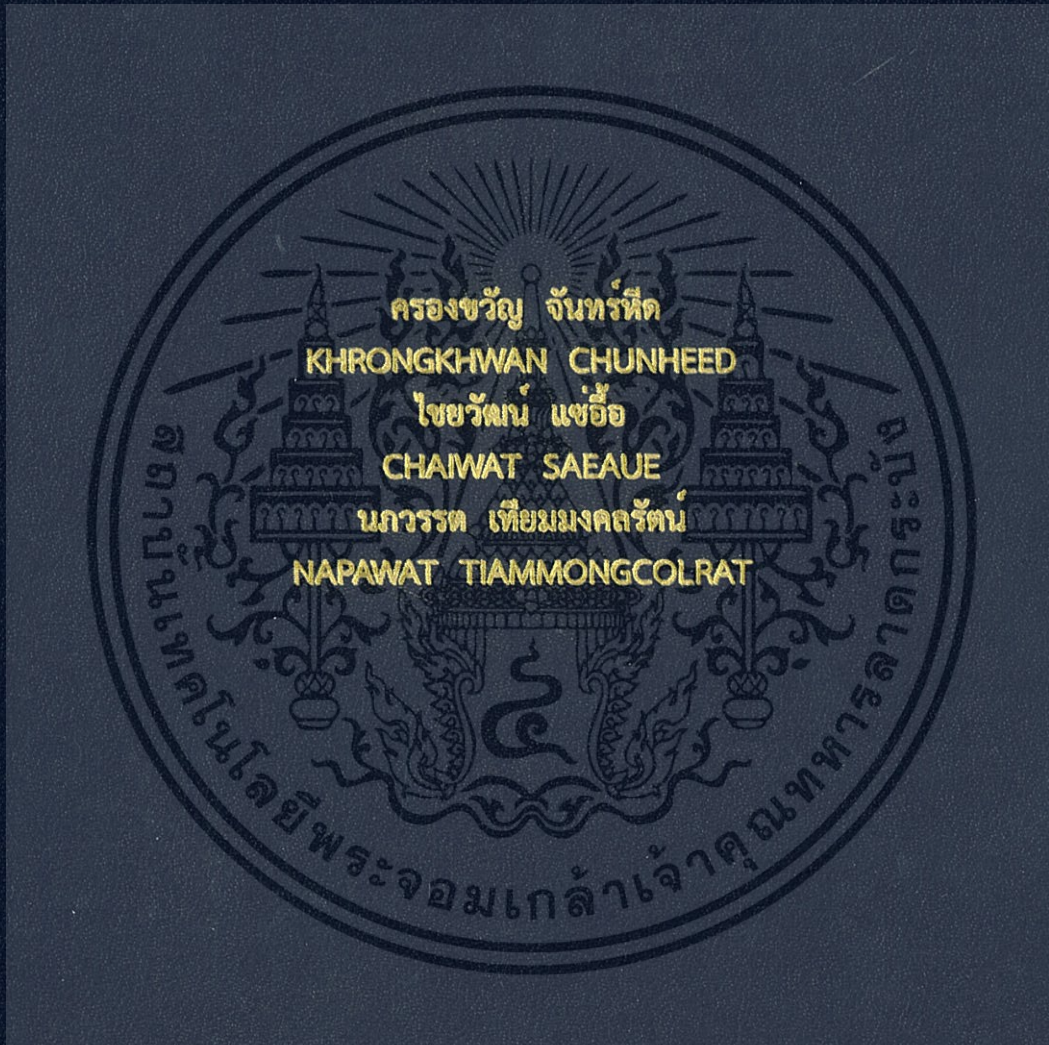


เครื่องวิเคราะห์การเดินเพื่อประเมินความเสี่ยงในการหกล้ม  
โดยใช้กล้อง Kinect และเครื่องวัดความเร่ง 3 แกนแบบติดที่เอว

GAIT ANALYSIS FOR FALL RISK ASSESSMENT

BASED ON KINECT CAMERA AND WAIST MOUNTED 3D ACCELEROMETER



ปริญญาานิพนธ์เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร์

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2558

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องวิเคราะห์การเดินเพื่อประเมินความเสี่ยงในการหกล้ม

โดยใช้กล้อง Kinect และเครื่องวัดความเร่ง 3 แกนแบบติดที่เอว

GAIT ANALYSIS FOR FALL RISK ASSESSMENT

BASED ON KINECT CAMERA AND WAIST MOUNTED 3D ACCELEROMETER



T144354



เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน 144354  
รับเดือน พ.ค. 24 พ.ค. 2559

b.12690441  
i.....

ปริญญาานิพนธ์เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตร  
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้... ปีการศึกษา 2558... ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ ปีการศึกษา 2558  
สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์  
คณะ วิศวกรรมศาสตร์  
เรื่อง สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
เครื่องวิเคราะห์การเดินเพื่อประเมินความเสี่ยงในการหกล้มโดยใช้กล้อง  
Kinect และเครื่องวัดความเร่ง 3 แกน แบบติดที่เอว  
GAIT ANALYSIS FOR FALL RISK ASSESSMENT BASED ON  
KINECT CAMERA AND WAIST MOUNTED 3D  
ACCELEROMETER

ผู้จัดทำ

นางสาวครองขวัญ จันทร์หืด รหัสประจำตัว 55010126  
นายไชยวัฒน์ แซ่อ้อ รหัสประจำตัว 55010300  
นายนภวรรต เทียมมงคลรัตน์ รหัสประจำตัว 55010617

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



ดร. เทอดศักดิ์ ลีวหาทอง  
อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงการ	เครื่องวิเคราะห์การเดินเพื่อประเมินความเสี่ยงในการหกล้มโดยใช้กล้อง Kinect และเครื่องวัดความเร่ง 3 แกนแบบติดที่เอว	
นักศึกษา	นางสาวครองขวัญ จันทร์หิ็ด	รหัสประจำตัว 55010126
	นายไชยวัฒน์ แซ่อ้อ	รหัสประจำตัว 55010300
	นายนภวรรต เทียมมงคลรัตน์	รหัสประจำตัว 55010617
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์	
ปีการศึกษา	2558	
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญาโท	ดร. เทอดศักดิ์ ลีมหาทอง	

**บทคัดย่อ**

ปัจจุบันประชากรผู้สูงอายุมีจำนวนเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว บางกิจกรรมมีแนวโน้มที่อาจทำให้เกิดการหกล้มถึงขั้นได้รับบาดเจ็บหรือเสียชีวิตได้ ส่วนใหญ่ของการหกล้มมีความเกี่ยวข้องกับปัจจัยเสี่ยงเช่น ความอ่อนแอของกล้ามเนื้อ หรือการเดินที่ไม่มั่นคง เพราะเหตุดังกล่าวเพื่อเป็นการป้องกันการหกล้มที่ต้นเหตุ การวิเคราะห์การเดินเพื่อประเมินความเสี่ยงในการหกล้มจึงเป็นสิ่งจำเป็น ปริญญานิพนธ์นี้เป็นการศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องวิเคราะห์การเดินเพื่อประเมินความเสี่ยงในการหกล้มโดยใช้กล้อง Kinect และเครื่องวัดความเร่ง 3 แกนแบบติดที่เอว โดยใช้โปรแกรม MATLAB ในการคำนวณลักษณะการเดิน (ระยะเวลาของระยะตั้งท่า (stance Phase) และระยะแกว่ง (swing Phase) จากข้อมูลของกล้อง Kinect และ accelerometer ซึ่งในการทดลองกับกลุ่มตัวอย่างนั้น กลุ่มตัวอย่างจะใส่ Accelerometer บริเวณเอวด้านขวา และเดินเป็นรอบ พร้อมทั้งบันทึกภาพการเดินของกลุ่มตัวอย่างควบคู่ไปกับ Accelerometer

Project Title	GAIT ANALYSIS FOR FALL RISK ASSESSMENT BASED ON KINECT CAMERA AND WAIST MOUNTED 3D ACCELEROMETER
Student	Miss.Khrongkhwan Chunheed Student ID 55010126 Mr.Chaiwat Saeaeue Student ID 55010300 Mr.Napawat Tiammongcolrat Student ID 55010617
Degree	Bachelor of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2015
Thesis Advisor	Dr.Thurdsak Leauhatong

#### ABSTRACT

Nowadays, Thai elderly population has been increasing rapidly. Some activities are prone to fall that may caused injuries or even death. Most of the falls are associated with risk factors such as muscle weakness and unsteady gait. Because of these problems, the gait analysis for fall risk assessment is necessary to prevent falls. This project is the study of designing and creating gait analysis fall risk assessment based on Kinect camera and waist mounted 3D accelerometer. The MATLAB program is used to calculate the gait features (duration time of stance phase and swing phase) from the data of the Kinect camera and accelerometer. In our experiments, the subjects were asked to mount the accelerometer at the right hand side of their waists during they are walking and recording of walking posture from Kinect camera.

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากบุพการีอันประกอบด้วยบิดาและมารดาผู้ให้โอกาสทางการศึกษาและกำลังใจข้าพเจ้าตลอดมาจนประสบความสำเร็จ

ขอขอบคุณ อาจารย์ที่ปรึกษา ดร.เทอดศักดิ์ ลีวาทอง ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้พร้อมด้วยการสนับสนุนต่างๆทำให้ข้าพเจ้าได้มีประสบการณ์ที่ดีและสามารถนำไปพัฒนาตนเองและผู้อื่นเพื่อให้เกิดคุณประโยชน์ต่อประเทศชาติในอนาคตต่อไป

ขอขอบคุณ นางสาวเบญจวรรณ ประโพธิ์ชนัง และ นายนิติพัฒน์ ญัฐโธษกุล ในห้องปฏิบัติการสำหรับทุกความช่วยเหลือและความเอาใจใส่ในทุกรายละเอียดต่างๆที่ทำให้วริญญานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ เพื่อนๆ ในห้องปฏิบัติการ BIOSIS ที่คอยช่วยเหลือและให้กำลังใจเกี่ยวกับทำให้วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จได้

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้บิดาและมารดาเป็นที่รักและเคารพยิ่งตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

ครองขวัญ จันทร์หิต

ไชยวัฒน์ แซ่อ้อ

นภวรรณ เทียมมงคลรัตน์

## สารบัญ

ปริญญานิพนธ์.....	I
บทคัดย่อ.....	II
ABSTRACT.....	III
กิตติกรรมประกาศ.....	IV
สารบัญ.....	V
สารบัญตาราง.....	IX
สารบัญรูป.....	X
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	2
1.3 สมมุติฐานของงานวิจัย.....	2
1.4 ขอบเขตของโครงการ.....	2
1.5 ขั้นตอนการศึกษาวิจัย.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 การหกล้มในผู้สูงอายุ.....	4
2.1.1 ปัจจัยภายในร่างกาย.....	4
2.1.2 ปัจจัยภายนอกร่างกาย.....	6
2.1.3 ผลของการหกล้ม.....	7
2.2 วงจรการเดิน (Gait cycle).....	8
2.2.1 Stance phase.....	8
2.2.2 Swing phase.....	9
2.2.3 Double support.....	10
2.2.4 การพิจารณาวงจรการเดิน.....	10
2.3 การเดินและการทรงตัวที่ผิดปกติ (Gait /balance deficits).....	11
2.4 แนวทางการประเมินเรื่องการหกล้มในผู้สูงอายุ.....	13

## สารบัญ(ต่อ)

2.4.1	การชักประวัติ.....	13
2.4.2	การตรวจร่างกาย.....	13
2.4.3	การทดสอบพิเศษโดยใช้เครื่องมือ .....	14
2.5	กายวิภาคประยุกต์ของข้อเข่า.....	15
2.5.1	Femur.....	15
2.5.2	Tibia .....	16
2.5.3	Patella .....	17
2.5.4	Synovium.....	20
2.5.5	Ligament and Associated Restraining Structures.....	21
2.5.6	Meniscus .....	28
2.5.7	กล้ามเนื้อรอบข้อเข่า .....	29
2.6	สถาปัตยกรรม PIC .....	29
2.6.1	ประวัติไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC.....	29
2.6.2	ภาษาที่ใช้สำหรับเขียนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC.....	31
2.6.3	คุณลักษณะทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC.....	35
2.6.4	ความเร็วของ PIC .....	36
2.7	การแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล (ADC หรือ Analog to Digital Converter).....	38
2.7.1	Data sampling.....	38
2.7.2	Aliasing .....	39
2.7.3	Shannon sampling theorem.....	39
2.8	การแปลงทางเรขาคณิต.....	39
2.8.1	การย้ายในสามมิติ .....	39
2.8.2	การหมุนในสามมิติ .....	40
2.9	การแปลงระบบพิกัด.....	43
2.10	กล้อง Kinect.....	48
2.10.1	ส่วนประกอบและการทำงาน.....	48

## สารบัญ(ต่อ)

2.10.2	Skeletal tracking.....	50
2.11	Accelerometer .....	51
2.11.1	คุณสมบัติของโมดูล.....	51
2.11.2	โครงสร้างและวงจรของ Module.....	52
2.11.3	การใช้งาน Module MMA7331L.....	52
2.11.4	วงจรการต่อใช้งาน .....	53
<b>บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย .....</b>		<b>55</b>
3.1	ด้านฮาร์ดแวร์.....	55
3.1.1	วงจรแปลงไฟ .....	56
3.1.2	วงจรชาร์ตไฟ.....	57
3.1.3	เซนเซอร์.....	58
3.1.4	ไมโครคอนโทรลเลอร์.....	59
3.1.5	ระบบไร้สายบลูทูท.....	60
3.1.6	แบตเตอรี่.....	62
3.2	ด้านซอฟต์แวร์.....	63
3.2.1	เชื่อมต่อสัญญาณบลูทูท.....	63
3.2.2	รับค่าจากฮาร์ดแวร์.....	63
3.2.3	แบ่งกลุ่มการแปลง.....	63
3.2.4	เรียงค่าใหม่.....	63
3.2.5	แปลงค่ากลับ .....	63
3.2.6	ใส่ filter ให้กับกราฟ.....	63
3.2.7	หาค่า peak.....	64
3.2.8	เก็บค่าลง MicrosoftExcel .....	64
3.2.9	วิเคราะห์จุด stance phase และ swing phase ของกราฟ.....	64
3.3	Kinect Camera .....	65

เอกสารนี้เป็น 3.3.1 การเชื่อมต่อข้อมูลจาก Kinect..... 66  
 เอกสารนี้เป็น 3.3.1 การเชื่อมต่อข้อมูลจาก Kinect..... 66  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ(ต่อ)

3.3.2	Skeleton Tracking .....	67
3.3.3	การเก็บภาพและค่าตามแนวแกนในแต่ละเฟรม .....	71
3.3.4	สัญญาณเตือนเมื่อเกิดการทกล้ม .....	71
3.4	แผนการดำเนินงาน .....	72
<b>บทที่ 4 ผลการทดลอง.....</b>		<b>74</b>
4.1	ผลการทดลองจากการเดินโดย Detector.....	74
4.2	ผลการทดลองจาก Kinect Camera.....	75
4.2.1	Skeleton tracking.....	75
4.2.2	ทดลองการเคลื่อนไหวของขาขวา.....	75
4.2.3	ทดลองการเคลื่อนไหวของขาซ้าย .....	76
4.3	ผลการทดลองจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงอายุ 22-23 ปี .....	76
4.3.1	ผู้หญิง อายุ 22 ปี ไม่เคยมีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า.....	76
4.3.2	ผู้ชายอายุ 22 ปี ,ไม่เคยมีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า.....	83
4.3.3	ผู้ชายอายุ 22 ปี ,ไม่เคยมีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า.....	89
4.4	ผลการทดลองจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงอายุ 59-71 ปี.....	95
4.4.1	ผู้หญิง อายุ 71 ปี , มีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า.....	95
4.4.2	ผู้หญิง อายุ 67 ปี ,มีความเสี่ยงเป็นโรคเก๊า.....	101
4.4.3	ลุงประวิทย์, ผู้ชายอายุ 59 ปี ,ไม่เคยมีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า.....	107
<b>บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ .....</b>		<b>113</b>
5.1	บทสรุปงานวิจัย.....	113
5.2	ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	114

เอกสารอ้างอิง

ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงปัจจัยที่มีผลในการหกล้มของผู้สูงอายุ.....	4
2.2 ค่าของตัวแปรที่ใช้ในการสร้างเมตริกซ์การแปลงของ LCS1 และ LCS2.....	44
2.3 คุณสมบัติของกล้อง Kinect.....	50
2.4 G-Select Pin.....	52
3.1 คุณสมบัติของแบตเตอรี่.....	61
3.2 ลำดับข้อมูลที่ส่งผ่านมาจาก Bluetooth.....	62
3.3 แสดงตำแหน่งข้อต่อของการ Skeleton tracking.....	67
3.4 แสดงถึง การเชื่อมต่อกันของข้อต่อเพื่อสร้างโครงร่าง.....	67
3.5 แสดงแผนงานดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 1.....	71
3.6 แสดงแผนงานดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 2.....	72
4.1 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject 1 ช่วงอายุ 22-23 ปี.....	76
4.2 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject 2 ช่วงอายุ 22-23 ปี.....	83
4.3 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject 3 ช่วงอายุ 22-23 ปี.....	89
4.4 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject 4 ช่วงอายุ 59-71 ปี.....	95
4.5 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject 5 ช่วงอายุ 59-71 ปี.....	101
4.6 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject 6 ช่วงอายุ 59-71 ปี.....	107

## สารบัญรูป

2.1 Phase of the gait cycle.....	10
2.2 ลักษณะการเดิน.....	11
2.3 Common Gait deficits.....	13
2.4 การเดินแบบ Time Up and Go.....	14
2.5 การเดิน Dual task testing.....	14
2.6 การเดินแบบ Six minute walk.....	14
2.7 แสดงเส้นเลือดที่มาเลี้ยงบริเวณข้อเข่า.....	16
2.8 แสดงเส้นเลือดที่มาเลี้ยงรอบ proximal tibia มีลักษณะล้อมรอบเหมือนซี่ล้อเกวียน.....	17
2.9 แสดง anastomosis ของเส้นเลือดที่ไปเลี้ยง patella.....	18
2.10 แสดงลักษณะของ Patella ชนิดต่างๆ.....	19
2.11 แสดง Q-angle ซึ่งเกิดจากแรงดึงของกล้ามเนื้อ quadriceps และ patellar tendon.....	20
2.12 แสดงโครงสร้างชั้นต่างๆ ที่ห่อหุ้มเข่าด้าน medial .....	22
2.13 แสดงโครงสร้างชั้นต่าง ๆ ที่ห่อหุ้มเข่าด้าน lateral .....	22
2.14 แสดงโครงสร้างของเอ็นที่เกาะภายในและภายนอกข้อเข่า.....	25
2.15 แสดงจุดเกาะของเอ็น cruciate ที่เกาะภายในข้อเข่า.....	26
2.16 แสดงการแผ่อกตามยาวของแนวเกาะ ACL ทำให้มีลักษณะรูปร่างเหมือนเท้า.....	27
2.17 แสดง anterolateral band PCL ซึ่งจะตั้งตัวในท่าเข่างอ และ posteromedial band PCL ซึ่งจะตั้งตัวในท่าเข่าเหยียดตรง.....	27
2.18 แสดง Menisci เป็นรูปพระจันทร์เสี้ยว เมื่อมองจากด้านบน.....	28
2.19 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC แบบ OTP.....	30
2.20 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC แบบ EPROM.....	31
2.21 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC แบบ Flash Memory.....	31
2.22 แสดงตัวอย่างภาษาแอสเซมบลี.....	32
2.23 ตัวอย่างการเขียนโปรแกรม MPLAB C18 C Compiler.....	33
2.24 ตัวอย่างการเขียนโปรแกรม HI-TECH C Compiler.....	33
2.25 ตัวอย่างการเขียนโปรแกรม CCS C Compiler.....	34
2.26 ตัวอย่างการเขียนโปรแกรม PicBasic Pro Compiler.....	34
2.27 แสดงเทคโนโลยีและประสิทธิภาพของ PIC.....	37
2.28 การย้ายแกนในสามมิติ.....	39
2.29 การหมุนในแต่ละแกนในสามมิติ.....	40

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.30 การหมุนในแต่ละแกน.....	42
2.31 ตัวอย่างของการทำการแปลงระบบพิกัด.....	44
2.32 ลักษณะของกล้อง Kinect.....	48
2.33 ส่วนประกอบของกล้อง Kinect.....	49
2.34 จุด skeleton ที่ Kinect tracking.....	50
2.35 ขอบเขตของกล้อง Kinect ที่ครอบคลุม.....	51
2.36 โครงสร้าง Module และตำแหน่งขาต่อใช้งาน.....	52
3.1 บล็อกการทำงานส่วนฮาร์ดแวร์.....	55
3.2 Print Circuit Board of Human detection.....	55
3.3 ตัวอุปกรณ์ NCP1117DT.....	56
3.4 Schematic Regulator Circuit.....	56
3.5 ตัวอุปกรณ์ MCP73833-FCI/UN.....	57
3.6 Schematic Charger Circuit.....	58
3.7 Accelerometer ET-MMA7331L.....	58
3.8 Schematic Accelerometer.....	58
3.9 PIC32MX460F512L.....	59
3.10 Schematic PIC32MX460F512L.....	60
3.11 Bluetooth HC-05.....	61
3.12 Schematic Bluetooth HC-05.....	61
3.13 Program ในการประมวลผล.....	63
3.14 แสดงโครงสร้างของการรับภาพและการคำนวณโดยกล้อง Kinect.....	65
3.15 ทิศทางแกนของกล้อง Kinect.....	65
3.16 ข้อต่อของโครงร่างทั้งหมด 20 จุด.....	69
3.17 ตำแหน่งของข้อต่อใน 1 เฟรม.....	70
4.1 ลักษณะกราฟความเร่งของ Accelerometer .....	69
4.2 แสดงกราฟความเร่งแกน X ของ Accelerometer.....	69
4.3 ลักษณะการทำ Skeleton tracking.....	75
4.4 แสดงกราฟการเคลื่อนไหวของร่างกายเมื่อยกขาขวาขึ้นลง.....	75
4.5 แสดงกราฟการเคลื่อนไหวของร่างกายเมื่อยกขาซ้ายขึ้นลง.....	76

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.6 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 1 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off.....	76
4.7 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 1.....	78
4.8 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 1.....	78
4.9 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 1 โดย Kinect.....	79
4.10 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 1 โดย Kinect.....	80
4.11 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 1 โดย Kinect.....	81
4.12 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 1 โดย Kinect.....	82
4.13 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 2 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off.....	83
4.14 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 2.....	83
4.15 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 2.....	84
4.16 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 2 โดย Kinect.....	85
4.17 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 2 โดย Kinect.....	86
4.18 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 2 โดย Kinect.....	87
4.19 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 2 โดย Kinect.....	88
4.20 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 3 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off.....	89
4.21 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 3.....	89
4.22 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 3.....	90
4.23 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 3 โดย Kinect.....	91
4.24 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 3 โดย Kinect.....	92
4.25 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 3 โดย Kinect.....	93
4.26 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 3 โดย Kinect.....	94
4.27 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 4 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off.....	95
4.28 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 4.....	95
4.29 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 4.....	96

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.30 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 4 โดย Kinect.....	97
4.31 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 4 โดย Kinect.....	98
4.32 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 4 โดย Kinect.....	99
4.33 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 4 โดย Kinect.....	100
4.34 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 5 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off.....	101
4.35 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 5.....	101
4.36 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 5.....	102
4.37 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 5 โดย Kinect.....	103
4.38 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 5 โดย Kinect.....	104
4.39 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 5 โดย Kinect.....	105
4.40 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 5 โดย Kinect.....	106
4.41 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 6 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off.....	107
4.42 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 6.....	107
4.43 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 6.....	108
4.44 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 6 โดย Kinect.....	109
4.45 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 6 โดย Kinect.....	110
4.46 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 6 โดย Kinect.....	111
4.47 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 6 โดย Kinect.....	112

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ผลการสำรวจปี 2557 ของสำนักงานสถิติแห่งชาติ พบว่ามีจำนวนผู้สูงอายุคิดเป็นร้อยละ 14.9 ของประชากรทั้งหมด (ชายร้อยละ 13.8 และหญิงร้อยละ 16.1) เมื่อพิจารณาโครงสร้างอายุของประชากรพบว่า ประชากรวัยเด็กมีแนวโน้มลดลง โดยในปี พ.ศ. 2537 มีประชากรวัยเด็กร้อยละ 30 และลดลงเป็นร้อยละ 24.9 และ 22.4 ในปี พ.ศ. 2545 และ 2550 ตามลำดับ ในขณะที่ประชากรผู้สูงอายุกลับมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น โดยปี พ.ศ. 2537 มีประชากรผู้สูงอายุคิดเป็นร้อยละ 6.8 และเพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 9.4 และ 10.7 ในปี พ.ศ. 2545 และ 2550 ตามลำดับ การหกล้ม เป็นหนึ่งในปัญหาสุขภาพที่พบบ่อยในผู้สูงอายุ เกิดจากการสูญเสียการทรงตัว โดยไม่ได้ตั้งใจ เป็นผลทำให้ร่างกาย หรือส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกายปะทะกับสิ่งต่างๆ ซึ่งอาจทำให้เกิดการบาดเจ็บหรือเสียชีวิตได้ จากสถิติผู้สูงอายุไทยจะหกล้มประมาณร้อยละ 20 ซึ่งอัตราการหกล้มจะต่ำสุดในผู้ที่มีอายุ 65 ปีขึ้นไปที่มีสุขภาพดีในชุมชนประมาณ 0.3 – 1.6 ครั้งต่อคนต่อปี อัตราการหกล้มเพิ่มเป็นสองเท่าในคนที่มียุมากกว่า 75 ปีขึ้นไป และสถานการณ์ภาวะหกล้มในผู้สูงอายุไทยในปี พ.ศ.2542 อุบัติเหตุในผู้สูงอายุ 1 ใน 6 เป็นการหกล้ม 32.1% เป็นการหกล้มภายในบ้าน พ.ศ.2549 ผู้สูงอายุเคยหกล้ม 1 ครั้งขึ้นไปมี 20% ผู้สูงอายุเคยหกล้ม 2 ครั้งขึ้นไปมี 8.2% พ.ศ.2553 ในรอบ 6 เดือนมี 18.5% ของผู้สูงอายุเคยหกล้ม

หนึ่งในปัจจัยเสี่ยงของการหกล้มคือ ปัญหาความผิดปกติของระบบโครงร่างและกล้ามเนื้อ ที่ส่งผลให้เกิดความบกพร่องของการเดิน พบได้ 20-54% โอกาสเป็นมากขึ้นตามอายุที่เพิ่มขึ้น ผู้สูงอายุที่มีอายุ ระหว่าง 60-70 ปี จะมีมวลกล้ามเนื้อความแข็งแรงและความสามารถในการประสานงานของกล้ามเนื้อลดลงกว่าเมื่ออายุ 20-30 ปี ถึงร้อยละ 20-40 รวมทั้งการเสื่อมของข้อต่อ และเอ็นรอบข้อ ทำให้เกิดการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อ และความเร็วในการตอบสนองของกล้ามเนื้อลดลง ด้วยเหตุนี้ทำให้เพิ่มความเสี่ยงต่อการล้ม และส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตดังนั้นการประเมินความสามารถด้านการทรงตัวจึงช่วยให้ได้ข้อมูลสำคัญสำหรับการพัฒนาความสามารถในการช่วยเหลือตนเองของผู้สูงอายุการออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอมีประโยชน์ในการช่วยชะลอความเสื่อมของระบบต่างๆ ในร่างกาย

จากเหตุผลดังกล่าวนี้ งานวิจัยนี้ทำขึ้นเพื่อวิเคราะห์เวลาในการเดินของแต่ละก้าวและนำเทคโนโลยีของ Kinect camera และเครื่องวัดความเร่งแบบ 3 แกน ในการตรวจจับภาพและ

เอกสารนี้เป็นเอกสารต้นฉบับของงานวิจัย เพื่อประเมินความเสี่ยงในการหกล้มของผู้สูงอายุใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.2 วัตถุประสงค์

- เพื่อศึกษาการใช้งานกล้อง Kinect ในการตรวจจับความเคลื่อนไหวของร่างกาย
- เพื่อศึกษาการควบคุมการทำงานของ Microcontroller
- เพื่อศึกษาการส่งสัญญาณไร้สายมายังส่วนประมวลผล
- เพื่อศึกษาหาลักษณะการเดินของผู้สูงอายุที่มีความเสี่ยงในการล้ม
- เพื่อวิเคราะห์เวลาการเดินแต่ละก้าวของการเดินในแต่ละบุคคล
- เพื่อเป็นการนำเทคโนโลยีมาประยุกต์ใช้ร่วมกับปัญหาสุขภาพในปัจจุบัน

## 1.3 สมมุติฐานของงานวิจัย

- 1.) สามารถนำภาพจาก Kinect camera บอกลักษณะการเคลื่อนไหวของร่างกายได้
- 2.) สามารถบอกลักษณะการเคลื่อนไหวที่มีความเสี่ยงต่อการล้มได้
- 3.) สามารถหาเวลาในการเดินแต่ละก้าวได้เพื่อนำไปวิเคราะห์
- 4.) นำเทคโนโลยีมาประยุกต์ เพื่อเพิ่มความปลอดภัยแก่ผู้สูงอายุ

## 1.4 ขอบเขตของโครงการ

1. ใช้ Microcontroller PIC32 ในการควบคุมในส่วนของ Accelerometer และส่งข้อมูลไร้สายผ่านระบบ บลูทูธ
2. ทำการส่งข้อมูลโดยไม่ให้ตกหล่นโดยการทำ bit transform และส่งผ่านบลูทูธมายังคอมพิวเตอร์
3. สามารถวิเคราะห์กราฟของ Accelerometer ได้
4. สามารถพลอตกราฟค่าข้อมูลที่ได้มาและตรวจหาพีคในกราฟเพื่อดูระยะเวลาในการก้าวเดินแต่ละก้าว
5. สามารถวิเคราะห์ วงจรการเดินโดยใช้ ผลจาก Accelerometer แบบ 3 แกนได้
6. ใช้ Kinect ในการสร้างโครงสร้าง Skeleton บนร่างกายมนุษย์และเก็บค่าแกน X แกน Y และแกน Z ทั้งหมดใน 20 จุดของร่างกาย
7. แสดงกราฟการเคลื่อนไหวของแต่ละจุดได้โดยเน้นในช่วงส่วนล่างลำตัวเป็นต้นไป
8. สามารถ Alarm เมื่อผู้ป่วยล้มได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.5 ขั้นตอนการศึกษาวิจัย

- 1.) เลือกเรื่องหรือหัวข้อที่วิจัย
- 2.) วางแผนการทำงานภายในกลุ่ม
- 3.) ศึกษาทบทวนทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
- 4.) ศึกษาการทำงานและการใช้งานของ microcontroller
- 5.) ศึกษาชนิดการส่งข้อมูลและการส่งข้อมูลโดยไม่ทำให้ข้อมูลตกหล่น
- 6.) ศึกษาการเขียนโปรแกรมในการรับข้อมูลจากบลูทูธ
- 7.) ศึกษาการใช้งานของ Kinect ในการตรวจจับการเคลื่อนไหวของร่างกาย
- 8.) พัฒนาโปรแกรมในการรับข้อมูลเพื่อแสดงผล
- 9.) พัฒนาโปรแกรมในการใช้งานกล้อง Kinect
- 10.) แสดงผลการทดลอง และสามารถแจ้งเตือนเมื่อมีการล้มได้
- 11.) เรียบเรียงรายงานทางวิชาการ
- 12.) สรุปผลการทำงาน
- 13.) ตรวจสอบความถูกต้อง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# ทฤษฎีและความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 การหกล้มในผู้สูงอายุ

การหกล้มเป็นอุบัติเหตุที่เกิดขึ้น โดยมีองค์ประกอบหลายอย่าง ซึ่งในที่นี้จะแบ่งเป็นปัจจัยสาเหตุใหญ่ๆ 2 กลุ่ม คือ

1. ปัจจัยภายในร่างกาย
2. ปัจจัยภายนอกร่างกาย

ปัจจัยภายในร่างกาย	ปัจจัยภายนอกร่างกาย
ความบกพร่องการมองเห็น	พื้นที่มีลักษณะไม่ปลอดภัย
ความบกพร่องของการทรงตัว	สิ่งก่อสร้างภายในบ้านที่ไม่เหมาะสม
ระบบไหลเวียนโลหิต	แสงสว่างที่ไม่เหมาะสม
ระบบประสาทและสมอง	เครื่องเรือนที่ไม่เหมาะสม
ระบบกล้ามเนื้อและโครงร่าง	เครื่องแต่งกายและอุปกรณ์ช่วยในการเคลื่อนไหวนที่ไม่เหมาะสม

ตารางที่ 2.1 แสดงปัจจัยที่มีผลในการหกล้มของผู้สูงอายุ

#### 2.1.1 ปัจจัยภายในร่างกาย

เป็นเหตุปัจจัยที่เกี่ยวข้อง หรือส่งเสริมให้เกิด การหกล้มในผู้สูงอายุซึ่งเกิดจาก

ก. การเปลี่ยนแปลงของร่างกายอันเนื่องมาจากความชรา

❖ ความบกพร่องการมองเห็น ได้แก่

- การลดลงของความชัดเจนและการรับรู้ความตื้นลึก ทำให้ผู้สูงอายุอาจสะดุดหกล้มง่าย
- การลดลงของลานสายตา ทำให้ผู้สูงอายุมองไม่เห็นหรือไม่ตระหนักถึงคน หรือวัตถุที่เคลื่อนเข้าใกล้
- รุมาณาตขนาดเล็กลง ทำให้ผู้สูงอายุไม่สามารถรับภาพได้ดีในเวลาแสงสลัว
- ความเสื่อมต่อการเห็นภาพสี เช่น เขียว-แดง/เข้ม-อ่อนของสี ทำให้เกิดปัญหาในการรับรู้ภาพของพื้น โดยเฉพาะพื้นทางเดินที่ตกแต่งลายปูพรมมีลวดลาย

- ❖ ความบกพร่องของการทรงตัว พบว่าในวัยสูงอายุมีกลไกในการทำงานที่ควบคุมการทรงตัวของระบบอวัยวะต่างๆ ลดลง ทำให้สมดุลในการทรงตัวบกพร่อง โดยเฉพาะผู้สูงอายุบางรายมีปัญหาการทำงานของอวัยวะหูชั้นในที่ควบคุมการทรงตัวเคลื่อนไหวผิดปกติ เกิดอาการบ้านหมุน (Vertigo) นำไปสู่การหกล้มได้
- ❖ ความบกพร่องของการเดิน พบว่าผู้สูงอายุระหว่าง 60-70 ปี จะมีมวลกล้ามเนื้อความแข็งแรงและความสามารถในการประสานงานของกล้ามเนื้อลดลง กว่าเมื่ออายุ 20-30 ปี ถึงร้อยละ 20-40 รวมทั้งการเสื่อมของข้อต่อ และเอ็นรอบข้อ ทำให้เกิดการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อ และความเร็วในการตอบสนองของกล้ามเนื้อลดลง นอกจากนี้พบว่าการเปลี่ยนแปลงของโครงร่างกล้ามเนื้อ จะมีผลต่อท่าทางการเดิน ผู้สูงอายุส่วนใหญ่จะรู้สึกว่าจะไม่สามารถยกเท้าได้สูงเท่ากับที่เคยทำได้ มีการเปลี่ยนแปลงในการเคลื่อนไหวของสะโพกในการรับน้ำหนักของขาขณะเดิน เหล่านี้ทำให้ผู้สูงอายุอาจมีการสะดุด เมื่อเดินบนพื้นที่ขรุขระหรือระดับต่างกันได้ง่าย

ข. การเปลี่ยนแปลงของร่างกายจากความเจ็บป่วย หรือสภาพของโรค

ปัญหาเกี่ยวกับความเจ็บป่วย หรือความผิดปกติของระบบต่างๆ ในวัยสูงอายุที่อาจส่งผลให้เกิดการหกล้มได้แก่

- ❖ ระบบไหลเวียนโลหิต อาจเกิดจากความผิดปกติของหัวใจ หรือหลอดเลือด เช่น หลอดเลือดที่ตีบแคบ กล้ามเนื้อหัวใจตาย หัวใจเต้นผิดปกติ ส่งผลให้ปริมาณเลือดที่ออกจากหัวใจลดลง และความดันโลหิตต่ำ ส่งผลให้เกิดขาดเลือดในสมอง เกิดการเป็นลมและหกล้มตามมาได้ นอกนั้นปัญหาที่พบได้เสมอคือ ภาวะความดันโลหิตต่ำขณะเปลี่ยนท่า ทำให้เกิดอาการหน้ามืดและวิงเวียนศีรษะนอกจากนี้อาจพบภาวะความดันโลหิตต่ำหลังรับประทานอาหาร ซึ่งอาจทำให้ผู้สูงอายุหกล้ม
- ❖ ระบบประสาทและสมอง เกิดจากการรับรู้ความรู้สึกของระบบประสาท และสมองผิดปกติอันเกิดจากสมองเสื่อม เนื้อสมองตาย โรคหลอดเลือดสมอง พาร์กินสัน ทำให้ระบบการควบคุมจากสมองส่วนกลางผิดปกติไป ไม่สามารถประสานการทำงานส่งผลให้การทำงานที่ประสานกันของอวัยวะ ระบบในการทรงตัวสูญเสียไป ทำให้เกิดการหกล้มได้

- ❖ ระบบกล้ามเนื้อและโครงร่าง เกิดจากการเสื่อมสภาพ ความผิดปกติของร่าง และกล้ามเนื้อ ทำให้การทรงตัวไม่มั่นคง ซึ่งอาจได้แก่ ความไม่มั่นคงบริเวณ ข้อสะโพก ข้อเข่า หรือ ข้อเท้า ทั้งนี้อาจเกิดจากข้อเสื่อม หรือการอักเสบของข้อในผู้สูงอายุบางรายมีอาการ

อ่อนแรง หรือลึบตัวของกล้ามเนื้อ การอักเสบของกล้ามเนื้อ ความผิดปกติของเท้า ลักษณะเท้าที่ผิดปกติที่มีการหนาตัวของผิวหนังทำให้เกิดตาปลาซึ่งนำไปสู่การ หกล้มได้ทั้งสิ้น

- ค. ความผิดปกติของ สมดุลกรดต่าง สารเกลือแร่ในร่างกายของผู้สูงอายุ ผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยมีภาวะติดเชื้อมักมีสมดุลของกรดต่าง สารเกลือแร่ (ที่เรียกว่า อิเล็กโทรไลต์) ในร่างกายผิดปกติไปส่งผลกระทบต่อการทำงานของสมอง ทำให้เกิดอาการซึม หรือสับสน กล้ามเนื้ออ่อนแรง ส่งผลให้หกล้มได้เช่นกัน
- ง. การใช้ยาและการดื่มสุรา ผู้สูงอายุมักได้รับยาหลายชนิดในขณะเดียวกัน อาจทำให้เกิดปฏิกิริยาต่อกันระหว่างยา เกิดพิษข้างเคียงของยา ทำให้ผู้สูงอายุเสี่ยงต่อการหกล้มเพิ่มขึ้น ผู้สูงอายุที่ได้รับยามากกว่า 4 ชนิด หรือมากกว่า ทำให้อัตราเสี่ยงของการหกล้มเพิ่มขึ้น 8-10 เท่า กลุ่มยาที่อาจทำให้ผู้สูงอายุหกล้ม ได้แก่ ยานอนหลับ ยาระงับประสาท ยาขยายหลอดเลือด ยาขับปัสสาวะ รวมทั้งยากลุ่มที่ใช้กับปัญหาทางจิต
- จ. ปัจจัยทางด้านจิตใจ พบว่า ภาวะซึมเศร้า เป็นปัจจัยที่เพิ่มความเสี่ยงต่อการหกล้มของผู้สูงอายุ เนื่องจากผู้สูงอายุจะมีการตอบสนองต่อสิ่งแวดล้อมช้าลง และการตัดสินใจที่ผิดพลาด

### 2.1.2 ปัจจัยภายนอกร่างกาย

ปัจจัยภายนอกร่างกาย หมายถึง สิ่งแวดล้อมรอบตัวของบุคคล ซึ่งอาจเป็นภายในหรือนอกบ้าน พบว่าผู้สูงอายุไทย ร้อยละ 65 เกิดการหกล้มนอกบ้าน และมักเกิดในเวลากลางวัน

- ❖ พื้นที่มีลักษณะไม่ปลอดภัย ได้แก่ พื้นที่มีผิวไม่เรียบ มีลวดลายหลอกตา มีสิ่งกีดขวาง การลื่น สะดุด พื้นที่มีระดับต่างกันไม่สม่ำเสมอ ขรุขระ การมีกรวดทราย พื้นบ้านแตกเป็นร่อง มีเศษตะปู เศษไม้ วัสดุที่ก่อให้เกิดการสะดุด หรือลื่น เช่น พรมเช็ดเท้าที่ไม่ยึดเกาะพื้น สายไฟ ผ้าเช็ดพื้น พื้นผิวที่มีช่องเหลวหก พื้นห้องน้ำที่เปียก พื้นที่มีการขจัดถูกลูงน้ำมัน ล้วนแต่เป็นเหตุให้เกิดการหกล้มได้ทั้งสิ้น
- ❖ สิ่งก่อสร้างภายในบ้านที่ไม่เหมาะสม ได้แก่ บริเวณ ห้องน้ำ บันได เช่น ชั้นบันไดมีความสูงไม่สม่ำเสมอ การไม่มีราวยึดเกาะ เพื่อช่วยในการเคลื่อนไหว ที่นั่งขยับง่าย เป็นแบบนั่งยอง ซึ่งหากนั่งนานๆ นำไปสู่อาการหน้ามืด ขณะลุกขึ้น

- ❖ แสงสว่างที่ไม่เหมาะสมในที่พักอาศัยแสงสลัว ทำให้กล้ามเนื้อดวงตาทำงานหนัก มีผลเสียต่อดวงตา และความชัดเจนลดลง ก่อให้เกิดอุบัติเหตุล้มลงได้ พบว่าบริเวณที่มักเกิดอันตรายจากแสงสลัว คือ บริเวณ บันได ทางเข้าบ้าน ทางเดินภายในภายนอกบ้าน
- ❖ เครื่องเรือนที่ไม่เหมาะสม อันตรายเกิดจากการจัดวางเครื่องเรือน ของใช้ไม่เป็นระเบียบ ขัดขวางทางเดิน รูปแบบของเครื่องเรือนที่ไม่พอดีกับ สรีระที่เปลี่ยนแปลง ของผู้สูงอายุ เช่น ระดับความสูงของโต๊ะ เก้าอี้ เตียงนอน ตู้ ชั้นวางของ ควรพิจารณาให้มีความสูงที่พอเหมาะกับการใช้งานของผู้สูงอายุ เครื่องเรือนที่มีรูปแบบไม่เหมาะสมคือ ลักษณะไม่มั่นคงขณะใช้งาน เช่น อุปกรณ์ที่มีน้ำหนักมาก มีล้อเลื่อน อาจทำให้เกิดการลื่นไถล หกล้มได้
- ❖ เครื่องแต่งกายและอุปกรณ์ช่วยในการเคลื่อนไหวที่ไม่เหมาะสม ได้แก่ เสื้อผ้าที่มีขนาดหลวม ใหญ่ หรือยาวเกินไป อาจทำให้เกิดการสะดุด เกี่ยวตึง รองเท้าที่มีรูปทรง ไม่พอดีเท้า มีพื้นที่สูง ไม่มีพื้นยึดเกาะที่ดี สันรองเท้าที่สูงมาก ทำให้เกิดอาการปวดเมื่อยเสียสมดุลได้ง่าย อุปกรณ์ที่สำคัญอีกประการหนึ่ง คือ แวนตา ที่ไม่พอเหมาะกับการใช้งาน นอกจากนี้อุปกรณ์ที่ช่วยในการเคลื่อนไหว เช่น ไม้เท้า เครื่องพยุงเดิน แบบมีราวจับ (Walker) ล้อเข็น หากมีขนาดไม่เหมาะสม หรือผู้สูงอายุไม่คุ้นเคยกับการใช้ อาจก่อให้เกิดการหกล้มได้เช่นกัน

### 2.1.3 ผลของการหกล้ม

การหกล้มส่งผลกระทบต่อทั้งทางด้าน ร่างกาย จิตใจ เศรษฐกิจ ต่อตัวผู้สูงอายุ และครอบครัว มีผลต่อคุณภาพชีวิตของผู้สูงอายุ ผลกระทบของการหกล้มต่อร่างกาย อาจนำไปสู่การเสียชีวิต การบาดเจ็บ หมดสติ โดยเฉพาะในรายล้มศีรษะขาด ได้รับการกระทบกระเทือนต่อสมอง กระดูกหัก โดยเฉพาะกระดูกในบริเวณข้อสะโพก ข้อมือ ซึ่งเหล่านี้นำไปสู่ การบาดเจ็บที่ต้องเข้ารับการรักษาตัวในโรงพยาบาล เพื่อรับการรักษา หรือผ่าตัด ผู้สูงอายุที่หกล้มข้อสะโพกหัก จะต้องนอนอยู่ในโรงพยาบาลเป็นเวลานาน รับการผ่าตัดฟื้นฟูใช้เวลาในการดูแล และฝึกเดินใหม่ เหล่านี้ก่อให้เกิดภาวะพึ่งพาช่วยเหลือตัวเองไม่ได้ และที่สำคัญโอกาสเกิดโรคแทรกกระหว่างป่วยหรือผ่าตัด เช่น ติดเชื้อทางเดินปัสสาวะ เกิดแผลกดทับ ปอดบวมอื่นๆตามมาได้

ผลกระทบ ทางด้านจิตใจ พบว่าผู้สูงอายุจำนวนไม่น้อยจะเกิดความอาย วิตกกังวล กลัวการหกล้ม บางรายอาจมีภาวะซึมเศร้า หมดความมั่นใจในตนเอง ซึ่งเหล่านี้ทำให้ผู้สูงอายุลดกิจกรรมการเข้าสังคม เก็บตัว หรือไม่กล้าทำกิจกรรมใดๆ ที่เคยทำ การที่ผู้สูงอายุหลีกเลี่ยง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำกิจกรรมต่างๆ ไม่ค่อยเคลื่อนไหวจะส่งผลให้สูญเสียความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ข้อยึดติด ไม่มั่นใจในการเดิน ลักษณะการเดินติดขัด ไม่มั่นใจ ก็จะมีชกนำไปสู่การหกล้มมากขึ้น

ผลกระทบทางเศรษฐกิจ หลังจากหกล้มที่นำไปสู่ความเจ็บป่วยต้องเข้ารับการรักษา ผ่าตัดได้รับยา ทำให้เกิดค่าใช้จ่ายในการรักษาพยาบาล พบว่าผู้สูงอายุที่หกล้มจะมีแนวโน้มที่เจ็บป่วยเพิ่มขึ้น พบแพทย์บ่อยครั้ง ขึ้น ค่าใช้จ่ายด้านนี้จะเพิ่มขึ้นตามลำดับ ส่งผลกระทบต่อเศรษฐกิจของครอบครัวได้โดยตรง

## 2.2 วงจรการเดิน (Gait cycle)

การเดินคือการเคลื่อนไหวของขา 2 ข้างสลับกัน (Alternating) อย่างเป็นจังหวะ (Rhythmic) และมีการเคลื่อนไหวของลำตัวเพื่อให้จุดศูนย์กลาง (Center of gravity) ของร่างกายเคลื่อนไปข้างหน้า การเดินจะต้องเป็นวงจร (Cycle) หรือเรียกว่า “Gait cycle” ซึ่งครอบคลุมระยะต่างๆ คือ

### 2.2.1 Stance phase

คือ ระยะที่ขาข้างหนึ่งยังคงวางอยู่บนพื้น ประกอบด้วย 5 ระยะย่อย คือ

- 1 ระยะที่ส้นเท้าอยู่กับพื้น (heel strike) กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ
  - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ให้เข่าเหยียด
  - กล้ามเนื้อ Gluteu maximu ทำหน้าที่เหยียดสะโพกให้ส้นเท้ากดกับพื้น
  - กล้ามเนื้อ Hamstrings ทำหน้าที่ช่วยเหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น
  - กล้ามเนื้อกลุ่มกระดูกข้อเท้าขึ้น ทำให้เท้ากระดูกพื้นพื้น
- 2 ระยะที่ฝ่าเท้าอยู่กับพื้น (foot flat) เป็นระยะการเดินที่เท้าแตะพื้น ใช้กล้ามเนื้อเหมือนกับระยะ Heel strike เว้นแต่ข้อเท้าอยู่ในท่ากระดูกลง 15 องศา
- 3 ระยะที่น้ำหนักตัวลงไปบนเท้าข้างที่สัมผัสพื้น (mid stance) เป็นระยะของการเดินที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้น น้ำหนักตัวตกลงในแนวศูนย์กลางมวลของร่างกาย ผ่านหลังข้อสะโพกหน้าข้อเข่าและข้อเท้า กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้คือ
  - กล้ามเนื้อIliopsoasทำหน้าที่ให้ข้อสะโพกงอเกินไปไม่ให้Hyperextension
  - กล้ามเนื้อ Gluteus medius, Gluteus minimus และ Tensor fascia lata ทำหน้าที่ให้กระดูกเชิงกรานอยู่ในระดับ ไม่ให้เอียงไปด้านใดด้านหนึ่ง และไม่ให้เสียหลักง่าย
  - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ไม่ให้เข่างอพับลงมา
  - กล้ามเนื้อกระดูกเท้า ทำหน้าที่ให้ฝ่าเท้าแนบพื้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 4 ระยะที่ส้นเท้ายกขึ้นจากพื้น (heel off) ลำตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้คือ
  - กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้ข้อสะโพก Hyper extension
  - กล้ามเนื้อ Hamstring ทำหน้าที่งอเข่า
  - กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลงทำหน้าที่กระดูกข้อเท้าลง
- 5 ระยะนิ้วเท้ายกจากพื้น (toe off) นิ้วเท้าดันให้ขาไปข้างหน้า เพื่อเข้าสู่ระยะ Swing phase กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ
  - กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่งอข้อสะโพกเพื่อเหวี่ยงขาไปข้างหน้า
  - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่าเร็วเกินไป
  - กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลงทำหน้าที่ดันให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้า

