น PIC18F458 มีความสามารถในการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัลที่มีความละเอียดขนาด 10 บิต



รูปที่ 4.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์ รุ่น PIC18F458

5. คอมพิวเตอร์ สำหรับรับข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ และเป็นแหล่งบันทึกข้อมูล
6. ชุดผู้ทดลอง ต้องเป็นสีทึบเพื่อแยกเครื่องหมายที่เป็นสีสว่างติดตามจุดข้อต่อต่างๆ ของผู้ทดลองออกได้อย่างเด่นชัด เพื่อช่วยในการประมวลผลภาพได้อย่างแม่นยำขึ้น
7. เครื่องหมายแทนจุดข้อต่อ (มาร์กเกอร์) ในการทดลองนี้ใช้ลูกปิงปองสีขาว ติดที่จุดข้อต่อต่างๆ ของผู้ทดลองเพื่อเป็นเครื่องหมายอ้างอิงการเคลื่อนไหวของจุดข้อต่อ



รูปที่ 4.4 ชุดผู้ทดลอง และ เครื่องหมายแทนจุดข้อต่อ (มาร์กเกอร์)

4.2 อุปกรณ์การวิเคราะห์ด้านจลน์ศาสตร์

จุดประสงค์ของการวิเคราะห์ด้านจลน์ศาสตร์ เพื่อเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวในลักษณะเดินของผู้ทดลองเพื่อนำข้อมูลไปใช้ในการคำนวณหาค่าตัวแปรได้แก่ ระยะการเคลื่อนที่ มุมองศา ความเร็ว ความเร่ง ของชิ้นส่วนช่วงล่างของขามนุษย์ อนึ่งก่อนทำการบันทึกวีดิทัศน์ต้องทำการปรับค่าของกล้องที่ใช้กับระยะอ้างอิงเพื่อการแปลงข้อมูลเป็นระยะจริงซึ่งจะมีวิธีการอย่างละเอียดในหัวข้อถัดไป

4.2.1 ส่วนการประมวลผลภาพ

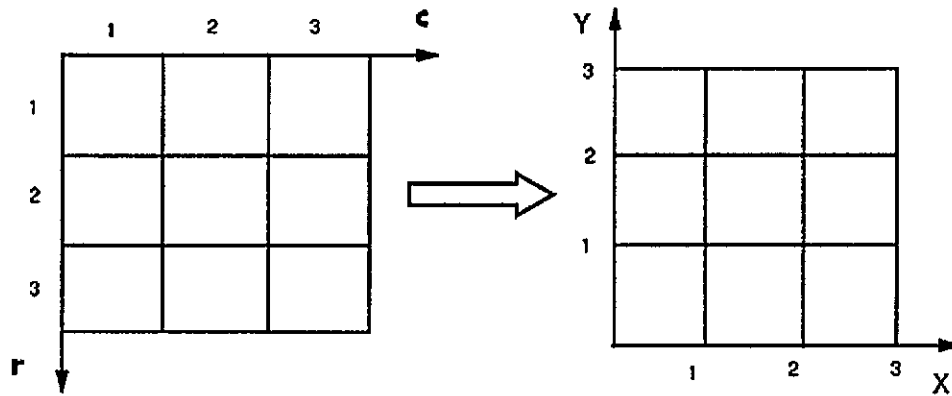
การประมวลผลภาพประกอบด้วยขั้นตอนที่สำคัญหลักๆ 3 ส่วนด้วยกันคือ ส่วนนำเข้า (Input Step) ส่วนประมวลผล (Processing Step) และส่วนส่งออก (Output Step) ในวิทยานิพนธ์นี้จะนำการประมวลผลภาพมาใช้ในการหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์จากการบันทึกภาพวีดิทัศน์และแยกออกเป็นเฟรมภาพเพื่อหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ ในการประมวลผลภาพจะออกแบบโปรแกรมบน MATLAB ช่วยในการวิเคราะห์ข้อมูล

4.2.2 หลักการแปลงข้อมูลภาพเพื่อการคำนวณ

ข้อมูลที่ได้จากการประมวลผลภาพยังไม่สามารถนำไปใช้ได้ทันที ต้องนำมาแปลงข้อมูล 2 ขั้นตอน ดังนี้

1. ระบบแกนที่ประมวลผลได้คือ Pixel Coordinates System ซึ่งเทียบกับระบบแกนแบบ 2 มิติ (X-Y) แกน c (Column) จะเทียบกับแกน X และแกน r (Row) จะเทียบกับแกน Y ซึ่งทิศทางการวัดของระบบต่างกันจึงต้องทำการสลับค่าที่วัดได้เช่นจากรูปค่าแกน r จะเรียงจากบนลงล่างคือ 1,2,3 ต้องทำการสลับค่าเป็น 3,2,1 เพื่อเปลี่ยนเป็นระบบแกน (X-Y) ซึ่งค่าจะเรียงจากล่างขึ้นบน ดังรูปที่ 4.5

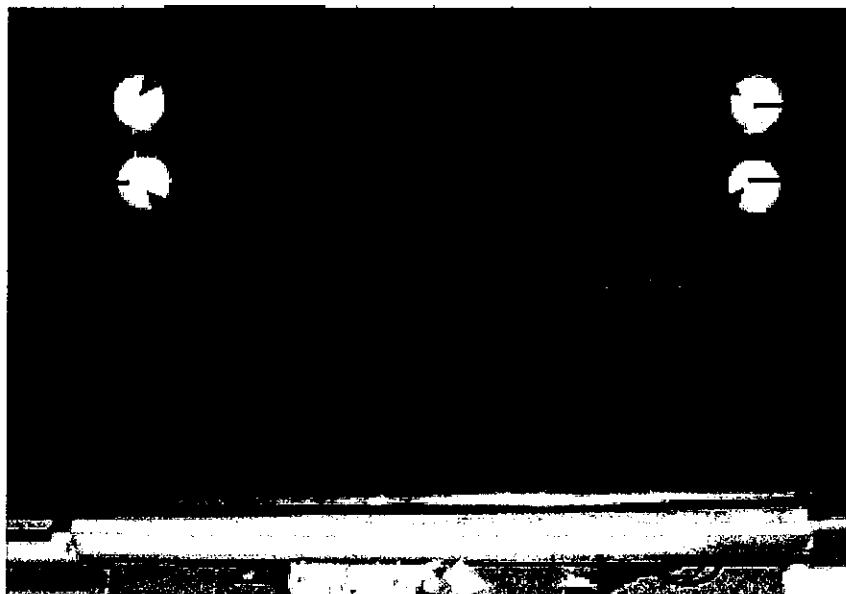
2. ระบบหน่วยที่ได้มาจากค่าของความละเอียดคือพิกเซลจะต้องแปลงให้อยู่ในระบบหน่วยสเกลจริงซึ่งจะเทียบจากสัดส่วนของผู้ทดลองที่รู้ค่าแน่นอนเช่นตำแหน่งของมาร์กเกอร์จากจุดหนึ่งไปจุดหนึ่ง และเมื่อเทียบกับค่าของพิกเซลได้ก็สามารถหาสัดส่วนที่จะแปลงข้อมูลออกมาเป็นความยาวจริงได้



รูปที่ 4.5 การแปลงระบบแกนพิกเซลเป็นระบบแกน X-Y

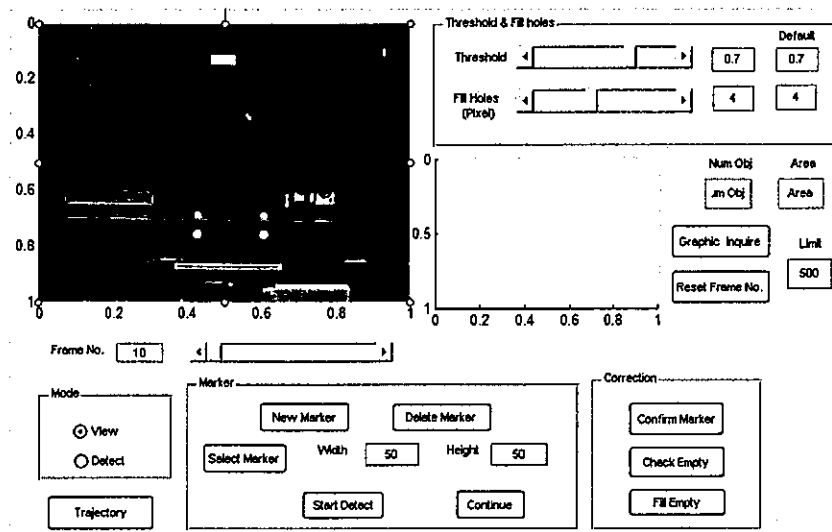
4.2.3 ขั้นตอนการปรับตั้งค่ามุมกล้อง

1. ติดตั้งมาร์กเกอร์อ้างอิงในพื้นที่ที่บันทึกการเคลื่อนไหว พร้อมทั้งวัดระยะห่างของตำแหน่งมาร์กเกอร์ทั้งแนวแกน X และ แกน Y ในการปรับตั้งนี้กำหนดให้ระยะแกน X เท่ากับ 350 มิลลิเมตร และ ระยะแกน Y เท่ากับ 100 มิลลิเมตร



รูปที่ 4.6 มาร์กเกอร์อ้างอิงสำหรับการบันทึกภาพเคลื่อนไหว

2. บันทึกภาพมาร์กเกอร์อ้างอิง และประมวลผลภาพโดยโปรแกรมดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 การประมวลผลภาพมาร์กเกอร์อ้างอิง

และผลลัพธ์ตำแหน่งมาร์กเกอร์ทั้ง 4 ตำแหน่งในหน่วยของพิกเซล ดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 การประมวลผลภาพมาร์กเกอร์อ้างอิง

มาร์กเกอร์ ที่ 1		มาร์กเกอร์ ที่ 2		มาร์กเกอร์ ที่ 3		มาร์กเกอร์ ที่ 4	
X1	Y1	X2	Y2	X3	Y3	X4	Y4
273	362	388	362	272	330	387	328

3. คำนวณระยะทางระหว่างมาร์กเกอร์ต่างๆ จากข้อมูลที่ได้จากการประมวลผลภาพในหน่วยพิกเซล โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

หาระยะเฉลี่ย(X) ระหว่างมาร์กเกอร์ 1,2 และ มาร์กเกอร์ 3,4 ตามแนวแกน X

หาระยะเฉลี่ย(Y) ระหว่างมาร์กเกอร์ 1,3 และ มาร์กเกอร์ 2,4 ตามแนวแกน Y

หาอัตราส่วนเทียบระยะทางจริงของแกน X เท่ากับ ระยะทางจริง/ ระยะพิกเซล ในแกน X

หาอัตราส่วนเทียบระยะทางจริงของแกน Y เท่ากับ ระยะทางจริง/ ระยะพิกเซล ในแกน Y

ตารางที่ 4.2 อัตราส่วนความยาวแกน X และ Y

ระยะ เฉลี่ย พิกเซล	ระยะ เฉลี่ย พิกเซล	ระยะ เฉลี่ย จริง	ระยะ เฉลี่ย จริง	อัตราส่วน ระยะจริง/ พิกเซล	อัตราส่วน ระยะจริง/ พิกเซล
X	Y	X	Y	X	Y
115	33	350	100	3.04	3.03

4. แปลงหน่วยพิกัดพิกเซลเป็นหน่วยมิลลิเมตร โดยนำค่าอัตราส่วนที่คำนวณได้จากข้อ 3 คูณกับตำแหน่งมาร์กเกอร์ที่ได้จากการประมวลผลภาพจากการเคลื่อนไหวของผู้ทดลอง ตัวอย่างการเทียบอัตราส่วนกับตำแหน่งมาร์กเกอร์อ้างอิงในข้อ 2 ดังแสดงในตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ตำแหน่งมาร์กเกอร์ในหน่วยเมตริก

ตำแหน่งใหม่ของ มาร์กเกอร์ที่ 1		ตำแหน่งใหม่ของ มาร์กเกอร์ที่ 2		ตำแหน่งใหม่ของ มาร์กเกอร์ที่ 3		ตำแหน่งใหม่ของ มาร์กเกอร์ที่ 4	
X1	Y1	X2	Y2	X3	Y3	X4	Y4
831	1097	1181	1097	828	1000	1178	994

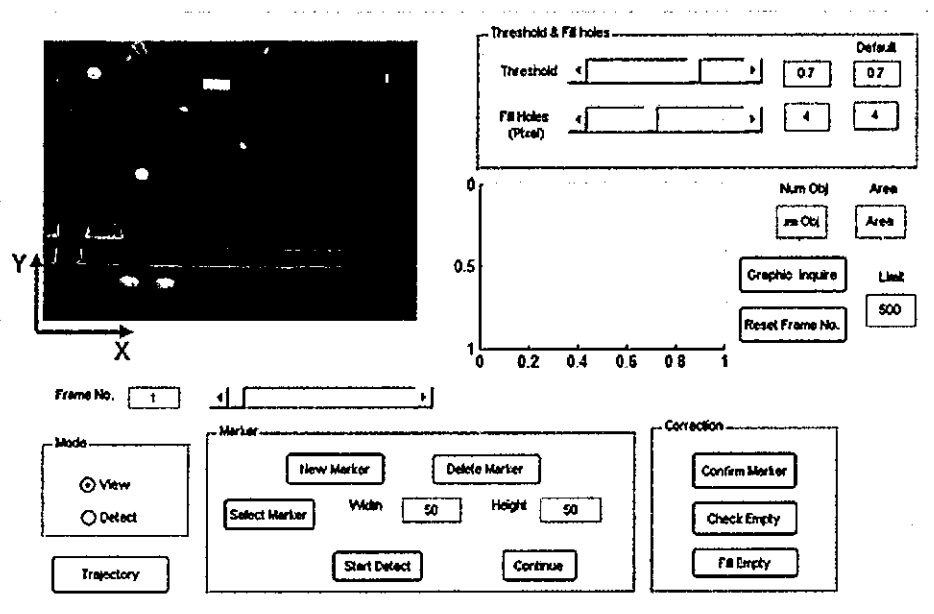
4.2.4 ขั้นตอนการประมวลผลภาพโดยโปรแกรม

- นำข้อมูลที่ถ่ายจากกล้องวิดีโอที่สแกนแยกออกมาเป็นรูปภาพตามอัตราเร็วการบันทึก (30ภาพต่อวินาที) เพื่อเข้าโปรแกรมที่สร้างไว้บน MATLAB ดังรูปที่ 4.8
- ทำการเลือกบริเวณ (Crop area) มาร์กเกอร์ที่ต้องการ ในตอนเริ่มต้นภาพที่ 1 จำเป็นต้องกำหนดจุดศูนย์กลางของบริเวณที่ต้องการก่อนเพื่อประมวลผลภาพมาร์กเกอร์ สำหรับตั้งแต่ภาพที่ 2 เป็นต้นไป โปรแกรมจะใช้จุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์ในภาพก่อนหน้าเป็นจุดศูนย์กลางของบริเวณที่ต้องการเลือก (Crop area)
- ในการประมวลผลภาพมีคำสั่งของ MATLAB ที่ช่วยในการออกแบบโปรแกรมหดังนี้
 - ทำการเปลี่ยน RGB Image ให้เป็น Grayscale Image โดยใช้ "rgb2gray" คำสั่งใน MATLAB ซึ่งจะได้ผลลัพธ์เป็น Intensity Image
 - ทำกระบวนการ Threshold สำหรับ Grayscale Image ใช้คำสั่ง "im2bw" โดยที่ค่า Threshold T ผู้ใช้สามารถเลือกปรับค่า Threshold ได้ตามความเหมาะสม ทำให้ได้

Binary Image หรือภาพขาวดำที่มีกลุ่มของวัตถุสีขาว ซึ่งอาจจะมีมากกว่า 1 กลุ่ม หรือไม่มีก็ได้

3.3 คำนวณหาจุดศูนย์กลางของวัตถุสีขาว (Centroid) จากภาพขาวดำที่ได้จากข้อ 3.1 โดยใช้คำสั่ง “regionprops” ดังนั้นอาจได้ค่าจุดศูนย์กลางของวัตถุสีขาวมากกว่า 1 ชุด หรือไม่ได้เลยก็เป็นไปได้

4. โปรแกรม MATLAB ที่ใช้นั้นจะต้องทำการเลือกตำแหน่งมาร์กเกอร์ใหม่ทุกครั้งหลังจากเสร็จกระบวนการประมวลผลภาพและเก็บตำแหน่งของมาร์กเกอร์แล้ว
5. สามารถตรวจสอบข้อมูลตำแหน่งของมาร์กเกอร์ และคุณลักษณะการเคลื่อนที่ของมาร์กเกอร์ได้



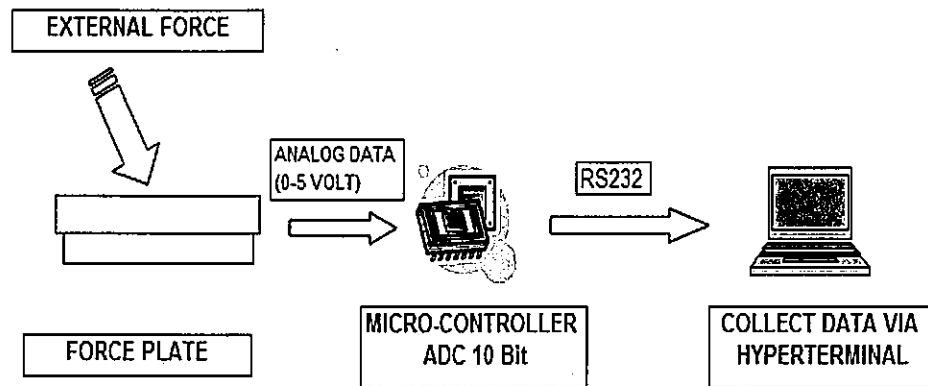
รูปที่ 4.8 ลักษณะของ โปรแกรมที่ใช้ประมวลผลของภาพ

4.3 อุปกรณ์การวิเคราะห์ด้านจลนพลศาสตร์

การเคลื่อนไหวในลักษณะการเดินของมนุษย์นั้น มีแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าเกิดขึ้นตลอดเวลา ผลของแรงส่งผลต่อข้อต่อขึ้นส่วนช่วงล่างได้แก่ ข้อเท้า หัวเข่าและสะโพก และค่าจะแปรเปลี่ยนไปตามลักษณะการเดินของผู้ทดลองแต่ละคน ในวิทยานิพนธ์นี้ทำการเก็บข้อมูลแรงในจังหวะการเดินเพื่อนำไปประมวลผลแรงที่ส่งผลต่อข้อต่อต่างๆ

4.3.1 หลักการบันทึกสัญญาณข้อมูล

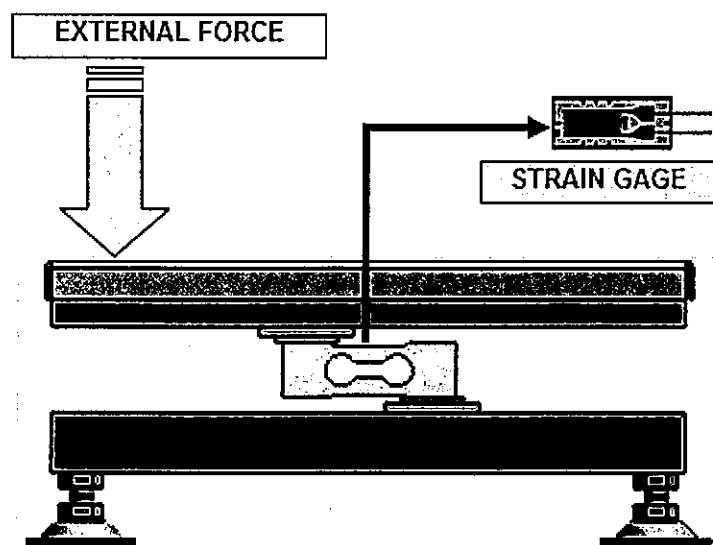
การวัดแรงจะเก็บข้อมูลสัญญาณทางไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนไปตามจังหวะการเดิน โดยฝ่าเท้า กดที่แท่นวัดแรงซึ่งมีสเตรนเกจเป็นตัวบ่งชี้การเปลี่ยนแปลงและส่งสัญญาณข้อมูล ไปยังเครื่องขยายสัญญาณ และส่งต่อไปยังชุดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่สามารถแปลงข้อมูลจาก อนุภาคเป็น ดิจิตอลที่ทำการติดต่อกับคอมพิวเตอร์เพื่อบันทึกผลการเปลี่ยนแปลงของแรง ดังแสดงรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 การรับข้อมูลและส่งสัญญาณเพื่อเก็บข้อมูล

4.3.2 อุปกรณ์ส่งสัญญาณค่าการเปลี่ยนแปลง

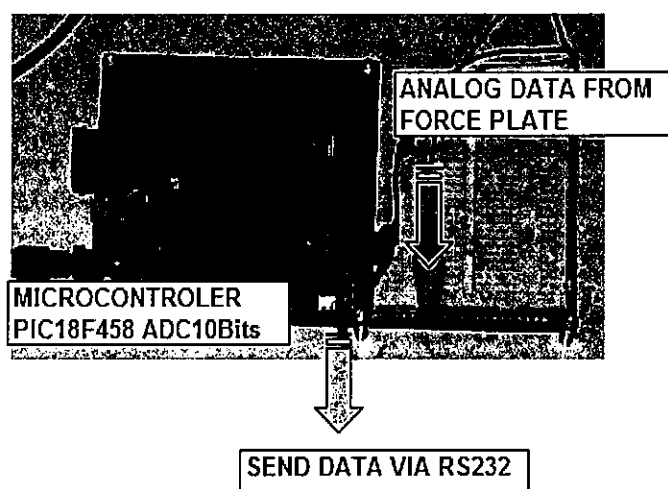
แรงกระทำที่ฝ่าเท้าที่เกิดขึ้น ถูกรองรับด้วยโครงสร้างของแท่นวัดแรงที่มีส่วนรองรับหลัก เป็นแท่งอลูมิเนียมที่มีลักษณะเป็นคาน ดังรูปที่ 4.10 สามารถรับค่าของแรงที่เปลี่ยนแปลงได้จากการเสียดรูปของคาน ที่มีสเตรนเกจเป็นตัวส่งค่าการเปลี่ยนแปลงจากเชิงกล ไปอยู่ในลักษณะของสัญญาณทางไฟฟ้า



รูปที่ 4.10 โครงสร้างแท่นวัดแรง

4.3.3 การเก็บข้อมูลของสัญญาณ

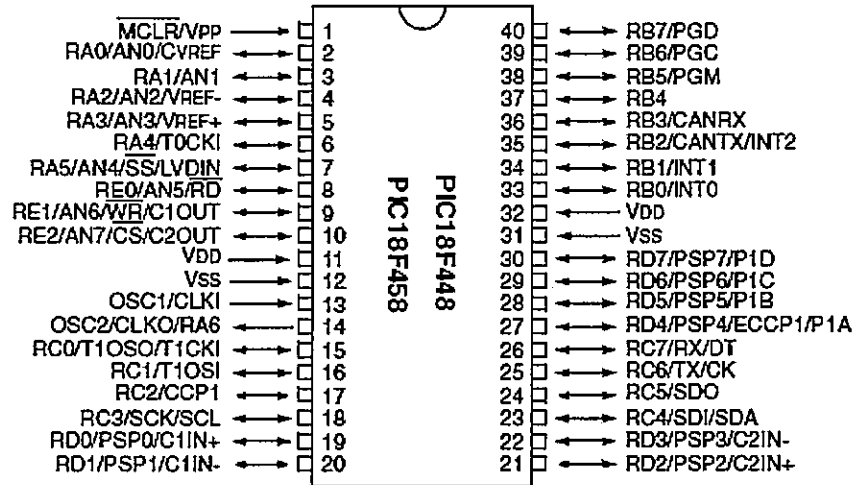
การเก็บข้อมูลของสัญญาณแรง อย่างน้อยที่สุดจะต้องสามารถบันทึกค่าให้ได้มากกว่าความเร็วการบันทึกที่วัดที่สัณเพื่อสามารถคำนวณขึ้นส่วนช่วงล่างในแต่ละจังหวะการเดิน ในวิทยานิพนธ์นี้ทำการสร้างชุดวัดสัญญาณแรงโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังรูปที่ 4.11 ที่มีสามารถในการจับสัญญาณความเร็วได้ถึง 200 ค่าต่อวินาทีต่อหนึ่งช่องสัญญาณ โดยส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านทางสาย RS232 และบันทึกผลข้อมูลโดยโปรแกรม Hyper Terminal ซึ่งเป็นโปรแกรมพื้นฐานที่มีอยู่ในระบบปฏิบัติการวินโดวส์ทั่วไป เนื่องจากความเร็วการส่งข้อมูลขึ้นกับลักษณะข้อมูลที่ต้องการบันทึก จึงต้องปรับตั้งค่าความเร็วการวัดสัญญาณก่อนทำการบันทึกข้อมูลโดยสามารถปรับค่าได้ที่ตัวโปรแกรมของชุดวัดสัญญาณ



รูปที่ 4.11 ชุดไมโครคอนโทรลเลอร์สำหรับ รับ-ส่ง สัญญาณ

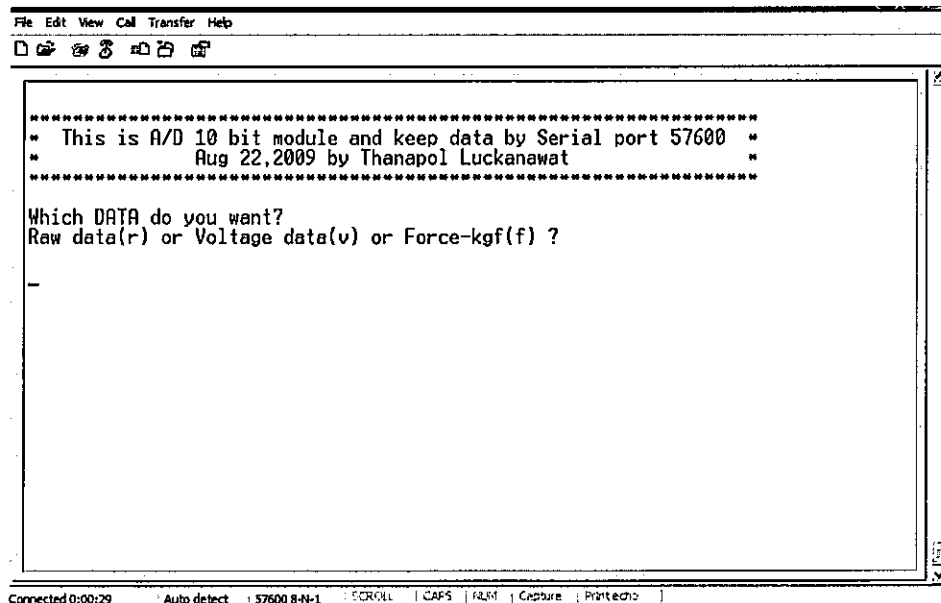
4.3.4 ชุดไมโครคอนโทรลเลอร์

ชุดไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นรุ่น PIC18F458 ที่มีความสามารถแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลได้ในตัวขนาดความละเอียด 10 บิต เป็นคอนโทรลเลอร์ขนาด 40 ขาแสดงรายละเอียดดังรูปที่ 4.12



รูปที่ 4.12 รายละเอียดของไมโครคอนโทรลเลอร์

ในวิชานานี้ได้ศึกษาถึงประสิทธิภาพของคอนโทรลเลอร์ตัวนี้ และออกแบบโปรแกรมขึ้นเองสำหรับการรับข้อมูลนาลอก ที่มาจากแท่นวัดแรงเป็นข้อมูลดิจิตอลเพื่อทำการบันทึกค่าในคอมพิวเตอร์ ซึ่งลักษณะของโปรแกรมจะสามารถเลือกรับข้อมูลที่เป็นข้อมูลดิบที่มีค่าตามความละเอียดตั้งแต่ 0 – 1024 ค่า หรือ จะแปลงข้อมูลเป็นแบบโวลท์ ที่มีค่าตั้งแต่ 0- 5 โวลท์ หรือ จะเป็นข้อมูลแบบแรงที่มีค่าตั้งแต่ 0-100 กิโลกรัม ดังรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.13 การเลือกรับข้อมูลจากคอนโทรลเลอร์

