

การวิเคราะห์ความผิดปกติของท่าทาง การเคลื่อนไหวของร่างกาย
โดยใช้เซ็นเซอร์ 3 มิติ ชนิดไม่สัมผัส

ANALYSIS OF ABNORMAL BODY MOVEMENT USING NON-CONTACT

3D SENSOR



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาดำเนินการตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2559

KMITL-2016-EN-M-045-005

การวิเคราะห์ความผิดปกติของท่าทาง การเคลื่อนไหวของร่างกาย
โดยใช้เซ็นเซอร์ 3 มิติ ชนิดไม่สัมผัส

ANALYSIS OF ABNORMAL BODY MOVEMENT USING NON-CONTACT
3D SENSOR



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2559

KMITL-2016-EN-M-045-005

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ANALYSIS OF ABNORMAL BODY MOVEMENT USING NON-CONTACT
3D SENSOR



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDECAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2016
KMITL-2016-EN-M-045-005

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2016


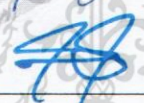
FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์


หัวข้อวิทยานิพนธ์ การวิเคราะห์ความผิดปกติของท่าทาง การเคลื่อนไหวของร่างกายโดยใช้เซ็นเซอร์ 3 มิติ ชนิดไม่สัมผัส
Thesis Title Analysis of Abnormal Body Movement using Non-contract 3D Sensor
นักศึกษา นางสาวสุภาพร ชุ่มเพ็ญ
รหัสประจำตัว 57601200
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุลมั่น
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ (ร่วม) ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2016-EN-M-045-005

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.ชูชาติ	ปิณฑวิรุจน์	
ผศ.ดร.ภัทรพงษ์	ผาสุกกิจ	ภ.ภ.
ผศ.ดร.อาทร	สรรพานิช	
ดร.เทอดศักดิ์	ลิ่วหาทอง	
ผศ.ดร.สุพันธ์	ตั้งจิตกุลมั่น	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันพุธที่ 10 กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2559 เวลา 13.00-15.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 3

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว


(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
วันที่ 10 กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2559

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์ความผิดปกติของท่าทาง การเคลื่อนไหว ของร่างกาย โดยเซ็นเซอร์ 3 มิติ ชนิดไม่สัมผัส
นักศึกษา	นางสาวสุภาพร ชุ่มเพ็ญ
รหัสประจำตัว	57601200
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2558
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จัดทำขึ้นเพื่อวิเคราะห์ความผิดปกติของท่าทาง การเคลื่อนไหว ของร่างกาย โดยเซ็นเซอร์ 3 มิติ ชนิดไม่สัมผัส โดยใช้หลักการคอมพิวเตอร์เพื่อคำนวณหาค่ามุมบริเวณข้อต่อ ซึ่งงานวิจัยนี้ใช้ Kinect หรือเซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวแบบสามมิติ ซึ่งมีความสามารถในการตรวจจับโครงกระดูก และสามารถจำแนกตำแหน่งข้อต่อของร่างกาย โดยให้ข้อมูลเป็นแบบพิกัดสามมิติ (แกนX, แกนY และแกนZ) ระบบนี้สามารถวัดมุมบริเวณหัวไหล่ ข้อศอก และหัวเข่า และสามารถวัดความสูงของสะโพก จากการทดสอบระบบเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องวัดมุมมาตรฐาน (Goniometer) พบว่าค่ามุมคลาดเคลื่อนสูงสุด 5 องศา ซึ่งเป็นค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ในทางการแพทย์ เมื่อนำระบบไปทดสอบกับผู้เข้าร่วม 10 คน พบว่าระบบสามารถตรวจจับความผิดปกติที่หัวเข่าของอาสาสมัครได้ 1 ราย จากนั้นนำระบบไปใช้กับผู้ป่วยในโรงพยาบาลจำนวน 3 คน เพื่อใช้วัดความสูงของสะโพก และมุมบริเวณหัวเข่าพบว่าผลลัพธ์จากการทดลองมีความสอดคล้องกับอาการเจ็บป่วย และข้อมูลที่ได้จากนักกายภาพ โดยผู้ป่วยคนที่ 1 และ 2 มีความสูงของสะโพกซ้าย และขวาแตกต่างกัน 1 เซนติเมตร และ 5 เซนติเมตร ตามลำดับ ขณะที่ผู้ป่วยคนที่ 3 มีค่ามุมที่หัวเข่าซ้าย และขวาแตกต่างกัน 85 องศา นอกจากนี้ยังนำระบบไปใช้ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของนักฟุตบอล 5 ท่าทาง พบว่าท่าเตะแป และท่าเตะมุมที่บริเวณข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา ในขณะที่ท่าเตะหลังเท้า เตะวอลเลย์ และเตะฟรีคิก มีค่ามุมที่บริเวณข้อเท้าขวามากกว่า 0 องศา

งานวิจัยนี้สามารถวัดมุมขณะเคลื่อนไหวบริเวณข้อต่อได้หลายข้อต่อ และความสูงของสะโพกได้ในเวลาเดียวกัน ซึ่งแตกต่างจากการวัดด้วยเครื่องวัดมุมมาตรฐานที่วัดค่ามุมได้เพียงข้อต่อเดียว และไม่สามารถวัดค่ามุมขณะผู้เข้าร่วมเคลื่อนไหว ระบบนี้สามารถนำไปวิเคราะห์ความผิดปกติของผู้เข้าร่วม และการเคลื่อนไหวของนักฟุตบอล

Thesis Title	Analysis of Abnormal Body Movement Using Non-contact 3D Sensor
Student	Miss Supaporn Chumpen
Student ID.	57601200
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2016
Thesis Advisor	Asst. Prof.Dr. Supan Tungjitkusolmun
Thesis Co-Advisor	Asst. Prof.Dr. Pattarapong Phasukkit

ABSTRACT

This thesis presented the system to analyze disorders of the gesture on body movements using three dimensions (3-D) non-contact sensors by using the theory of vector multiplication to calculate the angle joints. This research uses Kinect sensor to detecting the movement in 3-D to detect skeleton and classify the joints of the body. The system provides information as 3-D coordinates (X axis, Y axis and Z axis). This system can measurement the angle joints such as elbows, shoulders, knees, and the height of the hip. From our system test compared to standard tool were found to have tolerance values up to 5 degrees. Which is acceptable in the medical application. Then tested this system with 10 participants, that found the system can detected 1 person had knees disorders. Then lead this system to measure with 3 patients in hospital for measurement the height of hip and the knees angle. Results of the tested was consistent with the symptoms of patients and physiotherapist. By the first person and the second person of patients have the height of the right hip is over about 1 cm, 5 cm compared to the left hip respectively. For the third patient has the angle joints of right knee more than the left knee is 85 degrees. In addition, the system can applied to measured the football player's movements in 5 gestures, found the passing kick and corner kick have the values of angle joints on the right ankle less than 0 degree in while the back foot kick, volley kick and free kick have the values of angle joints on the right ankle more than 0 degree.

This thesis can measurement the angle of the movement on several joints and the height of hip at the same time. Which different from the standard tool that can measurement only one of angle joints and can not measurement while movement. The system can lead to analysis of participant disorder and the football players movement .

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ดีด้วยความอนุเคราะห์จากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น และผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาเกี่ยวกับการทำวิจัย การทดลอง ตลอดจนการเป็นห่วงเป็นใยในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ อีกทั้งยังให้ความรู้ และประการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า ผู้ทำวิจัยรู้สึกซาบซึ้งในการอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณ โรงพยาบาลการุณเวช นักกายภาพบำบัด อภิญญา ทรัพย์ปลื้ม หัวหน้าแผนก กายภาพบำบัด และผู้ป่วย ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการเก็บผลการทดสอบ และข้อเสนอแนะ

ขอขอบคุณ นักฟุตบอลทุกท่าน ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการเก็บผลการทดสอบ

ขอขอบคุณ เพื่อนๆ ที่ช่วยทำการทดลอง และถ่ายภาพ

ขอขอบคุณ คณะกรรมการสอบทุกท่านที่กรุณาแนะนำและชี้แนะแนวทาง

ขอขอบพระคุณบิดา มารดา และครอบครัวที่คอยสนับสนุนและให้กำลังใจตลอดมา ผู้วิจัยหวังว่า บทความวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์แก่ผู้ที่สนใจและสามารถนำมาใช้ประโยชน์ในด้านอื่นๆได้

สุภาพร ชุ่มเพ็ญ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต่อ||อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ.....	4
2.1 ทฤษฎีการเดิน	4
2.1.1 การเดิน.....	4
2.1.2 การตรวจการเดินปกติ	5
2.1.3 ความผิดปกติที่เกิดจากท่าเดิน.....	5
2.2 เครื่องมือที่ใช้วิเคราะห์การเดินของมนุษย์	6
2.2.1 เครื่อง Visual 3D TM ของบริษัท C-Motion.....	6
2.2.2 เครื่อง Motion monitoring ของบริษัท The Motion Monitoring	7
2.2.3 เครื่อง Qualisys ของบริษัท Qualisys Medical AB	7
2.2.4 เครื่อง 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walk	7
2.3 เครื่องมือที่ใช้ในการวัดช่วงการเคลื่อนไหวของข้อ (Goniometer).....	8
2.3.1 ลักษณะของ Universal Goniometer	9
2.3.2 ความผิดพลาดของการวัดด้วย goniometer	9
2.4 Microsoft Kinect Sensor	9
2.4.1 ส่วนประกอบที่สำคัญของ Microsoft Kinect Sensor.....	10
2.4.2 หลักการทำงานของ Microsoft Kinect Sensor.....	10
2.4.3 การตรวจจับการเคลื่อนไหว.....	12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และดัด IV อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.5 ผลคูณของเวกเตอร์.....	13
2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	15
2.6.1 Video System for Dynamic Motion Analysis of Human Gait.....	15
2.6.2 A Dancer's Performance using Kinect-based Skeleton Tracking.....	15
2.6.3 Markerless Motion Capture using multiple Color-Depth Sensors.....	15
2.6.4 Behavioral Synchronization of Human and Humanoid Robot	15
บทที่ 3 การออกแบบระบบ	16
3.1 การออกแบบซอฟต์แวร์ หรือโปรแกรมแสดงผล	16
3.1.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงาน.....	16
3.1.2 โพล์ชาร์ตของโปรแกรมหลัก	16
3.2 การออกแบบสถานที่ทำการทดลอง.....	18
3.3 วิธีการคำนวณมุมที่ข้อต่อและ ความสูงของสะโพก.....	18
3.3.1 การคำนวณมุมที่หัวไหล่.....	19
3.3.2 การคำนวณมุมที่ข้อศอก.....	21
3.3.3 การคำนวณมุมที่หัวเข่า.....	22
3.3.4 การคำนวณความสูงของสะโพก.....	23
3.4 การออกแบบการทดลอง.....	23
3.4.1 การทดลองที่ 1 ทดสอบความถูกต้องของระบบ.....	23
3.4.2 การทดลองที่ 2 การวัดมุมของผู้เข้าร่วม 20 คน	25
3.4.3 การทดสอบที่ 3 การวัดมุมของผู้ป่วยในโรงพยาบาล.....	25
3.4.4 การทดสอบที่ 4 การวัดมุมของนักฟุตบอล.....	26
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	29
4.1 การทดลองที่ 1 เปรียบเทียบค่ามุมระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ.....	29
4.1.1 เปรียบเทียบค่ามุมที่หัวเข่าระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ	29
4.1.2 เปรียบเทียบค่ามุมที่หัวไหล่ระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ	31
4.1.3 เปรียบเทียบค่ามุมที่หัวเข่าระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ	32
4.2 การทดลองที่ 2 การเปรียบเทียบค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บกับผู้ที่ไม่มีอาการบาดเจ็บ	34
4.3 การทดลองที่ 3 การวัดค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บ	37
4.3.1 ผู้ป่วยเป็นหมอนรองกระดูกทับเส้นประสาท.....	37
4.3.2 ผู้ป่วยมีอาการปวดหลัง ปวดบั้นเอวซ้าย มีอาการเรื้อรังมาประมาณ 4 ปี.....	39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับวิชาการเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และตัด V อ่างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.3.3 ผู้ป่วยมีอากาศปวดเข้าขวา	40
4.4 การทดลองที่ 4 การวัดค่ามุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลใน 5 ท่าทาง คือ เตะแป เตะวอล เลย์ เตะหลังเท้า เตะฟรีคิก และเตะคอนเนอร์	43
4.4.1 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะแปบอล	44
4.4.2 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะหลังเท้า	50
4.4.3 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะวอลเลย์	57
4.4.4 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะฟรีคิก	64
4.4.5 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะคอนเนอร์	70
4.5 อภิปรายผลการทดลอง	77
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	78
5.1 สรุปผลการทดลอง	78
5.2 ข้อเสนอแนะ	79
อ้างอิง	80
ภาคผนวก ก	81
ประวัติผู้เขียน	100

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และตัดVIอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงสูตรผลคูณเชิงสเกลาร์ระหว่างเวกเตอร์สองมิติและเวกเตอร์สามมิติ	14
4.1 แสดงผลเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวเข่าระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ	30
4.2 แสดงผลเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวไหล่ระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ.....	31
4.2 แสดงผลเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวไหล่ระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ.....	32
4.3 แสดงผลเปรียบเทียบค่ามุมที่ข้อศอกระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ	33
4.4 แสดงผลการวัดค่ามุมและความสูงของสะโพกในท่าที่ 1	35
4.5 แสดงผลการวัดค่ามุมหัวไหล่ในท่าที่ 2	36
4.6 แสดงผลการวัดค่ามุมในท่าที่ 3	37
4.7 แสดงค่าความสูงของสะโพกข้างซ้าย และขวาของผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลังร้าวลงขาข้างขวา....	38
4.8 แสดงค่าความสูงของสะโพกข้างซ้าย และขวาของผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลัง	39
4.9 แสดงผลการวัดความสูงของสะโพก และมุมเข้าขณะงอเข้าขวา	41
4.10 แสดงผลการวัดความสูงของสะโพก และมุมเข้าขณะงอเข้าซ้าย	42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และตี VI างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงลักษณะการเดินของวงจรการเดิน	5
2.2 หน้าจอแสดงผลของเครื่อง Visual 3D™	6
2.3 แสดงหน้าจอเครื่อง Motion monitoring ของบริษัท The Motion Monitoring	7
2.4 แสดงการใช้เครื่อง Qualisys ของบริษัท Qualisys Medical AB และแสดงภาพจำลองในภาพสามมิติ.....	7
2.5 แสดงเครื่อง 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walk ขณะการใช้งาน	8
2.6 โคนิโอมิเตอร์ (Goniometer).....	8
2.7 (ก) กล้อง Kinect (ข) แสดงองค์ประกอบของกล้อง Kinect	9
2.8 แสดงจุดอิฟราเรดที่ถูกฉายออกจากกล้อง Kinect	10
2.9 แสดงภาพระดับความตื้นลึกที่ถ่ายได้จากกล้อง Kinect.....	11
2.10 (ก) แสดงจำนวนที่กล้อง Kinect สามารถตรวจจับได้ และที่กล้องมองเห็น	11
(ข) แสดงของโครงกระดูกมนุษย์ที่แทนด้วยข้อต่อ 20 จุดสำคัญตามร่างกาย.....	11
2.11 แสดงระยะ ความสูง และมุมที่กล้อง Kinect ตรวจจับผู้ใช้.....	12
2.12 แสดงท่าทางเมื่อมีความผิดพลาดของระบบ PrimeSense NITE.....	12
2.13 แสดงทิศทางของแกน X Y และ Z ของกล้อง Kinect.....	13
2.14 แสดงเวกเตอร์สามมิติ	14
3.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบ	16
3.2 แผนผังการทำงานของโปรแกรมหลัก.....	17
3.3 แสดงมุมมองของกล้องมุมสูง	18
3.4 แสดงมุมมองของกล้องมุมกว้าง	18
3.5 แสดงพิกัดที่ใช้ในการคำนวณมุมที่บริเวณหัวไหล่	20
3.6 แสดงมุมการเคลื่อนไหวข้อต่อของหัวไหล่	20
3.7 แสดงพิกัดที่ใช้ในการคำนวณมุมที่บริเวณข้อศอก	21
3.8 แสดงมุมการเคลื่อนไหวข้อต่อของข้อศอก	21
3.9 แสดงพิกัดที่ใช้ในการคำนวณมุมที่บริเวณหัวเข่า	22
3.10 แสดงมุมการเคลื่อนไหวข้อต่อของหัวเข่า	23
3.11 แสดงท่าทางที่ใช้ทดสอบการเคลื่อนไหวของหัวไหล่	24
3.12 การทดสอบการเคลื่อนไหวของข้อศอก	24
3.13 การทดสอบวัดค่ามุมของข้อเข่า	25
3.14 แสดงหน้าจอแสดงผล	26
3.15 แสดงท่าเตะแปบอล.....	27
3.16 แสดงท่าเตะวอลเลย์บอล.....	27

เอกสารนี้เป็นเอกสารทรัพย์สินทางปัญญาของบริษัทฯ ที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และตัด X ว่างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.17 แสดงท่าเตะหลังเท้า	28
3.18 แสดงท่าเตะฟรีคิก	28
4.1 แสดงการวัดมุมข้อเข่าด้วย Goniometer.....	29
4.2 แสดงการวัดมุมหัวไหล่ด้วย Goniometer.....	31
4.3 แสดงการวัดมุมข้อศอกด้วย Goniometer	33
4.4 แสดงท่าทางที่ใช้ในการทดลอง (ก) ท่าที่ 1 ยืนตรง (ข) ท่าที่ 2 ชูมือ (ค) ท่าที่ 3 งอศอก	34
4.5 แสดงท่าทางที่ใช้ในการทดสอบผู้ป่วยหมอนรองกระดูกทับเส้น.....	38
4.6 แสดงท่าทางในการทดสอบผู้ป่วยมีอาการปวดหลัง ปวดบั้นเอวซ้าย	39
4.7 แสดงท่างอเข้าข้างขวา.....	41
4.8 แสดงท่างอเข้าข้างซ้าย	41
4.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 1	44
4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 1	45
4.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 2	45
4.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 2	46
4.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 3	47
4.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 3	47
4.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะของมุมหัวเข่า และข้อเท้าเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 4	48
4.16 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะของมุมหัวไหล่ และข้อศอกเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 4	49
4.17 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 5	49
4.18 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 5	50
4.21 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 1.....	51
4.22 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 1	51
4.23 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 2.....	52
4.24 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 2	53
4.25 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 3.....	53
4.26 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 3	54
4.27 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 4.....	55
4.28 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 4	55
4.29 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 5.....	56
4.30 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 5	57
4.31 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 1	58
4.32 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 1	58
4.33 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะเตะวอลเลย์ของมุมหัวเข่าและข้อเท้านักกีฬาคนที่ 2.....	59
4.34 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 2	60
4.35 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 3	60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และดัดแปลงXIอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา สาเหตุสำคัญที่เป็นปัจจัยหลัก รวมทั้งวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการทำวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และรวมทั้งโครงสร้างปริญญานิพนธ์ฉบับนี้

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

งานวิจัยนี้จัดทำขึ้นเพื่อวิเคราะห์ความผิดปกติของท่าทาง การเคลื่อนไหว ของร่างกายโดยใช้เซ็นเซอร์ 3 มิติ ชนิดไม่สัมผัส เนื่องจากปัจจุบันคนไทยต้องเข้ารับการกายภาพบำบัดเป็นจำนวนมาก ซึ่งสาเหตุเกิดจากโรคข้อไหล่ติดจากข้อมูลศูนย์กายภาพบำบัด และธาราบำบัด ภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ โรคนี้อาการเจ็บมากขึ้นเวลาขยับ มีอาการติดขัดในการเคลื่อนไหวบางท่าพบได้ประมาณ 2 - 6% ของประชากรโดยมักจะพบในคนอายุระหว่าง 40-60 ปี โดยอาจจะไม่ได้มีประวัติความผิดปกติของหัวไหล่ [1] โรคข้อเข่าเสื่อมจากข้อมูลคณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล สถิติของผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมพบประมาณ 1 ใน 3 หรือคิดเป็นร้อยละ 34.5 - 45.6 ของประชากรทั้งประเทศ โดยส่วนใหญ่จะพบในผู้สูงอายุตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไป แต่ปัจจุบันพบเร็วขึ้นอายุประมาณ 45 - 50 ปี เนื่องจากมีปัจจัยส่งเสริม เช่น ภาวะอ้วน ทำให้ข้อเข่าแบกรับน้ำหนักเกิน หรือการนั่งยองๆ การนั่งพับเพียบ หรือการเล่นกีฬาหักโหมเกินไป อย่างการเล่นฟุตบอล [2] และการเกิดอุบัติเหตุ เหตุซึ่งประเทศไทยครองอันดับ 2 สะท้อนปัญหาอุบัติเหตุบนท้องถนนที่ควรแก้ไข โดยอันดับดังกล่าวมาจากการเก็บสถิติของสถาบันวิจัยด้านการคมนาคมมหาวิทยาลัยมิชิแกน สหรัฐอเมริกา ร่วมกับข้อมูลจากองค์การอนามัยโลก ระบุว่า สถิติการเสียชีวิตจากอุบัติเหตุบนท้องถนนทั่วโลก มีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 18 คน ต่อประชากร 100,000 คนต่อปี แต่สำหรับไทย นามิเบีย และอิหร่าน ซึ่งเป็น 3 อันดับต้นๆ มีสถิติมากกว่าค่าเฉลี่ยเกิน 2 เท่า นั่นคือ 45 คน 44 คน และ 38 คนต่อประชากร 100,000 คนต่อปี และจากข้อมูลสถิติศูนย์ข้อมูลอุบัติเหตุ เพื่อพัฒนาวัฒนธรรมความปลอดภัยทางถนนในปี 2558 มีผู้บาดเจ็บ 475,812 คน และเสียชีวิต 8,301 คน [3]

ซึ่งการวินิจฉัยและการรักษา แพทย์จะดูการเคลื่อนไหวของข้อต่อ หรืออาจจะต้อง x-ray เพื่อตรวจว่ามีภาวะแทรกซ้อนอย่างอื่น การตรวจมุมช่วงการเคลื่อนไหวของข้อต่อโดยเครื่องวัดมุมมาตรฐาน (Goniometer) ซึ่งการตรวจมุมองศาในการเคลื่อนไหวของข้อต่อ เป็นวิธีการสำคัญในการตรวจประเมินข้อต่อและเนื้อเยื่อรอบข้อ นอกเหนือจากการซักประวัติ และอาการสำคัญในผู้ป่วย ซึ่งเครื่องมือที่ใช้วัดช่วงการเคลื่อนไหวของข้อมีหลายแบบ ชนิดตั้งแต่อย่างสลับซับซ้อนมาก ในห้องปฏิบัติการ ซึ่งต้องการความละเอียดอ่อนมา จนถึงแบบที่เรียบง่ายเพื่อใช้ในทางคลินิก เครื่องมือที่ใช้สำหรับทางคลินิก ควรมีความสมบัติดังนี้ เรียบง่าย ทนทาน สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวกสามารถใช้ได้กับทุกส่วนของร่างกาย ทั้งในบุคคลที่มีรูปร่างและอายุต่างกัน มีความแม่นยำ เมื่อใช้วัดซ้ำจากผู้วัดหลาย ๆ คนที่ฝึกมาเหมือนกัน เครื่องมือที่ใช้กันมาก คือ เครื่องวัดมุมมาตรฐาน แต่มักจะพบปัญหาในการวัดอยู่เสมอ ซึ่งทำให้ได้ผลไม่แม่นยำเสมอไป ดังนั้น จึงอนุโลมผลของการวัดให้ผิดพลาดได้ ± 5 ถือว่าเชื่อถือได้ ในคลินิกเดียวกันควรใช้เครื่องมือเดียวกัน เพื่อลดข้อผิดพลาดอันเกิดจากเครื่องมือ [4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดได้เห็นใบนี้ไปใช้โดยไม่แจ้งทางมาไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การใช้ Kinect 360 ต้องใช้เวลาในการวัดแต่ละข้อต่อ ทางผู้วิจัยจึงเล็งเห็นว่าเพื่อความรวดเร็วในการวัดมุมบริเวณข้อต่อในแต่ละครั้งระบบควรวัดได้หลายข้อต่อ ควรวัดความสูงของสะโพกเพื่อตรวจสอบอาการสะโพกยกเนื่องจากในปัจจุบันยังไม่มีอุปกรณ์ และสามารถวิเคราะห์การเคลื่อนไหวได้