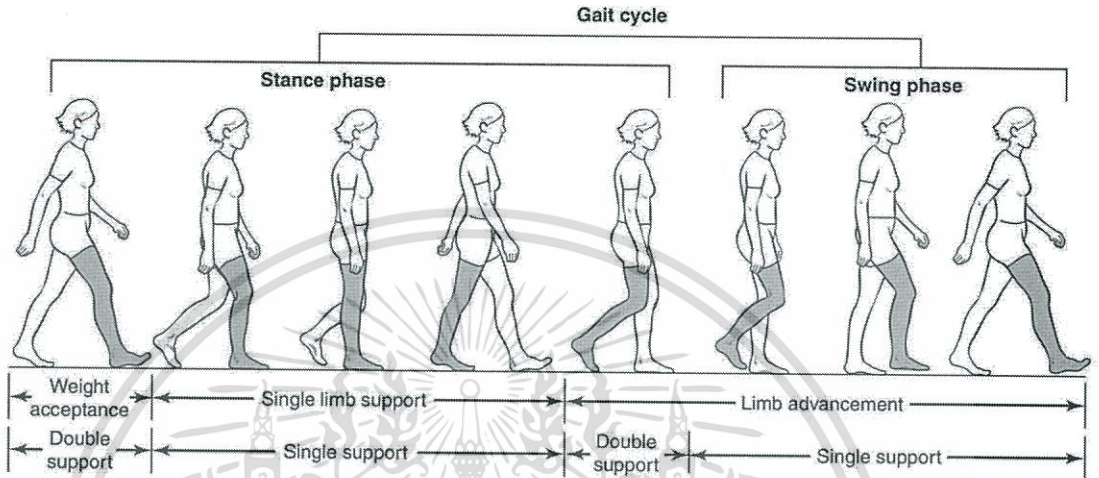
### 2.2.2 Swing phase

คือระยะที่ขาข้างนั้นยกลอยขึ้นจากพื้น ประกอบด้วย 3 ระยะย่อย คือ

- 1 ระยะที่นิ้วเท้ายกขึ้นจากพื้นและยกสูงขึ้น (Acceleration) คือระยะที่ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยความเร็วจากแรงเฉื่อยมาเร่ง กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ
  - กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่เหวี่ยงและงอข้อสะโพกไปข้างหน้า
  - กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่ามากเกินไป
  - กล้ามเนื้อกระดูกเท้าขึ้นทำให้ข้อเท้ากระดูกขึ้น เพื่อไม่ให้ปลายเท้าแตะพื้นกันล้ม
- 2 ระยะกลางของระยะสวิง (Swing phase) เป็นระยะที่เท้าจะลอยสูงสุด (mid swing) เป็นระยะที่ขาข้างนั้นถูกดึงให้ลอยมาอยู่ใต้ลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้ เหมือนระยะ Acceleration
- 3 ระยะสุดท้ายของระยะสวิง (Deceleration) เป็นระยะที่เท้าจะเคลื่อนต่ำลงมาจนเกือบถึงพื้น แล้วเข้าสู่ระยะ Stance phase ใหม่ ในระยะนี้ถ้าสังเกตที่พื้น จะพบว่าความกว้างของฐานหรือระยะระหว่างขาทั้งสองข้างจากส้นเท้าข้างหนึ่งถึงอีกข้างหนึ่ง ควรจะเท่ากับ 2-4 นิ้ว

2.2.3 Double support

เป็นช่วงเวลาที่ทำแต่ละพื้นเวลาเดียวกันโดยที่ขาข้างหนึ่งอยู่ในระหว่างยกเท้า(push off) และนิ้วเท้าขึ้นจากพื้น (toe off) ส่วนขาอีกข้างอยู่ในระยะที่ส้นเท้าและฝ่าเท้าแตะอยู่กับพื้น (heel strike and foot flat) ช่วงระยะ double support จะพบในการเดินปกติ แต่จะไม่พบในการวิ่ง

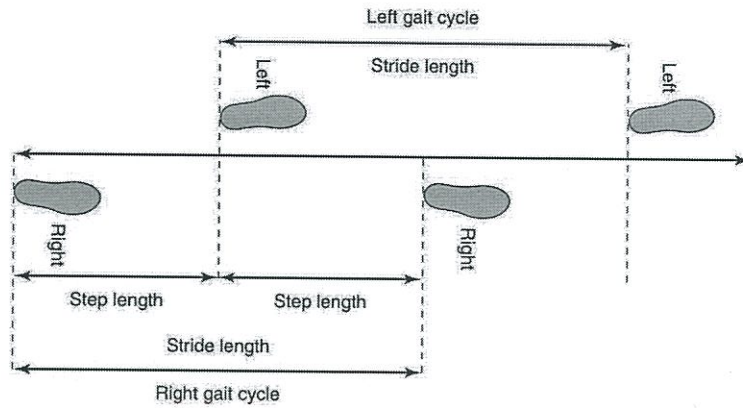


รูปที่ 2.1 Phase of the gait cycle<sup>1</sup>

2.2.4 การพิจารณาวงจรการเดิน

- 1 Stride width หรือความกว้างของฐานการเดิน (Width of walking base หรือ Base of gait) คือระยะทางระหว่างจุดกึ่งกลางของส้นเท้าทั้งสองข้างขณะ Heel strike ค่าปกติ ประมาณ 2-4 นิ้ว หรือ 5-10 ซม. การพิจารณาควรดูว่า ฐาน (Base) กว้างหรือแคบ
- 2 Stride length คือระยะระหว่าง Heel strike ของเท้าข้างหนึ่งถึง Heel strike ของเท้าข้างเดียวกัน ในวงจรการเดินถัดไป การพิจารณาควรดูระยะของการเดิน 1 รอบในเท้าแต่ละข้างว่าเท่ากันหรือไม่ (Symmetrical หรือ Asymmetrical)
- 3 Step length คือ ระยะทางระหว่าง Heel strike ของเท้าข้างหนึ่งถึง Heel strike ของเท้าอีกข้างหนึ่ง ซึ่งจะเท่ากับครึ่งหนึ่งของ Stride length
- 4 Cadence คือ จำนวนก้าวต่อ 1 นาที ค่าปกติประมาณ 70-130 ก้าว/นาที การพิจารณาควรดูความถี่ (Rate) ความเท่ากัน (Symmetry) ความคล่องตัว (Flexibility) และความหนักแน่นของการลงฝีเท้า (พิจารณาขณะที่เราเดินจุดศูนย์ถ่วง(C.G.)จะเคลื่อนไหวขึ้นและลง)

<sup>1</sup> เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับอาจารย์และบุคลากรที่เกี่ยวข้องในวงจำกัดเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

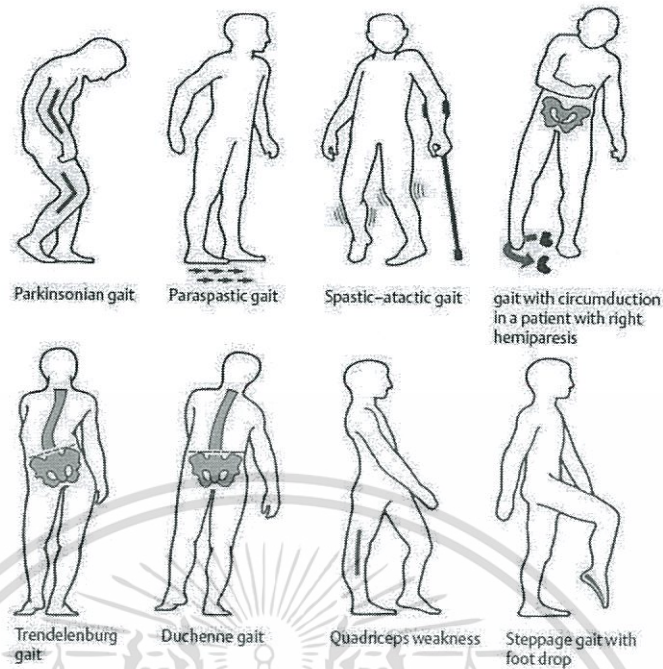
รูปที่ 2.2 ลักษณะการเดิน<sup>2</sup>

### 2.3 การเดินและการทรงตัวที่ผิดปกติ (Gait /balance deficits)

เป็นปัจจัยเสี่ยงสำคัญที่มีผลต่อการหกล้มได้มากเป็นอันดับที่ 3 ความชุกของปัญหาการเดินหรือการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติตามสถิติ พบได้ 20-54% โอกาสเป็นมากขึ้นตามอายุที่เพิ่มขึ้น การจำแนกความผิดปกติของการเดิน แบบของ Snijders เพื่อนำไปใช้ในทางปฏิบัติในการประเมินเพื่อการฟื้นฟู

- 1 Antalgic gait เป็นการเดินผิดปกติที่พบได้บ่อยที่สุด สาเหตุส่วนมาก เกิดจากข้ออักเสบหรือข้อเสื่อม และมีความเจ็บปวดในข้อนั้น ผู้ป่วยจะพยายามเดินแบบไม่รับน้ำหนักข้างที่มีปัญหา ถ้ามีการปวดข้อสะโพก สะโพกจะเอียงไปโน้ข้างที่ไม่มีปัญหา (trenderlenberg) เข่างอในข้างที่เจ็บ ผู้ป่วยมักจะก้าวสั้นๆ และเข้าร่วมกับมีลักษณะ deformity อื่น เช่น kyphosis , stoped posture
- 2 Paretic gait เป็นการเดินผิดปกติที่สาเหตุเกิดจากกล้ามเนื้ออ่อนแรงในส่วน lower motor neuron เช่น กรณีที่มีการกดทับของเส้นประสาท deep peroneal nerve ทำให้เห็นลักษณะของ foot drop เวลาเดินได้ การตรวจร่างกายทางระบบประสาท อาจพบ reflex ลดลงร่วมกับมีการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อ
- 3 Spastic gait พบได้บ่อยรองจาก antalgic gait มักเกิดภายหลังจากเส้นเลือดสมองตีบหรือแตก เวลาที่ผู้ป่วยเดินเห็นได้จากข้างที่ผิดปกติมีลักษณะที่แข็งเกร็งกว่าอีก ข้างหนึ่ง ถ้าสังเกตข้างที่ผิดปกติการยกขาหรือการแกว่งจะน้อยไม่ค่อยพ้นจากพื้น หรือช่วงจังหวะที่ก้าวขานั้นอาจดูเหมือนแกว่งขาเป็นรูปครึ่งวงกลม (circumduction)

- 4 Hypokinetic gait พบได้บ่อยเช่นกัน หรือในบางครั้งเรียกว่า parkinsonian gait พยาธิสภาพเกิดได้จากโรคพาร์กินสันเองหรือพยาธิสภาพทางสมองที่ทำให้มีอาการคล้ายพาร์กินสัน เช่นจากเส้นเลือดสมอง (vascular parkinsonism) หรือ ภาวะน้ำคั่งในสมองเกิดการกดทับในส่วนของ white matter (normal pressure hydrocephalus) ซึ่งในอาการคล้ายพาร์กินสันจากสาเหตุดังกล่าว นั้นตอบสนองต่อยากลุ่ม Levodopa ไม่ดีเหมือนกับโรคพาร์กินสัน การผ่าตัดหรือการใส่ท่อระบายน้ำไขสันหลัง ในภาวะน้ำคั่งในสมองในบางรายได้ผลค่อนข้างดี ผู้ป่วยสามารถกลับมาเดินได้ตามปกติ การประเมินผู้ป่วยได้ว่าเป็นการเดินผิดปกติในแบบนี้มีความสำคัญในการรักษา และฟื้นฟู
- 5 Ataxic gait เกิดได้จากความผิดปกติของ cerebellum หรือ proprioception ลักษณะการเดินผิดปกติคือ เดินกางขาออก (wide-base gait) และไม่มีทิศทาง บางครั้งดูเหมือนคนเมา การเดินจะแย่ลงในที่มืด สาเหตุพยาธิสภาพโดยมากเกิดจาก ภาวะ degeneration เช่น alcohol, cerebellopontine atrophy เป็นต้น
- 6 Sensory deficit เป็นความผิดปกติของระบบประสาทส่วนปลายและเส้นประสาทหูชั้นในที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัว ลักษณะการเดินขากางออกเช่นกันกับ ataxia บางครั้งแยกจาก ataxic gait ต้องใช้การตรวจร่างกายร่วมด้วย อาการเดินแย่ลงเมื่ออยู่ในที่มืด แต่เมื่อตรวจ cerebellar function และ proprioception พบว่าปกติ
- 7 Dyskinetic gait พบได้ไม่บ่อย เช่น เกิดจากภาวะแทรกซ้อนจากการตอบสนองต่อยา levodopa มักเป็นในผู้ป่วยโรคพาร์กินสันที่กินยา levodopa มาระยะหนึ่ง หรือโรค Huntington ซึ่งเป็นโรคทางพันธุกรรมที่พบได้ไม่บ่อย
- 8 Anxious gait หรือ Psychogenic gait เป็นการเดินที่ผิดปกติแบบดูประหลาดและไม่เข้ากับลักษณะการเดินผิดปกติแบบใด ที่ชัดเจน ผู้ป่วยอาจเดินขากาง และตุลัการหกล้ม บางครั้งมีการเปรียบเทียบว่าเหมือนการเดินอยู่บนน้ำแข็ง สาเหตุจากจิตใจมักเกิดจากการกลัการหกล้ม การแยกการเดินผิดปกติชนิดนี้ออกจากสาเหตุทางสมองอื่นโดยการทำ dual task testing



รูปที่ 2.3 Common Gait deficits<sup>3</sup>

## 2.4 แนวทางการประเมินเรื่องการหกล้มในผู้สูงอายุ

### 2.4.1 การซักประวัติ

ควรเป็นคำถามปลายเปิดเพื่อให้ผู้ป่วยได้ลำดับเหตุการณ์ว่า เกิดขึ้นที่ไหน เวลาใด กิจกรรมที่ทำอยู่ขณะหกล้ม คืออะไร และมีเหตุการณ์อื่นที่เกิดร่วมด้วยอย่างไร เป็นเรื่องสำคัญที่ควรพยายามแยกแยะสิ่งที่เป็นบริบททั้งหมดที่เกี่ยวข้องกับ การหกล้ม

### 2.4.2 การตรวจร่างกาย

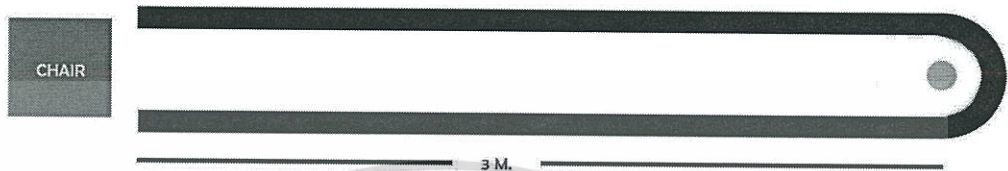
ตรวจร่างกายโดยละเอียดและเน้นในเรื่อง Postural vital signs โดยเฉพาะความดันในท่าหนึ่งและทำอื่น, Visual acuity (การมองเห็น), Hearing and Vestibular function (การได้ยินและการทรงตัว), การเดิน (gait assessment), การตรวจทาง lower limbs or joints, การตรวจทางระบบ cardiovascular และตรวจทางระบบประสาทอย่างละเอียด การตรวจร่างกายการเดินที่ผิดปกติ (Gait assessment) ให้ฝึกสังเกตตั้งแต่ผู้ป่วยเริ่มเดินเข้าห้องตรวจ โดยเริ่มดูโดยรวมก่อนว่าผิดปกติหรือไม่ เมื่อดูแล้วมีความผิดปกติ พยายามแยกว่าเป็นจากการเริ่มเดิน (initiation) การทรงตัว (balance) การก้าวเดิน (short step) การยกนิ้วเท้าพ้นจากพื้น (toe clearance) ความเร็วในการเดิน (speed) และการสังเกตดูทั้งด้านหน้าด้านหลังเพื่อดูลักษณะของข้อผิดปกติ (deformity) หรือความไม่เท่ากัน

เอกสารนี้<sup>3</sup> Gait abnormalities, Neurologycoffecup, September 2,2008 ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(asymmetrical) และที่สำคัญคือ การตรวจร่างกายทางระบบประสาท การมองเห็นร่วม ด้วยดังกล่าว

#### 2.4.3 การทดสอบพิเศษโดยใช้เครื่องมือ

- Time Up and Go (TUG) ให้ผู้ป่วยลุกจากที่นั่งที่มีที่เท้าแขน เดิน 3 เมตรแล้วกลับตัวมานั่งที่เดิม คนปกติควรทำได้น้อยกว่าหรือเท่ากับ 14 วินาที



รูปที่ 2.4 การเดินแบบ Time Up and Go

- Dual task testing เป็นการทดสอบการเดินผิดปกติเพื่อแยกว่าเป็นจากสมองหรือความผิดปกติ ทางจิตใจ โดยให้ผู้ป่วยบอกชื่อสัตว์ที่รู้จัก หรือบอกเลขง่ายๆ ไปเรื่อยๆ ขณะที่เดินอยู่ ถ้าเป็นปัญหาจากสมองจริงผู้ป่วยจะเดินช้าลงหรือหยุดเดิน แต่ถ้าเป็นจากจิตใจ ผู้ป่วยจะเดินได้ดีขึ้น



รูปที่ 2.5 การเดิน Dual task testing

- เดิน 500 เมตร หรือ 6 นาที โดยผู้สูงอายุที่มีปัญหาจะไม่สามารถเดิน 500 เมตร ในเวลา 6 นาทีได้



รูปที่ 2.6 การเดินแบบ Six minute walk

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- การทดสอบอื่นๆ เช่น ยืนเท้าเดียว (one leg stand) ควรทำได้เกิน 5 วินาที, Romberg test (ยืนเท้าชิดกันแล้วล้มตา หลับตา), Pull test ถ้า Pull test หรือ Romberg test มีความผิดปกติน่าจะมีปัญหาในส่วนการควบคุมการทรงตัว คือ proprioception หรือ vestibular สำหรับ pull test คือการทดสอบการทรงตัวโดยผู้ป่วยถูกดึงไปข้างหลังถ้าไม่สามารถทรงตัวได้ คือก้าวถอยหลังมากกว่า 1 ก้าวหรือเกือบล้มหงายหลังไปถือว่า pull test positive
- Unterberger test คือบอกให้ผู้ป่วยเดินยาเท้าอยู่ที่ใดที่หนึ่งขณะที่หลับตาอยู่ ถ้ามีการเปลี่ยนทิศให้หันไปทางใดทางหนึ่งร่วมกับตรวจพบมี nystagmus แสดงว่ามีความผิดปกติในส่วน vestibular

## 2.5 กายวิภาคประยุกต์ของข้อเข่า

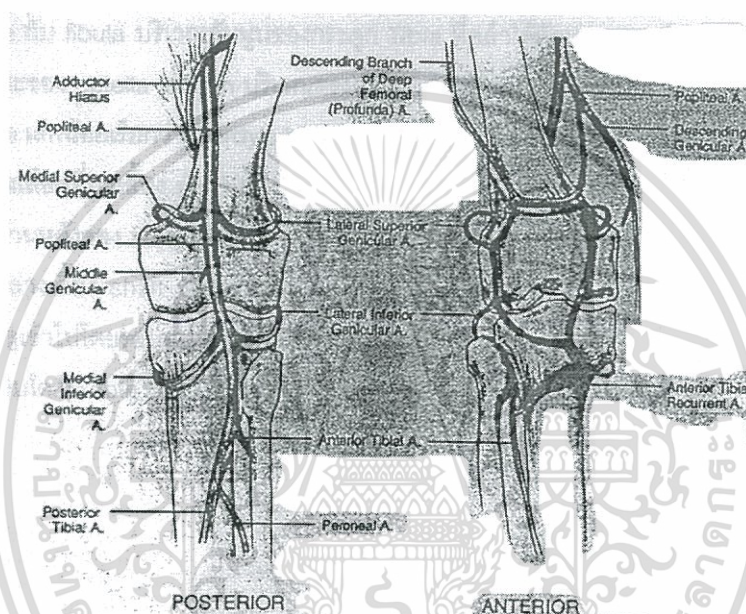
องค์ประกอบที่สำคัญของข้อเข่า ประกอบด้วย

- Bone and cartilage
- Femur
- Tibia
- Fibular
- Patella
- Synovium
- Ligaments
- Cruciate ligaments
- Collateral ligaments
- Meniscus
- Muscle crossing the joint line

### 2.5.1 Femur

ส่วนของกระดูก femur ที่เกี่ยวข้องกับข้อเข่าส่วนใหญ่แล้วอยู่ตรงส่วนล่างของกระดูกต้นขา femur ส่วนที่อยู่เหนือข้อนั้น จะเกี่ยวข้องกับในแง่ของแนวแรงที่จะผ่านลงสู่เข่า และ Head of femur ลงไป ดังนั้นการเกาะของกล้ามเนื้อหลายมัดซึ่งทอดข้ามข้อเข่า ได้แก่ Quadriceps เอกลำนี้เป็นเอกลำที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาติเห็นาไปไซประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

muscle, Hamstring muscle, Popliteus muscle รวมทั้ง Gastrocnemius muscle ส่วนของ distal femur จะมีลักษณะเป็น condyles 2 อัน ประกบกันกับกระดูก proximal tibia และกระดูก patella รวมเป็นข้อเข่า Femur ได้รับเลือดมาเลี้ยงจาก Nutrient artery เป็นส่วนใหญ่ โดยเป็นแขนงของ 1<sup>st</sup> หรือ 2<sup>nd</sup> perforating branch of profundus femoris แต่ในส่วนปลายที่เชื่อมต่อกับ tibia เป็นข้อเข่านี้ medial condyle ได้รับเลือดมาเลี้ยงจากแขนง deep branch ของ Supreme genicular artery และให้แขนงเป็น medial superior genicular artery ส่วน lateral femoral condyle รับเลือดมาจาก condylar fossa และ anterior cruciate ligament นั้นรับเลือดมาจาก middle genicular artery (รูป 2.7)



รูปที่ 2.7 แสดงเส้นเลือดที่มาเลี้ยงบริเวณข้อเข่า

Epiphyseal plate ของ distal femur จะปรากฏ ossification center ตั้งแต่แรกคลอด และจะเชื่อมต่อนี้เข้ากับ metaphysis เป็นเนื้อเดียวกันเมื่ออายุประมาณ 14-19 ปี โดยให้การเจริญเติบโตประมาณ 70%ของความยาว femur และเป็น 40% ของขาข้างนั้น

ส่วนปลายของ medial femoral condyle จะมีความยาวในแนว AP ยาวกว่าทาง lateral ด้วยรูปร่างดังกล่าว ทำให้ในตอนท้ายสุดของการเหยียดเข่าออกจะมี screw-home mechanism เกิดขึ้น โดยจะมี external rotation ของ tibia เมื่อเทียบกับ femur

## 2.5.2 Tibia

ผิว articular surface ของ tibia ค่อนข้างตั้งฉากกับแกนของ tibia ส่วนปลายของกระดูก tibia ร่วมกับกระดูก fibular ประกอบขึ้นเป็นข้อเท้า (ankle joint) ส่วน tibial plateau จะประกอบเป็นขอบล่างของผิวข้อเข่า ของ knee joint surface โดยแบ่งเป็น lateral และ medial plateau คั่นกลางด้วย intercondylar bony eminence ซึ่งเป็นที่เกาะของเอ็นไขว้

หน้า (Anterior cruciate ligament = ACL) และเอ็นไขว้หลัง (Posterior cruciate ligament = PCL) และ ผิวของ lateral plateau จะค่อนข้างแบน ในขณะที่ทางด้าน medial เป็นแอ่งลงไป (concave) ทาง posterolateral ของ tibial plateau จะไป articulate กับ fibula บริเวณสันนูนของกระดูก Tibia ที่คล้ำได้ชัดเจนทางหน้าเป็น tibial tubercle และที่เป็นเกาะของ patella tendon บริเวณตรงกลาง ส่วนปุ่มกระดูกเล็กที่คล้ำได้ lateral ออกไปจาก tibial tubercle เล็กน้อยเรียกว่า Gerdy's tubercle ซึ่งเป็นที่เกาะของ Iliotibial band

แขนงเลือดที่มาเลี้ยง shaft ของ tibia มาจาก nutrient branch ของ posterior tibial artery ทางเข้าทางด้านหลังของ tibia ใต้ต่อ origin ของ Soleus muscle จากนั้นให้แขนงใน intramedullary ขึ้นบนและลงล่างเลี้ยง shaft ของ tibia ส่วนบริเวณ proximal tibia ซึ่งมี cortex ค่อนข้างบางจะมีแขนงแทงทะลุเข้าไปโดยรอบเหมือนซี่ล้อเกวียน (รูปที่ 2.8) Proximal physis ของ tibia จะเป็นส่วนให้ความเจริญเติบโตกับ tibia ถึง 55% ซึ่งคิดเป็น 27% ของความยาวของขาทั้งหมด



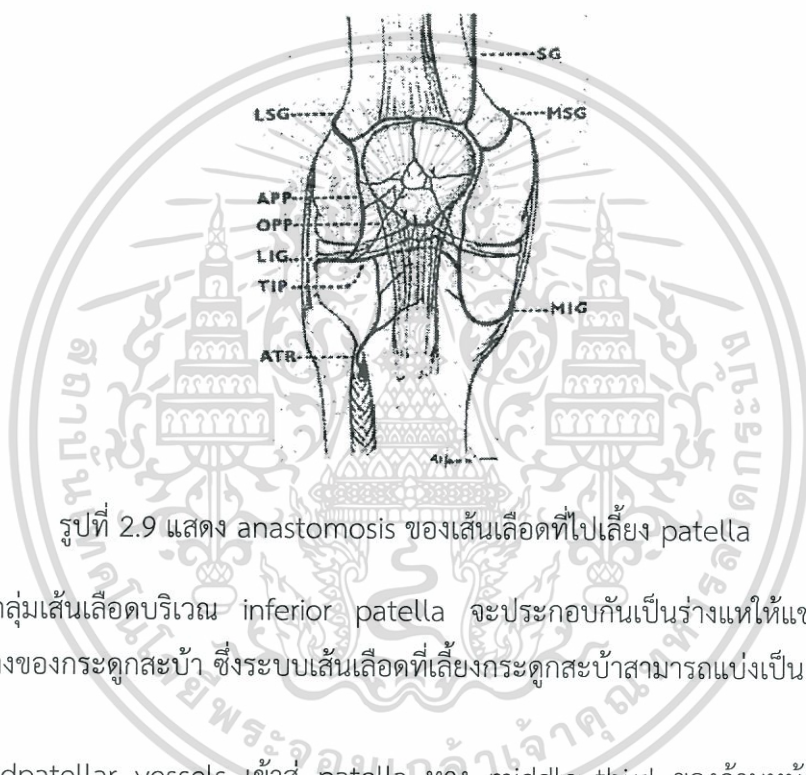
รูปที่ 2.8 แสดงเส้นเลือดที่มาเลี้ยงรอบ proximal tibia มีลักษณะล้อมรอบเหมือนซี่ล้อเกวียน

### 2.5.3 Patella

เป็น sesamoid bone ขนาดใหญ่ภายใน Quadriceps muscle มีผิว articulate กับ Suprapatella pouch ในขณะที่เหยียดเข้าสุดและ articulate กับ intercondylar trochea groove ของ femur ในขณะที่กำลังก้าวขึ้นบันไดนั้น patella ต้องรับ load มากถึง 3 เท่าของน้ำหนักตัว อย่างไรก็ตามการทำงานของ patella ยังช่วยการได้เปรียบเชิงกลในขณะที่เหยียดเข้าออก โดยช่วยลดแรงดึงที่เกิดจากกล้ามเนื้อ Quadriceps ได้อย่างมาก

โดยทั่วไป patella ประกอบด้วย articular facet 2 ข้าง คือ medial และ lateral facet ซึ่งแต่ละองศาของการงอหรือเหยียดข้อเข่านั้น patella จะ articulate กับ femur มากน้อยต่างกันไปในท่าเหยียดเข้าสุด patella จะ articulate กับ Intercondylar trochea fossa ทั้งทาง medial และ lateral facet ซึ่งเป็นการช่วยลด force per surface area ลงไป เพราะในขณะที่ flexion นั้น patella ต้องรับแรงที่กดต่อ femoral surface สูงมาก

แขนงของเส้นเลือดที่มาเลี้ยง patella นั้นจะประกอบเป็นรูปร่างกลมล้อมรอบ patella เป็น Extraosseous pattern โดยแต่ละ Quadrant จะมีเส้นเลือดสำคัญต่างๆ มาเลี้ยง คือทาง Superomedial Quadrant มีแขนงของ Supreme genicular และ medial superior genicular arteries จะ anastomose กันด้วย transverse suprapatellar artery ให้แขนงไปเลี้ยงบริเวณ superolateral quadrant ทาง inferolateral quadrant ประกอบด้วย anastomosis ของ lateral inferior genicular artery และ recurrent branch จาก tibialis anterior (รูปที่ 2.9) นอกจากนี้จะมี anastomosis กับ infero-medial genicular artery ผ่านทาง transverse infra-patellar artery



รูปที่ 2.9 แสดง anastomosis ของเส้นเลือดที่ไปเลี้ยง patella

กลุ่มเส้นเลือดบริเวณ inferior patella จะประกอบกันเป็นร่างแหให้แขนงขึ้นไปเลี้ยงส่วนล่างของกระดูกสะบ้า ซึ่งระบบเส้นเลือดที่เลี้ยงกระดูกสะบ้าสามารถแบ่งเป็น 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ

- Midpatellar vessels เข้าสู่ patella ทาง middle third ของด้านหน้ากระดูกสะบ้า
- Polar vessels ซึ่งเข้ามาทาง infrapatellar anastomosis ของ inferior genicular artery

เป็นที่น่าสังเกตว่า กระดูกสะบ้าที่หักบริเวณขอบนอกมักติดกันยาก เนื่องจากบริเวณดังกล่าวมีเลือดมาเลี้ยงน้อย Wiberg แบ่ง patella ออกเป็นชนิดต่าง ๆ ตามรูปร่างของ medial facet

Type I : medial facet มีขนาดใกล้เคียงกับ lateral facet

Type II : medial facet มีขนาดประมาณครึ่งหนึ่งของ lateral facet

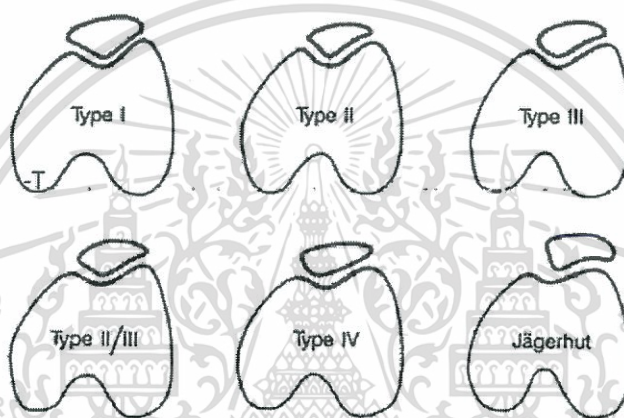
Type III : patella เลื่อนไปทาง lateral มากจนดูเหมือนไม่มี medial facet และขอบทาง medial facet นูนเป็นสันขึ้นมาก

Baumgart แบ่ง patella ออกเป็น 6 ชนิด โดยสามชนิดแรกเหมือนการแบ่งของ Wiberg และเพิ่มเติมอีก 3 ชนิด (รูปที่ 2.10) ดังนี้

Type II / III : ซึ่งมี medial facet แทนที่จะเว้าเป็นแอ่งลงไป

Type IV : ไม่มี medial facet

Type V : มี lateral subluxation ของ patella



รูปที่ 2.10 แสดงลักษณะของ Patella ชนิดต่างๆ

แนวแรงของกล้ามเนื้อ Quadriceps ที่ผ่านสะบ้าจะทำมุมกับแนวแรงดึงของ patellar tendon ขนาดหนึ่งเรียก Q angle (รูปที่ 2.11) แต่แรงต่างๆ นี้จะสมดุลย์กับแรงดึงจาก Vastus medialis และ Vastus lateralis รวมทั้ง patello-femoral ligaments และ retinaculum ทั้งทาง lateral และ medial



รูปที่ 2.11 แสดง Q-angle ซึ่งเกิดจากแรงดึงของกล้ามเนื้อ quadriceps และ patellar tendon

#### 2.5.4 Synovium

จะคลุมผิวภายในข้อเข่าบริเวณส่วนที่ไม่มีกระดูกอ่อนคลุมโดยเจริญมาจากชั้น mesoderm และไม่มีลักษณะของ epithelium lining อย่างแท้จริง แต่จะมีเนื้อเยื่อชั้นลึกลงไปอยู่ 3 ชนิด ได้แก่ alveolar, fibrous หรือ adipose ซึ่งในชั้นนี้จะมีแขนงของเส้นเลือดและเส้นประสาทมาเลี้ยง โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณที่ synovium คลุม cruciate ligaments จะเป็นแหล่งสำคัญ สำหรับให้แขนงประสาท และเส้นเลือดไปเลี้ยง cruciate ligament

synovium ที่บุรอบผิวข้อเข่าบางส่วนเจริญมาจาก membrane ที่แบ่งข้อเข่าตั้งแต่ยังเป็น embryo อยู่ โดย membrane เหล่านี้จะแยกส่วนของเข่าออกเป็น 3 ส่วน คือ suprapatellar, lateral และ medial compartment เมื่อเป็น embryo ที่มีอายุประมาณ 3 เดือน ในครรภ์มารดา compartment เหล่านี้จะรวมกันและ membrane เริ่มหดหายไป ถ้าหาก membrane เหล่านี้ยังคงเหลืออยู่จะหนาตัวขึ้นเป็นสัน เรียกว่า plica ซึ่งอาจเป็น remnant ธรรมดาที่ไม่มีความสำคัญ หรืออาจมีการหนาตัวขึ้นมาก และมีผลขัดขวางการเคลื่อนไหวของข้อเข่า ทำให้เจ็บปวดได้ plica ที่พบบ่อยถึง 90% ของข้อเข่าคือ suprapatella plica ซึ่งมักไม่ทำให้มีอาการผิดปกติใดๆ สำหรับ infrapatella plica (ligamentum muscosum) ก็พบได้บ่อยเช่นกันเกาะอยู่หน้าต่อ ACL และมักไม่ทำให้มีอาการเช่นเดียวกัน ส่วน plica ที่ทำให้มีอาการปวดมักเป็น medial plica ซึ่งเกาะจาก suprapatella แนวนยาวลงมายัง infrapatellar fat pad อาจมีการหนาตัวมากและแข็ง ซึ่งจะขัดขวางการเคลื่อนไหวข้อเข่าในตำแหน่งต่างๆ

## 2.5.5 Ligament and Associated Restraining Structures

สามารถแบ่งกายวิภาคเป็นส่วนต่าง ๆ คือ

- Medial knee anatomy
- Lateral knee anatomy
- Cruciate ligament anatomy

- **Medial knee anatomy**

อาจแบ่งได้เป็น 3 ชั้นตาม Warren (รูปที่ 2.12)

1. Superficial layer (Layer I) ประกอบด้วย Deep fascia ที่คลุม Quadriceps ต่อเนื่องไปเป็น deep fascia of the leg จะคลุมกล้ามเนื้อ Sartorius และเป็นที่ยึดเกาะของกล้ามเนื้อนี้ด้วย

2. Layer II เป็นส่วนของ Superficial medial collateral ligament (MCL) ซึ่ง Layer I กับ II นี้จะรวมกันไปเชื่อมกับ Vastus medialis ทางด้านหน้าต่อไป เป็น Patellar retinaculum ดังนั้น layer I กับ II จะแยกกันชัดเจนก็ตรงบริเวณที่ออกมาทางด้านหลังบริเวณ Superficial MCL นี้เอง กล้ามเนื้อ Gracilis และ Semitendinosus จะวิ่งอยู่ระหว่าง layer I และ II นี้ layer II มีชื่อเรียกต่าง ๆ ได้แก่ Superficial medial collateral ligament, Tibial collateral ligament หรือ medial collateral ligament เกิดจากบริเวณ longitudinal fiber ของ superficial MCL ไปทางด้านหลังจะเชื่อมเป็นเนื้อเดียวกับ layer II (joint capsule) ร่วมกับ Semimembranosus เป็น postero-medial corner ให้ความแข็งแรงกับข้อเข่า ซึ่ง Houghston เรียกว่า posterior oblique ligament ในขณะที่ Warren ให้ส่วนนี้เป็น oblique fiber ของ superficial collateral ligament

3. Layer III เป็นส่วนของ joint capsule ซึ่งทางส่วนข้างหน้าจะบางและไม่ค่อยให้ความแข็งแรงมากนัก แต่ส่วนกลางและทางด้านหลังของ layer III นี้ จะให้ความสำคัญกับเข่ามาก โดยเฉพาะส่วนกลาง บางคนเรียกว่า middle capsule ligament หรือ deep medial ligament หรือ deep collateral ligament หรือ deep MCL ซึ่งอยู่ได้ต่อชั้น superficial ชั้น deep MCL แบ่งเป็นส่วนของ menisco-femoral และ menisco-tibial portion ส่วนบริเวณที่ยึดรอบขอบของ meniscus ไปยัง tibia เป็นส่วนของ coronary ligament ชั้น layer III นี้ จะแยกกันชัดเจนบริเวณ midportion เช่นเดียวกับ layer II และบริเวณ posteromedial ต่อ oblique fiber นั้นจะเป็นส่วนที่สามารถตัดเพื่อขยาย



เคยรายงานไว้และเรียกส่วนนี้ว่า anterolateral ligament of the knee ส่วนที่อยู่หน้าไปกว่านี้จะไปรวมกับ Vastus lateralis เป็น lateral patellar retinaculum ส่วนทางด้านหลังจะรวมกับ biceps tendon ซึ่งเทียบได้กับ Sartorius ใน layer I ของ medial site

Marshall พบว่า Biceps tendon มีจุดเกาะแยกเป็น 4 ส่วน คือ 1. เกาะที่บริเวณ Gerdy's tubercle 2. รวมกับ crural fascia ของขา 3. คล้องรอบ lateral collateral ligament (LCL) 4. ลงไปเกาะที่ styloid process ของ head of fibula

ชั้นลึกลงไปกว่า superficial layer เป็นชั้นของ retinaculum ของ Quadriceps muscle และ patellofemoral ligament ซึ่งทอดจาก patella ไปยัง 1. intermuscular septum 2. lateral epicondyle 3. fabella หรือ posterolateral capsule Reider พบว่า patella ยังมีลักษณะเหมือน Wiberg type III มากขึ้นเท่าไรก็ยังมี patellofemoral ligament หนามากขึ้นตามไปด้วย ซึ่งช่วยอธิบายการเกิด patellar subluxation และช่วยเป็นแนวทางในการผ่าตัดรักษา

ชั้นลึกที่สุดทาง lateral ของเข่าประกอบด้วย lateral capsule และ lateral collateral ligament ตัว lateral capsule จะเกาะจากขอบของผิวข้อเข่าไปยัง meniscus ยึด tibial กับ meniscus ด้วย coronary ligament บริเวณที่ใกล้กับ fibula head จะเชื่อมกับ fibular head บริเวณด้านหลังของ lateral meniscus มีส่วนที่ meniscus แยกจาก capsule ใว้ยาวประมาณ 1.3 cm ซึ่งเป็นทางให้ Popliteus tendon พาดผ่านไปเกาะที่ femoral condyle บริเวณนี้ capsule จะแยกเป็น 2 ชั้น ชั้น superficial จะหุ้มรอบ LCL แล้วไปสุดรวมกันเป็น fabellofibula ligament ด้านหลัง ดังนั้น Seebacher จึงถือเอา LCL เป็นส่วนหนึ่งของชั้น capsular layer LCL จะเกาะจาก epicondyle ของ femur ไปยัง head ของ fibula และอยู่หลังต่อจุดหมุนของเข่า จึงตั้งในท่าเข่าเหยียดและหย่อนในท่าเข่างอโดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อเข่างอมากกว่า 30 องศา และทำหน้าที่เป็น primary restrain สำหรับ varus stress test

ชั้น deeper lamina ของ capsule จะทอดผ่าน posterolateral ของ meniscus ประกอบเป็น coronary ligament และส่วนปลายสุดเป็น arcuate ligament ซึ่งจะแผ่จาก styloid process ของ fibula head แล้วรวมกับ popliteus musculo-tendinous junction สุดที่ posterior capsule ใกล้กับส่วนปลายของ oblique popliteal ligament ชั้น deeper lamina นี้จะแยกตัวจาก LCL ด้วย inferior lateral geniculate artery ligament ด้วย ดังนั้นจึงสามารถใช้ inferior lateral geniculate artery เป็น landmark ช่วยแยกชั้นของ ligament นี้ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

De Lee ไม่แยก arcuate ligament ออกจาก fabellofibula ligament แต่จะเรียกรวมกันเป็น arcuate complex เลย โดยรวมเอา ligament ทั้ง 2 และ LCL, popliteus และ lateral head of gastrocnemius

Popliteus ligament ต่อจาก myotendinous junction ของ popliteus muscle ไปยัง lateral femoral condyle จะเกาะกับ lateral meniscus และ arcuate ligament แล้วทอดเข้าสู่ knee joint แต่อยู่ extrasynovial จุดเกาะจะอยู่หลังต่อ LCL

- **Cruciate ligament anatomy**

เป็น intraarticular extrasynovial ligament อยู่บริเวณ intercondylar notch ของ femoral condyle ประกอบด้วย anterior cruciate ligament (ACL) เกาะจาก medial side ของ lateral femoral condyle ไปยัง intercondylar eminence ของ tibia และ posterior cruciate ligament (PCL) เกาะจาก lateral side of medial femoral condyle ไปยังด้านหลังของ intercondylar ใต้ต่อระดับ tibia plateau ประมาณ 1.5 cm (รูป 2.14)

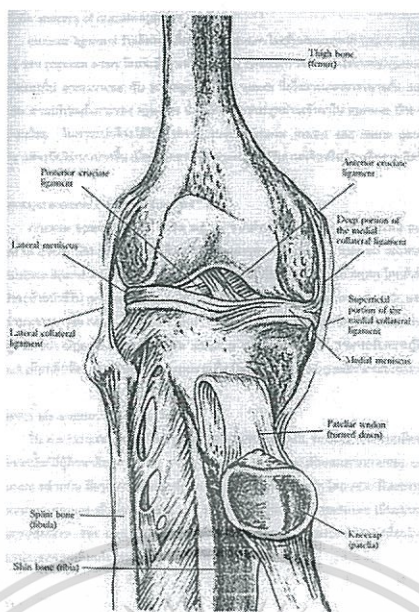
**Histologic anatomy of cruciate ligament** บริเวณจุดเกาะของ cruciate ligament จะมีการค่อยๆ เปลี่ยนแปลงจาก zone ที่ยืดหยุ่นของ ligament ไปสู่ zone ของกระดูกที่แข็งกว่า ระหว่างนั้นจะมีส่วน zone ที่ค่อย ๆ เปลี่ยนเป็น zone ที่มีการ calcified การเปลี่ยนแปลงเช่นนี้ ทำให้เกิดสภาพต่อเนื่อง Cooper แบ่ง zone ต่างๆ เหล่านี้เป็น

Zone I เป็น Wavy collagen zone

Zone II เป็น Fibrocartilage zone

Zone III เป็น Mineralized zone

Zone IV เป็น Bone matrix collagen และจะเชื่อมเป็นเนื้อเดียวกับ mineralized zone



รูปที่ 2.14 แสดงโครงสร้างของเอ็นที่เกาะภายในและภายนอกข้อเข่า

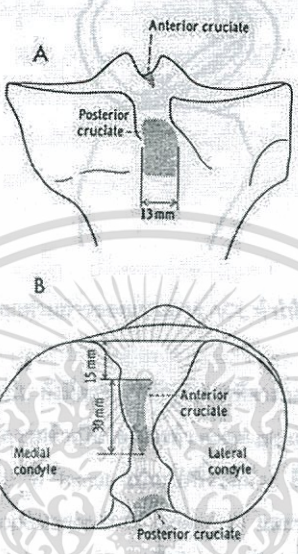
Vascular anatomy of cruciate ligament เป็น cruciate ligament รับเลือดมาเลี้ยงจาก synovium โดยรับแขนงมาจาก middle geniculate artery ของ popliteal artery โดยจะมีแขนงเส้นเลือดใน synovium วิ่งตามแนวขวางต่อ ligament แทะเข้าโดยรอบไป anastomose กับ endoligamentous vessels ซึ่งวิ่งตามแนวยาวขนานกับ collagen bundle ส่วนบริเวณที่เกาะของ ligament นั้นมีเลือดจากกระดูกผ่านเข้ามาใน ligament บ้าง แต่เป็นปริมาณน้อย ในภาวะปกติจะได้รับเลือดจากแขนงของ inferior medial และ lateral geniculate artery แต่จะมีปริมาณมากขึ้น เมื่อส่วนกลางของ ligament ได้รับความเจ็บหรือมีการฉีกขาดเกิดขึ้น

Neurologic anatomy of cruciate ligament คือ cruciate ligament ได้รับ nerve supply จากส่วนของ tibial nerve ในบริเวณ popliteal fossa ในปี ค.ศ.1984 Schultz ได้ศึกษา mechanoreceptor ของ cruciate ligament และพบว่าภายใน cruciate ligament มี mechanoreceptor อยู่ ลักษณะเป็น golgi tendon organ โดยสันนิษฐานว่าน่าจะทำหน้าที่รับ proprioceptive sense Schutte ได้ศึกษา neuroanatomy ของ ACL และ PCL พบว่านอกจาก free nerve ending แล้วยังมี mechanoreceptors อีก 3 ชนิด คือ Ruffini endings, Golgi tendon organ ซึ่งทั้ง 2 เป็น slow adapting mechanoreceptor สามารถรับรู้ความรู้สึกแม้มี stimuli เพียงเล็กน้อย และ Pacinian corpuscle ซึ่งเป็น rapidly adapting mechanoreceptor

Insertion site anatomy of cruciate ligament ใน ค.ศ.1975 Girgis ได้รายงานการศึกษาการเกาะของ ACL ของ PCL อย่างละเอียด (รูป 2.15) หลังจากนั้นก็มีผู้

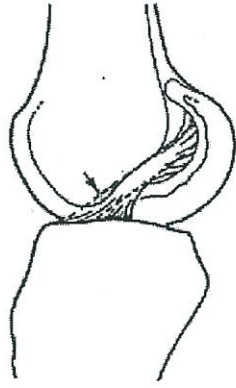
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่คัดลอกจาก Odensten และ Daniel พบลักษณะการเกาะของ cruciate ไม่ว่าการฉีกใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้วมมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ligament คล้ายกัน คือจุดเกาะเป็น crescent shape หรือ oval shape โดย ACL มีแนวการเกาะที่ femoral attachment เป็นแนวยาวตาม axis ของ femur ส่วน tibial attachment เป็นแนวยาวตาม antero-posterior ของ axis ของ tibia ทำให้มีการบิดของ ACL ในระหว่างการเคลื่อนไหวแต่ละตำแหน่งและความตึงแต่ละส่วนของ fibers จะไม่เท่ากันตลอด



รูปที่ 2.15 แสดงจุดเกาะของเอ็น cruciate ที่เกาะภายในข้อเข่า

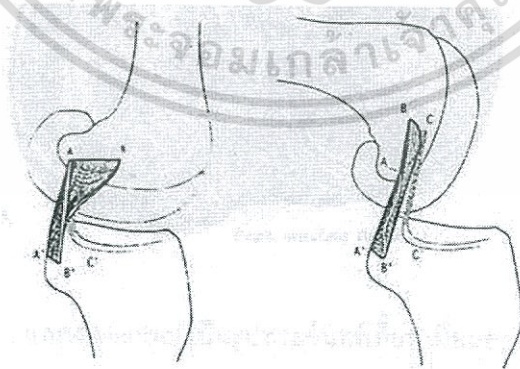
ลักษณะการเกาะของ ACL ที่สำคัญอีกอย่างหนึ่งก็คือ การแผ่ออกตามยาวของแนวเกาะ ACL ทำให้มีลักษณะรูปร่างเหมือนเท้า (รูป 2.16) ซึ่งจะทำให้มี impingement กับส่วนบนของ intercondylar notch เป็นเหตุให้ ACL มี strain มากขึ้นและเป็นองค์ประกอบหนึ่งที่ทำให้ ACL ขาดได้ง่าย โดยมีการศึกษาของ Anderson กับพวกและ Houseworth กับพวกในปี 1987 ให้ผลตรงกันว่า intercondylar notch ของผู้ป่วยที่มี ACL ขาดมักจะแคบกว่า notch ของคนปกติอย่างมีนัยสำคัญ Souryal กับพวกยังพบว่าอัตราส่วนความกว้างของ Notch ต่อ Intercondylar distance ของผู้ป่วยที่มี ACL ขาดข้าง จะแคบกว่าของคนปกติ ในขณะที่อัตราส่วนนี้ของผู้ป่วยที่ ACL ขาดข้างเดียวไม่แตกต่างจากของคนปกติทั่วไป และให้อัตราส่วนนี้มีค่าน้อยกว่า 0.2 เป็น risk factor ต่อการเกิด ACL injury



รูปที่ 2.16 แสดงการแผ่อกตามยาวของแนวเกาะ ACL ทำให้มีลักษณะรูปร่างเหมือนเท้า

กายวิภาคของการเกาะ ACL ยังมีความสำคัญในการพิจารณาทำ ACL Reconstruction ในแง่ของตำแหน่งการวาง graft และความจำเป็นของการทำ notch plasty ด้วย

ลักษณะจุดเกาะของ PCL ที่ femur เป็นรูปครึ่งวงกลม ซึ่งมีขนาด  $21 \times 10$  mm มี longitudinal axis ในแนว anteroposterior เกาะ inner wall และขอบด้านบนของ intercondylar notch แต่ถ้ามี menisiofemoral มาร่วมเกาะบริเวณนี้แล้ว PCL ก็จะเลื่อนไปเกาะทาง inner wall ของ notch มากขึ้น ส่วนที่ tibia นั้น PCL เกาะต่ำกว่า tibial plateau level ลงมา แต่ยังคงอยู่ใน intraarticular อยู่แนวเดียวกับ intercondylar eminence มี fiber orientation ที่ Hughston บรรยายไว้เป็น anterolateral band ซึ่งจะตึงตัวในท่าเข่างอ และ posteromedial band ซึ่งจะตึงตัวในท่าเข้าเหยียดตรง (รูป 2.17)