เมื่อเลือกชนิดการรับข้อมูลนี้แล้ว ตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะทำการรับข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรมเพื่อที่จะให้สามารถตอบสนองได้ไว จึงเลือกใช้ความเร็วบอร์ด์เรต 57600 บิตต่อ

วินาที ลักษณะการรับข้อมูลนั้นจะรับแฉะหนึ่งค่าซึ่งในแต่ละแฉะห่างกันเท่ากับกับความเร็ว การรับสัญญาณที่ตั้งไว้คือ 1/200 วินาที ดูรูปที่ 4.14 ประกอบ

```

0460
0451
0452
0455
0457
0448
0445
0450
0450
0443
0444
0451
0451
0446
0447
0458
0459
0454
0452
0456

```

Connected 0:12:45 | Auto detect | 57600 8-N-1 | SCROLL | CAPS | NUM | Capture | Print echo

รูปที่ 4.14 การรับสัญญาณข้อมูล

การออกแบบโปรแกรมนี้สามารถปรับตั้งค่าเวลาการรับข้อมูล การปรับความเร็วการตอบสนอง และการใช้ช่องสัญญาณแปลงอนาลอกเป็นดิจิตอลได้ ซึ่งมีระบบการป้องกันโดยมีการใส่รหัสก่อนทำการปรับตั้ง ดังรูปที่ 4.15

```

Which DATA do you want?
Raw data(r) or Voltage data(v) or Force-kgf(f) ?

Password: ****

This is the Setup Mode

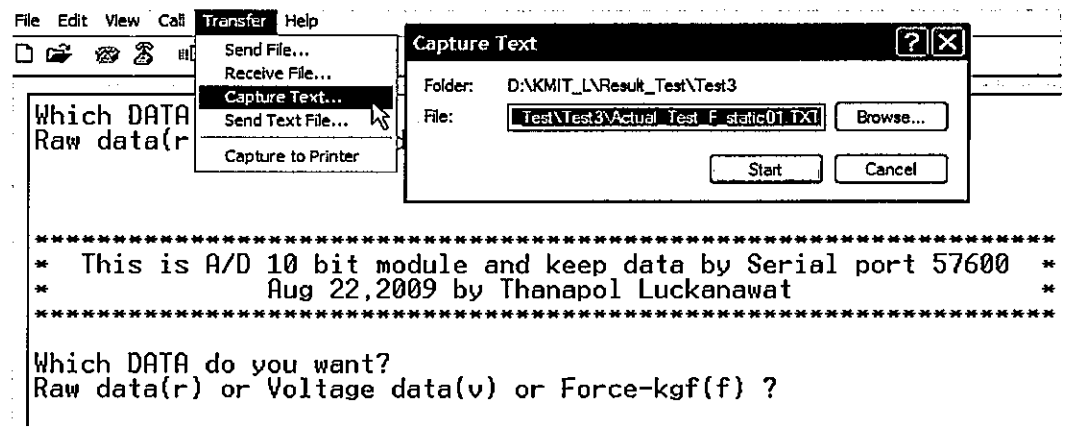
1 Number of data do you want to collect (1-65535) Press 1 [30000]
2 Time adjust for Sampling data collect Press 2 [3600]
3 Set Input ADC Channel (0-7) Press 3 [1]

```

Connected 0:37:50 | Auto detect | 57600 8-N-1 | SCROLL | CAPS | NUM | Capture | Print echo

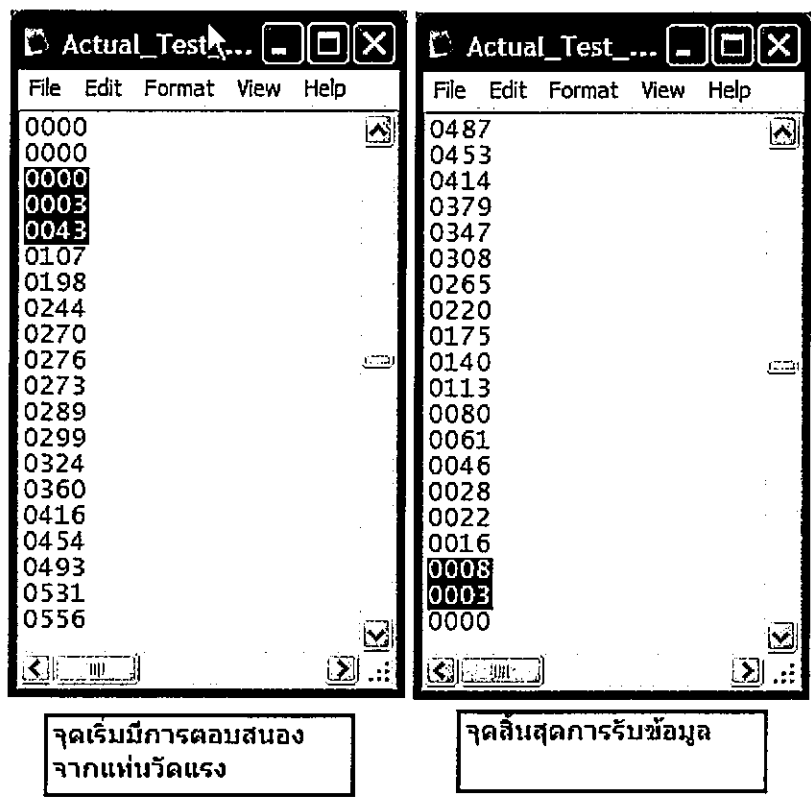
รูปที่ 4.15 การปรับตั้งค่าคอนโทรลเลอร์

ก่อนการรับข้อมูลจะต้องทำการเตรียมบันทึกค่าเก็บลงในแฟ้มข้อมูลดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 การบันทึกค่าลงในแฟ้มข้อมูล

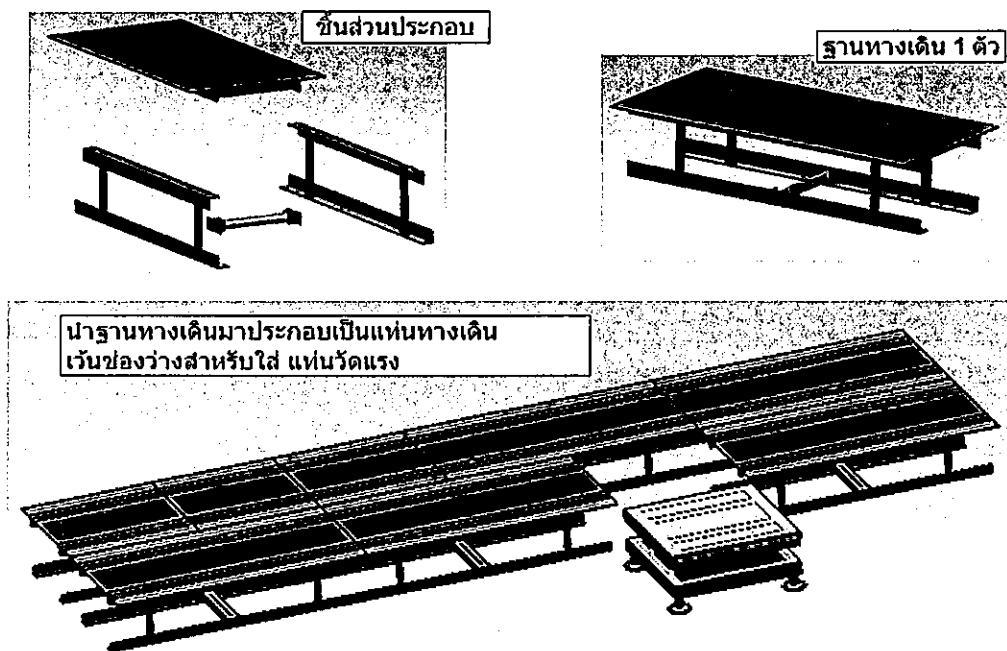
เมื่อบันทึกข้อมูลเสร็จเรียบร้อยแล้วจึงนำข้อมูลไปประมวลผลร่วมกับข้อมูลอื่นๆอีก โดยดูจากข้อมูลที่ทำกรบันทึกได้ คือเมื่อเริ่มมีการตอบสนองจากแท่นวัดแรงหมายถึงเป็นจังหวะที่สั้นทำให้เริ่มสัมผัสกับแท่นวัดแรง และเมื่อไม่มีการตอบสนองจากแท่นวัดแรงสัญญาณจะลดลงเป็นศูนย์หมายถึงจังหวะที่ผ่านไปจะไม่สัมผัสกับแท่นวัดแรงเลย ตัวอย่างข้อมูล ดังรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 ข้อมูลที่ได้จากการทดลอง

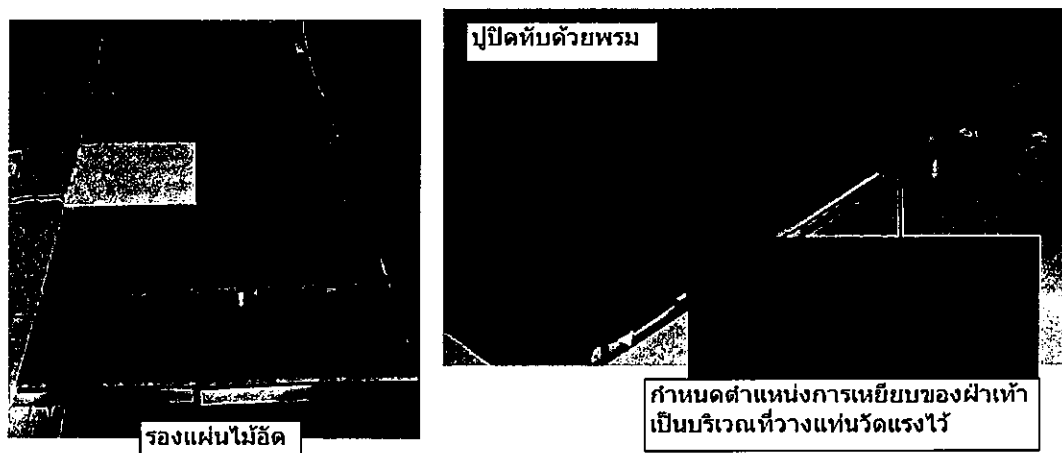
4.4 แท่นทางเดิน

แท่นทางเดินเป็นอุปกรณ์ที่ไว้สำหรับให้ผู้ทดลองเดิน เพื่อบันทึกข้อมูลในการวิเคราะห์ ในการเตรียมอุปกรณ์ ก่อนทำการทดลองเพื่อให้สามารถปรับตั้งพื้นที่ทางเดินและเคลื่อนย้ายแท่นทางเดินได้สะดวกจึงออกแบบเป็น โครงสร้างชิ้นส่วนประกอบและนำมาต่อกันจนมีขนาดทางเดิน ยาว 258 ซม.กว้าง 95 ซม และสูง 20 ซม. ดังรูปที่ 4.18



รูปที่ 4.18 ชิ้นส่วนประกอบของแท่นทางเดิน

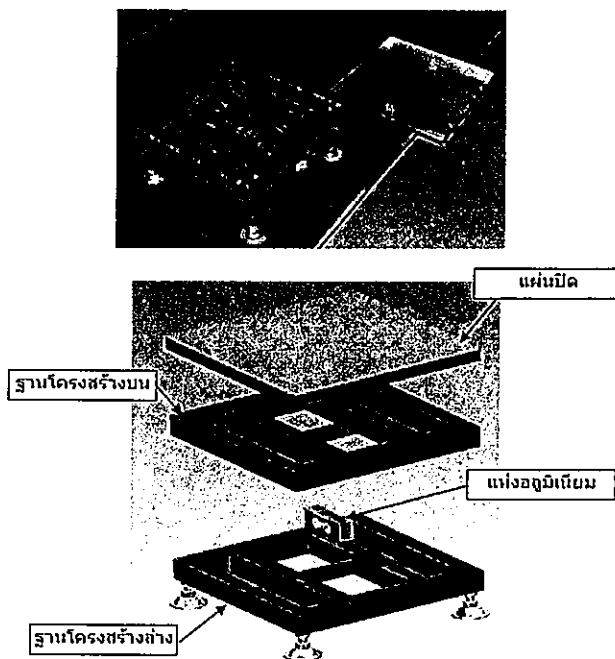
เมื่อวางตำแหน่งของแท่นทางเดินสำเร็จแล้วเพื่อให้การเดินเป็นธรรมชาติมากที่สุดจึงนำ แผ่นไม้ทำการปูรองทับแท่นทางเดินและปิดทับด้วยพรมอีกชั้นหนึ่งดังรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 ชั้นของแท่นทางเดิน

4.5 แท่นวัดแรง

แท่นวัดแรงเป็นอุปกรณ์ที่สำคัญสำหรับการคำนวณด้านจลนพลศาสตร์ ลักษณะโครงสร้างหลักเป็นเหล็กกล่องที่มีจุดรับแรงแบบคาน โดยใช้วัสดุคืออลูมิเนียมที่ติดสเตรนเกจโดยต่อวงจรวัดสโตนบริดจ์เพื่อทำหน้าที่รับรู้แรงที่กระทำ ชิ้นส่วนโครงสร้างที่สำคัญ ดังรูปที่ 4.20



รูปที่ 4.20 ชิ้นส่วนหลักของแท่นวัดแรง

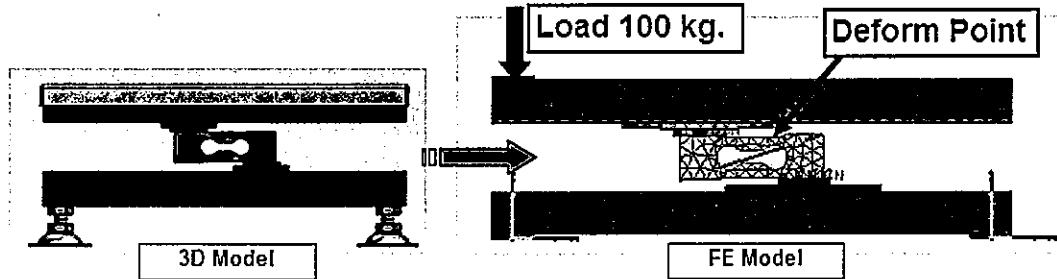
4.5.1 ลักษณะการรับแรง

แท่นวัดแรงนี้ออกแบบให้มีการรับน้ำหนักลักษณะแบบคาน โดยใช้แท่งอลูมิเนียมซึ่งมีคุณสมบัติทางกลต่างๆไป ดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 คุณสมบัติทั่วไปของอลูมิเนียม (<http://www.efunda.com>)

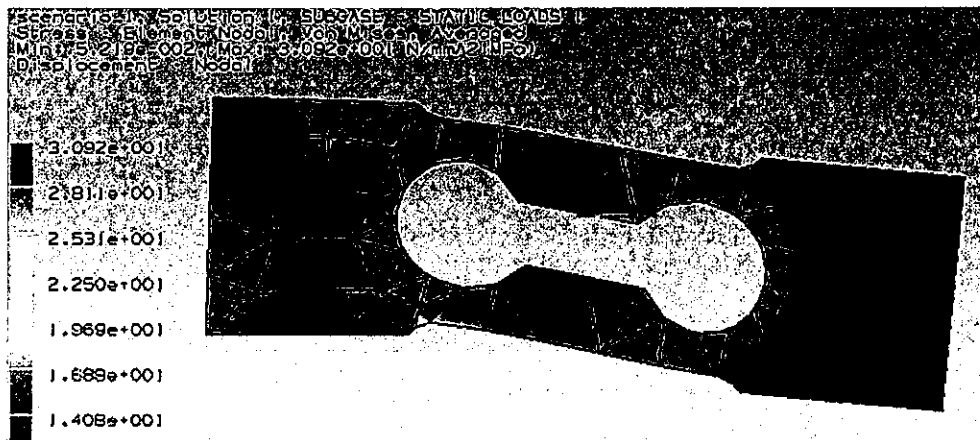
Density	2600-2800 kg/cm ³
Melting point	660 °C
Elastic Modulus	70-79 GPa
Poisson's Ratio	0.33
Tensile Strength	230-570 MPa
Yield strength	215-505 MPa
Percent Elongation	10-25%

ในการออกแบบก่อนที่สร้างเครื่องมือได้มีการจำลองการรับน้ำหนักด้วยโปรแกรมทางวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยการสร้างเอลิเมนต์จากข้อมูล 3 มิติ และกำหนดขอบเขตของชิ้นงานให้มีโหลดกระทำที่ 100 กิโลกรัมตรงจุดปลายแทนให้มีลักษณะเหมือนกับการกดของฝ่าเท้า ดังรูปที่ 4.21



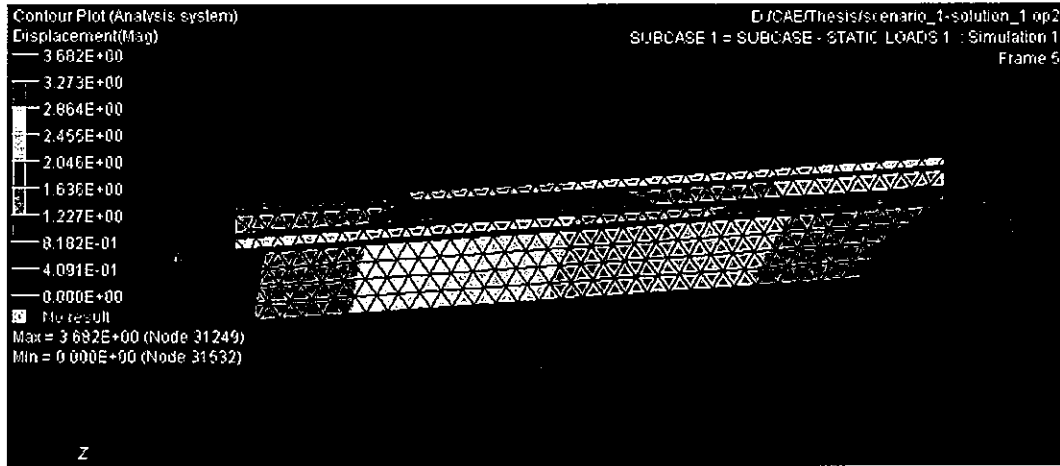
รูปที่ 4.21 การจำลองด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการพิจารณาการออกแบบ ต้องดูผลจากการจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เทียบกับคุณสมบัติทางกลของวัสดุ สำหรับโครงสร้างของแท่งวัดแรงที่ออกแบบไว้ให้สามารถทนต่อแรง 100 กิโลกรัม เพราะค่าความเค้นแบบ Von Mises ที่เกิดคือ 30 MPa ซึ่งน้อยกว่าจุดครากของวัสดุ ดังรูปที่ 4.22



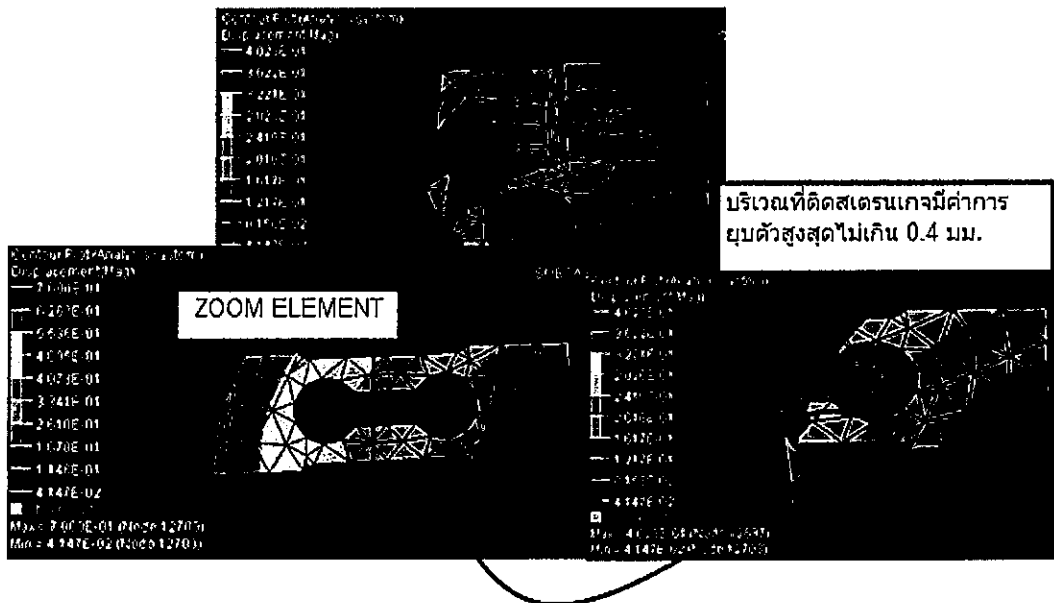
รูปที่ 4.22 ค่าความเค้น (Von Mises) ของแท่งอลูมิเนียม

นอกจากนี้ยังคำนึงถึงการยุบตัวของโครงสร้างเพื่อให้เกิด โมเมนต์จากแรงแนวตั้งอย่าง เดียวและผู้ทดลองเดินได้อย่างธรรมชาติ โดยกำหนดข้อบังคับการออกแบบให้โครงสร้างสามารถ ยุบตัวได้ไม่เกิน 5 มิลลิเมตร และเมื่อดูผลจากไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับ โครงสร้างแท่งวัดแรง โดยรวมมีการยุบตัวมากที่สุดที่ 3.6 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 4.23



รูปที่ 4.23 ค่าการขยับตัวของโครงสร้างโดยรวม (มิลลิเมตร)

สำหรับการขยับตัวตรงบริเวณที่ติดสเตรนเกจนั้นได้ทำการขยายเฉพาะส่วนของแท่งอลูมิเนียม จากผลการคำนวณมีค่าการขยับตัวอยู่ไม่เกิน 0.4 มม. ดังรูปที่ 4.24



รูปที่ 4.24 ค่าการขยับตัวของแท่งอลูมิเนียม (มิลลิเมตร)

เนื่องจากลักษณะของการรับแรงเป็นแบบคานค่าโมเมนต์อ้างอิง $M = Px$ ซึ่ง P เป็นแรงที่กระทำตรงตำแหน่งห่างจากจุดยึดคานเป็นตำแหน่ง x ซึ่งมีความสัมพันธ์กับค่าการขยับตัว ดังสมการที่ 4.1 [7]

$$\varepsilon = \frac{6M}{Ebh^2} = \frac{6Px}{Ebh^2} \quad (4.1)$$

โดย b เป็นความกว้างพื้นที่หน้าตัดของคาน
 h เป็นความสูงของหน้าตัดของคาน

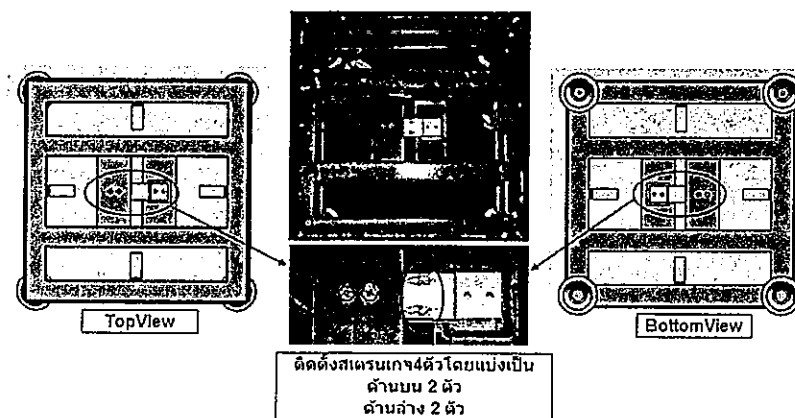
จากสมการถ้าเรารู้ค่าการขยับตัวจะสามารถหาค่าแรงได้สำหรับแทนวัดแรงจึงติดสเตรนเกจเพื่อหาค่าความต้านทานที่แปรเปลี่ยนมาจากการขยับตัว โดยการอ้างอิงสมการที่ 4.2

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{6S_g M}{Ebh^2} = \frac{6S_g Px}{Ebh^2} \quad (4.2)$$

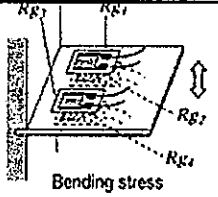
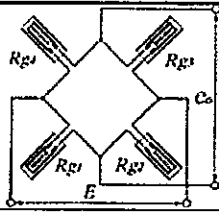
โดย R เป็นความต้านทานของสเตรนเกจ
 ΔR เป็นความต้านทานไฟฟ้าที่เปลี่ยนไปตามการขยับตัวของชิ้นแท่งอลูมิเนียม

4.5.2 การติดสเตรนเกจ

สเตรนเกจ คืออุปกรณ์ที่ความต้านทานเปลี่ยนแปลงไปเมื่อถูกทำให้ยืดหรือหดหรือถูกทำให้เกิดความเครียด ดังนั้นสเตรนเกจจึงเป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดความเครียดมากที่สุด โดยสเตรนเกจ ทำหน้าที่เป็นตัวกลางการส่งสัญญาณเชิงกล ออกไปเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า โดยกำหนดจุดติดตั้งไว้ที่แท่งอลูมิเนียมดังรูปที่ 4.25 และต่อวงจรแบบวีตสโตนบริดจ์โดยใช้สเตรนเกจ 4 ตัว ดังรูปที่ 4.26

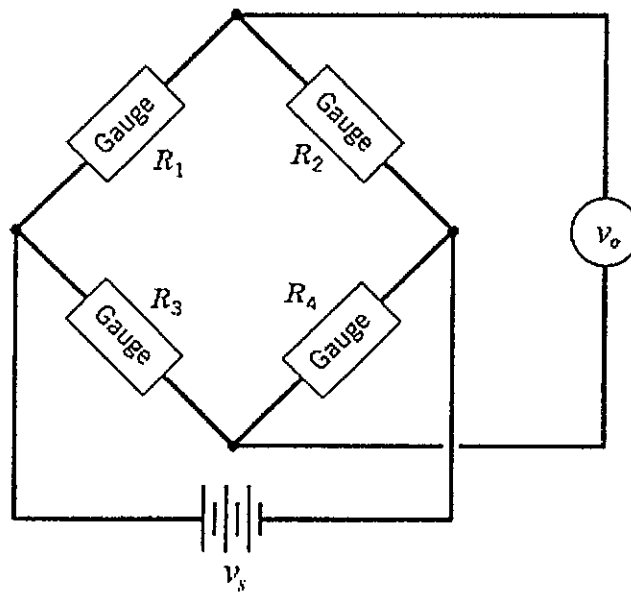


รูปที่ 4.25 ลักษณะการติดสเตรนเกจ

Name	Application Sample	Circuit	Output
4-active-gage system (for bending strain measurement) Number of gages: 4	 <p>Bending stress</p>		$C_o = K_s \cdot \epsilon_s \cdot E$ $R_{g1}, R_{g2} \dots$ Bending strain: ϵ_s $R_{g3}, R_{g4} \dots$ Bending strain: $-\epsilon_s$

รูปที่ 4.26 วงจรการต่อสเตรนเกจ

วีตสโตนบริดจ์เป็นวงจรที่ธรรมดาที่สุดที่ใช้สำหรับการเปลี่ยนแปลง $\Delta R/R$ จากสเตรนเกจเป็นแรงดันเอาต์พุต ในการวิจัยนี้เลือกติดแอคทีฟเกจ 4 ตัว เนื่องจากช่วยให้ระบบมีความไวเพิ่มขึ้นเป็น 2 เท่า [7] และมีการชดเชยอุณหภูมิ โดยต่อเกจ 4 ตัวนี้เข้ากับแขนบริดจ์แขนละเกจ ดังรูปที่ 4.27