K. Berger และคณะ ในปี 2011 [5] ได้ศึกษาเกี่ยวกับการตรวจจับการเคลื่อนไหวปราศจากการทำเครื่องหมายตามตำแหน่งต่างๆ บนร่างกาย โดยใช้กล้อง Kinect หนึ่งถึงสี่ตัวในการตรวจจับแล้วนำภาพสีที่แสดงความลึก ที่ได้จากกล้องในหลายๆ มุมมอง นำไปคำนวณหาค่าตำแหน่งของข้อต่อของร่างกายผู้ถูกตรวจจับ จากนั้นนำตำแหน่งของข้อต่อไปสร้างเป็นโครงร่างมนุษย์ และในปีเดียวกันนี้ งานวิจัยของ R. Igorevich, E. Ismoilovich และ D. Min [6] ได้เสนอระบบการควบคุมหุ่นยนต์ด้วยท่าทางของผู้ควบคุม โดยควบคุมให้หุ่นยนต์แสดงท่าทางเช่นเดียวกันกับท่าทางของผู้ควบคุม งานวิจัยนี้ใช้กล้อง Kinect ในการตรวจจับท่าทางของผู้ควบคุม และใช้ OpenNI ในการให้ข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อ สำหรับการควบคุมท่าทางของหุ่นยนต์ งานวิจัยนี้ใช้ขนาดมุมระหว่างข้อต่อของร่างกายของผู้ควบคุมที่คำนวณจากข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อที่กล้องตรวจจับได้ไปควบคุมการแสดงท่าทางของหุ่นยนต์

ในงานวิจัยนี้จะใช้กล้อง Kinect เป็นตัวตรวจจับข้อต่อเพื่อสร้างระบบที่สามารถวัดมุมที่บริเวณข้อต่อ หัวไหล่ ข้อศอก และหัวเข่า และวัดความสูงของสะโพก โดยไม่ต้องใช้อุปกรณ์ติดตามร่างกายในขณะที่วัด ใช้เวลาในการวัดเพียงไม่นาน สามารถวัดมุมได้พร้อมกันหลายข้อต่อ และสามารถวิเคราะห์การเคลื่อนไหวได้ ซึ่งเครื่องมือวัดมุมมาตรฐานไม่สามารถทำได้

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

- 1.2.1 เพื่อวัดค่ามุมที่บริเวณทั้งสองข้างของ หัวไหล่ ข้อศอก และหัวเข่า
- 1.2.2 เพื่อวัดความสูงของสะโพกชายและขวา
- 1.2.3 เพื่อวัดการเคลื่อนไหวของนักฟุตบอล
- 1.2.4 ระบบต้องไม่สร้างความรำคาญให้ผู้ป่วย

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

กล้อง Kinect น่าจะนำมาใช้เพื่อศึกษาการวัดมุมระหว่างข้อต่อ และสามารถนำมาใช้ทดแทนการทำงานของเครื่องวัดมุมมาตรฐาน นอกจากนี้สามารถวัดความสูงสะโพกซึ่งยังไม่มีเครื่องมือใดสามารถวัดได้ และวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของนักกีฬา เมื่อใช้ร่วมกับ 3 D motion

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

โดยใช้ทฤษฎีเวกเตอร์ 3 มิติ ในการคำนวณมุมของข้อต่อบริเวณต่าง เพื่อศึกษาความผิดปกติของข้อต่อ การเคลื่อนไหวของข้อต่อ เช่น โรคข้อติดจะทำให้ค่ามุมที่ข้อต่อนั้นมีค่ามากกว่าค่ามุมที่ข้อต่อที่ปกติ และลักษณะท่าทางในการเตะฟุตบอล

1.5 ขอบเขตการวิจัย

- 1.5.1 ทำการศึกษาออกแบบและพัฒนาโปรแกรมด้วย VB 2010

- 1.5.2 ใช้กล้อง Kinect 360 box 1 ตัว เพื่อตรวจจับข้อต่อต่างๆ

- 1.5.3 ผู้เข้าทดสอบต้องยืนห่างจากกล้อง 2 เมตร และทดสอบได้ครั้งละ 1 คน
- 1.5.4 ทำการทดลองกับคนปกติ
- 1.5.5 ทำการทดลองกับการเคลื่อนไหวของนักฟุตบอล

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ระบบตรวจจับความผิดปกติของผู้ป่วยที่มีความผิดปกติทางการเดินโดยใช้เซนเซอร์ 3 มิติ (Kinect) ได้อธิบายถึงขั้นตอนและวิธีการออกแบบ โดยส่วนเนื้อหาของบทต่างๆ ดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำ ในบทนี้จะกล่าวถึง ความเป็นมาและความสำคัญวัตถุประสงค์ของการศึกษา แนวความคิดที่ใช้ในการทำปริญญาโท ขอบเขตของการศึกษา ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ ขั้นตอน และเวลาในการจัดทำโครงการ รวมทั้งโครงสร้างปริญญาโท เป็นต้น

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ในบทนี้จะกล่าวถึง ความรู้ที่เกี่ยวข้องกับการออกกำลังกายเพื่อป้องกันข้อติด หรือเพิ่มพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อ (Range of motion) เซนเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ หรือ Kinect เครื่องวัดมุมโกนิโอมิเตอร์ การคำนวณเวกเตอร์ โปรแกรม Microsoft Visual Studio 2010 เป็นต้น

บทที่ 3 การออกแบบระบบ ในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบซอฟต์แวร์ การออกแบบสถานที่ทำการทดลอง วิธีการคำนวณมุมที่ข้อต่อและความสูงของสะโพก และการออกแบบการทดลอง

บทที่ 4 ผลการทดลอง ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองการวัดมุมบริเวณหัวเข่า หัวไหล่ และข้อศอก และการวัดความสูงของสะโพก โดยเซนเซอร์ 3 มิติ ชนิดไม่สัมผัส ซึ่งสามารถแบ่งการทดลองออกได้เป็น 4 การทดลองคือ การเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวเข่า ข้อศอก และหัวไหล่โดยเครื่องมือวัด Goniometer และระบบ การเปรียบเทียบค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บกับผู้ที่ไม่มีอาการบาดเจ็บ การวัดค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บ และการวัดค่ามุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลใน 5 ท่าทาง คือ เตะแปบอล เตะวอลเลย์ เตะหลังเท้า เตะฟรีคิกบอล และเตะคอนเนอร์บอล

บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ ในบทนี้จะกล่าวถึง สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะรวมถึงแนวทางในการพัฒนาต่อไป

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ในบทนี้จะกล่าวถึง ความรู้ที่เกี่ยวข้องกับการออกกำลังกาย เพื่อป้องกันข้อติด หรือเพิ่มพิสัยการเคลื่อนไหวของข้อ (Range of motion) เช่น เซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวแบบ 3 มิติ หรือ Kinect เครื่องวัดมุมโกนิโอมิเตอร์ การคำนวณเวกเตอร์ โปรแกรม Microsoft Visual Studio 2010 เป็นต้น

2.1 ทฤษฎีการเดิน

2.1.1 การเดิน [8]

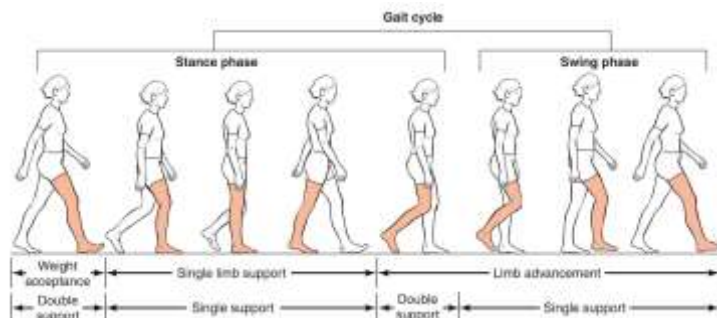
การเดินเป็นการเคลื่อนไหวของขาสองข้างสลับกัน อย่างเป็นจังหวะ และมีการเคลื่อนไหวของลำตัวเพื่อให้จุดศูนย์กลางของร่างกายเคลื่อนไปข้างหน้า โดยการเดินต้องเป็นวงจร เรียกว่า วงจรการเดิน ซึ่งครอบคลุม

2.1.1.1 Stance phase เป็นระยะที่ขาข้างหนึ่งยังคงวางอยู่บนพื้น ประกอบด้วย 4 ระยะย่อย คือ ระยะที่ส้นเท้าอยู่กับพื้น ระยะที่ฝ่าเท้าอยู่กับพื้น ระยะที่น้ำหนักตัวลงไปบนเท้าข้างที่สัมผัสพื้น ระยะที่ส้นเท้ายกขึ้นจากพื้น ไปจนถึงนิ้วเท้ายกจากพื้น

2.1.1.2 Swing phase เป็นระยะที่ขาข้างนั้นยกลอยขึ้นจากพื้น ประกอบด้วย 3 ระยะย่อยคือ

1. ระยะที่นิ้วเท้ายกขึ้นจากพื้น และยกสูงขึ้น (Acceleration)
2. ระยะกลางของ ระยะสวิง (Swing phase) เป็นระยะที่เท้าจะเคลื่อนต่ำลงมาจนเกือบถึงพื้น แล้วเข้าสู่ระยะสแทนซ
3. ระยะสุดท้ายของ Swing phase เป็นระยะที่เท้าจะเคลื่อนต่ำลงมาจนเกือบถึงพื้นแล้วเข้าสู่ Stance phase ใหม่ ในระยะนี้ถ้าสังเกตที่พื้น จะพบว่าความกว้างของฐานหรือระยะระหว่างขาทั้งสองข้างจากส้นเท้าข้างหนึ่งถึงอีกข้างหนึ่ง ควรจะเท่ากับ 2 - 4 นิ้ว

2.1.1.3 Double support เป็นช่วงเวลาที่ทำแต่ละพื้นเวลาเดียวกันโดยที่ขาข้างหนึ่งอยู่ในระหว่างยกเท้า (Push off) และนิ้วเท้าขึ้นจากพื้น (Toe off) ส่วนขาอีกข้างอยู่ในระยะที่ส้นเท้าและฝ่าเท้าแตะอยู่กับพื้น (Heel strike and Foot flat) ช่วงระยะดับเบิลซัพพอร์ท (Double support) จะพบในการเดินปกติแต่จะไม่พบในการวิ่ง



รูปที่ 2.1 แสดงลักษณะการเดินของวงจรการเดิน

2.1.2 การตรวจการเดินปกติ

ในช่วงการเดินปกติ ทุกคนจะมีความเป็นอิสระ และการเคลื่อนไหวแขนขา ลำตัว ไบหน้าจะเป็นไปโดยธรรมชาติ มีการลงน้ำหนักของขาข้างหนึ่งเพื่อให้ขาอีกข้างหนึ่งก้าวไปข้างหน้า และเชิงกรานจะทำมุมใกล้เคียง 90 องศา กับขาข้างที่ลงน้ำหนักขณะเดียวกันแกนด้านตรงข้ามจะขยับไปข้างหน้าอัตโนมัติ หัวไหล่ข้างเดียวกันก็จะไปข้างหน้าด้วย รูปร่างท่าทางของลำตัวจะแตกต่างกันไปแต่ละคน แต่ทั่วไปลำตัวจะตั้งตรง ในการตรวจจึงควรสังเกตสิ่งต่อไปนี้

2.1.2.1 สังเกตการเอียงตัวซ้ายและขวาของผู้ป่วยขณะเดินมาหาว่าเท่ากันหรือไม่ การวางแขนและการเหวี่ยงแขนได้จังหวะและเท่ากันหรือไม่ ลักษณะของวงจรการเดินเป็นปกติหรือไม่ หลังจากนั้นสังเกตสิ่งเดียวกันทางด้านหลัง และด้านข้างของผู้ป่วย

2.1.2.2 ให้ดูทั้งตัวตามที่กล่าวไว้ ตลอดจนฝ่าเท้า การเคลื่อนไหวสะโพก ความกว้างของฐาน ฯลฯ

2.1.2.3 สังเกตความผิดปกติท่าเดินที่ผิดปกติ

2.1.3 ความผิดปกติที่เกิดจากท่าเดิน

คนบางคนอาจมีท่าเดินที่ไม่เหมือนปกติ (เดินเขย่งปลายเท้า) และอื่นๆ โดยลักษณะการเดินเช่นนี้อาจถือได้ว่าเป็นสิ่งปกติที่แตกต่างกันได้ในแต่ละคนเหมือนกับรูปร่างหน้าตาคนเราที่แตกต่างกัน ถ้าเมื่อใดลักษณะการเดินนั้นแปลกออกไปมาก เราจำเป็นต้องประเมินดูว่าความผิดปกติ นั้นจะมีผลมาก หรือน้อยเพียงใดเพื่อพิจารณาหาสาเหตุ และหาทางแก้ไขต่อไป โดยปัจจัยที่มักทำให้เกิดการเบี่ยงเบนของท่าเดินไปจากปกติได้แก่

1. มีการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อ (Restrict of joint motion) ซึ่งรวมถึงการที่ข้อถูกตึงรั้ง(Contracture)
2. มีความปวดทำให้การเคลื่อนไหวไม่คล่องตัว
3. กล้ามเนื้ออ่อนแรง (Muscle weakness)
4. มีความผิดปกติของการรับรู้ (Sensation) เช่นมีความเจ็บปวดมากขึ้นหรือลดลง

หรือสูญเสียเกี่ยวกับการรับรู้ตำแหน่งของร่างกาย (Joint position sense)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. สูญเสียการทำงานที่ประสานกันของกล้ามเนื้อ (Coordination)

ความผิดปกติที่พบบ่อย

1. Trendelenburg's gait (Gluteus medius gait) เป็นความผิดปกติที่กล้ามเนื้อ Abductors บริเวณสะโพก หรือกล้ามเนื้อสะโพกอ่อนแอ ส่งผลให้ขณะเดินลำตัวจะเบนไปข้างหน้า เพื่อรักษาสสมดุลไว้ไม่ให้ล้ม อาจพบในผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตที่กล้ามเนื้อ Gluteus medius และ Minimus ข้อสะโพกเคลื่อน เป็นต้น

2. Gluteus Maximus gait เป็นความผิดปกติที่กล้ามเนื้อ Extensors บริเวณสะโพก ขณะเดินส่วนบนจะเอนไปข้างหลัง เพื่อรักษาสสมดุลไม่ให้ พบในผู้ป่วยที่เป็นอัมพาตของ Gluteus Maximus

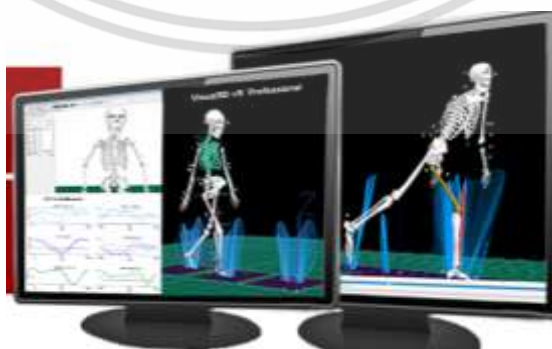
3. Quadriceps paralysis เกิดจากกล้ามเนื้อบริเวณต้นขาหน้า (Quadriceps) เป็นอัมพาต มีปัญหาขณะก้าวเดินในระยะ Foot flat จนก่อนจะถึงระยะ Mid-stance ซึ่งเป็นระยะที่ขาต้องรับน้ำหนักตัว จึงต้องใช้กล้ามเนื้อ Soleus และ Gluteus maximus แทนการตรงเข้าเพื่อให้เดินได้อย่างปกติ

4. Stepage gait เกิดจากกล้ามเนื้อ Foot dorsiflexors (Paralytic foot drop) เป็นอัมพาต หรือมีอาการข้อเท้าติดแข็งอยู่ในท่าเหยง ขณะก้าวเดินจะยกเข่าสูงเพื่อให้ปลายเท้าไม่สัมผัสพื้น และเวลาก้าวเท้าลงพื้นส่วนของปลายเท้าจะสัมผัสพื้นก่อนแทนที่จะเป็นส้นเท้า

2.2 เครื่องมือที่ใช้วิเคราะห์การเดินของมนุษย์ [9]

2.2.1 เครื่อง Visual 3D™ ของบริษัท C-Motion

เครื่อง Visual 3D™ เป็นเครื่องมือที่ใช้มาร์คเกอร์ชนิดสะท้อนแสงติดตามร่างกาย ผู้เข้าร่วมโดยรับข้อมูลภาพจากกล้องมากกว่า 1 ตัว เพื่อที่จะใช้สร้างภาพสามมิติ ซึ่งสามารถที่จะหา มุมของข้อต่อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า รวมทั้งสามารถหาความเร็ว ความเร่งเชิงมุม และแรงที่กระทำ กับกระดูกแต่ละชิ้นในการขณะเคลื่อนไหว

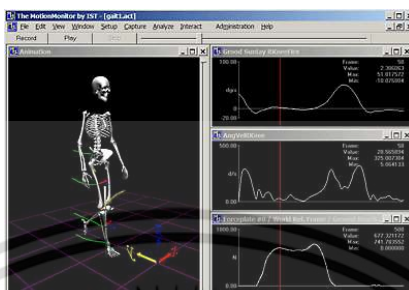


รูปที่ 2.2 หน้าจอแสดงผลของเครื่อง Visual 3D™

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 เครื่อง Motion monitoring ของบริษัท The Motion Monitoring [10]

เครื่อง Motion monitoring ใช้มาร์คเกอร์ชนิดแถบแม่เหล็กโดยข้อมูลภาพที่ได้ถ่ายจากกล้องวิดีโอ เพื่อใช้ในการสร้างภาพสามมิติ ซึ่งสามารถหามุมของข้อสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้า ความเร็ว ความเร่งเชิงมุม และแรงลัพท์ที่กระทำกับขาที่อ่อนบน และขาที่อ่อนล่าง



รูปที่ 2.3 แสดงหน้าจอเครื่อง Motion monitoring ของบริษัท The Motion Monitoring

2.2.3 เครื่อง Qualisys ของบริษัท Qualisys Medical AB [11]

เครื่อง Qualisys ใช้มาร์คเกอร์ ชนิด Active ซึ่งภาพที่ได้จากกล้องมากกว่า 1 ตัว เพื่อสร้างภาพสามมิติ เครื่องนี้สามารถหามุมของข้อสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้า ความเร็ว และความเร่งเชิงมุม และแรงลัพท์ที่กระทำกับขาที่อ่อนบนและขาที่อ่อนล่าง ซึ่งเครื่องนี้จะใช้ร่วมกับเซ็นเซอร์วัดแรงกดเท้า เพื่อหาแรงที่ขาแต่ละส่วน



รูปที่ 2.4 แสดงการใช้เครื่อง Qualisys ของบริษัท Qualisys Medical AB และแสดงภาพจำลองในภาพสามมิติ

2.2.4 เครื่อง 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walk [12]

เครื่อง 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walk ผลิตโดยบริษัท © zebris Medical GmbH โดยใช้มาร์คเกอร์ชนิด Active แบบไมโครโฟน และ Ultrasonic Transmitter ซึ่งเครื่องนี้สามารถที่จะหามุมของข้อสะโพก ข้อเข่า ข้อเท้า ความเร็ว และความเร่งเชิงมุม

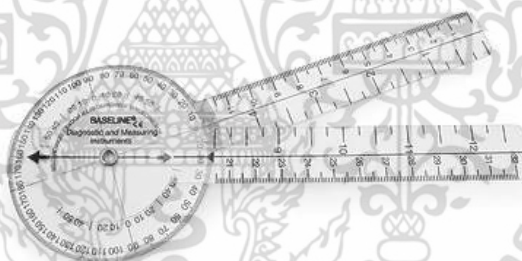
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงเครื่อง 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walk ขณะการใช้งาน

2.3 เครื่องมือที่ใช้ในการวัดช่วงการเคลื่อนไหวของข้อ (Goniometer) [4]

การวัดช่วงการเคลื่อนไหวของข้อต่าง ๆ มีประโยชน์ คือ การรู้ค่าของช่วงการเคลื่อนไหวของข้อต่อ จะใช้เป็นข้อมูลในการวินิจฉัยและการตั้งวัตถุประสงค์การรักษา (Treatment goals) เพื่อใช้ในการประเมินผลการรักษาถึงความก้าวหน้า (Progression) เพื่อให้เกิดความเข้าใจตรงกัน ในกลุ่มผู้รายงาน ทำให้ประหยัดเวลา และค่าใช้จ่ายเพราะจำเป็นต้องตรวจผู้ป่วย



รูปที่ 2.6 โกนิโอมิเตอร์ (Goniometer)

เครื่องมือที่ใช้วัดช่วงการเคลื่อนไหวของข้อมีหลายแบบ ชนิดตั้งแต่อย่างสลับซับซ้อนมาก ในห้องปฏิบัติการ ซึ่งต้องการความละเอียดอ่อนมา ถึงแบบที่เรียบง่ายเพื่อใช้ในทางคลินิก เครื่องมือที่ใช้สำหรับทางคลินิก ควรมีความสมบัติดังนี้ เรียบง่าย ทนทาน สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก สามารถใช้ได้กับทุกส่วนของร่างกาย ทั้งในบุคคลที่มีรูปร่างและอายุต่างกัน มีความแม่นยำ เมื่อใช้วัดซ้ำจากผู้วัดหลายๆ คนที่ฝึกมาเหมือนกัน เครื่องมือที่ใช้กันมากคือ Goniometer Spondylometer Tape และลูกดิ่ง แต่มักจะพบปัญหาในการวัดอยู่เสมอ ซึ่งทำให้ได้ผลไม่แม่นยำเสมอไป ดังนั้น จึงอนุโลมผลของการวัดให้ผิดพลาดได้ +5 ถือว่าเชื่อถือได้ ในคลินิกเดียวกันควรใช้เครื่องมือเดียวกัน เพื่อลดข้อผิดพลาดอันเกิดจากเครื่องมือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องมือวัดมุมโกนิโอมิเตอร์ (Goniometer) เป็นเครื่องมือที่ทั้งวัดมุมหรือช่วยให้วัดดูที่จะหมุนไปยังตำแหน่งเชิงมุมที่แม่นยำ Goniometers นี้จะสามารถวัดช่วงของการเคลื่อนไหวรอบข้อต่อของส่วนต่างๆของร่างกาย

2.3.1 ลักษณะของ Universal Goniometer

2.3.1.1 เป็นสเกลแบบวงกลมหรือครึ่งวงกลม มีแกน 2 อัน ยาวประมาณ 12 นิ้ว อาจมีแกนยาว 6 นิ้ว หรือ 8 นิ้ว ในกรณีสำหรับใช้วัดนิ้วมือ หรือข้อมือ แกนที่ใช้วางขนานกับร่างกาย ส่วนที่อยู่กับที่ เรียกว่า Stationary arm ส่วนอีกแกนหนึ่งเคลื่อนไปตามส่วนของร่างกายที่เคลื่อนไหว เรียกว่า Movable arm โดยแกนทั้งสองนี้อาจใช้สลับกันได้

2.3.1.2 สเกลละเอียดพออ่านได้ 1- 2 องศา และมีช่องห่างพอควร เพื่อให้อ่านได้ง่ายและสะดวก

2.3.1.3 ถ้าเป็นครึ่งวงกลมควรมีตัวเลขแสดงจำนวน 2 องศา คือ 0 – 180 องศา และ 180 องศา

2.3.1.4 มีจุดหมุนที่ทำให้แกนเคลื่อนได้สะดวก แต่ก็ไม่เลื่อนจนเกินไปทำให้อ่านไม่ทัน

2.3.2 ความผิดพลาดของการวัดด้วย goniometer เกิดขึ้นได้เนื่องจาก

2.3.2.1 การจัดวางเครื่องมือ และการอ่านของผู้วัด

2.3.2.2 ความชำนาญของผู้วัด

2.3.2.3 ความชัดเจนของส่วนที่จะวัด

2.4 Microsoft Kinect Sensor [13]

Microsoft Kinect Sensor คือ อุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวที่ถูกพัฒนาขึ้นโดยบริษัท Microsoft ซึ่งสามารถทำให้ผู้ใช้สามารถควบคุมและมีปฏิสัมพันธ์กับเครื่องเล่นเกมส์หรือคอมพิวเตอร์ได้โดยใช้การออกท่าทางและคำสั่งเสียงแทนการใช้อุปกรณ์ควบคุมอื่นๆ



รูปที่ 2.7 (ก) กล้อง Kinect (ข) แสดงองค์ประกอบของกล้อง Kinect

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1 ส่วนประกอบที่สำคัญของ Microsoft Kinect Sensor

1. Infrared optics (Depth sensor) ซึ่งประกอบไปด้วย Infrared projector ทำหน้าที่ฉายแสงอินฟราเรดซึ่งมองด้วยตาเปล่าไม่เห็นออกมาเป็นแพทเทิร์นจุด และมี Infrared camera ที่ทำหน้าที่รับแสงอินฟราเรดที่ถูกฉายออกไปเพื่อใช้ในการสร้างภาพที่บอกความลึกตัวของวัตถุ (Depth map)
2. RGB camera เป็นกล้องถ่ายภาพเคลื่อนไหวใช้รับข้อมูลสีและช่วยในระบบจดจำใบหน้า (Face recognition)
3. Motorized tilt ทำหน้าที่ในการปรับการมองเห็นของ Kinect ให้เงยขึ้นหรือก้มลงได้ 27 องศา
4. Multi-array microphone มีหน้าที่ใช้รับเสียงและมีส่วนช่วยในการระบุตำแหน่งของผู้ใช้ว่าอยู่ที่ไหน มีไมโครโฟนทั้งหมดจำนวน 4 ตัว สามารถใช้แยกแยะเสียงของผู้เล่นและเสียงรบกวนภายนอกออกจากกันได้