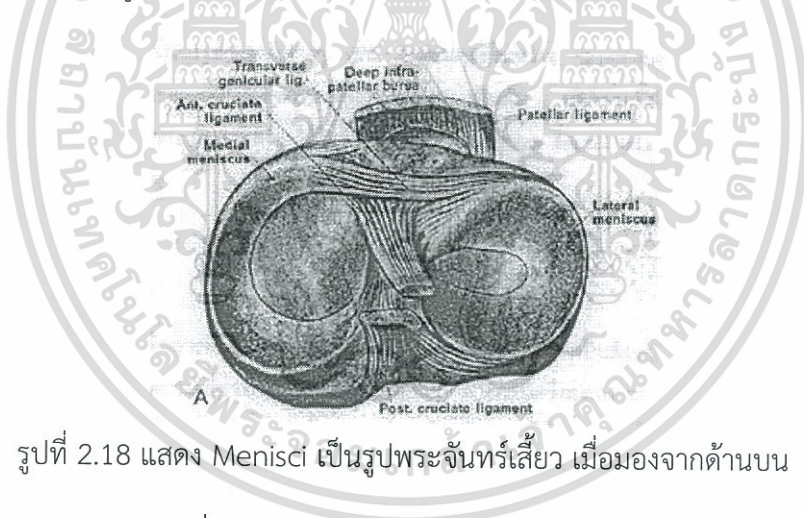
รูปที่ 2.17 แสดง anterolateral band PCL ซึ่งจะตึงตัวในท่าเข่างอ และ posteromedial band PCL ซึ่งจะตึงตัวในท่าเข้าเหยียดตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.5.6 Meniscus

Meniscus เป็นกระดูกอ่อนในข้อเข่าเสริมอยู่ระหว่างผิวข้อของ tibia ซึ่งไม่เข้ากับ femur อย่างแนบสนิท ช่วยทำให้ผิวข้อเข้ารูปกันจนสนิทและมีการกระจายแรงที่สม่ำเสมอ meniscus จะเกาะอยู่กับ tibial แน่นหนากว่า femur ด้วย coronary ligaments แต่ก็จะมีการขยับตัวให้ห่างโดยจะขยับมาทางข้างหลังในขณะที่เข่างอ Medial meniscus จะเกาะกับ tibia แน่นหนากว่า lateral meniscus ทำให้แต่เดิมมีความเชื่อว่า medial meniscus มีอุบัติการณ์ฉีกขาดมากกว่า lateral meniscus ส่วนที่เกาะกับ capsule มากที่สุดของ medial meniscus อยู่บริเวณที่ติดกับ posterior oblique ligament

Meniscus เป็นรูปพระจันทร์เสี้ยว เมื่อมองจากด้านบน (รูป 2.18) และเป็นรูปลิ้มเมื่อมองในภาพตัดขวาง มีเลือดมาเลี้ยงเฉพาะขอบประมาณ 25-30% ด้านนอกยกเว้นบริเวณ popliteus hiatus ของ lateral meniscus แต่ส่วนที่ไม่มีเลือดมาเลี้ยงก็สามารถรับอาหารและออกซิเจนจาก pressure gradient ที่เกิดขึ้นขณะเข่ามีการขยับในท่างอและเหยียด ทำให้มีความเปลี่ยนแปลงความดันในข้อเข่า ส่วนของ meniscus ที่มีเลือดมาเลี้ยงจะทะลุผ่านเข้ามาจากขอบนอกเป็นรูปซี่ล้อเกวียน เช่นเดียวกับที่ไปเลี้ยง tibia



รูปที่ 2.18 แสดง Menisci เป็นรูปพระจันทร์เสี้ยว เมื่อมองจากด้านบน

variation อย่างหนึ่งของ meniscus ก็คือการมีรูปร่างผิดปกติไปจากรูปพระจันทร์เสี้ยว เป็นรูปแผ่นกลมทั้งชิ้นแทน ไม่มีรอยเว้าด้านใน (Discoid meniscus) พบอุบัติการณ์ประมาณ 1-2% ในแถบอเมริกาเหนือ และ 15% ในชาวเอเชียแปซิฟิก Discoid meniscus แบ่งเป็น 3 ชนิดคือ

- Complete type
- Incomplete type
- Wrisberg ligament type

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สองประเภทแรกนั้น แบ่งตามลักษณะของ meniscus ที่พบ แต่จะมีการเกาะกับ ligament ตามปกติ ส่วนประเภทหลังนี้จะเกาะกับ Wrisberg ligament ค่อนข้างแน่นมาก และจะมีการขยับโดยการดึงของ ligament นี้ด้วย โดยเฉพาะผู้ป่วยที่มี Wrisberg ligament ล้น เวลาผู้ป่วยเหยียดเข่าสุดจะทำให้ meniscus ถูกดึงไปข้างหน้าและมีเสียงดังเกิดขึ้นร่วมกับอาการเจ็บได้จึงเป็นกลุ่มที่จำเป็นต้องได้รับการรักษา

### 2.5.7 กล้ามเนื้อรอบข้อเข่า

กล้ามเนื้อต่างๆที่ทอดข้ามข้อสามารถก่อให้เกิดความมั่นคงภายในข้อได้ในลักษณะของ Dynamic stabilizer เมื่อมี tone ของกล้ามเนื้อ ดังนั้นการฝึกฝนความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ จึงสามารถช่วยเพิ่มความมั่นคงภายในข้อ โดยการเพิ่ม joint reaction force โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อมีการสมดุลย์ของแนวแรงตำแหน่งต่างๆ เช่น การสมดุลย์ระหว่าง Quadriceps muscle ร่วมกับ Hamstring muscle และ Gastrocnemius muscle เป็นต้น นอกจากนี้ยังมีกล้ามเนื้อมัดเล็กที่มีความสำคัญต่อความมั่นคงของข้อได้ในลักษณะนี้อีกเช่น tensor fascia lata และ iliotibial tract, popliteus muscle

## 2.6 สถาปัตยกรรม PIC

### 2.6.1 ประวัติไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC

ปีพ.ศ. 2513 บริษัท GI (General Instruments) และบริษัท Honeywell ได้ร่วมมือกัน ในการสร้างไมโครโปรเซสเซอร์ขนาด 16 บิตขึ้นมาในตระกูล CP1600 เป็นไมโครโปรเซสเซอร์ ขนาด 40ขา ที่ถูกใช้ในเครื่องคอมพิวเตอร์และเครื่องเล่นเกมส์ต่างๆ แต่ด้วยความที่เป็น ไมโครโปรเซสเซอร์ ซึ่งทำหน้าที่แค่ประมวลผลอย่างเดียว ดังนั้นต้องมีการอินเตอร์เฟสกับ อุปกรณ์อินพุต/เอาต์พุต จึงมีความจำเป็นต้องใช้ชิปภายนอกมารองรับการทำงานในส่วนนี้แทน ตัวประมวลผลหลัก

จากจุดนี้เอง บริษัท GI จึงได้ผลิตชิปในชื่อตระกูล PIC ขึ้นมาในปีพ.ศ. 2518 เพื่อเป็นชิป สนับสนุนการทำงานของไมโครโปรเซสเซอร์ของตนเองขึ้นมา PIC นี้เป็นตัวประมวลผลขนาด 8 บิต และคำว่า PIC นั้นย่อมาจากคำว่า Programmable Interface Controller (แต่หลังจาก นั้นไม่นานก็ถูกเปลี่ยนเป็น Programmable Intelligent Computer แทน)

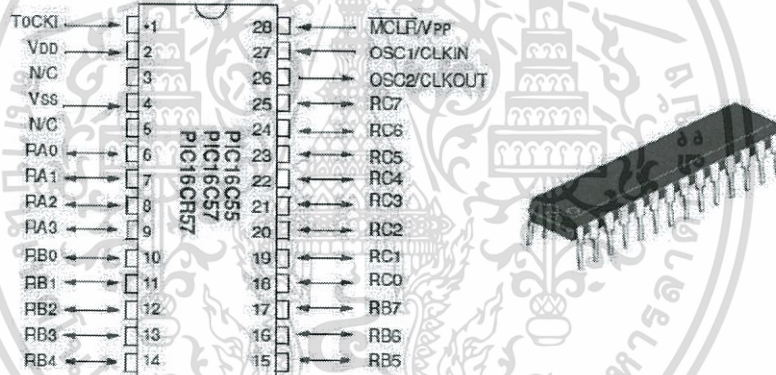
ปีพ.ศ. 2528 บริษัท GI ก็ได้ขายงานในส่วนของ Microelectronics บางส่วนออกไปให้กับ Microchip และตั้งแต่นั้นมา Microchip ก็นำเอาเทคโนโลยีและสถาปัตยกรรมเดิมของ PIC จากบริษัท GI มาตั้งเป็นตระกูลของตัวเอง พร้อมทั้งเปลี่ยนชื่อเต็มของ PIC ใหม่ว่า Peripheral Interface Controller โดยพยายามรวมเอาทุกอย่างไว้ในตัว PIC ไม่ว่าจะ Program

Memory (ROM) Data Memory (RAM) EEPROM I2C Bus PWM และ A/D เป็นต้น โดยไม่จำเป็นต้องต่ออุปกรณ์เสริมจากภายนอกแต่อย่างใด

ไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล PIC ถ้าแบ่งออกตามชนิดของหน่วยความจำโปรแกรมสามารถแบ่งได้เป็น 3 ประเภทคือ

### 1. OTP (One Time Programmable)

เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีราคาถูกที่สุดในบรรดา 3 ประเภท สาเหตุก็เพราะว่าไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ OTP มีหน่วยความจำโปรแกรมประเภท PROM (Programmable ROM) สามารถทำการโปรแกรมได้แค่ครั้งเดียวเท่านั้น หลังจากชิปได้ถูกโปรแกรมไปแล้วจะไม่สามารถโปรแกรมเข้าไปใหม่ได้อีก ดังนั้นชิปประเภทนี้จึงนิยมใช้หลังจากได้พัฒนาโปรแกรมจนกระทั่งจุดบกพร่องต่างๆ ในโปรแกรมไม่มีแล้ว มีต้นทุนต่ำเมื่อเทียบกับหน่วยความจำโปรแกรมประเภทอื่นๆ เบอร์ของไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ OTP สังเกตได้จะมีตัวอักษร C แสดงอยู่บนตัวชิป เช่น PIC16C55 PIC16C57 และ PIC16C84 เป็นต้น

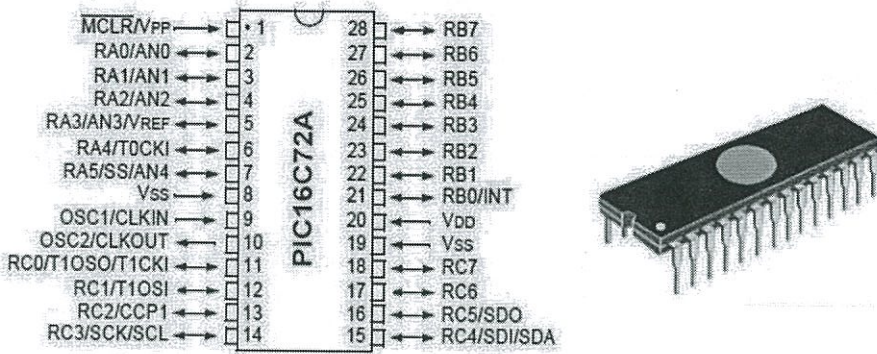


รูปที่ 2.19 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC แบบ OTP

### 2. EPROM (Erasable Programmable ROM)

เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีการพัฒนาให้มีหน่วยความจำโปรแกรมประเภท EPROM เมื่อเขียนโปรแกรมเข้าไปแล้วสามารถโปรแกรมใหม่ด้วยการลบโปรแกรมเดิมโดยฉายแสงอุลตราไวโอเล็ต (UV: Ultra Violet) ส่องผ่านเข้าไปยังชิป 5-25 นาที ดังนั้นด้านบนของชิปจะมีกรอบกระจกเพื่อให้แสงอุลตราไวโอเล็ต สามารถส่องผ่านเข้าไปในตัวชิปได้ แต่ก็มีจำนวนครั้งในการลบโปรแกรมเช่นกัน เมื่อลบโปรแกรมด้วยแสงอุลตราไวโอเล็ต มากๆ หลายๆ ครั้งก็จะเกิดอาการด้านคือ โปรแกรมไม่เข้านั่นเอง เบอร์ของไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ EPROM สังเกตได้จะมีตัวอักษร JW หรือ ดูว่ามีกรอบกระจกอยู่บนชิปหรือไม่เช่น PIC12C509A/JW และ PIC16C57/JW เป็นต้น

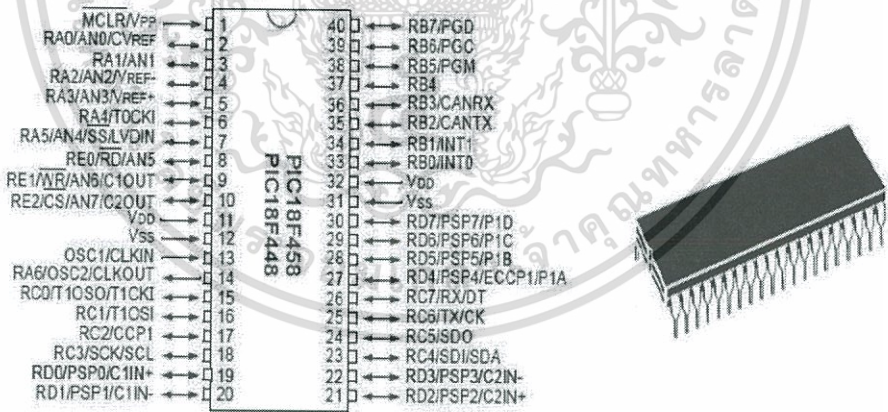
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.20 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC แบบ EPROM

### 3. Flash Memory

เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ออกมาไม่กี่ปีนี้เองโดยมีการพัฒนาในส่วนของหน่วยความจำโปรแกรม ให้สามารถอ่านหรือเขียนด้วยสัญญาณทางไฟฟ้าได้ใช้เวลาในการลบข้อมูลไม่กี่วินาที และสามารถลบและเขียนใหม่ได้หลายพันครั้ง ในปัจจุบันเป็นหมื่นๆ ครั้งแล้ว เหมาะสำหรับงานด้านต้นแบบหรือใช้ในการศึกษาเรียนรู้ต่างๆ ทำให้เป็นที่นิยมที่สุดในบรรดาทั้ง 3 ประเภทเบอร์ของไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ Flash Memory สังเกตได้จะมีตัวอักษร F เป็นตัวบอก เช่น PIC16F628 PIC16F887 และ PIC18F458 เป็นต้น



รูปที่ 2.21 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC แบบ Flash Memory

#### 2.6.2 ภาษาที่ใช้สำหรับเขียนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC

##### 1. ASSEMBLY

ภาษาแอสเซมบลี (ASSEMBLY) เป็นภาษาที่บริษัท Microchip Technology แจกฟรีเป็นที่นิยมมากที่สุดสำหรับผู้ที่ชอบเขียนโปรแกรมด้วยภาษาแอสเซมบลีสามารถดาวน์โหลดได้เอกสารนี้ที่ [www.microchip.com](http://www.microchip.com) สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

title "PIC18F8720 Counting Program"
#include <p18f8720.inc>

COUNT    udata    0x60
           res 1

RST        code 00h
           goto Start

PGM
Start      code
           clrf   WREG           ;clear W register
           movwf PORTC         ;clear PORTC
           movwf TRISC          ;config PORTC as outputs

Init
           clrf   COUNT        ;clear count

IncCount
           incf   COUNT,F       ;increment count
           movf   COUNT,W       ;display on PORTC
           movwf PORTC
           goto  IncCount       ;loop

           end

```

รูปที่ 2.22 แสดงตัวอย่างภาษาแอสเซมบลี

## 2. MPLAB C18 C Compiler

การเขียนโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์มีการเขียนโปรแกรมควบคุมได้หลายภาษาไม่ว่าจะเป็นภาษาแอสเซมบลี ภาษาซี หรือภาษาเบสิก มีหลายๆ บริษัทสร้างซอฟต์แวร์ขึ้นมาเขียนเพื่อใช้ควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์PIC ด้วยเหตุนี้บริษัท Microchip Technology นอกจากจะมี ภาษาแอสเซมบลีของตนเองแล้ว ยังมีการพัฒนาคอมไพเลอร์ภาษาซีขึ้นมาอีกเพื่อเป็นทางเลือกให้แก่ผู้ใช้งานโดยตั้งชื่อว่า C18 C Compiler โดยใช้ได้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ที่เป็น PIC18 ซึ่งเป็น ไมโครคอนโทรลเลอร์ขนาด 8 บิต ถ้าเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ขนาด 16 บิต ก็ต้องใช้C30 C Compiler ทำให้การใช้งานไม่ได้ใช้ซอฟต์แวร์ตัวเดียวกัน จึงไม่ค่อยได้รับความนิยมมากนัก

```

#include <p18C542.h>
#include <adc.h>
#include <stdlib.h>
#include <delays.h>
int result;
void main ( void )
{
    // configure A/D convertor
    OpenADC ( ADC_FOSC_32 & ADC_RIGHT_JUST & ADC_8ANA_OREF,
              ADC_CH0 & ADC_INT_OFF );

    Delay10TYx( 5 );           // Delay for 50TCY
    ConvertADC ();            // Start conversion
    While ( BusyADC () );     // Wait for completion
    Result = RaedADC ();      // Read result
    CloseADC ();              // Disable A/D converter
}

```

รูปที่ 2.23 ตัวอย่างการเขียนโปรแกรม MPLAB C18 C Compiler

### 3. HI-TECH C Compiler

HI-TECH C เป็นคอมไพเลอร์ภาษาซีของบริษัท Hyper soft เป็นซอฟต์แวร์ที่มีคุณภาพ ประสิทธิภาพสูง กินพื้นที่หน่วยความจำโปรแกรมน้อย แต่ราคาซอฟต์แวร์ค่อนข้างแพง จึงไม่ค่อย มีผู้ที่นิยมใช้มากนัก จนกระทั่งเมื่อราวกลางปี พ.ศ. 2552 ทางบริษัท Microchip Technology ผู้ผลิตไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC ได้ซื้อกิจการจากบริษัท Hyper soft จากนั้นได้มีการ เปิดให้ผู้สนใจพัฒนาโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC ด้วยภาษาซี สามารถ ดาวน์โหลด โปรแกรม HI-TECH C Compiler ในรุ่น Lite ได้โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย สามารถพัฒนา โปรแกรมได้อย่าง ไม่มีข้อจำกัดด้านขนาดของไฟล์และระยะเวลาการใช้งาน เพียงแต่ HI-TECH C Compiler ในรุ่น Lite นั้นมีข้อจำกัดก็คือ จะไม่มีความสามารถในการออปติไมซ์ (Optimize) หรือการจัดการเรื่องลดขนาดของโปรแกรมให้น้อยลงเท่านั้น ในปัจจุบันจึงเริ่มมีผู้สนใจใช้งาน HI-TECH C Compiler มากยิ่งขึ้น

```

#include <pic18.h>
void
main (void)
{
    unsigned char data;
    unsigned int address = 0x0010;
    data = eeprom_read (address);
    data = EEPROM_READ (address);
    eeprom_write (address, data);
}

```

รูปที่ 2.24 ตัวอย่างการเขียนโปรแกรม HI-TECH C Compiler

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4. CCS C Compiler

CCS C Compiler เป็นคอมไพเลอร์ภาษาซี เป็นลิขสิทธิ์ของบริษัท Custom Computer Services สหรัฐอเมริกาที่รองรับไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC ได้ทุกเบอร์ ไม่ว่าจะเป็นขนาด 8 บิต อนุกรม PIC12 PIC14 PIC16 และ PIC18 นอกจากนั้นยังใช้ควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ ขนาด 16 บิต dsPIC ได้อีกด้วย จึงมีคนนิยมใช้เป็นจำนวนมาก เนื่องจากราคาไม่แพง มีประสิทธิภาพสูง

```
#include <18F4520.h>
#fuses HS,NOWDT
#use delay(clock = 20Mhz)
#use rs232 (UART1, baud=9600, timeout=500) //timeout = 500 milliseconds, 1/2 second
Void main ()
{
  Char c;
  While (TRUE)
  {
    c = getc(); // if getc() timeouts 0 is returned to c
                // otherwise receive character is returned to c
    If (c) // if not zero echo character back
      Putc(c);
      //user to do code
      output_toggle (PIN_A5);
  }
}
```

รูปที่ 2.25 ตัวอย่างการเขียนโปรแกรม CCS C Compiler

#### 5. PicBasic Pro Compiler

PicBasic Pro Compiler เป็นคอมไพเลอร์ภาษาเบสิก ลิขสิทธิ์ของบริษัท Micro Engineering Labs สหรัฐอเมริกา พัฒนาขึ้นมาเพื่อเขียนโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC ขนาด 8 บิต PIC10 PIC12 PIC14 PIC16 PIC17 และ PIC18 ภาษาเบสิกเป็นภาษาที่เขียนโปรแกรมง่ายเมื่อเทียบกับภาษาซี และภาษาแอสเซมบลีใช้เวลาในการพัฒนาโปรแกรมไม่ยาก แต่มีข้อเสียตรงที่ว่าเวลาแปลงเป็นภาษาเครื่องแล้วมีขนาดใหญ่

```
DEFINE OSC 8           '8Mz oscillator
DEFINE I2C_SLOW 1     'Set i2c to the standard speed
DEFINE I2C_HOLD 1    'Enable the receiving i2c device to be able to pause
DEFINE CHAR_PACING 102 '1 stop bit time to make 2 for LCD03
srfver VAR BYTE
w0 VAR WORD           'W0 is the word value to store the range data
b0 VAR w0.byte0       'b0 is the low byte of word w0
b1 VAR w0.byte1       'b1 is the high byte of word w0