รูปที่ 4.27 วีตสโตนบริดจ์แบบติดแอคทีฟเกจ 4 ตัว

ดังนั้น ค่า $r = 1$ เมื่อเกจติดตั้งอยู่บนวัสดุตัวอย่าง และ r คืออัตราส่วนความต้านทาน R_1 / R_2 จากข้อมูลข้างต้นสามารถหาค่าความไวของระบบได้ดังนี้

$$S_g = \frac{dR/R}{\varepsilon_g} = \frac{d\rho/\rho}{\varepsilon_g} + (1+2\nu) \quad (4.3)$$

$$S_s = \frac{1}{2} (4S_g \sqrt{p_g R_g}) = 2S_g \sqrt{p_g R_g} \quad (4.4)$$

โดย	S_g	คือความไวของเกจต่อความเครียด
	S_s	คือความไวของระบบต่อความเครียด
	ρ	คือค่าความต้านทานของเกจ
	ε_g	คือความเครียดรอบเกจ
	ν	คือค่าอัตราส่วนปัวร์ซองของเกจ
	p_g	คือกำลังสูญเสียที่เกจขับออกมา

สเตรนเกจที่ใช้ในงานวิจัยนี้คือ รุ่น KFG-5-120-C1-11 ยี่ห้อ Kyowa มีคุณสมบัติดังนี้

ขนาดฐาน 9.4 x 2.8 เซนติเมตร

ความยาวเกจ 5 มิลลิเมตร

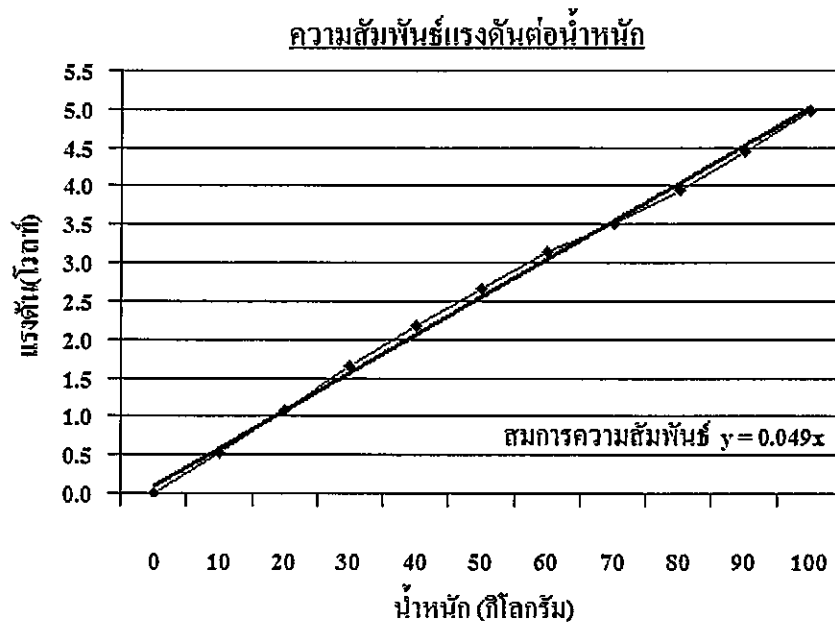
ความต้านทาน 120 Ω

ช่วงอุณหภูมิการใช้งานที่ -196°C ถึง 150°C

4.5.3 การปรับตั้งค่าแทนวัดแรง

ทุกครั้งก่อนทำการบันทึกค่าแรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อฝ่าเท้าควรทำการปรับตั้งค่าความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักต่อค่าแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากแทนวัดแรง โดยมีวิธีการปรับตั้ง ดังนี้

1. ปรับค่าแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากแทนวัดแรงขณะไม่มีภาระ ให้เป็นศูนย์
2. นำน้ำหนัก 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 และ 100 กิโลกรัม วางบนแทนวัดแรง พร้อมทั้งวัดแรงดันไฟฟ้าในแต่ละน้ำหนัก
3. แสดงค่าแรงดันไฟฟ้าที่วัดได้กับน้ำหนักในรูปของกราฟดังรูปที่ 4.28



รูปที่ 4.28 กราฟความสัมพันธ์แรงดันไฟฟ้าต่อน้ำหนัก

4. เขียนสมการแสดงความสัมพันธ์

จากข้อมูลที่วัดได้สามารถเขียนสมการแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นได้คือ

$$\text{แรงดันที่อ่านได้ (Y)} = 0.049 * \text{ค่าน้ำหนัก (X)}$$

ซึ่งเมื่อคำนวณ โดยเทียบกับแรงดันไฟฟ้าที่อ่านได้เทียบกับแรงดันที่ได้จากการคำนวณมีความผิดพลาดไม่เกิน 0.2 เปอร์เซ็นต์ ที่น้ำหนัก 0 ถึง 100 ดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 เปรียบแรงดันไฟฟ้าจากการคำนวณและจากการวัดจริง

น้ำหนัก (กิโลกรัม)	แรงดัน ที่วัดได้จริง	แรงดันที่ได้ จากการคำนวณ	ค่าความผิดพลาด (เปอร์เซ็นต์)
0	0.00	0.00	0.00%
10	0.52	0.49	0.03%
20	1.07	0.98	0.09%
30	1.64	1.47	0.17%
40	2.17	1.96	0.21%
50	2.66	2.45	0.21%
60	3.14	2.94	0.20%
70	3.52	3.43	0.09%
80	3.95	3.92	0.03%
90	4.45	4.41	0.04%
100	4.98	4.90	0.08%

5. แปลงหน่วยข้อมูลจากแทนวัดแรงเป็นหน่วยกิโลกรัม

หลังจากทำการปรับตั้งค่า โดยใช้วัตถุที่รู้ค่าน้ำหนักแน่นอนทำการถ่วงเพื่อตรวจสอบข้อมูลที่ได้และนำไปเขียนกราฟเส้นตรง เพื่อเป็นข้อมูลอ้างอิงในการแปรเปลี่ยนค่าที่วัดได้ออกมาเป็นน้ำหนัก สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ตัวแปลงสัญญาณมีความละเอียดขนาด 10 บิตและแรงดันสูงสุด 5 โวลต์ เพราะฉะนั้น 1 บิตมีค่าเท่ากับ $5/2^{10}$ (0.0048) โวลต์ สามารถเทียบความสัมพันธ์ระหว่าง ข้อมูลบิต ข้อมูลแรงดันไฟฟ้า และน้ำหนัก ได้ดังนี้

1. ความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลบิตกับแรงดันไฟฟ้า

$$1 \text{ บิต} = 0.0048 \text{ โวลต์}$$

2. ความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลแรงดันไฟฟ้ากับน้ำหนัก (คำนวณจากกราฟการปรับตั้งค่า)

$$1 \text{ โวลต์} = 1/0.049 \text{ กิโลกรัม}$$

3. ความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลบิตกับน้ำหนัก (จากความสัมพันธ์ข้อที่ 1 และ 2)

$$1 \text{ บิต} = 0.0048/0.049 \text{ กิโลกรัม}$$

เพราะฉะนั้นสามารถแปลงข้อมูลบิตที่ได้จากแทนวัดแรงเป็นน้ำหนักได้ดังตัวอย่าง ดังตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.5 ตัวอย่างการแปลงข้อมูลบิตเป็นน้ำหนัก

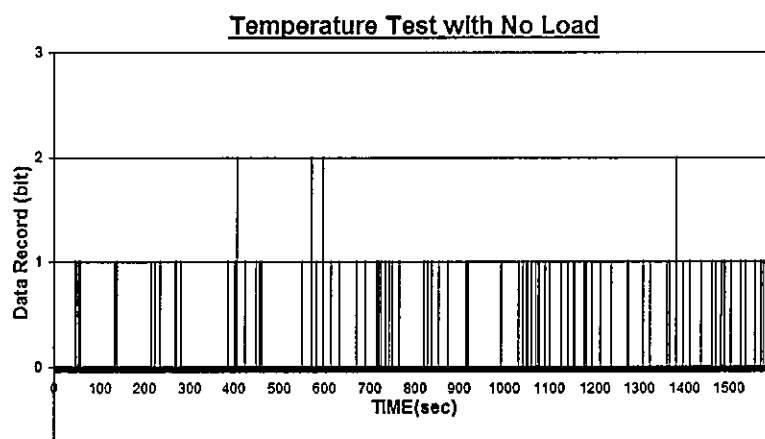
ข้อมูล บิต	แรงดัน (โวลต์)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)
0	0.0000	0.000
1	0.0048	0.098
10	0.0480	0.980
100	0.4800	9.796
200	0.9600	19.592
300	1.4400	29.388
400	1.9200	39.184
500	2.4000	48.980
600	2.8800	58.776
700	3.3600	68.571
800	3.8400	78.367
900	4.3200	88.163
1000	4.8000	97.959

4.5.4 ค่าความคลาดเคลื่อนของแท่นวัดแรงจากอุณหภูมิ

ชิ้นส่วนของแท่นวัดแรงในส่วนที่ติดตั้งสเตรนเกจนั้นแรงดันไฟฟ้าไหลผ่านตลอดเวลา ทำให้เกิดความร้อน ส่งผลให้ค่าความต้านทานของสเตรนเกจเปลี่ยนไป ทำให้ข้อมูลที่บันทึกเกิดการผิดพลาดได้ จากปัญหานี้ แท่นวัดแรงจึงออกแบบให้ติดตั้งสเตรนเกจที่มีการชดเชยอุณหภูมิ สามารถยืนยันคุณสมบัติของแท่นวัดแรงโดย เปิดเครื่องนาน 30 นาทีและบันทึกค่าความเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้นใน 2 กรณีคือ กรณีที่ไม่มีน้ำหนัก และ กรณีที่มีน้ำหนัก

กรณีที่ 1 ไม่มีน้ำหนักบนแท่นวัดแรง

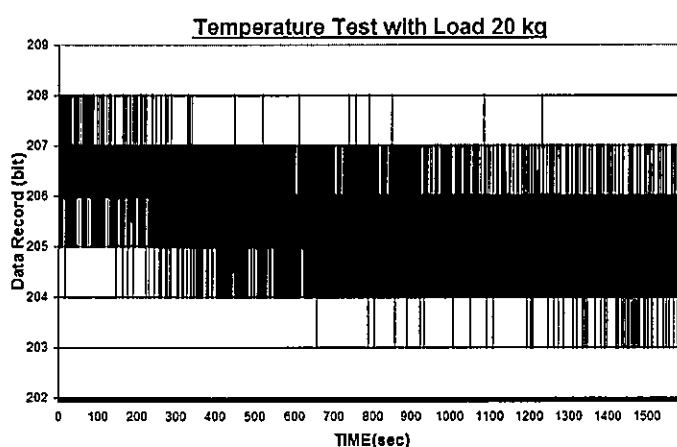
ผลการทดลองค่าการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าถูกบันทึกเป็นข้อมูลดิจิทัลแบบบิตแสดงดังรูปที่ 4.29 ซึ่งข้อมูลที่บันทึกได้มีค่า 0, 1, 2 บิต



รูปที่ 4.29 ความสัมพันธ์อุณหภูมิกับเวลากรณีไม่มีน้ำหนัก

กรณีที่ 2 วางน้ำหนักบนแท่นวัดแรง 20 กิโลกรัม

ในกรณีนี้ค่าข้อมูลที่บันทึกได้มีค่าตั้งแต่ 203, 204, 205, 206, 207 และ 208 บิตค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 205 ถึง 206 บิต ดังแสดงรูปที่ 4.30



รูปที่ 4.30 ความสัมพันธ์อุณหภูมิกับเวลากรณีมีน้ำหนัก

จากข้อมูลทั้งสองสามารถสรุปค่าความผิดพลาดดังแสดงในตารางที่ 4.6

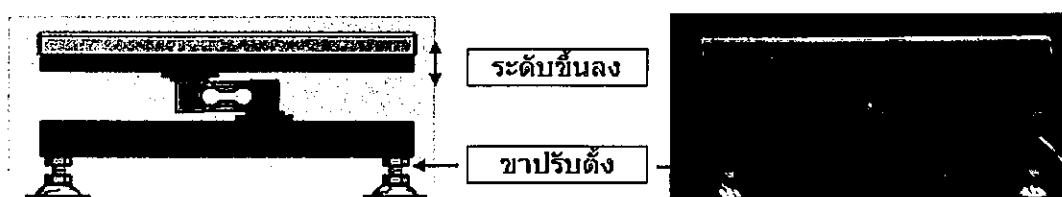
ตารางที่ 4.6 สรุปปริมาณข้อมูลทดสอบหาค่าความผิดพลาด

นาฬิกา	น้ำหนักบน แท่นวัดแรง (กิโลกรัม)	ข้อมูลที่ บันทึก	จำนวนข้อมูล	เปอร์เซ็นต์
0-30	20	203	108	0.30
		204	6220	17.28
		205	10902	30.28
		206	13884	38.57
		207	4768	13.24
		208	118	0.33
31-60	0	0	35905	99.74
		1	91	0.25
		2	4	0.01

จากตารางในกรณีที่มีน้ำหนัก 20 กิโลกรัม นั้นค่าที่ถูกต้องตามน้ำหนักคือ ค่าระหว่าง 205 และ 206 บิต ซึ่งมีเปอร์เซ็นต์ความแม่นยำอยู่ที่ 68.85 เปอร์เซ็นต์จากข้อมูลทั้งหมด 36000 ค่า และมี 17.28 เปอร์เซ็นต์มีความผิดพลาด ± 1 บิต สำหรับความผิดพลาดที่ ± 2 มีเปอร์เซ็นต์การเกิด 0.3 เปอร์เซ็นต์ ส่วนกรณีไม่มีน้ำหนักนั้นค่าที่ต้องการให้เครื่องอ่านได้คือ 0 บิต มีเปอร์เซ็นต์ความแม่นยำอยู่ที่ 99.74 เปอร์เซ็นต์จากข้อมูล 36000 ค่าเช่นกัน และมีค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดรวม ± 2 อยู่ที่ 0.26 เปอร์เซ็นต์ จากข้อมูลข้างต้นสามารถสรุปความสามารถของแท่นวัดแรงมีความแม่นยำการวัดอยู่ที่ ± 2 บิตหรือ ± 0.195 กิโลกรัม

4.5.5 การปรับระดับแท่นวัดแรง

การใช้งานแท่นวัดแรงจำเป็นต้องปรับตั้งระดับความสูงให้มีระดับเดียวกับแท่นวัดแรงในการออกแบบจึงติดตั้งฐานขาที่สามารถปรับระดับได้ ดังรูปที่ 4.31



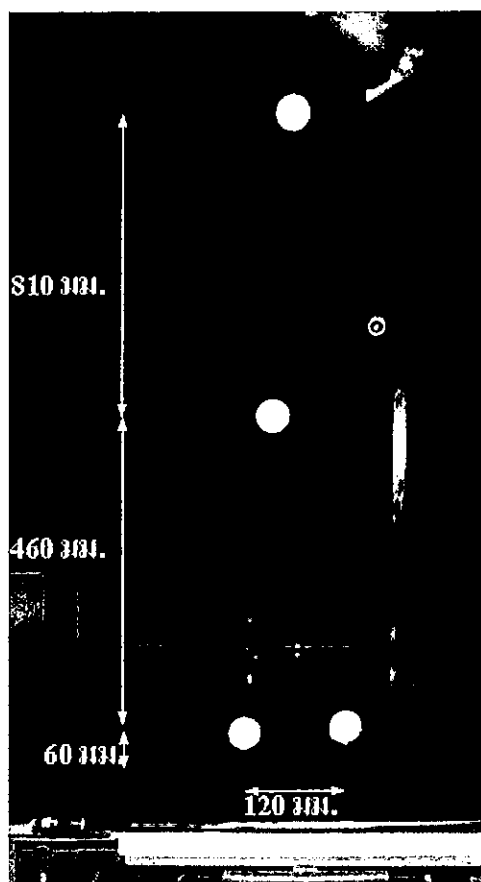
รูปที่ 4.31 การปรับตั้งของแท่นวัดแรง

4.6 ข้อมูลผู้ทดลอง

ในการทดลองนี้ มีผู้ทดลอง 2 คน โดยมีข้อมูลของผู้ทดลองแต่ละคนดังนี้

ข้อมูลผู้ทดลองที่ 1

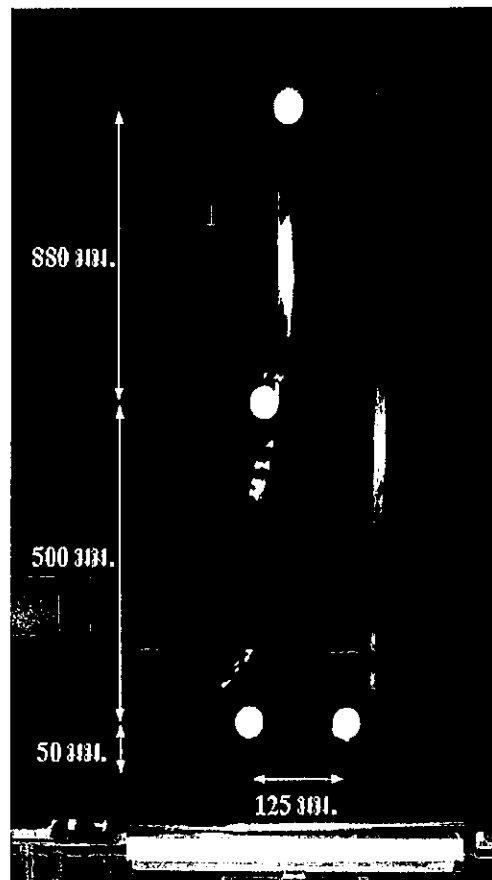
1. เพศหญิง
2. น้ำหนัก 45 กิโลกรัม
3. ระยะห่างของมาร์คเกอร์ที่จุดข้อต่อต่างๆ จากพื้นเป็นดังนี้
 - 3.1 ตำแหน่งข้อเท้า สูงจากพื้น 60 มิลลิเมตร
 - 3.2 ตำแหน่งปลายเท้า (หลังเท้า) สูงจากพื้น 60 มิลลิเมตร และห่างจากข้อเท้า 120 มิลลิเมตร
 - 3.3 ตำแหน่งเข่าสูงจากพื้น 460 มิลลิเมตร
 - 3.4 ตำแหน่งสะโพกสูงจากพื้น 810 มิลลิเมตร



รูปที่ 4.32 ข้อมูลผู้ทดลองที่ 1 (ระยะห่างของมาร์คเกอร์)

ข้อมูลผู้ทดลองที่ 2

1. เพศชาย
2. น้ำหนัก 70 กิโลกรัม
4. ระยะห่างของมาร์กเกอร์ที่จุดข้อต่อต่างๆ จากพื้นเป็นดังนี้
 - 4.1 ตำแหน่งข้อเท้า สูงจากพื้น 50 มิลลิเมตร
 - 4.2 ตำแหน่งปลายเท้า (หลังเท้า) สูงจากพื้น 50 มิลลิเมตร และห่างจากข้อเท้า 125 มิลลิเมตร
 - 4.3 ตำแหน่งเข่าสูงจากพื้น 500 มิลลิเมตร
 - 4.4 ตำแหน่งสะโพกสูงจากพื้น 880 มิลลิเมตร



รูปที่ 4.33 ข้อมูลผู้ทดลองที่ 2 (ระยะห่างของมาร์กเกอร์)

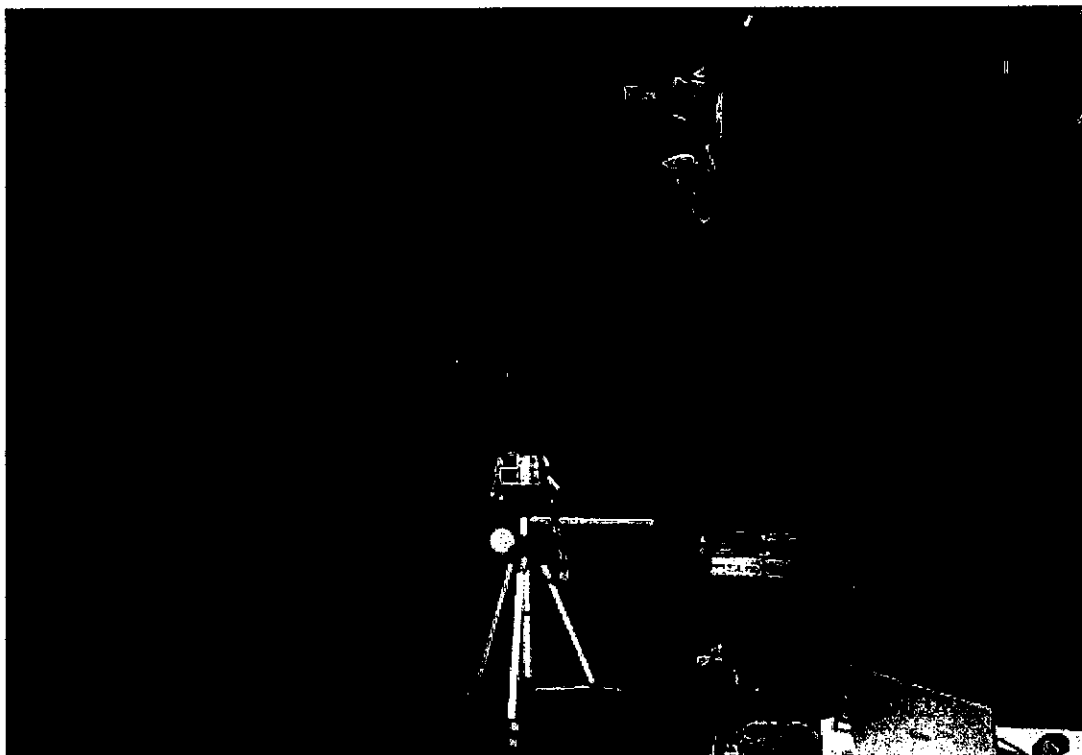
4.7 ขั้นตอนการทดลอง

ก่อนทำการทดลองจำเป็นต้องมีการปรับตั้งค่าของอุปกรณ์ต่างๆ ซึ่งการทดลองแยกออกเป็น 2 ช่วงดังนี้

1. ช่วงเตรียมการทดลอง

ในส่วนนี้อธิบายถึง การเตรียมอุปกรณ์ และ เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง ดังนี้

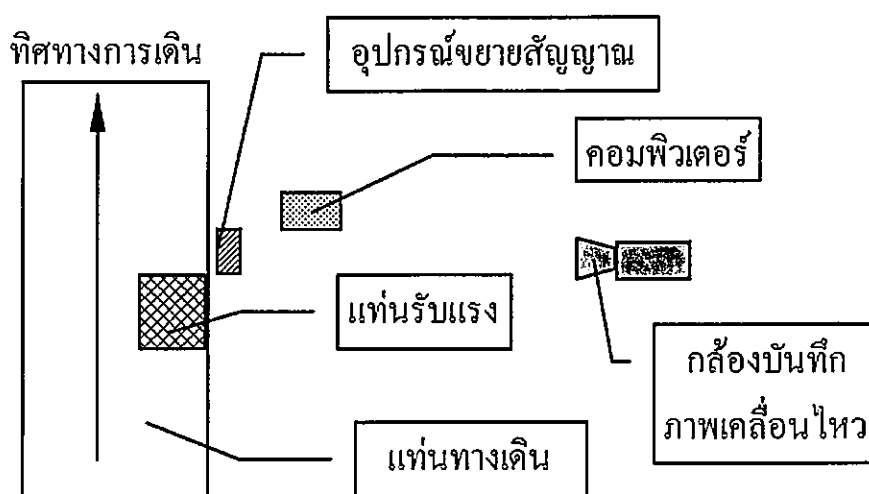
1. นำแท่นทางเดินมาจัดวางบนพื้นระนาบ
2. นำแท่นวัดแรงมาวางในตำแหน่งที่เว้นว่างไว้ระหว่างแท่นทางเดิน ซึ่งอยู่ช่วงกลางของแท่นทางเดิน จากนั้นทำการปรับระดับที่ขาของแท่นวัดแรงเพื่อให้ได้ระดับและระนาบเดียวกับแท่นทางเดิน
3. ต่อเครื่องขยายสัญญาณเข้ากับแท่นวัดแรง
4. ต่อชุดไมโครคอนโทรลเลอร์ในส่วนข้อมูลขาเข้า เข้ากับเครื่องขยายสัญญาณ และ ส่วนข้อมูลขาออกเข้ากับคอมพิวเตอร์
5. ทำการปรับตั้งค่าของระบบชุดวัดแรง โดยนำภาระ 100 กิโลกรัม (ค่าภาระมากที่สุดของระบบ) วางบนแท่นวัดแรง และทำการปรับตั้งค่าเครื่องขยายสัญญาณให้ได้แรงดัน 5 โวลท์ (ค่าแรงดันมากที่สุดของเครื่องขยายสัญญาณ)
6. ติดตั้งกล้องวิดีโอที่สนับสนุนติดตั้งกล้องซึ่งสามารถตรวจสอบระดับได้ จากนั้น นำกล้องพร้อมขาตั้งกล้องไปวางยังตำแหน่งซึ่งตรงกับแท่นวัดแรง จากนั้นปรับระยะห่างเพื่อให้ได้ภาพที่มีขนาดชัดเจนเหมาะสม เพื่อให้การทำการประมวลผลได้อย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุด และทำการปรับตั้งค่าไปที่โหมดถ่ายภาพเคลื่อนไหวที่ความเร็วในการจับภาพ 30 เฟรมต่อวินาที ในการทดลองนี้ ระยะห่างจากกล้องถึงมาร์กเกอร์เท่ากับ 1850 มิลลิเมตร
7. ทำการวัดระยะต่างๆ ที่ต้องใช้ในการคำนวณ เช่น ระยะห่างจากกล้องถึงมาร์กเกอร์ , ความสูงของกล้อง เป็นต้น
ระยะในการทดลองนี้ เป็นดังนี้
 1. ความสูงกล้องวิดีโอที่สนับสนุนจากพื้น เท่ากับ 600 มิลลิเมตร
 2. ระยะห่างจากกล้องวิดีโอที่สนับสนุนถึงมาร์กเกอร์ เท่ากับ 1850 มิลลิเมตร
 3. ระยะห่างจากขอบแท่นทางเดินถึงมาร์กเกอร์ เท่ากับ 300 มิลลิเมตร
8. ทำการติดมาร์กเกอร์ (ในการทดลองนี้ใช้ลูกปิงปองสีขาว) ที่จุดข้อต่อต่างๆ ของผู้ทดลอง ซึ่งมี 4 จุด คือ สะโพก , เข่า , ข้อเท้า และ ปลายเท้า พร้อมทั้งวัดระยะห่างระหว่างตำแหน่งของแต่ละมาร์กเกอร์