2.4.2 หลักการทำงานของ Microsoft Kinect Sensor

Microsoft Kinect Sensor จะตรวจจับการเคลื่อนไหวของผู้ใช้โดยเริ่มต้นจากการให้ Infrared projector ฉายแสงอินฟราเรดในลักษณะเป็นแพทเทิร์นจุดดังรูปที่ 2.7 จากนั้น Infrared camera จะรับระดับความสว่างของแสงที่ตกกระทบบนวัตถุ โดยวัตถุที่อยู่ใกล้แสงจะมีความสว่างมากและวัตถุที่อยู่ไกลจะมีแสงสว่างน้อยกว่า จากนั้นจะนำข้อมูลที่ได้ออกไปประมวลผลด้วยซอฟต์แวร์จะได้ระดับความลึกที่ออกมาดังรูปที่ 2.8 โดยวัตถุที่อยู่ใกล้กับตัวเซนเซอร์จะมีสีอ่อนและวัตถุที่อยู่ไกลจะมีสีเข้มไล่ระดับกันไป



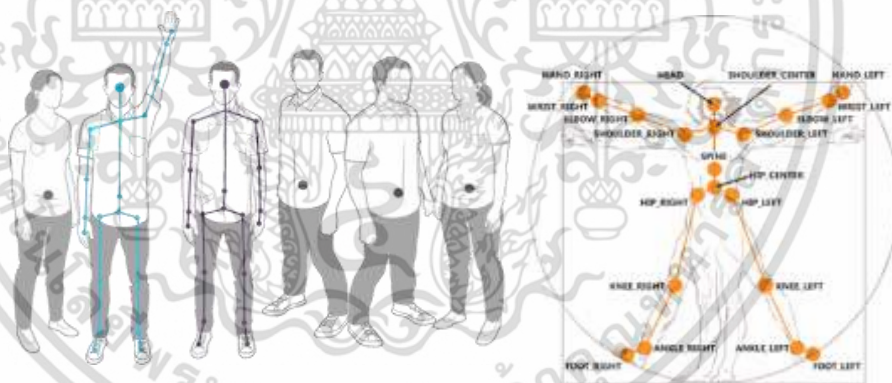
รูปที่ 2.8 แสดงจุดอินฟราเรดที่ถูกฉายออกจากกล้อง Kinect

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 แสดงภาพระดับความถี่ที่ถ่ายได้จากกล้อง Kinect

เมื่อ Kinect รู้ระดับความถี่แล้วก็จะสามารถแยกผู้เล่นออกจากสภาพแวดล้อมภายในห้องได้ นอกจากนี้ Microsoft Kinect Sensor ยังมีระบบ Skeletal Tracking ที่ใช้ติดตามโครงกระดูกของผู้ใช้งาน ซึ่งสามารถติดตามได้มากที่สุด 2 คน แต่จะมองเห็นทั้งหมด 6 คน ซึ่งภาพที่แสดงจะเป็นภาพของโครงกระดูกมนุษย์ที่แทนด้วยข้อต่อ 20 จุดสำคัญตามร่างกายดังรูปที่ 2.9 – 2.10

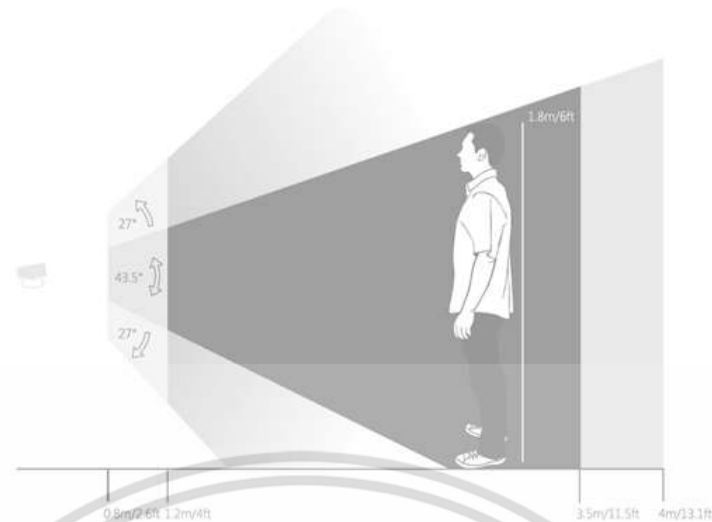


รูปที่ 2.10 (ก) แสดงจำนวนที่กล้อง Kinect สามารถตรวจจับได้ และที่กล้องมองเห็น

(ข) แสดงของโครงกระดูกมนุษย์ที่แทนด้วยข้อต่อ 20 จุดสำคัญตามร่างกาย

ระยะการตรวจจับการเคลื่อนไหวของ Kinect นั้นจะตรวจจับได้ไกลที่สุดในระยะที่ห่างออกไป 0.8 เมตร จนถึง 4 เมตร แต่ระยะที่ทำการตรวจจับได้ดีที่สุดคือห่างจาก Kinect ตั้งแต่ 1.2 เมตร จนถึง 3.5 เมตรดังรูปที่ 2.10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยามให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 แสดงระยะ ความสูง และมุมที่กล้อง Kinect ตรวจสอบผู้ใช้

2.4.3 การตรวจจับการเคลื่อนไหว

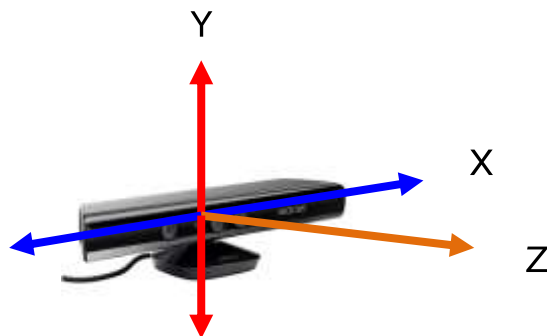
การตรวจจับการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์โดยใช้กล้อง Kinect และ OpenNI ที่มี PrimeSense NiTE เป็น Middleware ก่อนที่จะเริ่มตรวจจับการเคลื่อนไหว ระบบสามารถให้ข้อมูลตำแหน่งของแต่ละข้อได้ทันที แต่หากมีความผิดพลาดเกิดขึ้นในขณะทำการตรวจจับการเคลื่อนไหว ให้แสดงท่าทางดังรูปที่ 2.12 เพื่อช่วยแก้ไขปัญหา



รูปที่ 2.12 แสดงท่าทางเมื่อมีความผิดพลาดของระบบ PrimeSense NiTE

ข้อมูลข้อต่อที่ได้จากระบบจะอยู่ในรูปแบบพิกัดสามมิติ (X Y และ Z) โดยตำแหน่งของจุดกำเนิดจะเป็นตำแหน่งของกล้องที่ใช้ในการตรวจจับการเคลื่อนไหว และมีทิศทางของแกน X Y และ Z ดังรูปที่ 2.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 แสดงทิศทางของแกน X Y และ Z ของกล้อง Kinect

ซึ่งค่า X เป็นค่าแสดงระยะทางที่ห่างออกไปจากจุดกำเนิดตามแนวนอนสัมพัทธ์กับกล้องที่ตรวจจับมีค่าเป็นบวกเมื่อตำแหน่งที่ถูกตรวจจับได้อยู่ทางด้านขวาของกล้อง ค่า Y เป็นค่าแสดงระยะทางที่ห่างออกไปจากจุดกำเนิดตามแนวตั้งที่กล้องตรวจจับ จะมีค่าเป็นบวกเมื่อตำแหน่งที่ถูกตรวจจับได้อยู่สูงกว่าตำแหน่งของกล้อง และค่า Z จะเป็นระยะทางที่ห่างออกไปจากกล้อง และค่า Z จะเป็นระยะทางที่ห่างออกไปจากกล้อง หรือระยะทางด้านหน้าของกล้องระหว่างกล้องกับผู้ใช้ แต่ระยะค่าของข้อต่อจะมีหน่วยเป็นเมตร ในการตรวจจับการเคลื่อนไหวหากผู้ใช้ภายในมุมกล้องประมาณ 1.2-3.5 เมตร แต่ระยะที่ตรวจจับได้ดีคือ 2.5 เมตร จะมีความใกล้เคียงกับการวัดจริง 2.3 คำแนะนำเพิ่มเติมในการใช้ระบบ

1. ผู้เข้าร่วมไม่ควรสวมใส่ชุดที่หลวมในขณะที่ทำการตรวจจับการเคลื่อนไหว
2. การตรวจจับข้อต่อที่แขนจะมีความเสถียรน้อย หากแขนนั้นอยู่ใกล้ชิดกับส่วนของร่างกายโดยเฉพาะอยู่กับลำตัว ถ้าแขนทั้งสองอยู่ชิดกับลำตัว หรืออยู่ใกล้กับส่วนอื่น ระบบอาจรวมแขนนั้นเป็นส่วนหนึ่งของร่างกายส่วนนั้นได้ และจะทำให้ไม่สามารถตรวจจับข้อต่อที่แขนได้
3. การตรวจจับข้อต่อที่ขาจะมีการตรวจจับที่ดีขึ้น หากผู้ใช้ไม่ยืนขาชิด
4. การเคลื่อนไหวอย่างรวดเร็วหรือการแสดงท่าทางที่ซับซ้อน อาจจะทำให้ไม่สามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวได้

2.5 ผลคูณของเวกเตอร์ [14]

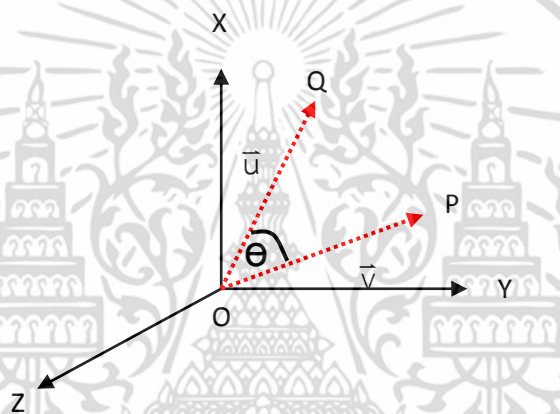
การคูณเวกเตอร์มี 2 ชนิดได้แก่ ผลคูณที่ได้เป็นปริมาณสเกลาร์ เรียกว่าผลคูณแบบดอท (dot product) หรือผลคูณสเกลาร์ (scalar product) และ ผลคูณที่ได้เป็นปริมาณเวกเตอร์ เรียกว่าผลคูณแบบครอส (cross product) หรือผลคูณเวกเตอร์ (vector)

ผลคูณเชิงสเกลาร์ (scalar product or dot product) บทนิยาม ผลคูณเชิงสเกลาร์ของ \vec{u} และ \vec{v} เขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ $\vec{u} \cdot \vec{v}$ โดยที่

ตารางที่ 2.1 แสดงสูตรผลคูณเชิงสเกลาร์ระหว่างเวกเตอร์สองมิติและเวกเตอร์สามมิติ

สองมิติ	สามมิติ
$\vec{u} = a_1\vec{i} + b_1\vec{j}$	$\vec{u} = a_1\vec{i} + b_1\vec{j} + c_1\vec{k}$
$\vec{v} = a_2\vec{i} + b_2\vec{j}$	$\vec{v} = a_2\vec{i} + b_2\vec{j} + c_2\vec{k}$
$\vec{u} \cdot \vec{v} = a_1a_2 + b_1b_2$	$\vec{u} \cdot \vec{v} = a_1a_2 + b_1b_2 + c_1c_2$

ในบทนิยามดังกล่าวจะใช้ \cdot แทนเครื่องหมาย โดยจะเรียกผลคูณที่ได้อีกอย่างหนึ่งว่าผลคูณจุด (dot product)



รูปที่ 2.14 แสดงเวกเตอร์สามมิติ

จากทฤษฎี ให้ \vec{u} และ \vec{v} เป็นเวกเตอร์ และ θ เป็นมุมระหว่าง \vec{u} กับ \vec{v} โดยที่ $0^\circ \leq \theta \leq 180^\circ$ จะทำได้จากสมการที่ 2.1

$$\vec{u} \cdot \vec{v} = |\vec{u}||\vec{v}|\cos\theta \quad (2.1)$$

ในกรณีที่ต้องการหามุมระหว่าง \vec{u} กับ \vec{v} จะได้ หาได้จาก สมการ 2.2

$$\cos \theta = \frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{|\vec{u}||\vec{v}|}$$

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{|\vec{u}||\vec{v}|}\right) \quad (2.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.6.1 Video System for Dynamic Motion Analysis of Human Gait [15]

เฉลิมพล คงเขียว ในปี 2010 จากมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ได้ศึกษาการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ สามารถแก้ไขการเดิน หรือลักษณะความผิดปกติของการเดิน ใช้ระบบภาพเคลื่อนไหวแบบไดนามิกในการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ ซึ่งประกอบด้วยกล้องวิดีโอ และใช้หลอด LED สีน้ำเงินเป็นมาร์คเกอร์จะติดด้านข้างของลำตัวที่ตำแหน่งสะโพก และเข่า เพื่อศึกษาค่าความผิดพลาดรูปคลื่น ค่าแอมพลิจูดของความถี่หลักมูล และค่าความเร็วเชิงมุมของคนปกติ

2.6.2 A Dancer's Performance using Kinect-based Skeleton Tracking [16]

D.Alexialdis และคณะ ในปี 2011 ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับระบบการวัดประสิทธิภาพของนักเต้นโดยใช้กล้อง Kinect ในการตรวจจับการเคลื่อนไหว และใช้ Open NI เป็น API ในการให้ข้อมูลการตรวจจับงานวิจัยนี้ในการเปรียบเทียบตำแหน่งของข้อต่อของนักเต้นสองคนที่ได้จากการตรวจจับตามเวลาจริงมาเป็นส่วนหนึ่งในการให้คำแนะนำการเต้น ผลการศึกษาของงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า สามารถนำข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อไปใช้งานในด้านการตรวจจับการเคลื่อนไหว

2.6.3 Markerless Motion Capture using multiple Color-Depth Sensors [5]

K.Berger และคณะ ในปี 2011 ได้ศึกษาเกี่ยวกับการตรวจจับการเคลื่อนไหวปราศจากการทำเครื่องหมายตามตำแหน่งต่างๆ บนร่างกาย โดยใช้กล้อง Kinect หนึ่งถึงสี่ตัวในการตรวจจับ แล้วนำภาพสีที่แสดงความลึก ที่ได้จากกล้องในหลายๆ มุมมอง นำไปคำนวณหาค่าตำแหน่งของข้อต่อของร่างกายผู้ถูกตรวจจับ จากนั้นนำตำแหน่งของข้อต่อไปสร้างเป็นโครงร่างมนุษย์

2.6.4 Behavioral Synchronization of Human and Humanoid Robot [6]

R. Igorevich, E. Ismoilovich และ D. Min ในปี 2011 ได้เสนอระบบการควบคุมหุ่นยนต์ด้วยท่าทางของผู้ควบคุม โดยควบคุมให้หุ่นยนต์แสดงท่าทางเช่นเดียวกันกับท่าทางของผู้ควบคุม งานวิจัยนี้ใช้กล้อง Kinect ในการตรวจจับท่าทางของผู้ควบคุม และใช้ OpenNI ในการให้ข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อ สำหรับการควบคุมท่าทางของหุ่นยนต์ งานวิจัยนี้ใช้ขนาดมุมระหว่างข้อต่อของร่างกายของผู้ควบคุมที่คำนวณจากข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อที่กล้องตรวจจับได้ไปควบคุมการแสดงท่าทางของหุ่นยนต์

บทที่ 3

การออกแบบระบบ

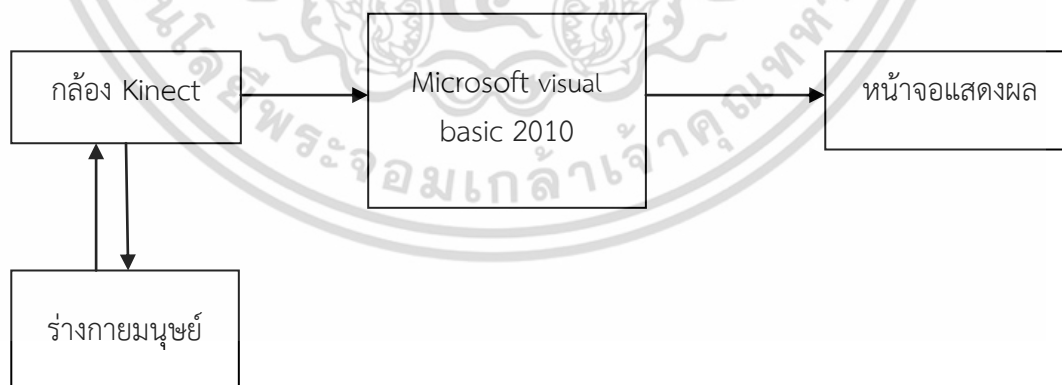
การออกแบบระบบ ในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบซอฟต์แวร์ การออกแบบสถานที่ทำการทดลอง วิธีการคำนวณมุมที่ข้อต่อและความสูงของสะโพก และการออกแบบการทดลองดังนี้

3.1 การออกแบบซอฟต์แวร์

ในการออกแบบโปรแกรมวิเคราะห์ และแสดงผล สามารถเลือกใช้ได้หลากหลายโปรแกรม แต่ในวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้โปรแกรม Visual Basic 2010 เนื่องจาก สามารถที่จะแยกออกแบบหน้าจอโดยเขียนโปรแกรมแยกออกจากโปรแกรมหลัก ซึ่งสามารถมาพัฒนาโปรแกรมจากไมโครซอฟท์ที่ได้พัฒนาโปรแกรมเพื่อควบคุมการตรวจจับและวิเคราะห์ข้อมูลจากกล้อง Kinect ในโหมด Skeleton tracking

3.1.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงาน

การทำงานของระบบนี้ใช้ กล้อง Kinect เป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับร่างกายมนุษย์ โดยสามารถตรวจจับข้อต่อได้ถึง 20 ข้อต่อในการวัดระยะหรือความลึกของวัตถุต่าง ๆ นั้นอาศัยการทำงานของอุปกรณ์เซ็นเซอร์วัดระยะ (Depth Sensor) ซึ่งประกอบอุปกรณ์ 2 ชนิดคือ Infrared Laser Projector และ Monochrome CMOS Sensor โดยตัว Infrared Laser Projector จะส่งแสงอินฟราเรดไปกระทบกับวัตถุที่อยู่ในแนวรัศมี เมื่อแสงอินฟราเรดกระทบกับวัตถุก็จะสะท้อนกลับมาที่ตัวรับ Monochrome CMOS Sensor จากนั้นซอฟต์แวร์ก็จะคำนวณระยะทางอาศัยเวลาการเดินทางของแสงอินฟราเรดและจะส่งค่าที่ได้ไปประมวลผลบน Microsoft Visual basic 2010 และส่งข้อมูลผ่านหน้าจอแสดงผล ดังรูปที่ 3.1

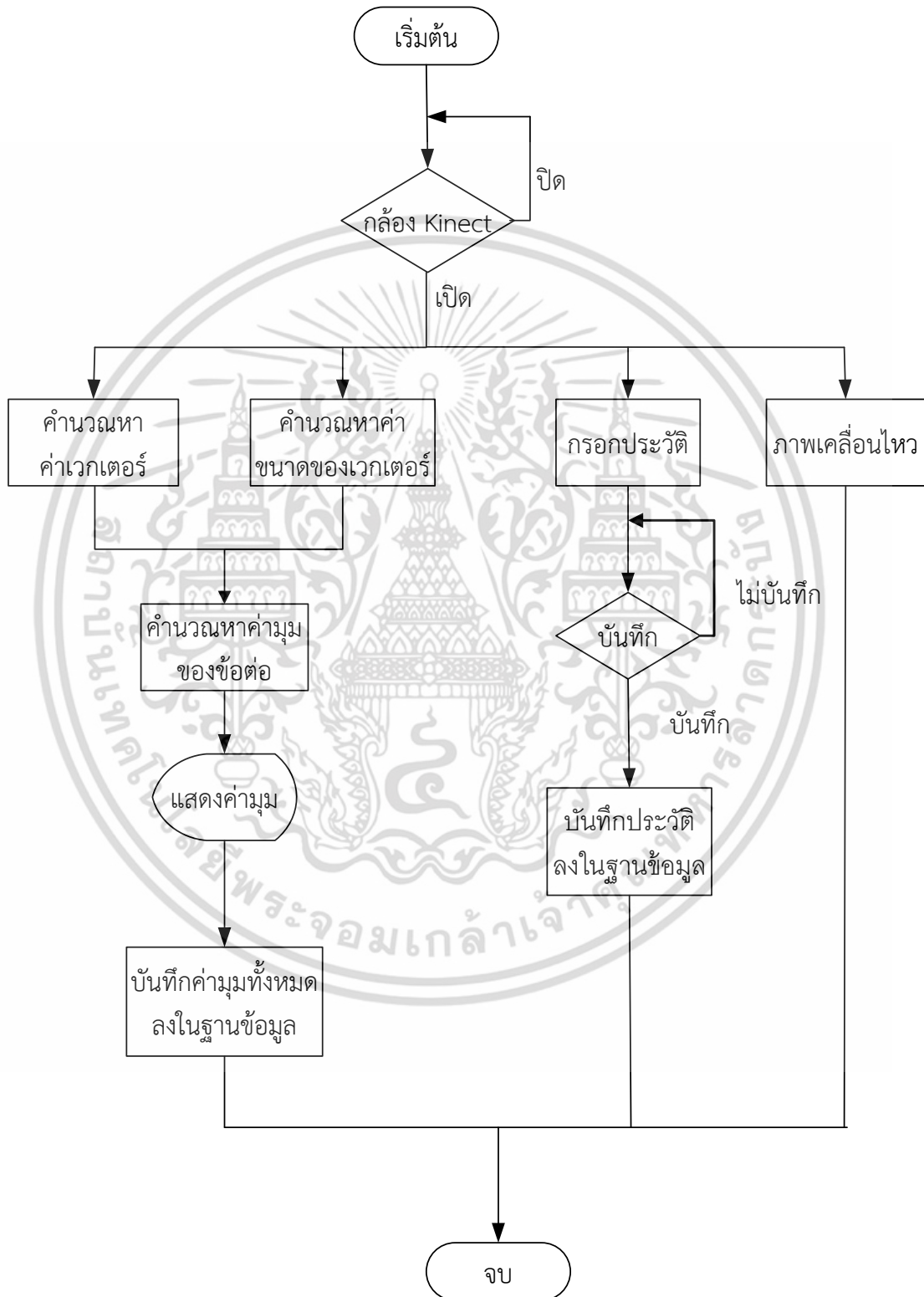


รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบ

3.1.2 โฟลว์ชาร์ตของโปรแกรมหลัก

การทำงานของระบบ มีขั้นตอนการทำงานดังนี้ เริ่มต้นการทำงานของโปรแกรม ตรวจสอบการเชื่อมต่อระหว่างกล้อง Kinect กับระบบ หากไม่เชื่อมต่อบนหน้าจอจะไม่แสดงข้อมูล เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใดๆ แต่หากเชื่อมต่อระบบจะนำข้อมูลที่ได้อ่านค่าขนาดของเวกเตอร์ และเวกเตอร์ เมื่อได้สองค่านี้ระบบจะทำการคำนวณเป็นมุมระหว่างข้อต่อ หากกดปุ่ม Save ระบบจะทำการเก็บข้อมูลไว้บน Data base พร้อมทั้งแสดงภาพเคลื่อนไหวของผู้เข้าร่วม



รูปที่ 3.2 แผนผังการทำงานของโปรแกรมหลัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การออกแบบสถานที่ทำการทดลอง

การออกแบบสถานที่ทำการทดลองเป็นสิ่งสำคัญต่อวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ซึ่งเป็นสิ่งที่ต้องออกแบบให้สถานที่ทำการทดลองมีความเหมาะสมต่อคุณสมบัติของกล้อง Kinect สามารถตรวจจับการเคลื่อนไหวได้ไกลที่สุดในระยะที่ห่างออกไป 0.8 เมตร จนถึง 4 เมตร แต่ระยะที่ทำการตรวจจับได้ดีที่สุดคือห่างจาก Kinect ตั้งแต่ 1.2 เมตร จนถึง 3.5 เมตร โดยฟังก์ชัน Skeleton tracking จะตรวจจับข้อต่อได้ดีในระยะ 2.5 เมตร ห่างจากกล้อง ค่าตำแหน่งของข้อต่อที่ถูกตรวจจับจะมีค่าใกล้เคียงกับการวัดจริง มุมกล้องปกติมีค่ามุม 47 องศา แต่สามารถบวกเพิ่มและลดลงได้อีก 27 องศา สามารถตรวจจับผู้เข้าร่วมที่มีความสูงมากกว่า 180 เซนติเมตร ดังรูปที่ 3.3 และ 3.4



รูปที่ 3.3 แสดงมุมมองของกล้องมุมสูง

รูปที่ 3.4 แสดงมุมมองของกล้องมุมกว้าง

3.3 วิธีการคำนวณมุมที่ข้อต่อ และความสูงของสะโพก

วิธีการคำนวณมุมที่บริเวณข้อต่อโดยใช้กล้อง Kinect เพื่อตรวจจับข้อมูลบริเวณข้อต่อที่ได้จากระบบจะอยู่ในรูปแบบพิกัดสามมิติ ซึ่งค่าเหล่านี้ถูกนำไปคำนวณเพื่อหาขนาดของเวกเตอร์ และเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เวกเตอร์ เพื่อนำไปคำนวณหามุมด้วยวิธีผลคูณแบบดอท (Dot product) ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้
คำนวณหามุมทั้งหมด 3 บริเวณ คือ บริเวณหัวไหล่ บริเวณข้อศอก และบริเวณหัวเข่า