PAUSE 1000
SEROUT PORTC.1.2,[12.4.1] 'Clear screen and hide cursor of LCD03
PAUSE 100
loop: I2CREAD PORTC.4.PORTC.3,$E0.0,[srfver] 'Read version number from srf02
SEROUT PORTC.1.2,[1,"Software v: ",#srfver.13] 'Put it on the screen
I2CWRITE PORTC.4.PORTC.3,$E0.0,[81] 'Request start of ranging
PAUSE 100 'Wait for ranging to finish
I2CREAD PORTC.4.PORTC.3,$E0.2,[b1,b0] 'Get the ranging results
SEROUT PORTC.1.2,["Range: ",#w0," "] 'Display range data to the screen
PAUSE 100
GOTO loop
```

รูปที่ 2.26 ตัวอย่างการเขียนโปรแกรม PicBasic Pro Compiler

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.6.3 คุณลักษณะทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC

ชนิดของหน่วยความจำ

- หน่วยความจำแบบแฟลช โปรแกรมและลบได้หลายครั้ง
- หน่วยความจำแบบโปรแกรมได้ครั้งเดียว OTP (One Time Programmable)
- หน่วยความจำ ROM (Read Only Memory) โปรแกรมและลบได้หลายครั้ง วิธีลบโดยใช้แสงอุลตราไวโอเล็ต
- จำนวนขาอินพุต – เอาต์พุต
- มีจำนวนขาตั้งแต่ 4 ขา จนถึงมากกว่า 120 ขา
- ขนาดหน่วยความจำ 0.5 - 512K
- ซีพียูเป็นแบบ RISC มีคำสั่งใช้งานประมาณ 35 คำสั่ง
- ความถี่สัญญาณนาฬิกา ตั้งแต่ไฟตรงถึงสูงสุด 80MHz
- ดิจิตอล I/O พอร์ต
- มีช่องอะนาล็อกอินพุต
- มีโมดูลเปรียบเทียบแรงดันอะนาล็อก
- มีไทมเมอร์ภายใน
- กระแสซอร์สและกระแสซิงค์สูง
- ตอบสนองแหล่งกำเนิดการอินเตอร์รัปต์ทั้งภายในและภายนอก
- มีวงจรเพาเวอร์ออนรีเซต (POR)
- เพาเวอร์อัปไทมเมอร์ (PWRT)
- มีโหมดประหยัดพลังงานหรือสแตนด์บาย
- มีวอตช์ด็อกไทมเมอร์ (WDT)
- มีวงจร USB เชื่อมต่ออุปกรณ์ภายนอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- สามารถเลือกป้องกันข้อมูลทั้งในหน่วยความจำโปรแกรมและหน่วยความจำข้อมูล
- สามารถเลือกใช้วงจรถ่ายโอนข้อมูลได้ ดังนี้

1. EC ใช้สัญญาณนาฬิกาจากภายนอก
2. ER ใช้ตัวต้านทาน
3. INTRC ใช้ตัวต้านทานและคาปาซิเตอร์ร่วมกับสัญญาณนาฬิกาภายใน PIC เอง
4. LP ใช้คริสตอลพลังงานต่ำ ความถี่สูงสุดไม่เกิน 200KHz
5. XT ใช้คริสตอล ความถี่ตั้งแต่ 100KHz – สูงสุดไม่เกิน 4MHz
6. HS ใช้คริสตอลความถี่สูงสุดไม่เกิน 20MHz

- ไฟเลี้ยง +3V. ถึง +5.5V.

- มีโมดูล PWM (Pulse Width Modulated)

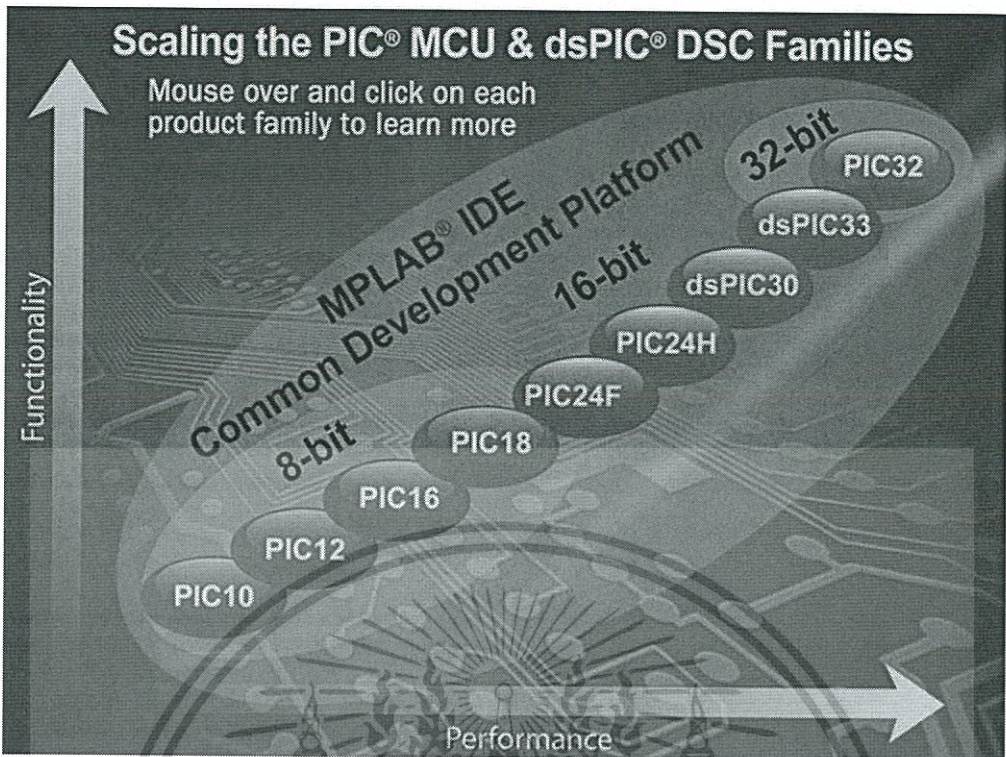
- มีโมดูลสื่อสารข้อมูลอนุกรม USART

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC แบ่งรุ่นออกได้ 4 ขนาดคือ

- แบบชุดคำสั่งขนาด 12 บิต เบอร์ขึ้นต้นด้วย PIC12C5XXX, 16C5X
- แบบชุดคำสั่งขนาด 14 บิต เบอร์ขึ้นต้นด้วย PIC16F8X, 16F87X
- แบบชุดคำสั่งขนาด 16 บิต เบอร์ขึ้นต้นด้วย PIC17C7XX, 18C2XX
- แบบชุดคำสั่งขนาด 32 บิต เบอร์ขึ้นต้นด้วย PIC32MX3XX/4XX

#### 2.6.4 ความเร็วของ PIC

ภาคของความเร็วสัญญาณนาฬิกา ปัจจุบันสามารถทำสัญญาณนาฬิกาได้ที่ 20 MHz ซึ่งทำให้หนึ่งคำสั่งของ PIC ใช้เวลาเพียง 0.25 uSec แต่อย่างไรก็ตามได้มีบริษัทอื่นได้ซื้อลิขสิทธิ์ PIC จาก microchip และได้สร้าง chip ที่มีความเร็วได้มากกว่าเดิมขึ้นไปอีก



รูปที่ 2.27 แสดงเทคโนโลยีและประสิทธิภาพของ PIC

#### รหัส ASCII

รหัส ASCII หรือ รหัสมาตรฐาน ของสหรัฐอเมริกาเพื่อการแลกเปลี่ยนสารสนเทศ (อังกฤษ: ASCII: American Standard Code for Information Interchange) เป็น รหัสอักขระที่ประกอบด้วยอักขระละติน เลขอารบิก เครื่องหมายวรรคตอน และสัญลักษณ์ต่างๆ โดยแต่ละรหัสจะแทนด้วยตัวอักขระหนึ่งตัว เช่น รหัส 65 (เลขฐานสิบ) ใช้แทนอักษรเอ (A) พิมพ์ใหญ่ เป็นต้น

ประวัติ รหัสแอสกีมีใช้ในระบบคอมพิวเตอร์ และเครื่องมือสื่อสารแบบดิจิทัลต่างๆ พัฒนาขึ้นโดยคณะกรรมการ X3 ซึ่งอยู่ภายใต้การดูแลของสมาคมมาตรฐานอเมริกา (American Standards Association) ภายหลังกลายเป็น สถาบันมาตรฐานแห่งชาติอเมริกา (American National Standard Institute : ANSI) ในปี ค.ศ. 1969 โดยเริ่มต้นใช้ครั้งแรกในปี ค.ศ. 1967 ซึ่งมีอักขระทั้งหมด 128 ตัว (7 บิต) โดยจะมี 33 ตัวที่ไม่แสดงผล (unprintable/control character) ซึ่งใช้สำหรับควบคุมการทำงานของคอมพิวเตอร์บางประการ เช่น การขึ้นย่อหน้าใหม่สำหรับการพิมพ์ (CR & LF - carriage return and line feed) การสิ้นสุดการประมวลผลข้อมูลตัวอักษร (ETX - end of text) เป็นต้น และ อีก 95 ตัวที่แสดงผลได้ (printable character) ดังที่ปรากฏตามผังอักขระ (character map) ด้านล่าง รหัสแอสกีได้รับการปรับปรุงล่าสุดเมื่อ ค.ศ. 1986 ให้มีอักขระทั้งหมด 256 ตัว (8 บิต) และเรียกใหม่ว่าแอสกีแบบขยาย อักขระที่เพิ่มมา 128 ตัวใช้สำหรับแสดงอักขระเพิ่มเติมในภาษาของแต่ละ

ท้องถิ่นที่ใช้ โดยจะมีผังอักขระที่แตกต่างกันไปในแต่ละภาษาซึ่งเรียกว่า โคดเพจ (codepage) โดยอักขระ 128 ตัวแรกส่วนใหญ่จะยังคงเหมือนกันแทบทุกโคดเพจ มีส่วนน้อยที่เปลี่ยนแค่บางอักขระ

ASCII เป็นรูปแบบปกติของไฟล์ข้อความ (text file) ในคอมพิวเตอร์ และอินเทอร์เน็ต ในไฟล์ ASCII อักขระแต่ละตัว ตัวเลข หรืออักขระพิเศษ จะได้รับการแสดงด้วยเลขฐานสอง ซึ่งสามารถใช้ระบุตัวอักขระได้ 128 ตัว

ระบบ ปฏิบัติการ UNIX และ DOS (ยกเว้น Windows NT) ใช้ ASCII สำหรับไฟล์ข้อความ ระบบ Windows NT ใช้รหัสแบบใหม่ คือ Unicode ในระบบ IBM 390 ใช้รหัส 8 หลัก เรียกว่า extended binary-decimal interchange code โปรแกรมแปลงยินยอมให้ระบบปฏิบัติที่แตกต่างกันแปลงไฟล์จากรหัสหนึ่งเป็น อีกรหัสหนึ่ง

## 2.7 การแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล (ADC หรือ Analog to Digital Converter)

การแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิตอลจะมีอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณที่เรียกว่า A/D converter หรือ Analog to Digital converter โดยอุปกรณ์นี้จะตรวจจับสัญญาณที่ได้จากหัววัดสัญญาณ จากนั้นจะแปลงค่าต่างๆ ที่สุ่มได้เป็นค่านับวัดในระบบดิจิตอลตามระดับที่กำหนดด้วยค่า Bit ที่ใช้ เรียกการแปลงค่านี้ว่า Digitization และค่า Bit ที่ใช้ในการกำหนดจำนวนระดับของค่าดิจิตอลหรือรายละเอียดที่ต้องการเรียกว่า Bit depth ซึ่งเป็นค่าบ่งบอกความละเอียดของสัญญาณหรือรายละเอียดของภาพ (Spatial resolution) นั้นเอง

### 2.7.1 Data sampling

การแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิตอลจะถูกสุ่มค่าจากสัญญาณไฟฟ้าตามเวลาที่เปลี่ยนแปลงไปซึ่งตัวเลขสุ่มที่ได้แต่ละค่าจะกำหนดเป็นระดับค่าดิจิตอลตามระดับเทียบเท่ากับระบบ bit ที่ใช้ซึ่งหากสุ่มจำนวนที่เหมาะสมพอดีค่าดิจิตอลที่ได้เมื่อนำไปสร้างสัญญาณจะแปลงเป็นสัญญาณได้สมบูรณ์มีรายละเอียดที่ครบถ้วนตามต้องการแต่หากสุ่มน้อยเกินไปสัญญาณที่ได้จะเกิดความคลาดเคลื่อนในการแปลงสัญญาณ ทำให้สัญญาณผิดไปจากความเป็นจริง แต่ถ้าสุ่มจำนวนมากเกินไป แล้วเมื่อนำไปสร้างสัญญาณแม้จะได้สัญญาณ ที่มีรายละเอียดต่างๆ สมบูรณ์เหมือนสัญญาณต้นแบบแต่จะทำให้เวลาที่ใช้ในการประมวลผลมากเกินไป ซึ่งความถี่ที่ใช้สุ่มข้อมูล (Sampling frequency) ที่เหมาะสมเรียกว่า Nyquist frequency ซึ่งมีค่าเท่ากับ 2 เท่าของความถี่สัญญาณ input

### 2.7.2 Aliasing

Sampling frequency เป็นความถี่ในการนับวัดสัญญาณที่เวลาใดๆ เพื่อแปลงค่าเป็น Digital signal จะต้องมีความถี่เป็น 2 เท่าหรือมากกว่าความถี่สูงสุด ( $f_{max}$ ) ของสัญญาณ เรียกความถี่นี้ว่า Nyquist frequency ถ้า Sampling frequency มีค่าน้อยกว่า Nyquist frequency จะเกิดการสูญเสียสัญญาณการสร้างสัญญาณมาก (S/N ต่ำ) ที่ได้เกิดลักษณะที่เรียกว่า Aliasing artifact

### 2.7.3 Shannon sampling theorem

“ An analog signal containing components up to a maximum frequency  $f$ -Hz may be completely by regularly spaced samples of  $2f$  or twice the signal frequency”

จากหลักการดังกล่าวจะพบว่าอัตราการนับวัดสัญญาณ (Sampling rate;  $T$ )

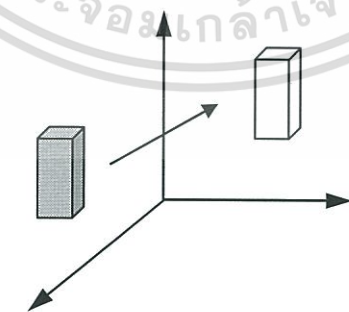
$$T = \frac{1}{2f}$$

ความถี่ที่น้อยที่สุดในการเก็บข้อมูลคือ  $2f$  (Nyquist frequency)

## 2.8 การแปลงทางเรขาคณิต

การแปลงทางเรขาคณิต (Geometric Transformation) ในงานวิจัยนี้ จะสนใจเฉพาะการย้าย (Translation) การหมุน (Rotation) ในระบบพิกัดสามมิติ

### 2.8.1 การย้ายในสามมิติ



รูปที่ 2.28 การย้ายแกนในสามมิติ

การย้าย (Translation) หมายถึง การเคลื่อนย้ายทุกๆ จุดของวัตถุเป็นระยะทางที่เท่ากัน

ในทิศทางเดียวกัน ตามที่แสดงในรูปที่ 2.28 การย้ายในสามมิติสามารถเขียนในรูปแบบเมตริกซ์ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ได้ดังนี้

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$P' = P + T \quad 2.1$$

$$\begin{bmatrix} P'_X \\ P'_Y \\ P'_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_X \\ P_Y \\ P_Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_X \\ t_Y \\ t_Z \end{bmatrix} \quad 2.2$$

เมตริกซ์ทั้งสองรูปแบบสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังนี้

$$P'_X = P_X + t_X \quad 2.3$$

$$P'_Y = P_Y + t_Y \quad 2.4$$

$$P'_Z = P_Z + t_Z \quad 2.5$$

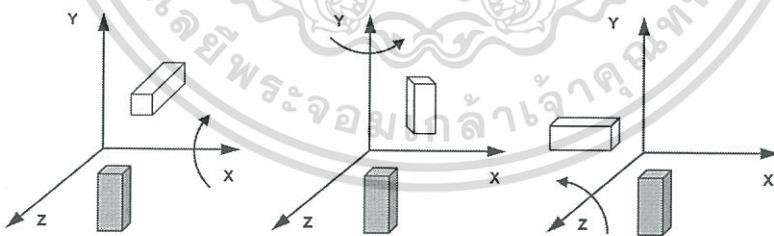
เมื่อกำหนดให้ P คือ จุดใดๆ ในสามมิติ

T คือ ระยะการเลื่อนในแต่ละแกน

P' คือ จุดใหม่ที่เกิดจากการเลื่อน

### 2.8.2 การหมุนในสามมิติ

การหมุน (Rotation) หมายถึง การเคลื่อนย้ายทุกๆ จุดของวัตถุรอบจุดตรึงจุดหนึ่ง การหมุนในสามมิติจะต้องพิจารณาถึงแกนที่จะใช้ในการหมุนด้วย ตามที่แสดงในรูปที่ 2.29



รูปที่ 2.29 การหมุนในแต่ละแกนในสามมิติ

การหมุนในแต่ละแกนสามารถเขียนเป็นเมตริกซ์ได้ดังนี้

$$R_X(a_X) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(a_X) & -\sin(a_X) \\ 0 & \sin(a_X) & \cos(a_X) \end{bmatrix} \quad 2.6$$

$$R_Y(a_Y) = \begin{bmatrix} \cos(a_Y) & 0 & \sin(a_Y) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(a_Y) & 0 & \cos(a_Y) \end{bmatrix} \quad 2.7$$

$$R_Z(a_Z) = \begin{bmatrix} \cos(a_Z) & -\sin(a_Z) & 0 \\ \sin(a_Z) & \cos(a_Z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad 2.8$$

เมื่อกำหนดให้  $R_X(a_X)$  คือ เมตริกซ์การหมุนรอบแกน X ด้วยมุม  $a_X$

$R_Y(a_Y)$  คือ เมตริกซ์การหมุนรอบแกน Y ด้วยมุม  $a_Y$

$R_Z(a_Z)$  คือ เมตริกซ์การหมุนรอบแกน Z ด้วยมุม  $a_Z$

ตัวอย่างการหมุนจุดใดๆ รอบแกน Z ด้วยมุม  $a_Z$  สามารถเขียนในรูปแบบเมตริกซ์ แบบ Homogeneous Coordinates และในรูปแบบสมการได้ดังนี้

$$P' = R_Z(a_Z) \cdot P \quad 2.9$$

$$\begin{bmatrix} P'_X \\ P'_Y \\ P'_Z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(a_Z) & -\sin(a_Z) & 0 & 0 \\ \sin(a_Z) & \cos(a_Z) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_X \\ P_Y \\ P_Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.10$$

$$P'_X = \cos(a_Z) P_X - \sin(a_Z) P_Y \quad 2.11$$

$$P'_Y = \sin(a_Z) P_X + \cos(a_Z) P_Y \quad 2.12$$

$$P'_Z = P_Z \quad 2.13$$

เมื่อกำหนดให้  $P$  คือ จุดใดๆ ในสามมิติ

$R_Z(a_Z)$  คือ เมตริกซ์การหมุนรอบแกน Z ด้วยมุม  $a_Z$

$P'$  คือ จุดใหม่ที่เกิดจากการหมุนรอบแกน Z ด้วยมุม  $a_Z$

จากสมการข้างต้น เนื่องจากการหมุนรอบแกน Z ผลของการหมุนจะไม่ทำให้พิกัดในแนวแกน Z ของจุด  $P$  เปลี่ยน

เมตริกซ์การหมุนรอบแกนหลัก (แกน X, Y และ Z) สามารถนำมารวมกันได้ โดยนำเมตริกซ์การหมุนมาคูณกันตามลำดับย้อนหลังการทำการหมุนรอบแกน ยกตัวอย่างเช่น X-Y-Z Fixed Angles [6] จะทำการหมุนรอบแกน X ก่อน แล้วทำการหมุนรอบแกน Y และจากนั้นจะ

ทำการหมุนรอบแกน Z ตามที่แสดงในรูปที่ 2.29 การคำนวณหาเมตริกซ์การหมุนแบบ X-Y-Z

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของงานวิจัยทางวิชาการเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็นประโยชน์ของเอกสารนี้  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

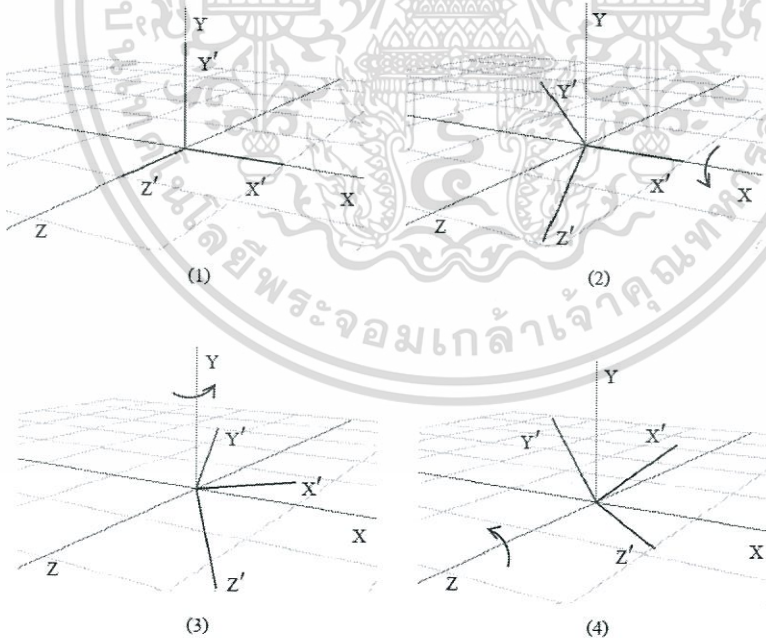
Fixed Angles จะต้องนำเมตริกซ์การหมุนรอบแกน Z ไปคูณกับเมตริกซ์การหมุนรอบแกน Y จากนั้นนำไปคูณกับเมตริกซ์การหมุนรอบแกน X ซึ่งจะทำให้ได้เมตริกซ์การหมุนดังนี้

$$\begin{aligned}
 R_{XYZ}(a_X, a_Y, a_Z) &= R_Z(a_Z) \cdot R_Y(a_Y) \cdot R_X(a_X) && 2.14 \\
 &= \begin{bmatrix} c(a_Z) & -s(a_Z) & 0 \\ s(a_Z) & c(a_Z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c(a_Y) & 0 & s(a_Y) \\ 0 & 1 & 0 \\ -s(a_Y) & 0 & c(a_Y) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c(a_X) & -s(a_X) \\ 0 & s(a_X) & c(a_X) \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} c(a_Z)c(a_Y) & -s(a_Z)c(a_Y) & c(a_Z)s(a_Y) \\ s(a_Z)c(a_Y) & c(a_Z)c(a_Y) & s(a_Z)s(a_Y) \\ -s(a_Y) & 0 & c(a_Y) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c(a_X) & -s(a_X) \\ 0 & s(a_X) & c(a_X) \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} c(a_Z)c(a_Y) & -s(a_Z)c(a_X) + c(a_Z)s(a_Y)s(a_X) & s(a_Z)s(a_X) + c(a_Z)s(a_Y)c(a_X) \\ s(a_Z)c(a_Y) & c(a_Z)c(a_X) + s(a_Z)s(a_Y)s(a_X) & -c(a_Z)s(a_X) + s(a_Z)s(a_Y)c(a_X) \\ -s(a_Y) & c(a_Y)s(a_X) & c(a_Y)c(a_X) \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

เมื่อกำหนดให้ RXYZ (aX, aY, aZ) คือ เมตริกซ์การหมุนแบบ X-Y-Z Fixed Angles

s(aX) แทน sin(aX)

c(aX) แทน cos(aX)



รูปที่ 2.30 การหมุนในแต่ละแกน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.9 การแปลงระบบพิกัด

เนื่องจากมีระบบพิกัดหลายระบบที่ใช้อธิบายตำแหน่งของจุดในสามมิติ จึงเป็นสิ่งสำคัญที่จะเข้าใจว่าระบบเหล่านั้นสัมพันธ์กันอย่างไร ความสัมพันธ์อย่างหนึ่งคือ การแปลงระหว่างระบบพิกัด (Coordinate System Transformation) ซึ่งจะมีสูตรสำหรับอธิบายระบบพิกัดหนึ่งในพจน์ของระบบพิกัดอ้างอิง โดยสูตรดังกล่าวจะได้มาจากการทำการแปลงทางเรขาคณิตให้ระบบพิกัดนั้นมาอยู่ในตำแหน่งเดียวกันกับระบบพิกัดอ้างอิง ในงานวิจัยนี้ จะสร้างเมตริกซ์การแปลง (Transformation Matrix) จากการนำเมตริกซ์การย้ายไปคูณกับเมตริกซ์การหมุนแบบ X-Y-Z Fixed Angles ตามที่แสดงในสมการที่ 2.15

$$TM = T * R$$

2.15

$$= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c(a_z)c(a_y) & -s(a_z)c(a_x) + c(a_z)s(a_y)s(a_x) & s(a_z)s(a_x) + c(a_z)s(a_y)c(a_x) & 0 \\ s(a_z)c(a_y) & c(a_z)c(a_x) + s(a_z)s(a_y)s(a_x) & -c(a_z)s(a_x) + s(a_z)s(a_y)c(a_x) & 0 \\ -s(a_y) & c(a_y)s(a_x) & c(a_y)c(a_x) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

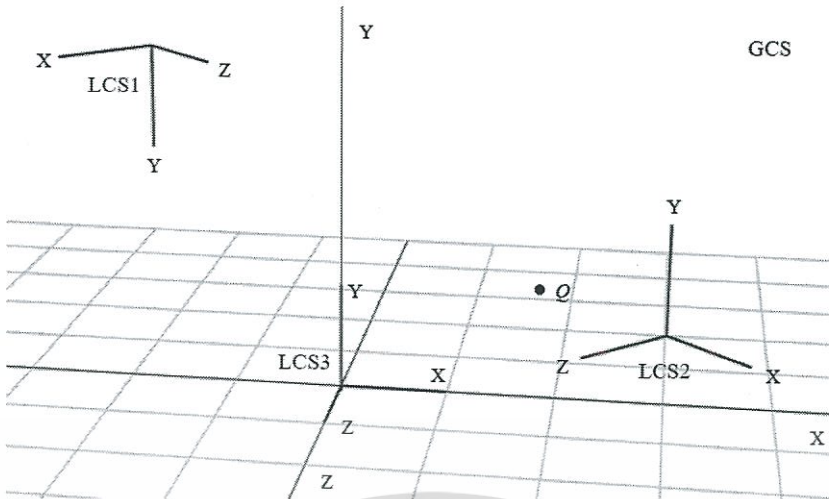
$$= \begin{bmatrix} c(a_z)c(a_y) & -s(a_z)c(a_x) + c(a_z)s(a_y)s(a_x) & s(a_z)s(a_x) + c(a_z)s(a_y)c(a_x) & t_x \\ s(a_z)c(a_y) & c(a_z)c(a_x) + s(a_z)s(a_y)s(a_x) & -c(a_z)s(a_x) + s(a_z)s(a_y)c(a_x) & t_y \\ -s(a_y) & c(a_y)s(a_x) & c(a_y)c(a_x) & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

เมื่อกำหนดให้ TM คือ เมตริกซ์การแปลงระบบพิกัด

T คือ เมตริกซ์การย้ายที่เกิดขึ้น

R คือ เมตริกซ์การหมุนแบบ X-Y-Z Fixed Angles ที่เกิดขึ้น

ตัวอย่างของการทำการแปลงระบบพิกัดแสดงในรูปที่ 2.31 แสดง Global Coordinate System (GCS) ที่มี Local Coordinate System (LCS) 3 ระบบ ได้แก่ LCS1, LCS2 และ LCS3 โดย LCS1 อยู่ที่ตำแหน่งจุดกำเนิดของ GCS และจุด Q ที่มีค่าพิกัด (0, 1, 5.66) เมื่ออ้างอิงจาก LCS1 และมีค่าพิกัด (0.71, 1, 2.12) เมื่ออ้างอิงจาก LCS2



รูปที่ 2.31 ตัวอย่างของการทำการแปลงระบบพิกัด

ในการคำนวณหาค่าพิกัดของจุด Q เมื่ออ้างอิงจาก GCS หรือการแปลงระบบพิกัดของจุด Q จาก LCS1 หรือ LCS2 ให้เป็น GCS จะต้องทราบขนาดมุมที่ใช้ในกรณีหมุนแกน X, Y และ Z ของ GCS ที่ทำให้ LCS3 มีลักษณะเช่นเดียวกับ LCS1 และ LCS2 ( $a_x$ ,  $a_y$  และ  $a_z$ ) และระยะการย้าย LCS3 จากจุดกำเนิด GCS ไปยังตำแหน่งเดียวกันกับ LCS1 และ LCS2 ( $t_x$ ,  $t_y$  และ  $t_z$ ) ซึ่งมีค่าตามที่แสดงในตารางที่ 2.1 โดยค่าทั้งหมดอ้างอิงด้วย GCS และเมื่อทำการแปลงระบบพิกัดของจุด Q จาก LCS1 หรือ LCS2 ให้เป็น GCS แล้ว ค่าพิกัดจะต้องมีค่าที่เท่ากันเพราะเป็นจุดเดียวกัน

ตารางที่ 2.2 ค่าของตัวแปรที่ใช้ในการสร้างเมตริกซ์การแปลงของ LCS1 และ LCS2

ตัวแปร	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$t_x$	$t_y$	$t_z$
LCS1	180	225	0	-2	3	-1
LCS2	0	315	0	3	1	1

เมตริกซ์การแปลงของการย้าย LCS3 จากจุดกำเนิด GCS ไปยังตำแหน่งเดียวกันกับ LCS1 และ LCS2 สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2.15 โดยค่าของเมตริกซ์การแปลงนั้น (TMLCS1 และ TMLCS2) แสดงในสมการที่ 2.16 และ 2.17 ตามลำดับ

$$\begin{aligned}
 TM_{LCS1} &= \begin{bmatrix} c(0^\circ)c(225^\circ) & -s(0^\circ)c(180^\circ)+c(0^\circ)s(225^\circ)s(180^\circ) & s(0^\circ)s(180^\circ)+c(0^\circ)s(225^\circ)c(180^\circ) & -2 \\ s(0^\circ)c(225^\circ) & c(0^\circ)c(180^\circ)+s(0^\circ)s(225^\circ)s(180^\circ) & -c(0^\circ)s(180^\circ)+s(0^\circ)s(225^\circ)c(180^\circ) & 3 \\ -s(225^\circ) & c(225^\circ)s(180^\circ) & c(225^\circ)c(180^\circ) & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} -0.71 & 0 & 0.71 & -2 \\ 0 & -1 & 0 & 3 \\ 0.71 & 0 & 0.71 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{2.16}$$

$$\begin{aligned}
 TM_{LCS2} &= \begin{bmatrix} c(0^\circ)c(315^\circ) & -s(0^\circ)c(0^\circ)+c(0^\circ)s(315^\circ)s(0^\circ) & s(0^\circ)s(0^\circ)+c(0^\circ)s(315^\circ)c(0^\circ) & 3 \\ s(0^\circ)c(315^\circ) & c(0^\circ)c(0^\circ)+s(0^\circ)s(315^\circ)s(0^\circ) & -c(0^\circ)s(0^\circ)+s(0^\circ)s(315^\circ)c(0^\circ) & 1 \\ -s(315^\circ) & c(315^\circ)s(0^\circ) & c(315^\circ)c(0^\circ) & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} 0.71 & 0 & -0.71 & 3 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \\ 0.71 & 0 & 0.71 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{2.17}$$

ค่าพิกัดของจุด Q ใน GCS (QGCS) ที่คำนวณจากจากการนำค่าพิกัดของจุด Q ใน LCS1 (QLCS1) ไปคูณกับเมตริกซ์การแปลงของการย้าย LCS3 ไปยังตำแหน่งเดียวกันกับ LCS1 (TMLCS1) แสดงในสมการที่ 2.27 และค่าพิกัดของ QGCS แสดงในสมการที่ 2.32

$$\begin{aligned}
 Q_{GCS} &= TM_{LCS1} \cdot Q_{LCS1} \\
 \begin{bmatrix} Q_{GCS_x} \\ Q_{GCS_y} \\ Q_{GCS_z} \\ 1 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} -0.71 & 0 & 0.71 & -2 \\ 0 & -1 & 0 & 3 \\ 0.71 & 0 & 0.71 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 5.66 \\ 1 \end{bmatrix} \\
 Q_x &= (-0.71 \times 0) + (0 \times 1) + (0.71 \times 5.66) - 2 = 2 \\
 Q_y &= (0 \times 0) + (-1 \times 1) + (0 \times 5.66) + 3 = 2 \\
 Q_z &= (-0.71 \times 0) + (0 \times 1) + (0.71 \times 5.66) - 1 = 3 \\
 Q_{GCS} &= (2, 2, 3)
 \end{aligned} \tag{2.18}$$

ค่าพิกัดของจุด Q ใน GCS (QGCS) ที่คำนวณจากจากการนำค่าพิกัดของจุด Q ใน LCS2 (QLCS2) ไปคูณกับเมตริกซ์การแปลงของการย้าย LCS3 ไปยังตำแหน่งเดียวกันกับ LCS2 (TMLCS2) แสดงในสมการที่ 2.18 และค่าพิกัดของ QGCS แสดงในสมการที่ 2.19

$$Q_{GCS} = TM_{LCS2} \cdot Q_{LCS2} \quad 2.19$$

$$\begin{bmatrix} Q_{GCS}^x \\ Q_{GCS}^y \\ Q_{GCS}^z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.71 & 0 & -0.71 & 3 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \\ 0.71 & 0 & 0.71 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0.71 \\ 1 \\ 2.12 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$Q_x = (0.71 \times 0.71) + (0 \times 1) + (-0.71 \times 2.12) + 3 = 2$$

$$Q_y = (0 \times 0.71) + (1 \times 1) + (0 \times 2.12) + 1 = 2$$

$$Q_z = (0.71 \times 0.71) + (0 \times 1) + (0.71 \times 2.12) + 1 = 3$$

$$Q_{GCS} = (2, 2, 3)$$

จะเห็นได้ว่าค่าพิกัดของจุด Q ใน GCS (QGCS) ที่ได้จากการแปลงระบบพิกัดทั้งสอง มีค่าที่เท่ากัน

### 2.9.1 การพิสูจน์สูตร

เมื่อนำจุดใดๆ ในสามมิติไปคูณกับเมตริกซ์การแปลง จุดนั้นจะเปลี่ยนแปลงไปตามค่า  $aX$ ,  $aY$ ,  $aZ$ ,  $tX$ ,  $tY$  และ  $tZ$  ที่นำมาสร้างเมตริกซ์การแปลง

$$\begin{bmatrix} P_x''' \\ P_y''' \\ P_z''' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c(a_z)c(a_y) & -s(a_z)c(a_x) + c(a_z)s(a_y)s(a_x) & s(a_z)s(a_x) + c(a_z)s(a_y)c(a_x) & t_x \\ s(a_z)c(a_y) & c(a_z)c(a_x) + s(a_z)s(a_y)s(a_x) & -c(a_z)s(a_x) + s(a_z)s(a_y)c(a_x) & t_y \\ -s(a_y) & c(a_y)s(a_x) & c(a_y)c(a_x) & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.20$$

$$P_x''' = [c(a_z)c(a_y)]P_x + [-s(a_z)c(a_x) + c(a_z)s(a_y)s(a_x)]P_y + [s(a_z)s(a_x) + c(a_z)s(a_y)c(a_x)]P_z + t_x \quad 2.21$$

$$P_y''' = [s(a_z)c(a_y)]P_x + [c(a_z)c(a_x) + s(a_z)s(a_y)s(a_x)]P_y + [-c(a_z)s(a_x) + s(a_z)s(a_y)c(a_x)]P_z + t_y \quad 2.22$$

$$P_z''' = [-s(a_y)]P_x + [c(a_y)s(a_x)]P_y + [c(a_y)c(a_x)]P_z + t_z \quad 2.23$$

หากนำจุดนั้นมาทำการแปลงทางเรขาคณิตตามลำดับเช่นเดียวกันกับลำดับของขั้นตอน ในการสร้างเมตริกซ์การแปลงนั้น ค่าที่ได้จะมีค่าเท่ากัน ตามที่แสดงดังนี้

1. ทำการหมุนจุดรอบแกน X ด้วยมุม  $aX$

$$\begin{bmatrix} P_x' \\ P_y' \\ P_z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c(a_x) & -s(a_x) & 0 \\ 0 & s(a_x) & c(a_x) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.24$$

$$P_x' = P_x \quad 2.25$$

$$P_y' = c(a_x)P_y - s(a_x)P_z \quad 2.26$$

$$P_z' = s(a_x)P_y + c(a_x)P_z \quad 2.27$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ทำการหมุนจุดรอบแกน Y ด้วยมุม  $a_Y$ 

$$\begin{bmatrix} P_X'' \\ P_Y'' \\ P_Z'' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c(a_Y) & 0 & s(a_Y) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -s(a_Y) & 0 & c(a_Y) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_X' \\ P_Y' \\ P_Z' \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.28$$

$$\begin{aligned} P_X'' &= c(a_Y) P_X' + s(a_Y) P_Z' &= c(a_Y) P_X + s(a_Y) [s(a_X) P_Y + c(a_X) P_Z] \\ & &= c(a_Y) P_X + s(a_Y) s(a_X) P_Y + s(a_Y) c(a_X) P_Z \end{aligned} \quad 2.29$$

$$P_Y'' = P_Y' = c(a_X) P_Y - s(a_X) P_Z \quad 2.30$$

$$\begin{aligned} P_Z'' &= -s(a_Y) P_X' + c(a_Y) P_Z' &= -s(a_Y) P_X + c(a_Y) [s(a_X) P_Y + c(a_X) P_Z] \\ & &= -s(a_Y) P_X + c(a_Y) s(a_X) P_Y + c(a_Y) c(a_X) P_Z \end{aligned} \quad 2.31$$

3. ทำการหมุนจุดรอบแกน Z ด้วยมุม  $a_Z$ 

$$\begin{bmatrix} P_X''' \\ P_Y''' \\ P_Z''' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c(a_Z) & 0 & -s(a_Z) & 0 \\ s(a_Z) & 1 & c(a_Z) & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_X'' \\ P_Y'' \\ P_Z'' \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.32$$

$$\begin{aligned} P_X''' &= c(a_Z) P_X'' - s(a_Z) P_Y'' \\ &= c(a_Z) [c(a_Y) P_X + s(a_Y) s(a_X) P_Y + s(a_Y) c(a_X) P_Z] - s(a_Z) [c(a_X) P_Y - s(a_X) P_Z] \end{aligned} \quad 2.33$$

$$\begin{aligned} &= c(a_Z) c(a_Y) P_X + c(a_Z) s(a_Y) s(a_X) P_Y + c(a_Z) s(a_Y) c(a_X) P_Z - s(a_Z) c(a_X) P_Y + s(a_Z) s(a_X) P_Z \\ &= [c(a_Z) c(a_Y)] P_X + [-s(a_Z) c(a_X) + c(a_Z) s(a_Y) s(a_X)] P_Y + [s(a_Z) s(a_X) + c(a_Z) s(a_Y) c(a_X)] \end{aligned}$$

$$P_Y''' = s(a_Z) P_X'' + c(a_Z) P_Y'' \quad 2.34$$

$$\begin{aligned} &= s(a_Z) [c(a_Y) P_X + s(a_Y) s(a_X) P_Y + s(a_Y) c(a_X) P_Z] + c(a_Z) [c(a_X) P_Y - s(a_X) P_Z] \\ &= s(a_Z) c(a_Y) P_X + s(a_Z) s(a_Y) s(a_X) P_Y + s(a_Z) s(a_Y) c(a_X) P_Z + c(a_Z) c(a_X) P_Y - c(a_Z) s(a_X) P_Z \end{aligned}$$

$$= [s(a_Z) c(a_Y)] P_X + [c(a_Z) c(a_X) + s(a_Z) s(a_Y) s(a_X)] P_Y + [-c(a_Z) s(a_X) + s(a_Z) s(a_Y) c(a_X)] P_Z$$

$$P_Z''' = P_Z'' \quad 2.35$$

$$= -s(a_Y) P_X + c(a_Y) s(a_X) P_Y + c(a_Y) c(a_X) P_Z$$

4. ทำการย้ายตามระยะ  $t_X$ ,  $t_Y$  และ  $t_Z$  จากจุดกำเนิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{bmatrix} P_X''' \\ P_Y''' \\ P_Z''' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_X''' \\ P_Y''' \\ P_Z''' \\ 1 \end{bmatrix} \quad 2.36$$

$$P_X''' = P_X''' + t_x \quad 2.37$$

$$= [c(a_2) c(a_1)] P_X + [-s(a_2) c(a_x) + c(a_2) s(a_1) s(a_x)] P_Y + [s(a_2) s(a_x) + c(a_2) s(a_1) c(a_x)] P_Z +$$

$$P_Y''' = P_Y''' + t_y \quad 2.38$$

$$= [s(a_2) c(a_1)] P_X + [c(a_2) c(a_x) + s(a_2) s(a_1) s(a_x)] P_Y + [-c(a_2) s(a_x) + s(a_2) s(a_1) c(a_x)] P_Z +$$

$$P_Z''' = P_Z''' + t_z \quad 2.39$$

$$= [-s(a_1)] P_X + [c(a_1) s(a_x)] P_Y + [c(a_1) c(a_x)] P_Z + t_z$$

## 2.10 กล้อง Kinect

### 2.10.1 ส่วนประกอบและการทำงาน



รูปที่ 2.32 ลักษณะของกล้อง Kinect

เป็นอุปกรณ์รับรู้การเคลื่อนไหวที่ใช้การทำงานผสมผสานกันระหว่างฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ ฟังก์ชันหลักของ Kinect มีสองฟังก์ชันคือ สร้างภาพเคลื่อนไหวสามมิติของวัตถุในมุมมองที่กำหนด และแยกแยะมนุษย์ออกจากวัตถุเหล่านั้นได้ ในปัจจุบัน Kinect มีความละเอียดของภาพอยู่ที่ 640x480 pixel และสามารถทำงานได้ที่ 30 frames ต่อวินาที สำหรับ Hardware ของ Kinect สามารถแบ่งออกเป็น 3 ส่วนประกอบสำคัญ ได้แก่

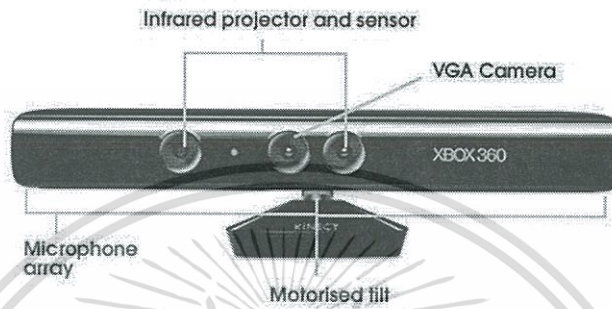
- Color camera เป็นกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวเพื่อตรวจจับลักษณะเด่นอื่นๆโดยใช้ความสามารถในการตรวจจับองค์ประกอบของสีทั้งสามสีอันได้แก่ สีแดง สีเขียว และสีน้ำเงิน
- Depth sensor ประกอบด้วยการทำงานร่วมกันของต้นกำเนิดแสงอินฟราเรด (Infrared Projector) และตัวรับรู้แบบ monochrome CMOS (Complimentary Metal-Oxide Semiconductor) ซึ่งทำหน้าที่รับแสงอินฟราเรดที่ถูกสะท้อนกลับมาจากวัตถุ จากนั้นทำการวัดเวลาในการเดินทาง (Time of Flight) แสงอินฟราเรดนี้ใช้หลักการทำงานเช่นเดียวกับโซนาร์คือ หากรู้ระยะเวลาที่แสงอินฟราเรดใช้ในการเดินทางไปกลับก็จะสามารถ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำนวณระยะห่างระหว่างตัวรับรู้ความลึกกับวัตถุได้ โดยการทำงานด้วยความเร็วแสงหลายๆ รอบทำให้สามารถระบุระยะห่างที่แน่นอนได้โดยไม่ต้องคำนึงถึงสภาพแสงสว่าง

- Multi-array microphone เป็นอาเรย์ของไมโครโฟน 4 ตัวซึ่งสามารถแยกแยะเสียงของผู้ใช้ออกจากเสียงรบกวนภายในห้องได้
- Motorized tilt ทำหน้าที่ในการปรับการมองเห็นของ Kinect ให้เงยขึ้นหรือก้มลงได้

27 องศา



รูปที่ 2.33 ส่วนประกอบของกล้อง Kinect

โดยทางบริษัท Microsoft ได้เผยแพร่ชุดพัฒนาซอฟต์แวร์บน Windows Platform สำหรับ Kinect (The Kinect for Windows SDK beta) ซึ่งเป็นชุดเครื่องมือโปรแกรมมิ่งสำหรับนักพัฒนาแอปพลิเคชัน ทำให้ผู้ที่สนใจในการพัฒนาสามารถเข้าถึงการใช้งานอุปกรณ์ Microsoft Kinect ได้อย่างง่ายดายด้วยการใช้งานเชื่อมต่อผ่านระบบปฏิบัติการ Windows 7 โดยชุดพัฒนาซอฟต์แวร์นี้มีลักษณะเด่นดังนี้

- Raw sensor streams ทำให้สามารถเข้าถึงข้อมูลดิบจากตัวรับรู้ความลึก ตัวรับรู้สีของกล้อง และ Four-element Microphone Array
- Skeletal tracking ทำให้สามารถติดตามโครงร่างกระดูกของมนุษย์หนึ่งหรือสองคนที่กำลังเคลื่อนที่ได้ ทำให้สามารถสร้างแอปพลิเคชันที่บังคับด้วยท่าทางได้
- Advanced audio capabilities ทำให้สามารถประมวลผลเสียง กำจัดเสียงรบกวนที่ซับซ้อน กำจัดเสียงสะท้อน ระบุแหล่งที่มาของเสียง และสามารถบูรณาการร่วมกับ Windows speech recognition API ได้
- Sample code and documentation ประกอบด้วยเอกสารเชิงเทคนิคมากกว่า 100 หน้า เอกสารตัวอย่างต่างๆ และ Built-in help files
- Easy installation สามารถติดตั้งได้อย่างรวดเร็ว ไม่มีการตั้งค่าที่ซับซ้อน และขนาดของตัวติดตั้งน้อยกว่า 100 M

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### ตารางที่ 2.3 คุณสมบัติของกล้อง Kinect

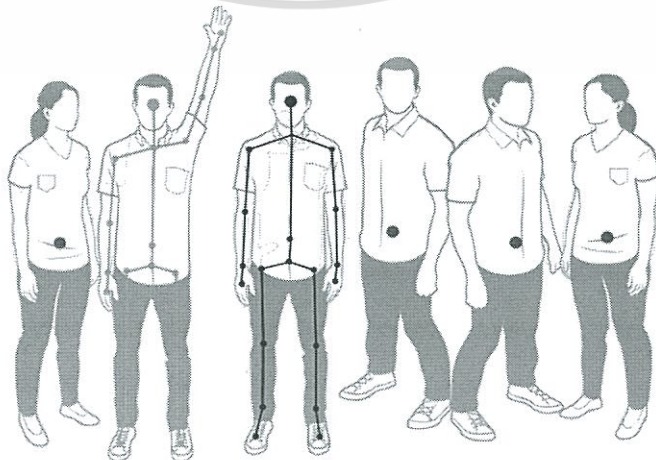
Sensor item	Specification range
Viewing angle	43° vertical by 57° horizontal field of view
Mechanized tilt range (vertical)	±27°
Frame rate (depth and color stream)	30 frames per second (FPS)
Default resolution, depth stream	VGA (640 x 480)
Default resolution, color stream	VGA (640 x 480)
Audio format	16-kHz, 16-bit mono pulse code modulation (PCM)
Audio input characteristics	A four-microphone array with 24-bit analog-to-digital converter (ADC) and Kinect-resident signal processing, such as acoustic echo cancellation and noise suppression

#### 2.10.2 Skeletal tracking

Skeletal Tracking เป็นการติดตามโครงกระดูกของผู้ใช้งาน ในการตรวจจับตำแหน่งจะใช้ depth sensor โดยมีการทำงาน 2 ส่วนด้วยกันคือ:

1. ประมวลผล depth skeleton map
2. อัลกอริทึมของเซนเซอร์แสดงถึงส่วนของร่างกายในลักษณะของสี

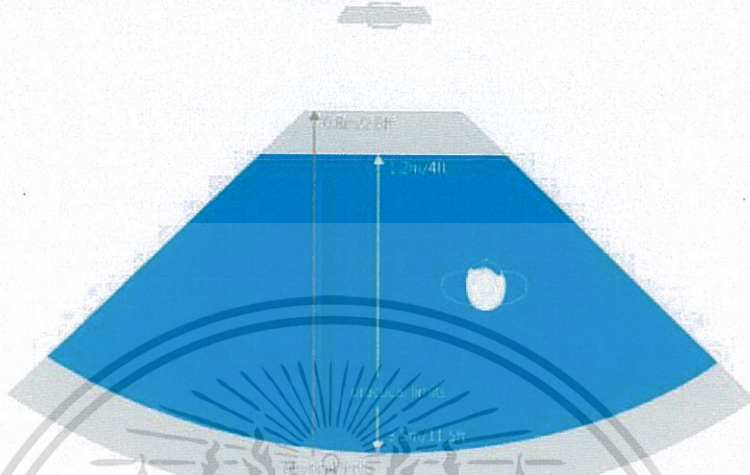
หลังจากนั้นอัลกอริทึมจะทำการพิจารณาสีตำแหน่งต่างๆโดยหาค่าเฉลี่ยและส่วนของตำแหน่งบนร่างกายจะถูกเปลี่ยนเป็น Skeleton จากการแบ่งส่วนและข้อต่อของร่างกาย ในการ tracking สามารถติดตามได้มากที่สุด 2 คน แต่จะมองเห็นทั้งหมด 6 คน ซึ่งภาพที่แสดงจะเป็นภาพของโครงกระดูกมนุษย์ที่แทนด้วยข้อต่อ 20 จุดสำคัญตามร่างกาย



รูปที่ 2.34 จุด skeleton ที่ Kinect tracking

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระยะการตรวจจับการเคลื่อนไหวของ Kinect นั้นจะตรวจจับได้บริเวณด้านหน้าของกล้องและครอบคลุมเห็นทั้งตัว ระยะที่สามารถตรวจจับได้ไกลที่สุดในระยะที่ห่างออกไป 0.8 เมตร จนถึง 4 เมตร แต่ระยะที่ทำการตรวจจับได้ดีที่สุดคือห่างจาก Kinect ตั้งแต่ 1.2 เมตร จนถึง 3.5 เมตร มุมมองด้านข้างก็เช่นกัน



รูปที่ 2.35 ขอบเขตของกล้อง Kinect ที่ครอบคลุม

## 2.11 Accelerometer

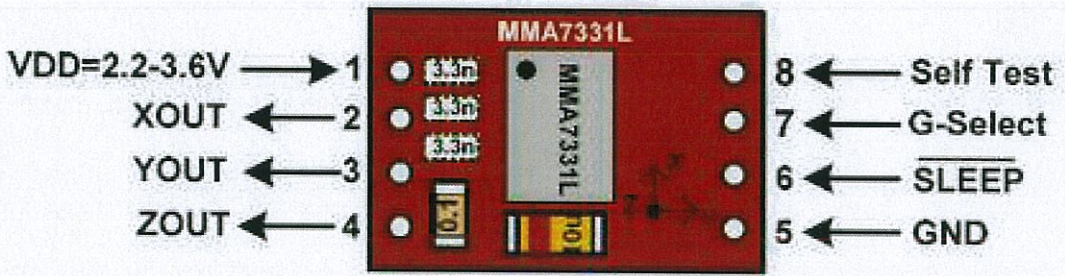
Module ET-MMA7331L เป็นตัววัดความเร่ง (Accelerometer) เมื่อวัดมุมการสั่นสะเทือนหรือการเคลื่อนที่ นั่นคือ ใช้วัดการเปลี่ยนแปลงของค่า  $g$  โดยให้ตัวนำ Module ไปยึดติดกับอุปกรณ์ที่ต้องการจะตรวจวัด และจะให้ค่า Output ออกมาในรูปสัญญาณ Analog ซึ่ง Module นี้จะรองรับการวัดค่าได้ 3 แกน คือ X, Y, Z และสามารถเลือกย่านวัดได้ 2 ย่าน คือ  $\pm 4g$  และ  $\pm 12g$  การนำ Module ไปประยุกต์ใช้งาน

### 2.11.1 คุณสมบัติของโมดูล

- โมดูลทำงานที่ไฟเลี้ยง 2.2V-3.6V กินกระแสไฟที่ 400  $\mu A$
- ให้สัญญาณ Output ที่ขา Xout, Yout, Zout ออกมาเป็น Analog
- เลื่อนย่านการวัด (Sensitivity) ได้ 2 ย่านคือ  $\pm 4g$  และ  $\pm 12g$
- สามารถใช้ค่าความเร่ง (ค่า G) ได้ทั้ง 3 แกน X, Y, Z
- มี Mode Self test สำหรับการ detection แบบ Free fall
- มี sleep mode ใช้กระแสไฟ 3  $\mu A$
- สามารถอ่านค่า  $g$  output ได้โดยใช้ Analog to Digital Converter
- อุณหภูมิการทำงาน -40 ถึง +85 องศาเซลเซียส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.11.2 โครงสร้างและวงจรของ Module



รูปที่ 2.36 โครงสร้าง Module และตำแหน่งขาต่อใช้งาน

### 2.11.3 การใช้งาน Module MMA7331L

สำหรับ Module นี้จะให้แรงดัน Output ในแนวแกน XYZ แบบ Analog เวลาอ่านค่าไปใช้งานด้วย MCU จะต้องอ่านค่า A to D ของ MCU ซึ่งแรงดัน Output ที่อ่านได้นั้นจะประกอบไปด้วย 2 ส่วน คือ ส่วนที่เป็นแรงดัน Offset และ Sensitivity ในส่วนของแรงดัน Offset นั้นจะมีการเปลี่ยนแปลงตามแรงดันไฟเลี้ยง Module (VDD=2.2-3.6V) โดยสามารถหาได้ดังนี้

$$V_{\text{offset}}(\text{ที่ } 0g) = \frac{VDD}{2}$$

ส่วนค่า Sensitivity หรือค่าความไวในการวัดจะถูกกำหนดมาจากโรงงาน ซึ่งค่าความไวนี้จะขึ้นอยู่กับย่านการวัดที่ผู้ใช้เลือกใช้งาน โดย Module นี้จะมีให้เลือกย่านการวัดอยู่ 2 ย่านคือ  $\pm 4g$  และ  $\pm 12g$  ซึ่งสามารถเลือกใช้งานได้โดยกำหนดสถานะ Logic ให้กับ Pin g-select ซึ่งสรุปได้ดังตารางดังนี้

ตารางที่ 2.4 G-Select Pin

g- Select	g-Rang	Sensitivity
0	4g	308mV/g
1	12g	83.6mV/g

จากตารางที่ 2.4 ถ้าเลือกใช้งานที่ย่านการวัดที่ 4g ค่าความไวจะอยู่ที่ 308mV/g นั้นหมายถึงว่า เมื่อค่า g มีการเปลี่ยนแปลงไป 1g หรือ 1 step ค่าแรงดัน Output ที่เราวัดได้ก็จะเปลี่ยนไป step ละ 308 mV เมื่อเรานำค่าแรงดันทั้งสองส่วนที่กล่าวไปข้างต้นมารวมกัน จะได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ในการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าแรงดัน Output ในส่วนของ Analog ที่วัดได้จริงออกมา ซึ่งหลักการที่กล่าวมานี้ จะนำไปใช้เพื่อคำนวณหาแรงดัน Analog Output ในทางทฤษฎี เพื่อเทียบกับค่าแรงดัน Analog Output ในทางปฏิบัติที่วัดได้จริง

- การใช้งาน Measurement Mode : โหมดนี้เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงของค่า g ในแนวแกน XYZ เมื่อใช้งานในโหมดนี้ต้องกำหนดค่า Control ดังนี้  
กำหนด Pin(6)Sleep=1, Pin(8)SelfTest=0 ส่วน Pin(7)g-select สามารถเลือกกำหนดได้ตามตารางที่ 2.4 จากนั้นก็จ่ายไฟเลี้ยง VDD 2.2V-3.6V ให้กับ Module แล้วอ่านค่าในส่วนของแรงดัน Analog Output ที่ Pin Xout, Yout และ Zout ได้เลย หรือต่อกับเข้ากับขา A to D ของ MCU ที่ต่อร่วมได้เลย
- การใช้งาน Self Test Mode : โหมดนี้จะใช้ในการตรวจจับการตกของวัตถุ โดย Detect สัญญาณ Output ในแนวแกน Z เมื่อจะใช้งานในโหมดนี้จะต้องกำหนดค่า Control ดังนี้ Pin(6)Sleep=1, Pin(8)SelfTest=1 ส่วน Pin(7)g-select สามารถเลือกกำหนดได้ตามตารางที่ 2.4 เมื่อโหมดนี้เริ่มทำงานแรงดัน Output ในแนวแกน X,Y ที่ความเร่ง 0g จะเท่ากับ Voffset เหมือน Measurement mode แต่ค่าแรงดัน Output ในแนวแกน Z ที่ปกติจะอยู่ที่ระดับความเร่ง 1g นั้น จะถูกปรับระดับขึ้นไปเท่ากับแรงดัน Output ที่ระดับความเร่ง 2g ดังนั้นเมื่อ Sensor ตกจากที่สูงค่าแรงดัน Output ก็จะลดลง เมื่อเราทำการ Detect สัญญาณที่แกน Z ก็จะทำให้เราทราบได้ว่า Sensor มีการตกจากที่สูง
- การใช้งาน Sleep mode : โหมดนี้เป็นโหมดประหยัดพลังงาน ซึ่งจะเหมาะสมสำหรับนำไปใช้งานกับแบตเตอรี่เมื่อจะใช้งานในโหมดนี้ จะต้องกำหนดค่า Control ดังนี้ Pin(6)Sleep=0, Pin(8)SelfTest=1 ส่วน Pin(7)g-select สามารถเลือกกำหนดได้ตามตารางที่ 2.4 หลังจากโหมดนี้เริ่มทำงาน ตัว Sensor จะลดการกินกระแสเหลือ 3 $\mu$ A และ ปรับย่านการวัดไปที่โหมด 4g ส่วน Output ของ Sensor XYZ ก็จะถูก Off ไม่มีสัญญาณ เมื่อเราเปลี่ยนขาสัญญาณ Pin(6)Sleep ให้เป็น 1 ตัว Sensor ก็จะกลับมาทำงานในโหมดปกติ

#### 2.11.4 วงจรการต่อใช้งาน

เลือกใช้ MCU ที่มี Module ADC อยู่ภายในเพื่อจะใช้อ่าน แรงดัน Analog Output ของ Sensor ได้โดยตรง ไม่ต้องต่อผ่านอุปกรณ์ ADC จากภายนอกให้ยุ่งยาก และสิ่งที่ต้องคำนึงอีกประการหนึ่งคือ MCU ที่นำมาต่อถ้า MCU ที่ใช้ไฟเลี้ยงไม่เกิน 3.6V สามารถต่อขาใช้งานทุกขาได้โดยตรง แต่ถ้าเป็น MCU 5 V ในส่วนของขา ADC ที่ใช้อ่านค่าแรงดัน Output จากตัว

เอกสารนี้  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Sensor สามารถต่อตรงได้ ส่วนขา Control เลือกโหมดการทำงานของ Sensor ได้แก่ ขา Self\_Test, G\_test และ Sleep จะต่อตรงไม่ได้ ถ้า fix การ Control ในส่วนขาที่ทำงานด้วย Logic 1 สามารถนำไปต่อร่วมกับไฟเลี้ยงตัว Sensor ได้ (VDD) แต่ถ้าต้องการเขียนโปรแกรมให้ควบคุมขา Control เหล่านี้ได้ ก็ต้องต่อ R-divider หรือผ่านชุดแปลงระดับสัญญาณจาก 5 V ไปเป็นระดับ 2.2V-3.6V



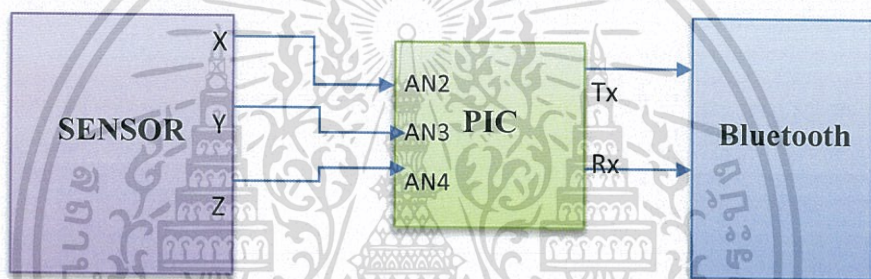
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

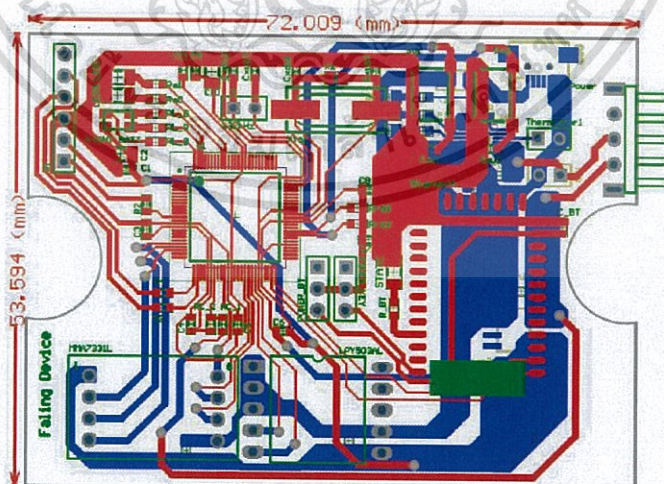
### ระเบียบวิธีวิจัย

#### 3.1 ด้านฮาร์ดแวร์

ในการออกแบบฮาร์ดแวร์เครื่องตรวจจับการล้มเป็นส่วนสำคัญในการส่งสัญญาณจากเซนเซอร์วัดความเร่งตามแนวแกน ในงานวิจัยนี้ได้นำเทคโนโลยีการออกแบบ Surface Mount Device มาใช้ในการออกแบบแผ่นลายทองแดง (Print Circuit Board) ของเครื่องตรวจจับการล้ม ทำให้ตัวบอร์ดมีขนาดเล็กลงเพื่อให้ผู้สูงอายุไม่มีความกังวลหรือตกใจกลัวกับเครื่องตรวจจับการล้มนี้ ซึ่งด้านฮาร์ดแวร์นี้ประกอบไปด้วยการทำงาน 5 ส่วนหลักคือ วงจรแปลงไฟ วงจรชาร์จไฟ ส่วนของเซนเซอร์ ไมโครคอนโทรลเลอร์ และสุดท้ายคือวงจรส่งสัญญาณด้วยระบบไร้สายบลูทูธ



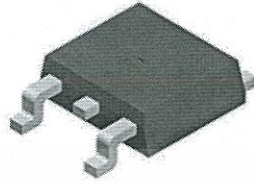
รูปที่ 3.1 บล็อกการทำงานส่วนฮาร์ดแวร์



รูปที่ 3.2 Print Circuit Board of Human detection

### 3.1.1 วงจรแปลงไฟ

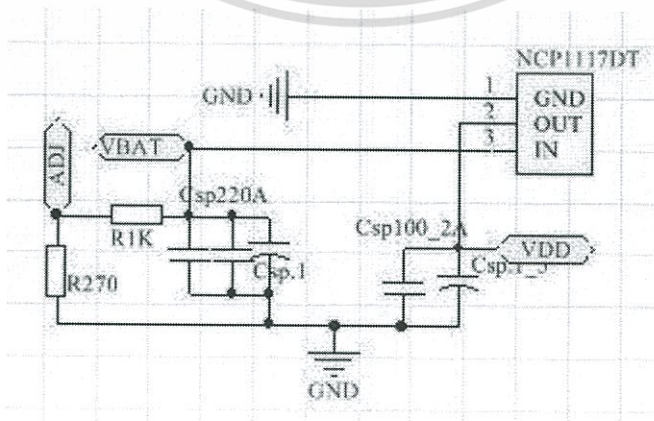
เลือกใช้ IC NCP1117DT ในการแปลงไฟจาก 5 Volt ให้เป็น 3.3 Volt เพื่อเป็นการจ่ายค่าโวลต์เตทให้กับอุปกรณ์ในวงจร (Accelerometer ET-MMA7331L, Bluetooth HC-05, PIC32MX460F512L)



รูปที่ 3.3 ตัวอุปกรณ์ NCP1117DT

#### คุณลักษณะเด่น

1. Output Current in Excess of 1.0 A
2. 1.2 V Maximum Dropout Voltage at 800 mA Over Temperature
3. Fixed Output Voltages of 1.5 V, 1.8 V, 1.9 V, 2.0 V, 2.5 V, 2.85 V, 3.3 V, 5.0 V, และ 12 V
4. Adjustable Output Voltage Option
5. No Minimum Load Requirement for Fixed Voltage Output Devices
6. Reference/Output Voltage Trimmed to  $\pm 1.0\%$
7. Current Limit, Safe Operating and Thermal Shutdown Protection
8. Operation to 20 V Input
9. NCV Prefix for Automotive and Other Applications Requiring Site and Control Changes
10. Pb-Free Packages are Available



รูปที่ 3.4 Schematic Regulator Circuit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.2 วงจรชาร์ตไฟ

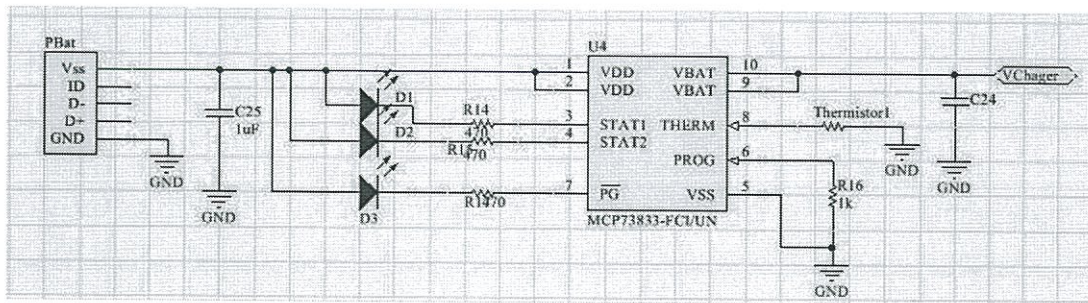
เลือกใช้ MCP73833-FCI/UN ในการชาร์ตไฟจากภายนอกเข้าสู่แบตเตอรี่



รูปที่ 3.5 ตัวอุปกรณ์ MCP73833-FCI/UN

#### คุณลักษณะเด่น

1. Complete Linear Charge Management Controller
  - Integrated Pass Transistor
  - Integrated Current Sense
  - Integrated Reverse Discharge Protection
2. Constant Current / Constant Voltage Operation with Thermal Regulation
3. High Accuracy Preset Voltage Regulation: 4.2V, 4.35V, 4.4V, or 4.5V, + 0.75%
4. Programmable Charge Current: 1A Maximum
5. Preconditioning of Deeply Depleted Cells
  - Selectable Current Ratio
  - Selectable Voltage Threshold
6. Automatic End-of-Charge Control
  - Selectable Current Threshold
  - Selectable Safety Time Period
7. Automatic Recharge
8. Two Charge Status Outputs
9. Cell Temperature Monitor
10. Low-Dropout Linear Regulator Mode
11. Automatic Power-Down when Input Power Removed
12. Under Voltage Lockout



รูปที่ 3.6 Schematic Charger Circuit

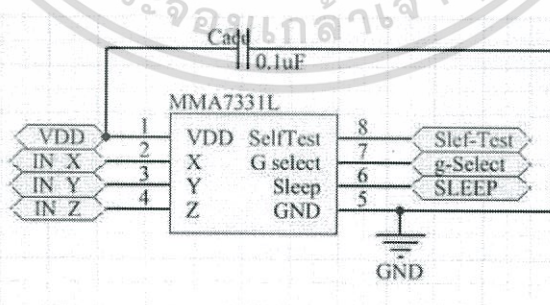
### 3.1.3 เซนเซอร์

เซนเซอร์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้มี 1 ตัวด้วยกันคือ Accelerometer (ET-MMA7331L) ซึ่งมีค่า Analog Voltage Output ดังนั้นจะส่งทั้งหมด 3 ค่า (แกน x, y, z)

รูปที่ 3.7 Accelerometer ET-MMA7331L

#### คุณลักษณะเด่น

1. Low Voltage Operation : 2.2 V – 3.6 V
2. Low Current Consumption : 0.4 mA
3. Sleep Mode : <math>< 3 \mu\text{A}</math>
4. Selectable Sensitivity :  $\pm 4g, \pm 12g$
5. Fast Turn On Time : 0.5 ms Enable Response Time



รูปที่ 3.8 Schematic Accelerometer

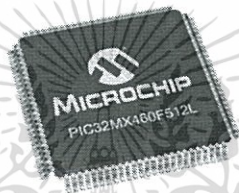
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.4 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ PIC32MX460F512L ซึ่ง Pic ตัวนี้ A/D Converter แปลง Analog voltage  $V_x$  ซึ่งมีช่วงจำกัดที่แน่นอน (โดยทั่วไปจะอยู่ในช่วง 0- 10 V) ออกเป็นเลขฐานสอง จำนวน 8 bit ออกทาง D7- D0 เมื่อจะเริ่มการทำงานเปลี่ยนรูปข้อมูล

จะมีการใส่สัญญาณ pulse เข้ามาทาง pin start ซึ่งจะทำให้ค่า DATA VALID มีค่าเป็น low ค่า low นี้จะคงอยู่ตลอดระหว่างขั้นตอนการแปลง จนกระทั่ง การแปลงเสร็จสิ้นจึงจะกลับเป็น high ส่วน output จะออกจาก A/D Converter ได้ก็ต่อเมื่อได้รับสัญญาณ low เข้าที่ขา output enable เท่านั้น

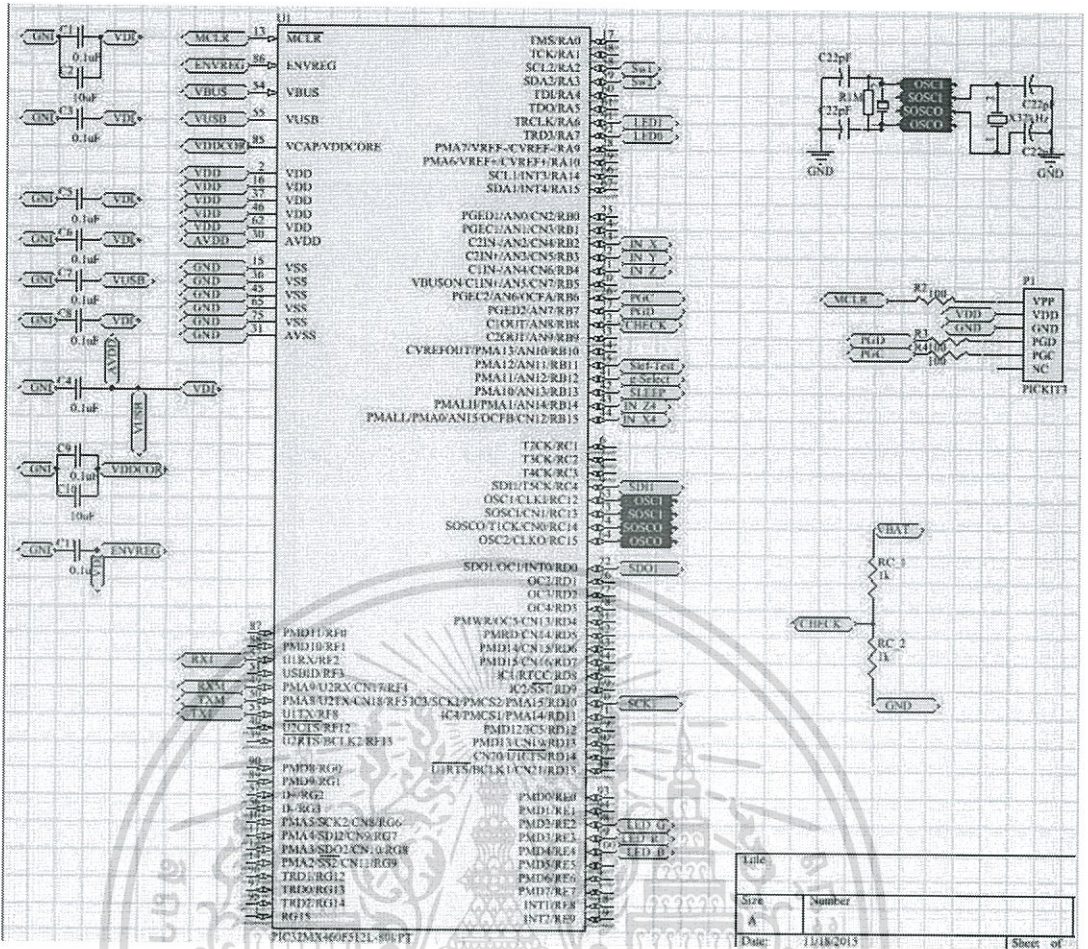
กำหนดค่า Baudrate ให้ตรงกันกับ Bluetooth เพื่อให้การรับค่าครบถ้วนไม่มีการตกหล่น ซึ่งได้ตั้งค่า Baudrate ของทั้งตัวส่งคือ PIC32MX460F512L และ Bluetooth HC-05 และของตัวรับคือ โปรแกรม Matlab รับค่า ซึ่งได้ตั้ง Baudrate ไว้ที่ 57600 bps



รูปที่ 3.9 PIC32MX460F512L

#### คุณลักษณะเด่น

1. Operating temperature range of  $-40^{\circ}\text{C}$  to  $+105^{\circ}\text{C}$
2. Operating voltage range of 2.3V to 3.6V
3. 32K to 512K Flash memory (plus an additional 12 KB of boot Flash)
4. 8K to 32K SRAM memory
5. Pin-compatible with most PIC24/dsPIC<sup>®</sup> DSC devices
6. Multiple power management modes
7. Multiple interrupt vectors with individually programmable priority
8. Fail-Safe Clock Monitor Mode
9. Configurable Watchdog Timer with on-chip Low-Power RC Oscillator for reliable operation

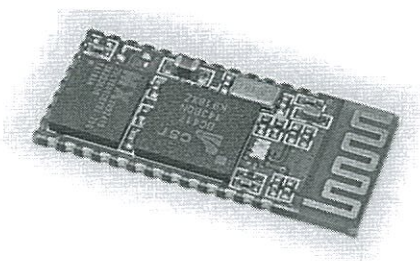


รูปที่ 3.10 Schematic PIC32MX460F512L

### 3.1.5 ระบบไร้สายบลูทูธ

เป็นโมดูลแปลงการสื่อสารข้อมูลอนุกรมเป็นการสื่อสารข้อมูลไร้สายผ่านสัญญาณ Bluetooth สามารถใช้งานได้ง่าย ซึ่งหลังจากได้ค่า Digital ที่ถูก convert มาจากเซนเซอร์ ทางขา Tx Rx ของบลูทูธแล้ว จะถูกส่งสัญญาณด้วยบลูทูธออกไป ด้วย Data bit เพียง 8 bit เท่านั้น ซึ่งใน 8 bit นั้นได้กำหนดให้เป็น Header 1 bit+ Data 7 bit ทำให้ต้องมีการส่งมาทั้งหมด 5 ครั้ง จึงเพียงพอในการส่งทั้งหมด 30 bit ครบถ้วนจากเซนเซอร์

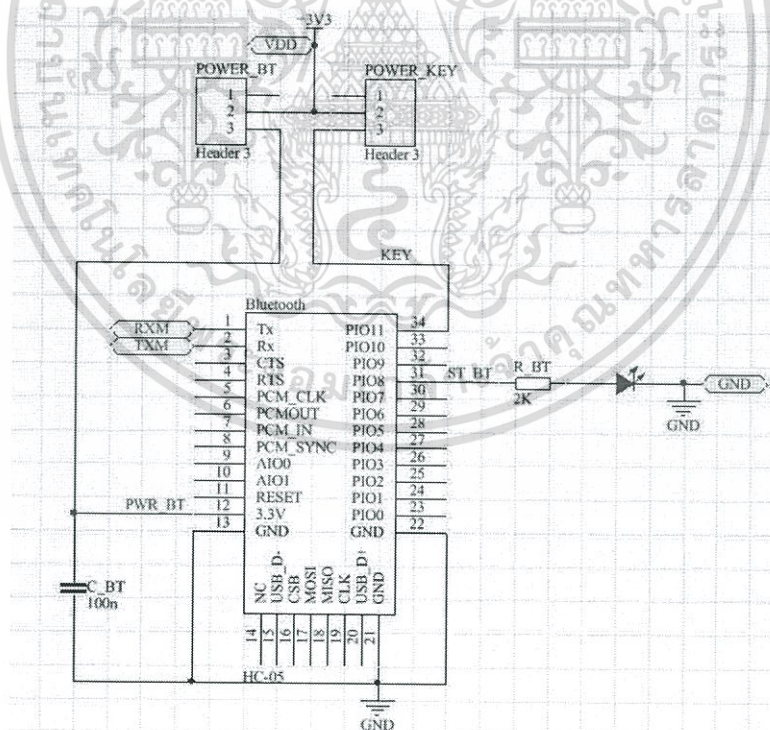
ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ HC-05 module Bluetooth ดังนั้นการส่งข้อมูลทั้งหมด เท่ากับ  $200 \times 50 \text{ bit} = 10000 \text{ bps}$  จึงต้องเลือก Baudrate ที่มีขนาดมากกว่า 10000 bps ทางผู้วิจัยได้เลือกค่า Baudrate ที่ 57600 ซึ่งเป็น Baudrate ที่มากที่สุดที่สามารถรับได้



รูปที่ 3.11 Bluetooth HC-05

### คุณลักษณะเด่น

1. Typical -80dBm sensitivity
2. Up to +4dBm RF transmit power
3. Low Power 1.8V Operation ,1.8 to 3.6V I/O
4. PIO control
5. UART interface with programmable baud rate
6. With integrated antenna
7. With edge connector
8. Default Baud rate: 38400, Data bits:8, Stop bit:1,Parity:No parity, Data control: has. Supported baud rate: 9600,19200,38400,57600,115200,230400,460800.



รูปที่ 3.12 Schematic Bluetooth HC-05

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.6 แบตเตอรี่

เมื่อปี 1970 ตอนนั้น Lithium Polymer ได้ถูกพัฒนาขึ้น การออกแบบครั้งแรกได้รวม อิเล็กโทรไลต์-โพลิเมอร์ ในรูปแบบ แข็ง และ แห้ง คล้ายกับฟิล์มพลาสติก ทำให้ผลออกมาคือ รูปร่างจะคล้ายๆกับ บัตรเครดิต (มีลักษณะบาง) ในขณะที่ยังคงมีความสามารถในการคงอายุ การใช้งานที่ดี นอกจากนี้ แบตเตอรี่ประเภทนี้ ยังมีความเบา และถูกปรับปรุงให้มีความปลอดภัยสูงยิ่งขึ้น อย่างไรก็ตาม แบตประเภทนี้มีราคาที่สูงกว่า Lithium Ion และมีความหนาแน่นของแบตเตอรี่น้อยกว่า Lithium Ion

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของแบตเตอรี่

ปฏิกิริยาทางเคมี	แตกต่างกันไป ขึ้นอยู่กับอิเล็กโทรไลต์
อุณหภูมิในการปฏิบัติการ	ประสิทธิภาพขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ
เหมาะแก่การใช้งานกับ	มือถือ หรือ อุปกรณ์คอมพิวเตอร์มือถือ
แรงดันเริ่มต้น	3.6 & 7.2
ความจุ	แตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับแบตเตอรี่
อัตราการคายประจุ	น้อย
อายุการใช้งาน	300-400 cycles
อุณหภูมิในการชาร์จ	32° F ถึง 140° F (0 ° C ถึง 60 ° C)
อายุการเก็บรักษา	สูญเสียประจุน้อยกว่า 0.1% ต่อเดือน
อุณหภูมิในการเก็บ	-4° F ถึง 140° F (-20 ° C ถึง 60 ° C)
การจัดการ	รีไซเคิลได้
อื่นๆ	เหมาะแก่การชาร์จภายในอุปกรณ์มากกว่าชาร์จภายนอก เบากว่าแบตเตอรี่จำพวกนิเกิล (Ni-Cad และ NiHM) การผลิต ไม่จำกัดด้านรูปร่าง

แบตเตอรี่ที่ใช้ในการจ่ายไฟให้กับวงจรนี้ เลือกใช้ เซลล์แบตเตอรี่ลิเทียมโพลิเมอร์ 3.7V กระแส 5500 mA

## 3.2 ด้านซอฟต์แวร์

จากที่กล่าวมาข้างต้นในส่วนของกรอกแบบด้านฮาร์ดแวร์ เป็นตัวส่งข้อมูล ซึ่งการรับข้อมูลจากฮาร์ดแวร์นี้จะใช้บลูทูธจากคอมพิวเตอร์ในการรับข้อมูลและนำไปแสดงผล การออกแบบในการแสดงผลนี้จะถูกเขียนขึ้นมาในโปรแกรม MATLAB โดยการรับข้อมูลเข้ามาจะเป็น 8 bit ซึ่งจะต้องแปลงค่ากลับมาเป็น 10bit จำนวน 3 ค่า เมื่อแปลงได้แล้วจะนำค่าที่ได้ไป plot เป็นกราฟ real time



รูปที่ 3.13 Program ในการประมวลผล

ตารางที่ 3.2 ลำดับข้อมูลที่ส่งผ่านมาจาก Bluetooth

B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0
1	6	5	4	3	2	1	0
0	3	2	1	0	9	8	7
0	0	9	8	7	6	5	4
0	7	6	5	4	3	2	1
0						9	8

X

Y

Z

โดยแต่ละส่วนของโปรแกรมแบ่งออกเป็น 9 ส่วน ดังนี้

### 3.2.1 เชื่อมสัญญาณบลูทูธ

เชื่อมสัญญาณบลูทูธระหว่างตัวรับที่คอมพิวเตอร์และตัวส่งที่ฮาร์ดแวร์

### 3.2.2 รับค่าจากฮาร์ดแวร์

รับค่าเป็นเลขฐาน 10 เพื่อดำเนินการในขั้นต่อไป

### 3.2.3 แบ่งกลุ่มการแปลง

แบ่งเป็นกลุ่ม กลุ่มละ 5 ค่า

### 3.2.4 เรียงค่าใหม่

ค่าที่ได้มาจะแปลงจาก 8 bit เป็น 10 bit

### 3.2.5 แปลงค่ากลับ

แปลงค่า 10 bit เป็นเลขฐาน 10 และจะได้ค่าจากเซนเซอร์ที่แท้จริงทั้ง 3 แกน

### 3.2.6 ใส่ filter ให้กับกราฟ

กราฟที่ได้ในตอนแรกยังไม่ smooth ปรับโดยการเพิ่ม Savitzky-Golay filtering

เพื่อให้กราฟที่ปรับใหม่มีความ smooth ขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.7 หาค่า peak

ปรับ threshold ของกราฟเพื่อหาค่า peak ของแต่ละก้าว

### 3.2.8 เก็บค่าลง MicrosoftExcel

เก็บค่าแกน x ของ accelerometer และ เวลา ในโปรแกรม Microsoft Excel

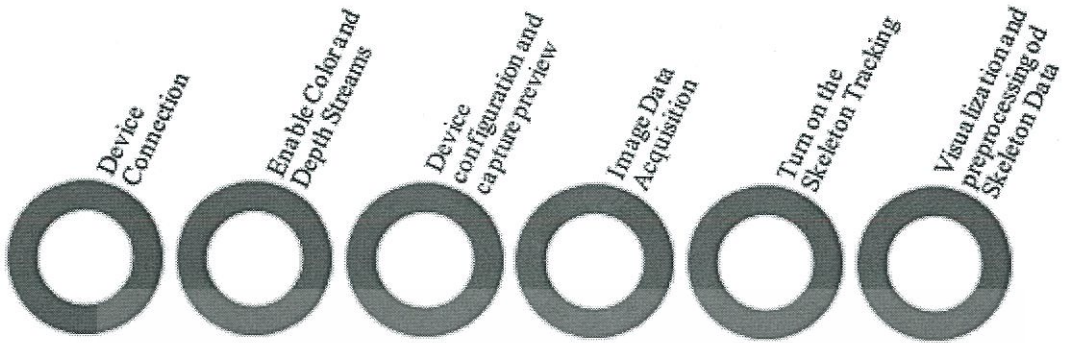
### 3.2.9 วิเคราะห์จุด stance phase และ swing phase ของกราฟ

นำจุดที่ได้มาหาอัตราส่วนของ stance phase : swing phase และหา peak ของแต่ละก้าว เพื่อหาความแตกต่างของเวลาในแต่ละก้าว



### 3.3 Kinect Camera

ในการทดลองส่วนของการรับภาพนี้ จะทำการคำนวณค่าต่างๆผ่านโปรแกรม MATLAB ซึ่งสามารถอธิบายโครงสร้างของเครื่องมือได้ดังนี้



รูปที่ 3.14 แสดงโครงสร้างของการรับภาพและการคำนวณโดยกล้อง Kinect

จากความสามารถในการตรวจจับการเคลื่อนไหว และระบุตำแหน่งของร่างกาย จึงมีการนำไปประยุกต์ใช้ในงานต่างๆ ในการตรวจจับการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ โดยใช้กล้อง Kinect โดยโปรแกรมที่ใช้ในการ Interface คือ MATLAB เพื่อระบุตำแหน่งของข้อต่อของมนุษย์ที่ถูกจับโดยข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อจะอยู่ในระบบพิกัดสามมิติ (X, Y, Z) โดยจะเน้นในตั้งแต่ส่วนล่างของลำตัวจนถึงเท้า



รูปที่ 3.15 ทิศทางแกนของกล้อง Kinect

แนวแกน X จะเป็นแกนที่แสดงค่าระยะทางที่ห่างออกไปจากจุดกำเนิดในแนวนอนสัมพันธ์กับกล้อง โดยค่า X จะเป็นบวกเมื่อตำแหน่งที่ถูกตรวจจับอยู่ทางด้านขวาของกล้อง และเป็นค่าลบ เมื่อตำแหน่งที่ถูกตรวจจับอยู่ด้านซ้ายของกล้องค่า Y เป็นค่าที่แสดงระยะทางที่ห่างออกไปจากจุดกำเนิดตามแนวตั้ง โดยค่าที่ได้จะเป็นบวกเมื่อตำแหน่งที่ถูกตรวจจับอยู่สูงกว่าตำแหน่งของกล้อง และเป็นลบ เมื่อตำแหน่งที่ถูกตรวจจับอยู่ตำแหน่งต่ำกว่าตำแหน่งของกล้อง และค่า Z จะเป็นระยะทางที่ห่างออกไปจากกล้องในทิศทางของหน้ากล้อง โดยค่า Z เป็นบวกเสมอ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3.1 การเชื่อมต่อข้อมูลจาก Kinect

หลักการที่ใช้สำหรับการวิเคราะห์การเดินของเฟรมภาพแต่ละเฟรม (i) บันทึกภาพในแต่ละส่วน depth sensor ที่ประกอบด้วย กำเนิดแสงอินฟราเรด และ กล้องอินฟราเรด อาศัยหลักการ structure light คือจะสร้าง Pattern ของแสง แล้วยิงผ่านวัตถุเป็นภาพจุดที่มาจากแหล่งกำเนิด) ถ้ามีวัตถุอยู่ระดับความลึกต่างกัน ภาพที่ออกมาจะมีช่วงสีของความลึกที่ต่างกัน

เครื่องมือที่ใช้ในการเก็บข้อมูลภาพ รวมถึงเครื่องมือสำหรับการเชื่อมต่อโดยตรงกับ Kinect และการประมวลผลใน MATLAB เป็นเครื่องมือที่เชื่อมกับ Hardware และคอมพิวเตอร์โดยผ่าน USB นั่นคือ IMAQHWINFO