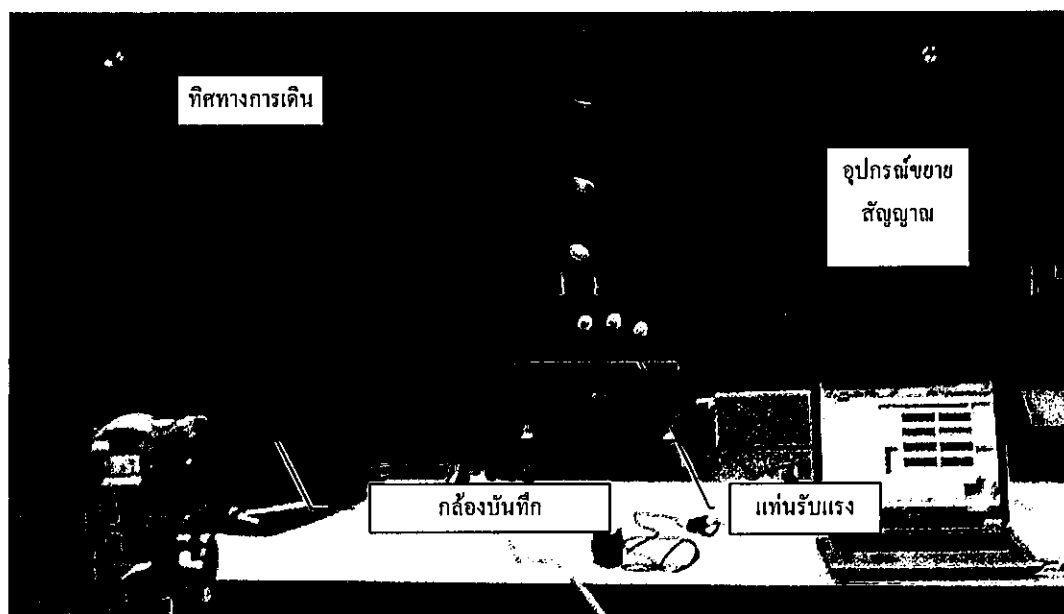
รูปที่ 4.34 ทดสอบเครื่องมือระหว่างเตรียมการทดลอง

2. ช่วงทำการทดลอง

1. ผู้ทดลองเดินบนแท่นทางเดิน โดยให้เท้าขวาเหยียบลงบนแท่นวัดแรงในตำแหน่งกึ่งกลางโดยประมาณ จำนวน 1 ก้าว
2. ผู้ควบคุมเครื่องมือและอุปกรณ์ทำการบันทึกการเดินของผู้ทดลอง โดยในการทดลองนี้ให้ผู้ทดลองเดิน 5 รอบ (เกิดการเหยียบบนแท่นวัดแรง 5 ครั้ง)
3. บันทึกภาพเคลื่อนไหวจากกล้องวิดีโอ และ ค่าที่ได้จากแท่นวัดแรงลงในคอมพิวเตอร์เพื่อนำไปประมวลผลต่อไป



รูปที่ 4.35 แผนผังการวางตำแหน่งอุปกรณ์การทดลอง



รูปที่ 4.36 การเดินเพื่อทำการทดลอง

บทที่ 5

ผลการทดลอง

ข้อมูลที่ได้จากการทดลองด้วยเทคนิควิธีการต่างๆ ได้ทำการวิเคราะห์เป็นลำดับ โดยเริ่มจากข้อมูลด้านจลน์ศาสตร์ซึ่งได้การประมวลผลภาพจากการบันทึกวิดีโอที่ทันสมัย จากการคำนวณสามารถได้ตำแหน่งการเคลื่อนที่ ความเร็ว ความเร่ง ทั้งเชิงมุมและเชิงเส้น ข้อมูลในส่วนนี้เป็นส่วนหนึ่งซึ่งนำไปวิเคราะห์ร่วมกับข้อมูลการเปลี่ยนแปลงของแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าซึ่งได้จากชุดอุปกรณ์แผ่นวัดแรงในด้านจลนพลศาสตร์ เพื่อศึกษาแรงและโมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆ และนำไปประยุกต์ใช้ในการด้านการแพทย์ต่อไป หนึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเป็นการเริ่มต้นพื้นฐานการสร้างเครื่องมือที่มีต้นทุนต่ำ จึงกำหนดขอบเขตการวิเคราะห์อยู่ที่ระบบ 2 มิติ เพื่อพิจารณาผลการวิจัยและความเหมาะสมของเครื่องมือ เมื่อระบบนี้สมบูรณ์แล้วจะเป็นข้อมูลพื้นฐานอ้างอิงเพื่อพัฒนาในระบบ 3 มิติได้ต่อไป

5.1 ผลข้อมูลชิ้นส่วนขามนุษย์ด้านจลน์ศาสตร์

จลน์ศาสตร์นั้นพิจารณาถึงการเคลื่อนไหวของมนุษย์โดยไม่พิจารณาเรื่องแรงที่กระทำ มีตัวแปรที่ต้องวิเคราะห์ได้แก่ ตำแหน่งการเคลื่อนไหว ความเร็ว ความเร่ง ซึ่งค่าต่างๆ ถัดจากจุดศูนย์กลางของชิ้นส่วนช่วงล่างมนุษย์ที่กำหนดแกนอ้างอิงไว้ ทั้งนี้ข้อมูลที่ได้มาจากการประมวลผลภาพจากกล้องวิดีโอที่ทันสมัยและคำนวณผ่านวิธีการของผลต่างสืบเนื่อง (Finite Difference)

5.1.1 วิธีการคำนวณหาความเร็วและความเร่ง

เมื่อได้ข้อมูลการคำนวณหามุม θ_1, θ_2 และ θ_3 ซึ่งเปลี่ยนแปลงตามเวลาแล้วขั้นตอนนี้ต่อไปคือหาความเร็วเชิงมุม (ω) และความเร่งเชิงมุม (α) โดยอาศัยทฤษฎีของผลต่างสืบเนื่องดังนี้

$$\dot{\theta}_i = \omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5.1)$$

$$\dot{\omega}_i = \alpha_i = \frac{\omega_{i+1} - \omega_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5.2)$$

จากข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนที่ตามแกน X และแกน Y ของมาร์กเกอร์สามารถหาความเร็วเชิงเส้น (V_x, V_y) และความเร่งเชิงเส้น (A_x, A_y) โดยใช้ทฤษฎีของผลต่างสืบเนื่องตามสมการดังนี้

$$\dot{X}_i = Vx_i = \frac{X_{i+1} - X_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5.3)$$

$$\dot{Y}_i = Vy_i = \frac{Y_{i+1} - Y_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5.4)$$

$$\dot{Vx}_i = Ax_i = \frac{Vx_{i+1} - Vx_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5.5)$$

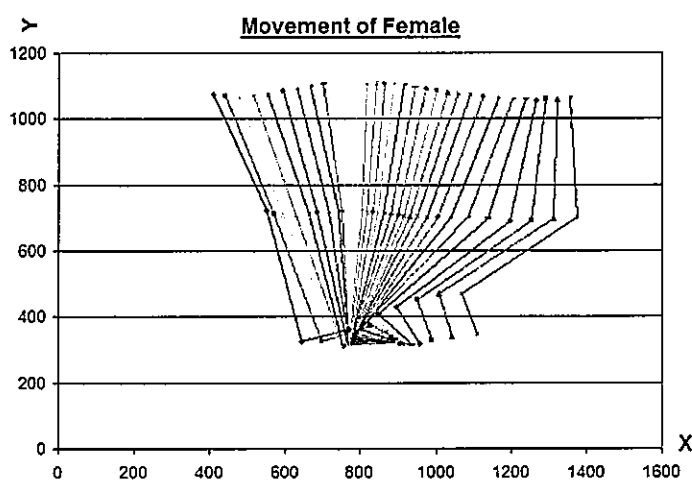
$$\dot{Vy}_i = Ay_i = \frac{Vy_{i+1} - Vy_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5.6)$$

5.2 ตำแหน่งการเคลื่อนที่ของชิ้นส่วนขาจากการประมวลผลภาพ

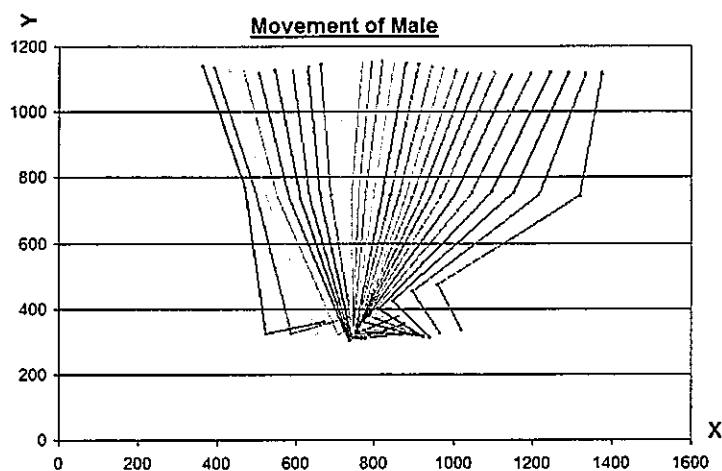
ในวิทยานิพนธ์นี้แสดงการเคลื่อนไหวของชิ้นส่วนช่วงล่างของผู้ทดลองทั้ง 2 คน เฉพาะจังหวะการเดินที่มีแรงกระทำจากภายนอกเข้ามาเกี่ยวข้อง หมายถึงจังหวะตั้งแต่สิ้นเท้าเริ่มสัมผัสแทนวัดแรงจนถึงปลายเท้าเริ่มยกจากแทนวัดแรงซึ่งต้องวิเคราะห์ข้อมูลให้สอดคล้องกับข้อมูลแรง จากข้อมูลพบว่าจังหวะดังกล่าวใช้เวลาน้อยกว่า 1 วินาที

5.2.1 ผลการวิเคราะห์ตำแหน่งของมาร์กเกอร์

ผลการประมวลผลตำแหน่งของมาร์กเกอร์ของจุดข้อต่อในชิ้นส่วนช่วงล่างจากข้อมูลการบันทึกภาพที่ความเร็ว 30 ภาพต่อวินาที แสดงในรูปที่ 5.1 และ รูปที่ 5.2



รูปที่ 5.1 ลักษณะการเคลื่อนที่ของผู้ทดลองที่ 1

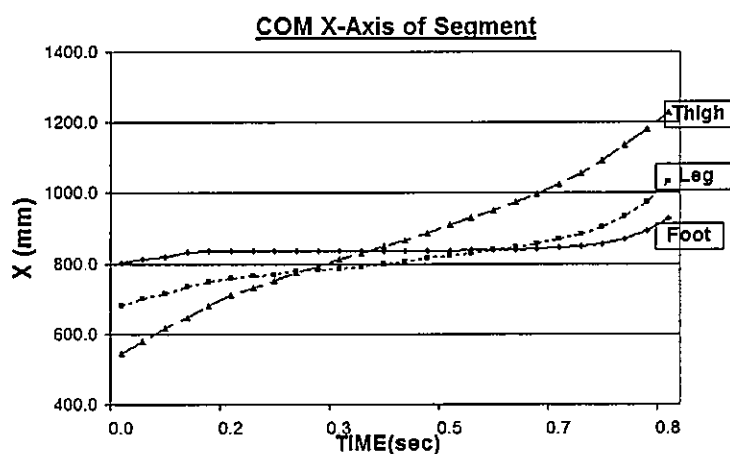


รูปที่ 5.2 ลักษณะการเคลื่อนที่ของผู้ทดลองที่ 2

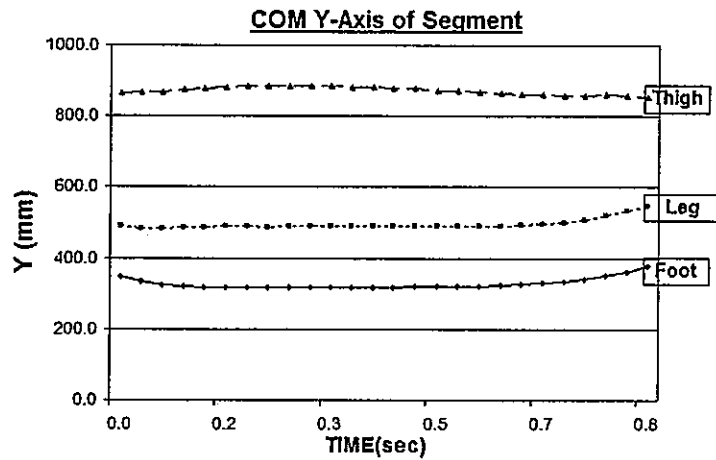
ผลของตำแหน่งมาร์กเกอร์ที่ได้แทนจุดข้อต่อชิ้นส่วนขาของผู้ทดลองในจังหวะที่สั้นทำให้เริ่มล้มผืนจนถึงปลายเท้ากลอยขึ้นซึ่งมีลักษณะการเคลื่อนที่เหมือนกับข้อมูลที่บันทึกได้จากกล้องวีดิทัศน์

5.2.2 ผลการวิเคราะห์จุดศูนย์กลางมวลในแต่ละชิ้นส่วน

ผลจากข้อมูลเบื้องต้นทำให้ทราบถึงการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางมวลในแต่ละชิ้นและมุมที่เปลี่ยนแปลงไปในช่วงจังหวะการเดินของผู้ทดลองทั้งสอง ซึ่งแสดงผลตามรูปที่ 5.3-5.8

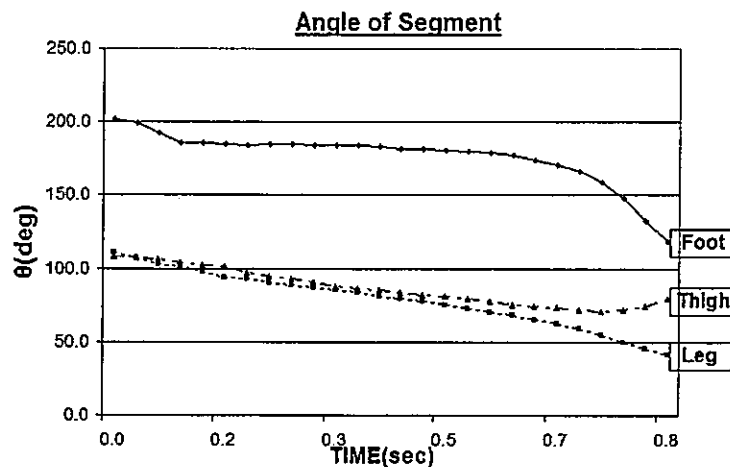


รูปที่ 5.3 การเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลแนวแกน X ของผู้ทดลองที่ 1



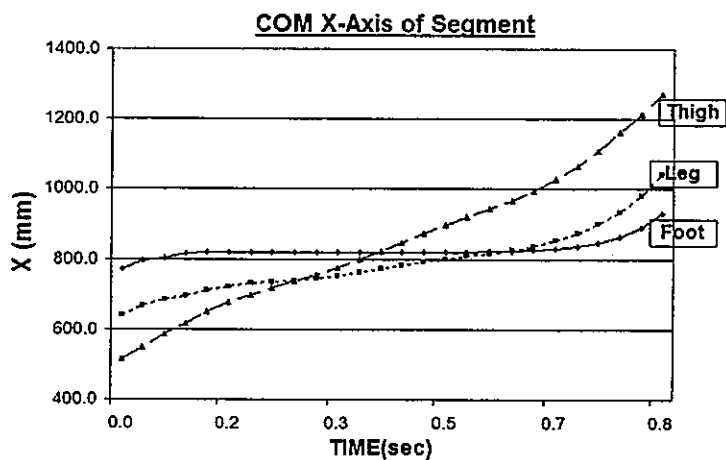
รูปที่ 5.4 การเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลแนวแกน Y ของผู้ทดลองที่ 1

ผลตำแหน่งการเคลื่อนที่ในแนวแกน X ช่วงการเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุดคือขึ้นส่วนฝ่าเท้า รองลงมาคือขาและต้นขามากที่สุดตามลำดับ เนื่องจากฝ่าเท้านั้นสัมผัสพื้นทำหน้าที่เสมือนเป็นจุดหมุนขึ้นส่วนจึงมีการขยับของขึ้นส่วนนี้น้อย ส่วนขึ้นส่วนขาและต้นขาช่วงการเปลี่ยนแปลง ขึ้นอยู่กับระนาบห่างจากฝ่าเท้า สำหรับแนวแกน Y นั้นการเปลี่ยนแปลงมีน้อยมากเพราะมาจาก ลักษณะการเดินทำให้ความสูงไม่แตกต่างกันนักในแต่ละจังหวะ

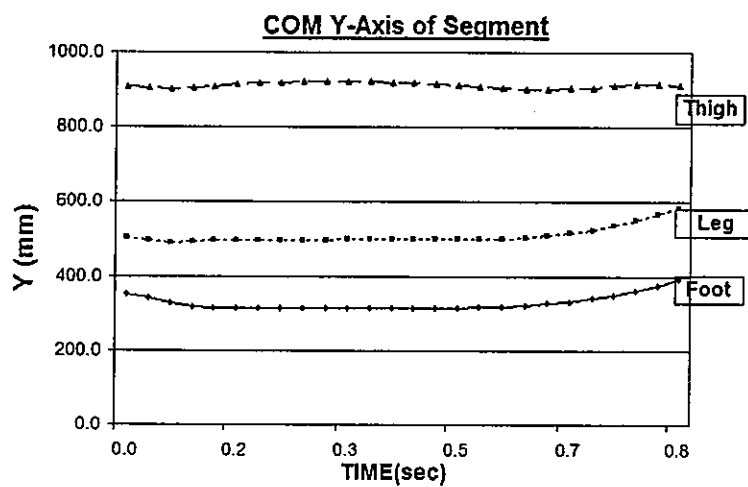


รูปที่ 5.5 มุมการเคลื่อนที่ของผู้ทดลองที่ 1

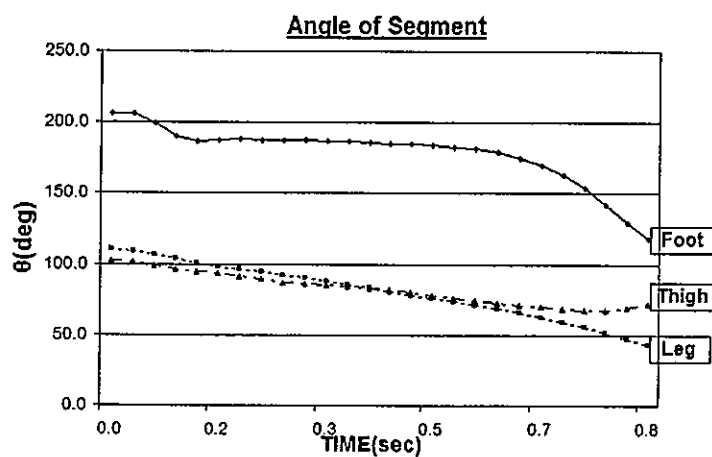
ในช่วงแรกของการเคลื่อนที่มุมของฝ่าเท้าจะมีค่าสูงเนื่องจากปลายเท้ากลอยจากพื้นแต่สิ้นเท้าสัมผัสพื้นค่ามุมจะลดลงเกือบคงที่ขณะที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้นและลดลงมากเมื่อสิ้นเท้าเริ่มยกลอยขึ้น ในส่วนของขาและต้นขามุมจะค่อยๆลดลงเพราะขึ้นส่วนเคลื่อนที่ไปข้างหน้าโดยมีจุดหมุนอยู่ที่ฝ่าเท้าเสมือนขึ้นส่วนหมุนในทิศทางตามเข็มนาฬิกาแต่ช่วงท้ายของจังหวะนี้ส่วนต้นขาจะหมุนมูมย้อนกลับเพื่อรักษาร่างกายให้สมดุลรองรับการเริ่มเปลี่ยนจังหวะของฝ่าเท้า



รูปที่ 5.6 การเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลแนวแกน X ของผู้ทดลองที่ 2

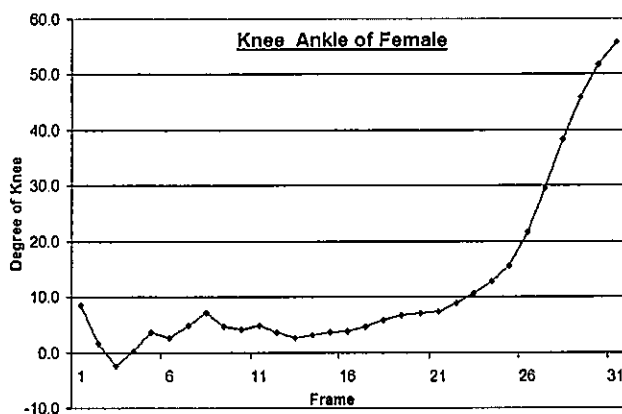


รูปที่ 5.7 การเคลื่อนที่จุดศูนย์กลางมวลแนวแกน Y ของผู้ทดลองที่ 2

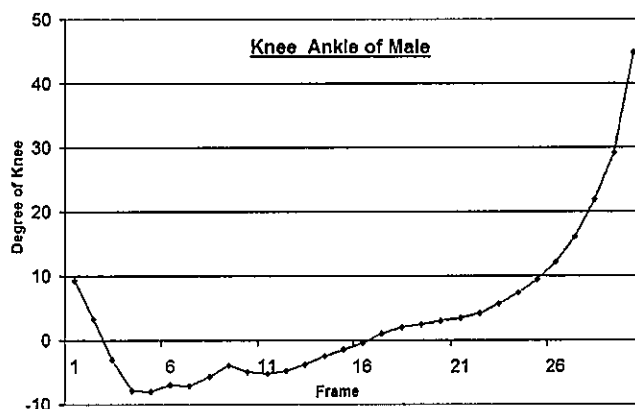


รูปที่ 5.8 มุมการเคลื่อนที่ของผู้ทดลองที่ 2

ในทางการแพทย์ข้อมูลที่สำคัญอย่างหนึ่งคือ มุมของหัวเข่าหาได้จากความต่างของมุมที่ สะโพกและมุมที่ขา สามารถช่วยในการวิเคราะห์ข้อมูลเบื้องต้นลักษณะการเดินได้ โดยปกตินั้น ควรจะมีค่าไม่เกิน 60 องศา ตามรูปที่ 5.9-5.10



รูปที่ 5.9 มุมของหัวเข่าของผู้ทดลองที่ 1



รูปที่ 5.10 มุมของหัวเข่าของผู้ทดลองที่ 2

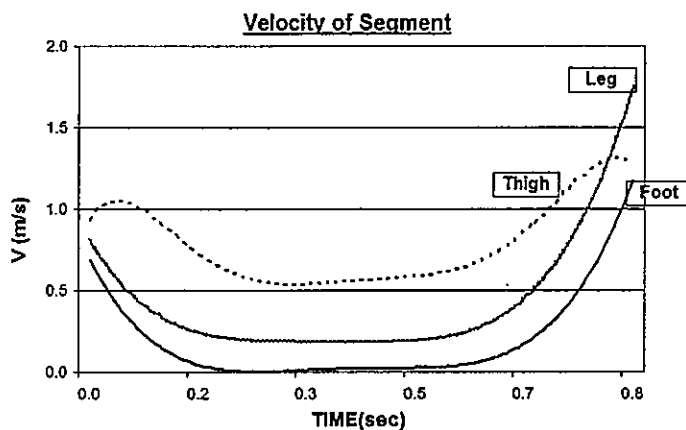
จากผลการทดลองมุมที่ช่วงท้ายมีค่าสูงเพราะจังหวะนี้มุมต้นขาหมุนย้อนกลับค่าการเปลี่ยนแปลงจึงสูงขึ้น เมื่ออ้างอิงกับข้อมูลทางการแพทย์พบว่าผู้ทำการทดลองทั้งสองคนนั้นมีมุม การเดินที่อยู่ในเกณฑ์ของคนเดินปกติ

5.3 ผลการคำนวณหาความเร็วและความเร่ง

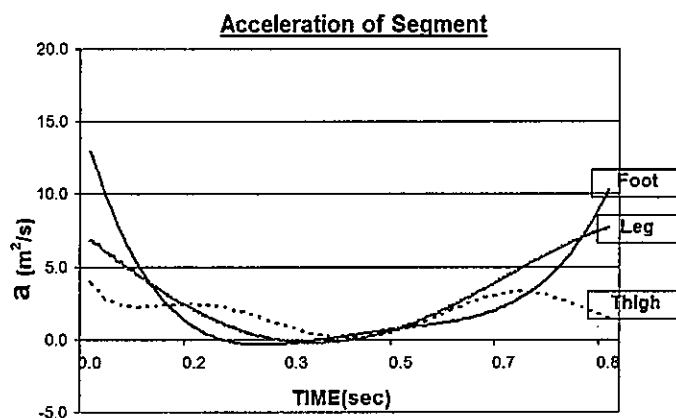
เมื่อทราบตำแหน่งการเคลื่อนที่จากการประมวลผลภาพแล้ว สามารถหาค่าความเร็วและความเร่งของการเคลื่อนที่ในแต่ละชิ้นส่วนได้โดยใช้สมการที่ 5.1 ถึง 5.6

5.3.1 ผลการวิเคราะห์ความเร็วและความเร่งของผู้ทดลองที่ 1

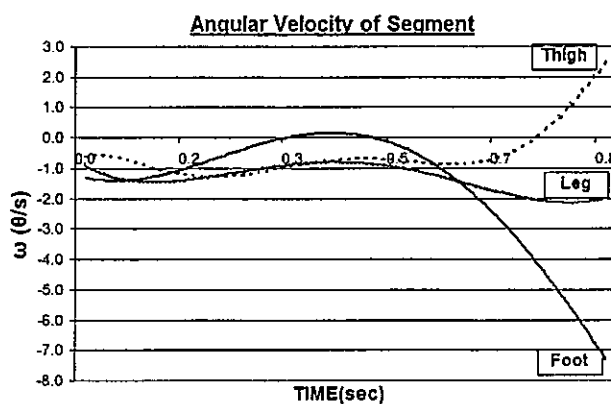
ผลที่ได้แสดงตามรูปที่ 5.11 ถึง 5.14



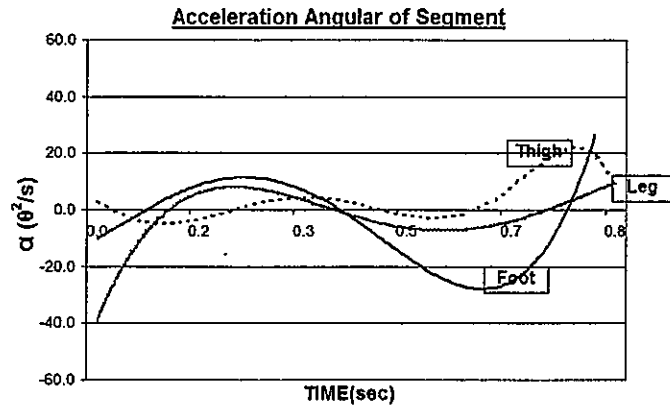
รูปที่ 5.11 ความเร็วของการเคลื่อนที่ (หญิง)



รูปที่ 5.12 ความเร่งของการเคลื่อนที่ (หญิง)

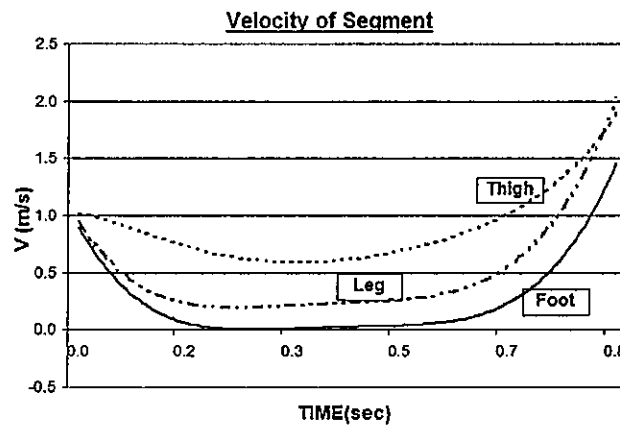


รูปที่ 5.13 ความเร็วเชิงมุมของการเคลื่อนที่ (หญิง)

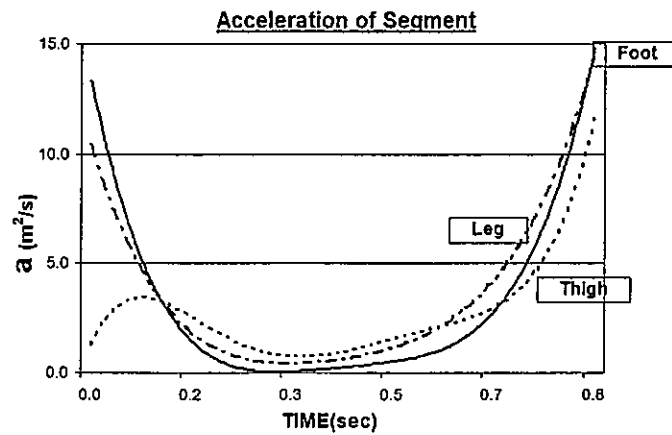


รูปที่ 5.14 ความเร่งเชิงมุมของการเคลื่อนที่ (หญิง)