สูตรคำนวณหามุมของหัวไหล่

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{\vec{v} \cdot \vec{u}}{|\vec{v}| |\vec{u}|} \right) \quad (3.1)$$

สูตรการหาผลรวมเวกเตอร์ของหัวไหล่

$$\vec{v} = (A_x - B_x) + (A_y - B_y) + (A_z - B_z) \quad (3.2)$$

$$\vec{u} = (B_x - C_x) + (B_y - C_y) + (B_z - C_z) \quad (3.3)$$

$$\vec{v} \cdot \vec{u} = ((A_x - B_x) + (A_y - B_y) + (A_z - B_z)) \times ((B_x - C_x) + (B_y - C_y) + (B_z - C_z)) \quad (3.4)$$

สูตรการหาผลรวมขนาดเวกเตอร์ของหัวไหล่

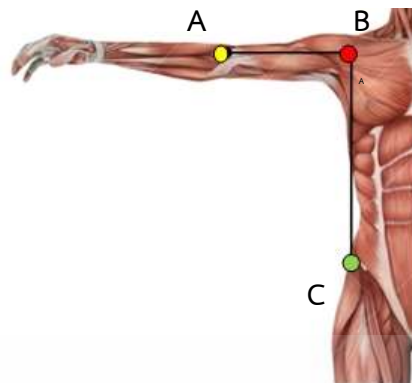
$$|\vec{v}| = \sqrt{(A_x - B_x)^2 + (A_y - B_y)^2 + (A_z - B_z)^2} \quad (3.5)$$

$$|\vec{u}| = \sqrt{(B_x - C_x)^2 + (B_y - C_y)^2 + (B_z - C_z)^2} \quad (3.6)$$

$$|\vec{v}| |\vec{u}| = \sqrt{((A_x - B_x)^2 + (A_y - B_y)^2 + (A_z - B_z)^2)} \times \sqrt{((B_x - C_x)^2 + (B_y - C_y)^2 + (B_z - C_z)^2)} \quad (3.7)$$

3.3.1 การคำนวณมุมที่หัวไหล่

งานวิจัยนี้หาขนาดมุมระหว่างข้อต่อบนร่างกาย ซึ่งคำนวณจากข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อที่กล้อง Kinect สามารถตรวจจับ ซึ่งขนาดมุมที่หัวไหล่จะสามารถคำนวณจากสมการที่ 3.1 ซึ่งพิกัด A เป็นพิกัดที่บริเวณข้อศอก พิกัด B เป็นพิกัดบริเวณหัวไหล่ และพิกัด C เป็นพิกัดบริเวณสะโพก ดังรูปที่ 3.5 ข้อมูลของพิกัดเหล่านี้สามารถนำมาคำนวณหาเวกเตอร์ V และเวกเตอร์ U ดังสมการที่ 3.2 และสมการที่ 3.3 และเมื่อนำค่าเวกเตอร์ V และเวกเตอร์ U มาคูณดังสมการที่ 3.4 เพื่อไปแทนลงในสมการที่ 3.1 และค่าพิกัดที่ได้จากกล้อง Kinect สามารถนำมาคำนวณขนาดของเวกเตอร์ V และขนาดของเวกเตอร์ U ดังสมการที่ 3.5 และ 3.6 และเมื่อนำขนาดของเวกเตอร์ V และขนาดของเวกเตอร์ U มาคูณกันเพื่อไปแทนลงในสมการที่ 3.1 เพื่อหาค่ามุมระหว่างเวกเตอร์ V และเวกเตอร์ U

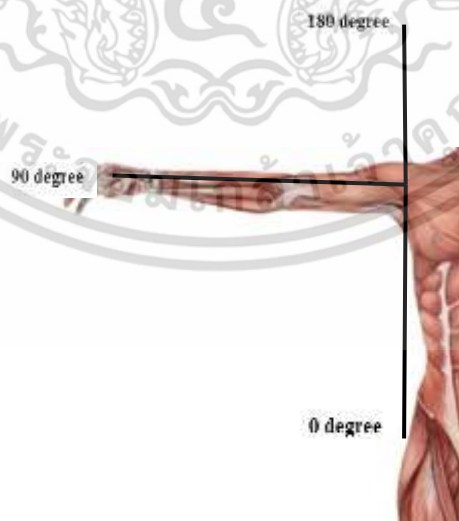


รูปที่ 3.5 แสดงพิกัดที่ใช้ในการคำนวณมุมที่บริเวณหัวไหล่

กำหนดให้ $A = (A_x, A_y, A_z)$ $B = (B_x, B_y, B_z)$ และ $C = (C_x, C_y, C_z)$

จากรูปที่ 3.5 แสดงพิกัดที่ใช้ในการคำนวณมุมที่บริเวณหัวไหล่ โดยพิกัด A ประกอบด้วยค่า A_x เป็นค่าแกน X ของข้อศอก A_y เป็นค่าแกน Y ของข้อศอก และ A_z เป็นค่าแกน Z ของข้อศอก พิกัด B ประกอบด้วยค่า B_x เป็นค่าแกน X ของหัวไหล่ B_y เป็นค่าแกน Y ของหัวไหล่ และ B_z เป็นค่าแกน Z ของหัวไหล่ และพิกัด C ประกอบด้วยค่า C_x เป็นค่าแกน X ของสะโพก C_y เป็นค่าแกน Y ของสะโพก และ C_z เป็นค่าแกน Z ของสะโพก ซึ่งค่าเหล่านี้นำไปแทนในสมการที่ 3.1-3.7 จะได้ค่ามุมของหัวไหล่

มุมจากการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ นั้น โดยทั่วไปการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ควรเหยียดได้ตรง มุมปกติของการเคลื่อนไหวจากท่าหัวไหล่เหยียดควรเริ่มจาก 0 องศา และเมื่อกอหัวไหล่ควรได้มุมตั้งแต่ 135 องศา เป็นต้นไปจนถึง 180 องศา ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความหนาหรือความดิ่งตัวของเนื้อเยื่อใต้ข้อพับของคนนั้นๆ เองดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 แสดงมุมการเคลื่อนไหวข้อต่อของหัวไหล่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 การคำนวณมุมที่ข้อศอก

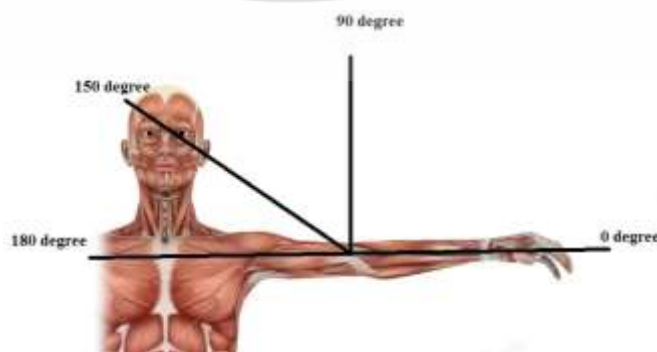
งานวิจัยนี้หาขนาดมุมระหว่างข้อต่อบนร่างกาย ซึ่งคำนวณจากข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อที่กล้อง Kinect สามารถตรวจจับ ซึ่งขนาดมุมที่ข้อศอกจะสามารถคำนวณจากสมการที่ 3.1 ซึ่งพิกัด A เป็นพิกัดที่บริเวณข้อมือ พิกัด B เป็นพิกัดบริเวณข้อศอก และพิกัด C เป็นพิกัดบริเวณหัวไหล่ ดังรูปที่ 3.7 ข้อมูลของพิกัดเหล่านี้สามารถนำมาคำนวณหาเวกเตอร์ V และเวกเตอร์ U ดังสมการที่ 3.2 และสมการที่ 3.3 และเมื่อนำค่าเวกเตอร์ V และเวกเตอร์ U มาคูณดังสมการที่ 3.4 เพื่อไปแทนลงในสมการที่ 3.1 และค่าพิกัดที่ได้จากกล้อง Kinect สามารถนำมาคำนวณขนาดของเวกเตอร์ V และขนาดของเวกเตอร์ U ดังสมการที่ 3.5 และ 3.6 และเมื่อนำขนาดของเวกเตอร์ V และขนาดของเวกเตอร์ U มาคูณกันเพื่อไปแทนลงในสมการที่ 3.1 เพื่อหาค่ามุมระหว่างเวกเตอร์ V และเวกเตอร์ U



รูปที่ 3.7 แสดงพิกัดที่ใช้ในการคำนวณมุมที่บริเวณข้อศอก

กำหนดให้ $A = (A_x, A_y, A_z)$ $B = (B_x, B_y, B_z)$ และ $C = (C_x, C_y, C_z)$ จากรูปที่ 3.7 แสดงพิกัดที่ใช้ในการคำนวณมุมที่บริเวณข้อศอก โดยพิกัด A ประกอบด้วยค่า A_x เป็นค่าแกน X ของข้อมือ A_y เป็นค่าแกน Y ของข้อมือ และ A_z เป็นค่าแกน Z ของข้อมือ พิกัด B ประกอบด้วยค่า B_x เป็นค่าแกน X ของข้อศอก B_y เป็นค่าแกน Y ของข้อศอก และ B_z เป็นค่าแกน Z ของข้อศอก และพิกัด C ประกอบด้วยค่า C_x เป็นค่าแกน X ของหัวไหล่ C_y เป็นค่าแกน Y ของหัวไหล่ และ C_z เป็นค่าแกน Z ของหัวไหล่ ซึ่งค่าเหล่านี้นำไปแทนในสมการที่ 3.1-3.7 จะได้ค่ามุมของข้อศอก

มุมจากการเคลื่อนไหวของข้อศอกนั้น โดยทั่วไปการเคลื่อนไหวของข้อศอกควรเหยียดได้ตรงมุมปกติของการเคลื่อนไหวจากท่าหัวไหล่เหยียดควรเริ่มจาก 0 องศา ถึง 10 องศา และเมื่องอหัวไหล่ควรได้มุมตั้งแต่ 90 องศา เป็นต้นไปจนถึง 150 องศา ดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 แสดงมุมการเคลื่อนไหวข้อต่อของข้อศอก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 การคำนวณมุมที่หัวเข่า

งานวิจัยนี้หาขนาดมุมระหว่างข้อต่อบนร่างกาย ซึ่งคำนวณจากข้อมูลตำแหน่งของข้อต่อที่กล้อง Kinect สามารถตรวจจับ ซึ่งขนาดมุมที่หัวเข่าจะสามารถคำนวณจากสมการที่ 3.1 ซึ่งพิกัด A เป็นพิกัดที่บริเวณสะโพก พิกัด B เป็นพิกัดบริเวณหัวเข่า และพิกัด C เป็นพิกัดบริเวณข้อเท้า ดังรูปที่ 3.9 ข้อมูลของพิกัดเหล่านี้สามารถนำมาคำนวณหาเวกเตอร์ V และเวกเตอร์ U ดังสมการที่ 3.2 และสมการที่ 3.3 และเมื่อนำค่าเวกเตอร์ V และเวกเตอร์ U มาคูณดังสมการที่ 3.4 เพื่อไปแทนลงในสมการที่ 3.1 และค่าพิกัดที่ได้จากกล้อง Kinect สามารถนำมาคำนวณขนาดของเวกเตอร์ V และขนาดของเวกเตอร์ U ดังสมการที่ 3.5 และ 3.6 และเมื่อนำขนาดของเวกเตอร์ V และขนาดของเวกเตอร์ U มาคูณกันเพื่อไปแทนลงในสมการที่ 3.1 เพื่อหาค่ามุมระหว่างเวกเตอร์ V และเวกเตอร์ U

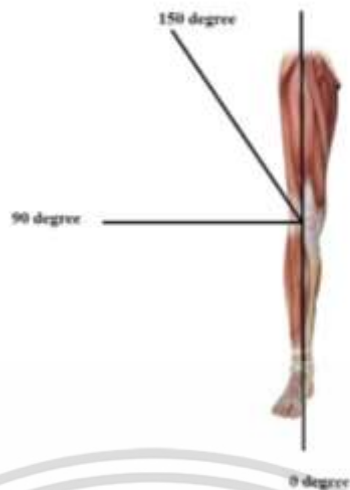


รูปที่ 3.9 แสดงพิกัดที่ใช้ในการคำนวณมุมที่บริเวณหัวเข่า

กำหนดให้ $A = (A_x, A_y, A_z)$ $B = (B_x, B_y, B_z)$ และ $C = (C_x, C_y, C_z)$

จากรูปที่ 3.9 แสดงพิกัดที่ใช้ในการคำนวณมุมที่บริเวณหัวเข่า โดยพิกัด A ประกอบด้วยค่า A_x เป็นค่าแกน X ของสะโพก A_y เป็นค่าแกน Y ของสะโพก และ A_z เป็นค่าแกน Z ของสะโพก พิกัด B ประกอบด้วยค่า B_x เป็นค่าแกน X ของหัวเข่า B_y เป็นค่าแกน Y ของหัวเข่า และ B_z เป็นค่าแกน Z ของหัวเข่า และพิกัด C ประกอบด้วยค่า C_x เป็นค่าแกน X ของข้อเท้า C_y เป็นค่าแกน Y ของข้อเท้า และ C_z เป็นค่าแกน Z ของข้อเท้า ซึ่งค่าเหล่านี้นำไปแทนในสมการที่ 3.1-3.7 จะได้ค่ามุมของข้อเท้า

มุมจากการเคลื่อนไหวของข้อศอกนั้น โดยทั่วไปการเคลื่อนไหวของข้อศอกควรหยุดได้ตรงมุมปกติขอการเคลื่อนไหวจากท่าเข่าเหยียดควรเริ่มจาก 0 องศา และเมื่องอข้อเข่าได้จนสุดข้อพับควรได้มุมตั้งแต่ 120 องศา เป็นต้นไปจนถึง 155 องศา ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความหนาและความตึงตัวของข้อพับแต่ละบุคคลดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 แสดงมุมการเคลื่อนไหวข้อต่อของหัวเข่า

3.3.4 การคำนวณความสูงของสะโพก

ความสูงของสะโพกซ้าย และขวาสามารถคำนวณได้จากค่าแกน Y ที่ได้จากการตรวจจับร่างกายมนุษย์จากกล้อง Kinect ซึ่งค่าแกน Y ที่ได้จะมีหน่วยเป็นมิลลิเมตร ในเล่มวิทยานิพนธ์นี้ได้นำค่าที่ได้คูณกับ 100 เพื่อให้ค่าได้ออกมามีหน่วยเป็นเซนติเมตร เพื่อง่ายต่อการอ่านค่า และวิเคราะห์ แต่ค่าความสูงที่ได้ เป็นความสูงที่สูงจากจุดศูนย์กลางของกล้อง

ตัวอย่าง ค่าแกน Y = 0.8759 มิลลิเมตร

ต้องการแปลงหน่วยให้เป็นเมตร จะได้ว่า $0.8759 \times 100 = 87.59$ เมตร

3.4 การออกแบบการทดลอง

3.4.1 การทดลองที่ 1 ทดสอบความถูกต้องของระบบ

3.4.1.1 วิธีการทดลองที่ 1

1. กำหนดตำแหน่งที่จะติดตั้งกล้อง ตำแหน่งที่ผู้เข้าร่วมยืนควรห่างจากกล้อง 2.5 เมตร และติดตั้งกล้องสูงจากพื้น 1 เมตร

2. ให้ผู้เข้าร่วมไปยืนตำแหน่งที่กำหนดไว้หน้ากล้องสอบประวัติ อายุ เพศ ความสูง น้ำหนักและอาการเจ็บป่วยหรือประวัติการเกิดอุบัติเหตุ

3. ให้ผู้เข้าร่วมแสดงท่าทางดังรูปที่ 3.11-3.13 ที่ละท่าพร้อมโดยใช้เครื่องวัด Goniometer วัดมุมในส่วนที่ต้องการเก็บค่าพร้อมจดบันทึกไว้ และอ่านค่ามุมที่ได้จากระบบพร้อมจดบันทึก

4. จากข้อที่ 3 ทำการบันทึกข้อมูลที่ได้ลงในตาราง เพื่อหาความถูกต้องของค่ามุมระหว่างเครื่องวัดมุมมาตรฐานกับระบบ

5. จากข้อมูลที่ได้จากข้อที่ 4 นำมาวิเคราะห์และปรับปรุงระบบ

6. ทำซ้ำจากข้อที่ 1 – ข้อที่ 5 จนมีค่าความความแตกต่างของค่ามุมอย่างมาก 5 องศา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.1.2 ท่าทางที่ใช้ทดลอง

ในการทดลองจำเป็นต้องมีการออกแบบท่าทางที่ถูกใช้ในการทดสอบ เช่นเดียวกับท่าทางที่ใช้ทดสอบการเคลื่อนไหวของข้อต่อของนักกายภาพ และแพทย์ เพื่อให้ทราบถึง ค่ามุมโดยทั่วไปของมุมของข้อต่อ ทางผู้วิจัยจึงเลือกท่าทางที่ใช้ทดสอบ 3 ท่า เพื่อทดสอบการ เคลื่อนไหวของหัวไหล่ ข้อศอก และหัวเข่า



รูปที่ 3.11 แสดงท่าทางที่ใช้ทดสอบการเคลื่อนไหวของหัวไหล่

จากรูปที่ 3.11 แสดงการทดสอบการเคลื่อนไหวของข้อต่อหัวไหล่ ซึ่งขณะ ทดสอบผู้ทดสอบควรรักษาแขนแนบลำตัว และข้อมือซ้ายไว้ข้างก้นค้ำทิ้งไว้สักพัก โดยควรทำที่ละข้าง



รูปที่ 3.12 การทดสอบการเคลื่อนไหวของข้อศอก

จากรูปที่ 3.12 แสดงท่าทางเป็นที่ใช้ในการทดสอบการเคลื่อนไหว ข้อศอกองอโดยท่านีทำการงอแขนเข้าหาลำตัวจนสุด และทำค้างไว้สักพัก โดยควรทำที่ละข้าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 การทดสอบวัดค่ามุมของข้อเข่า

จากรูปที่ 3.13 เป็นทำการทดสอบการวัดค่ามุมของข้อเข่าในท่ายืนตรง ที่ใช้ท่าทางนี้ในการทดสอบเนื่องจากสามารถดูความผิดปกติได้หลายอย่างเช่น การเจ็บเข่า ขาไม่เท่ากัน ขาบิด และขาโก่ง

3.4.2 การทดลองที่ 2 การวัดมุมของผู้เข้าร่วม 20 คน

3.4.2.1 วิธีการทดลองที่ 2

1. กำหนดตำแหน่งที่จะติดตั้งกล้อง ตำแหน่งที่ผู้เข้าร่วมยืนควรห่างจากกล้อง 2.5 เมตร และติดตั้งกล้องสูงจากพื้น 1 เมตร
2. ให้ผู้เข้าร่วมไปยืนตำแหน่งที่กำหนดไว้หน้ากล้องสอบประวัติ อายุ เพศ ความสูง น้ำหนักและอาการเจ็บป่วยหรือประวัติการเกิดอุบัติเหตุ
3. ให้ผู้เข้าร่วมแสดงท่าทางดังรูปที่ 3.11-3.13 ทีละท่า พร้อมทั้งเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูล โดยเก็บผลกับคนที่ไม่เคยเกิดอุบัติเหตุ 19 คน และคนที่เคยเกิดอุบัติเหตุ 1 คน
4. จากข้อที่ 3 ทำการบันทึกข้อมูลที่ได้ลงในตาราง
- 5.วิเคราะห์ผลการทดลอง

3.4.3 การทดสอบที่ 3 การวัดมุมของผู้ป่วยในโรงพยาบาล

3.4.3.1 วิธีการทดลองที่1

1. กำหนดตำแหน่งที่จะติดตั้งกล้อง ตำแหน่งที่ผู้เข้าร่วมยืนห่างจากกล้อง 2.5 เมตร และติดตั้งกล้อง
2. ให้ผู้เข้าร่วมไปยืนตำแหน่งที่กำหนดไว้หน้ากล้อง สอบประวัติของผู้ร่วม ชื่อ นามสกุล น้ำหนัก ส่วนสูง อายุ เพศ และอาการเจ็บป่วยหรือประวัติการเกิดอุบัติเหตุลงในฐานข้อมูลดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 แสดงหน้าจอแสดงผล

3. ปรับมุมกล้องให้เห็นผู้เข้าร่วมทั้งตัว
4. ให้ผู้เข้าร่วมแสดงท่าทางที่ใช้ทดสอบที่ละท่าดังรูป 3.11-3.13
5. นำค่าที่ได้ในแต่ละท่าไปคำนวณหาค่ามุมที่บริเวณหัวไหล่ ข้อศอก และหัวเข่า และหาความสูงของสะโพก
6. วิเคราะห์ และสรุปผลที่ได้จากการทดลอง

3.4.4 การทดสอบที่ 4 การวัดมุมของนักฟุตบอล

3.4.4.1 วิธีการทดลองที่ 4

1. กำหนดตำแหน่งที่จะติดตั้งกล้อง ตำแหน่งที่ผู้เข้าร่วมยืนควรห่างจากกล้อง 2.5 เมตร และติดตั้งกล้องสูงจากพื้น 1 เมตร
2. ให้ผู้เข้าร่วมไปยืนตำแหน่งที่กำหนดไว้หน้ากล้องสอบประวัติ อายุ เพศ ความสูง น้ำหนักและอาการเจ็บป่วยหรือประวัติการเกิดอุบัติเหตุ
3. ให้ผู้เข้าร่วมแสดงท่าทาง 5 ท่าที่ใช้เตะบอล มีดังนี้ เตะแปลูก เตะวอลเลย์ เตะหลังเท้า เตะฟรีคิก และเตะคอนเนอร์ ที่ละท่า พร้อมทั้งเก็บข้อมูลลงฐานข้อมูล โดยเก็บผลนักฟุตบอลอาชีพ 1 คน และนักฟุตบอลสมัครเล่น 1 คน
4. จากข้อที่ 3 ทำการบันทึกข้อมูลที่ได้ลงในตาราง พร้อมทั้งพล็อตกราฟ
5. วิเคราะห์ผลการทดลอง

3.4.4.2 ท่าทางที่ใช้ทดลอง

1. ท่าที่ 1 การเตะแปบอล

นักเตะระดับโลกที่เราเห็นกันในโทรทัศน์ มีอริยาบถต่างๆที่เขาเหล่านั้นแสดงออกมา ไม่ได้เป็นเรื่องบังเอิญหากแต่เกิดจากการฝึกฝนจนเป็นความชำนาญ ซึ่งวิธีการเตะแปบอลถือเป็นก้าวแรกสู่การเป็นยอดนักเตะ ด้วยข้างเท้าด้านใน ซึ่งเป็นส่วนสำคัญมากในการแข่งขันแต่ละแมชท์ จากการสำรวจพบว่า การแปบอลเป็นวิธีส่งบอลที่เกิดขึ้นนับจำนวนครั้งได้มากที่สุด เมื่อเทียบกับการส่งบอลด้วยวิธีการอื่น ซึ่งการเตะแปบอลจะทำให้ลูกฟุตบอลเรียบกับพื้น เพราะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถ้าเราซัดลูกมากเกินไปลูกจะโด่ง เพื่อนจะเล่นยาก หรือตรงกันข้ามถ้าสัมผัสโดนด้านบนลูกจะบิด ไม่มีน้ำหนัก ฉะนั้นพยายามจ้องที่จุดตรงกึ่งกลางลูกเอาไว้แล้วแบให้โดนตรงนั้น



รูปที่ 3.15 แสดงท่าเตะแปบอล

2. ท่าที่ 2 วอลเลย์

การเตะลูกนี้ เตะได้ทั้งผู้ที่เล่นแดนหน้า และแดนหลัง การเตะลูกอากาศเตะได้ ๒ อย่างคือ ลูกมาตรงหน้า และลูกมาข้างๆ ลูกมาตรงหน้าปล่อยลูกให้ลงต่ำเหวี่ยงเท้าเป็นท่อนใช้หลังเท้าเตะลูกปลายเท้าขมเขยียดข้อเท้าตั้ง โนมตัวไปข้างหน้าเพื่อไม่ให้ลูกโด่ง แต่กะให้ลูกเฉียดตาข่าย แขนเหวี่ยงให้สัมพันธ์กับขา ลูกที่มาข้าง ปล่อยให้ลูกลงได้ระดับสะเอว ตวัดเท้าไปข้าง ๆ ให้เป็นเส้นตรงขนานกับพื้น ใช้หลังเท้าเตะลูก และตวัดลูกลงสู่พื้น เพื่อให้ลูกเรียบ



รูปที่ 3.16 แสดงท่าเตะวอลเลย์บอล

3. ท่าที่ 3 เตะหลังเท้า

การเตะหลังเท้าใช้สำหรับการส่งลูกไกล ลูกไกล และยิงประตู การส่งลูกไกลโอกาสนำไปใช้นี้น้อยมากเนื่องจากอาจจะมียาวตรงข้ามยืนขวางทางลูกบอลอยู่ และไม่แน่นอน ส่วนใหญ่จะนำไปใช้ยิงประตูเพราะถ้าวางเท้าหลักได้สมดุลโดยให้สะโพกเป็นจุดหมุน แล้วเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอี้ยวตัววาดเท้าที่จะเตะให้ตั้ง เกร็งข้อเท้าข้อมปลายเท้าให้เท้าเป็นเส้นตรงเดียวกันทั้งหมด การส่งแรงไปยังลูกบอลจะมีความรุนแรงเพิ่มมากขึ้น มีวิธีการเตะแสดงในภาพดังรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 แสดงท่าเตะหลงเท้า