```
h=imaqhwinfo('kinect',1)
DefaultFormat      : 'RGB_640x480'
DeviceFileSupported : 0
DeviceName         : 'Kinect Color Sensor'
DeviceID           : 1
VideoInputConstructor : 'videoinput('kinect', 1)'
VideoDeviceConstructor: 'imaq.VideoDevice('kinect', 1)'
SupportedFormats   : {1x4 cell}

h=imaqhwinfo('kinect',2)
DefaultFormat      : 'Depth_640x480'
DeviceFileSupported : 0
DeviceName         : 'Kinect Depth Sensor'
DeviceID           : 2
VideoInputConstructor : 'videoinput('kinect', 2)'
VideoDeviceConstructor: 'imaq.VideoDevice('kinect', 2)'
SupportedFormats   : {1x3 cell}
```

ส่วน RGB และ depth จะเก็บข้อมูลในเมทริกซ์ขนาด 640x480 ความแม่นยำและความถูกต้องของ Depth sensor จะเปลี่ยนแปลงในช่วง 4 มิลลิเมตรถึงประมาณ 40 มิลลิเมตร ที่ขึ้นอยู่กับระยะของเซนเซอร์ในการเชื่อมต่อ Kinect เพื่อแสดงเป็นภาพ และ snapshot สามารถใช้คำสั่งดังนี้

```
% Image Sensor Data Acquisition
imageVid      = videoinput('kinect',1);
preview(imageVid);
depthMap      = getsnapshot(imageVid);
imshow(imageMap)
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
stoppreview(imagehVid)
```

```
% Depth Sensor Data Acquisition
```

```
depthVid = videoinput('kinect',2);
```

```
    preview(depthVid);
```

```
depthMap = getsnapshot(depthVid);
```

```
    imshow(depthMap)
```

```
    stoppreview(depthVid)
```

### 3.3.2 Skeleton Tracking

กระบวนการของอัลกอริทึมในการ tracking คือการนำข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อทั้งหมด 20 ข้อต่อ และแต่ละข้อต่อกำหนดหมายเลขตามตารางที่ ค่า Confidence และค่าพิกัด X, Y, Z โดยนำมาเรียงต่อกันเป็นสาย String คั่นระหว่างข้อมูลแต่ละค่าด้วยการเว้นวรรคดังนี้



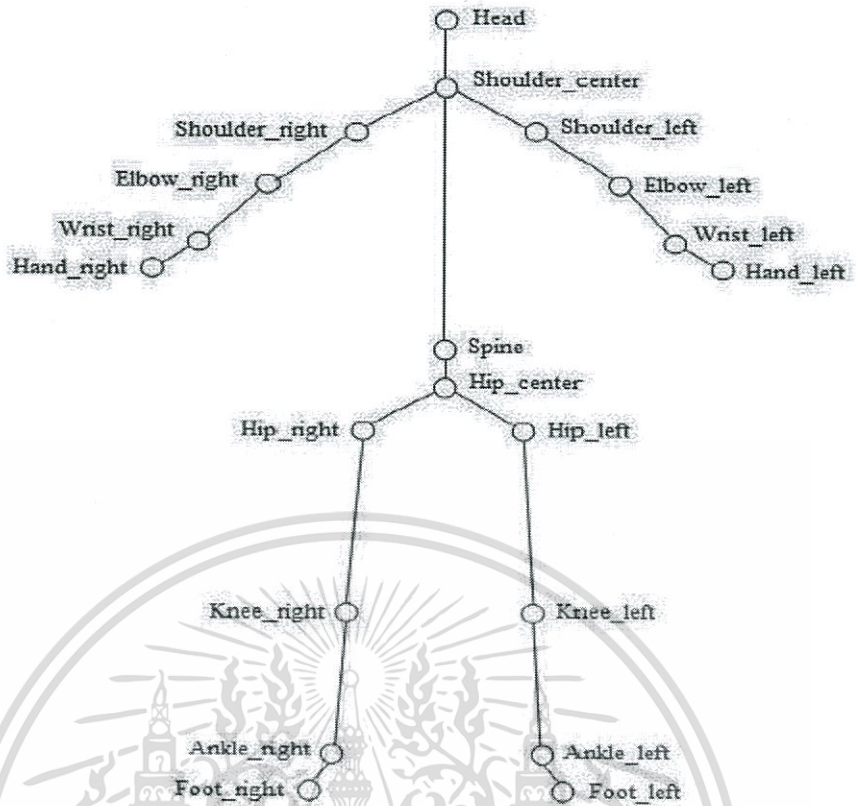
ตารางที่ 3.3 แสดงตำแหน่งข้อต่อของการ Skeleton tracking

Skeleton Positions	
Joint	NO.
Hip center	1
Spine	2
Shoulder center	3
Head	4
Shoulder left	5
Elbow left	6
Wrist left	7
Hand left	8
Shoulder right	9
Elbow right	10
Wrist right	11
Hand right	12
Hip left	13
Knee left	14
Angle left	15
Foot left	16
Hip right	17
Knee right	18
Ankle right	19
Foot right	20

ตารางที่ 3.4 แสดงถึง การเชื่อมต่อกันของข้อต่อเพื่อสร้างโครงร่าง

Connection Map	
Part	Connection Vectors
Spine	[1 2], [2 3], [3 4]
Left hand	[3 5], [5 6], [6 7], [7 8]
Right hand	[3 9], [9 10], [10 11], [11 12]
Right leg	[1 17], [17 18], [18 19], [19 20]
Left leg	[1 13], [13 14], [14 15], [15 16]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.16 ข้อต่อของโครงร่างกายทั้งหมด 20 จุด

การวิเคราะห์ข้อมูลจะอ้างอิงจากส่วนประกอบของภาพ ในขณะที่อัลกอริทึมให้เริ่มทำงานในการ การตรวจจับข้อต่อและการเชื่อมต่อ ในแต่ละเฟรม สามารถเขียนได้ดังนี้

```
triggerconfig(depthVid,'manual');
depthVid.FramesPerTrigger=1;
depthVid.Triggerrepeat=inf;
set(getselectedsource(depthVid),'TrackingMode','Skeleton')
```

```
triggerconfig(colorVid,'manual');
colorVid.FramesPerTrigger=1;
colorVid.Triggerrepeat=inf;
```

```
start(depthVid)
```

```
start(colorVid);
```

```
for i=1:M
```

```
    trigger(depthVid);
```

```
    trigger(colorVid);
```

```
    image = getdata(colorVid);
```

```
    [depthMap,~,depthMetaData] = getdata(depthVid);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if sum(depthMetaData.IsSkeletonTracked)>0

skeletonJoints=depthMetaData.JointImageIndices(:,,:depthMetaData.IsSkelet
onTracked);

skeletonJointsDATA=depthMetaData.JointWorldCoordinates(:,,:depthMetaDat
a.IsSkeletonTracked);

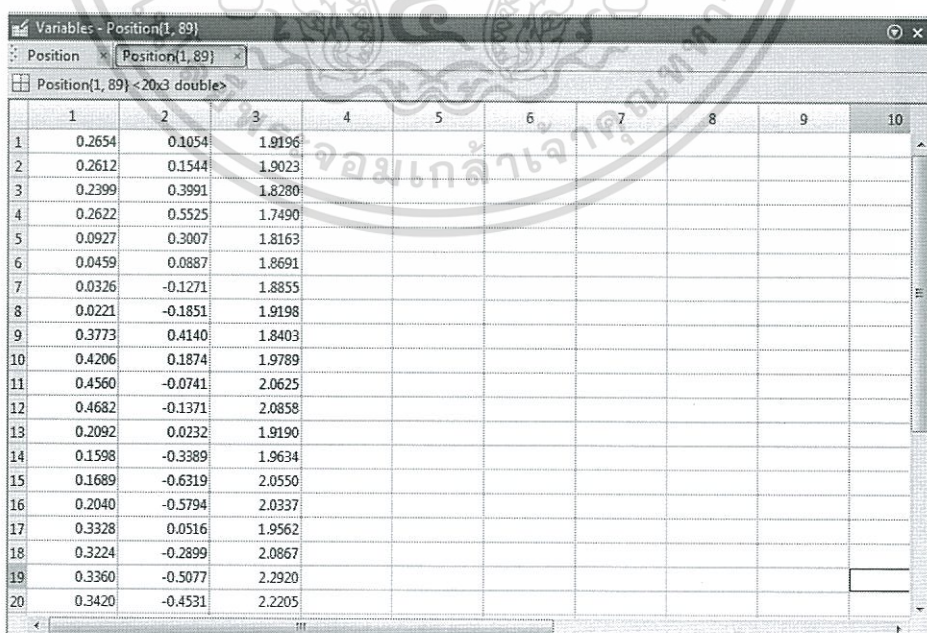
[n,p] = size(depthMetaData.AbsTime);

Position{1}=depthMetaData.JointWorldCoordinates(:,,:depthMetaData.IsSkele
tonTracked);

    util_skeletonViewer(skeletonJoints,image,1);
else
    imshow(image);
    Position{1}=zeros(20,3);
End
i = i+1
end

```

หลังจากที่รวมตำแหน่งของข้อต่อให้เป็นข้อมูลการตรวจจับการเคลื่อนไหว สามารถแสดงข้อมูลใน หนึ่งเฟรมได้ดังรูปที่ 3.17



	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	0.2654	0.1054	1.9196							
2	0.2612	0.1544	1.9023							
3	0.2399	0.3991	1.8280							
4	0.2622	0.5525	1.7490							
5	0.0927	0.3007	1.8163							
6	0.0459	0.0887	1.8691							
7	0.0326	-0.1271	1.8855							
8	0.0221	-0.1851	1.9198							
9	0.3773	0.4140	1.8403							
10	0.4206	0.1874	1.9789							
11	0.4560	-0.0741	2.0625							
12	0.4682	-0.1371	2.0858							
13	0.2092	0.0232	1.9190							
14	0.1598	-0.3389	1.9634							
15	0.1689	-0.6319	2.0550							
16	0.2040	-0.5794	2.0337							
17	0.3328	0.0516	1.9562							
18	0.3224	-0.2899	2.0867							
19	0.3360	-0.5077	2.2920							
20	0.3420	-0.4531	2.2205							

รูปที่ 3.17 ตำแหน่งของข้อต่อใน 1 เฟรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3.3 การเก็บภาพและค่าตามแนวแกนในแต่ละเฟรม

การเก็บภาพในแต่ละเฟรมนั้นอาศัยคำสั่ง GETSNAPSHOT และsave ที่ปรากฏในแต่ละเฟรม โดยสร้าง outputFolder และใช้คำสั่ง FULLFILE ในการเก็บ Path ของภาพชุดนั้น

```
outputFolder = fullfile(cd,'kinect_Jed1');
if ~exist(outputFolder,'dir')
    mkdir(outputFolder);
end
img=getsnapshot(colorVid);
image(img);

outputBaseFileName=sprintf('%d.png',i);
outputFullFileName=fullfile(outputFolder,outputBaseFileName);
imwrite(img,outputFullFileName,'jpg');
```

และการเก็บค่าตามแนวแกน สามารถเก็บเป็นไฟล์ไว้เพื่อวิเคราะห์ได้โดยใช้คำสั่ง SAVE ในการเก็บข้อมูลไว้ใน Path ที่เซตไว้ใน directory

```
save('ExamData1.mat','Position','Time');
```

### 3.3.4 สัญญาณเตือนเมื่อเกิดการหกล้ม

เลือกใช้ตำแหน่งของ Shoulder center บน Skeleton ตรวจสอบการล้มเนื่องจากตำแหน่งของSkeletonในแนวแกน yจะมีค่าเป็นบวกเสมอเมื่อร่างกายเดินปกติ แต่ถ้าเกิดการล้ม ตำแหน่งของค่า y จะต่ำกว่ากึ่งกลางนั้นคือ ค่าในแนวแกน y จะมีค่า ลบ เขียนเงื่อนไขการสั่งการเตือนได้ดังนี้