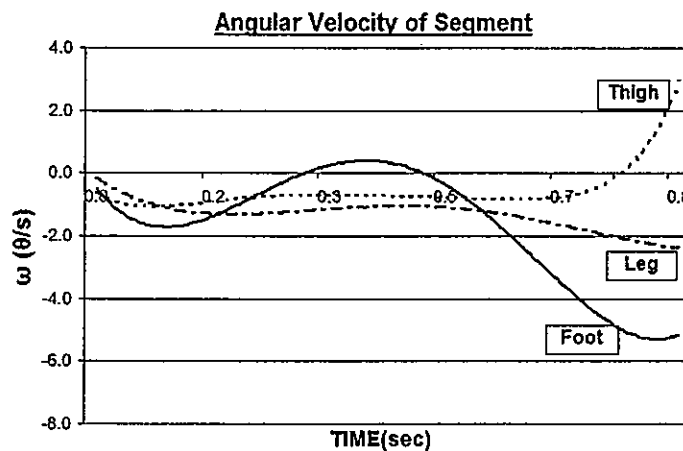
5.3.2 ผลการวิเคราะห์ความเร็วและความเร่งของผู้ทดลองที่ 2 ผลที่ได้แสดงตามรูปที่ 5.15 ถึง 5.18



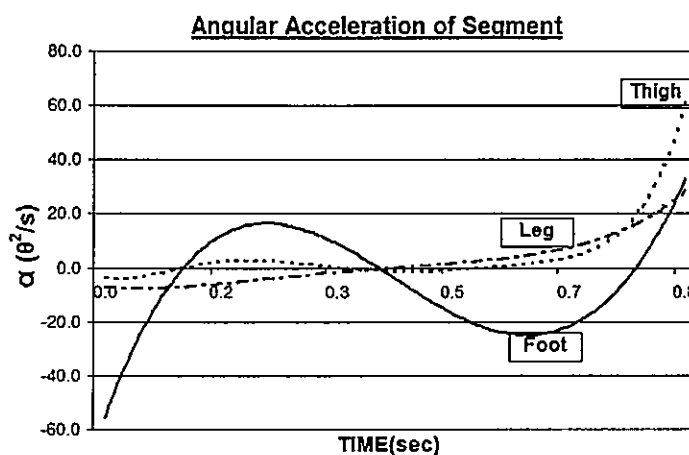
รูปที่ 5.15 ความเร็วของการเคลื่อนที่ (ชาย)



รูปที่ 5.16 ความเร่งของการเคลื่อนที่ (ชาย)



รูปที่ 5.17 ความเร็วเชิงมุมของการเคลื่อนไหวที่ (ชาย)



รูปที่ 5.18 ความเร่งเชิงมุมของการเคลื่อนไหวที่ (ชาย)

ผลที่ได้นี้เป็นลำดับการประมวลผลที่เริ่มจากทราบตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่อ้างอิงกับเวลาซึ่งอัตราการเปลี่ยนแปลงความเร็วและความเร่งในช่วงแรกจะลดลงเพราะเป็นจุดที่ขึ้นส่วนเริ่มจะสัมผัสพื้นเพื่อลดการกระแทกที่ส่งผลต่อชิ้นส่วนจากแรงปฏิกิริยาของฝ่าเท้าต่อจากนั้นอัตราการเปลี่ยนแปลงจะสูงมากขึ้นในช่วงท้ายเพราะเป็นจุดเปลี่ยนการเคลื่อนไหวที่จึงต้องการความเร็วที่สูงขึ้นหรือสิ้นเท้าเริ่มยกและแรงถูกส่งจากปลายเท้าให้ก้าวเท้าขยับไปอีกจุดหนึ่ง ทั้งนี้ผลการวิเคราะห์ความเร็วและความเร่งทั้งหมดนี้จะนำไปใช้ช่วยในวิเคราะห์ด้านจลนพลศาสตร์ต่อไป

5.4 ผลข้อมูลชิ้นส่วนทางด้านจลนพลศาสตร์

จลนพลศาสตร์พิจารณาถึงการเคลื่อนที่โดยพิจารณาแรงเข้ามาเกี่ยวข้องทั้งจากภายในและภายนอกที่กระทำต่อชิ้นส่วน โดยแรงภายในมาจากการขยับตัวของกล้ามเนื้อหรือความเสียดทานของกระดูกข้อต่อต่างๆ ส่วนแรงภายนอกมาจากแรงปฏิกิริยาจากพื้นหรือภาระที่มากระทำต่อชิ้นส่วนอย่างเช่นการใช้เท้าเตะลูกฟุตบอล สำหรับการเดินโดยปกติที่แรงภายนอกจะไม่มีภาระอื่นนอกเหนือจากแรงปฏิกิริยาจากพื้นกระทำต่อเท้า ข้อมูลอื่นที่เกี่ยวข้องคือน้ำหนักของผู้ทดลอง ขอบเขตการวิจัยคือศึกษาแรงจากภายนอกจะเกิดขึ้นต่อชิ้นส่วนเท้า โดยมีทิศทางตั้งฉากกับพื้น (แกน Y) เท่านั้น ซึ่งเป็นการเริ่มต้นการศึกษาแรงที่มีผลกระทบต่อการเดินมากที่สุด ลักษณะของแรงที่เกิดขึ้นนั้นมาจากการสัมผัสของฝ่าเท้ากับแผ่นวัดแรง ส่วนการบันทึกค่าการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เกิดขึ้นนั้นต้องสามารถวัดข้อมูลการสุมตัวอย่าง ให้เร็วกว่าความเร็วของกล้องวิดีโอที่มีความเร็ว 30 ภาพต่อวินาที ส่วนโปรแกรมของแผ่นวัดแรงที่ใช้ในการทดลองนี้สามารถปรับอัตราการสุมตัวอย่างได้สูงถึง 200 ตัวอย่างต่อวินาที ซึ่งเพียงพอต่อการเก็บข้อมูลการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เกิดขึ้น หลังจากนั้นจึงนำค่าทั้งหมดไปคำนวณหาแรงและ โมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆ

5.4.1 การหาค่าโมเมนต์ความเฉื่อย (I_0) ของชิ้นส่วนช่วงล่างของมนุษย์

ชิ้นส่วนแต่ละชิ้นของมนุษย์จะมีแรงต้านการเคลื่อนที่หรือ โมเมนต์ความเฉื่อย สามารถหาค่าได้โดยอ้างอิงตารางในรูปที่ 3.3 ซึ่งแสดงอัตราส่วนชิ้นส่วนเทียบกับมวลทั้งหมดของร่างกาย สำหรับส่วนที่เกี่ยวข้องกับชิ้นส่วนช่วงล่างของขามนุษย์ มีวิธีการหาดังนี้

ชิ้นส่วนที่ 1 (ฝ่าเท้า)

มวลของฝ่าเท้า (m_1)	=	0.0145 x น้ำหนักตัว
รัศมีไจเรชัน(Gyration)จุดศูนย์กลาง (ρ_1)	=	0.475 x ความยาวฝ่าเท้า
โมเมนต์ความเฉื่อยของฝ่าเท้า	=	$m_1\rho_1^2$

ชิ้นส่วนที่ 2 (ขา)

มวลของขา (m_2)	=	0.0465 x น้ำหนักตัว
รัศมีไจเรชัน(Gyration)จุดศูนย์กลาง (ρ_2)	=	0.302 x ความยาวขา
โมเมนต์ความเฉื่อยของขา	=	$m_2\rho_2^2$

ชิ้นส่วนที่ 3 (ต้นขา)

มวลของต้นขา (m_3)	=	0.1x น้ำหนักตัว
รัศมีไจเรชัน(Gyration)จุดศูนย์กลาง (ρ_3)	=	0.323 x ความยาวต้นขา
โมเมนต์ความเฉื่อยของต้นขา	=	$m_3\rho_3^2$

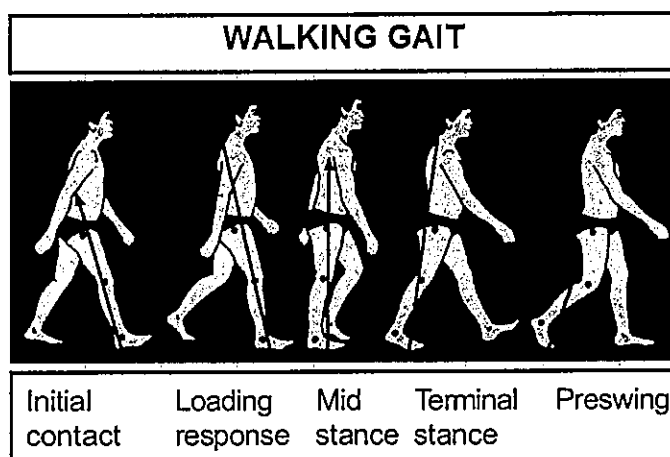
จากวิธีดังกล่าวข้างต้น ข้อมูลของผู้ทดลองที่ 1 และ 2 สามารถสรุปผลได้ดังตารางที่ 5.1

ผู้ทดลอง	น้ำหนักตัว	ชิ้นส่วน	มวลของชิ้นส่วน	ความยาวชิ้นส่วน	รัศมีการหมุน	โมเมนต์ความเฉื่อย
			m (kg.)	L (m.)	ρ (m.)	I (kg.m ²)
1	45	ฝ่าเท้า	0.65	0.22	0.1045	0.00713
		ขา	2.09	0.385	0.1163	0.02829
		ต้นขา	4.50	0.38	0.1227	0.06779
2	70	ฝ่าเท้า	1.02	0.24	0.1140	0.01319
		ขา	3.26	0.41	0.1238	0.04990
		ต้นขา	7.00	0.42	0.1357	0.12883

ตารางที่ 5.1 ข้อมูล โมเมนต์ความเฉื่อยของผู้ทดลองที่ 1 และ 2

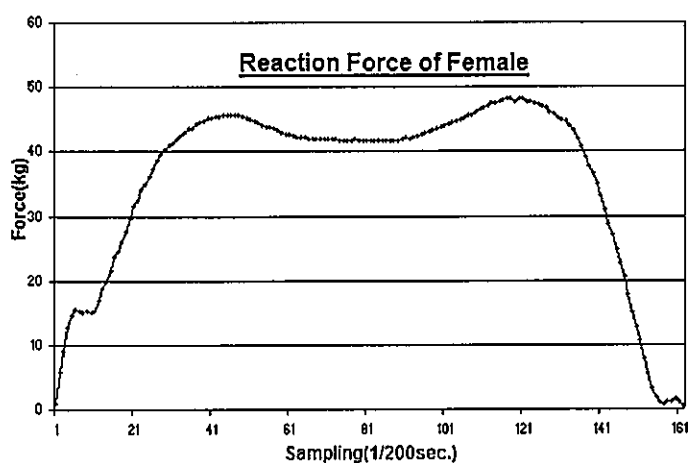
5.5 ผลการวัดแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าและจุดข้อต่อต่างๆ ในท่วงท่าการเดิน

แรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าจะเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเดินซึ่งมีลักษณะหลักๆ 5 จังหวะดังแสดงในรูปที่ 5.19

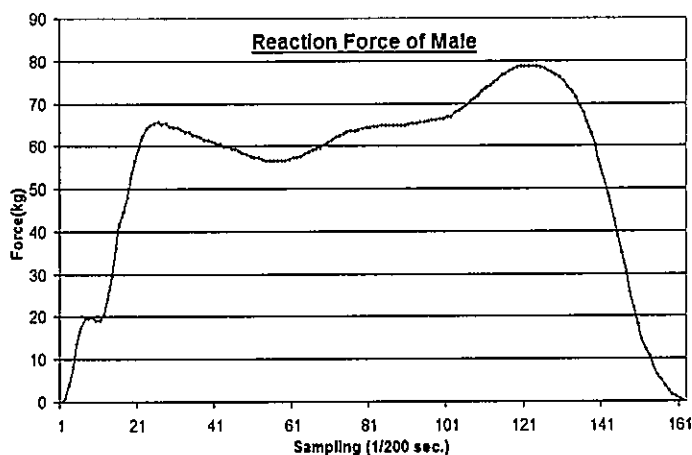


รูปที่ 5.19 ลักษณะแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าในจังหวะการเดินต่างๆ

ผลของแรงกระทำที่ฝ่าเท้าของผู้ทำการทดลองที่อ่านค่าได้จากแท่นวัดแรง แสดงในรูปที่ 5.20 และ รูปที่ 5.21



รูปที่ 5.20 แรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าของผู้ทดลองที่ 1 (หญิง)

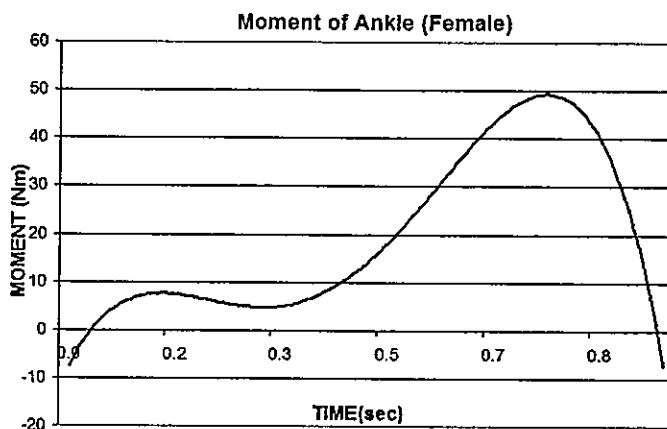


รูปที่ 5.21 แรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าของผู้ทดลองที่ 2 (ชาย)

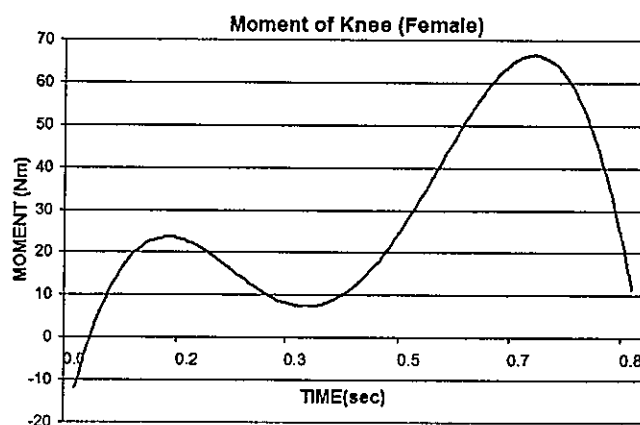
จากผลการทดลองแรงที่เกิดขึ้นนั้นในช่วงแรกของกราฟที่ขึ้นสูงไปนั้นคือช่วงจังหวะการเดินที่ส้นเท้าสัมผัสกับพื้น และจะลดลงเมื่อปลายเท้าเริ่มสัมผัสพื้น และจะขึ้นค่าแรงสูงสุดเมื่อส้นเท้าเริ่มยกเหนือแต่เพียงปลายเท้าที่สัมผัสพื้นเท่านั้นจากนั้นแรงจะลดลงจนเป็นศูนย์เมื่อปลายเท้าเริ่มยกออกจากพื้นจนไม่มีส่วนใดของฝ่าเท้าสัมผัสกับพื้นเลย

ช่วงจังหวะการเดินที่มีผลต่อชิ้นส่วนข้อต่อต่างๆจะเกิดขึ้นตอนที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้นในเวลาไม่เกิน 1 วินาทีเป็นส่วนใหญ่และอาศัยการวิเคราะห์ด้านจลนพลศาสตร์ในการแสดงผลข้อมูลที่จะนำไปใช้ในการทางการแพทย์เพื่อวิเคราะห์ดูแรงต่างๆ ที่กระทำต่อชิ้นส่วนช่วงล่างของมนุษย์โดยส่วนมากข้อมูลของ โมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆหาได้โดยคำนวณผลมาจากหัวข้อที่ 3.7

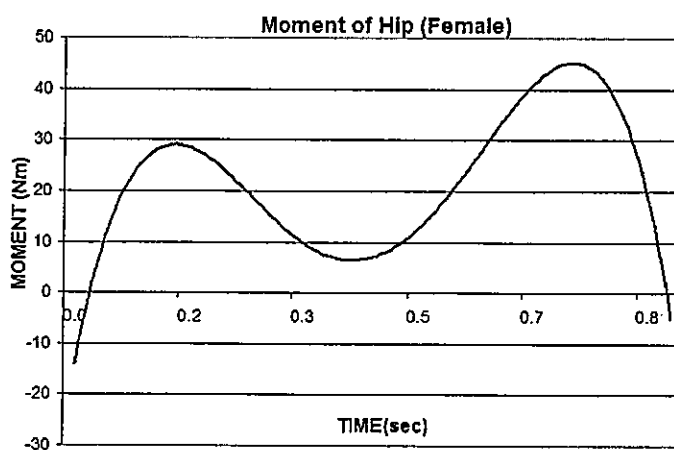
ผลการวิเคราะห์ข้อมูลของผู้ทดลองที่ 1(หญิง) แสดงโมเมนต์ในแต่ละจุดข้อต่อต่างๆ ดังรูปที่ 5.22 ถึง รูปที่ 5.24



รูปที่ 5.22 โมเมนต์ที่ตำแหน่งข้อเท้าของผู้ทดลองที่ 1

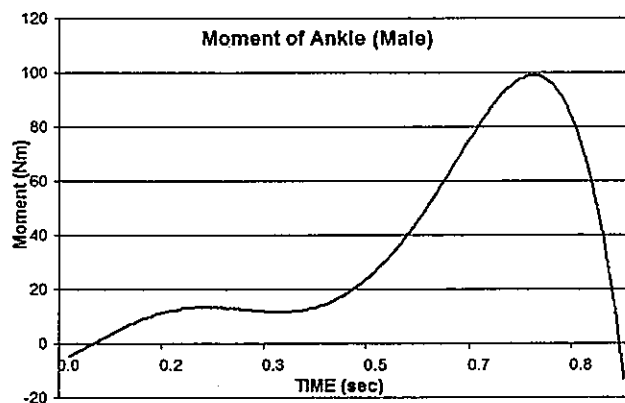


รูปที่ 5.23 โมเมนต์ที่ตำแหน่งหัวเข่าของผู้ทดลองที่ 1

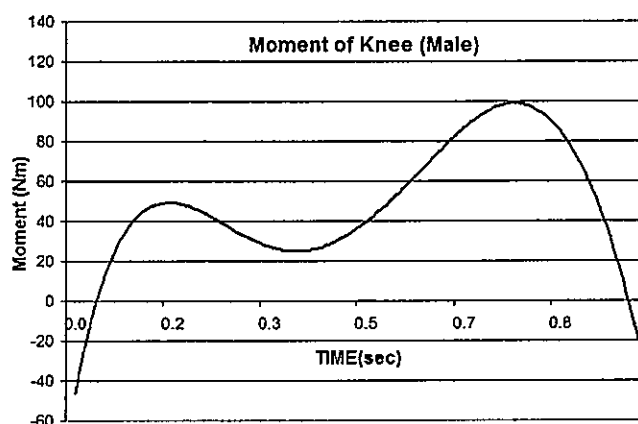


รูปที่ 5.24 โมเมนต์ที่ตำแหน่งสะโพกของผู้ทดลองที่ 1

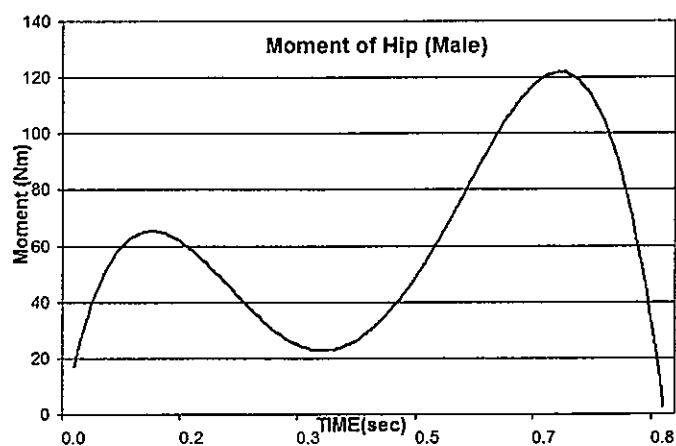
ผลการวิเคราะห์ข้อมูลของผู้ทดลองที่ 2 (ชาย) แสดง โมเมนต์ในแต่ละจุดข้อต่อต่างๆ ดังรูป
ที่ 5.25 ถึง รูปที่ 5.27



รูปที่ 5.25 โมเมนต์ที่ตำแหน่งข้อเท้าของผู้ทดลองที่ 2



รูปที่ 5.26 โมเมนต์ที่ตำแหน่งหัวเข่าของผู้ทดลองที่ 2



รูปที่ 5.27 โมเมนต์ที่ตำแหน่งสะโพกของผู้ทดลองที่ 2

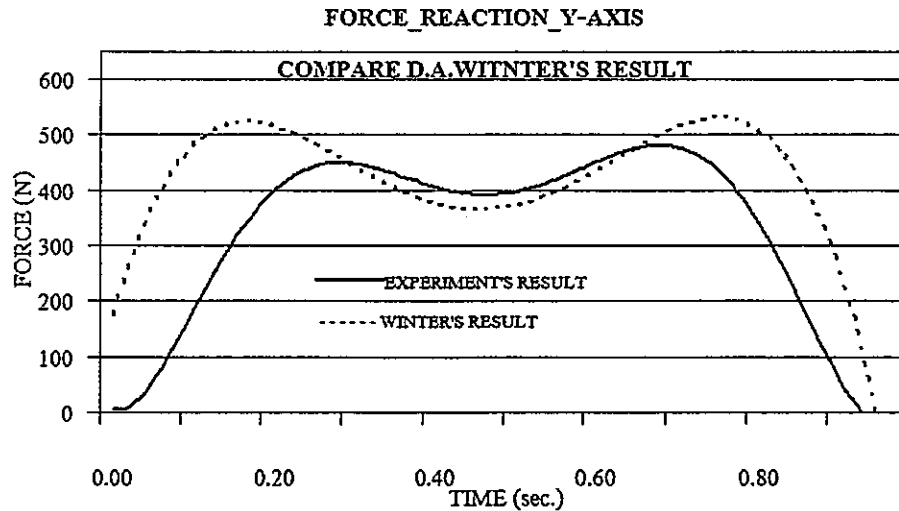
จากผลการวิเคราะห์ค่าโมเมนต์ที่กระทำต่อข้อต่อต่างๆนั้น ในช่วงแรก แรงปฏิกิริยาจะกระทำที่สิ้นเท้าซึ่งเป็นจุดที่ใกล้กับข้อเท้ามีผลทำให้ค่าโมเมนต์ของข้อเท้าไม่สูงเมื่อเทียบกับโมเมนต์ของหัวเข่าและสะโพก และค่าโมเมนต์จะลดลงจนใกล้ค่าศูนย์นั้นหมายถึงแรงปฏิกิริยานั้นเข้าใกล้จุดศูนย์กลางมวลของชิ้นส่วนต่างๆ ซึ่งเป็นช่วงกลางของจังหวะการเดิน ส่วนช่วงท้ายของจังหวะการเดินนั้นค่าโมเมนต์จะสูงขึ้นอีก โดยจะมีแรงปฏิกิริยาของฝ่าเท้าเกิดขึ้นที่ปลายเท้าเท่านั้น ลักษณะการเคลื่อนที่จะสังเกตเห็นว่าสิ้นเท้าเริ่มยกขณะเดียวกันเหลือเพียงแต่ปลายเท้าสัมผัสพื้นมีผลให้ข้อเท้ารับภาระสูงสุด ทำให้ค่าโมเมนต์ของข้อเท้าสูงสุดด้วยเช่นกัน

5.6 การเปรียบเทียบผลการทดลองกับผลของ D.A. Winter

ในการทดลองนี้ทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องมือโดยการเปรียบเทียบการทดลองของ D.A. Winter [4] กับผู้ทดลองที่ 1 ในเรื่องของแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าและโมเมนต์ที่กระทำต่อข้อต่อต่างๆช่วงล่างของชิ้นส่วนมนุษย์ในช่วงจังหวะที่ฝ่าเท้าเริ่มสัมผัสกับพื้นและปลายเท้าเริ่มยกลอยขึ้นเหนือพื้น ทั้งนี้ในลักษณะการเดินของแต่ละคนที่ไม่เหมือนกันทำให้ช่วงเวลาเริ่มต้น และสิ้นสุดของกราฟที่นำมาเปรียบเทียบไม่ตรงกัน

5.6.1 การเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยากับผลของ D.A. Winter

ในการทดลองนี้เลือกวัดแรงกดจากฝ่าเท้าที่แกน Y เนื่องจากเป็นแรงที่มีผลต่อการเคลื่อนที่มากที่สุด โดยทำการสร้างอุปกรณ์รับแรงแนวแกน Y มีความเร็วในการคัดตัวอย่าง 0.005 วินาทีต่อตัวอย่าง และความละเอียดขนาด 10 บิต ส่วนของการบันทึกการเคลื่อนที่ใช้ความเร็วของกล้องบันทึกที่ 30 ภาพต่อวินาทีเพราะเป็นกล้องที่ขายตามท้องตลาดทำให้ราคาถูก ซึ่งแตกต่างกับอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้งานจริงเมื่อเทียบกับการทดลองของ D.A. Winter คืออุปกรณ์รับแรงสามารถวัดแรงได้ทั้งแกน X, Y ส่วนการบันทึกของกล้องวิดีโอที่บันทึกใช้ความเร็วที่ 70 ภาพต่อวินาทีเมื่อเปรียบเทียบราคาแล้วแตกต่างกันอย่างมาก จุดสนใจของการทดลองนี้เพื่อดูแนวโน้มอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมาเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐานที่มีใช้งานอยู่ ในการเปรียบเทียบผลการทดลองจะใช้ข้อมูลของผู้ทดลองที่ 1 กับข้อมูลของ D.A. Winter โดยอ้างอิงจังหวะการเดินที่มีแรงจากภายนอกเข้ามาเกี่ยวข้องคือตั้งแต่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้นจนเริ่มยกลอยขึ้น ทั้งนี้การซ่อนทับข้อมูลเพื่อพิจารณาจะมีค่าผิดพลาดที่เกิดจากลักษณะการเดินที่ไม่เหมือนกันด้วย ดังรูปที่ 5.28