4. ท่าที่ 4 เตะฟรีคิก หรือเตะลูกมุด

นักฟุตบอลส่วนมากจะยิงฟรีคิก ซึ่งจะนิยมยิงแบบข้างเท้าด้านใน เช่น โรนัลดีนิโย ปิโโล และเบคแฮม ซึ่งในแต่ละคนมีลักษณะการเตะลูกฟรีคิกที่แตกต่างกันบางคนใช้ข้างเท้าด้านในเตะใช้ข้างเท้า หรือใช้หลังเท้าแล้วแต่ความถนัดของนักเตะดังรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 แสดงท่าเตะฟรีคิก

5. ท่าที่ 5 เตะคอนเนอร์ หรือเตะมุม

การเตะมุมในกีฬาฟุตบอล สร้างความได้เปรียบอย่างมาก หากนักฟุตบอลที่ได้รับมอบหมายหน้าที่นี้ มีคุณสมบัติที่ วางลูกฟุตบอลได้อย่างแม่นยำตามจุดนัดพบต่างๆที่วางแผนกันเอาไว้ เตะมุมได้โค้งหนีมือผู้รักษาประตู หรือเตะมุมโค้งเข้าศีรษะของผู้เล่นฝ่ายเรา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

บทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองการวัดมุมบริเวณหัวเข่า หัวไหล่ และข้อศอก และการวัดความสูงของสะโพก โดยเซ็นเซอร์ 3 มิติ ชนิดไม่สัมผัส ซึ่งสามารถแบ่งการทดลองออกได้เป็น 4 การทดลอง คือ การเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวเข่า ข้อศอก และหัวไหล่โดยเครื่องมือวัดมุมมาตรฐาน (Goniometer) และระบบ การเปรียบเทียบค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บกับผู้ที่ไม่มีอาการบาดเจ็บ การวัดค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บ และการวัดค่ามุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลใน 5 ท่าทาง คือ เตะแปบอล เตะวอลเลย์ เตะหลังเท้า เตะฟรีคิกบอล และเตะคอนเนอร์บอล ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

4.1 การทดลองที่ 1 เปรียบเทียบค่ามุมระหว่าง Goniometer กับระบบ

การทดลองที่ 1 เปรียบเทียบค่ามุมระหว่างเครื่องมือวัดมาตรฐาน กับระบบเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของระบบ โดยใช้เครื่องมือวัดมุมมาตรฐานวัดค่ามุมหัวเข่า หัวไหล่ และข้อศอก เพื่อนำมาเปรียบเทียบกับค่าที่วัดจากระบบ โดยจะทดสอบกับผู้เข้าร่วมที่ไม่เคยประสบอุบัติเหตุจำนวน 20 คน

4.1.1 เปรียบเทียบค่ามุมที่หัวเข่าระหว่าง Goniometer กับระบบ

การเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวเข่าระหว่างเครื่องวัด กับระบบ ซึ่งโดยคนทั่วไปทำยืนตรง ค่ามุมที่หัวเข่าจะต้องมีค่าน้อยกว่า 10 องศา ซึ่งจากรูปที่ 4.1 แสดงการวัดด้วย Goniometer



รูปที่ 4.1 แสดงการวัดมุมข้อเข่าด้วย goniometer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 แสดงผลเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวเข่าระหว่าง Goniometer กับระบบ

คนที่	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กก.)	ส่วนสูง (ซม.)	มุมที่หัวเข่า				หมายเหตุ
				Goniometer (องศา)		ระบบ (องศา)		
				ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา	
1	19	43	169	3	2	4	2	-
2	20	90	177	3	3	4	4	-
3	21	75	174	6	3	6	3	-
4	24	64	165	8	7	8	9	-
5	24	82	175	4	6	4	6	-
6	18	48	150	4	4	3	4	-
7	18	75	183	5	5	5	7	-
8	18	75	175	3	5	2	5	-
9	24	90	185	6	9	6	9	-
10	20	72	172	3	1	3	1	-
11	19	57	175	6	6	7	8	-
12	20	77	172	2	3	5	5	-
13	19	84	178	5	6	5	6	-
14	21	65	176	4	3	4	3	-
15	16	83	176	3	5	3	5	-
16	22	61	168	7	9	6	9	-
17	20	58.5	175	3	3	2	3	-
18	21	87	174	4	4	4	2	-
19	19	98	184	7	7	8	9	-
20	22	52	157	5	7	6	7	-

จากตารางที่ 4.1 พบว่าค่ามุมที่วัดจากระบบ มีค่าใกล้เคียงกับ Goniometer โดยในบางคน ค่ามุมจากระบบมีค่าเท่ากับ Goniometer และในบางคนค่ามุมที่วัดจากระบบ กับ Goniometer

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แตกต่างกันเพียง 1 องศาถึง 2 องศา ซึ่งผู้เข้าร่วมแต่ละคนมีค่ามุมที่หัวเข่าน้อยกว่า 10 องศาซึ่งค่ามุมของคนทั่วไป

4.1.2 เปรียบเทียบค่ามุมที่หัวไหล่ระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ

การเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวไหล่ระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ ซึ่งโดยคนทั่วไปชูแขนค่ามุมที่หัวไหล่จะต้องมีค่าอยู่ระหว่าง 135 - 180 องศา ซึ่งจากรูปที่ 4.2 แสดงการวัดมุมหัวไหล่ด้วย Goniometer



รูปที่ 4.2 แสดงการวัดมุมหัวไหล่ด้วย Goniometer

ตารางที่ 4.2 แสดงผลเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวไหล่ระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ

คนที่	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กก.)	ส่วนสูง (ซม.)	มุมที่หัวไหล่				หมายเหตุ
				Goniometer (องศา)		ระบบ (องศา)		
				ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา	
1	19	43	169	160	160	158	159	-
2	20	90	177	162	160	161	160	-
3	21	75	174	165	165	165	168	-
4	24	64	165	162	165	160	165	-
5	24	82	175	160	165	159	163	-
6	18	48	150	166	165	165	165	-
7	18	75	183	160	161	158	160	-
8	18	75	175	158	160	159	161	-
9	24	90	185	160	163	157	159	-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 (ต่อ)

คนที่	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กก.)	ส่วนสูง (ซม.)	มุมที่หัวไหล่				หมายเหตุ
				Goniometer (องศา)		ระบบ (องศา)		
				ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา	
10	20	72	172	170	170	170	171	-
11	19	57	175	165	168	165	165	-
12	20	77	172	170	172	169	168	-
13	19	84	178	175	173	173	172	-
14	21	65	176	170	170	167	168	-
15	16	83	176	165	165	162	160	-
16	22	61	168	173	175	169	173	-
17	20	58.5	175	165	168	163	166	-
18	21	87	174	165	167	166	165	-
19	19	98	184	170	170	169	168	-
20	22	52	157	171	170	170	170	-

จากตารางที่ 4.2 แสดงผลเปรียบเทียบค่ามุมที่หัวไหล่ระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ ผลที่ได้พบว่า ผลที่ได้พบว่าค่ามุมที่หัวไหล่ของผู้เข้าร่วม 20 คนระหว่างวัดด้วยระบบกับวัดด้วยเครื่องมือมาตรฐานมีค่าแตกต่างกัน 1-5 องศา และจากค่ามุมการเคลื่อนไหวที่ข้อศอกของผู้เข้าทดสอบแต่ละคนมีค่าอยู่ในช่วง 135-180 องศา

4.1.3 เปรียบเทียบค่ามุมที่หัวเข่าระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ

การเปรียบเทียบค่ามุมที่ข้อศอกระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ ซึ่งโดยคนทั่วไปข้อศอกเข้าหาลำตัวค่ามุมที่หัวไหล่จะต้องมีค่าอยู่ระหว่าง 135-150 องศา ซึ่งจากรูปที่ 4.3 แสดงการวัดมุมข้อศอกด้วย Goniometer



รูปที่ 4.3 แสดงการวัดมุมข้อศอกด้วย Goniometer

ตารางที่ 4.3 แสดงผลเปรียบเทียบค่ามุมที่ข้อศอกระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ

คนที่	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กก.)	ส่วนสูง (ซม.)	มุมที่ข้อศอก				หมายเหตุ
				Goniometer (องศา)		ระบบ (องศา)		
				ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา	
1	19	43	169	140	138	139	137	-
2	20	90	177	137	135	136	135	-
3	21	75	174	140	140	137	138	-
4	24	64	165	140	141	139	140	-
5	24	82	175	138	140	135	137	-
6	18	48	150	140	140	138	139	-
7	18	75	183	140	140	141	142	-
8	18	75	175	135	137	133	135	-
9	24	90	185	138	140	137	138	-
10	20	72	172	140	136	138	137	-
11	19	57	175	140	136	137	136	-
12	20	77	172	135	142	135	143	-
13	19	84	178	148	148	145	147	-
14	21	65	176	147	148	145	146	-
15	16	83	176	150	150	150	149	-
16	22	61	168	140	143	137	143	-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้บนระบบออนไลน์ด้านการศึกษา

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

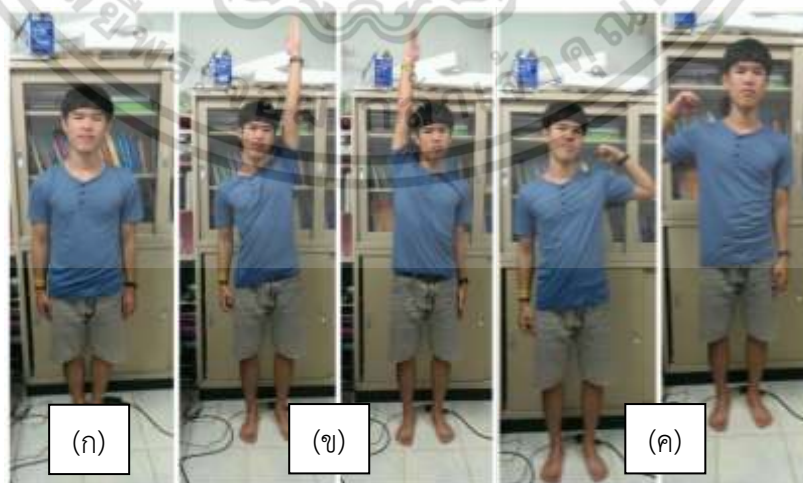
ตารางที่ 4.3 (ต่อ)

คนที่	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กก.)	ส่วนสูง (ซม.)	มุมที่ข้อศอก				หมายเหตุ
				Goniometer (องศา)		ระบบ (องศา)		
				ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา	
17	20	58.5	175	148	149	146	146	-
18	21	87	174	150	150	150	146	-
19	19	98	184	140	142	138	139	-
20	22	52	157	150	150	148	149	-

จากตารางที่ 4.3 แสดงผลเปรียบเทียบความมุมที่ข้อศอกระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ ผลที่ได้พบว่าค่ามุมที่ข้อศอกของผู้เข้าร่วม 20 คนระหว่างวัดด้วยระบบกับวัดด้วยเครื่องมือมาตรฐานมีค่าแตกต่างกัน 1-5 องศา และจากค่ามุมการเคลื่อนไหวที่ข้อศอกของผู้เข้าทดสอบแต่ละคนมีค่าอยู่ในช่วง 135-150 องศา

4.2 การทดลองที่ 2 การเปรียบเทียบค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บกับผู้ที่ไม่มีอาการบาดเจ็บ

จากการทดลองที่ 2 จะทำการวัดมุมของข้อต่อเข้า หัวไหล่ และศอก ซึ่งในแต่ละท่าทางจะใช้วัดค่ามุมบริเวณที่ต่างกัน โดยในท่าที่ 1 เป็นท่ายืนตรงจะวัดมุมที่บริเวณหัวเข่าทั้งสองข้าง และวัดความสูงของสะโพกทั้งสองข้างดังรูปที่ 4.2 ท่าที่ 2 เป็นท่าชูมือจะวัดมุมบริเวณหัวไหล่ทั้งสองข้างดังรูปที่ 4.3 และท่าที่ 3 เป็นท่างอศอกเข้าหาลำตัวจะวัดมุมบริเวณข้อศอกดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 แสดงท่าทางที่ในการทดลอง (ก) ท่าที่ 1 ยืนตรง (ข) ท่าที่ 2 ชูมือ (ค) ท่าที่ 3 งอศอก เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 แสดงผลการวัดค่ามุมและความสูงของสะโพกในท่าที่ 1

คนที่	อายุ	น้ำหนัก	ส่วนสูง	มุมเข่า (องศา)		ความสูงของสะโพก (ซ.ม.)		หมายเหตุ
				ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา	
1	24	58	160	3	2	8.04	8.00	-
2	17	64	175	5	5	18.4	18.7	-
3	18	58	175	3	0	21.8	21.9	-
4	25	80	166	2	1	15.1	15.3	-
5	37	65	178	8	3	8.1	8.3	เคยเอ็นเข่า ซ้ายฉีก
6	17	60	178	5	6	21.4	21.3	-
7	21	65	170	5	7	10.1	10.1	-
8	17	46	160	5	5	4.2	4.2	-
9	22	61	164	3	2	12.7	12.6	-
10	23	54	164	6	7	11.4	10.7	-

จากตารางที่ 4.4 แสดงผลการวัดค่ามุมและความสูงของสะโพกในท่าที่ 1 ผู้เข้าร่วมคนที่ 5 มีค่ามุมที่เข่าซ้าย 8 องศา และเข่าขวา 3 องศา ซึ่งค่ามุมเข่าซ้ายและขวาแตกต่างกัน 5 องศาแต่มีความสูงของสะโพกซ้าย 8.1 ซม. และสะโพกขวา 8.3 ซม. แตกต่างกันเพียง 0.02 ซม. ซึ่งจากการซักประวัติของผู้เข้าร่วมคนที่ 5 พบว่าผู้เข้าร่วมเคยเอ็นเข่าซ้ายฉีก และผู้เข้าร่วมที่เหลืออีก 9 คนมีค่ามุมเข่าซ้าย และขวามีค่าใกล้เคียงกันห่างกันเพียง 1 องศาถึง 2 องศา และมีค่าความสูงของสะโพกซ้ายและขวาที่ใกล้เคียงกันทุกคนโดยมีค่าห่างกันเพียง 0.01-0.05 ซม.

ตารางที่ 4.5 แสดงผลการวัดค่านิยมหัวไหล่ในท่าที่ 2

คนที่	อายุ	น้ำหนัก	ส่วนสูง	มุมหัวไหล่ (องศา)		หมายเหตุ
				ซ้าย	ขวา	
1	24	58	160	166	164	-
2	17	64	175	161	158	-
3	18	58	175	155	152	-
4	25	80	166	148	145	-
5	37	65	178	157	158	เคยเอ็นเข้าซ้ายเล็กน้อย
6	17	60	178	151	152	-
7	21	65	170	155	157	-
8	17	46	160	152	149	-
9	22	61	164	156	155	-
10	23	54	164	157	156	-

จากตารางที่ 4.5 แสดงผลการวัดค่านิยมหัวไหล่ในท่าที่ 2 ผู้เข้าร่วมทั้งหมดมีมุมมากกว่า 145 องศา และค่านิยมที่หัวไหล่ของแต่ละคนมีค่าใกล้เคียงโดยแตกต่างกัน 2 องศาถึง 3 องศา รวมไปถึงผู้เข้าร่วมคนที่ 5 ซึ่งมีค่านิยมหัวไหล่ซ้าย 157 องศา และขวา 158 องศา ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกันแตกต่างกัน 1 องศา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.6 แสดงผลการวัดค่ามุมในท่าที่ 3

คนที่	อายุ	น้ำหนัก	ส่วนสูง	มุมข้อศอก (องศา)		หมายเหตุ
				ซ้าย	ขวา	
1	24	58	160	141	142	-
2	17	64	175	140	139	-
3	18	58	175	136	136	-
4	25	80	166	136	138	-
5	37	65	178	136	137	เคยเอ็นเข้าซ้ายฉีก
6	17	60	178	142	143	-
7	21	65	170	130	135	-
8	17	46	160	139	141	-
9	22	61	164	136	136	-
10	23	54	164	138	139	-

จากตารางที่ 4.6 แสดงผลการวัดค่ามุมข้อศอกในท่าที่ 2 ผู้เข้าร่วมทั้งหมดมีมุมมากกว่า 135 องศา และค่ามุมที่ข้อศอกของแต่ละคนมีค่าใกล้เคียงโดยแตกต่างกัน 2 องศาถึง 3 องศา รวมไปถึงผู้เข้าร่วมคนที่ 5 ซึ่งมีค่ามุมหัวไหล่ซ้าย 136 องศา และขวา 137 องศา ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกันแตกต่างกัน 1 องศา

4.3 การทดลองที่ 3 การวัดค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บ

การทดลองที่ 3 เป็นการทดลองที่นำระบบไปวัดท่ามุมของผู้ป่วย ซึ่งจะมีผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลัง ปวดบั้นเอว ปวดเข่า เคยได้รับการผ่าตัดเข่า และผู้ที่เป็นหมอนรองกระดูกทับเส้นประสาท ซึ่งในแต่ละผู้ป่วยจะใช้ท่าทางในการทดสอบต่างโดยจะขึ้นอยู่กับอาการเจ็บป่วย และความสามารถทางการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย และตำแหน่งที่ทำการวัดมุมของผู้ป่วยในแต่ละคนอาจจะแตกต่างกัน

4.3.1 ผู้ป่วยเป็นหมอนรองกระดูกทับเส้นประสาท

ผู้ป่วยเป็นหมอนรองกระดูกทับเส้นประสาท ชื่อ นายวิฑูรย์ เพ็ชรวิรัตน์ เพศ ชาย อายุ 51 ปี น้ำหนัก 90 โล และส่วนสูง 178 เซนติเมตร แพทย์วินิจฉัยว่าผู้ป่วยเป็นหมอนรองกระดูกทับเส้นประสาท ซึ่งก่อนหน้านี้ผู้ป่วยจะเข้ารับการรักษากายภาพบำบัดขณะที่ยืนจะมีอาการปวดสะโพกอาการรุนแรง ยืนได้ไม่นาน มีอาการสั่นและเหนื่อออกขณะยืน ซึ่งผู้ป่วยได้รับการกายภาพมา 6 สัปดาห์ ก่อนทำการวัดด้วยระบบ



รูปที่ 4.5 แสดงท่าทางที่ใช้ในการทดสอบผู้ป่วยหมอนรองกระดูกทับเส้น

ตารางที่ 4.7 แสดงค่าความสูงของสะโพกข้างซ้าย และขวาของผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลังร้าวลงขาข้างขวา

เวลา	ความสูงของสะโพก (ซ.ม.)		มุมเข่า (องศา)	
	ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา
10:32:37	17.16225	17.82475	12	3
10:32:38	16.56126	17.41111	12	3
10:32:40	16.37688	17.28669	12	4
10:32:42	16.2704	17.21578	13	4
10:32:43	16.22548	17.1668	12	4
10:32:45	16.19408	17.14531	12	4
10:32:46	16.11963	17.07364	12	4
10:32:48	16.06763	17.00957	12	3
10:32:49	16.05435	16.97916	12	4
10:32:51	16.04495	16.95823	12	4
10:32:52	16.03158	16.9387	12	4
10:32:54	16.00032	16.91185	12	4
10:32:55	15.95462	16.86275	12	4
10:32:57	15.95786	16.85983	12	4
10:32:58	15.96762	16.86674	12	4
10:33:00	15.96623	16.85585	12	4
10:33:02	15.97089	16.82426	12	4
10:33:03	16.05646	16.79622	12	4

จากตารางที่ 4.7 แสดงค่าความสูงของสะโพกข้างซ้าย และขวาของผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลังร้าวลงขาข้างขวา เมื่อใช้ระบบตรวจสอบพบว่าความสูงที่สะโพกขวามากกว่าความสูงที่สะโพกซ้าย ซึ่งจากข้อมูลดังกล่าวทำให้ทราบว่าสะโพกข้างขวายกสูงกว่าสะโพกข้างซ้ายอยู่ประมาณ 0.005 เนื่องจากผู้ป่วยได้ผ่านการกายภาพบำบัดทำให้อาการของผู้ป่วยดีขึ้น ซึ่งจากการสอบถามนักกายภาพเอนกสารนี้เป็นเอกส วิชาสรีรวิทยาสำหรับบริการเชิงงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พบว่าก่อนหน้าที่จะรับเข้ารับรักษาผู้ป่วยมีการยกตัวของสะโพกข้างขวาอย่างชัดเจนเมื่อเทียบกับวันที่ใช้ระบบตรวจวัดถือว่าอยู่ในลักษณะปกติ และอาการปวดมีเพียงเล็กน้อย ขณะที่ยืนผู้ป่วยไม่มีสีหน้าเจ็บปวด ไม่มีอาการสั้น หรือเหงื่อออก และสามารถยืนได้นานกว่าเดิมเมื่อสอบถามอาการของผู้ป่วย นักกายกล่าวว่า “ผู้ป่วยมีอาการดีขึ้นกว่าวันแรกมาก อาการเจ็บปวดลดลง”

ซึ่งจากข้อมูลที่ได้จากระบบพบว่าค่าแนวแกนตั้งของสะโพกข้างซ้าย และขวามีค่าใกล้เคียงกัน มัน หรืออยู่ในค่าที่ปกติ โดยผู้ป่วยมีอาการเจ็บปวดเพียงเล็กน้อยที่บริเวณสะโพกเมื่อเทียบกับก่อนรักษา

4.3.2 ผู้ป่วยมีอาการปวดหลัง ปวดบันเอวซ้าย มีอาการเรื้อรังมาประมาณ 4 ปี

ผู้ป่วยมีอาการปวดหลัง ปวดบันเอวซ้าย มีอาการเรื้อรังมาประมาณ 4 ปี ชื่อ นาย พิเชษฐ์ แสงทับทิม อายุ 40 ปี น้ำหนัก 68 โล และส่วนสูง 178 เซนติเมตร ผู้ป่วยชอบเล่นกีฬา ฟุตบอล และเคยมีอาการเจ็บเข้าแต่ไม่ได้รับการรักษา



รูปที่ 4.6 แสดงท่าทางในการทดสอบผู้ป่วยมีอาการปวดหลัง ปวดบันเอวซ้าย

ตารางที่ 4.8 แสดงค่าความสูงของสะโพกข้างซ้าย และขวาของผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลัง

เวลา	ความสูงของสะโพก (ซ.ม.)		มุมเข่า (องศา)	
	ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา
10:31:10	23.33461	18.41014	30	13
10:31:12	23.15331	18.28714	31	12
10:31:14	23.06561	18.22755	31	12
10:31:16	22.98193	18.16925	31	12
10:31:18	22.90282	18.11305	32	12
10:31:20	22.82202	18.05486	32	12
10:31:22	22.76855	18.02074	32	13
10:31:24	22.71527	17.98476	33	15
10:31:26	22.66482	17.95184	33	15
10:31:28	22.62118	17.94733	33	15
10:31:30	22.58536	17.96127	33	16

ตารางที่ 4.8 (ต่อ)

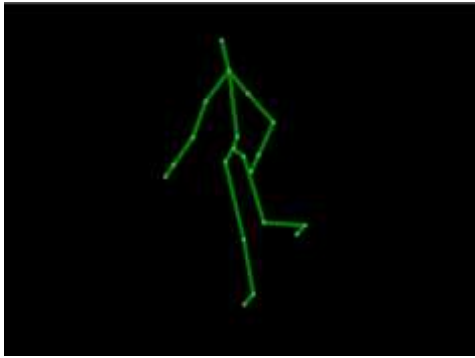
เวลา	ความสูงของสะโพก (ซ.ม.)		มุมเข่า (องศา)	
	ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา
10:31:32	22.55423	17.98691	32	17
10:31:34	22.52685	18.02087	32	17
10:31:36	22.5001	18.0429	32	18
10:31:38	22.47237	18.04968	32	18
10:31:40	22.44703	18.05667	32	19
10:31:42	22.42405	18.0636	32	19
10:31:44	22.737654	18.0793271	31.94118	15

จากตารางที่ 4.8 แสดงค่าความสูงของสะโพกข้างซ้าย และขวาของผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลัง บั้นเอวซ้าย มีอาการเรื้อรังมาประมาณ 4 ปี เมื่อใช้ระบบตรวจสอบพบว่า ค่าแนวแกนตั้งของสะโพก ด้านซ้ายมากกว่าค่าแนวตั้งของสะโพกข้างขวายู่ 0.047 ซึ่งจากข้อมูลดังกล่าวทำให้ทราบว่ามีการยกสูงของสะโพกด้านซ้าย ซึ่งค่าแกนตั้งของสะโพกข้างซ้ายมีค่ามากกว่าด้านขวาจึงทำให้ด้านซ้ายยกตัวสูงกว่าด้านขวา เมื่อนักกายภาพทราบข้อมูลจากระบบ แล้วทำการตรวจสอบบริเวณสะโพกของผู้ป่วย พบว่ามีการยกตัวสูงของสะโพกข้างซ้ายจริง โดยก่อนหน้านี้นักกายภาพไม่ได้ตรวจสอบที่สะโพกของผู้ป่วย ซึ่งทำให้นักกายภาพและผู้ป่วยประหลาดใจมาก และผู้ป่วยยังให้ข้อมูลเพิ่มเติมกับนักกายภาพ เรื่องอาการเจ็บเข่าก่อนหน้าที่จะมีอาการเจ็บหลัง ซึ่งนักกายภาพได้อธิบายว่าการที่เกิดอาการเจ็บเข่าแล้วทิ้งไว้เป็นเวลานานจะทำให้ผู้ป่วยเกิดความเคยชินที่จะไม่ลงน้ำหนักตัวที่เข่าข้างที่เจ็บจึงส่งผลทำให้สะโพกข้างขวาถูกใช้งานมากและแข็งแรง ส่วนสะโพกข้างซ้ายค่อยๆ อ่อนแรงลง และยกตัวขึ้นในที่สุดทำให้ผู้ป่วยมีอาการปวดหลังและบั้นเอวอีกด้วย