```
if skeletonJointsDATA(3,2)<=0
    hfr=dsp.AudioFileReader('Alarm.mp3');
    hplay=dsp.AudioPlayer('SampleRate',44100);
    while ~isDone(hfr)
        audio=step(hfr);
        step(hplay,audio);
    end
    stop(colorVid);
    stop(depthVid);
```

end

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 3.5 แสดงแผนงานดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 1

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ภาคเรียนที่ 1				
	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.
คิดหัวข้อโครงงาน	↔				
ศึกษาการทำงานของระบบ	←	→			
ศึกษาการทำงานของ Kinect	←	→			
ศึกษาการทำงานของ Sensor	←	→			
ออกแบบแผ่นวงจร PCB		↔			
ลงอุปกรณ์ PCB			↔		
ปฏิบัติการใช้คำสั่ง MATLAB เพื่อแปลงข้อมูลและการแสดงผล					
<ul style="list-style-type: none"> <li>● Getdata</li> <li>● GUI</li> </ul>		←	→	←	→
ออกแบบ Solidwork				↔	
ทดลองการทำงานของ Hardware				←	→
ทดสอบการรับส่งค่าผ่านทาง Bluetooth				↔	
รวบรวมและจัดทำเอกสาร				←	→

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.6 แสดงแผนงานดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 2

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ภาคเรียนที่ 2			
	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.
ศึกษาวิธีการรับส่งข้อมูลให้ครบถ้วน	←→			
แก้ไขปัญหาบอร์ดที่มีการส่งค่าที่ผิดพลาด	←→			
ศึกษา Skeleton tracking acquisition		←→		
พัฒนาโปรแกรมรับข้อมูลเป็น real-time และ save ได้	←→			
พัฒนาส่วนของการแสดงกราฟ Skeleton ในแต่ละข้อต่อของร่างกาย	←→		→	
ทดสอบการเดินและคาดคะเนกราฟในการเดินแต่ละก้าวได้		←→		
สามารถแสดงเวลาในช่วงการเดินในแต่ละก้าวของผู้สูงอายุได้			←→	
พัฒนาส่วนของการแจ้งเตือนเมื่อผู้สูงอายุล้ม			←→	
สุ่มตัวอย่างและเก็บผลการทดลอง			←→	
รวบรวมเอกสารทำรายงาน			←→	→
สรุปผล				←→
ตรวจสอบความถูกต้อง			←→	→

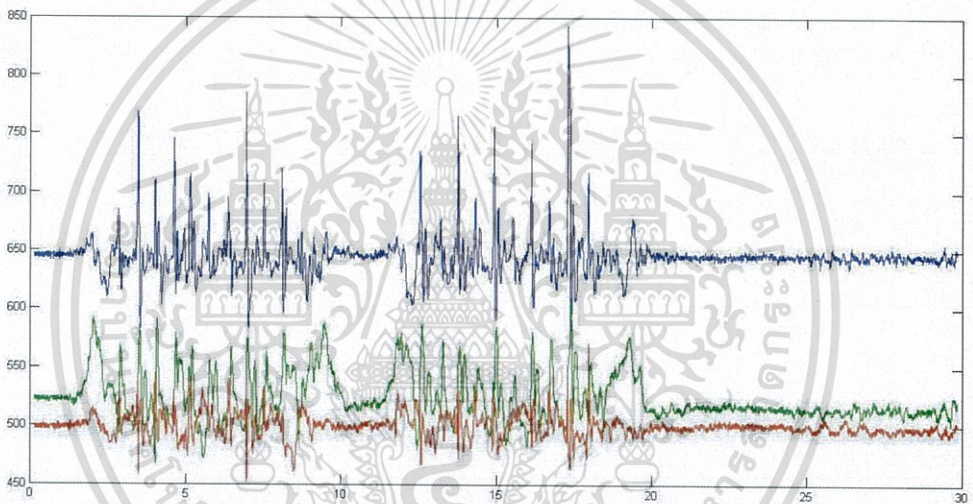
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

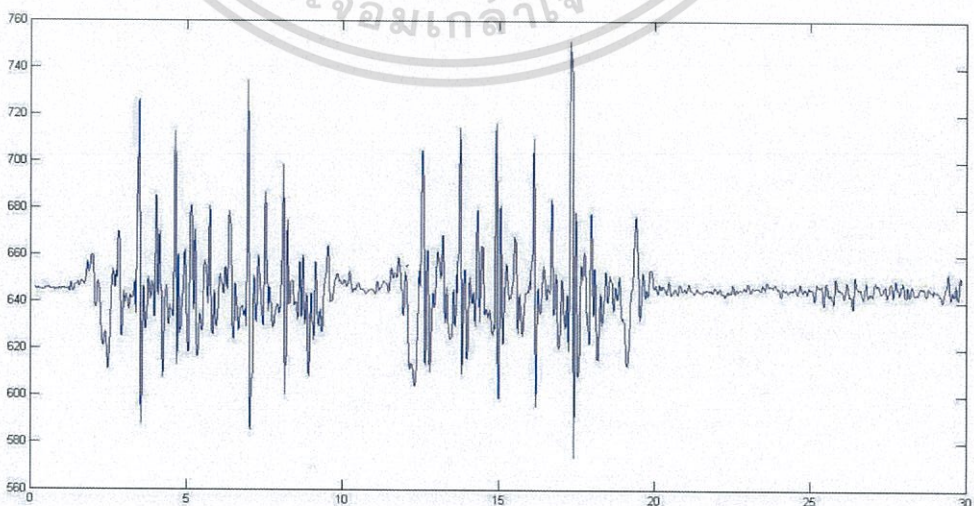
### ผลการทดลอง

#### 4.1 ผลการทดลองจากการเดินโดย Detector

จากการตรวจจับความเร่งระหว่างการเดินของกลุ่มตัวอย่าง โดยให้เริ่มลุกจากเก้าอี้แล้วเดิน ระยะ 1.8 เมตรจำนวน 2 รอบ สามารถแสดงความเร่งของ Accelerometer ได้ดังรูปที่ 4.1 ซึ่งกราฟสีน้ำเงินคือ แกน X สีเขียวคือ แกน Y และสีแดงคือ แกน Z ซึ่งในการวิเคราะห์การก้าวเดิน ผู้วิจัยเลือกใช้กราฟแกน X ในการวิเคราะห์ข้อมูล



รูปที่ 4.1 ลักษณะกราฟความเร่งของ Accelerometer



รูปที่ 4.2 แสดงกราฟความเร่งแกน X ของ Accelerometer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 4.2 ผลการทดลองจาก Kinect Camera

### 4.2.1 Skeleton tracking

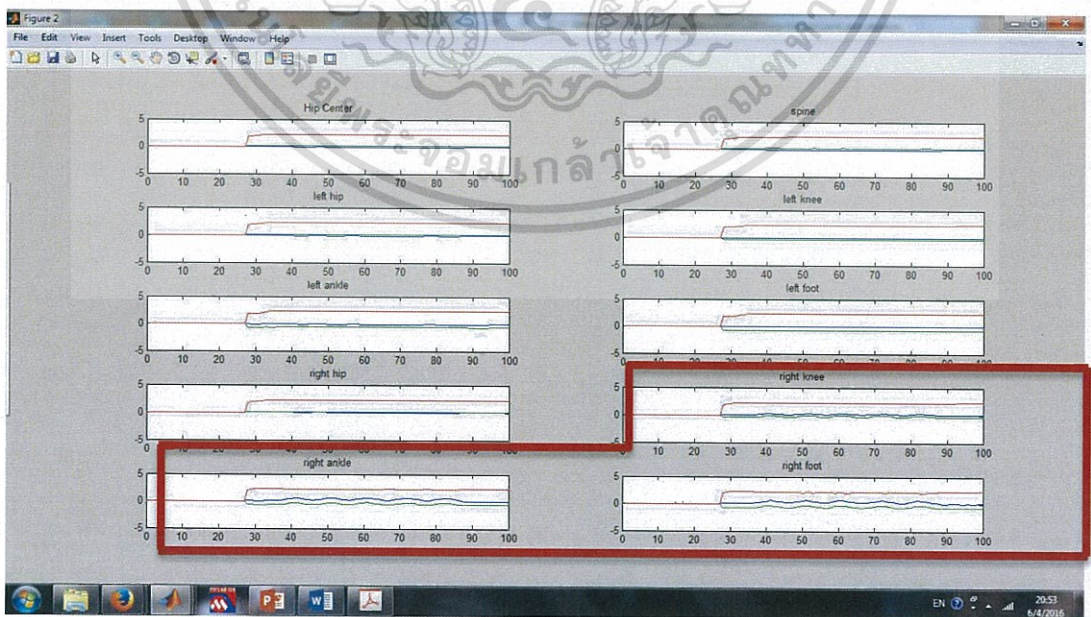
ในการเก็บผลการเดินของผลการทดลองนี้ จะใช้Kinect ในการเก็บภาพแต่ละเฟรม บนร่างกายกลุ่มตัวอย่าง ดังนี้



รูปที่ 4.3 ลักษณะการทำ Skeleton tracking

### 4.2.2 ทดลองการเคลื่อนไหวของขาขวา

พบว่า Skeleton Joint ส่วนของ Right knee, Right ankle และ Right foot มีการขยับตามแนวแกน X และ Y

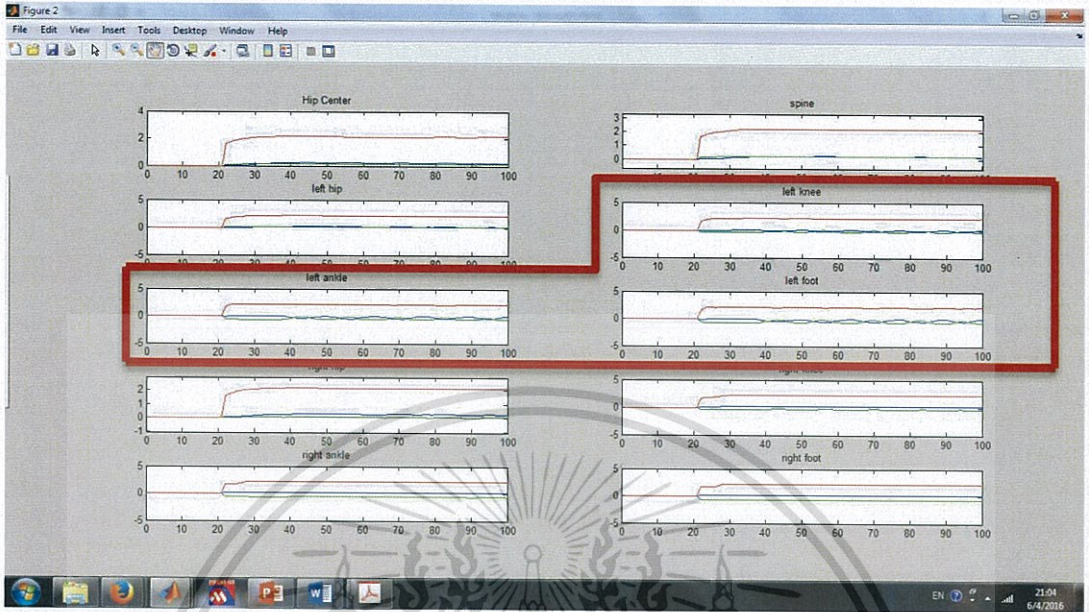


รูปที่ 4.4 แสดงกราฟการเคลื่อนไหวของร่างกายเมื่อยกขาขวาขึ้นลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.2.3 ทดลองการเคลื่อนไหวของขาซ้าย

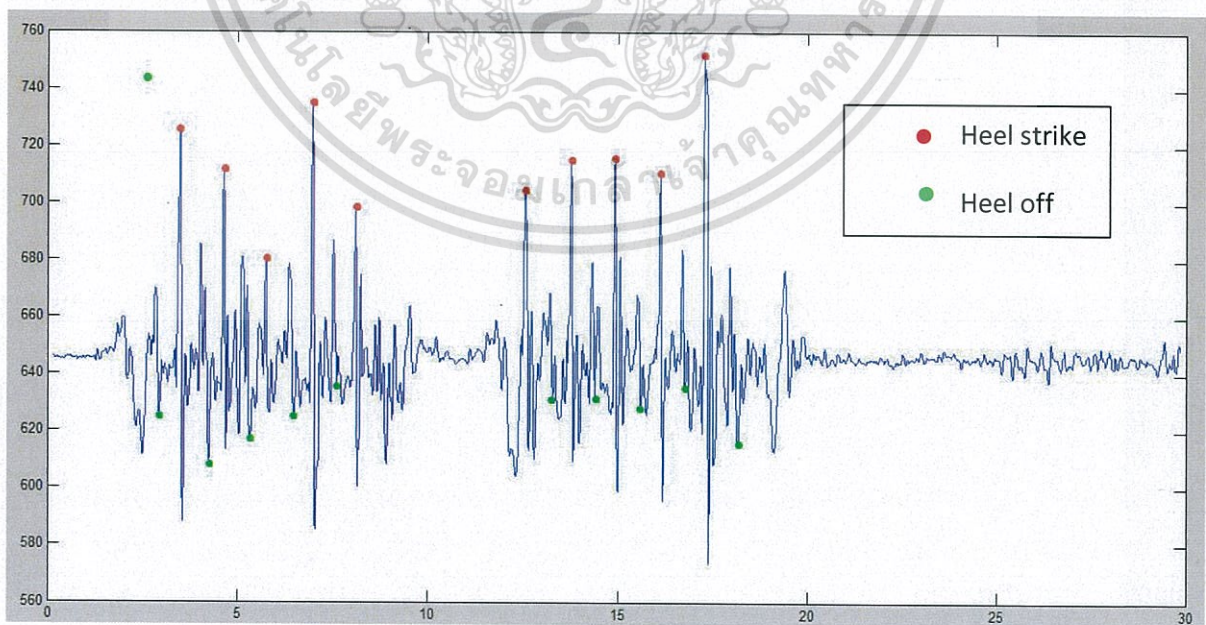
พบว่า Skeleton Joint ส่วนของ Left knee, Left ankle และ Left foot มีการขยับตามแนวแกน X และ Y



รูปที่ 4.5 แสดงกราฟการเคลื่อนไหวของร่างกายเมื่อยกขาซ้ายขึ้นลง

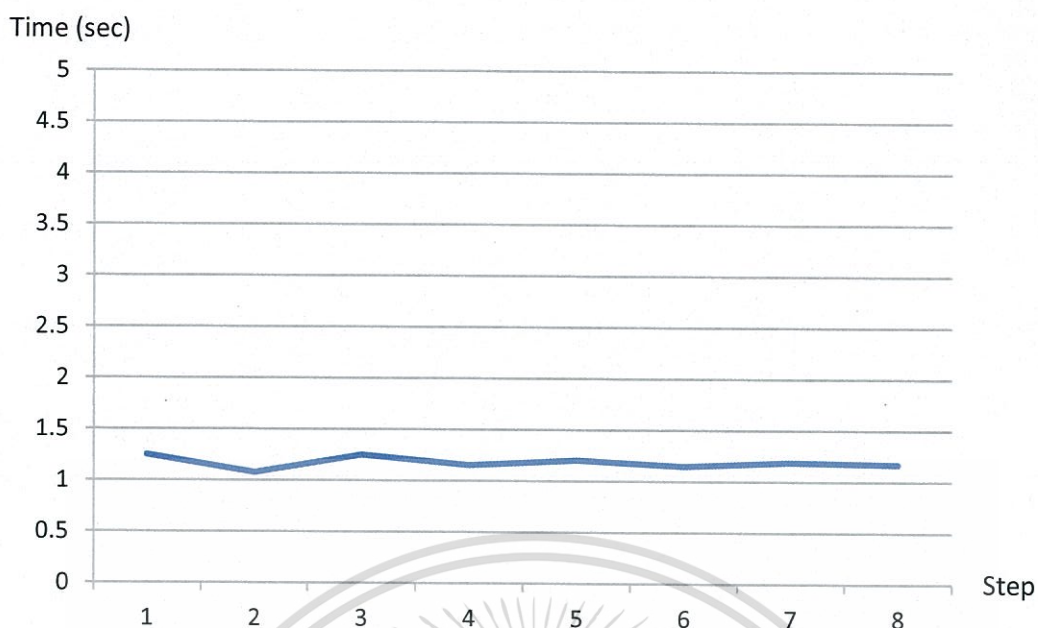
## 4.3 ผลการทดลองจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงอายุ 22-23 ปี

### 4.3.1 ผู้หญิง อายุ 22 ปี ไม่เคยมีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า



รูปที่ 4.6 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 1 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 1

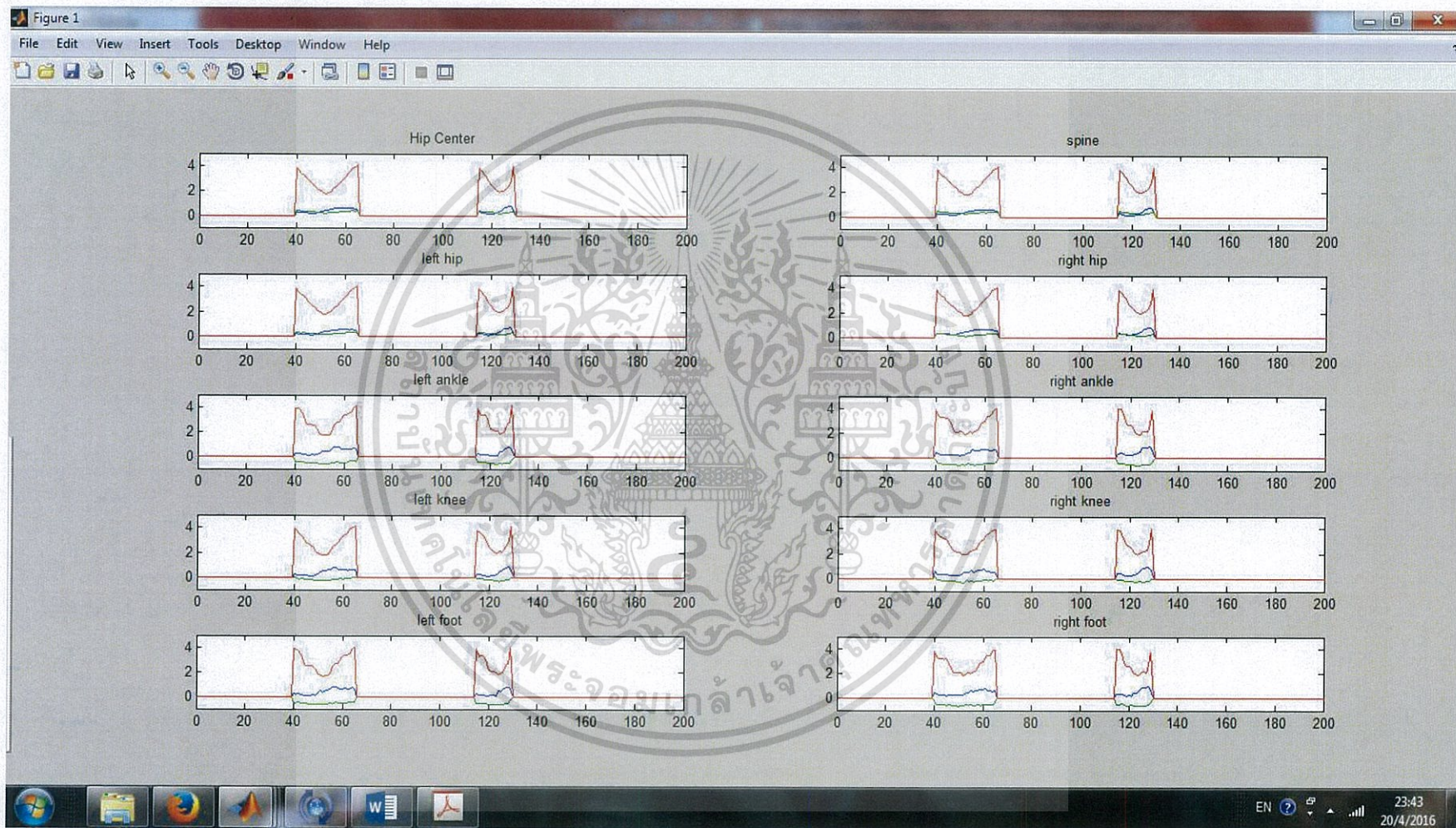
ตารางที่ 4.1 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject 1 ช่วงอายุ 22-23 ปี

Step	Stance Phase		Swing Phase		Time Interval	Stance time	Swing time	Ratio stance : swing
	Heel strike	Heel off	Heel off	Heel strike				
1	2.71844	3.49106	3.49106	3.96565	1.24721	0.77262	0.47459	61.9 : 38.1
2	3.96565	4.63976	4.63976	5.04580	1.08015	0.67411	0.40603	62.4 : 37.6
3	5.04580	5.74987	5.74987	6.30284	1.25704	0.70407	0.55297	56.0 : 44.0
4	6.30284	6.96304	6.96304	7.45864	1.15581	0.66021	0.49560	57.1 : 42.9
5	12.56166	13.21687	13.21687	13.76960	1.20793	0.65521	0.55273	60.0 : 40.0
6	13.76960	14.48951	14.48951	14.91953	1.14994	0.71991	0.43002	62.6 : 37.4
7	14.91953	15.66275	15.66275	16.11420	1.19467	0.74322	0.45145	62.2 : 37.8
8	16.11420	16.83001	16.83001	17.28807	1.17387	0.71581	0.45806	61.0 : 39.0
Average					1.18333	0.70564	0.47768	60:40

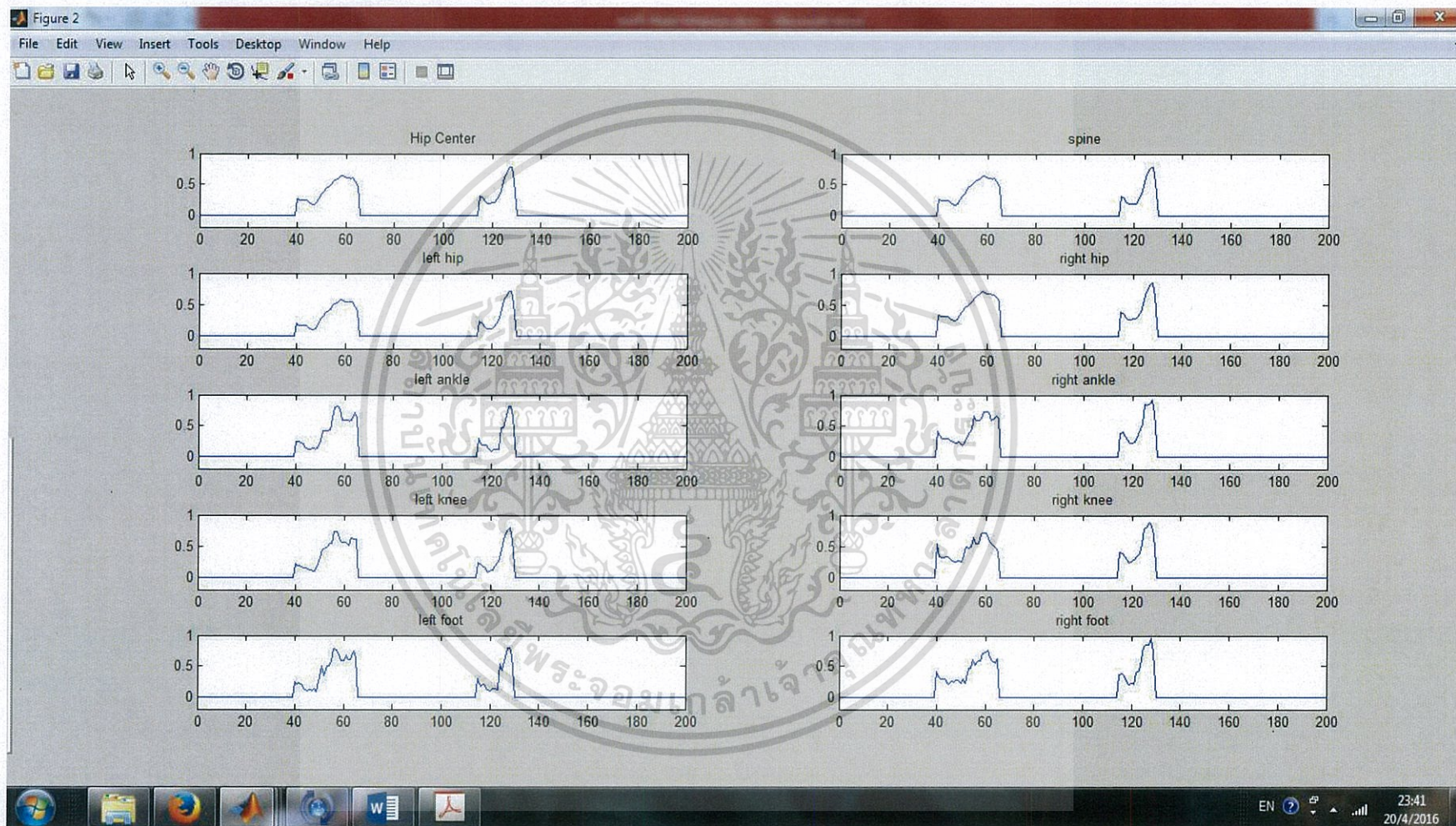
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



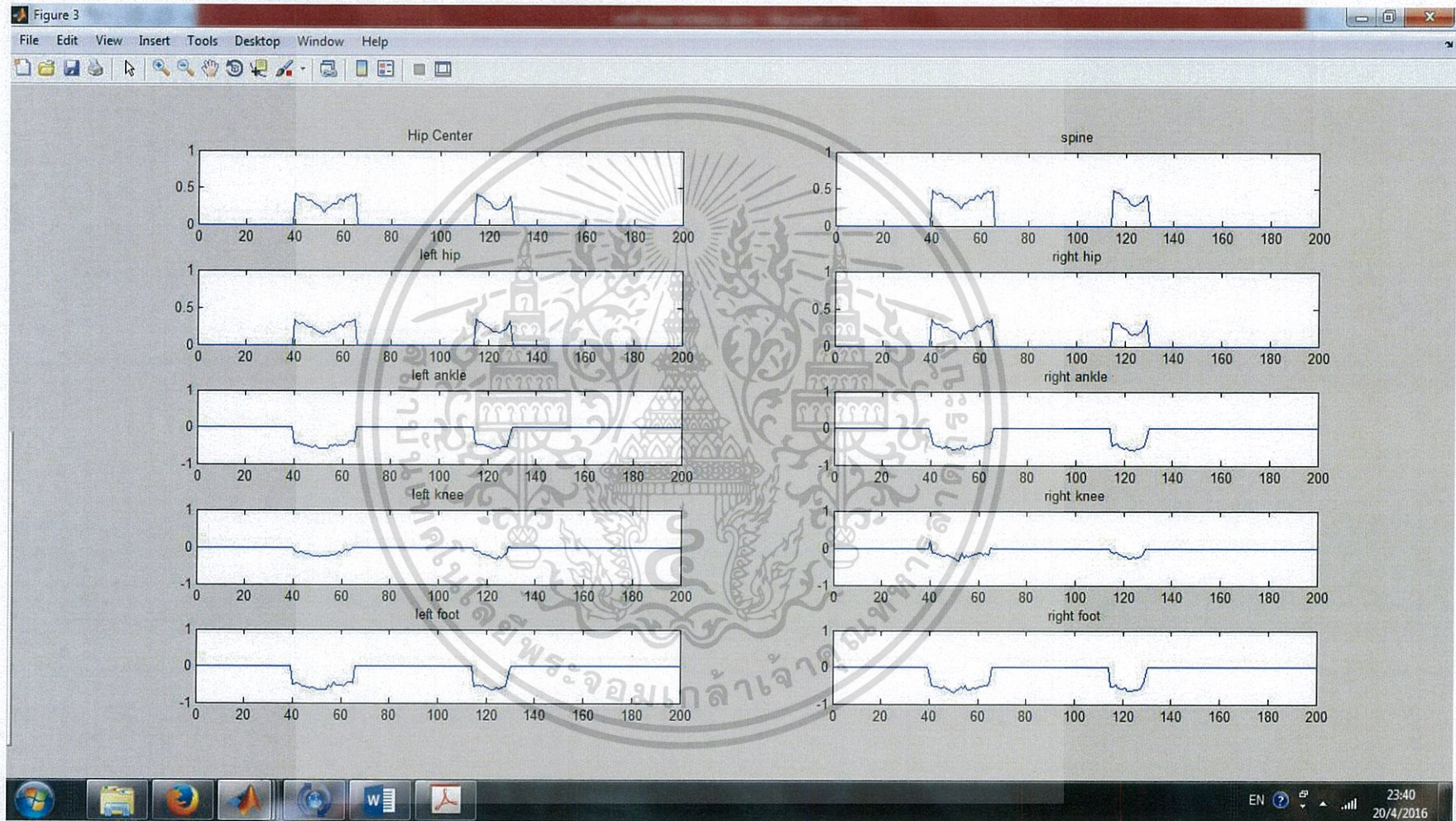
รูปที่ 4.8 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 1



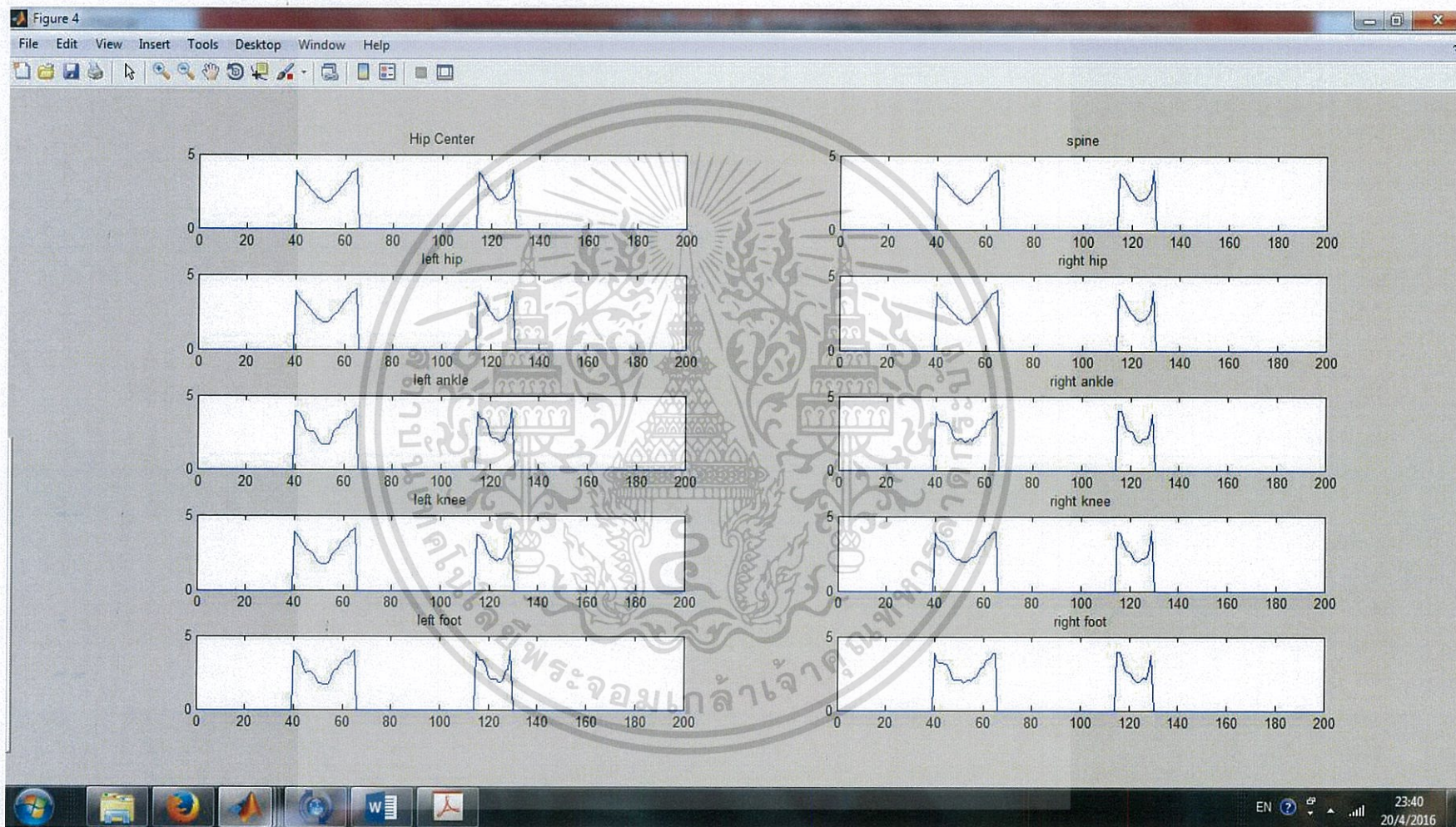
รูปที่ 4.9 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject1 โดย Kinect



รูปที่ 4.10 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 1 โดย Kinect

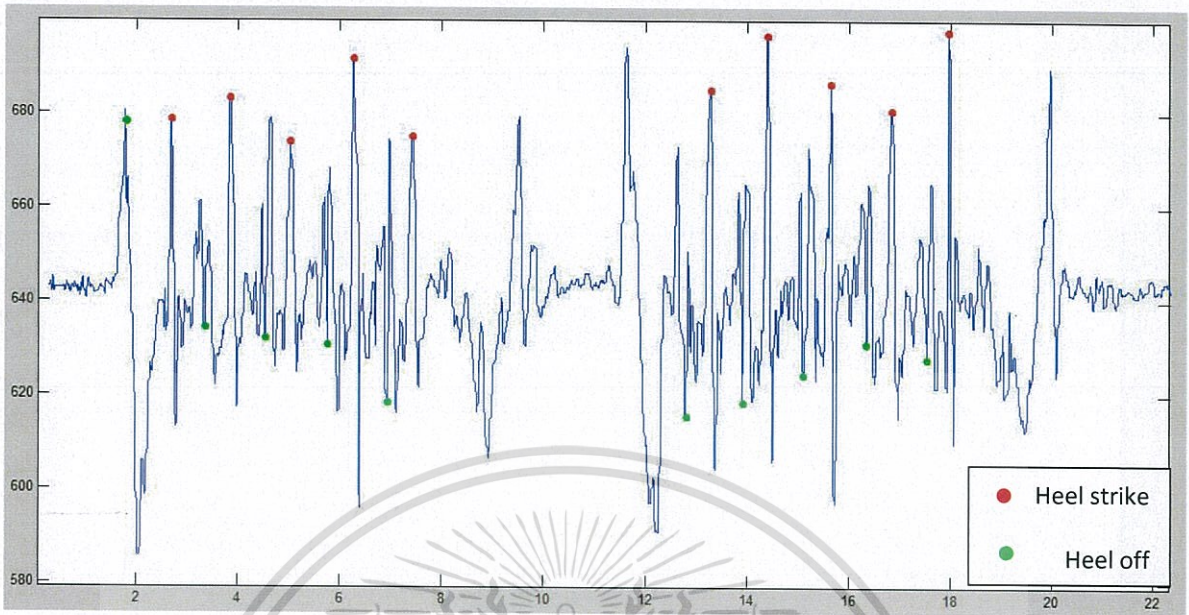


รูปที่ 4.11 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 1 โดย Kinect

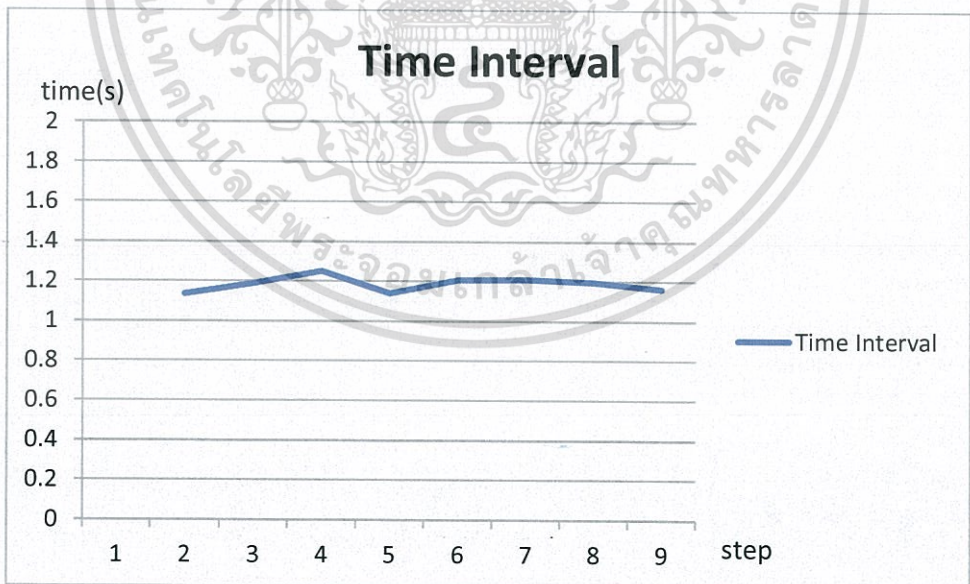


รูปที่ 4.12 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 1 โดย Kinect

### 4.3.2 ผู้ชายอายุ 22 ปี ,ไม่เคยมีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า



รูปที่ 4.13 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 2 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off



รูปที่ 4.14 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

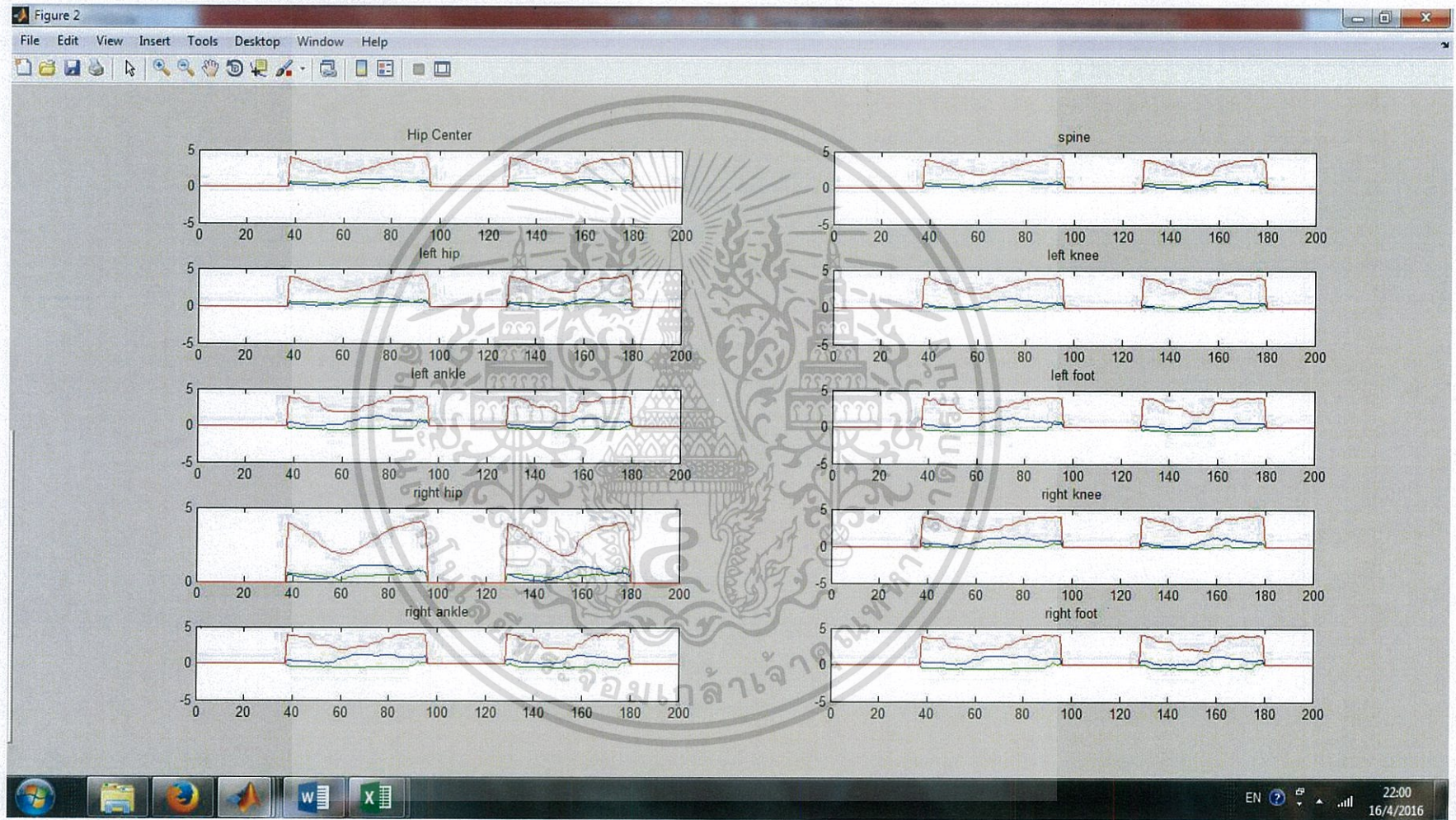
ตารางที่ 4.2 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject2 ช่วงอายุ22-23ปี

Step	Stance Phase		Swing Phase		Time Interval	Stance time	Swing time	Ratio of stance to swing
	Heel strike	Heel off	Heel off	Heel strike				
1	2.69679	3.32460	3.32460	3.83176	1.13497	0.62781	0.50716	55.3 : 44.7
2	3.83176	4.51922	4.51922	5.02128	1.18951	0.68746	0.50205	57.8 : 42.2
3	5.02128	5.75451	5.75451	6.27173	1.25045	0.73324	0.51721	58.6 : 41.4
4	6.27173	6.93643	6.93643	7.41134	1.13961	0.66471	0.47490	58.3 : 41.7
5	12.63890	13.37753	13.37753	13.84521	1.20630	0.73862	0.46768	61.2 : 38.8
6	13.84521	14.50330	14.50330	15.05563	1.21042	0.65809	0.55233	54.4 : 45.6
7	15.05563	15.73629	15.73629	16.25205	1.19642	0.68066	0.51576	56.9 : 43.1
8	16.25205	16.97757	16.97757	17.41336	1.16131	0.72552	0.43579	62.5 : 37.5
Average					1.186125	0.68951	0.49661	58:42

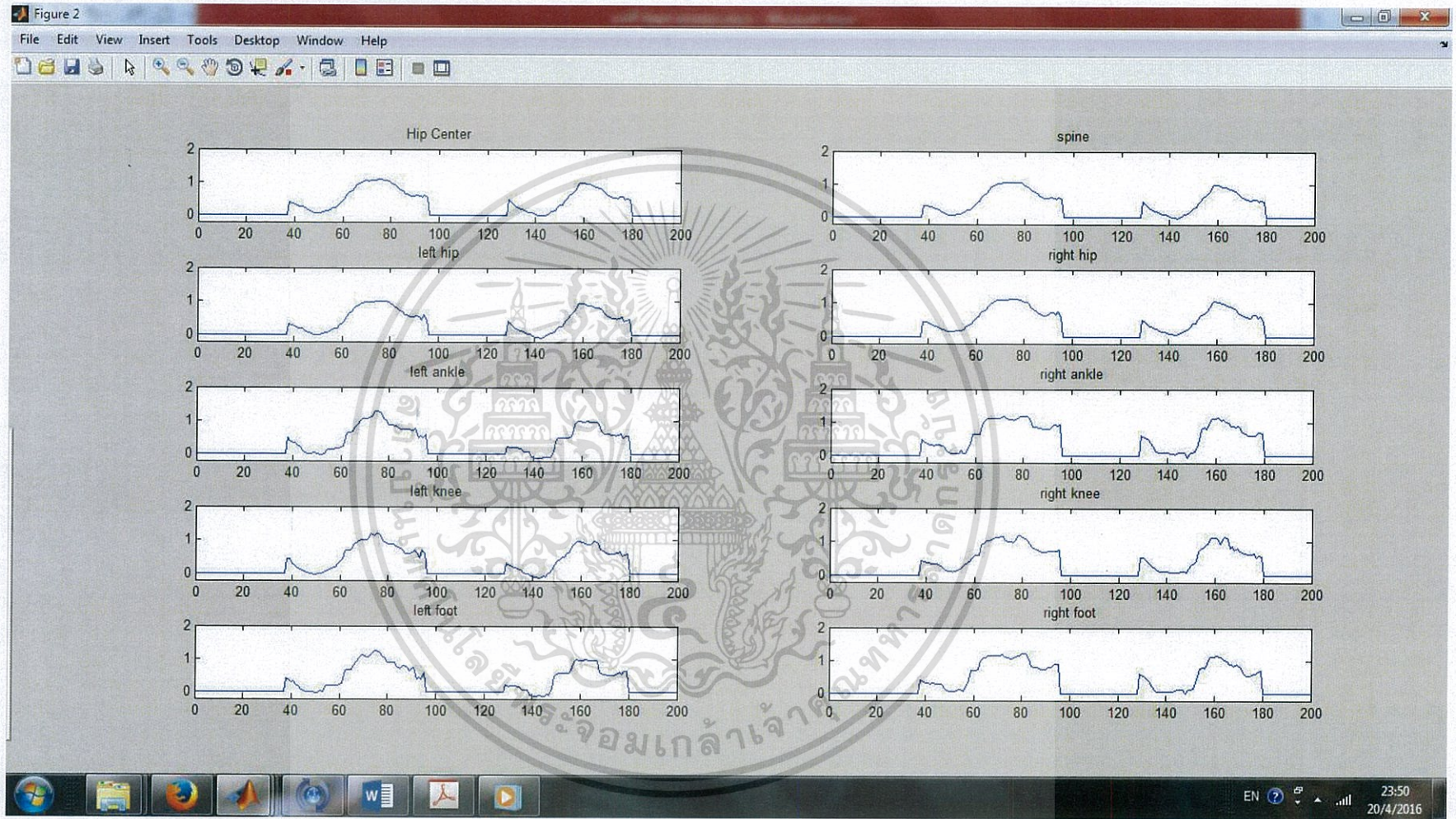


รูปที่ 4.15 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 2

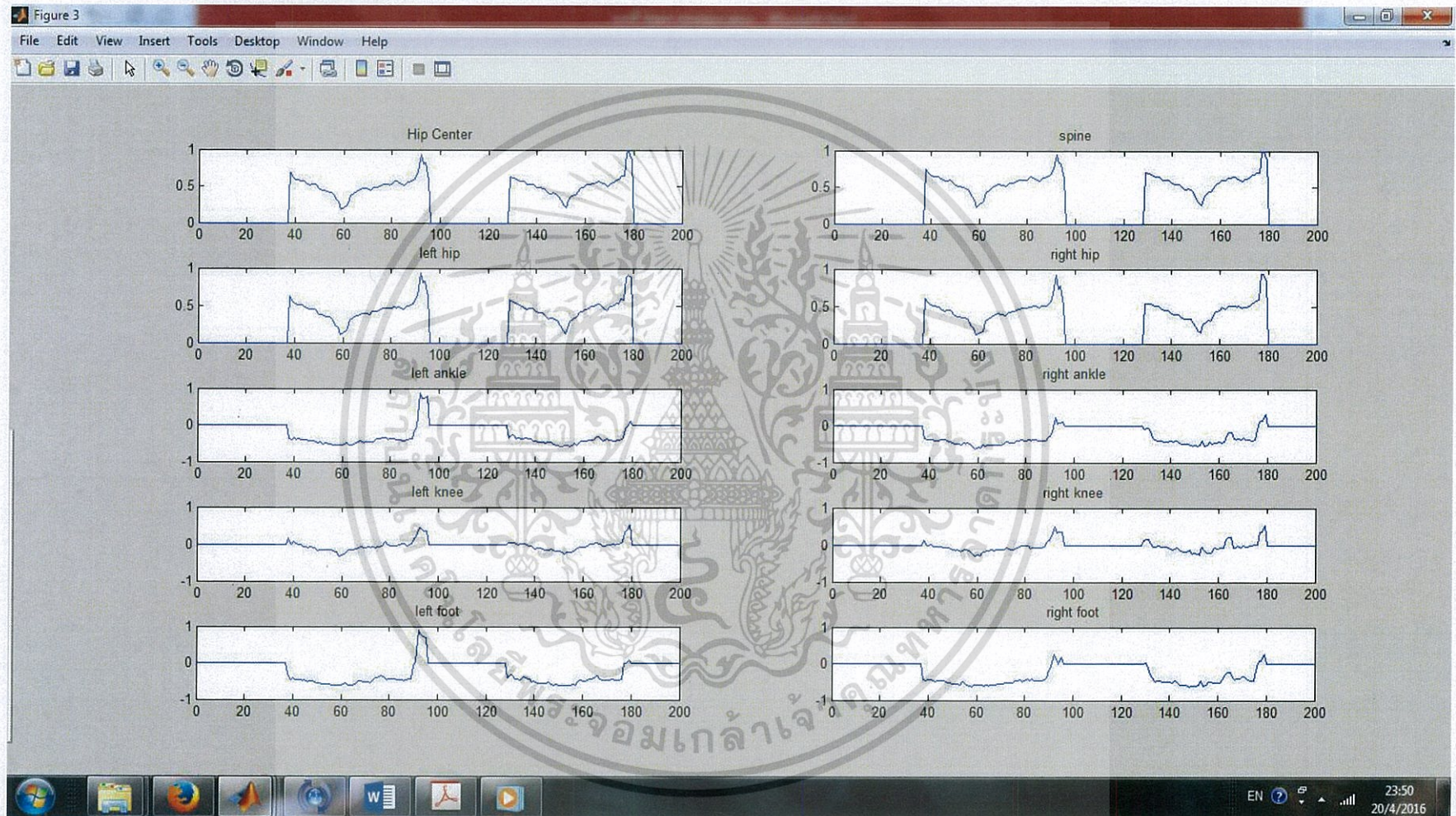
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



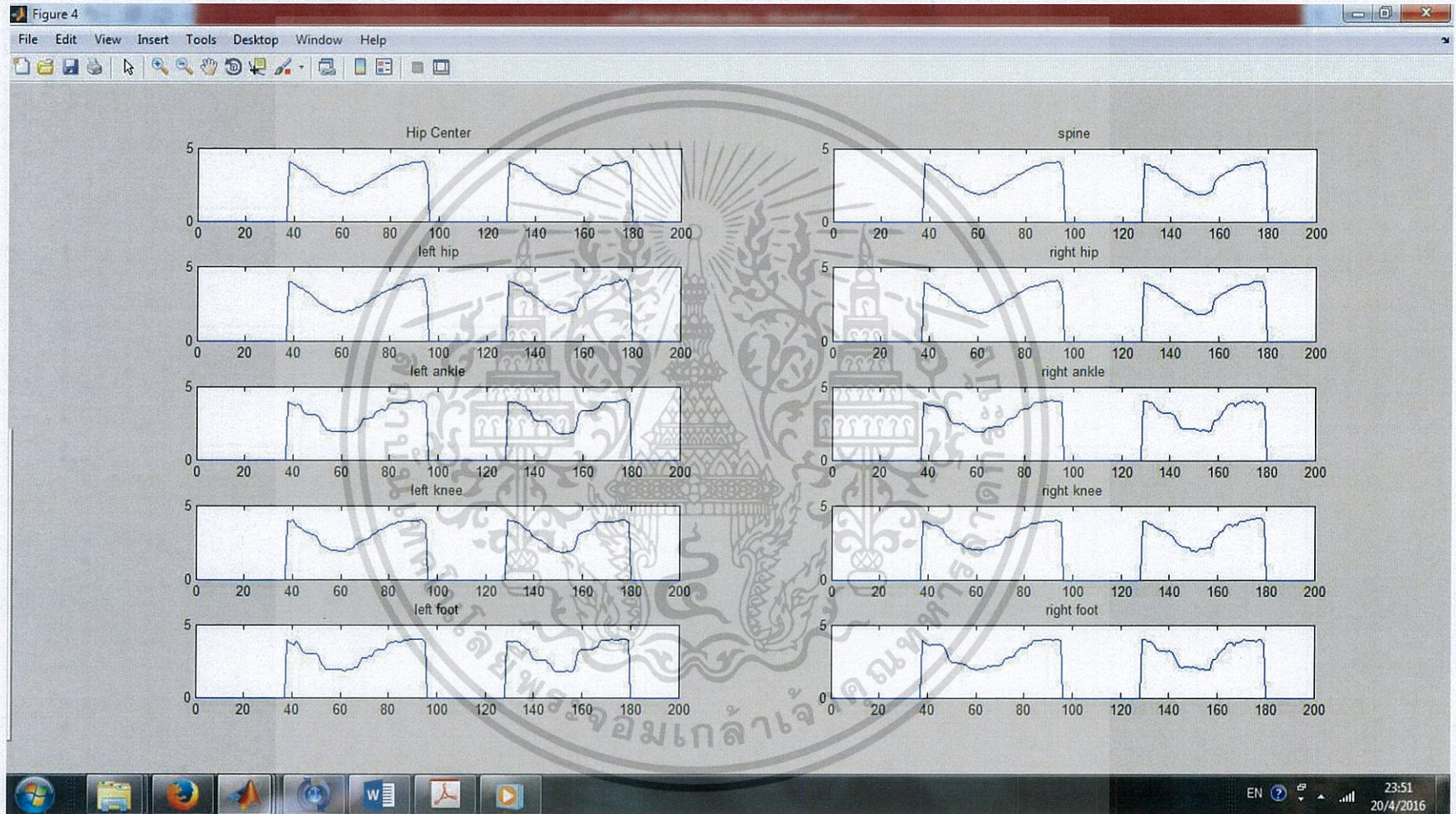
รูปที่ 4.16 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 2 โดย Kinect



รูปที่ 4.17 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 2 โดย Kinect

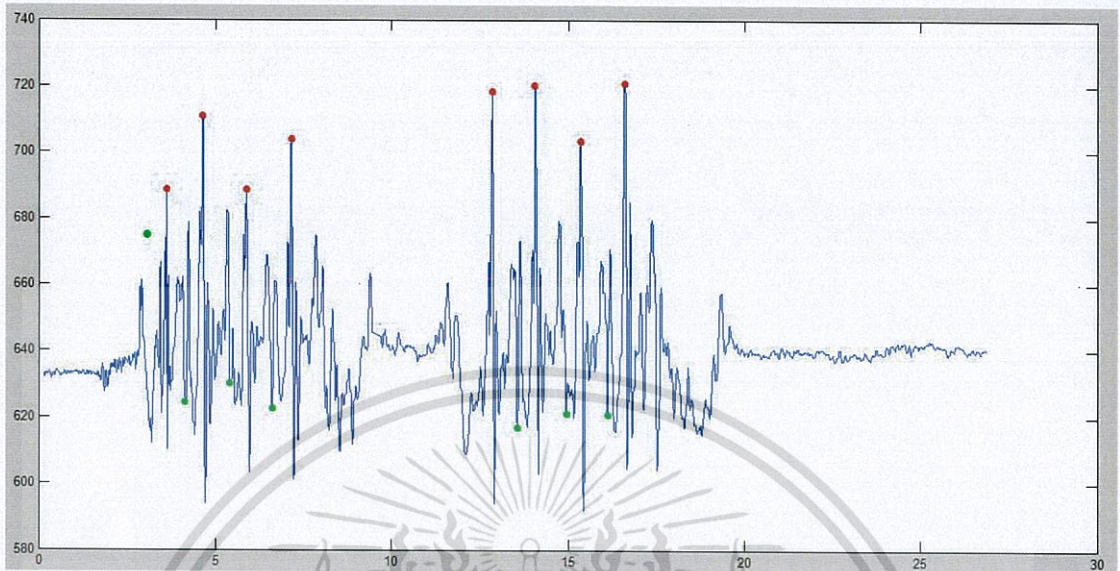


รูปที่ 4.18 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 2 โดย Kinect



รูปที่ 4.19 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 2 โดย Kinect

### 4.3.3 ผู้ชายอายุ 22 ปี ,ไม่เคยมีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า



รูปที่ 4.20 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 3 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off



รูปที่ 4.21 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

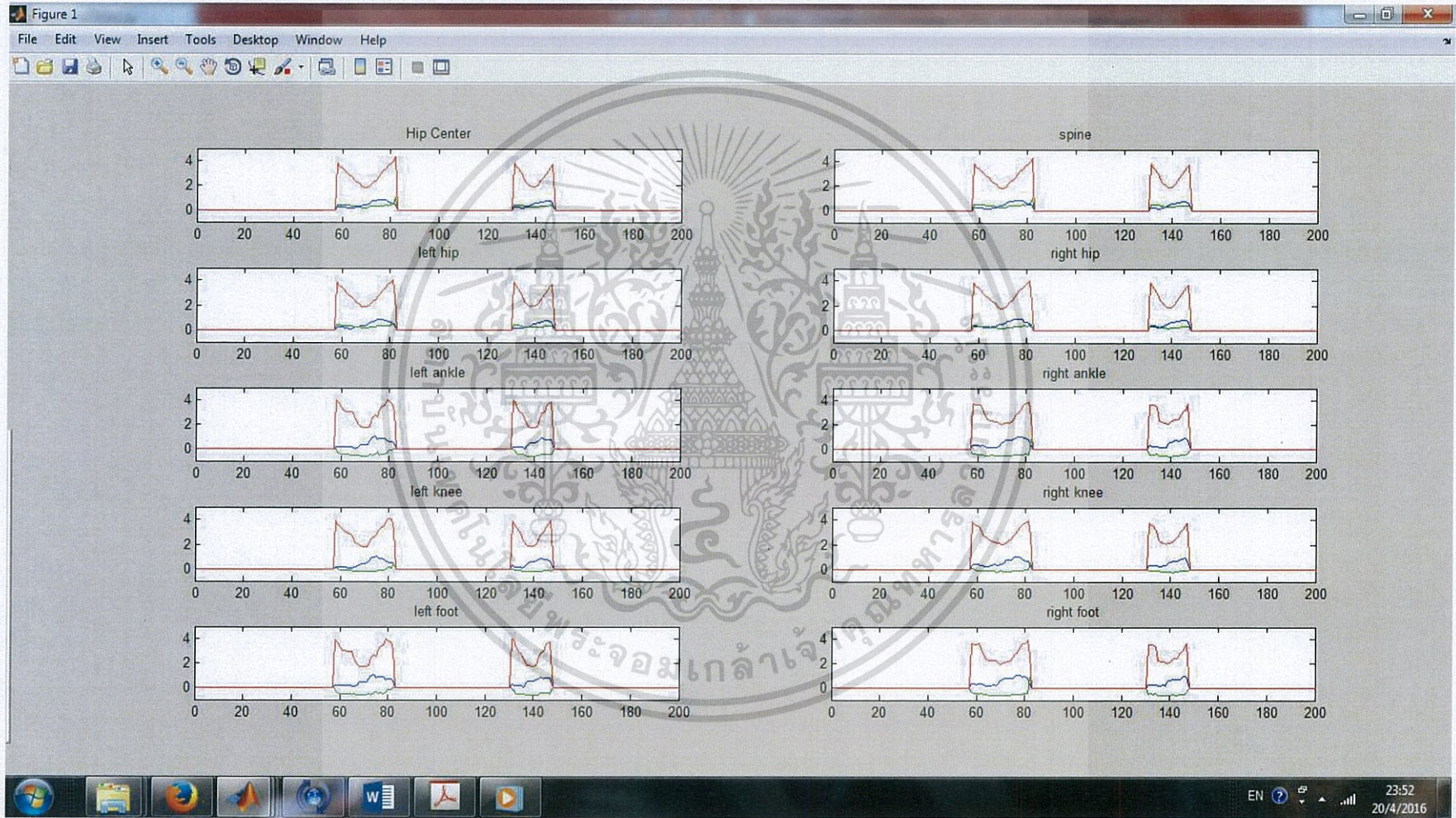
ตารางที่ 4.3 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject 3 ช่วงอายุ 22-23 ปี

Step	Stance Phase		Swing Phase		Time Interval	Stance time	Swing time	Ratio stance : swing
	Heel strike	Heel off	Heel off	Heel strike				
1	3.43641	4.17613	4.17613	4.65057	1.21416	0.73972	0.47444	60.9 : 39.1
2	4.65057	5.46914	5.46914	5.88297	1.23240	0.81857	0.41383	66.4 : 33.6
3	5.88297	6.69167	6.69167	7.15477	1.27180	0.80870	0.46310	63.6 : 36.4
4	7.15477	7.85921	7.85921	8.33084	1.17607	0.70444	0.47163	60.0 : 40.0
5	12.85736	13.55870	13.55870	14.06821	1.21085	0.70134	0.50951	57.9 : 42.1
6	14.06821	14.81878	14.81878	15.34632	1.27811	0.75057	0.52753	58.7 : 41.3
7	15.34632	16.10770	16.10770	16.58785	1.24153	0.76139	0.48014	61.3 : 38.7
Average					1.23213	0.75496	0.47717	61:39

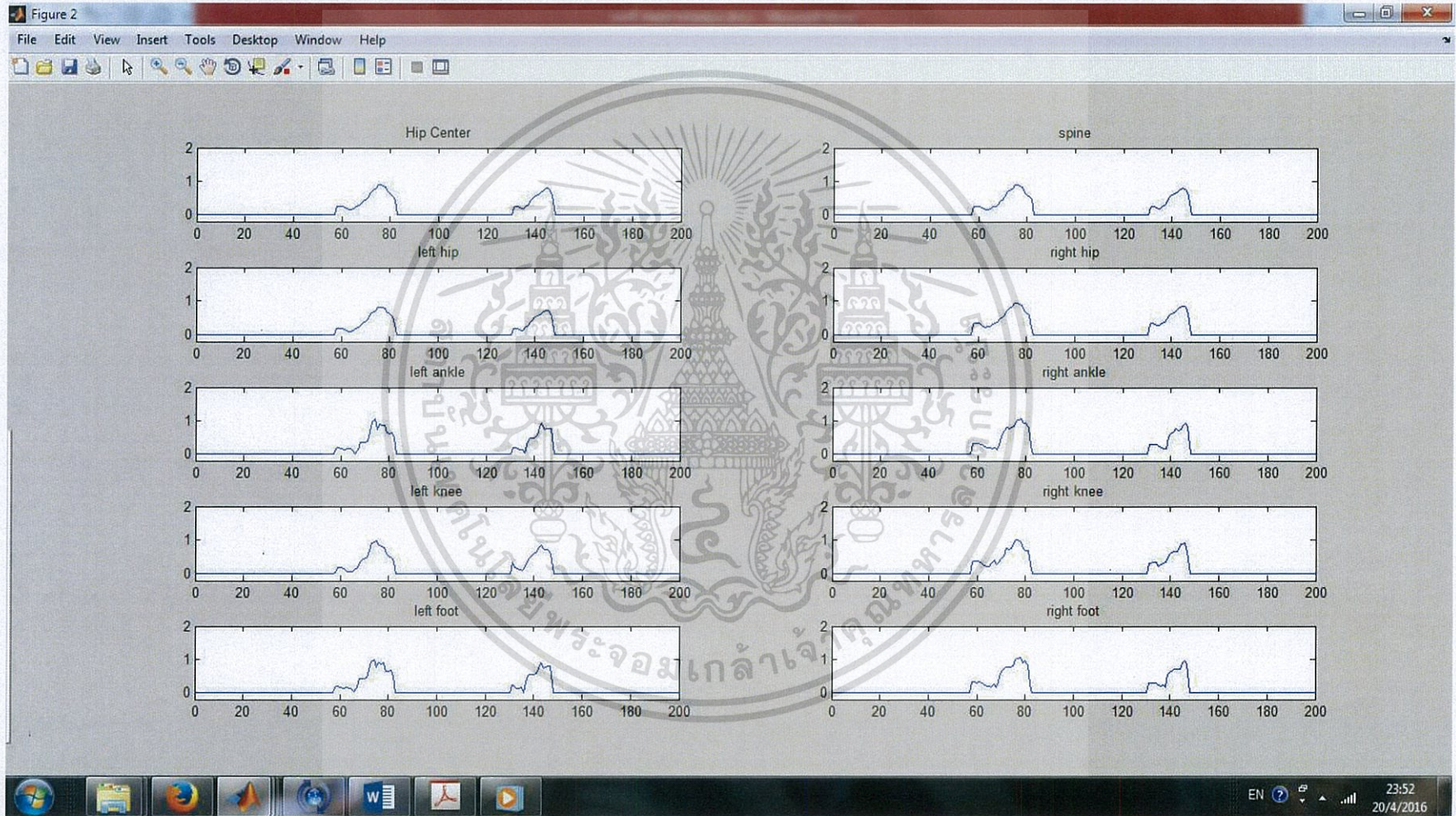


รูปที่ 4.22 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 3

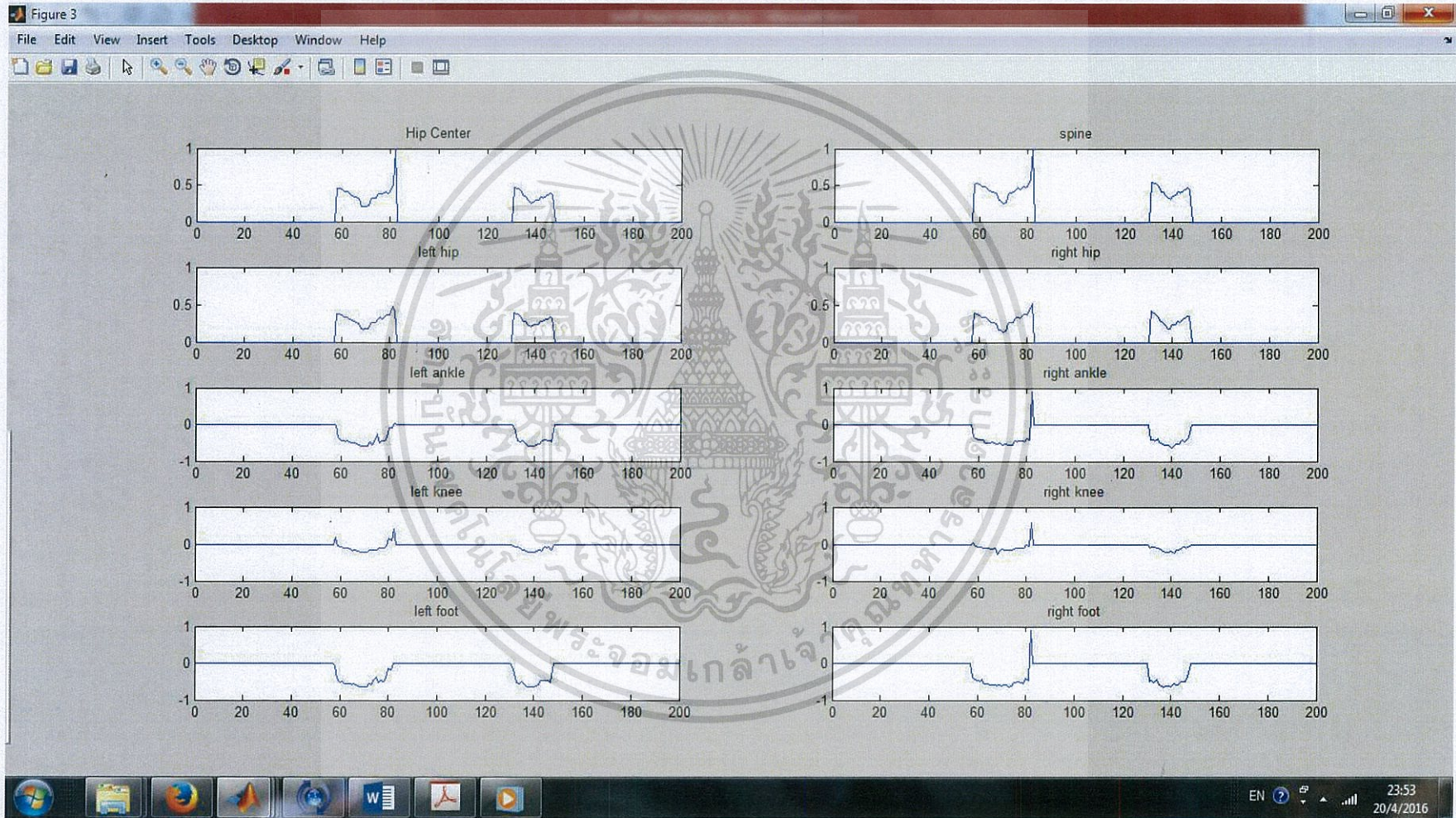
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



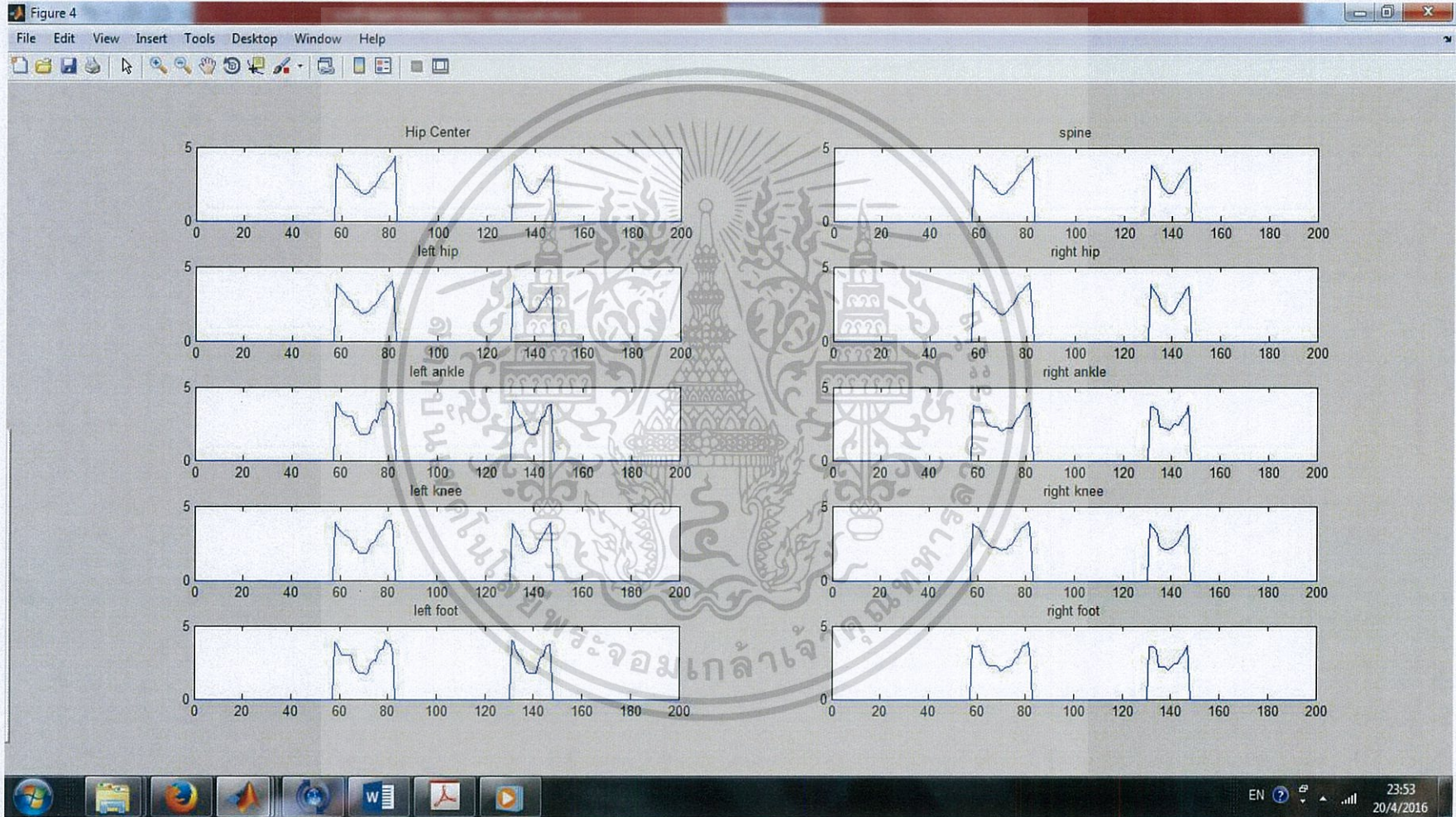
รูปที่ 4.23 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 3 โดย Kinect



รูปที่ 4.24 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 3 โดย Kinect



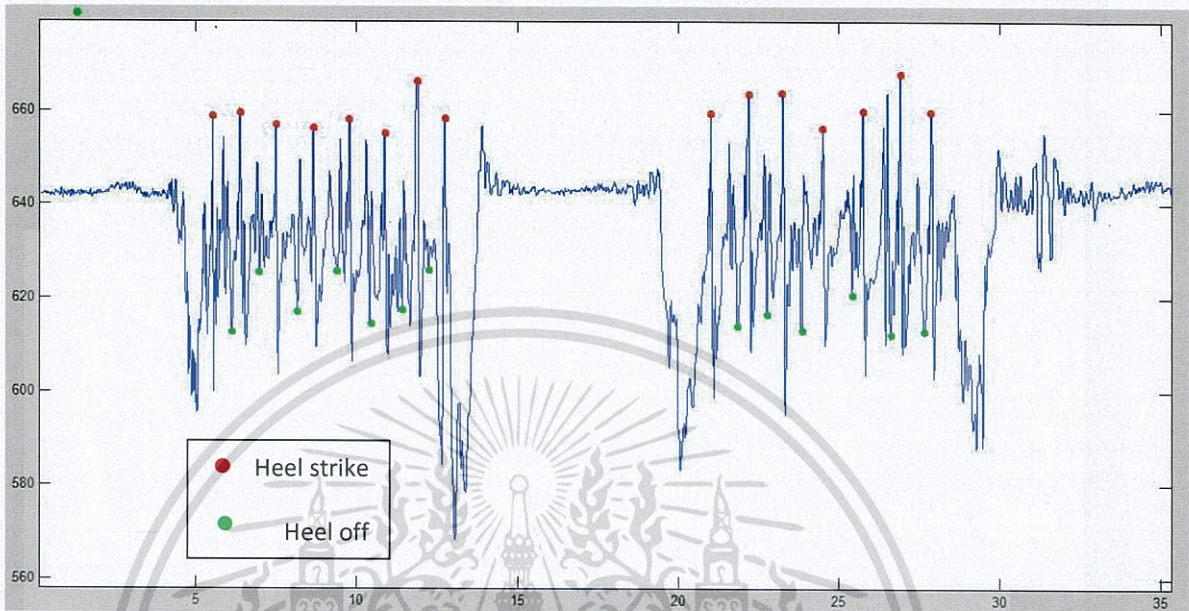
รูปที่ 4.25 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 3 โดย Kinect



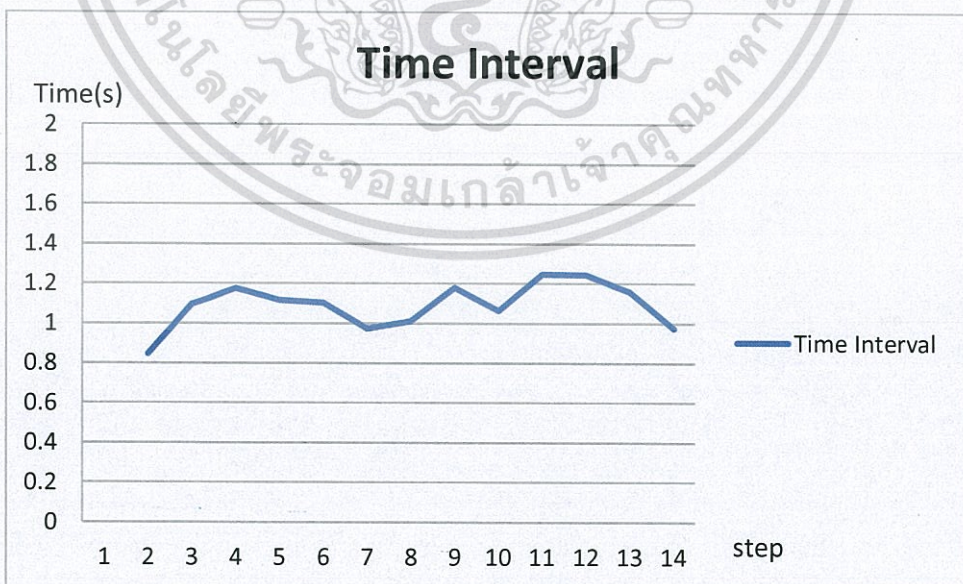
รูปที่ 4.26 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 3 โดย Kinect

#### 4.4 ผลการทดลองจากกลุ่มตัวอย่าง ช่วงอายุ 59-71 ปี

##### 4.4.1 ผู้หญิง อายุ 71 ปี , มีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า



รูปที่ 4.27 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 4 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off



รูปที่ 4.28 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 4

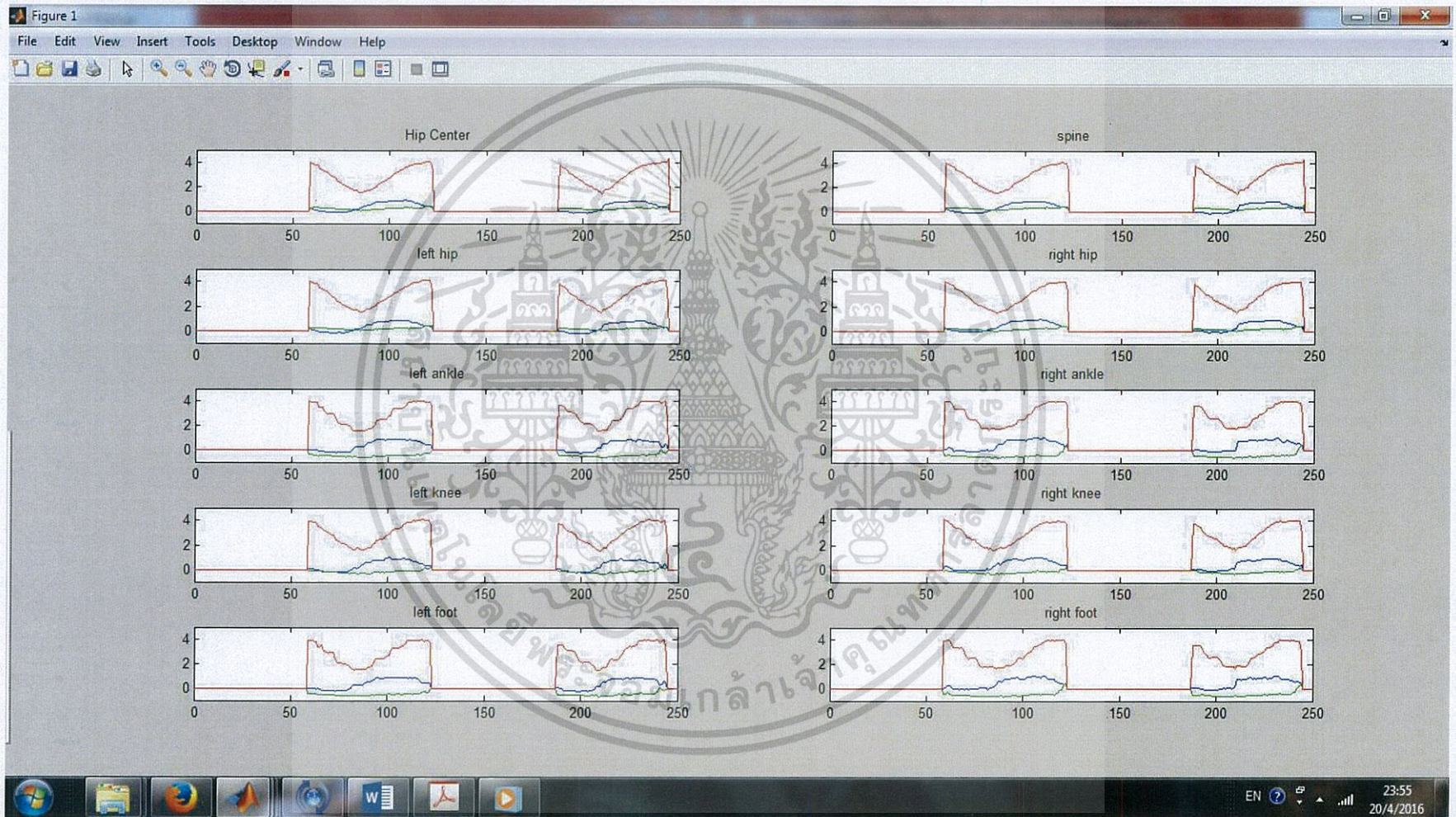
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 แสดงเวลาในช่วงการเดินของของSubject 4 ช่วงอายุ 59-71 ปี

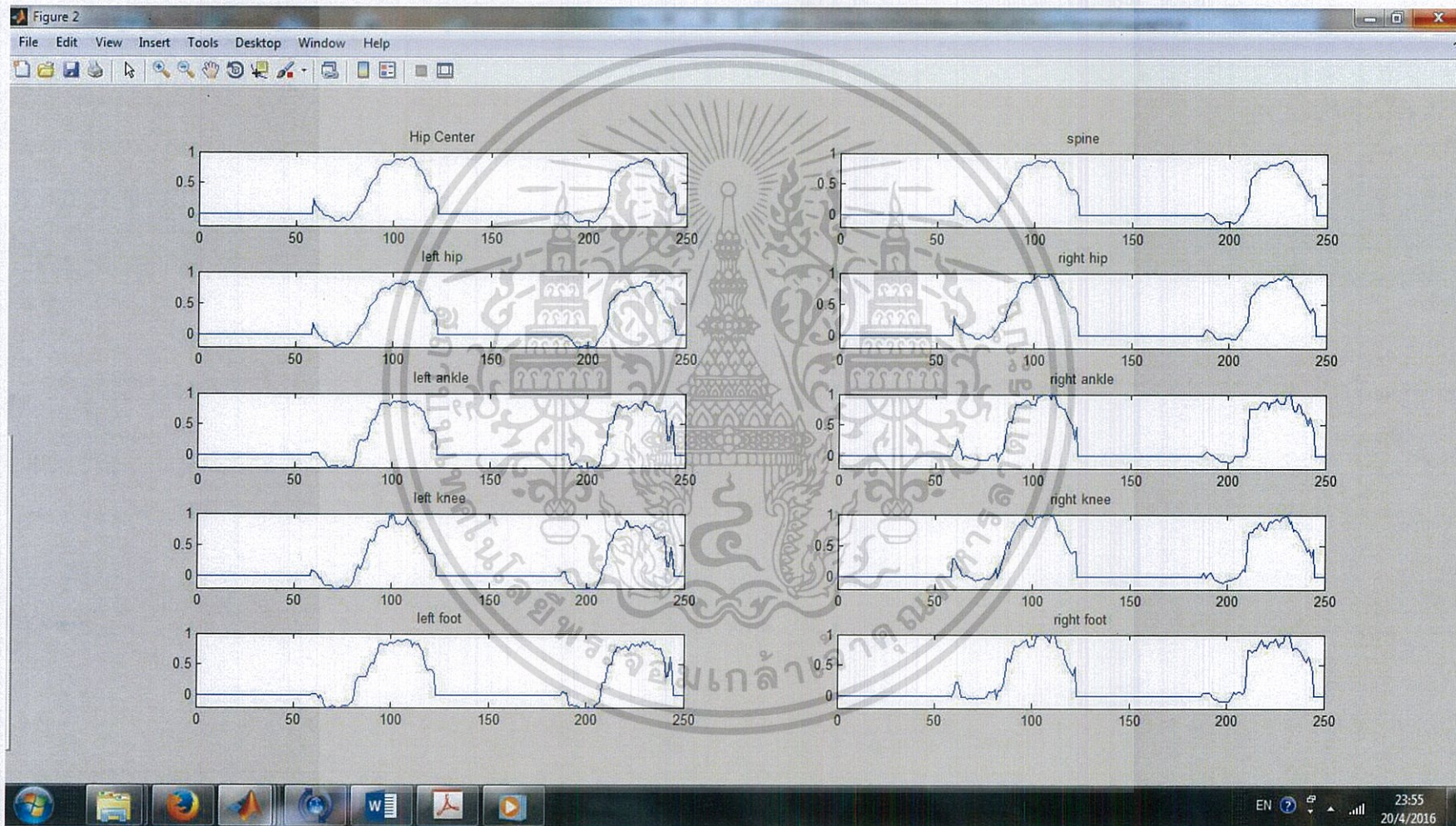
Step	Stance Phase		Swing Phase		Time Interval	Stance time	Swing time	Ratio stance : swing
	Heel strike	Heel off	Heel off	Heel strike				
1	5.54101	6.13110	6.13110	6.38796	0.84695	0.59010	0.25686	69.7 : 30.3
2	6.38796	7.13207	7.13207	7.48330	1.09534	0.74411	0.35123	67.9 : 32.1
3	7.48330	8.37101	8.37101	8.65742	1.17412	0.88770	0.28641	75.6 : 24.4
4	8.65742	9.42744	9.42744	9.77431	1.11690	0.77003	0.34687	68.9 : 31.1
5	9.77431	10.58463	10.58463	10.87573	1.10142	0.81032	0.29110	73.6 : 26.4
6	10.87573	11.53646	11.53646	11.84992	0.97419	0.66073	0.31346	67.8 : 32.2
7	11.84992	12.65510	12.65510	12.86066	1.01073	0.80518	0.20556	79.7 : 20.3
8	20.99402	21.85036	21.85036	22.17302	1.17900	0.85633	0.32266	72.6 : 27.4
9	22.17302	22.93638	22.93638	23.23723	1.06421	0.76336	0.30085	71.7 : 28.3
10	23.23723	24.12607	24.12607	24.48487	1.24764	0.88884	0.35880	71.2 : 28.8
11	24.48487	25.38835	25.38835	25.72936	1.24449	0.90348	0.34102	72.6 : 27.4
12	25.72936	26.58963	26.58963	26.88693	1.15757	0.86026	0.29731	74.3 : 25.7
13	26.88693	27.50841	27.50841	27.86267	0.97574	0.62147	0.35427	63.7 : 36.3
Average					1.09141	0.78169	0.30972	72 : 28



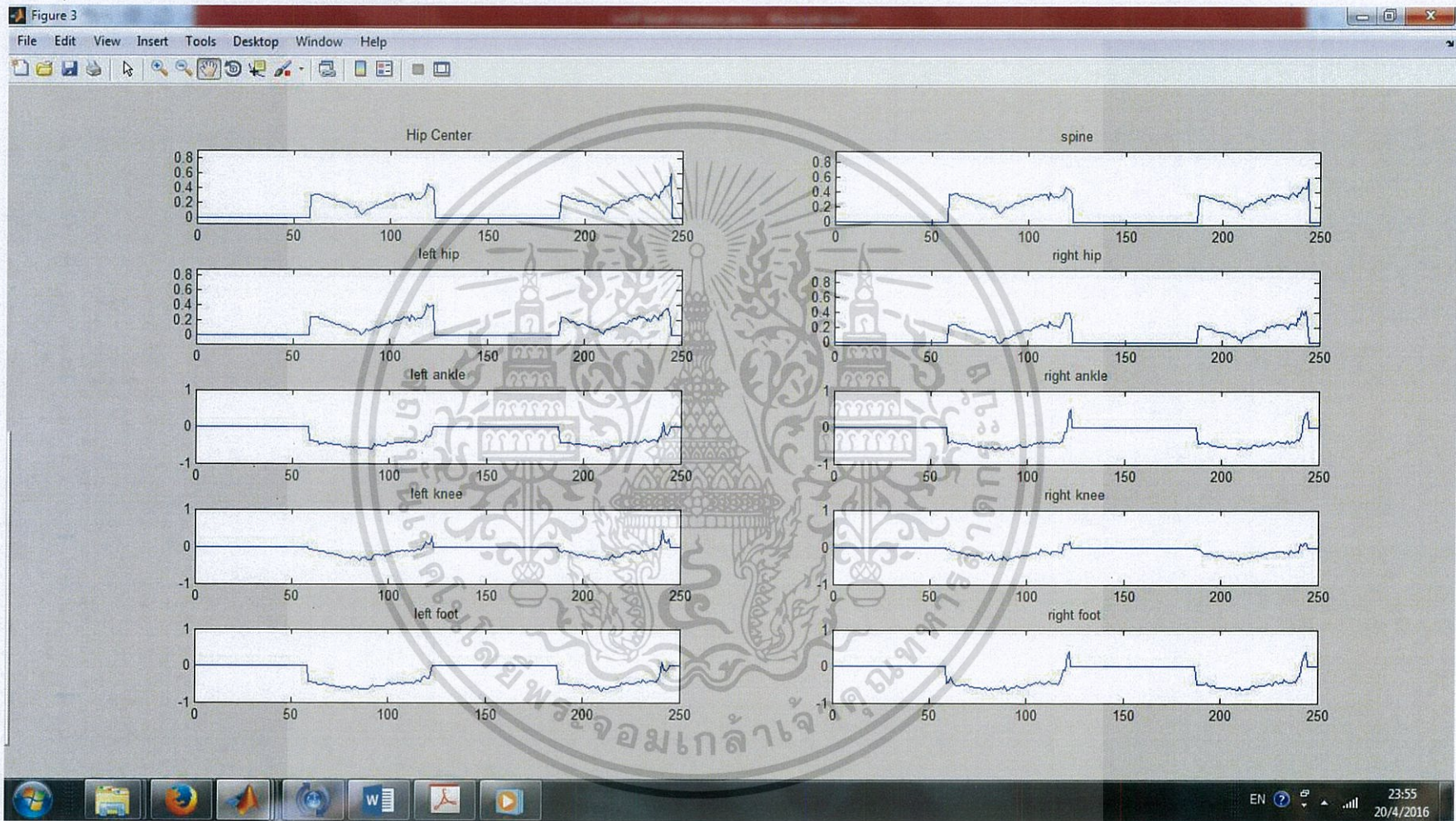
เอกสารนี้เป็นเอกสารรูปที่ 4.29 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 4 โยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



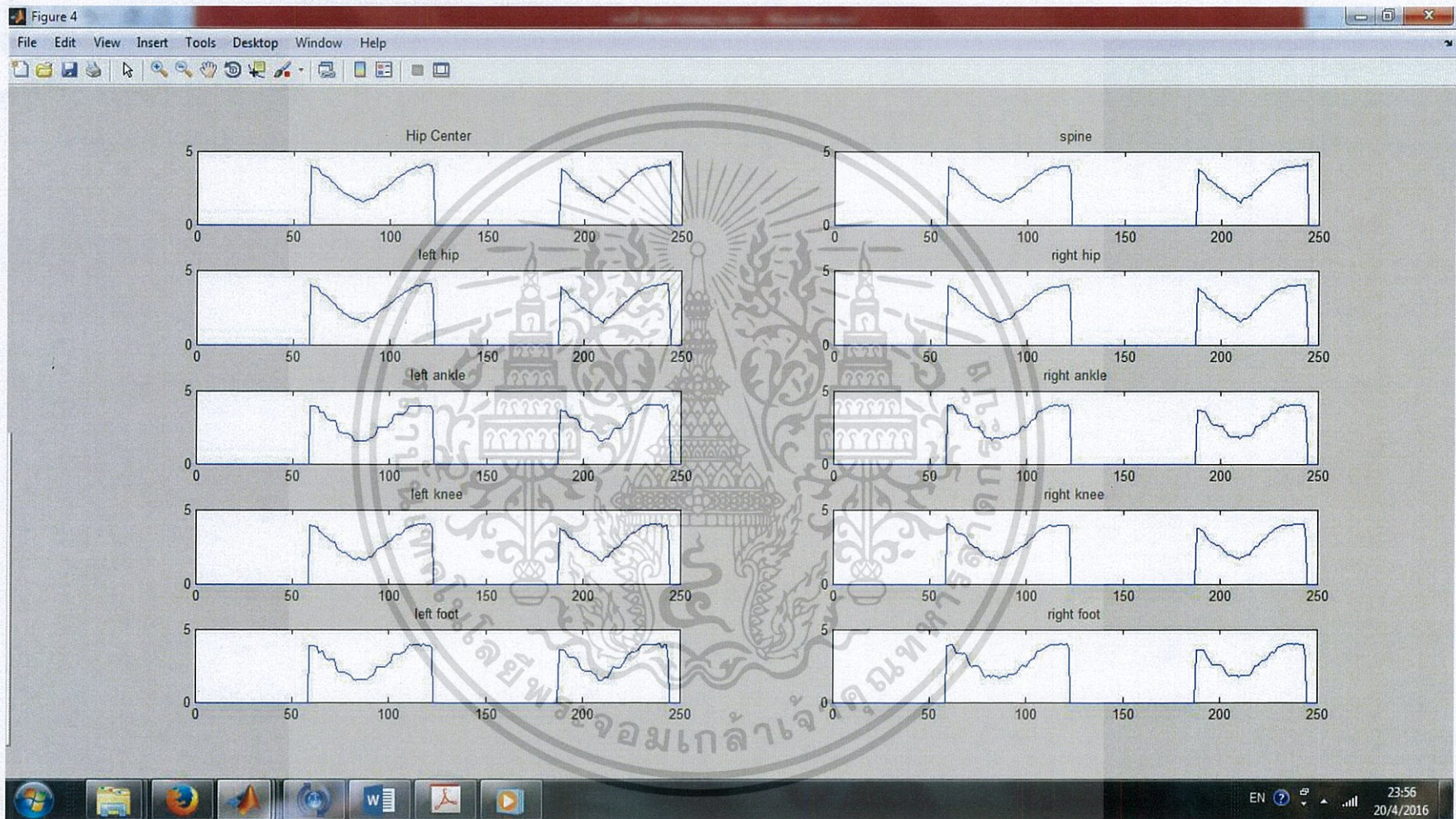
รูปที่ 4.30 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 4 โดย Kinect



รูปที่ 4.31 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 4 โดย Kinect

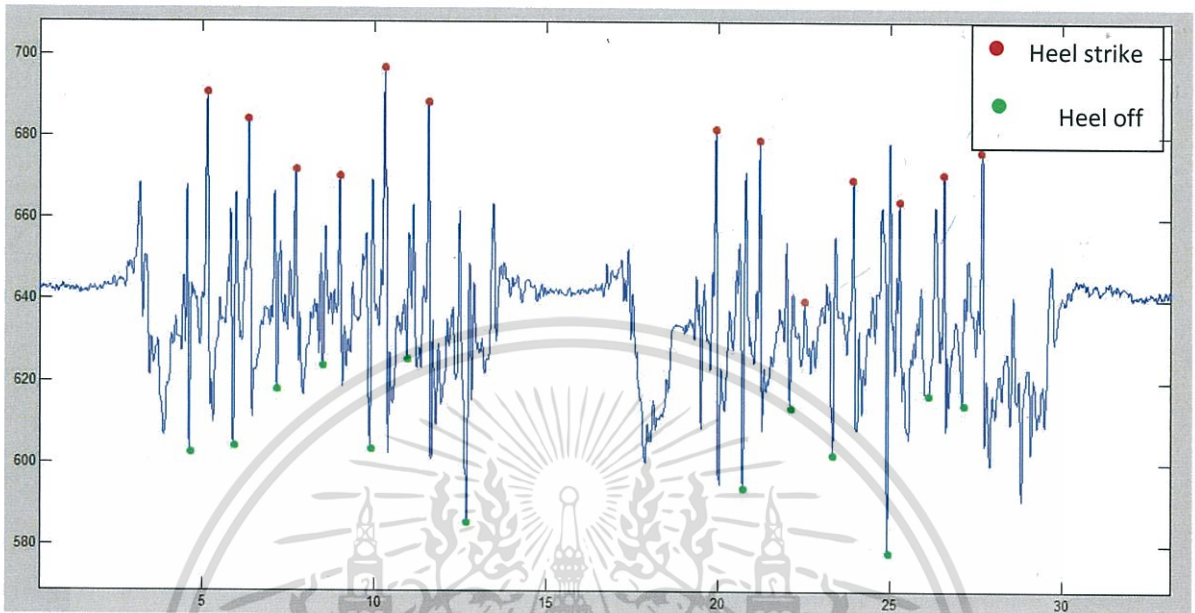


รูปที่ 4.32 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 4 โดย Kinect

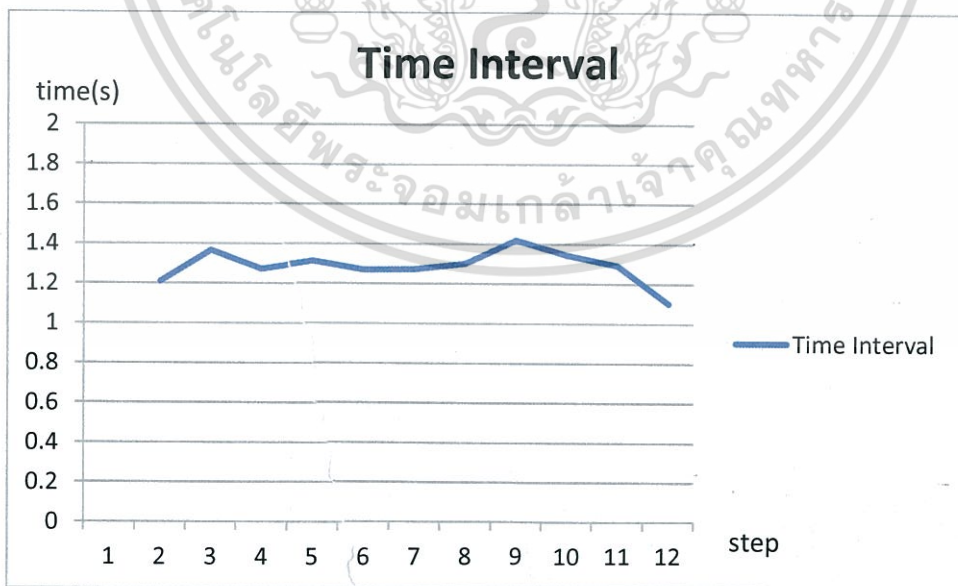


รูปที่ 4.33 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 4 โดย Kinect

#### 4.4.2 ผู้หญิง อายุ 67 ปี ,มีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่าและมีความเสี่ยงเป็นโรคเก๊า



รูปที่ 4.34 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 5 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off



รูปที่ 4.35 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 5

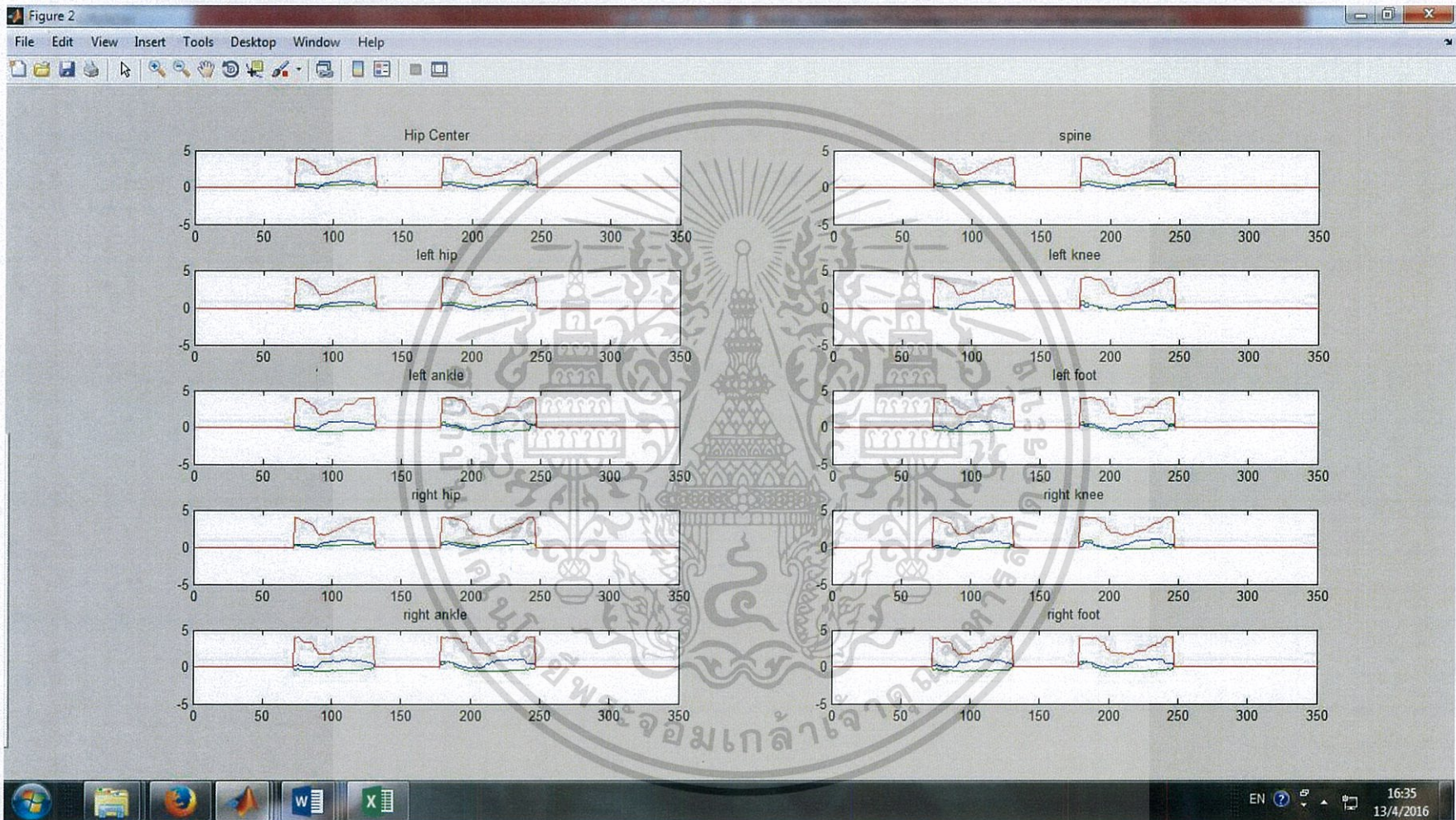
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 แสดงเวลาในช่วงการเดินของของ Subject 5 ช่วงอายุ 59-71 ปี

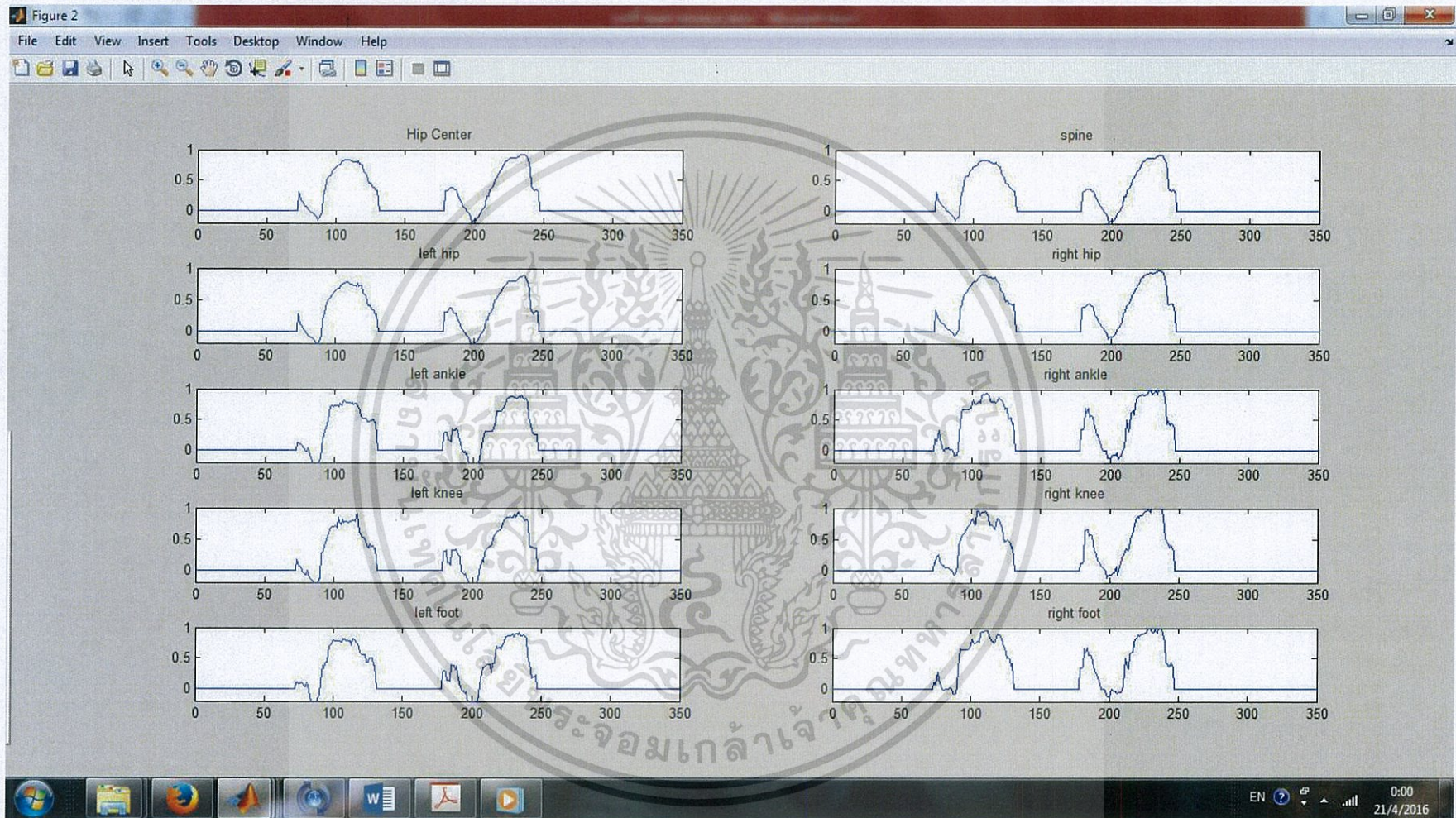
Step	Stance Phase		Swing Phase		Time Interval	Stance time	Swing time	Ratio stance : swing
	Heel strike	Heel off	Heel off	Heel strike				
1	5.15771	5.91478	5.91478	6.36660	1.20889	0.75706	0.45182	62.6 : 37.4
2	6.36660	7.18939	7.18939	7.73231	1.36571	0.82279	0.54292	60.2 : 39.8
3	7.73231	8.52456	8.52456	9.00299	1.27068	0.79225	0.47842	62.4 : 37.6
4	9.00299	9.88229	9.88229	10.3137	1.31069	0.87931	0.43138	67.1 : 32.9
5	10.3137	11.0896	11.0896	11.5834	1.26973	0.77591	0.49382	61.1 : 38.9
6	19.9363	20.7065	20.7065	21.2080	1.27166	0.77016	0.50150	60.6 : 39.4
7	21.20797	22.0812	22.0812	22.5103	1.30229	0.87321	0.42908	67.0 : 33.0
8	22.51026	23.33196	23.33196	23.93082	1.42056	0.82169	0.59886	57.8 : 42.2
9	23.93082	24.90753	24.90753	25.27411	1.34329	0.97671	0.36658	72.7 : 27.3
10	25.27411	26.12864	26.12864	26.56633	1.29222	0.85452	0.43769	66.1 : 33.9
11	26.56633	27.48774	27.48774	27.66989	1.10355	0.92141	0.18215	83.5 : 16.5
Average					1.28721	0.84046	0.44675	66 : 34



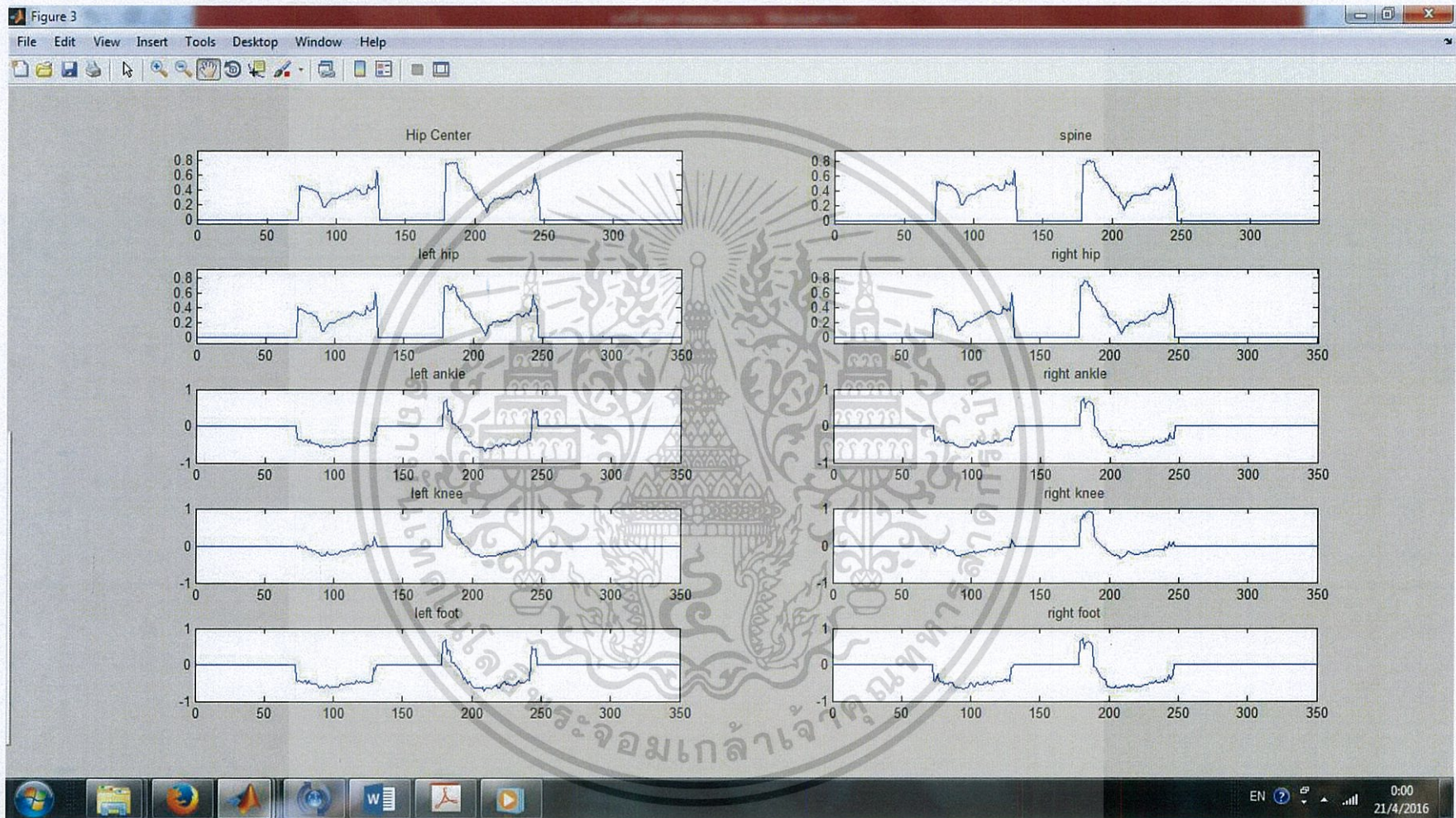
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนรูปที่ 4.36 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 5 นี้ดำเนินการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



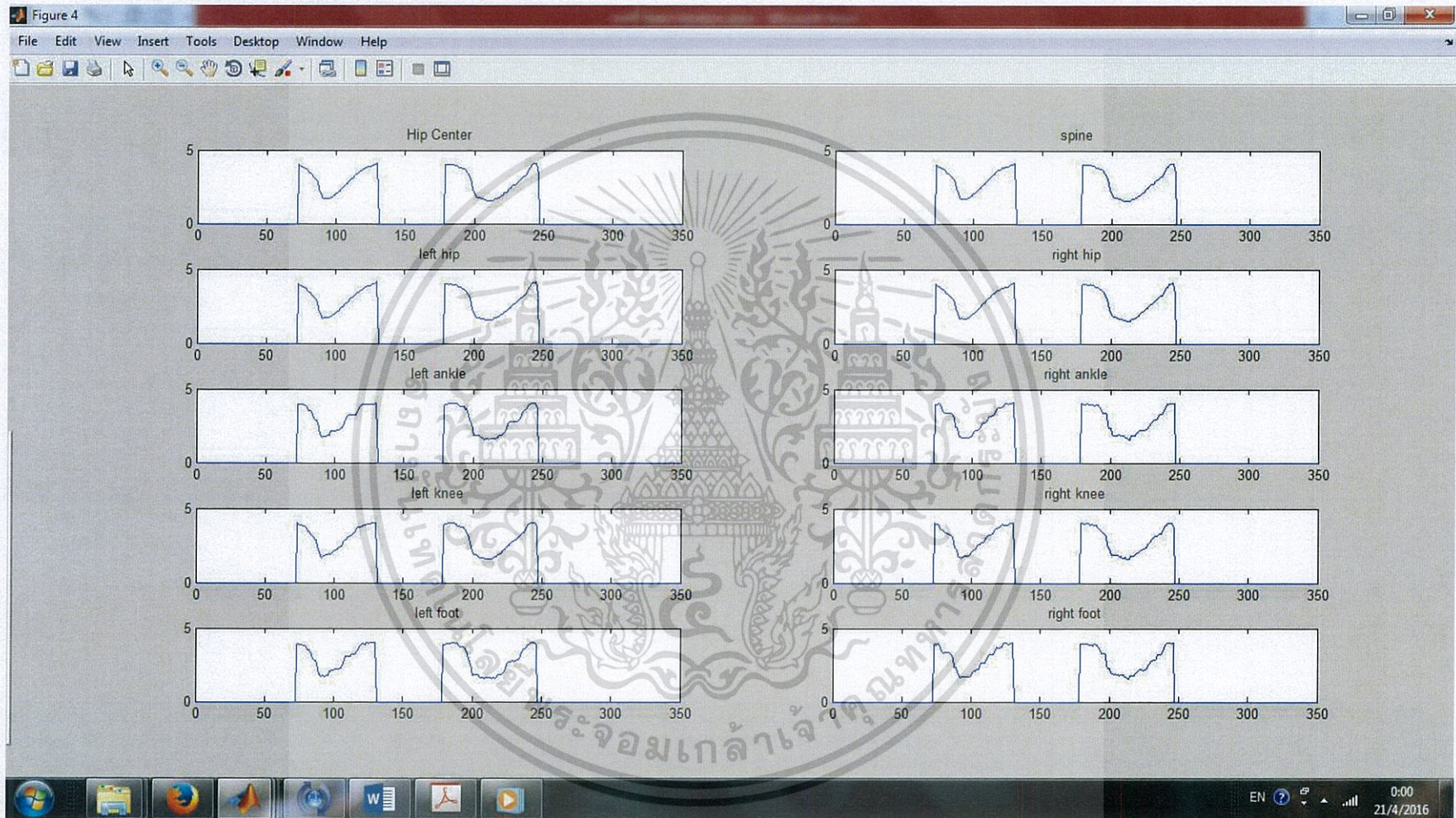
รูปที่ 4.37 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 5 โดย Kinect



รูปที่ 4.38 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 5 โดย Kinect

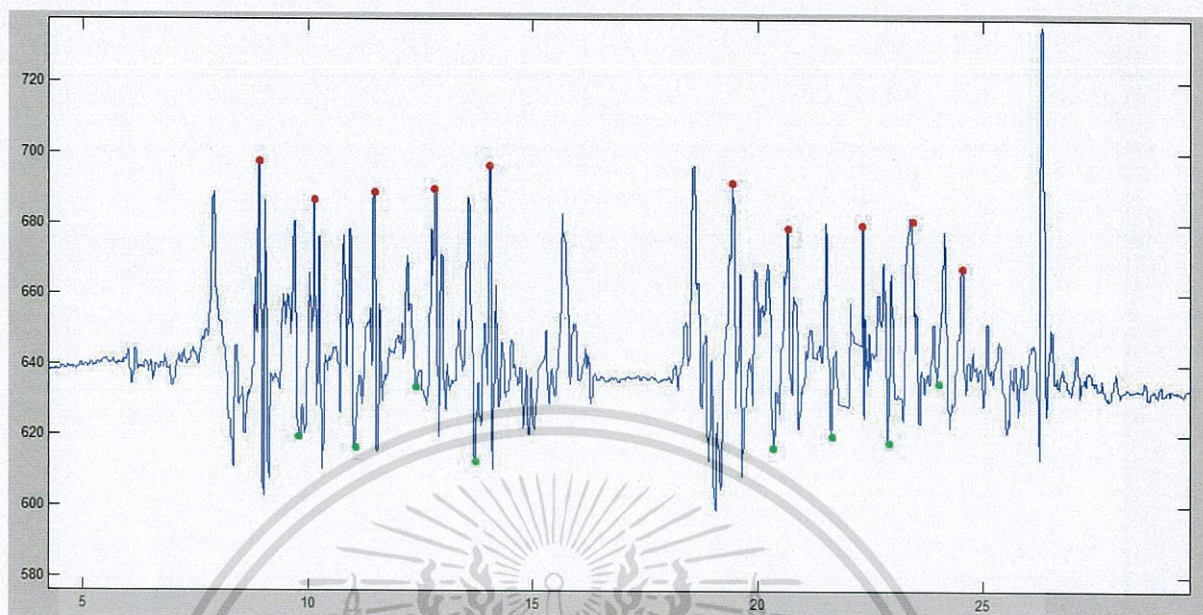


รูปที่ 4.39 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 5 โดย Kinect

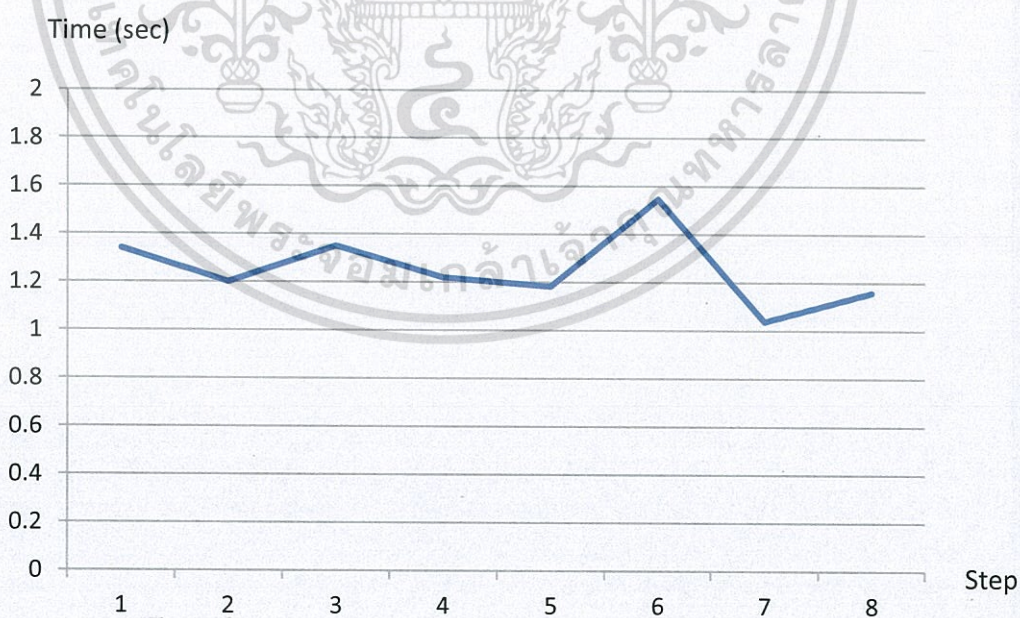


รูปที่ 4.40 แสดงกราฟแกน Zระหว่างการเดินของ Subject ที่ 5 โดย Kinect

#### 4.4.3 ลุงประวิทย์, ผู้ชายอายุ 59 ปี, ไม่เคยมีประวัติเกี่ยวกับปัญหาเกี่ยวกับข้อเข่า



รูปที่ 4.41 แสดงกราฟความเร่งจาก Accelerometer โดยทำการตรวจจับการเดิน Subject 6 ตำแหน่ง Heel Strike และ Heel off



รูปที่ 4.42 แสดงกราฟของเวลาในการเดินแต่ละก้าวของ Subject 6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

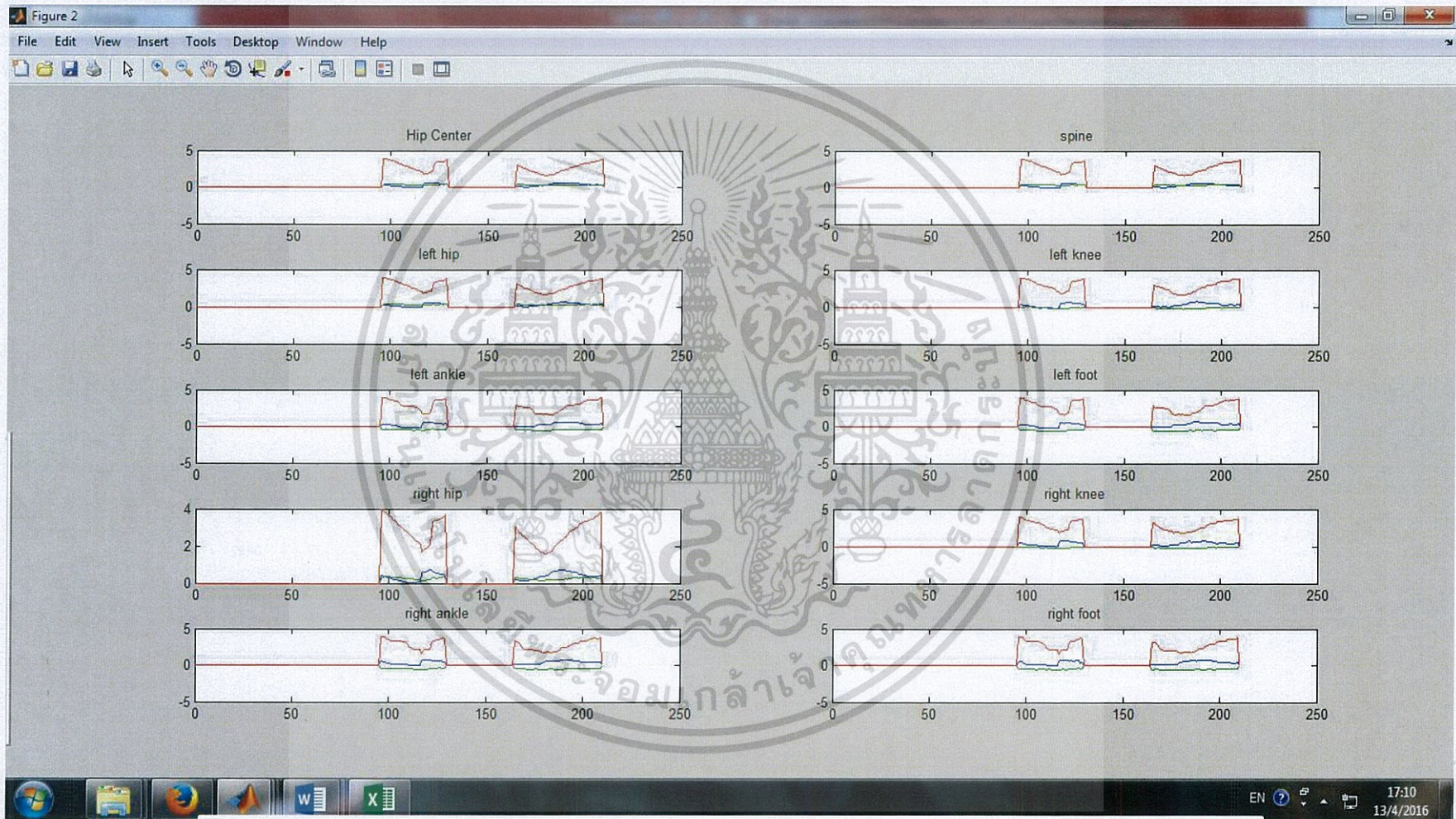
ตารางที่ 4.6 แสดงเวลาในช่วงการเดินของ Subject 6 ช่วงอายุ 59-71 ปี

Step	Stance Phase		Swing Phase		Time Interval	Stance time	Swing time	Ratio stance: swing
	Heel strike	Heel off	Heel off	Heel strike				
1	8.91506	9.78435	9.78435	10.25633	1.34127	0.86929	0.47198	64.8 : 35.2
2	10.25633	11.01607	11.01607	11.45806	1.20174	0.75974	0.44200	63.2 : 36.8
3	11.45806	12.41019	12.41019	12.80816	1.35009	0.95213	0.39796	70.5 : 29.5
4	12.80816	13.55890	13.55890	14.02670	1.21854	0.75075	0.46780	61.6 : 38.4
5	19.60026	20.33279	20.33279	20.78311	1.18286	0.73253	0.45032	61.9 : 38.1
6	20.78311	21.73555	21.73555	22.33244	1.54933	0.95243	0.59689	61.5 : 38.5
7	22.33244	22.95993	22.95993	23.37085	1.03841	0.62748	0.41092	60.4 : 39.6
8	23.37085	24.14146	24.14146	24.52954	1.15869	0.77061	0.38808	66.5 : 33.5
Average					1.25512	0.80187	0.45325	64 : 36

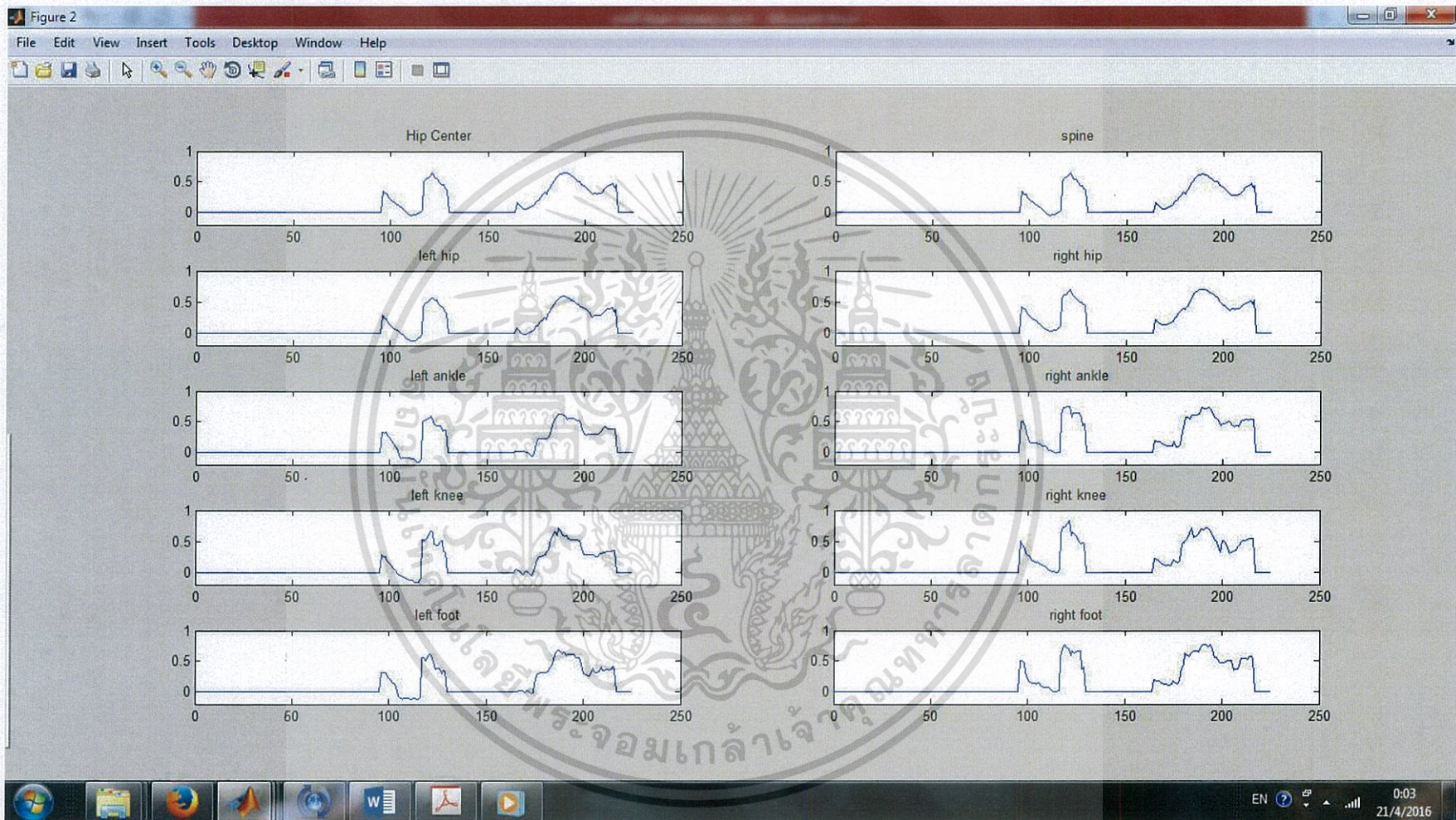


รูปที่ 4.43 การเก็บภาพโดยใช้ Kinect ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 6

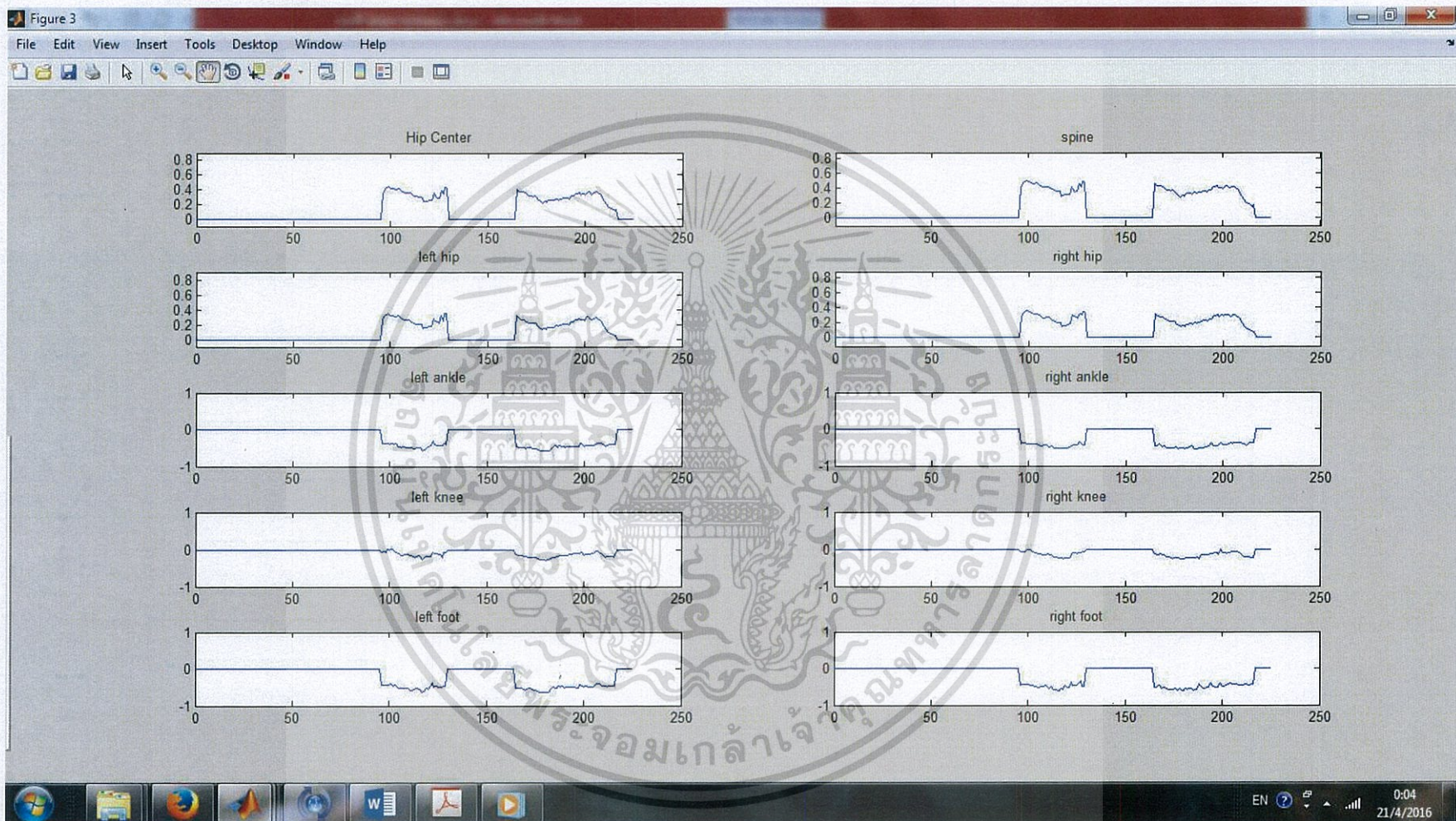
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



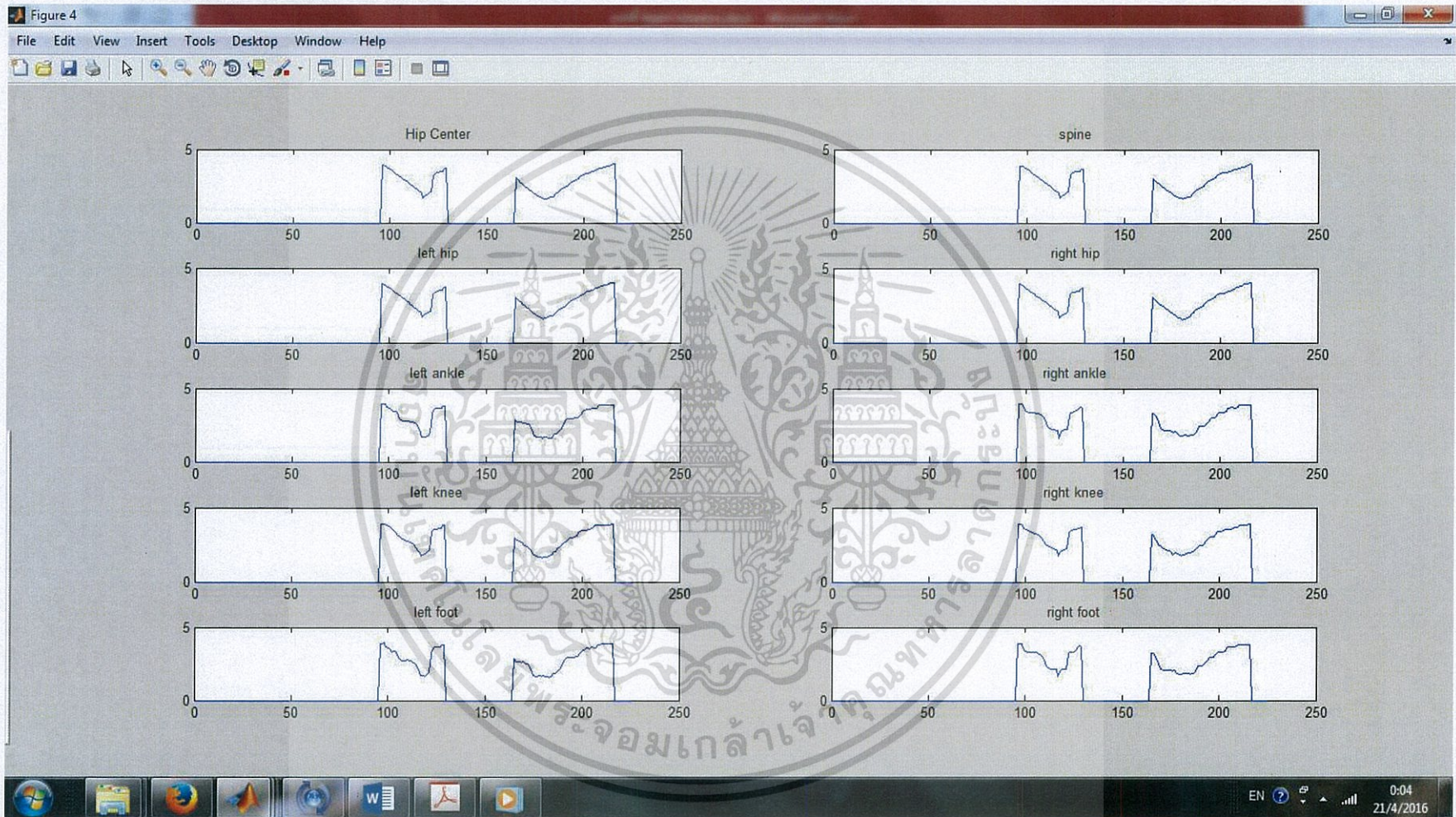
รูปที่ 4.44 แสดงกราฟแกน X แกน Y และ แกน Z ระหว่างการเดินของ Subject 6 โดย Kinect



รูปที่ 4.45 แสดงกราฟแกน X ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 6 โดย Kinect



รูปที่ 4.46 แสดงกราฟแกน Y ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 6 โดย Kinect



รูปที่ 4.47 แสดงกราฟแกน Z ระหว่างการเดินของ Subject ที่ 6 โดย Kinect

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 บทสรุปงานวิจัย

จากงานวิจัยแบ่งการทำงานออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนของกล้อง Kinect ในการจับภาพของผู้ทดลองขณะเดิน และ ส่วนของเข็มขัดนี้มีการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีไมโครคอนโทรลเลอร์ 32 บิตตระกูล PIC เบอร์ PIC32MX460F512L ร่วมกับการใช้ Accelerometer เบอร์ MMA7331L โดยส่งผ่านเทคโนโลยีเครือข่าย ไร้สาย Bluetooth เบอร์ HC-05 อีกทั้งในขั้นตอนของการออกแบบวงจร (PCB) ได้ใช้เทคโนโลยี SMD (Surface Mount Device) เพื่อช่วยลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากขาอุปกรณ์และเส้นลายวงจร รวมถึงขนาดของอุปกรณ์อีกด้วย ในด้านการรับข้อมูลปลายทางโดยคอมพิวเตอร์ถูกเขียนขึ้นมาโดยใช้โปรแกรม MATLAB โดยมีลักษณะเด่นตรงที่โปรแกรม MATLAB ออกแบบมาเพื่อใช้ในการคำนวณเชิงตัวเลข กราฟิกที่ซับซ้อนให้ง่ายต่อการใช้งาน และสามารถเห็นผลลัพธ์ได้อย่างรวดเร็ว

ในส่วนของการทดสอบเครื่องวิเคราะห์ลักษณะการเดินเพื่อป้องกันการล้ม ผู้วิจัยได้ทดสอบด้วยการให้ผู้ทดลองสวมเข็มขัดทางด้านขวาของสะโพกโดยเริ่มจากการนั่งที่เก้าอี้และให้เดินตามเข็มนาฬิกาผ่านจุดหมุน โดยจุดหมุนนั้นห่างจากเก้าอี้เป็นระยะทาง 1.8 เมตร เมื่อเดินครบ 1 รอบ ให้กลับมานั่งที่เก้าอี้ นั่งค้างไว้ประมาณ 3-5 วินาที ค่อยเดินแบบเดิมอีก 1 รอบ ในการทดลอง กล้อง Kinect จะอยู่ห่างจากจุดหมุนในแนวเดียวกับเก้าอี้เป็นระยะทาง 1.5 เมตร ในส่วนของการทดสอบการรับส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ ผู้วิจัยได้รับข้อมูลมาในรูปแบบของกราฟและตัวเลข และนำกราฟมาวิเคราะห์ในช่วงของ stance phase และ swing phase พบว่า ผู้ทดลองที่ไม่มีปัญหาโรคข้อเข่า จะมีค่า stance : swing ประมาณ 60 : 40 ส่วนผู้ทดลองที่มีปัญหาโรคข้อเข่าจะมีค่า stance : swing ประมาณ 70 : 30 ซึ่งคนที่มีแนวโน้มเป็นโรคเกี่ยวกับข้อเข่า จะมีค่าช่วง stance phase มากกว่า 60% ของช่วง Gait cycle และ ค่าช่วง swing phase น้อยกว่า 40% ของช่วง Gait cycle

## 5.2 ปัญหาและข้อเสนอนแนะ

เนื่องจากงานวิจัยนี้เป็นการออกแบบเครื่องวิเคราะห์ลักษณะการเดินเพื่อป้องกันการล้ม โดยใช้เซ็นเซอร์เพื่อบันทึกค่าความเร่งตามแกนการเคลื่อนไหว และ กล้อง Kinect ในการตรวจจับภาพการเคลื่อนไหวทำให้การสร้างและการทดสอบเกิดปัญหาต่างๆดังต่อไปนี้

- กล้อง Kinect มีระยะเวลาการทำงานในการจับจุดของร่างกาย อยู่ที่ 1.2-3.5 เมตร ทำให้การทดลองมีข้อจำกัดในการเดิน ถ้าเดินเข้ามาใกล้จะทำให้จับจุดของ joint ได้ไม่ครบและมีความผิดพลาด ถ้าเดินออกจากกล้องมากขึ้นทำให้จับจุดของ joint ไม่ได้เลย
- Bluetooth HC-05 มีระยะเวลาการทำงานรับส่งข้อมูล อยู่ที่ 10 เมตร ทำให้ผู้ทดลองเดินกับผู้รับข้อมูลต้องอยู่ไม่ห่างกันเกิน 10 เมตร เพื่อป้องกันข้อมูลสูญหาย



## เอกสารอ้างอิง

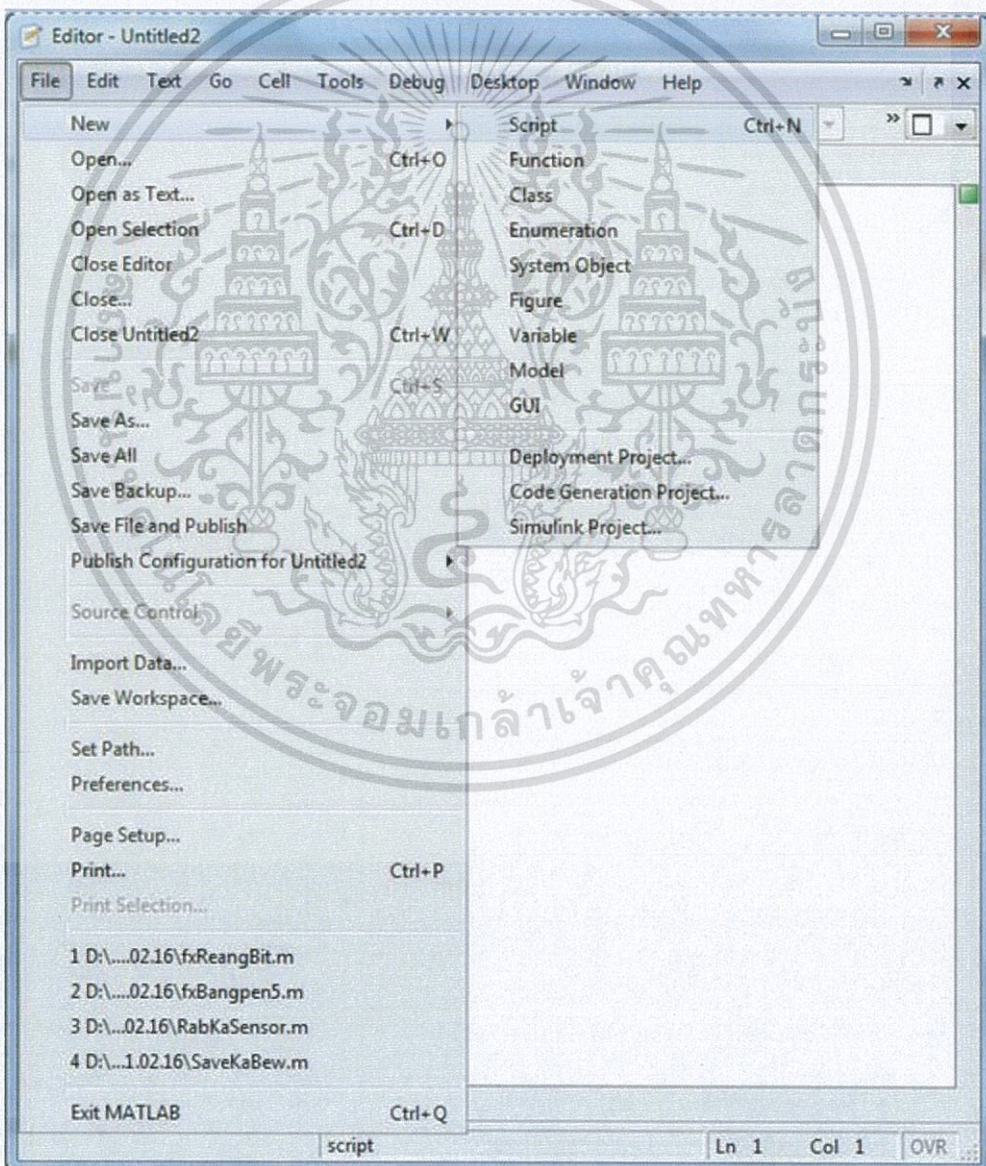
- [1] Kale Moyano, Raquel, “Human Gait Characterization using Kinect”, Universitat Pampeu Barcelona
- [2] Faculty of Medicine RamathibodiHospital, “Balance disorders in elderly”
- [3] Beth Wendling, “Gait Analysis of Left and right Stride Intervals in Neurogenerative Diseases,” in ieee, November 2004
- [4] Moshe Gabel, Ran Gilad-Bachrach, Erin Renshaw and Assaf Schuster, “Full body Gait Analysis with kinect,”
- [5] A. Procházka, O. Vyšata, M. Vališ, M. Yadollahi, “The MS Kinect use for 3D modelling and gait analysis in the MATLAB environment”, Institute of Chemical Technology, Charles University, Faculty of Medicine in Hradec Králové,
- [6] I.P. Tharindu WEERASINGHE, Janaka Y. RUWANPURA, Jeffrey E. BOYD and Ayman F. HABIB, “Application of Microsoft Kinect sensor for tracking construction workers”, University of Calgary, Calgary, Alberta, Canada, Construction Research Congress 2012  
© ASCE 2012

วิธีการใช้งานในส่วนซอฟต์แวร์



รูปที่ ก-1 แสดงโปรแกรม Matlab

1. ส่วนของเข็มขัด



รูปที่ ก-2 แสดงการสร้างพื้นที่ในการเขียน code

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

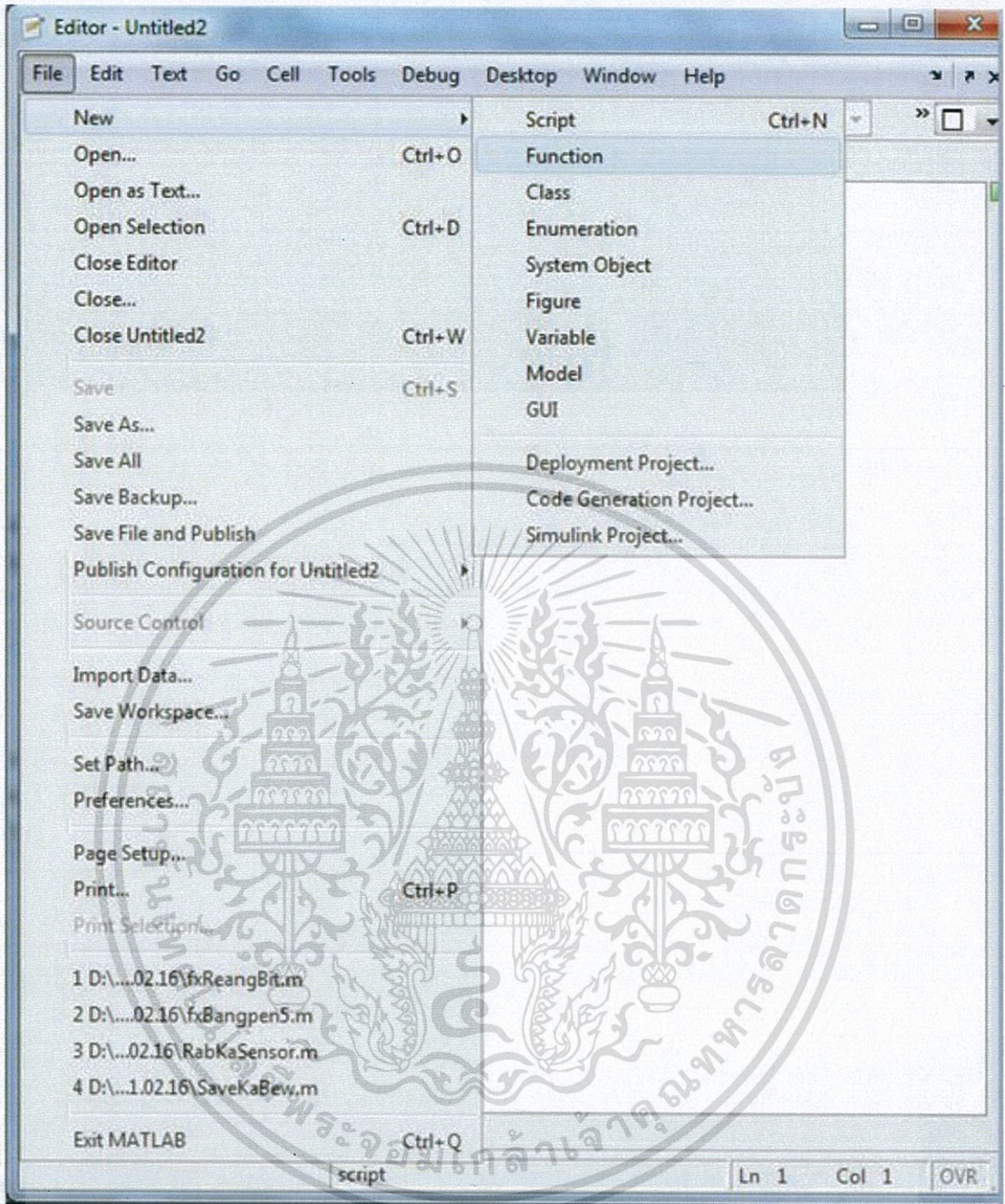
```