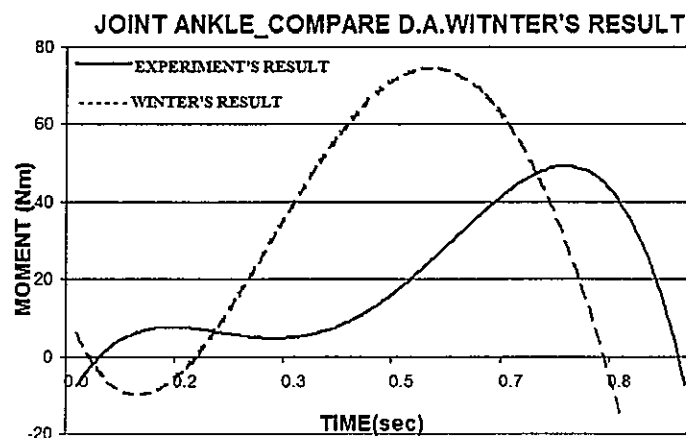


รูปที่ 5.28 แรงปฏิกิริยาเปรียบเทียบกับผลของ D.A. Winter

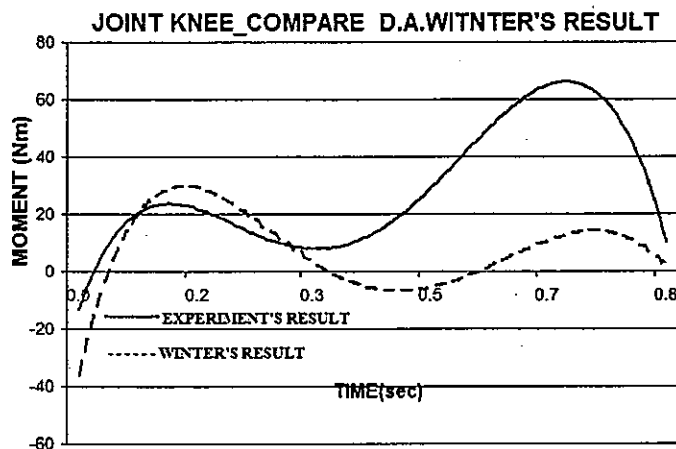
จากเครื่องมือแทนวัดแรงที่สร้างขึ้นมานั้นสามารถแสดงแรงปฏิกิริยาในจังหวะการเดินต่างๆ ได้เทียบเคียงกับผลการทดลอง D.A. Winter สามารถบ่งชี้ค่าของแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นเทียบกับจังหวะการเดินได้อย่างชัดเจนเพราะฉะนั้นเครื่องมือนี้มีประสิทธิภาพการวัดแรงในแนวตั้งเทียบเท่าอุปกรณ์ที่ใช้ทดลองของ D.A. Winter

5.6.2 การเปรียบเทียบโมเมนต์ในข้อต่อต่างๆกับผลของ D.A. Winter

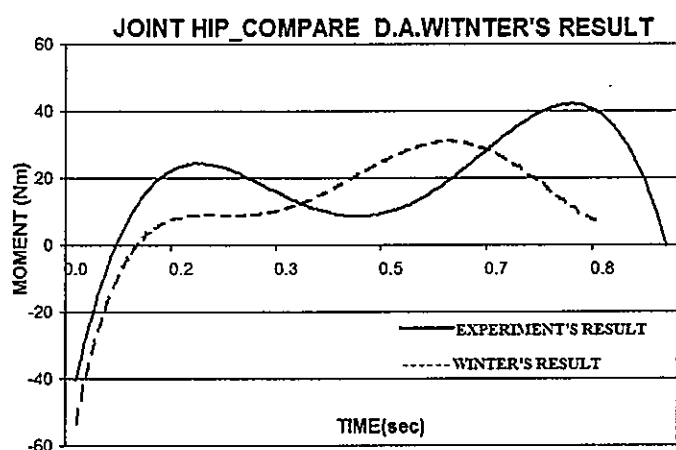
ผลการวิเคราะห์โมเมนต์เปรียบเทียบในข้อต่อของชิ้นส่วนช่วงล่างของผู้ทดลอง ได้แก่ จุดต่อข้อเท้า จุดต่อหัวเข่า จุดต่อสะโพก แสดงที่รูป 5.29 ถึง 5.31



รูปที่ 5.29 โมเมนต์ข้อเท้าเปรียบเทียบกับผลของ D.A. Winter



รูปที่ 5.30 โมเมนต์หัวเข่าเปรียบเทียบกับผลของ D.A. Winter



รูปที่ 5.31 โมเมนต์สะโพกเปรียบเทียบกับผลของ D.A. Winter

จากผลการทดลองเทียบกับผลของ D.A. Winter กราฟบางส่วนมีแนวโน้มที่แตกต่างไป อาจเนื่องมาจากสาเหตุหลายๆองค์ประกอบรวมๆกันซึ่งพอจะอนุมติฐานปัญหาที่เกิดขึ้นได้คือ

1. ลักษณะการเดินของผู้ทดลองที่ไม่เหมือนกัน
2. แรงปฏิกิริยาฝ่าเท้าในแนวแกน X และ แกน Z หายไปเพราะการวิจัยนี้เครื่องมือสามารถวัดได้ในแนวตั้งเท่านั้น
3. การคำนวณเป็นแบบ 2 มิติจึงขาด โมเมนต์จากแกนหมุนรอบแกน X และ แกน Y คือ $(I_y - I_x)\omega_x\omega_y$ ในการคำนวณหาโมเมนต์อ้างอิงสมการที่ 3.25

ถึงแม้ผลที่ได้ยังไม่สมบูรณ์มากนักแต่สามารถเป็นข้อมูลอ้างอิงในการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ได้ต่อไปเพราะงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นถึงภาพโดยรวมขององค์ประกอบเครื่องมือการวิเคราะห์ห้วงนพลศาสตร์ได้ครบ

5.7 การเปรียบเทียบผลการทดลองกับผลจากอุปกรณ์มาตรฐาน

นอกจากการเปรียบเทียบผลกับ D.A. Winter ยังได้รับความอนุเคราะห์จาก ภาควิชา ศัลยศาสตร์และออร์โธปิดิกส์ ศิริราชพยาบาล ทำการเปรียบเทียบผลการทดลองกับอุปกรณ์มาตรฐานที่ผลิตจากต่างประเทศซึ่งมีราคาประมาณกว่าสิบล้านบาท ดังรายละเอียดต่อไปนี้

อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. กล้องสำหรับจับการเคลื่อนไหว จำนวน 6 ตัว (Panasonic GP-MF702D)
2. แท่นวัดแรง 2 ตัว (AMTI-OR6-5)
3. โปรแกรมการประมวลผล
 - 3.1 สำหรับการประมวลผลภาพ (EVA 6.0)
 - 3.2 สำหรับการวิเคราะห์ด้านกลนพลศาสตร์ (Ortho Trak 4.1)
4. ห้องทดลองที่สามารถควบคุมความสว่าง



รูปที่ 5.32 รูปแบบการจัดวางอุปกรณ์ในห้องทดลอง

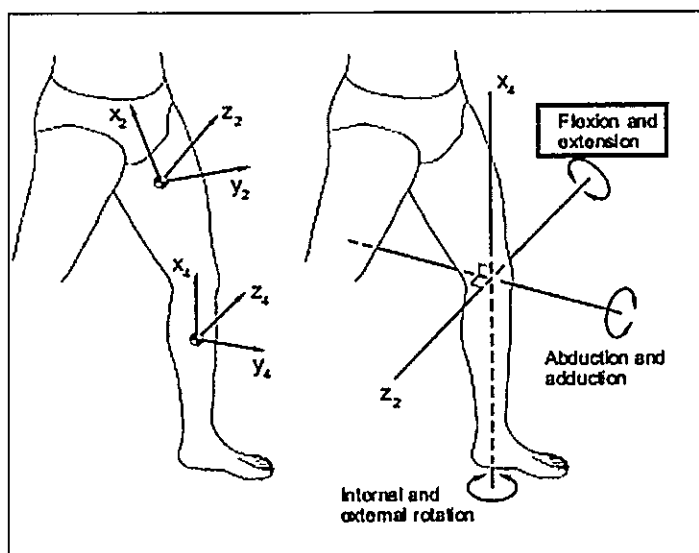
วิธีการทดลอง

1. ปรับตั้งตำแหน่งกล้องโดยใช้มาตรวัดมาตรฐาน
2. ติดมาร์กเกอร์ตามจุดข้อต่อของร่างกายของผู้ทดลองที่1 ดังรูปที่ 5.36
3. เริ่มต้นการเดินต้องตั้งกล้องทุกตัวให้มองเห็นมาร์กเกอร์ครบทุกจุด
4. การเดินต้องระมัดระวังการลงฝ่าเท้าไม่ให้เท้าซ้ายและขวาเหยียบแท่นวัดแรงแผ่นเดียวกัน ดังรูปที่ 5.33



รูปที่ 5.33 ลักษณะการติดมาร์กเกอร์และการเดินบนแท่นวัดแรง

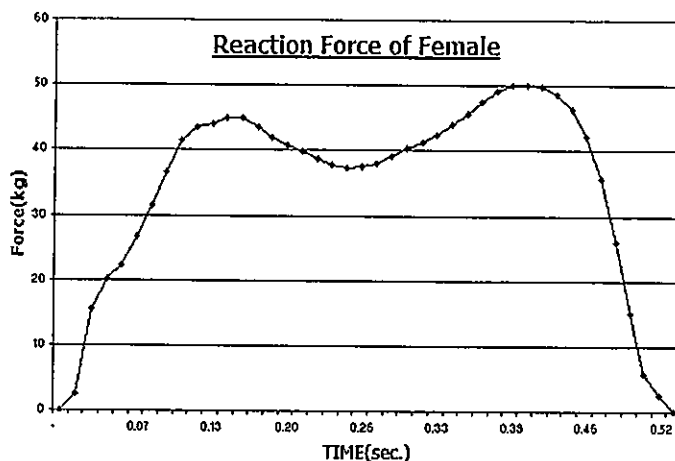
การเปรียบเทียบผลที่ได้จากการทดลองด้วยอุปกรณ์มาตรฐานนั้นควรทำความเข้าใจเรื่องแกนอ้างอิงที่ใช้ในวงการแพทย์เทียบกับด้านวิศวกรรมเพราะผลที่คำนวณมาจากอุปกรณ์มาตรฐานจะไม่แสดงในระบบแกน X-Y-Z โดยมีความสัมพันธ์โมเมนต์แกนหมุนตามรูปที่ 5.34 ดังนี้



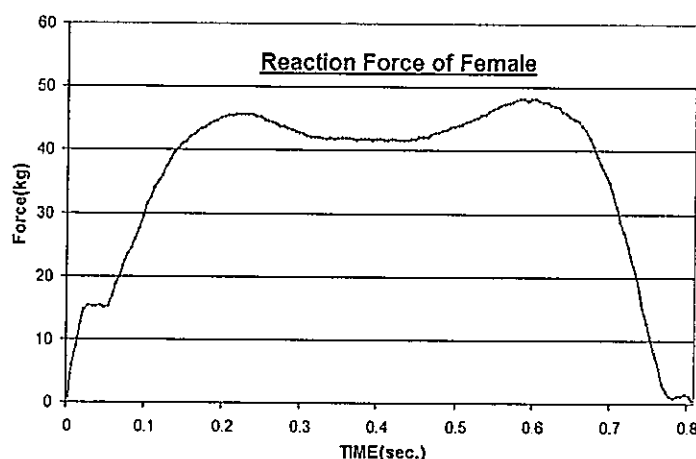
รูปที่ 5.34 แกนอ้างอิงทางการแพทย์ [2]

ในวิทยานิพนธ์นี้เนื่องจากเป็นระบบแกน 2 มิติ การเปรียบเทียบผลการทดลองจะพิจารณาเฉพาะแกนหมุน Flexion หรือในระนาบ X,Y เท่านั้น

5.7.1 การเปรียบเทียบแรงปฏิกิริยากับผลจากอุปกรณ์มาตรฐาน



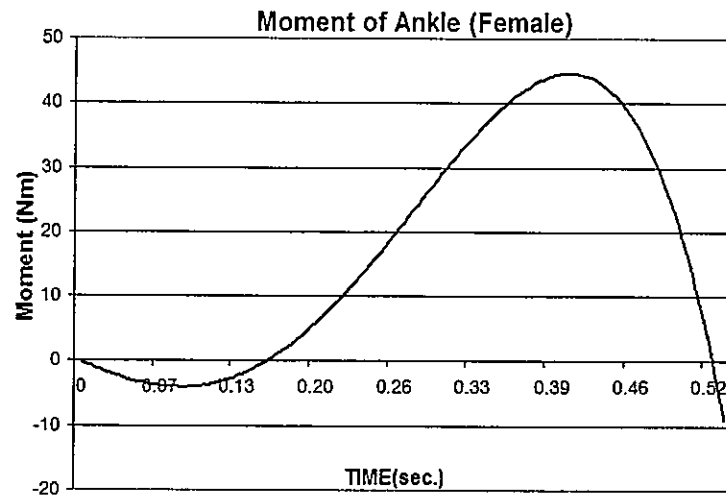
รูปที่ 5.35 ผลการทดลองของอุปกรณ์มาตรฐาน (แรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าในแนวตั้ง)



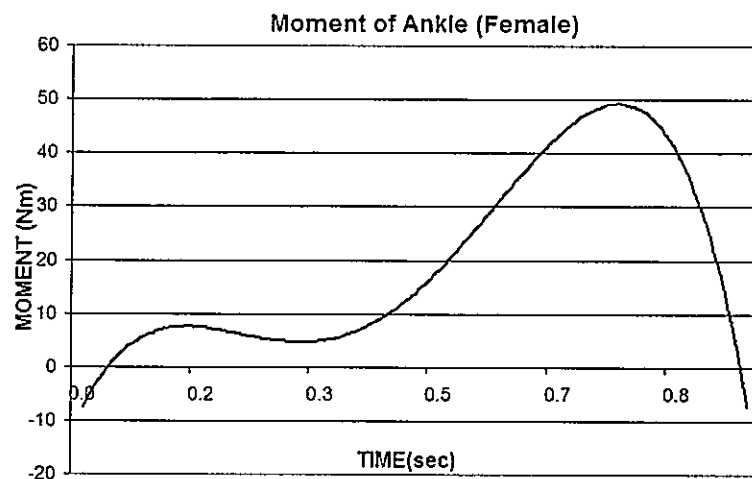
รูปที่ 5.36 ผลการทดลองของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น (แรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าในแนวตั้ง)

ผลจากอุปกรณ์มาตรฐานสามารถแสดงผลความเร็วการสั่นตัวอย่างได้เพียง 60 ตัวอย่างต่อวินาที ซึ่งหากต้องการความเร็วมากกว่านี้ต้องทำการแก้ไขโปรแกรมซึ่งไม่สามารถทำได้เองต้องให้ทางผู้ขายเป็นผู้แก้ไข ซึ่งข้อมีค่าใช้จ่ายเพิ่มขึ้น ส่วนผลแรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อฝ่าเท้าจากเครื่องมือที่สร้างขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน ปริมาณของแรงที่บันทึกได้เกิดลักษณะเหมือนกับคลื่นสองลูกเช่นเดียวกัน นั่นหมายถึงแทนวัดแรงที่สร้างขึ้นมาสามารถบ่งบอกลักษณะการสัมผัสฝ่าเท้าโดยกราฟในช่วงแรกคือส้นเท้าเริ่มสัมผัสพื้นจนมีแรงสูงสุดค่าหนึ่ง และตกลงเนื่องจากปลายเท้าเริ่มสัมผัสพื้นซึ่งเห็นช่วงเหยียบเต็มฝ่าเท้าหลังจากนั้นส้นเท้าเริ่มยกขึ้นค่าแรงก็จะสูงขึ้นอีกครั้งจนตกเป็นศูนย์เมื่อปลายเท้ายกลอยขึ้นได้เทียบเท่ากับอุปกรณ์มาตรฐาน

5.7.2 การเปรียบเทียบโมเมนต์ในข้อต่อต่างๆกับผลจากอุปกรณ์มาตรฐาน เปรียบเทียบผลการทดลองโมเมนต์กระทำที่ข้อเท้า



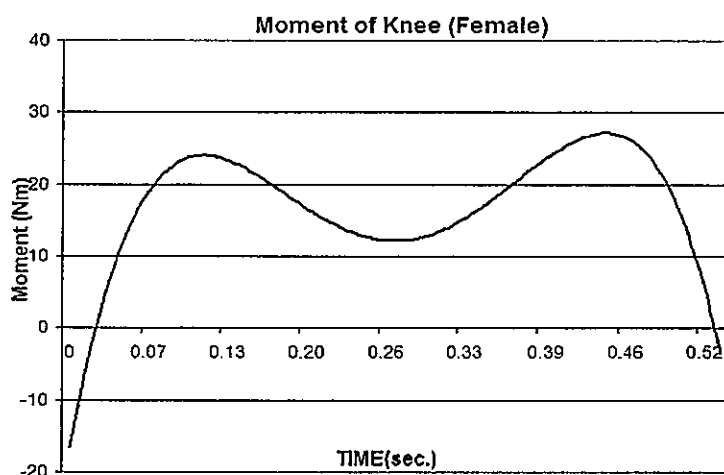
รูปที่ 5.37 ผลการทดลองของอุปกรณ์มาตรฐาน (โมเมนต์กระทำที่ข้อเท้า)



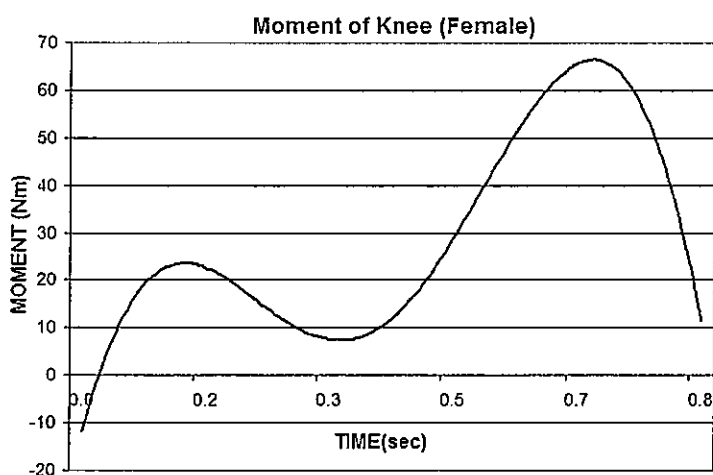
รูปที่ 5.38 ผลการทดลองของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น (โมเมนต์กระทำที่ข้อเท้า)

ผลของโมเมนต์ที่ข้อเท้าทั้งจากอุปกรณ์มาตรฐานหรืออุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมีค่าโมเมนต์สูงสุดในจังหวะที่ปลายเท้ากำลังยกออกจากพื้น เพราะเป็นช่วงที่แรงปฏิกิริยาที่ฝ่าเท้าห่างจากข้อเท้ามากที่สุด ทั้งนี้ประสิทธิภาพการคูณผลโมเมนต์ที่ข้อเท้าของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมานั้นใกล้เคียงอุปกรณ์มาตรฐาน

เปรียบเทียบผลการทดลองโมเมนต์กระทำที่หัวเข่า



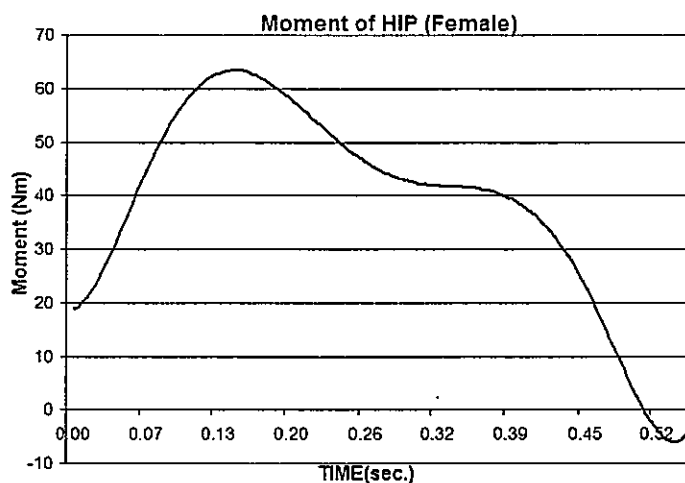
รูปที่ 5.39 ผลการทดลองของอุปกรณ์มาตรฐาน (โมเมนต์กระทำที่หัวเข่า)



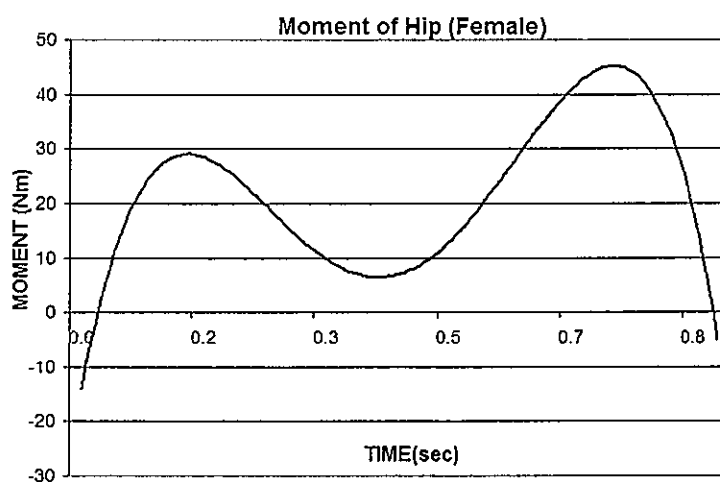
รูปที่ 5.40 ผลการทดลองของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น (โมเมนต์กระทำที่หัวเข่า)

ลักษณะของกราฟโมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่หัวเข่าคล้ายกับแรงในแนวตั้งซึ่งจุดสูงสุดจะตรงกับผลของแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งเช่นเดียวกัน ส่วนการเกิดกราฟของทั้งสองอุปกรณ์เกิดในแนวโน้มในทิศทางเดียวกันคือมีจุดยอดคลื่นสองคลื่น

เปรียบเทียบผลการทดลองโมเมนต์กระทำที่สะโพก



รูปที่ 5.41 ผลการทดลองของอุปกรณ์มาตรฐาน (โมเมนต์กระทำที่สะโพก)

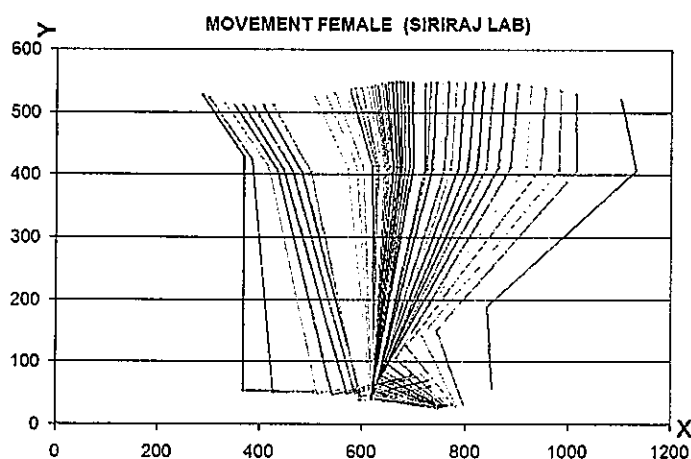


รูปที่ 5.42 ผลการทดลองของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น (โมเมนต์กระทำที่สะโพก)

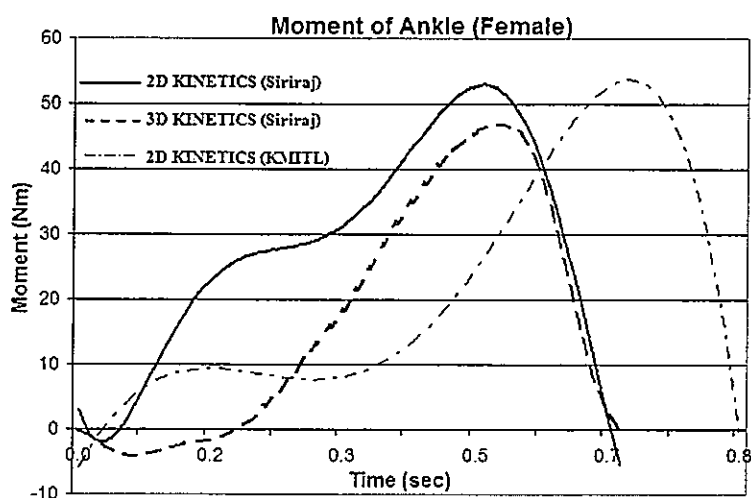
จากกราฟโมเมนต์ของอุปกรณ์มาตรฐานและอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมานั้นมีทิศทางของโมเมนต์อยู่ในทางเดียวกันคือเป็นบวกแต่ลักษณะการเกิดอาจแตกต่างกันไปบ้าง

ผลจากการเปรียบเทียบ โมเมนต์ในข้อต่อต่างๆ ลักษณะของกราฟส่วนใหญ่มีลักษณะ แนวโน้มที่ไปในทางเดียวกันซึ่งส่วนต่างของกราฟที่ไม่เหมือนกันพอสรุปเป็นข้อๆ ได้ดังนี้

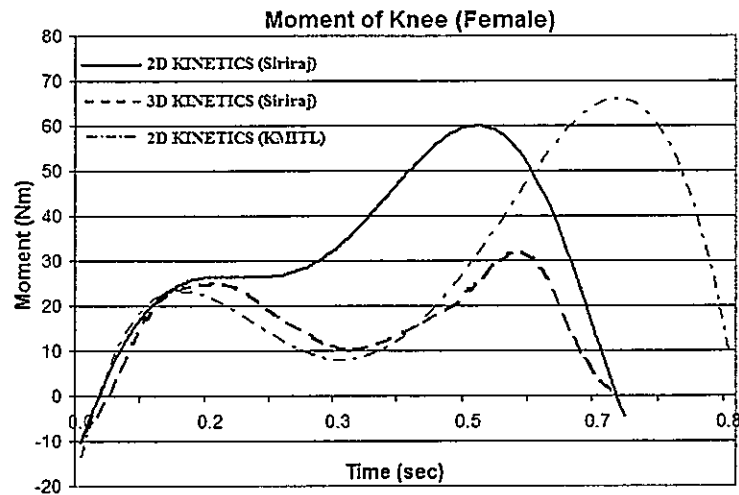
1. ระบบการคำนวณเป็นแบบ 2 มิติ ทำให้ค่าโมเมนต์การหมุนแนวอื่นหายไปอ้างอิงสมการที่ 3.25 เช่นเดียวกับปัญหาที่พบจากการเปรียบเทียบของ D.A. Winter เพื่อเป็นการยืนยัน ปัญหาจากการคำนวณแบบ 2 มิติและ 3 มิติจึงนำผลข้อมูลการเคลื่อนที่มาประมวลผลดังรูปที่ 5.43 และแรงในแนวตั้งจากอุปกรณ์มาตรฐาน มาคำนวณหาโมเมนต์ที่กระทำต่อข้อต่อต่างๆ ในแบบ 2 มิติ ซึ่งจะนำผลที่ได้เทียบกับผลกับการคำนวณแบบ 3 มิติ (ผลจากอุปกรณ์มาตรฐาน) ดังรูปที่ 5.44 ถึง รูปที่ 5.46



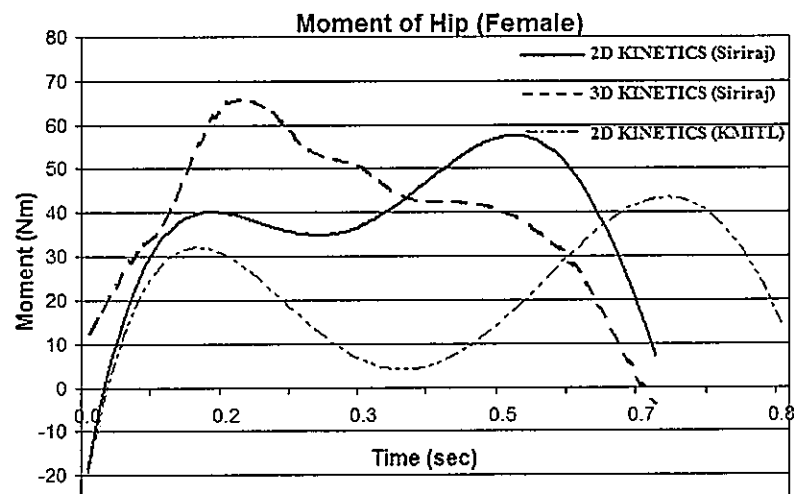
รูปที่ 5.43 ข้อมูลการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์มาตรฐาน