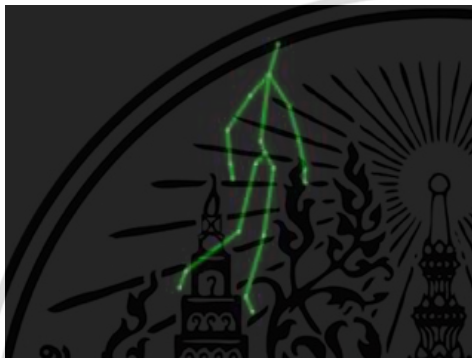
ซึ่งจากข้อมูลที่ได้จากระบบมีความสอดคล้องกับข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์จากนักกายภาพบำบัดและอาการของผู้ป่วย โดยมีอาการปวดบริเวณหลัง บั้นเอวซ้าย ซึ่งสาเหตุมาจากอาการปวดเข่าเรื้อรังประมาณ 4 ปี

4.3.3 ผู้ป่วยมีอากาศปวดเข่าขวา

ผู้ป่วยมีอากาศปวดเข่าขวา ชื่อนางสำราญ วิโรจน์ อายุ 54 ปี น้หนัก 61 โล สูง 157 ปี เคยได้รับการผ่าตัดหัวเข่าข้างซ้ายมาแล้ว 6 เดือน มารับการรักษาเนื่องจากเจ็บเข่าขวา เมื่อเดือนพฤศจิกายน พ.ศ. 2555 และเมื่อเดือนสิงหาคม พ.ศ. 2557 ผ่าตัดเข่าซ้ายเพื่อขูดกระดูกบริเวณเข่าซ้าย มาเข้ารับการรักษาด้วยอาการปวดเข่าขวา และเริ่มมีอาการปวดเข่าซ้าย



รูปที่ 4.7 แสดงท่างอเข่าข้างขวา



รูปที่ 4.8 แสดงท่างอเข่าข้างซ้าย

ตารางที่ 4.9 แสดงผลการวัดความสูงของสะโพก และมุมเข่าขณะงอเข่าขวา

เวลา	ความสูงของสะโพก (ซ.ม.)		มุมเข่า (องศา)	
	ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา
10:42:13	2.603	1.959	8	130
10:42:14	2.591	1.962	8	131
10:42:16	2.579	1.965	8	133
10:42:17	2.567	1.968	8	134
10:42:19	2.555	1.973	8	135
10:42:20	2.544	1.978	8	136
10:42:22	2.532	1.983	8	137
10:42:23	2.521	1.989	8	137
10:42:25	2.511	1.996	8	138
10:42:26	2.5	2.003	8	138
10:42:27	2.489	2.01	8	138
10:42:29	2.479	2.017	8	138
10:42:30	2.469	2.024	8	138

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.9 (ต่อ)

เวลา	ความสูงของสะโพก (ซ.ม.)		มุมเข่า (องศา)	
	ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา
10:42:32	2.459	2.032	8	138
10:42:33	2.449	2.039	8	138
10:42:35	2.439	2.047	8	137
10:42:36	2.429	2.055	8	137
10:42:37	2.419	2.063	8	137
10:42:39	2.41	2.07	8	137
10:42:40	2.4	2.078	8	137
10:42:42	2.391	2.086	8	138
10:42:52	2.328	2.124	8	142
10:42:53	2.319	2.125	8	141
10:42:55	2.31	2.125	8	138
10:42:56	2.301	2.124	8	133
10:42:57	2.292	2.123	8	118

ตารางที่ 4.10 แสดงผลการวัดความสูงของสะโพก และมุมเข่าขณะย่อเข่าซ้าย

เวลา	ความสูงของสะโพก (ซ.ม.)		มุมเข่า (องศา)	
	ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา
10:41:39	2.593	4.694	56	4
10:41:42	2.598	4.703	56	4
10:41:45	2.604	4.711	56	4
10:41:48	2.609	4.719	56	4
10:41:51	2.613	4.727	56	4
10:41:54	2.618	4.734	55	4
10:41:57	2.622	4.741	55	4
10:41:59	2.627	4.748	55	4
10:42:02	2.631	4.754	55	4
10:42:05	2.635	4.76	55	4
10:42:08	2.639	4.766	55	4
10:42:10	2.644	4.773	55	4
10:42:12	2.648	4.779	55	4
10:42:13	2.653	4.785	54	4
10:42:14	2.657	4.791	54	4
10:42:16	2.662	4.797	54	4
10:42:17	2.667	4.803	54	4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำไปประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.10 (ต่อ)

เวลา	ความสูงของสะโพก (ซ.ม.)		มุมเข่า (องศา)	
	ซ้าย	ขวา	ซ้าย	ขวา
10:42:19	2.672	4.809	54	4
10:42:20	2.677	4.816	54	4
10:42:22	2.682	4.822	54	4
10:42:23	2.687	4.828	53	4
10:42:25	2.692	4.835	53	4
10:42:26	2.698	4.842	53	4
10:42:27	2.704	4.848	53	4
10:42:29	2.71	4.855	53	4
10:42:30	2.716	4.862	53	4
10:42:32	2.722	4.869	53	4
10:42:33	2.728	4.876	53	4
10:42:35	2.735	4.883	52	4
10:42:36	2.741	4.89	52	4
10:42:37	2.754	4.904	51	4
10:42:39	2.761	4.911	51	4

จากตารางที่ 4.9 และ 4.10 แสดงผลการวัดความสูงของสะโพก และมุมเข่าขณะงอเข่าขวาของผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดเข่าข้างซ้าย เมื่อใช้ระบบตรวจสอบโดยให้ผู้ป่วยงอเข่าขวา พบว่าค่ามุมที่เข่าข้างขวามีค่ามุม 142 องศา และจากตารางที่ 4.10 แสดงผลการวัดความสูงของสะโพก และมุมเข่าขณะงอเข่าซ้าย พบว่าค่ามุมที่เข่าข้างขวามีค่ามุม 56 องศา เมื่อนำค่ามุมของเข่าซ้ายและขวาขณะงอมาเปรียบเทียบพบว่า ซึ่งจากข้อมูลดังกล่าวทำให้ทราบว่าผู้ป่วยยังมีปัญหาที่เข่าขวาที่เคยรับการผ่าตัดสองข้าง โดยยังไม่สามารถที่จะงอได้อย่างเต็มที่ แต่เข่าข้างขวาที่มีอาการปวดยังสามารถงอได้อย่างปกติ จากข้อมูลนี้ทำให้นักกายภาพบำบัดเพิ่มการรักษาที่เข่าซ้ายร่วมกับเข่าขวา เพื่อให้ผู้ป่วยงอเข่าได้มากกว่าเดิม เพราะอาการที่ปวดเข่าขวาเกิดจากเข่าซ้ายที่ไม่สามารถรับน้ำหนักเข่าขวาจึงต้องรับน้ำหนักตัว ทำให้เข่าขวามีอาการปวด หากจะทำให้เข่าขวาหายจะต้องรักษาเข่าซ้ายด้วยเพื่อให้ใช้งานได้ปกติ เพื่อไม่ให้เข่าขวารับภาระจากน้ำหนักตัวเพียงข้างเดียว

ซึ่งจากข้อมูลที่ได้จากระบบมีความสอดคล้องกับข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์จากนักกายภาพบำบัดและเพิ่มการรักษาผู้ป่วยคือรักษาทั้งเข่าข้างขวาและซ้าย

4.4 การทดลองที่ 4 การวัดค่ามุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลใน 5 ท่าทาง คือ เตะแปบอล เตะวอลเลย์ เตะหลังเท้า เตะฟรีคิกบอล และเตะคอนเนอร์บอล

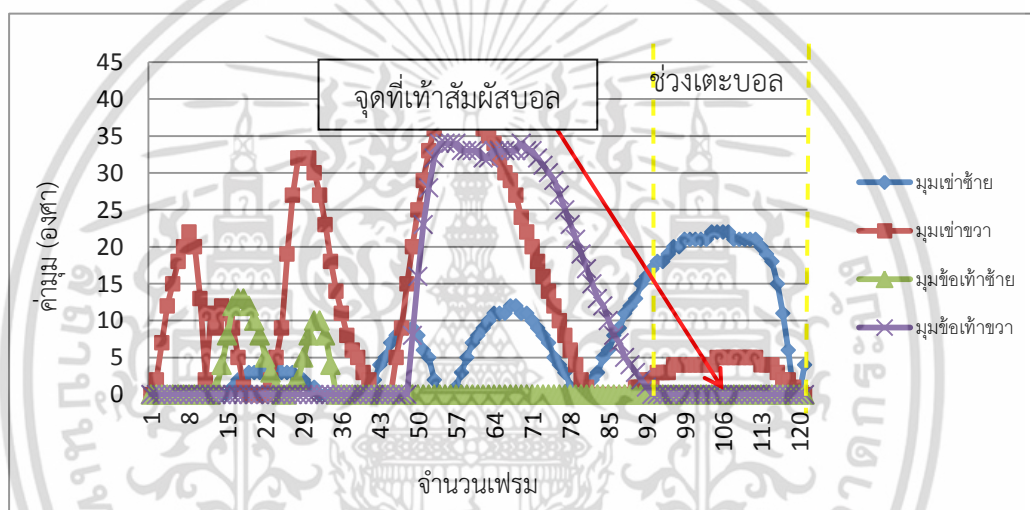
การทดลองที่ 4 เป็นการวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอล 5 ท่าทาง คือ เตะแปบอล เตะวอลเลย์ เตะหลังเท้า เตะฟรีคิก และเตะคอนเนอร์ ซึ่งเป็นท่าเตะที่นักฟุตบอลใช้รับส่งบอล และทำประตุมมีความสำคัญต่อเกมส์การเล่น หากนักฟุตบอลขาดทักษะจะทำให้เกมส์การเล่นเสียเปรียบทีม เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตรงข้าม ในการทดลองนี้จะทำการวัดมุมที่เข้า ข้อเท้า หัวไหล่ และข้อศอก ของนักฟุตบอลขณะ เคลื่อนไหวใน 5 ท่าทาง ดังนี้

4.4.1 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะแป

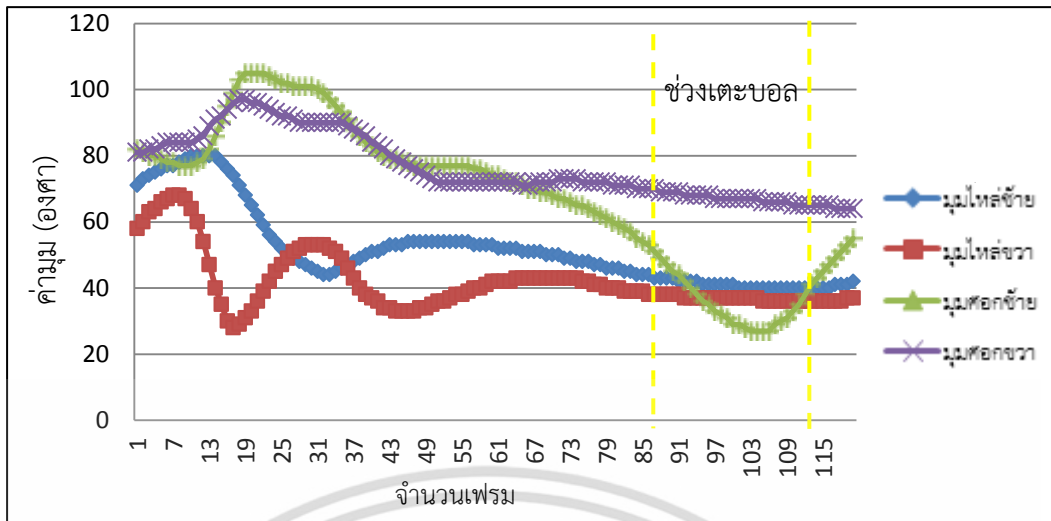
การเตะแปเป็นการเตะเพื่อส่งลูกฟุตบอลให้กับผู้เล่นอีกคน เป็นการเตะที่ผู้เล่นทุกคน ต้องมีการกำหนดทิศทางในการแปให้ถูกต้องหากส่งพลาดจะส่งผลให้ผู้ต่อสู้อัดบอล เมื่อวัดมุมขณะการ เคลื่อนไหวค่ามุมจะถูกนำมาพล็อตกราฟโดยแบ่งออกเป็นสองกราฟคือ กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่า มุมของมุมหัวเข้าและข้อเท้า ขณะเตะแป และกราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และ ข้อศอกขณะเตะแป

นักกีฬาคนที่ 1



รูปที่ 4.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้า และข้อเท้าขณะเตะแปนักกีฬาคนที่ 1

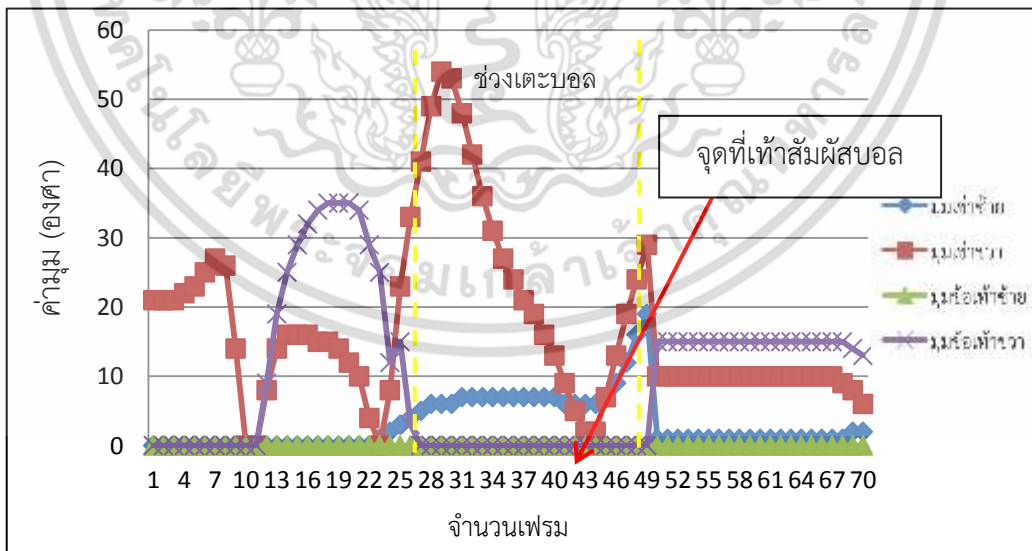
จากรูปที่ 4.9 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้า และข้อเท้าขณะเตะแปนักกีฬา คนที่ 1 พบว่าช่วงที่นักฟุตบอลจะเตะบอล ค่ามุมของข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา เนื่องจากขณะเตะบอล เท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง และมุมที่เข้าขวามีค่า 5 องศา ซึ่งมีการงอเล็กน้อย แต่ก่อนช่วง เตะบอลนักกีฬาจะมีการเปิดข้อเท้าขวาค่ามุม 33 องศา และมีการงอเข้าขวาค่ามุม 40 องศา และเมื่อ จะเตะบอลค่ามุมของข้อเท้า และหัวเข้าจะลดลงจนมีค่า 0 องศา



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวไหล่อ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 1

จากรูปที่ 4.10 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวไหล่อ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 1 พบว่าในช่วงที่เตะบอลค่ามูมข้อศอกขวามีค่า 70 องศา ลดลงเป็น 60 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะงอเข้าหาลำตัว ค่ามูมหัวไหล่อขวามีค่า 40 องศา อยู่ในท่าแกว่งแขนไปด้านหลังลำตัว ค่ามูมข้อศอกซ้ายมีค่า 40 องศา ลดลงเหลือ 23 องศา ในท่างอศอก และค่อยๆ เหยียดออกนอกลำตัว และค่ามูมหัวไหล่อซ้ายมีค่า 40 องศา ในท่าแกว่งแขนออกนอกลำตัว

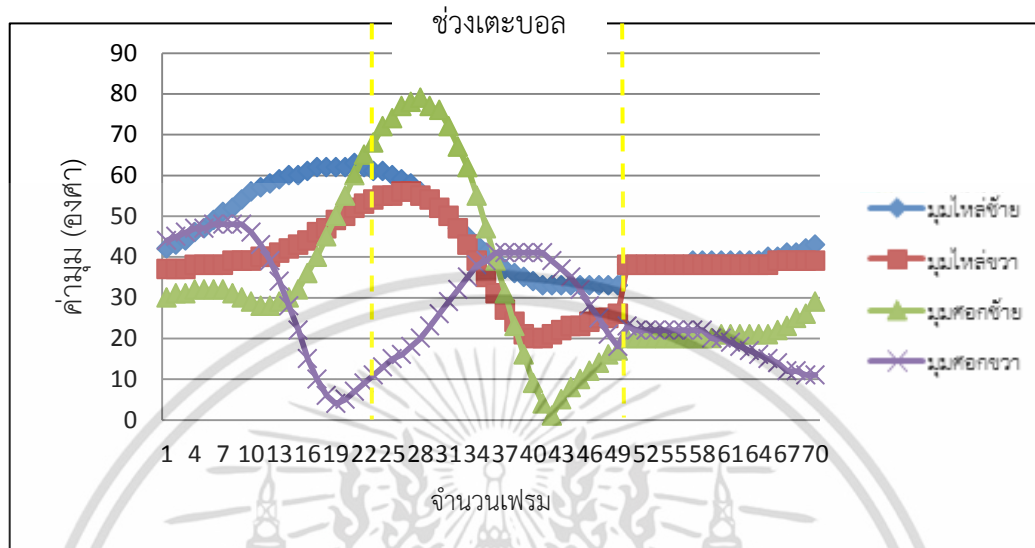
นักกีฬาคนที่ 2



รูปที่ 4.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

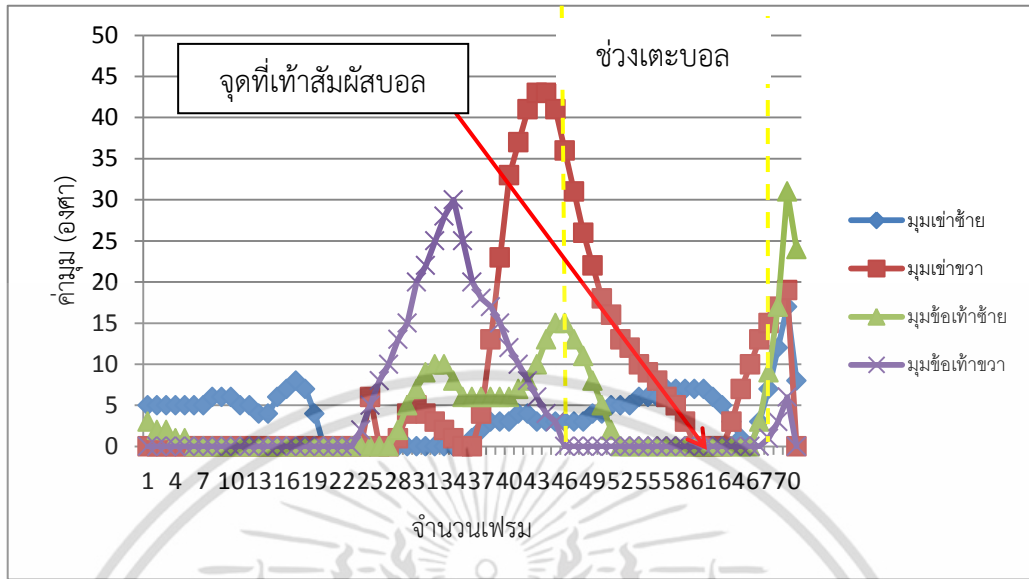
จากรูปที่ 4.11 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้าและข้อเท้าขณะเตะแบ็กกี้ฟาคนที่ 2 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 2 เตะบอล ค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา และค่ามุมเข้าขวามีค่า 0 องศา เมื่อเท้าสัมผัสบอล นักเตะเกร็งข้อเท้าให้ตั้งฉากกับหน้าแข้ง และงอเข้าเพื่อเตรียมที่จะเตะบอล



รูปที่ 4.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะแบ็กกี้ฟาคนที่ 2

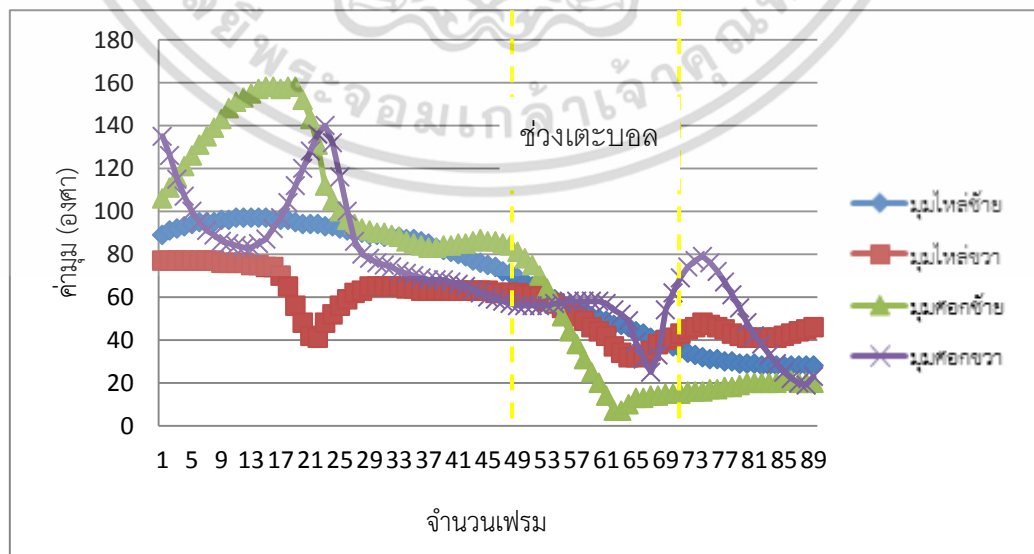
จากรูปที่ 4.12 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้า และข้อเท้าขณะเตะแบ็กกี้ฟาคนที่ 2 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 2 เตะบอล ค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา และค่ามุมเข้าขวามีค่า 0 องศา ในจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากขณะที่เท้าสัมผัสบอลเท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง และหัวเข้าอยู่ในท่าเหยียดตรง เป็นการบังคับเพื่อให้ลูกบอลไปในทิศทางที่นักกีฬากำหนด ซึ่งจากกราฟจะแสดงให้เห็นว่า นักกีฬาคนที่ 2 ได้ควบคุมข้อเท้าให้อยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้งตั้งแต่มีการงอหัวเข้า ที่มุม 50 องศา หรือช่วงที่นักกีฬาข้างเท้าไปด้านหน้าเพื่อสร้างแรงเหวี่ยงก่อนที่เท้าจะสัมผัสบอล

นักกีฬาคนที่ 3



รูปที่ 4.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้า และข้อเท้าขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 3

จากรูปที่ 4.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้าและข้อเท้าขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 3 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 3 เตะบอล ค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา และมุมเข้าขวามีค่า 0 องศาในจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากขณะที่เท้าสัมผัสบอลเท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง และหัวเข้าอยู่ในท่าเหยียดตรง เป็นการบังคับเพื่อให้ลูกบอลไปในทิศทางที่นักกีฬากำหนด ซึ่งจากกราฟจะแสดงให้เห็นว่า นักกีฬาคนที่ 2 ได้ควบคุมข้อเท้าให้อยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง ตั้งแต่มีการออหัวเข้า ที่มุม 50 องศา หรือช่วงที่นักกีฬาข้างเท้าไปด้านหน้าเพื่อสร้างแรงเหวี่ยงก่อนที่เท้าจะสัมผัสบอล