File Edit Text Go Cell Tools Debug Desktop Window Help
- 1.0 + ÷ 1.1 ×
1 - clc;
2 - clear all;
3 - y = Bluetooth('Human Faling4',1);
4 - set(y,'InputBufferSize',220000);
5 - fopen(y)
6 - tic
7 - x=0;
8 - j=1;
9 - k=0;
10 - q=1;
11 - b=1;
12 - for i=1:20000
13 -     x=x+1;
14 -     if q==2
15 -         q=1;
16 -         j=1;
17 -         x=1;
18 -     end
19 -     A(x)=fread(y,1);
20 -     if (A(1,x)>=128 && k==2)
21 -         k=2;
22 -     end
23 -     if k==2
24 -         E(j,1)=A(x);
25 -         if mod(j,5)==0
26 -             [b0,b1,b2,b3,b4] = fxBangpen5(E,q);
27 -             [ax(b,1),ay(b,1),az(b,1)] = fxReangBit(b0,b1,b2,b3,b4);
28 -             t(b,1)=toc;
29 -             q=q+1;
30 -             b=b+1;
31 -         end
32 -         j=j+1;
33 -     end
34 - end
35 - end
36 - fclose(y)
37 - toc
38 - s = sgolayfilt(ax,5,41);
39 - plot(t,ax,t,ay,t,az)
40 - hold on;
41 - figure(2),plot(t,ax)
42 - hold on;
43 - figure(3),plot(t(),s())
44 - hold on;
45 -
46 - total=[ax(),ay(),az(),s(),t()];
47 - xlswrite('totalExample',total);
48 - save('TestWalkExemple.mat','ax','ay','az','s','t');
49 -

```

รูปที่ ก-3 แสดง code คำสั่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ก-4 แสดงการสร้างฟังก์ชันในการเขียน code

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
1 function [b0,b1,b2,b3,b4] = fxBangpen5(E,q)
2 %UNTITLED6 Summary of this function goes here
3 % Detailed explanation goes here
4 data(q+1,1) = E(1+5*(q-1),1);
5 b0 = data(q+1,1);
6 data(q+1,2) = E(2+5*(q-1),1);
7 b1 = data(q+1,2);
8 data(q+1,3) = E(3+5*(q-1),1);
9 b2 = data(q+1,3);
10 data(q+1,4) = E(4+5*(q-1),1);
11 b3 = data(q+1,4);
12 data(q+1,5) = E(5+5*(q-1),1);
13 b4 = data(q+1,5);
14 end
```