รูปที่ 5.44 ผลการเปรียบเทียบโมเมนต์กระทำที่ข้อเท้า



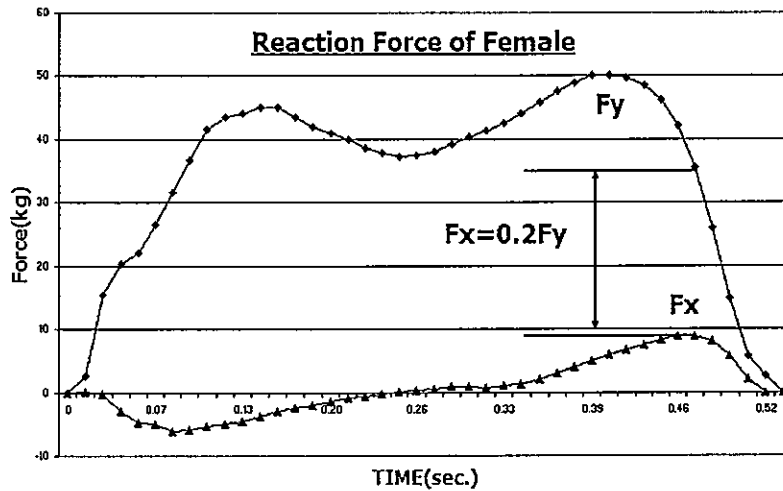
รูปที่ 5.45 ผลการเปรียบเทียบ โมเมนต์กระทำที่หัวเข่า



รูปที่ 5.46 ผลการเปรียบเทียบ โมเมนต์กระทำที่สะโพก

เมื่อพิจารณารูปกราฟโมเมนต์ของข้อต่อในแต่ละจุดพบว่าข้อมูลการคำนวณแบบ 2 มิติ มีส่วนที่โมเมนต์ขาดหายไปเมื่อเทียบกับผลการคำนวณแบบ 3 มิติ ถึงแม้จะเป็นข้อมูลที่ได้มาจากอุปกรณ์เดียวกันต่างก็ตาม แต่ผลการคำนวณแบบ 2 มิติ โดยใช้ข้อมูลจากอุปกรณ์มาตรฐานนั้นมีลักษณะของกราฟแนวโน้มเช่นเดียวกับอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นเอง ซึ่งเป็นการยืนยันคุณภาพของอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นสามารถประมวลในระบบ 2 มิติ ได้เทียบเคียงกับอุปกรณ์มาตรฐาน

2. อุปกรณ์ในการทดลองนี้วัดแรงในแนวตั้ง (F_y) ได้แนวเดียว ทำให้โมเมนต์จากแรงแนวระนาบ (F_x) หายไปทำให้โมเมนต์ในช่วงจังหวะที่สันเท้าเริ่มยกขึ้นมีความคลาดเคลื่อน คิดเป็น 20 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับแรงแนวตั้งดังแสดงรูปที่ 5.47



รูปที่ 5.47 แรงแนวแกน F_y เทียบแรงแนวแกน F_x

3. ถึงแม้การเปรียบเทียบนี้จะใช้ผู้ทดลองคนเดียวก็ตามแต่การเดินแต่ละครั้งของบุคคลเดียวกันก็มีจังหวะการเดินที่แตกต่างกันทั้งนี้ขึ้นกับปัจจัยหลายอย่าง อย่างเช่นกรณีนี้เห็นได้ว่าความเร็วในจังหวะการเดินที่ทดลองกับอุปกรณ์มาตรฐานไม่เท่ากัน หรือ แม้แต่การเดินบิดตัว เดินเอียงซึ่งก็ส่งผลต่อค่าการคำนวณทั้งสิ้น

อย่างไรก็ตามระบบอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมานี้สามารถแสดงผลให้เห็นถึงแนวโน้มตามข้อต่อต่างๆเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐานแล้วนั้นก็มีทิศทางไปในแนวทางเดียวกันและเป็นจุดเริ่มต้นในพัฒนาเครื่องมือที่ซับซ้อนต่อไป

บทที่ 6

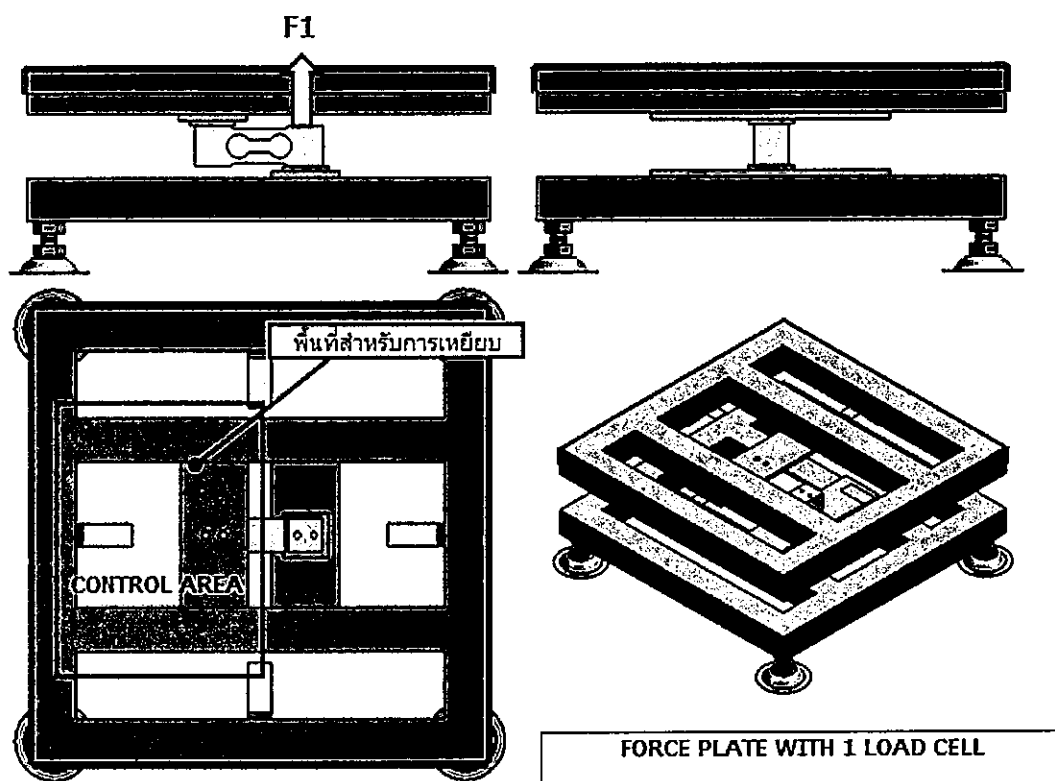
สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

ในวิทยานิพนธ์นี้แสดงระบบการวิเคราะห์ชิ้นส่วนขามนุษย์ มุ่งเน้นด้านจลนพลศาสตร์ โดยใช้อุปกรณ์เครื่องมือที่สร้างขึ้นเองด้วยต้นทุนต่ำ เพื่อเป็นพื้นฐานการพัฒนาและสร้างเป็นเครื่องมือมาตรฐานต่อไป ทั้งนี้ยังคำนึงถึงคุณภาพของผลการทดลอง โดยการเปรียบเทียบกับ การทดลองกับผลการทดลองลักษณะต่างๆ ในบทที่ 5 ซึ่งข้อมูลแรงปฏิกิริยาแกน Y ที่ได้นั้นสามารถ บันทึกค่าจังหวะการเดินต่างๆ ได้เทียบเคียงอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้งานจริงและสามารถเป็นข้อมูลอ้างอิงที่เป็นประโยชน์ต่อแนวทางการปรับปรุงเครื่องมือให้สามารถใช้งานได้กับวงการแพทย์ไทยในอนาคตได้ ซึ่งจะช่วยลดการใช้อุปกรณ์ราคาแพงจากต่างประเทศ และนำไปสู่การผลิตที่มี ต้นทุนต่ำเพื่อให้มีเครื่องมือสำหรับใช้ในการวิเคราะห์ทางกายภาพของผู้ป่วยในประเทศไทยทั่วถึง มากยิ่งขึ้น

6.1 ปัญหาการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของมนุษย์

ในการทดลองนั้นมีประเด็นสำคัญนอกเหนือจากขอบเขตการทดลองซึ่งสามารถสรุปได้ ดังนี้

1. การบันทึกการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอซึ่งมีความเร็วเพียง 30 ภาพต่อวินาที ในการทดลองนี้ ศึกษาเฉพาะจังหวะที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้นหรือช่วงการเดินที่มีแรงปฏิกิริยาเข้ามาเกี่ยวข้องแม้ว่าสามารถประมวลผลภาพในช่วงความเร็วของการเคลื่อนที่นี้ได้ แต่ยังมี ปัญหาการประมวลผลภาพในช่วงท้ายยกจากพื้นและช่วงเริ่มแกว่งซึ่งมีความเร็วสูง ทำให้ การบันทึกนั้นอาจจะเก็บภาพไม่ละเอียดเท่าที่ควรซึ่งมีผลต่อการคำนวณด้วยเช่นกัน
2. การบันทึกการเคลื่อนไหวระบบ 2 มิติ ต้องควบคุมผู้ทดลองให้ลำตัวเดินตั้งฉากกับแนว กล้องเสมอ ซึ่งหากนำหลักการนี้ไปศึกษาคนไข้ที่เดินไม่ปกติจะมีความลำบากในการตั้ง กล้องและบังคับทิศทางแนวการเดิน
3. ฐานแนวทางการเดินสูงจากระดับจากพื้นปกติและมีความยาวที่จำกัด เนื่องจากต้องมีแนวทาง เดินระนาบเดียวกับสร้างแท่นวัดแรง เพราะฉะนั้นการบันทึกการเคลื่อนไหวจึงจำกัดอยู่ที่ หนึ่งก้าวการเคลื่อนที่
4. ในช่วงการเดินที่ฝ่าเท้าสัมผัสกับพื้น ต้องควบคุมผู้ทดลองให้เหยียบสัมผัสเฉพาะบริเวณที่ กำหนดของแท่นวัดแรงเท่านั้นดังรูปที่ 6.1 เพราะเป็นข้อจำกัดของเครื่อง หากเหยียบนอก พื้นที่กำหนดจะทำให้แรงที่อ่านได้ผิดพลาด หรือเหยียบพลาดระหว่างฐานทางเดินข้อมูล ที่ วัดได้จะไม่สามารถบอกลักษณะการเดินได้หมดทุกจังหวะ



รูปที่ 6.1 แท่นวัดแรงที่มีโหลดเซลล์ 1 ตัว

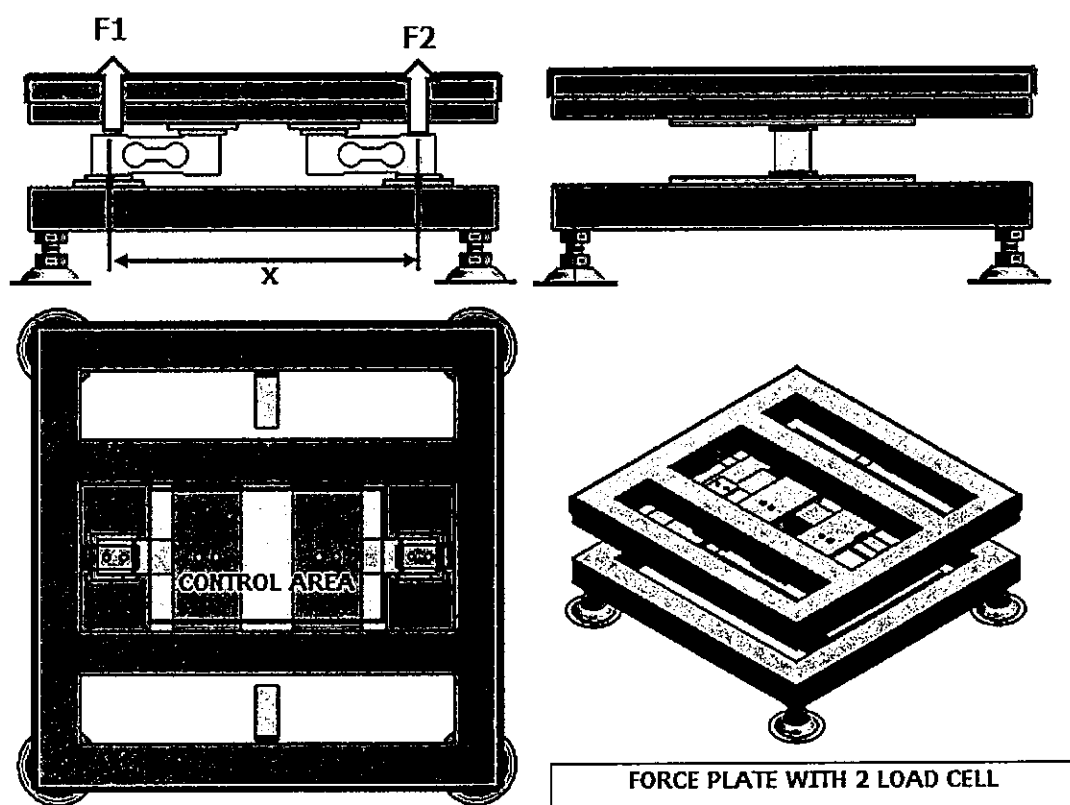
5. แท่นวัดแรงมีโหลดเซลล์เพียง 1 ตัว จึงไม่สามารถบอกจุดศูนย์กลางแรงจากได้จากเครื่องโดยตรงซึ่งมีความละเอียดและแม่นยำมากกว่าการคำนวณตำแหน่งการเคลื่อนที่ของมาร์กเกอร์
6. แรงปฏิกิริยาที่กระทำต่อฝ่าเท้าในการทดลองสามารถวัดได้แกนแนวคิงแนวเดียวถึงแม้จะเป็นแรงที่มีผลมากที่สุดต่อข้อต่อต่างๆก็ตาม แต่ยังขาดแรงแนวขนานและข้างในการคำนวณ โมเมนต์จุดข้อต่อต่างๆ

6.2 ข้อเสนอแนะ

จากปัญหาดังกล่าวมีแนวทางปรับปรุงในแต่ละข้อดังต่อไปนี้

1. เพื่อครอบคลุมการเคลื่อนไหวที่รวดเร็วเช่น การวิ่งหรือกระโดด ควรเพิ่มความเร็วการบันทึกของกล้องวิดีโอ หากเป็นไปได้ควรมากกว่า 100 ภาพต่อ 1 วินาที
2. เนื่องจากการบันทึกการเคลื่อนที่เพียงแค่ 2 มิติ นั้นไม่อาจจะบอกลักษณะการเดินได้อย่างครบถ้วนเช่นการเดินเอียงหรือเดินเฉียงจากแนวที่กำหนด จึงควรนำระบบการบันทึกภาพและประมวลผลภาพแบบ 3 มิติเข้ามาช่วย

3. ควรตั้งพื้นที่การทดลองเฉพาะและติดตั้งแท่นวัดแรงให้มีระดับเดียวกับพื้น โดยทำการขุดร่องลึกลงไปให้สามารถวางแท่นระดับลงไปได้ จะทำให้ผู้ทำการทดลองสามารถเดินได้อย่างธรรมชาติมากขึ้นและมีพื้นที่การบันทึกการเคลื่อนไหวมากขึ้น
4. ควรเปลี่ยนชนิดของโหลดเซลล์ให้สามารถวัดแรงปฏิกิริยาในแนวอื่นได้เพื่อให้ได้ผลการวิเคราะห์ที่สมบูรณ์มากขึ้น
5. การหาจุดศูนย์กลางแรงที่กระทำต่อฝ่าเท้าได้โดยตรงจากแท่นวัดแรงในวิทยานิพนธ์นี้ซึ่งเป็นระบบ 2 มิติจำเป็นต้องมีโหลดเซลล์อย่างน้อย 2 ตัว โดยกำหนดระยะห่าง X ดังรูปที่ 6.2

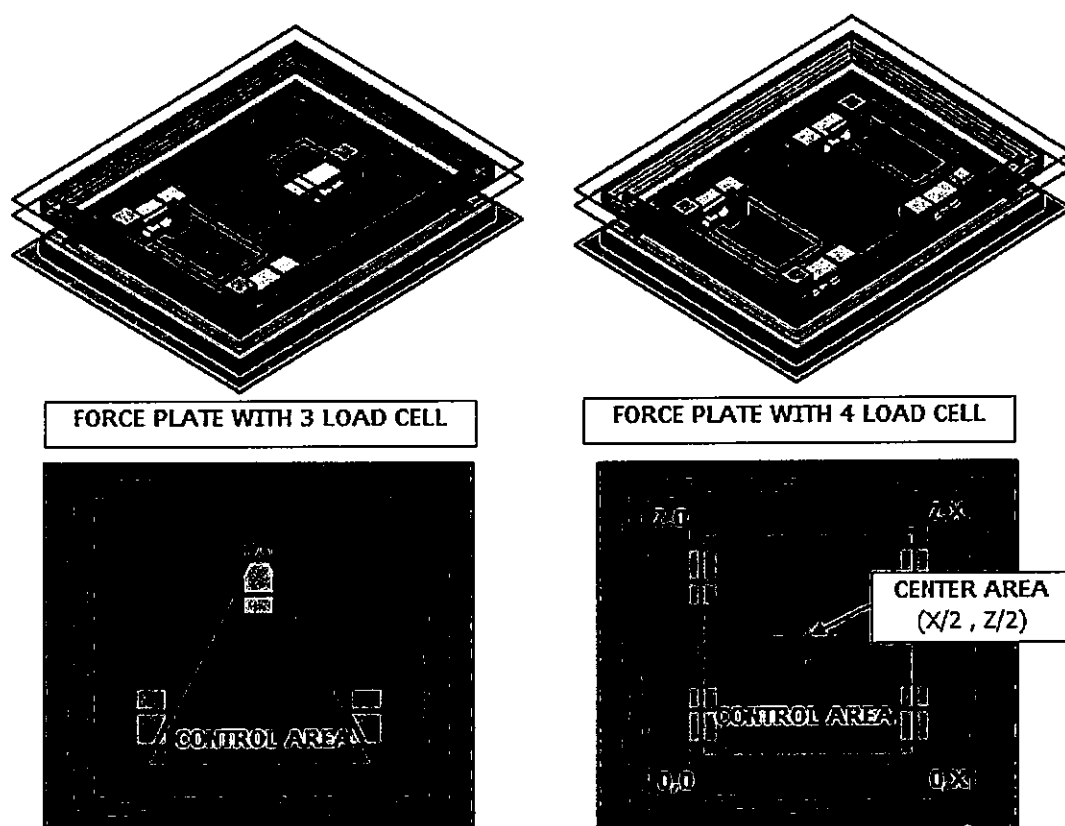


รูปที่ 6.2 แท่นวัดแรงที่มีโหลดเซลล์ 2 ตัว

สามารถคำนวณจุดศูนย์กลางแรงเทียบตำแหน่งโหลดเซลล์ที่ 1 จากค่าที่อ่านได้ของโหลดเซลล์ทั้งสอง (F_1, F_2)

$$\text{จุดศูนย์กลางแรง} = \frac{X}{2} \left[1 + \left(\frac{F_2 - F_1}{F_2 + F_1} \right) \right] \quad (6.1)$$

6. การคำนวณต่างๆเพื่อให้ได้ผลที่ถูกต้องแม่นยำจำเป็นต้องคำนวณแบบ 3 มิติเพราะฉะนั้นจุดศูนย์กลางของแรงต้องสามารถหาคำแหน่งในระบบ 3 มิติได้ ซึ่งจะต้องปรับปรุงแทนวัดแรงให้มีโหลดเซลล์อย่างน้อย 3 ตัว สำหรับอุปกรณ์มาตรฐานทั่วไปใช้โหลดเซลล์ 4 ตัว ดังรูปที่ 6.3



รูปที่ 6.3 แทนวัดแรงที่มีโหลดเซลล์ 3 ตัว และ 4ตัว

ยกตัวอย่างการคำนวณจุดศูนย์กลางแรงของแทนวัดแรงที่มีโหลดเซลล์ 4 ตัว พื้นฐานใช้หลักการคิดของระบบ 2 มิติ ขั้นตอนแรกกำหนดพิกัดของโหลดเซลล์แต่ละตัวคือ $(0,0)$, $(0,Z)$, $(X,0)$ และ (X,Z) ในโหลดเซลล์แต่ละตัวหาค่าแรง F_{00} , F_{X0} , F_{0Z} , F_{XZ} กำหนดให้แรงรวมที่อ่านของโหลดเซลล์ทั้งหมด (F_y) ได้คือ

$$F_y = F_{00} + F_{X0} + F_{0Z} + F_{XZ} \quad (6.2)$$

การคำนวณหาพิกัดของจุดศูนย์กลางแรงในแนวแกน X และแกน Y คือ

$$x = \frac{X}{2} \left[1 + \frac{(F_{x0} + F_{xz}) - (F_{00} + F_{0z})}{F_y} \right] \quad (6.3)$$

$$z = \frac{Z}{2} \left[1 + \frac{(F_{0z} + F_{xz}) - (F_{00} + F_{x0})}{F_y} \right] \quad (6.4)$$

หากแรงทั้ง 4 เท่ากันหมดจะได้จุดศูนย์กลางแรงที่พิกัด $\left(\frac{X}{2}, \frac{Z}{2} \right)$

6.3 สรุป

การวิจัยในวิทยานิพนธ์นี้สามารถทำการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวตามวัตถุประสงค์ สรุปได้เป็นข้อๆดังนี้

1. สามารถประมวลผลภาพการเคลื่อนที่ช่วงล่างของมนุษย์ได้ในระบบภาพ 2 มิติและนำไปใช้ในการประมวลผลด้านจลนพลศาสตร์
2. เครื่องมือที่ใช้ในการวัดแรงที่สร้างขึ้นสามารถวัดแรงปฏิกิริยาของฝ่าเท้าในแนวดิ่งได้ซึ่งมีความไวในการบันทึกค่าการเปลี่ยนแปลงได้ดี
3. สามารถรวบรวมข้อมูลทั้งหมดให้มีความเกี่ยวเนื่อง และวิเคราะห์ด้านจลนพลศาสตร์ของชิ้นส่วนช่วงล่างได้ พร้อมทั้งแสดงผลในรูปแบบกราฟได้
4. ระบบการทดลองทั้งหมดเป็นพื้นฐานการของระบบการวิเคราะห์ด้านจลนพลศาสตร์ซึ่งมีวิธีการขั้นตอนเดียวกับระบบที่ใช้งานอยู่จริง ซึ่งจะเป็นข้อมูลอ้างอิงในการทำระบบเครื่องมือที่ซับซ้อนได้ต่อไป

บรรณานุกรม

- [1] S. Onyshko, and D.A. Winter, "A Mathematical Model for the Dynamics of Human Locomotion", *J. Biomech.*, Vol. 13, 1980, pp. 361-368.
- [2] Christopher L Vaughan, Brian L Davis, and Jeremy C O'Connor, "Dynamics of Human Gait", 2nd ed., Kiboho Publishers Cape Town, South Africa, 1999.
- [3] จักรกริช ชัยเทวรัถย์, "การวิเคราะห์จลนศาสตร์ของขั้นตอนขาของมนุษย์ในท่า่งท่าการเดิน", บัณฑิตวิทยาลัย สาขาวิศวกรรมเครื่องกล สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง พ.ศ.2550
- [4] D.A. Winter, "The Biomechanics and Motor Control of Human Movement", 3rd ed., John Wiley & Sons, 2004.
- [5] Dempster, W.T., W.C. Gabel, and W.J.L. Felts., "The Anthropometry of Manual Work Space for the Seated Subjects", *Am. J. Phhys.Anthrop.*, Vol.17, 1959, pp. 289-317.
- [6] Drillis, R., and R.Contini, "Body Segment Parameters", Rep.1163-03, Office of Vocational Rehabilitation, Department of Health, Education, and Welfare, New York, 1966.
- [7] Jame W.Daly William F Riley, and Kenneth G McConnell, "Instrumentation For Engineering measurement", John Wiley & Sons, 1993.
- [8] Hong-Gui Li, and Xing-Guo Li, "Gait Analysis Using ISOMAP", Third International Conference on Machine Learning and Cybernetics, Shanghai, 26-29 August 2004.
- [9] Zongyi Liu, and Sudeep Sarkar, "Improved Gait Recognition by Gait Dynamics Normalization", *IEEE Transaction on pattern analysis and Machine intelligence*, Vol. 28, No. 6, June 1996.
- [10] Alex Stacoff, In'es Kramers-de Quervain, Markus Dettwyler, Peter Wolf, Renate List, Thomas Ukelo, and Edgar St'ussi, "Biomechanical effects of foot orthoses during walking", Institute for Biomechanics, ETH Zurich, 8093 Zurich, Switzerland Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland, 6 February 2007.
- [11] Jodie A. McClelland, Kate E. Webster, and Julian A. Feller, "Gait analysis of patients following total knee replacement: A systematic review", *Science Direct The Knee*, Vol.14, 2007, pp. 253-263.

- [12] C.J. Nester, M.L. van der Linden, and P. Bowker, "Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait", *Elsevier Science Gait and Posture*, Vol.17, 2003, pp.180–187.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก.
โปรแกรมที่ใช้ในชุดคอนโทรลเลอร์

```

DEFINE OSC 40 'clock Micro 10x4 MHz. (Phase Lock Conversion)
DEFINE HSER_BAUD 57600 ' Select the baud rate (9600,19200,38400)

' Define ADCIN parameters Setting from Manual
DEFINE ADC_BITS 10 ' Set number of bits in result
DEFINE ADC_CLOCK 3 ' Set clock source (3=rc)
DEFINE ADC_SAMPLEUS 100 ' Set sampling time in uS

adval VAR WORD ' Create adval to store result
Lb VAR LONG
La VAR LONG
LC VAR LONG
i VAR BYTE
k VAR BYTE
j VAR WORD
t VAR WORD
n VAR WORD
chanel VAR BYTE
chanel = 1

Begin:

TRISA = %11111111 ' Set PORTA.1 to input
ADCON1 = %10000010 ' Set PORTA analog and right justify result

READ 0, t.Byte0 'Read value of Time Delay from EEPROM to
Variable "t"
READ 1, t.Bytel

READ 2, n.Byte0 'Read value of Number for collect data from
EEPROM to Variable "n"
READ 3, n.Bytel

HSERIN 2000, Title, [k] 'waiting 2000 ms set up Key with s and s.
if not
'press anykey then jump to Title
IF k <> "s" THEN Title
HSEROUT ["Password: "] 'if s to password 1111

FOR i = 0 TO 3

HSERIN 1000, Title, [k]
IF k <> "1" THEN Title 'Input password with 1111 Press once
sampling 1 sec.
HSEROUT ["*"]

NEXT i

HSEROUT [13,10,13,10,13,10,"This is the Setup Mode",13,10,13,10]

HSEROUT ["1 Number of data do you want to collect (1-65535) Press
","1", " [" , DEC n, " ]",13,10,13,10]

HSEROUT ["2 Time adjust for Sampling data collect Press ","2", " [" ,
DEC t, " ]",13,10,13,10]

HSEROUT ["3 Set Input ADC Channel (0-7) Press ","3", " [" , DEC
chanel, " ]",13,10,13,10]

```

```

HSERIN 25000, Title, [k]

IF k == "1" THEN
  HSEROUT ["Number of data (00001-65535) "]
  HSERIN 15500, Title, [DEC5 j] 'waiting 15.5 sec and input only
number five digits. Ex.00001 = 1
  HSEROUT [DEC j] 'From command DEC5 change from Five AScii to
Decimal 5 Digits.
  WRITE 2,j.Byte0 'Record to EEprom with DEC5 , EEprom use 2
byte for keep 1-65535
  WRITE 3,j.Byte1
ENDIF

IF k == "2" THEN
  HSEROUT ["Time Delay (00001-65535us) "]
  HSERIN 15500, Title, [DEC5 j]
  HSEROUT [DEC j]
  WRITE 0,j.Byte0
  WRITE 1,j.Byte1
ENDIF

IF k == "3" THEN
  HSEROUT ["Set ADC Channel (0-7) "]
  HSERIN 15500, Title, [DEC1 j]
  chanel=j
  HSEROUT [DEC j]
ENDIF

HSEROUT [13,10]

GOTO Begin

Title:

HSEROUT [13,10]
FOR j = 1 TO 66
HSEROUT ["*"]
NEXT j
HSEROUT [13,10,"* This is A/D 10 bit module and keep data by Serial
port 57600 *",13,10]
HSEROUT ["* Aug 22,2009 by Thanapol Luckanawat
*",13,10]
FOR j = 1 TO 66
HSEROUT ["*"]
NEXT j
HSEROUT [13,10,13,10]

start:

HSEROUT ["Which DATA do you want?",13,10]
HSEROUT ["Raw data(r) or Voltage data(v) or Force-kgf(f) ?
",13,10,13,10]

HSERIN [k] ' Get a char from serial port
' Hserout [i]

```

```

IF k == "v" THEN Voltage
IF k == "r" THEN raw
IF k == "f" THEN Force

HSEROUT [13,10]
GOTO Begin

raw:

FOR j = 1 TO n

    ADCIN chanel, adval      'recieve ADC at Micro channel0 and
keep ADC Value
    IF adval < 10 THEN HSEROUT["000"]
    'Stable send data to same 4 Digits for stable sampling.
    IF (adval > 9) AND (adval < 100) THEN HSEROUT["00"]
    IF (adval > 99) AND (adval < 1000) THEN HSEROUT["0"]
    HSEROUT[ DEC adval,13,10]
    PAUSEUS t

NEXT j

HSEROUT[13,10,"End",13,10,13,10]
GOTO start

Voltage:

FOR j = 1 TO n

    ADCIN chanel, adval
    Lb = adval*390625
    La = Lb / 800
    Lb = La / 100000
    LC = La // 100000

    HSEROUT[ DEC Lb ,"."]

    IF LC < 10 THEN HSEROUT["0000"]
    IF (LC > 9) AND (LC < 100) THEN HSEROUT["000"]
    IF (LC > 99) AND (LC < 1000) THEN HSEROUT["00"]
    IF (LC > 999) AND (LC < 10000) THEN HSEROUT["0"]
    HSEROUT[ DEC LC,13,10]

PAUSEUS t
NEXT j

HSEROUT[13,10,"End",13,10,13,10]
GOTO start

Force:

FOR j = 1 TO n

    ADCIN chanel, adval
    Lb = adval*78125
    La = Lb / 800
    Lb = La / 1000
    LC = La // 1000
    'Out put same Digit for Constant Sampling
    IF Lb < 10 THEN HSEROUT["0"]
    HSEROUT[ DEC Lb ,"."]