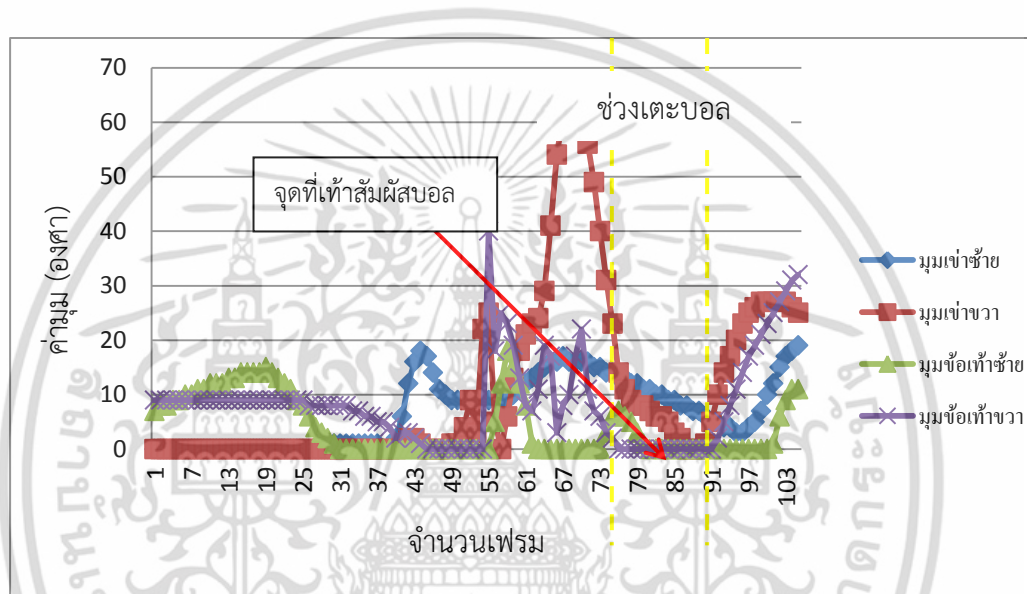


รูปที่ 4.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในโครงการวิจัยนี้ หากมีการนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ผ่านการอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งจะถือว่าผิดกฎหมาย

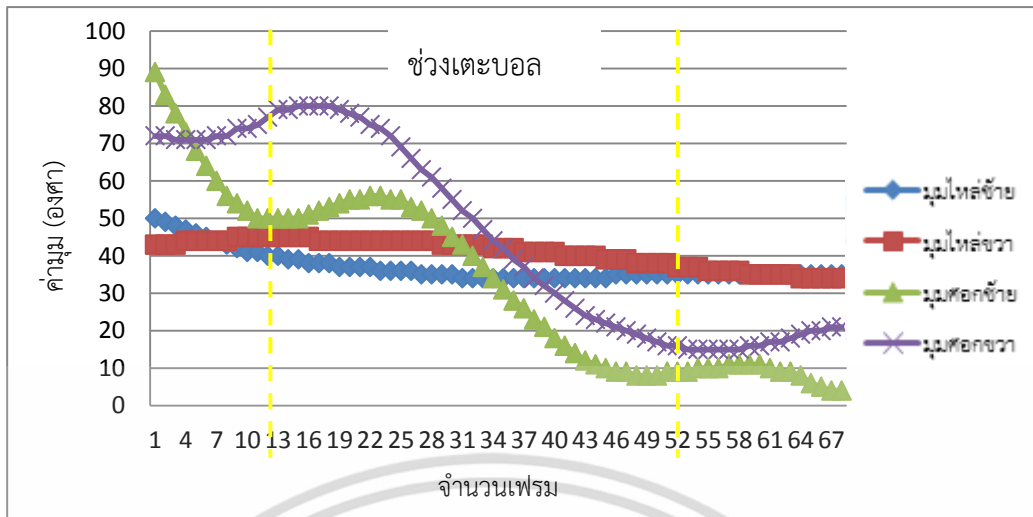
จากรูปที่ 4.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้าและข้อเท้า ขณะเตะแป้นกีฬาคนที่ 3 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 3 เตะบอล ค่ามุมข้อศอกขวามีค่า 60 องศา และลดลงเหลือ 25 องศา ในท่างอศอก และค่อยเหยียดตรง ค่ามุมหัวไหล่ขวามีค่า 60 องศา และค่อยๆลดลงเป็น 30 องศา ในท่าแกว่งแขนออกนอกลำตัว และค่อยแกว่งแขนเข้าหาลำตัว ค่ามุมข้อศอกซ้ายมีค่า 80 องศา และลดลงเป็น 2 องศา ในท่างอศอก และค่อยๆ ลดลงในท่าเหยียดแขนตรง ค่ามุมหัวไหล่ซ้ายมีค่า 75 องศา และค่อยๆ ลดลงเป็น 22 องศา ในท่าแกว่งแขนออกนอกลำตัว และค่อยๆ แกว่งแขนเข้าหาลำตัว

นักกีฬาคนที่ 4



รูปที่ 4.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะของมุมหัวเข้า และข้อเท้าเตะแป้นกีฬาคนที่ 4

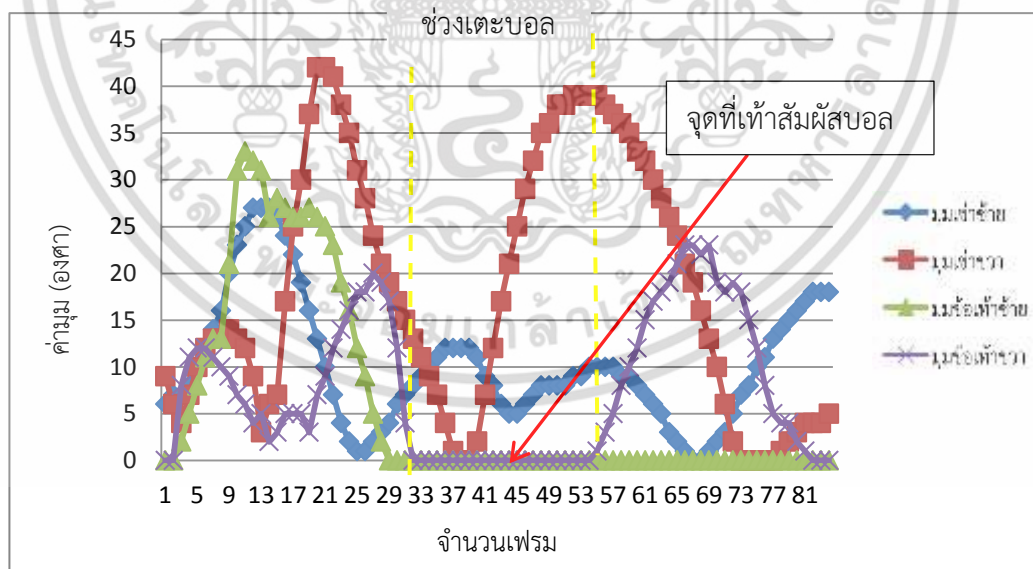
จากรูปที่ 4.15 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้า และข้อเท้าขณะเตะแป้นกีฬาคนที่ 4 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 4 เตะบอล ค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา เนื่องจากข้อเท้าอยู่ในลักษณะขนานกับพื้น แต่ตั้งฉากกับหน้าแข้งจึงทำให้ข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา และในขณะที่หัวเข้ามีค่ามุม 10 องศา ในลักษณะงอเล็กน้อย ส่วนข้อเท้าซ้ายมีค่า 0 องศา เช่นกันเนื่องจากข้อเท้าซ้ายต้องรับน้ำหนักร่างกายขณะมีการเตะบอล และมุมเข้าซ้ายมีค่า 10 องศา เข่าอยู่ในท่างอเล็กน้อย



รูปที่ 4.16 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะของมุมหัวไหล่ และข้อศอกเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 4

จากรูปที่ 4.16 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 4 พบว่าช่วงเริ่มต้นเตะบอลค่ามุมที่ข้อศอกขวาเพิ่มขึ้นมีการงอแขน 80 องศา และงอข้อศอกซ้าย 55 องศา และค่ามุมของข้อศอกซ้าย และขวาค่อยๆลดลง เกือบอยู่ในท่าเหยียดแขน ในช่วงหลังจากเตะบอลค่ามุมข้อศอกซ้าย และขวาเพิ่มขึ้น

นักกีฬาคนที่ 5

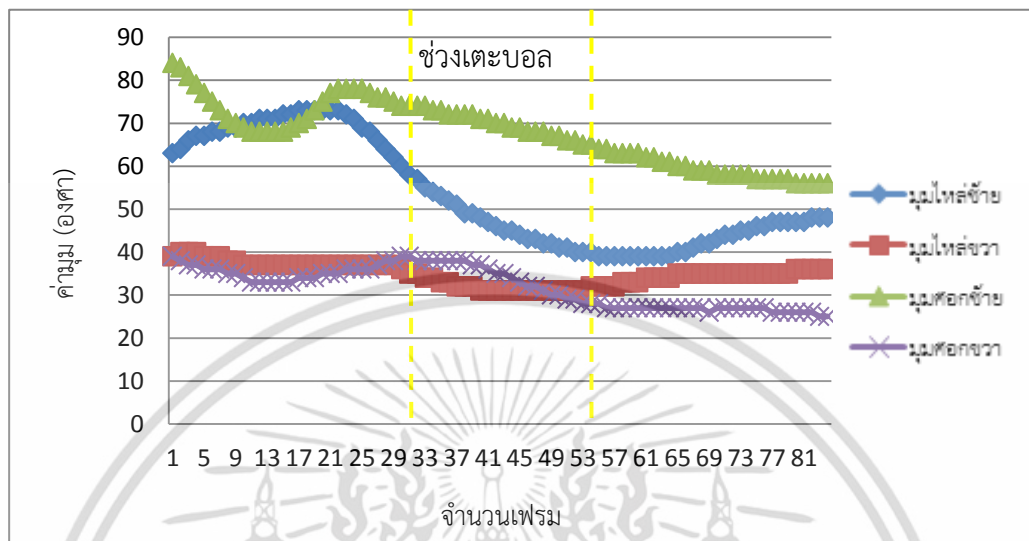


รูปที่ 4.17 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 5

จากรูปที่ 4.17 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 5 พบว่าช่วงนักกีฬาคนที่ 5 เตะบอล ค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา และค่ามุมเข่าขวามีค่า 0 องศา ในจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากขณะที่เท้าสัมผัสบอลเท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง และ

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของโรงเรียนเพื่อใช้ในการเรียนการสอน เมื่อผู้ใดเห็นประโยชน์ในการนำเอกสารนี้ไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย และต้องรับผิดชอบต่อเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวเข้าอยู่ในท่าเหยียดตรง เป็นการบังคับเพื่อให้ลูกบอลไปในทิศทางที่นักกีฬากำหนด ซึ่งจากกราฟ จะแสดงให้เห็นว่า นักกีฬาคนที่ 2 ได้ควบคุมข้อเท้าให้อยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้งตั้งแต่มีการอ หัวเข้า ที่มุม 10 องศา หรือช่วงที่นักกีฬากำลังลดระดับเท้าเพื่อที่เตะบอล



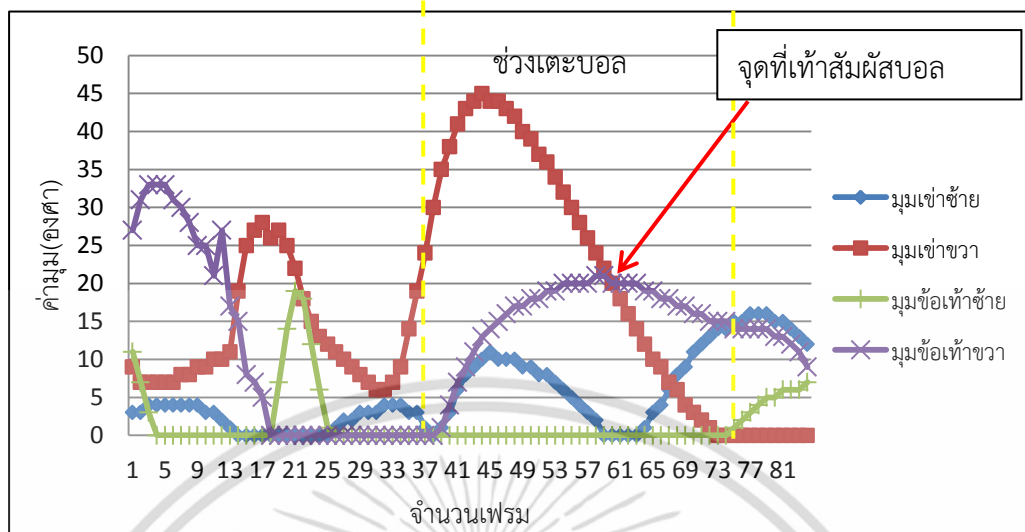
รูปที่ 4.18 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 5

จากรูปที่ 4.18 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะแบ่นักกีฬาคนที่ 5 พบว่าช่วงการเตะของนักกีฬาคนที่ 5 ค่ามุมหัวไหล่ขวามีค่า 30 องศา เพิ่มขึ้นเป็น 38 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกนอกลำตัว มุมที่ข้อศอกขวามีค่า 38 องศา ลดลงเป็น 25 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะงอเล็กน้อย และค่อยๆเหยียดออกนอกลำตัว และค่ามุมข้อศอกซ้ายมีค่า 70 องศา ลดลงเหลือ 58 องศา ข้อศอกซ้ายอยู่ในลักษณะงอเข้าหาลำตัว และค่อยๆเหยียดออกนอกลำตัว เช่นเดียวกับค่ามุมข้อศอกขวา แต่ค่ามุมไหล่ขวามีค่า 50 องศา ลดลงเป็น 48 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งแขนออกนอกลำตัว

4.4.2 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะหลังเท้า

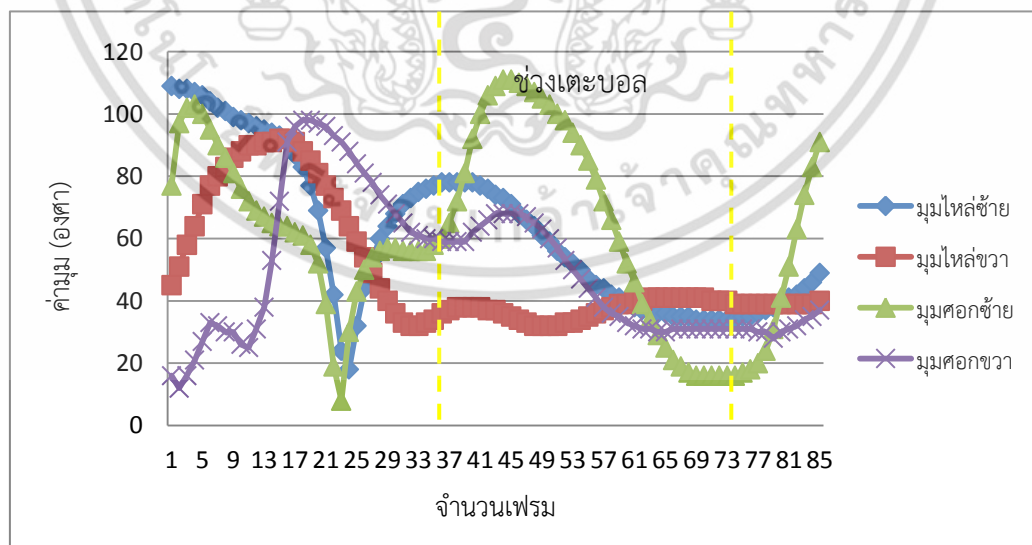
การเตะหลังเท้าเป็นการเตะเพื่อส่งลูกฟุตบอลให้กับผู้เล่นอีกคนในระยะใกล้ เป็นการเตะที่ผู้เล่นทุกคนต้องมี และต้องกำหนดทิศทางในการแปบอลให้ถูกต้องหากส่งพลาดจะส่งผลให้ผู้ต่อสู้อาจได้บอลได้ เมื่อวัดมุมขณะการเคลื่อนไหวค่ามุมจะถูกนำมาพล็อตกราฟโดยแบ่งออกเป็นสองกราฟ คือ กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้าและข้อเท้า ขณะเตะหลังเท้า และกราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่และข้อศอก ขณะเตะหลังเท้า

นักกีฬาคนที่ 1



รูปที่ 4.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 1

จากรูปที่ 4.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 1 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 1 เตะบอล ค่ามุมที่บริเวณเข่าขวามีค่า 20 องศา และมุมข้อเท้าขวามีค่า 20 องศาเป็นจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากการเตะหลังเท้าลักษณะของข้อเท้าขณะเท้าสัมผัสบอลมีการจิกปลายเท้าไปด้านหลัง และจะบังคับไม่ให้ข้อเท้าเคลื่อนไหวเนื่องจากหลังเท้าจะเป็นจุดที่สัมผัสบอล ส่งผลให้ค่ามุมข้อเท้ามีค่าเพิ่มขึ้นในขณะที่มีการงอเข่าเพื่อสร้างแรงเพื่อเตะบอลจนหลังจากที่เท้าสัมผัสบอลไปแล้ว

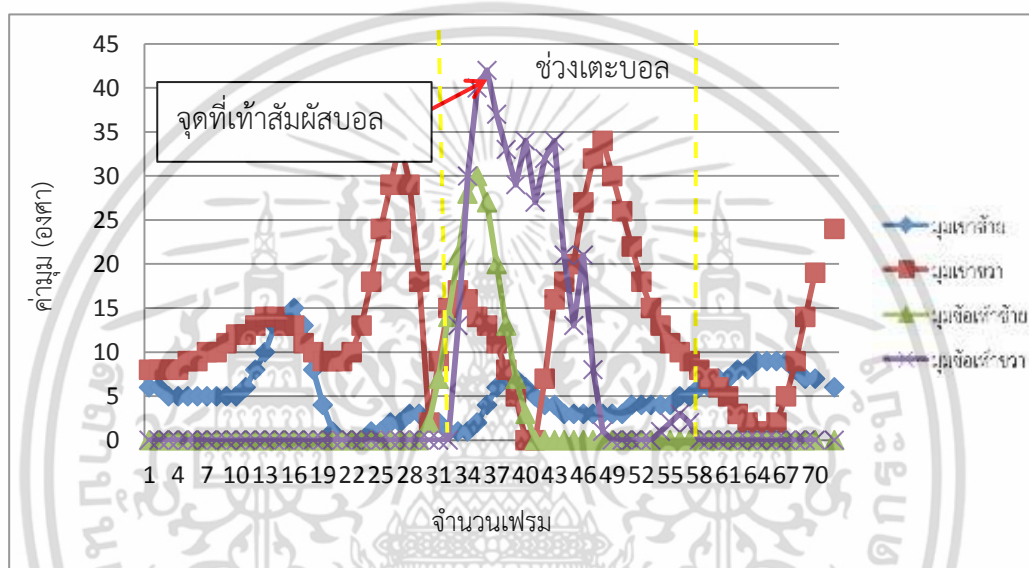


รูปที่ 4.20 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

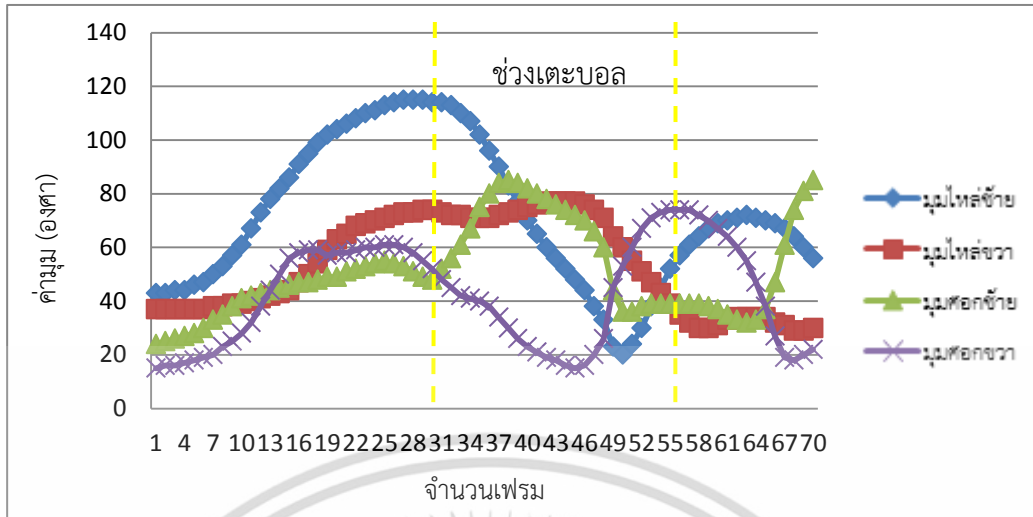
จากรูปที่ 4.20 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 1 พบว่าก่อนช่วงเตะบอลการเคลื่อนไหวท่อนบนของร่างกายนักฟุตบอลค่ามุมของข้อศอกซ้ายที่วัดได้มีค่าสูงและจะค่อยๆ ลดลงในช่วงการเตะบอล ส่วนมุมไหล่ซ้าย และข้อศอกขวา มีการเพิ่มขึ้นและค่อยๆ ลดลง แตกต่างจากมุมข้อศอกขวามีการเพิ่ม และลดลงในช่วงเวลาสั้นๆ แต่ค่ามุมของข้อศอกขวาในช่วงก่อนเตะบอลมีการเพิ่มขึ้นประมาณ 95 องศา และค่อยๆ ลดลง เช่นเดียวกับมุมไหล่ซ้าย มุมไหล่ขวา และมุมศอกซ้าย การเคลื่อนไหวก่อนเตะบอลของนักฟุตบอลมีการเคลื่อนไหวเพื่อรักษาสมดุลก่อนที่จะสัมผัสบอล

นักกีฬาคนที่ 2



รูปที่ 4.21 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 2

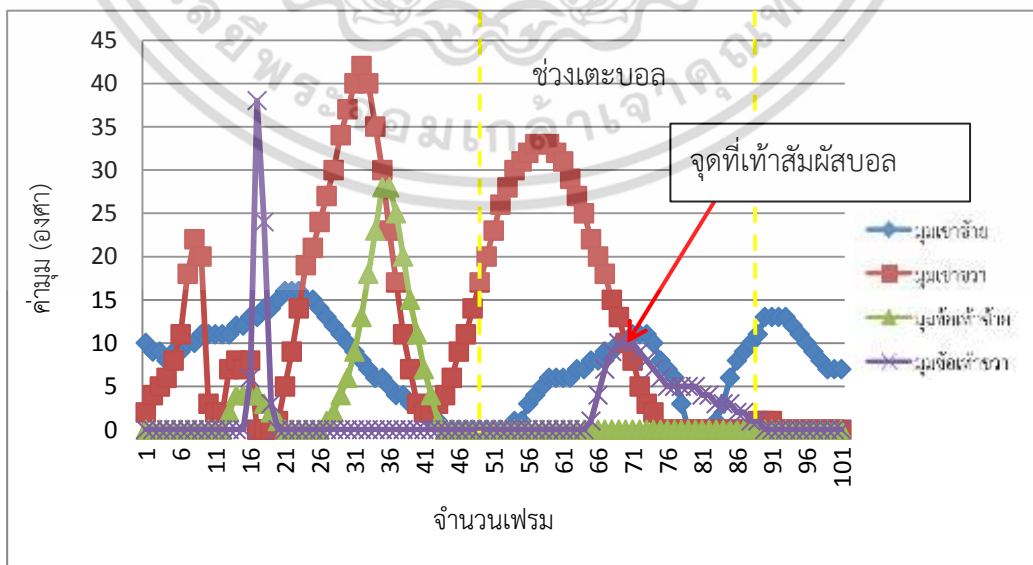
จากรูปที่ 4.21 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 2 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 2 เตะบอล ค่ามุมที่บริเวณเข่าขวามีค่า 5 องศา และมุมข้อเท้าขวามีค่า 35 องศา เป็นจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากการเตะหลังเท้าลักษณะของข้อเท้าขณะเท้าสัมผัสบอลมีการจิกปลายเท้าไปด้านหลัง และจะบังคับไม่ให้ข้อเคลื่อนไหวเนื่องหลังเท้าจะเป็นจุดที่สัมผัสบอล ส่งผลให้ค่ามุมข้อเท้ามีค่าเพิ่มขึ้นในขณะที่มีการงอเข่าเกือบเหยียดตรงหลังจากเหยียดเท้าไปด้านหลัง



รูปที่ 4.22 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้า นักกีฬาคนที่ 2

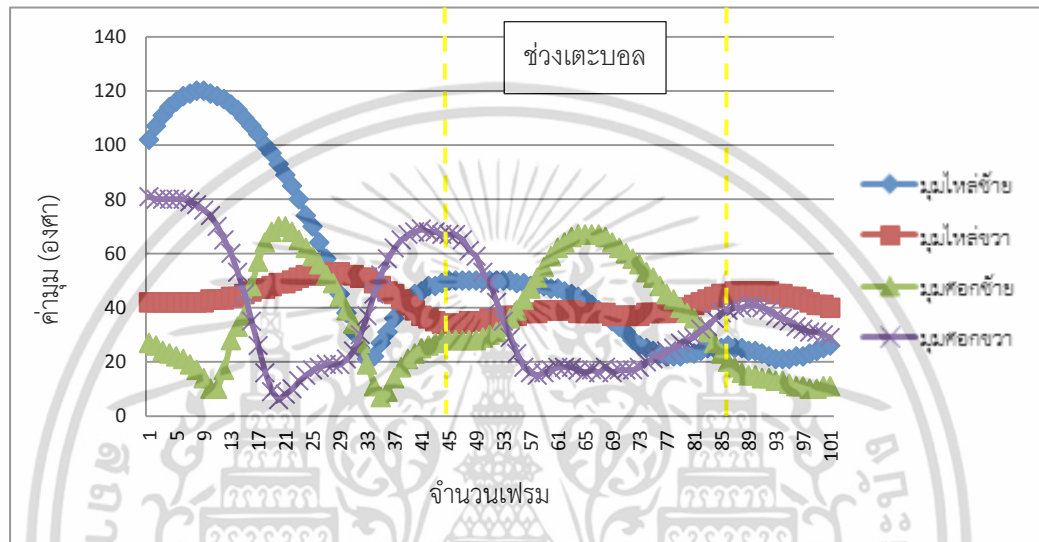
จากรูปที่ 4.22 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้า นักกีฬาคนที่ 2 พบว่าในช่วงที่นักกีฬาคนที่ 2 เตะหลังเท้า ค่ามุมข้อศอกขวามีค่าลดลงจาก 60 องศา ลดลงเป็น 18 องศา ซึ่งข้อศอกจะอยู่ในลักษณะงอ และค่อยๆเหยียดออกไปนอกลำตัว มุมหัวไหล่ขวา มีค่า 80 องศา ลดลงมีค่า 25 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมลดลง หัวไหล่แกว่งเข้าหาลำตัว มุมข้อศอกซ้ายมีค่า 42 องศา เพิ่มขึ้น 80 องศา และลดลง 30 องศา ข้อศอกซ้ายอยู่ในลักษณะงอเล็กน้อยเมื่อค่ามุมเพิ่มขึ้นข้อศอกซ้ายก็จะงอเข้าหาลำตัวมากขึ้น และค่อยๆเหยียดตรง และค่ามุมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 118 องศา ลดลงเหลือ 20 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และค่อยๆแกว่งกลับเข้าหาลำตัว