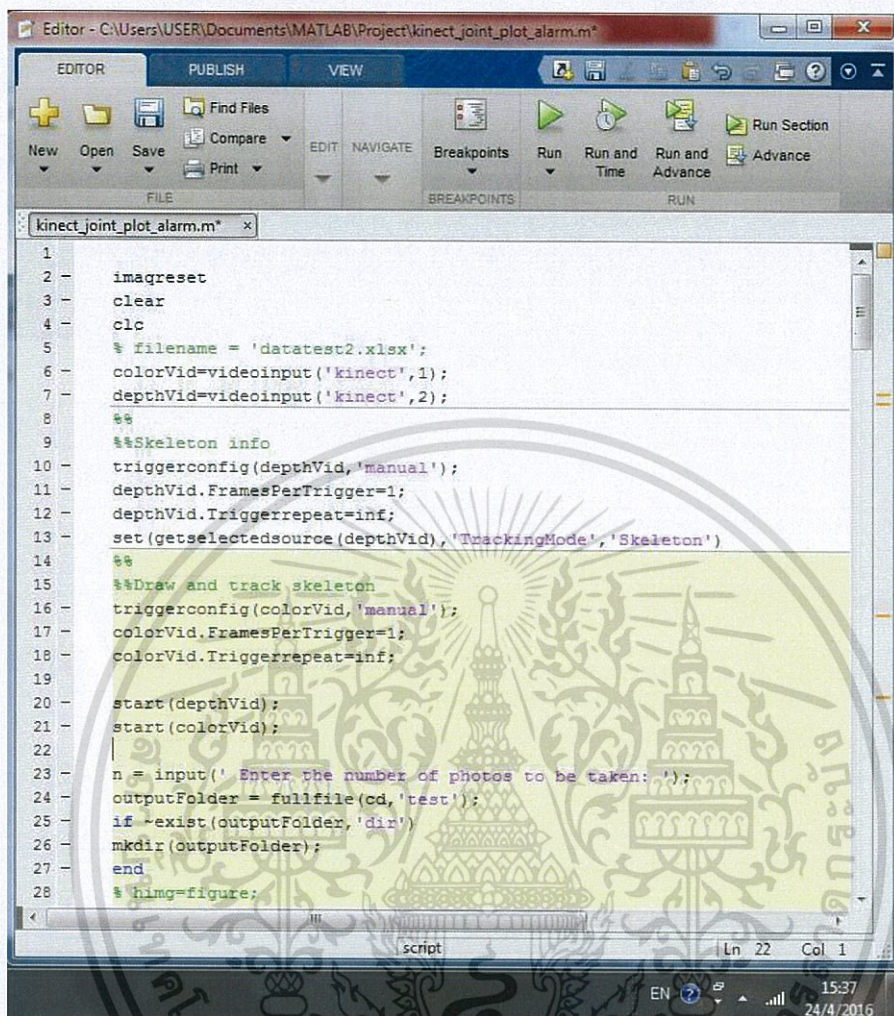
รูปที่ ก-5 แสดง code ฟังก์ชัน Bangpen5

```
1 function [ax,ay,az] = fxReangBit(b0,b1,b2,b3,b4)
2 %UNTITLED4 Summary of this function goes here
3 % Detailed explanation goes here
4 ax = bitand(b1,7)*128+bitand(b0,127);
5 ay = bitand(b2,63)*16+bitand(b1,120)/8;
6 az = bitand(b4,3)*256+bitand(b3,127)*2+bitand(b2,64)/64;
7 end
```

รูปที่ ก-6 แสดง code ฟังก์ชัน ReangBit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2. ส่วนของ Kinect Camera



```
1
2  imagreset
3  clear
4  clc
5  % filename = 'datatest2.xlsx';
6  colorVid=videoinput('kinect',1);
7  depthVid=videoinput('kinect',2);
8
9  %%Skeleton info
10 triggerconfig(depthVid,'manual');
11 depthVid.FramesPerTrigger=1;
12 depthVid.Triggerrepeat=inf;
13 set(getselectedsource(depthVid),'TrackingMode','Skeleton')
14
15 %%Draw and track skeleton
16 triggerconfig(colorVid,'manual');
17 colorVid.FramesPerTrigger=1;
18 colorVid.Triggerrepeat=inf;
19
20 start(depthVid);
21 start(colorVid);
22
23 n = input(' Enter the number of photos to be taken: ');
24 outputFolder = fullfile(cd,'test');
25 if ~exist(outputFolder,'dir')
26 mkdir(outputFolder);
27 end
28 % himg=figure;
```

รูปที่ ก-7 แสดง code การเริ่มต้นใช้งานกล้อง Kinect

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
Editor - C:\Users\USER\Documents\MATLAB\Project\kinect_joint_plot_alarm.m
EDITOR PUBLISH VIEW
Find Files Insert Find & Replace Go To Breakpoints Run Run and Time Run and Advance Run Section
New Open Save Compare Comment Indent Indent Find Breakpoints Run Run and Time Run and Advance Advance
FILE EDIT NAVIGATE BREAKPOINTS RUN
kinect_joint_plot_alarm.m x
34 % himg=figure;
35 % while ishandle(himg)
36 for i=1:n;
37
38     trigger(colorVid);
39     trigger(depthVid);
40     image=getdata(colorVid);
41     % image2=getdata(depthVid);
42
43     [depthMap,~,depthMetaData]=getdata(depthVid);
44     depthMetaData
45
46     if sum(depthMetaData.IsSkeletonTracked)>0
47         skeletonJoints=depthMetaData.JointImageIndices(:,depthMetaData.IsSkeletonTracked);
48         skeletonJointsDATA=depthMetaData.JointWorldCoordinates(:,depthMetaData.IsSkeletonTracked);
49         Timing =depthMetaData.AbsTime(:,depthMetaData.IsSkeletonTracked);
50         [n,p] = size(depthMetaData.AbsTime);
51
52         Position(1)=depthMetaData.JointWorldCoordinates(1,depthMetaData.IsSkeletonTracked);
53         out = cell(1,1);
54         T=depthMetaData.AbsTime;
55         Time(i)=int32(T);
56         % F(1)=getframe(gcf);
57         % im2=im2(image);
58
59
60
61     figure(1);
62     util_skeletonViewer(skeletonJoints,image,1);
63     hold on
64 %% alarm
65
66
67
68
69
70
71
72
73
74
75
76
77
78
79
80
81
82
83
84
85
86
87
88
89
90
91
92
93
94
95
96
97
98
99
100
101
102
103
104
105
106
107
108
109
110
111
112
113
114
115
116
117
118
119
120
121
122
123
124
125
126
127
128
129
130
131
132
133
134
135
136
137
138
139
140
141
142
143
144
145
146
147
148
149
150
151
152
153
154
155
156
157
158
159
160
161
162
163
164
165
166
167
168
169
170
171
172
173
174
175
176
177
178
179
180
181
182
183
184
185
186
187
188
189
190
191
192
193
194
195
196
197
198
199
200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
218
219
220
221
222
223
224
225
226
227
228
229
230
231
232
233
234
235
236
237
238
239
240
241
242
243
244
245
246
247
248
249
250
251
252
253
254
255
256
257
258
259
260
261
262
263
264
265
266
267
268
269
270
271
272
273
274
275
276
277
278
279
280
281
282
283
284
285
286
287
288
289
290
291
292
293
294
295
296
297
298
299
300
301
302
303
304
305
306
307
308
309
310
311
312
313
314
315
316
317
318
319
320
321
322
323
324
325
326
327
328
329
330
331
332
333
334
335
336
337
338
339
340
341
342
343
344
345
346
347
348
349
350
351
352
353
354
355
356
357
358
359
360
361
362
363
364
365
366
367
368
369
370
371
372
373
374
375
376
377
378
379
380
381
382
383
384
385
386
387
388
389
390
391
392
393
394
395
396
397
398
399
400
401
402
403
404
405
406
407
408
409
410
411
412
413
414
415
416
417
418
419
420
421
422
423
424
425
426
427
428
429
430
431
432
433
434
435
436
437
438
439
440
441
442
443
444
445
446
447
448
449
450
451
452
453
454
455
456
457
458
459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479
480
481
482
483
484
485
486
487
488
489
490
491
492
493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504
505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523
524
525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543
544
545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560
561
562
563
564
565
566
567
568
569
570
571
572
573
574
575
576
577
578
579
580
581
582
583
584
585
586
587
588
589
590
591
592
593
594
595
596
597
598
599
600
601
602
603
604
605
606
607
608
609
610
611
612
613
614
615
616
617
618
619
620
621
622
623
624
625
626
627
628
629
630
631
632
633
634
635
636
637
638
639
640
641
642
643
644
645
646
647
648
649
650
651
652
653
654
655
656
657
658
659
660
661
662
663
664
665
666
667
668
669
670
671
672
673
674
675
676
677
678
679
680
681
682
683
684
685
686
687
688
689
690
691
692
693
694
695
696
697
698
699
700
701
702
703
704
705
706
707
708
709
710
711
712
713
714
715
716
717
718
719
720
721
722
723
724
725
726
727
728
729
730
731
732
733
734
735
736
737
738
739
740
741
742
743
744
745
746
747
748
749
750
751
752
753
754
755
756
757
758
759
760
761
762
763
764
765
766
767
768
769
770
771
772
773
774
775
776
777
778
779
780
781
782
783
784
785
786
787
788
789
790
791
792
793
794
795
796
797
798
799
800
801
802
803
804
805
806
807
808
809
810
811
812
813
814
815
816
817
818
819
820
821
822
823
824
825
826
827
828
829
830
831
832
833
834
835
836
837
838
839
840
841
842
843
844
845
846
847
848
849
850
851
852
853
854
855
856
857
858
859
860
861
862
863
864
865
866
867
868
869
870
871
872
873
874
875
876
877
878
879
880
881
882
883
884
885
886
887
888
889
890
891
892
893
894
895
896
897
898
899
900
901
902
903
904
905
906
907
908
909
910
911
912
913
914
915
916
917
918
919
920
921
922
923
924
925
926
927
928
929
930
931
932
933
934
935
936
937
938
939
940
941
942
943
944
945
946
947
948
949
950
951
952
953
954
955
956
957
958
959
960
961
962
963
964
965
966
967
968
969
970
971
972
973
974
975
976
977
978
979
980
981
982
983
984
985
986
987
988
989
990
991
992
993
994
995
996
997
998
999
1000
1001
1002
1003
1004
1005
1006
1007
1008
1009
1010
1011
1012
1013
1014
1015
1016
1017
1018
1019
1020
1021
1022
1023
1024
1025
1026
1027
1028
1029
1030
1031
1032
1033
1034
1035
1036
1037
1038
1039
1040
1041
1042
1043
1044
1045
1046
1047
1048
1049
1050
1051
1052
1053
1054
1055
1056
1057
1058
1059
1060
1061
1062
1063
1064
1065
1066
1067
1068
1069
1070
1071
1072
1073
1074
1075
1076
1077
1078
1079
1080
1081
1082
1083
1084
1085
1086
1087
1088
1089
1090
1091
1092
1093
1094
1095
1096
1097
1098
1099
1100
1101
1102
1103
1104
1105
1106
1107
1108
1109
1110
1111
1112
1113
1114
1115
1116
1117
1118
1119
1120
1121
1122
1123
1124
1125
1126
1127
1128
1129
1130
1131
1132
1133
1134
1135
1136
1137
1138
1139
1140
1141
1142
1143
1144
1145
1146
1147
1148
1149
1150
1151
1152
1153
1154
1155
1156
1157
1158
1159
1160
1161
1162
1163
1164
1165
1166
1167
1168
1169
1170
1171
1172
1173
1174
1175
1176
1177
1178
1179
1180
1181
1182
1183
1184
1185
1186
1187
1188
1189
1190
1191
1192
1193
1194
1195
1196
1197
1198
1199
1200
1201
1202
1203
1204
1205
1206
1207
1208
1209
1210
1211
1212
1213
1214
1215
1216
1217
1218
1219
1220
1221
1222
1223
1224
1225
1226
1227
1228
1229
1230
1231
1232
1233
1234
1235
1236
1237
1238
1239
1240
1241
1242
1243
1244
1245
1246
1247
1248
1249
1250
1251
1252
1253
1254
1255
1256
1257
1258
1259
1260
1261
1262
1263
1264
1265
1266
1267
1268
1269
1270
1271
1272
1273
1274
1275
1276
1277
1278
1279
1280
1281
1282
1283
1284
1285
1286
1287
1288
1289
1290
1291
1292
1293
1294
1295
1296
1297
1298
1299
1300
1301
1302
1303
1304
1305
1306
1307
1308
1309
1310
1311
1312
1313
1314
1315
1316
1317
1318
1319
1320
1321
1322
1323
1324
1325
1326
1327
1328
1329
1330
1331
1332
1333
1334
1335
1336
1337
1338
1339
1340
1341
1342
1343
1344
1345
1346
1347
1348
1349
1350
1351
1352
1353
1354
1355
1356
1357
1358
1359
1360
1361
1362
1363
1364
1365
1366
1367
1368
1369
1370
1371
1372
1373
1374
1375
1376
1377
1378
1379
1380
1381
1382
1383
1384
1385
1386
1387
1388
1389
1390
1391
1392
1393
1394
1395
1396
1397
1398
1399
1400
1401
1402
1403
1404
1405
1406
1407
1408
1409
1410
1411
1412
1413
1414
1415
1416
1417
1418
1419
1420
1421
1422
1423
1424
1425
1426
1427
1428
1429
1430
1431
1432
1433
1434
1435
1436
1437
1438
1439
1440
1441
1442
1443
1444
1445
1446
1447
1448
1449
1450
1451
1452
1453
1454
1455
1456
1457
1458
1459
1460
1461
1462
1463
1464
1465
1466
1467
1468
1469
1470
1471
1472
1473
1474
1475
1476
1477
1478
1479
1480
1481
1482
1483
1484
1485
1486
1487
1488
1489
1490
1491
1492
1493
1494
1495
1496
1497
1498
1499
1500
1501
1502
1503
1504
1505
1506
1507
1508
1509
1510
1511
1512
1513
1514
1515
1516
1517
1518
1519
1520
1521
1522
1523
1524
1525
1526
1527
1528
1529
1530
1531
1532
1533
1534
1535
1536
1537
1538
1539
1540
1541
1542
1543
1544
1545
1546
1547
1548
1549
1550
1551
1552
1553
1554
1555
1556
1557
1558
1559
1560
1561
1562
1563
1564
1565
1566
1567
1568
1569
1570
1571
1572
1573
1574
1575
1576
1577
1578
1579
1580
1581
1582
1583
1584
1585
1586
1587
1588
1589
1590
1591
1592
1593
1594
1595
1596
1597
1598
1599
1600
1601
1602
1603
1604
1605
1606
1607
1608
1609
1610
1611
1612
1613
1614
1615
1616
1617
1618
1619
1620
1621
1622
1623
1624
1625
1626
1627
1628
1629
1630
1631
1632
1633
1634
1635
1636
1637
1638
1639
1640
1641
1642
1643
1644
1645
1646
1647
1648
1649
1650
1651
1652
1653
1654
1655
1656
1657
1658
1659
1660
1661
1662
1663
1664
1665
1666
1667
1668
1669
1670
1671
1672
1673
1674
1675
1676
1677
1678
1679
1680
1681
1682
1683
1684
1685
1686
1687
1688
1689
1690
1691
1692
1693
1694
1695
1696
1697
1698
1699
1700
1701
1702
1703
1704
1705
1706
1707
1708
1709
1710
1711
1712
1713
1714
1715
1716
1717
1718
1719
1720
1721
1722
1723
1724
1725
1726
1727
1728
1729
1730
1731
1732
1733
1734
1735
1736
1737
1738
1739
1740
1741
1742
1743
1744
1745
1746
1747
1748
1749
1750
1751
1752
1753
1754
1755
1756
1757
1758
1759
1760
1761
1762
1763
1764
1765
1766
1767
1768
1769
1770
1771
1772
1773
1774
1775
1776
1777
1778
1779
1780
1781
1782
1783
1784
1785
1786
1787
1788
1789
1790
1791
1792
1793
1794
1795
1796
1797
1798
1799
1800
1801
1802
1803
1804
1805
1806
1807
1808
1809
1810
1811
1812
1813
1814
1815
1816
1817
1818
1819
1820
1821
1822
1823
1824
1825
1826
1827
1828
1829
1830
1831
1832
1833
1834
1835
1836
1837
1838
1839
1840
1841
1842
1843
1844
1845
1846
1847
1848
1849
1850
1851
1852
1853
1854
1855
1856
1857
1858
1859
1860
1861
1862
1863
1864
1865
1866
1867
1868
1869
1870
1871
1872
1873
1874
1875
1876
1877
1878
1879
1880
1881
1882
1883
1884
1885
1886
1887
1888
1889
1890
1891
1892
1893
1894
1895
1896
1897
1898
1899
1900
1901
1902
1903
1904
1905
1906
1907
1908
1909
1910
1911
1912
1913
1914
1915
1916
1917
1918
1919
1920
1921
1922
1923
1924
1925
1926
1927
1928
1929
1930
1931
1932
1933
1934
1935
1936
1937
1938
1939
1940
1941
1942
1943
1944
1945
1946
1947
1948
1949
1950
1951
1952
1953
1954
1955
1956
1957
1958
1959
1960
1961
1962
1963
1964
1965
1966
1967
1968
1969
1970
1971
1972
1973
1974
1975
1976
1977
1978
1979
1980
1981
1982
1983
1984
1985
1986
1987
1988
1989
1990
1991
1992
1993
1994
1995
1996
1997
1998
1999
2000
2001
2002
2003
2004
2005
2006
2007
2008
2009
2010
2011
2012
2013
2014
2015
2016
2017
2018
2019
2020
2021
2022
2023
2024
2025
2026
2027
2028
2029
2030
2031
2032
2033
2034
2035
2036
2037
2038
2039
2040
2041
2042
2043
2044
2045
2046
2047
2048
2049
2050
2051
2052
2053
2054
2055
2056
2057
2058
2059
2060
2061
2062
2063
2064
2065
2066
2067
2068
2069
2070
2071
2072
2073
2074
2075
2076
2077
2078
2079
2080
2081
2082
2083
2084
2085
2086
2087
2088
2089
2090
2091
2092
2093
2094
2095
2096
2097
2098
2099
2100
2101
2102
2103
2104
2105
2106
2107
2108
2109
2110
2111
2112
2113
2114
2115
2116
2117
2118
2119
2120
2121
2122
2123
2124
2125
2126
2127
2128
2129
2130
2131
2132
2133
2134
2135
2136
2137
2138
2139
2140
2141
2142
2143
2144
2145
2146
2147
2148
2149
2150
2151
2152
2153
2154
2155
2156
2157
2158
2159
2160
2161
2162
2163
2164
2165
2166
2167
2168
2169
2170
2171
2172
2173
2174
2175
2176
2177
2178
2179
2180
2181
2182
2183
2184
2185
2186
2187
2188
2189
2190
2191
2192
2193
2194
2195
2196
2197
2198
2199
2200
2201
2202
2203
2204
2205
2206
2207
2208
2209
2210
2211
2212
2213
2214
2215
2216
2217
2218
2219
2220
2221
2222
2223
2224
2225
2226
2227
2228
2229
2230
2231
2232
2233
2234
2235
2236
2237
2238
2239
2240
2241
2242
2243
2244
2245
2246
2247
2248
2249
2250
2251
2252
2253
2254
2255
2256
2257
2258
2259
2260
2261
2262
2263
2264
2265
2266
2267
2268
2269
2270
2271
2272
2273
2274
2275
2276
2277
2278
2279
2280
2281
2282
2283
2284
2285
2286
2287
2288
2289
2290
2291
2292
2293
2294
2295
2296
2297
2298
2299
2300
2301
2302
2303
2304
2305
2306
2307
2308
2309
2310
2311
2312
2313
2314
2315
2316
2317
2318
2319
2320
2321
2322
2323
2324
2325
2326
2327
2328
2329
2330
2331
2332
2333
2334
2335
2336
2337
2338
2339
2340
2341
2342
2343
2344
2345
2346
2347
2348
2349
2350
2351
2352
2353
2354
2355
2356
2357
2358
2359
2360
2361
2362
2363
2364
2365
2366
2367
2368
2369
2370
2371
2372
2373
2374
2375
2376
2377
2378
2379
2380
2381
2382
2383
2384
2385
2386
2387
2388
2389
2390
2391
2392
2393
2394
2395
2396
2397
2398
2399
2400
2401
2402
2403
2404
2405
2406
2407
2408
2409
2410
2411
2412
2413
2414
2415
2416
2417
2418
2419
2420
2421
2422
2423
2424
2425
2426
2427
2428
2429
2430
2431
2432
2433
2434
2435
2436
2437
2438
2439
2440
2441
2442
2443
2444
2445
2446
2447
2448
2449
2450
2451
2452
2453
2454
2455
2456
2457
2458
2459
2460
2461
2462
2463
2464
2465
2466
2467
2468
2469
2470
2471
2472
2473
2474
2475
2476
2477
2478
2479
2480
2481
2482
2483
2484
2485
2486
2487
2488
2489
2490
2491
2492
2493
2494
2495
2496
2497
2498
2499
2500
2501
2502
2503
2504
2505
2506
2507
2508
2509
2510
2511
2512
2513
2514
2515
2516
2517
2518
2519
2520
2521
2522
2523
2524
2525
2526
2527
2528
2529
2530
2531
2532
2533
2534
2535
2536
2537
2538
2539
2540
2541
2542
2543
2544
2545
2546
2547
2548
2549
2550
2551
2552
2553
2554
2555
2556
2557
2558
2559
2560
2561
2562
2563
2564
2565
2566
2567
2568
2569
2570
2571
2572
2573
2574
2575
2576
2577
2578
2579
2580
2581
2582
2583
2584
2585
2586
2587
2588
2589
2590
2591
2592
2593
2594
2595
2596
2597
2598
2599
2600
2601
2602
2603
2604
2605
2606
2607
2608
2609
2610
2611
2612
2613
2614
2615
2616
2617
2618
2619
2620
2621
2622
2623
2624
2625
2626
2627
2628
2629
2630
2631
2632
2633
2634
2635
2636
2637
2638
2639
2640
2641
2642
2643
2644
2645
26
```

```

51
52     Position(1)=depthMetaData.JointWorldCoordinates(:,depthMetaData.IsSkeletonTracked);
53     out = cell(1,1);
54     T=depthMetaData.AbsTime;
55     Time(1)=int32(T);
56     F(1)=getframe(gcf);
57     %im2=im2S(image);
58
59
60     figure(1);
61     ut11_skeletonViewer(skeletonJoints,image,1);
62     hold on
63     alarm
64     if skeletonJointsDATA(5,2)<=0
65         hfr=dsp.AudioFileReader('Alarm.mp3');
66         hplay=dsp.AudioPlayer('SampleRate',#4100);
67         while ~isDone(hfr)
68             audio=step(hfr);
69             step(hplay,audio);
70
71         end
72         stop(colorVid);|
73         stop(depthVid);
74     end
75
76 %separate XYZ plot realtime
77 figure(2);
78 subplot(521)
79 plot(1,skeletonJointsDATA(1,:),'-r');
80 title('Hip Center')

```

รูปที่ ก-10 แสดง code การ Alarm เมื่อเกิดการล้ม

```

31 plot(jo(14:20:end,:))
32 title('left knee')
33 ylim([-1 5])
34
35 subplot(5,2,5)
36 plot(jo(15:20:end,:))
37 title('left ankle')
38 ylim([-1 5])
39
40 subplot(5,2,9)
41 plot(jo(16:20:end,:))
42 title('left foot')
43 ylim([-1 5])
44
45 subplot(5,2,4)
46 plot(jo(17:20:end,:))
47 title('right hip')
48 ylim([-1 5])
49
50 subplot(5,2,8)
51 plot(jo(18:20:end,:))
52 title('right knee')
53 ylim([-1 5])
54
55 subplot(5,2,6)
56 plot(jo(19:20:end,:))
57 title('right ankle')
58 ylim([-1 5])
59

```

```

1 b=0;
2 k=0;
3 w=0;
4 jo=zeros(2000,3);
5
6 for i=1:225
7     w=w+1;
8     b=b+1;
9     jo(k*20+1:20*b,1:3)= Position(1,w);
10
11     k=k+1;
12 end
13
14 figure(1);
15 subplot(5,2,1)
16 plot(jo(1:20:end,:))
17 title('Hip Center')
18 ylim([-1 5])
19
20 subplot(5,2,2)
21 plot(jo(2:20:end,:))
22 title('spine')
23 ylim([-1 5])
24
25 subplot(5,2,3)
26 plot(jo(13:20:end,:))
27 title('left hip')
28 ylim([-1 5])
29

```

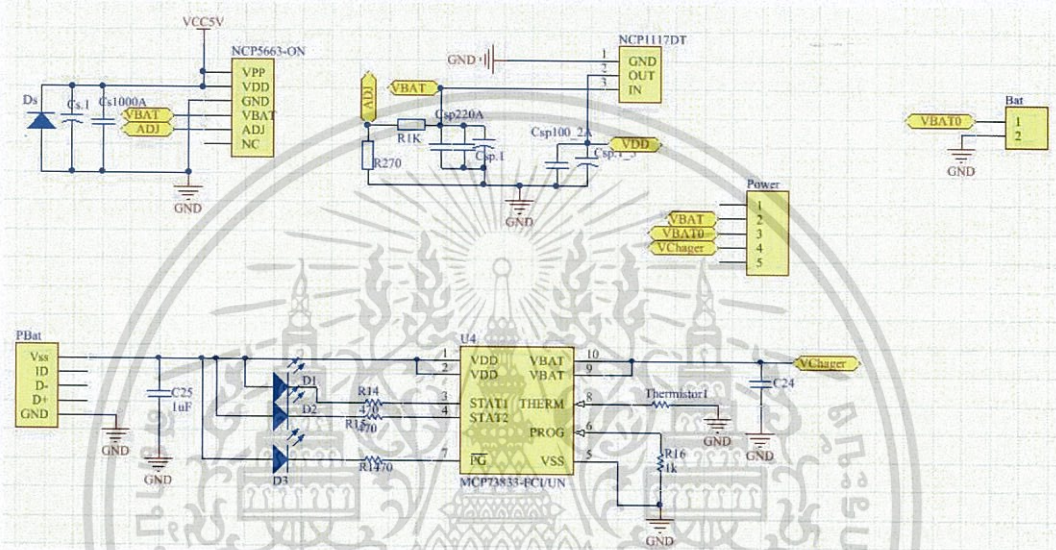
รูปที่ ก-11 แสดง code การแสดงกราฟในแต่ละข้อต่อ Skeleton

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

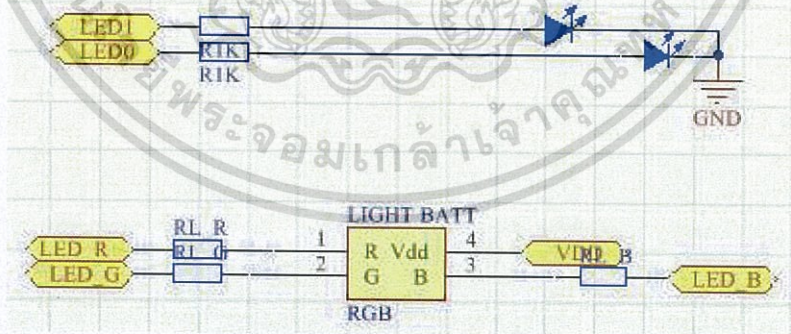
ภาคผนวก ข  
 วงจรไฟฟ้าที่เกี่ยวข้องในงานวิจัย



รูปที่ ข-1 แสดงโปรแกรม Altium Designer ที่ใช้ในงานวิจัย



รูปที่ ข-2 แสดงวงจร Battery Charger Regulator



รูปที่ ข-3 แสดงวงจร Switch

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่าการฉีกใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