```

```
IF LC < 10 THEN HSEROUT["00"]
IF (LC > 9) AND (LC < 100) THEN HSEROUT["0"]

HSEROUT[ DEC LC,13,10]

PAUSEUS t
NEXT j

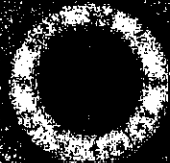
HSEROUT[13,10,"End",13,10,13,10]
GOTO start

END
```

ภาคผนวก ข.

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

ชนพล สักनावวัฒน์ อุन्नัต พิณโสภณ มนต์ศักดิ์ พิมสาร, “การวิเคราะห์จลนพลศาสตร์ของชิ้นส่วนขาของมนุษย์ในท่วงท่าการเดิน,” การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์ไฟฟ้า ครั้งที่32), โรงแรมทวาราวดี รีสอร์ท ปราณบุรี, Thailand, October 28-30, 2009.



WESTAS WEL 2

WESTAS
WEL 2

2009 CONFERENCE

සමස්ත උතුරු මධ්‍යම ඉන්ජිනේරු විද්‍යාලයේ සහ
සමස්ත උතුරු මධ්‍යම ඉන්ජිනේරු විද්‍යාලයේ

22nd Electrical Engineering Conference
29-30 October 2009, Towanwood Resort Hotel, Pookherry, Colombo



සමස්ත උතුරු මධ්‍යම ඉන්ජිනේරු විද්‍යාලයේ සහ
සමස්ත උතුරු මධ්‍යම ඉන්ජිනේරු විද්‍යාලයේ
සමස්ත උතුරු මධ්‍යම ඉන්ජිනේරු විද්‍යාලයේ
සමස්ත උතුරු මධ්‍යම ඉන්ජිනේරු විද්‍යාලයේ

การวิเคราะห์จลนศาสตร์ของชิ้นส่วนขาของมนุษย์ในท่วงท่าการเดิน

Kinetics Analysis of Lower Limbs during Walking Gait

รณพล ลักขณวัฒน์¹ อุนนัต ทัณโตภณ² มนัสศักดิ์ หินสาร³

^{1,2,3}ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ถนนลาดกระบัง เขตลาดกระบัง กรุงเทพมหานคร 10520 โทรศัพท์ : 086-572-4322 E-mail: wareladalarushiru@hotmail.com

บทคัดย่อ

บทความนี้ขอนำเสนอการสร้างเครื่องมือทางการแพทย์ของระบบการวิเคราะห์ของแรงที่กระทำต่อชิ้นส่วนขาของมนุษย์ในลักษณะท่วงท่าการเดิน โดยมุ่งเน้นชุดอุปกรณ์ที่สามารถสร้างขึ้นมาได้จึงทำให้ราคาต้นทุนต่ำกว่าระบบที่ขายในท้องตลาดมาก การวิเคราะห์ท่วงท่าการเดินตามรายละเอียดการประมวลผลออกได้เป็นสองส่วนหลักๆ คือ ด้านจลนศาสตร์ (Kinematic) ใช้การบันทึกวิถีที่กิน (VDO) การเดินของผู้ทดลองที่ได้รับการติดเครื่องวัดแรงที่ชิ้นส่วนขา แล้วประมวลผลค่าน้ำหนักเครื่องเป็นระบบที่คิด 2 มิติ เพื่อประมวลผลข้อมูลการเคลื่อนที่ ความเร็ว ความเร่ง ทั้งเชิงเส้นและเชิงมุม สำรรับนำไปประมวลผลกับส่วนหลักที่สอง คือ ด้านจลนศาสตร์ (Kinetics) ซึ่งใช้เซ็นเซอร์ที่มีโครงสร้างเป็นแท่งอลูมิเนียมเป็นตัวรับน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงของการเดิน โดยติดตั้งสเตรนเกจเพื่อส่งสัญญาณเปลี่ยนแปลงความต้านทาน แล้วแปลงข้อมูลจากขนาดออกเป็นดิจิตอล โดยมีความละเอียด 10 บิต ที่แรงดันไฟฟ้ากระแสตรงสูงสุด 5 โวลต์ เพื่อคำนวณแสดงเป็นน้ำหนักบนเครื่อง เมื่อรวบรวมข้อมูลทั้งสองส่วนก็สามารถหาแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อข้อต่อของชิ้นส่วนขาเพื่อใช้ในการแพทย์ สำหรับการรักษาทางกายภาพด้วยท่าที่เหมาะสม จากผลการทดลองที่ได้เมื่อเปรียบเทียบกับผลการทดลองของ D.A. Winter [1] พบว่าข้อมูลสามารถเก็บได้ดี โดยพิจารณาจากลักษณะแนวโน้มกราฟในทิศทางเดียวกัน

คำสำคัญ: ท่วงท่าการเดิน, จลนศาสตร์, เครื่องมือทางการแพทย์

Abstract

This article presents the making of a medical instrument for the analysis of force performing toward human's lower limbs while walking. The cost of making the instrument is considerably lower than that of the ready-made system. Walking gait analysis consists of two main parts: Kinematics and Kinetics. For the Kinematics analysis, the demonstrator's gait is video recorded. Markers are attached to demonstrator's lower limbs while recording. The position of each marker is then analyzed in two-dimension coordinates in order to obtain the motion data i.e.: linear velocity, angular velocity, linear acceleration

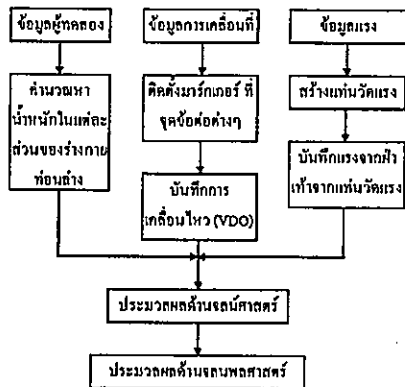
and angular acceleration. Obtained data will be then used in Kinetics analysis. An aluminum force plate with strain gages installed is used in sense the changes of weight during walking. The measured analog reaction forces are converted to digital signals using a 10 bit resolution converter with a maximum voltage of 5 volts. With combined data of motion data and force data, the forces and moment which perform at each joint of lower limbs can be obtained. These data are useful in the fields of medical science and physical therapy. The results obtained from the experiments when compared with those of D.A. Winter [1] show the same tendency.

Keywords: gait, kinetics, medical instrument

1. บทนำ

ปัจจุบันเทคโนโลยีการแพทย์ก้าวล้ำไปมาก ซึ่งส่วนหนึ่งเป็นผลอันเนื่องมาจากการที่หาความรู้ ทักษะ การแก้ปัญหาที่เครื่องมือทางด้านวิศวกรรมนั่นเอง การศึกษาระบบเคลื่อนไหว ของร่างกายมนุษย์ในเชิงวิศวกรรม ถือว่าเป็นสิ่งสำคัญอย่างยิ่งในการช่วยให้งานการแพทย์วิเคราะห์ข้อมูลได้อย่างถูกต้อง แม้ว่าในต่างประเทศมีการศึกษานานมาแล้ว เช่น S.Onyshko และ D.A.Winter [1] ได้มีการเสนอแบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับการเคลื่อนไหวของร่างกาย หรือ Christopher L. Vanghan และ Brian L. Davis [2] เสนอจลนศาสตร์ของการเคลื่อนที่ของมนุษย์ แต่สำหรับในประเทศไทยการศึกษาถือว่ายังมีน้อยมาก แต่ก็มีนักวิจัยบางท่านได้ศึกษาการเคลื่อนที่ของมนุษย์ที่เน้นในด้านจลนศาสตร์ (Kinematic) เป็นผลงานของ จักรกริช ชัยเทวรัตน์ [3] ในบทความนี้จะเน้นการศึกษาด้านจลนศาสตร์ (Kinetics) โดยต้องอาศัยข้อมูลด้านจลนศาสตร์เป็นตัวช่วยในการประมวลผล รูปแบบการทดลอง (รูปที่ 1) เริ่มจากการเก็บข้อมูลผู้ทดลอง ทั้งน้ำหนักและสัดส่วนของชิ้นส่วนขา หลังจากนั้นติดตั้งเครื่องหมายมาร์กเกอร์ที่ชิ้นส่วนขาเพื่อเป็นจุดอ้างอิงการเคลื่อนไหวการเดินในขณะบันทึกวิถีที่กิน ระหว่างเส้นทางการเดินจะนิยามน้ำหนักแรงกดของฝ่าเท้าในช่วงเวลาต่างๆและการบันทึกเพื่อนำไปคำนวณแรงกดข้อต่อต่างๆเทียบกับจังหวะการเดิน ข้อมูลทั้งหมดนี้จะสามารถนำไปใช้ในการแพทย์ด้านกายภาพได้

BE 012



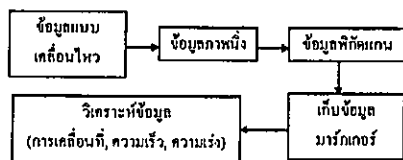
รูปที่ 1 กระบวนการคำนวณแรงที่กระทำต่อข้อต่อต่างๆ

2. การวิเคราะห์ข้อมูล

2.1 การวิเคราะห์หอดินศาสตร์

การวิเคราะห์ด้านจลนศาสตร์นิวตันแปรข้อมูลที่สำคัญคือ พิกัดการเคลื่อนที่ (X, Y) ความเร่งเชิงมุม (α) และเชิงเส้น (a_x, a_y) ที่ใช้ในการวิเคราะห์ด้านจลนศาสตร์ สำหรับวิธีการทดลองจะทำการบันทึกวิถีที่สัมพันธ์กับเวลาที่คิดเครื่องหมายเลขไว้ที่ชิ้นส่วนก่อนหน้าเพื่อเป็นจุดอ้างอิงการเคลื่อนไหวในคอมพิวเตอร์ข้อมูลภาพเป็นระบบพิกัด 2 มิติซึ่งจะมีขั้นตอนต่างๆดังต่อไปนี้

1. แยกเฟรมภาพที่ถ่ายจากกล้องวิดีโอที่สัมพันธ์กับ RCB ไฟล์
2. แปลงข้อมูลภาพเป็นข้อมูลที่คิดแกนในระบบ 2 มิติ
3. เก็บข้อมูลของตำแหน่งมาร์กเกอร์
4. ประมวลผล การเคลื่อนที่, ความเร็ว และ ความเร่ง จากตำแหน่งมาร์กเกอร์เทียบกับเวลา

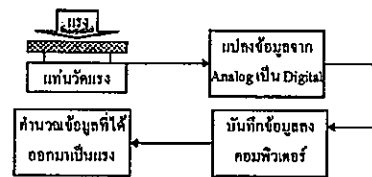


รูปที่ 2 ขั้นตอนการวิเคราะห์ข้อมูลการเคลื่อนไหว

2.2 การวิเคราะห์หอดินศาสตร์

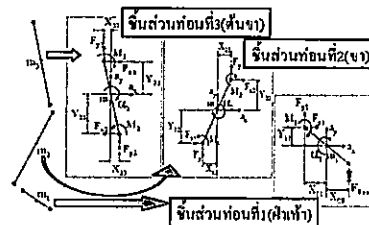
ในการวิเคราะห์หอดินศาสตร์นั้น สิ่งที่สำคัญของการทดลองคือ นำข้อมูลด้านจลนศาสตร์ให้มีความสัมพันธ์กับข้อมูลด้าน

จลนศาสตร์ สำหรับการศึกษาทดลองจะมีทั้งรับแรง ซึ่งเป็นตัวส่งข้อมูลแรงกดของผู้ทดลองในแต่ละช่วงเวลาของการกดฝ่าเท้า และบันทึกค่าเพื่อนำไปคำนวณแรงที่กระทำต่อข้อต่อต่างๆ (รูปที่ 3)



รูปที่ 3 ลำดับขั้นตอนการส่งผ่านข้อมูล

ในการคำนวณชิ้นส่วนแต่ละชิ้นนิวตันแปรค่าจากด้านจลนศาสตร์และแรงจากแท่นรับแรงปรับข้อมูลให้สอดคล้องกับจังหวะการเดินแผนภาพการคำนวณจะแยกชิ้นส่วนขาออกเป็น 3 ส่วน (รูปที่ 4)



รูปที่ 4 ลักษณะแรงที่กระทำต่อชิ้นส่วนขา

สมการสำหรับการคำนวณชิ้นส่วนช่วงขา(4) มีดังนี้

$$F_x = m_1 a_x \tag{1}$$

$$F_y - m_1 g + F_{react} = m_1 a_y \tag{2}$$

$$M_1 + F_{11} Y_{11} + F_{21} X_{11} + F_{react} X_{c1} = I_1 \alpha_1 \tag{3}$$

$$- F_x + F_x = m_2 a_x \tag{4}$$

$$- F_y - m_2 g + F_y = m_2 a_y \tag{5}$$

$$M_2 - M_1 + F_{12} Y_{12} + F_{22} X_{12} + F_{22} Y_{22} + F_{22} X_{22} = I_2 \alpha_2 \tag{6}$$

$$- F_x + F_x = m_3 a_x \tag{7}$$

$$- F_y - m_3 g + F_y = m_3 a_y \tag{8}$$

$$M_3 - M_2 + F_{23} Y_{23} + F_{23} X_{23} + F_{23} Y_{33} + F_{23} X_{33} = I_3 \alpha_3 \tag{9}$$

การคำนวณหาแรงที่ชิ้นส่วนที่ 1 จะใช้สมการที่ (1)ถึง(3) และจะได้แรง (F_x, F_y) และ โมเมนต์ (M) ที่กระทำที่ข้อเท้า ผลลัพธ์ที่ได้นี้จะช่วยในการคำนวณหาแรงต่างๆของชิ้นส่วนข้อเท้า 2 โดยอ้างอิงสมการที่

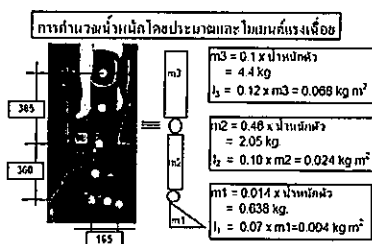
(4)ถึง(6) ในที่จะได้ผลลัพธ์แรง (F_x, F_y) และโมเมนต์ (M_z) ที่กระทำที่หัวว่า ในลักษณะเดียวกันผลลัพธ์ที่สามารถคำนวณหาแรง (F_x, F_y) และโมเมนต์ (M_z) ที่กระทำต่อชิ้นส่วนที่ 7 โดยใช้สมการที่ (7)ถึง(9) เมื่อครบทั้งสามชิ้นส่วนก็จะนำผลการคำนวณไปใช้ประโยชน์ในการทดลองต่อไป

2.3 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

การทดลองนี้เน้นการสร้างอุปกรณ์ขึ้นเอง ทำใช้จ่ายประมาณ 15000 บาท การวางอุปกรณ์แสดงรูปที่ 5 ได้แก่ ฐานการเดินทดลองขนาดกว้าง 95 ซม. ยาว 228 ซม. วางตามยาวขนานกับทิศทางการเดิน โดยมีกึ่งกลางบันทึกวิถีที่ 70 (ความเร็ว 70 เฟรมต่อวินาที ขนาดภาพ 640x480 พิกเซล) วางตั้งฉากกับแนวยาวฐานทางเดินตรงจุดกึ่งกลางของแท่นรับแรงที่มีโครงสร้างเป็นแท่งอลูมิเนียมเป็นจุดรับแรงกดเป็นหลัก ซึ่งจะติดขดลวด 4 ตัวเป็นค้ำส่งสำหรับการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เข้า ผ่านเข้าอุปกรณ์ขยายและแปลงข้อมูลโดยไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีความละเอียด 10 บิต สำหรับผู้ทดลองนั้นจะต้องติดมาร์กเกอร์ที่ช่วงขางซึ่งในแต่ละชั้นสามารถที่จะทำการคำนวณและโมเมนต์แรงเพื่อจะได้โดยประมาณโดยอ้างอิงจาก D.A. Winter [4] รูปที่ 6



รูปที่ 5 แผนผังการวางตำแหน่งอุปกรณ์การทดลอง



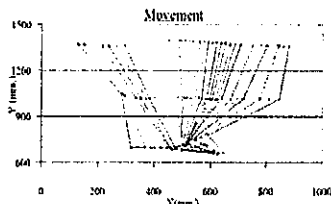
รูปที่ 6 ข้อมูลเบื้องต้นของผู้ทดลองและมาร์กเกอร์ที่ขาข้างล่าง

3 ผลการทดลอง

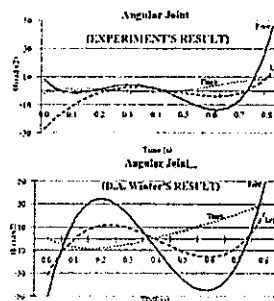
ในการทดลองนี้คือวัดแรงกดจากเส้นท่าที่แกน Y เนื่องจากเป็นแรงที่มีผลกระทบต่อเคลื่อนที่มากที่สุดโดยทำการสร้างอุปกรณ์รับแรงแนว Y มีความเร็วในการเคลื่อนที่อย่าง 0.005 วินาทีและความละเอียดขนาด 0.01 มิลลิเมตร ส่วนของการบันทึกการเคลื่อนที่นั้นใช้ความเร็วของกล้องบันทึกที่ 30 เฟรมต่อวินาทีเพราะเป็นกล้องที่ขนาดของกล้องทำให้ราคาถูก ซึ่งจะแตกต่างกับอุปกรณ์ที่โรงงานจริงเมื่อเทียบกับการทดลองของ D.A. Winter คืออุปกรณ์รับแรงสามารถวัดแรงได้ทั้งแกน X, Y และความเร็วในการเคลื่อนที่อย่าง 0.01 วินาที ส่วนการบันทึกก็มีความเร็วที่ 70 เฟรมต่อวินาที เมื่อเปรียบเทียบราคาแตกต่างกันอย่างมาก จุดสนใจของการทดลองนี้คือดูแนวโน้มอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมาเทียบกับอุปกรณ์ที่มีใช้งานอยู่ในการเปรียบเทียบผลการทดลองกับข้อมูลของ D.A. Winter จะอ้างอิงจากค่าสัมประสิทธิ์ที่แปรผันของข้อมูลขึ้น ทั้งนี้การซ้อนทับข้อมูลเพื่อพิจารณาจะมีค่าผิดพลาดที่เกิดจากลักษณะการเดินที่ไม่เหมือนกันด้วย

3.1 ข้อมูลด้านอณาลศาสตร์

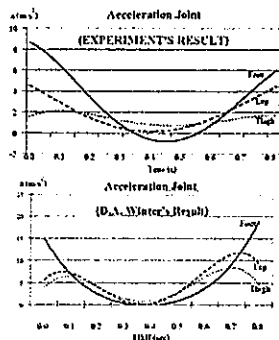
นำข้อมูลจากกล้องบันทึกวิถีที่ทำการประมวลผลเคลื่อนที่โดยอ้างอิงจากตำแหน่งกึ่งกลางมาร์กเกอร์ที่เอาความเร่งเชิงมุมและเชิงเส้นต่อไป



รูปที่ 7 ค่าแรงของมาร์กเกอร์เริ่มต้นของผู้ทดลอง



รูปที่ 8 ความเร่งเชิงมุมเทียบผลของ D.A. Winter [4]

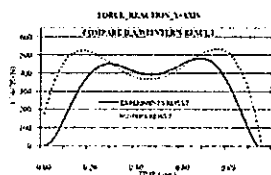


รูปที่ 9 ความเร่งเชิงเส้นที่ข้อมือของ D.A. Winter [4]

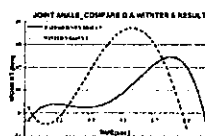
จากการเปรียบเทียบข้อมูลจะเห็นว่าแนวโน้มใกล้เคียงกับการทดลองที่มีอยู่ ซึ่งค่าที่แตกต่างนั้นมาจากหลายปัจจัย อาทิเช่น ลักษณะการเดินของผู้ทดลอง น้ำหนักตัว ความสามารถของกล้ามเนื้อ เป็นต้น

3.2 ข้อมูลด้านอณตพหศาสตร์

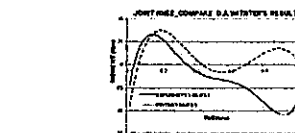
ในการคำนวณสามารถหาแรงและโมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆได้ แต่มีความแปรที่ค่าข้อมูลสำหรับการวิเคราะห์ทางกายภาพคือ โมเมนต์ ดังนั้นการเปรียบเทียบผลการทดลองจะเน้นที่ข้อมือเฉพาะ โมเมนต์ที่ข้อต่อของข้อมือส่วนนั้นจะเทียบเฉพาะแรงที่ได้จากเท้าที่วิ่งที่สร้างขึ้นซึ่งสามารถวัดสัญญาณการเปลี่ยนแปลงของแรงได้รวดเร็ว ซึ่งกราฟของแรงที่ได้มีลักษณะที่เหมือนกับกราฟทดลองของวินเทอร์ จึงสามารถนำค่าไปคำนวณหาโมเมนต์ที่กระทำต่อข้อต่อต่างๆตามสมการที่ (1)ถึง(9) ต่อไป



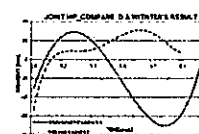
รูปที่ 10 แรงกระทำต่อข้อเท้าเทียบกับ D.A. Winter [4]



รูปที่ 11 โมเมนต์ที่กระทำต่อข้อเท้าเทียบกับของ D.A. Winter [4]



รูปที่ 12 โมเมนต์ที่กระทำต่อข้อเท้าเทียบกับผลของ D.A. Winter [4]



รูปที่ 13 โมเมนต์ที่กระทำต่อสะโพกเทียบกับผลของ D.A. Winter [4]

ผลของกราฟโมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆมาจากข้อมูลที่ได้จากการวัดแรงที่เท้าในจังหวะการเดินต่างๆของขาข้างขวา โดยกราฟของแรง(รูปที่10)ที่ขึ้นสูงเป็นยอดแรกคือจังหวะเท้าสัมผัสพื้นจะลดลงในช่วงกลางขณะปลายเท้าเริ่มสัมผัสพื้นและกราฟจะขึ้นสูงอีกครั้งเมื่อเหลือเพียงปลายเท้าสัมผัสพื้น จุดที่ข้อมือจะลดลงเนื่องจากเท้าเริ่มยกออกจากพื้น ข้อมูลที่ได้จากเครื่องมือนี้สามารถเก็บข้อมูลจังหวะต่างๆแรงกดต่างๆได้ที ซึ่งสามารถใช้เป็นพื้นฐานในการสร้างเครื่องมือแพทย์ที่จับข้อต่อได้ต่อไป

4. สรุป

บทความนี้แสดงระบบการวิเคราะห์ชิ้นส่วนข้อมือ มุ่งเน้นด้านจลนพลศาสตร์โดยใช้อุปกรณ์เครื่องมือที่สร้างขึ้นเองและราคาถูก เพื่อศึกษาหาความเหมาะสมของคุณภาพผลการทดลอง จากการเปรียบเทียบผลการทดลองที่ได้กับวินเทอร์นั้น ข้อมูลที่ได้มียังไม่สมบูรณ์นักแต่ก็มีแนวโน้มที่ดีและเป็นข้อมูลอ้างอิงที่เป็นประโยชน์ต่อหน่วยงานการปรับปรุงเครื่องมือให้สามารถใช้งานได้กับวงการแพทย์ให้ช่วยเหลือนักการ ใช้อุปกรณ์ราคาแพงจากต่างประเทศ และนำไปสู่การผลิตที่มีต้นทุนต่ำเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ทางกายภาพของผู้ป่วยในประเทศไทย

เอกสารอ้างอิง

- [1] S. Onyshko and D.A. Winter, "A Mathematical Model for The Dynamics of Human Locomotion", J. Biomechanics Vol. 13
- [2] Christopher L. Vaughan, PhD and Brian L. Davis, PhD "Dynamics of Human Gait", 1999
- [3] จักรกฤษ ชาติทวีภรณ์, "การวิเคราะห์จลนศาสตร์ของข้อมือของมนุษย์ในท่าวิ่งก้าวเดิน", บัณฑิตวิทยาลัย สาขาวิศวกรรมเครื่องกล สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง พ.ศ.2550
- [4] D.A. Winter, The Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 3rd Eds, John Wiley & Sons, 2004.

ประวัติผู้เขียน

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายธนพล ลักนาววัฒน์

วันเดือนปีเกิด 28 พ.ย. 2522

ประวัติการศึกษา

สำเร็จการศึกษา ป.ว.ช.หลักสูตรเตรียมวิศวกรรม สาขาเครื่องกล จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ในปีพ.ศ. 2542

สำเร็จการศึกษาปริญญาตรี วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ในปี พ.ศ. 2546

เข้าศึกษาระดับปริญญาโท วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง พ.ศ. 2547

ประวัติการทำงาน

พ.ศ. 2552 วิศวกรส่วนงานวิจัยและพัฒนาเครื่องจักรกลการเกษตร

บริษัทสยามคูโบต้า อินดัสตรี จำกัด

พ.ศ. 2548 – 2550 วิศวกรส่วนงานวิจัยและพัฒนารถยนต์ขนาด 1 ตัน

บริษัท อีซูซุมอเตอร์ ประเทศญี่ปุ่น

พ.ศ. 2546 – 2552 วิศวกรส่วนงานวิจัยและพัฒนารถยนต์ขนาด 1 ตัน

บริษัท อีซูซุเทคนิคอลเซ็นเตอร์ออฟเอเชีย จำกัด