นักกีฬาคนที่ 3



รูปที่ 4.23 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้า นักกีฬาคนที่ 3 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ การใช้งานเอกสารนี้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย หากมีข้อสงสัยหรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อฝ่ายวิชาการ โทร. 0-2329-1000 หรือทางอีเมล: info@scs.ac.th

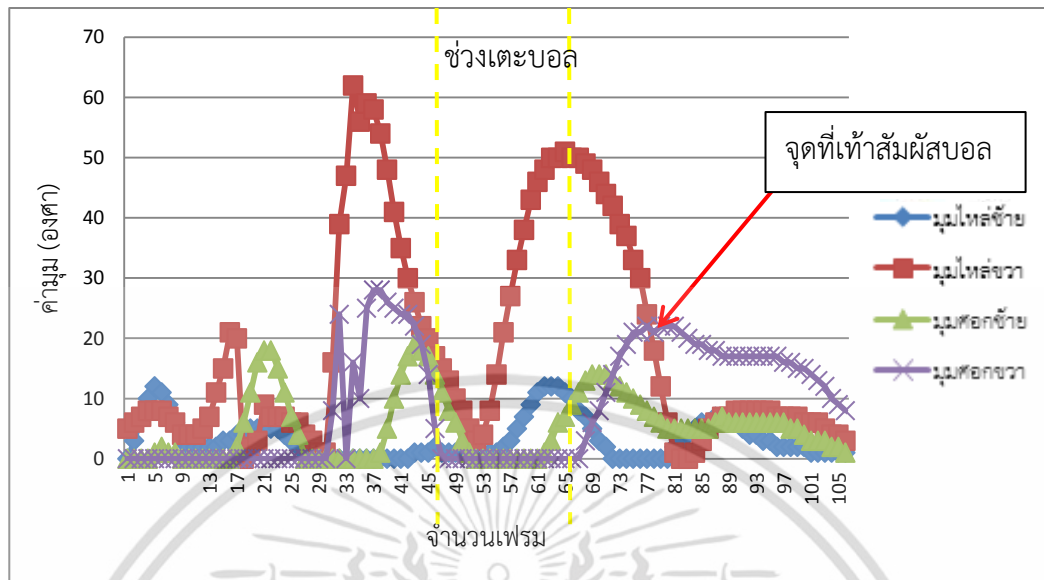
จากรูปที่ 4.23 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 3 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 3 เตะบอล ค่ามุมที่บริเวณเข่าขวามีค่า 10 องศา และมุมข้อเท้าขวามีค่า 10 องศาเป็นจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากการเตะหลังเท้าลักษณะของข้อเท้าขณะเท้าสัมผัสบอลมีการจิกปลายเท้าไปด้านหลัง และจะบังคับไม่ให้ข้อเคลื่อนไหวเนื่องหลังเท้าจะเป็นจุดที่สัมผัสบอล ส่งผลให้ค่ามุมข้อเท้ามีค่าเพิ่มขึ้นในขณะที่มีการงอเข่า 10 องศา หลังจากเหยียดเท้าไปด้านหลังเพื่อสร้างแรงที่เตะบอลข้างหน้าซึ่งค่ามุมหัวเข่าจะค่อยๆลดลง เพื่อลดระดับให้เท้าอยู่ในจุดที่จะสัมผัสบอลได้



รูปที่ 4.24 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 3

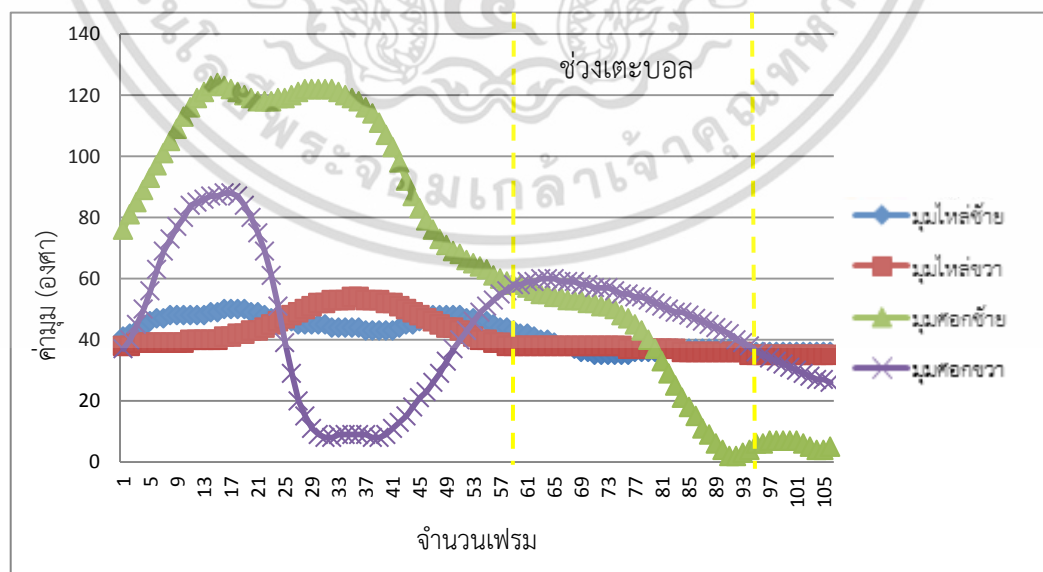
รูปที่ 4.24 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 3 พบว่าในช่วงที่นักกีฬาคนที่ 3 เตะหลังเท้า ค่ามุมข้อศอกขวามีค่าลดลงจาก 70 องศา ลดลงเป็น 18 องศา ซึ่งข้อศอกจะอยู่ในลักษณะงอ และค่อยๆเหยียดออกไปนอกลำตัว มุมหัวไหล่ขวา มีค่า 38 องศา เพิ่มขึ้นมีค่า 50 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมเพิ่มขึ้นหัวไหล่แกว่งออกนอกลำตัวมากกว่าช่วงเริ่มต้นการเตะ มุมข้อศอกซ้ายมีค่า 25 องศา เพิ่มขึ้น 70 องศา และลดลง 18 องศา ข้อศอกซ้ายอยู่ในลักษณะงอเล็กน้อยเมื่อค่ามุมเพิ่มขึ้นข้อศอกซ้ายก็จะงอเข้าหาลำตัวมากขึ้น และค่อยๆเหยียดตรง และค่ามุมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 50 องศา ลดลงเหลือ 20 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และค่อยๆ แกว่งกลับเข้าหาลำตัว

นักกีฬาคนที่ 4



รูปที่ 4.25 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังแก่นักกีฬาคนที่ 4

จากรูปที่ 4.25 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังแก่นักกีฬาคนที่ 4 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 4 เตะบอล ค่ามุมที่บริเวณเข่าขวามีค่า 20 องศา และมุมข้อเท้าขวามีค่า 22 องศา เป็นจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากการเตะหลังเท้าลักษณะของข้อเท้าขณะเท้าสัมผัสบอลมีการจิกปลายเท้าไปด้านหลัง และจะบังคับไม่ให้ข้อเคลื่อนไหวเนื่องหลังเท้าจะเป็นจุดที่สัมผัสบอล ส่งผลให้ค่ามุมข้อเท้ามีค่าเพิ่มขึ้นในขณะที่มีการงอเข่าเพื่อสร้างแรงเพื่อเตะบอลจนหลังจากที่เท้าสัมผัสบอลไปแล้ว

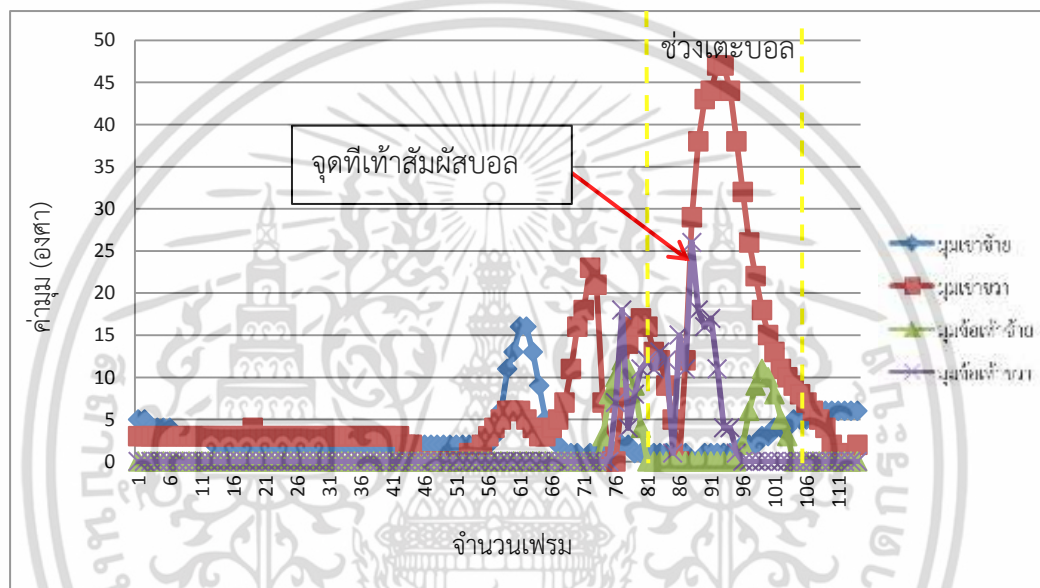


รูปที่ 4.26 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังแก่นักกีฬาคนที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

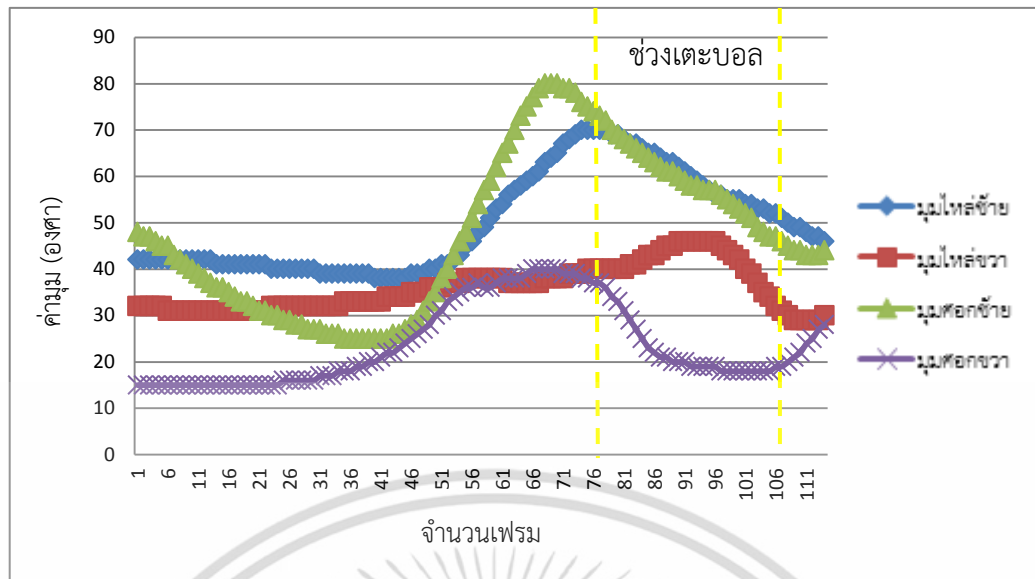
รูปที่ 4.26 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 4 พบว่าในช่วงที่นักกีฬาคนที่ 4 เตะหลังเท้า ค่ามุมข้อศอกขวามีค่าลดลงจาก 60 องศา ลดลงเป็น 22 องศา ซึ่งข้อศอกจะอยู่ในลักษณะงอ และค่อยๆเหยียดออกไปนอกลำตัว มุมหัวไหล่ขวามีค่า 40 องศา เพิ่มขึ้นมีค่า 38 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมลดลง หัวไหล่แกว่งเข้าหาลำตัว มุมข้อศอกซ้ายมีค่า 60 องศา และลดลง 0 องศา ข้อศอกซ้ายอยู่ในลักษณะงอเมื่อค่ามุมลดลงที่ 0 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะเหยียดตรง และค่ามุมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 45 องศา ลดลงเหลือ 35 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และค่อยๆ แกว่งกลับเข้าหาลำตัว

นักกีฬาคนที่ 5



รูปที่ 4.27 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 5

จากรูปที่ 4.27 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่าและข้อเท้าขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 5 พบว่าช่วงที่นักกีฬาคนที่ 5 เตะบอล ค่ามุมที่บริเวณเข่าขวามีค่า 20 องศา และมุมข้อเท้าขวามีค่า 26 องศา เป็นจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากการเตะหลังเท้าลักษณะของข้อเท้าขณะเท้าสัมผัสบอลมีการจิกปลายเท้าไปด้านหลัง และจะบังคับไม่ให้ข้อเคลื่อนไหวเนื่องหลังเท้าจะเป็นจุดที่สัมผัสบอล ส่งผลให้ค่ามุมข้อเท้ามีค่าเพิ่มขึ้นในขณะที่มีการงอเข่าเพื่อสร้างแรงเพื่อเตะบอลจนหลังจากที่เท้าสัมผัสบอลไปแล้ว



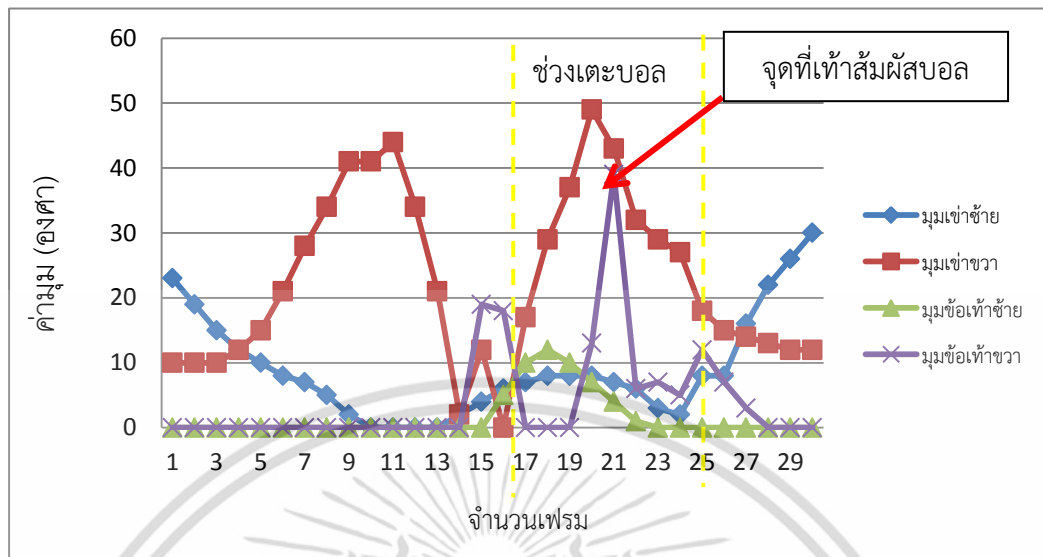
รูปที่ 4.28 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 5

จากรูปที่ 4.28 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะหลังเท้านักกีฬาคนที่ 5 พบว่าในช่วงที่นักกีฬาคนที่ 5 เตะหลังเท้า ค่ามุมข้อศอกขวามีค่าลดลงจาก 40 องศา ลดลงเป็น 18 องศา ซึ่งข้อศอกจะอยู่ในลักษณะงอ และค่อยๆเหยียดออกไปนอกลำตัว มุมหัวไหล่ขวามีค่า 57 องศา เพิ่มขึ้นมีค่า 30 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมลดลง หัวไหล่แกว่งเข้าหาลำตัว มุมข้อศอกซ้ายมีค่า 70 องศา และลดลง 42 องศา ข้อศอกซ้ายอยู่ในลักษณะงอเมื่อค่ามุมลดลงที่ 42 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะงอเล็กน้อย และค่ามุมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 70 องศา ลดลงเหลือ 45 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และค่อยๆ แกว่งกลับเข้าหาลำตัว

4.4.3 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะวอลเลย์

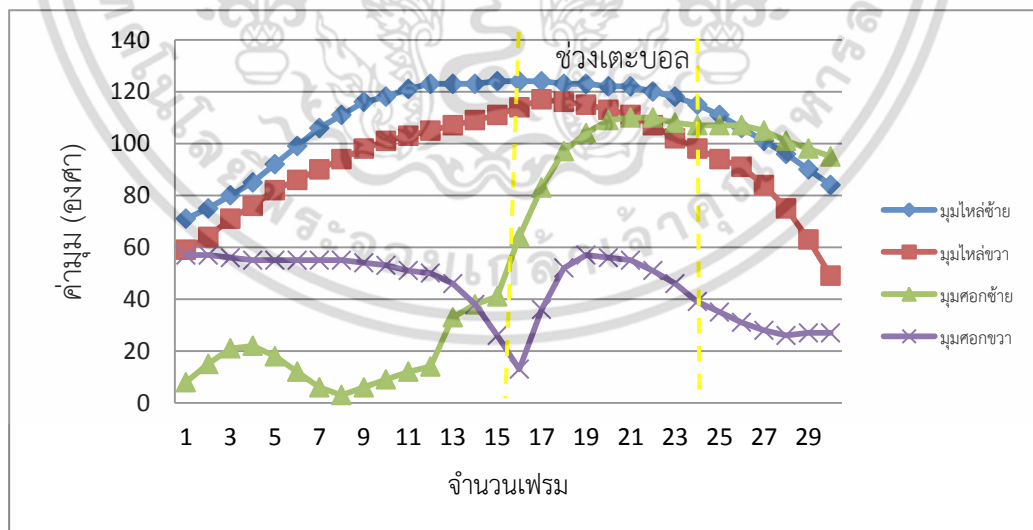
การเตะวอลเลย์ เมื่อวัดมุมขณะการเคลื่อนไหวค่ามุมจะถูกนำมาพล็อตกราฟโดยแบ่งออกเป็นสองกราฟคือ กราฟแสดงความสัมพันธ์การเคลื่อนไหวขณะเตะวอลเลย์ของมุมหัวเข่าและข้อเท้า และกราฟแสดงความสัมพันธ์การเคลื่อนไหวขณะเตะวอลเลย์ของมุมหัวไหล่และข้อศอก

นักกีฬาคนที่ 1



รูปที่ 4.29 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 1

จากรูปที่ 4.29 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 1 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามูมเข่าขวา และข้อเท้าขวามีค่ามากกว่ามูมเข่าซ้าย และข้อเท้าซ้าย ซึ่งจะสังเกตได้ว่าในท่าเตะวอลเลย์ค่ามูมในช่วงการเตะบอลมีค่าเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วจะลดลงอย่างรวดเร็วแสดงให้เห็นว่าการเตะบอลในท่านี้ใช้ความเร็วในการเตะเร็ว แต่ต่างจากมูมเข่าซ้าย และข้อเท้าซ้ายที่มีค่ามูมเพิ่มขึ้นและลดลงอย่างต่อเนื่องซึ่งเป็นขาที่รับน้ำหนักตัว

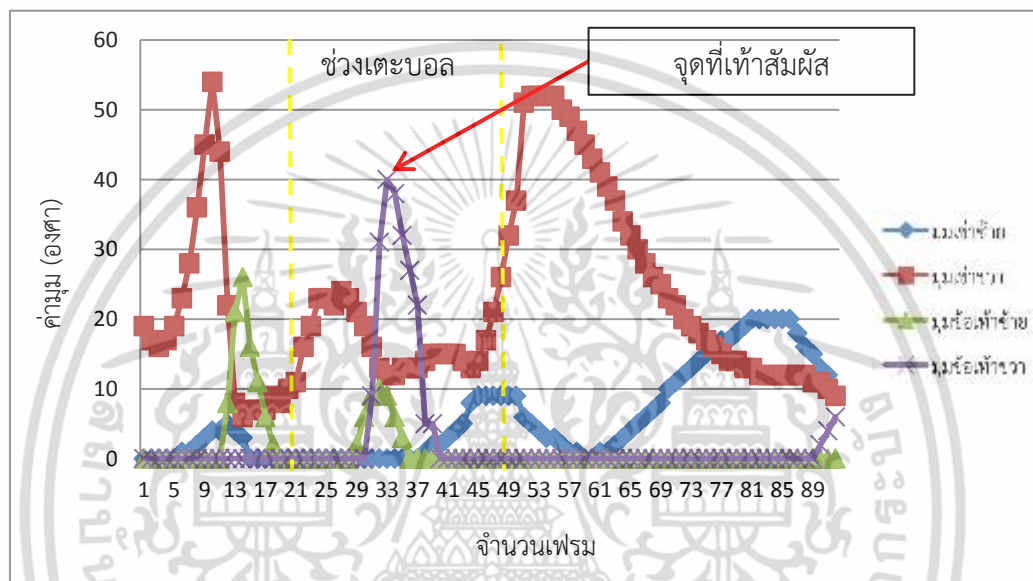


รูปที่ 4.30 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 1

จากรูปที่ 4.30 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 1 พบว่าในช่วงที่นักกีฬาคนที่ 1 เตะหลังเท้า ค่ามูมข้อศอกขวามีค่ามูม 20 องศา เพิ่มขึ้นเป็น 58 องศา เป็นเอกสารนี้เป็นเอกสารทรัพย์สินทางปัญญาเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

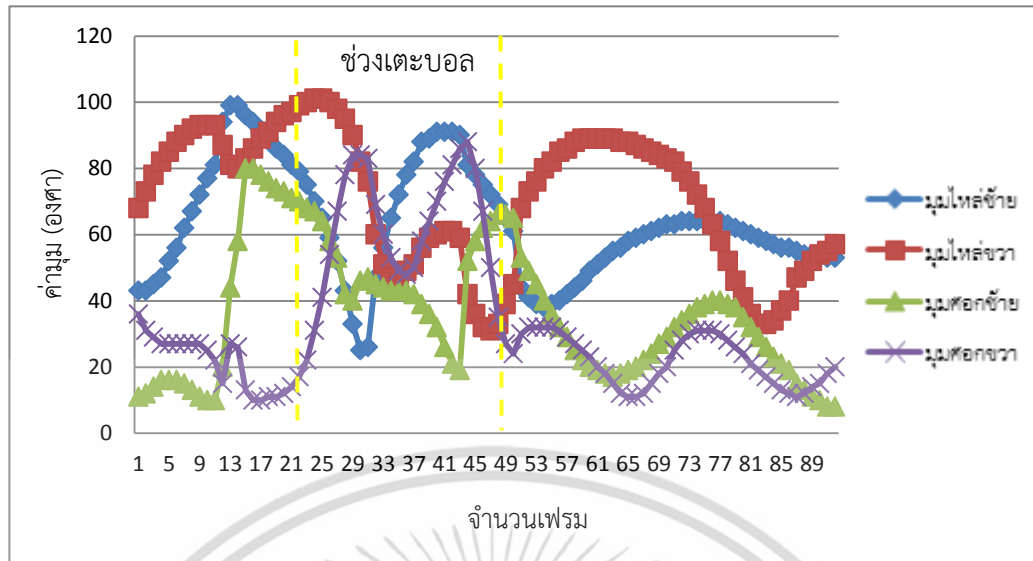
องศา ซึ่งข้อศอกจะอยู่ในลักษณะงอเล็กน้อย เมื่อค่ามุมเพิ่มขึ้นข้อศอกงอเข้าหาลำตัวมากกว่าเดิม มุมหัวไหล่ขวามีค่า 118 องศา ลดลงมีค่า 95 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมลดลงหัวไหล่แกว่งเข้าหาลำตัว มุมข้อศอกซ้ายมีค่า 80 องศา และเพิ่มขึ้น 110 องศา ข้อศอกซ้ายอยู่ในลักษณะงอเมื่อค่ามุมเพิ่มขึ้นที่ 110 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะงอเข้าหาลำตัวมากขึ้น และค่ามุมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 122 องศา ลดลงเหลือ 110 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งออกไปนอกลำตัว และค่อยๆ แกว่งกลับเข้าหาลำตัว

นักกีฬาคนที่ 2



รูปที่ 4.31 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะเตะบอลเลยของมุมหัวเข่าและข้อเท้า นักกีฬาคนที่ 2

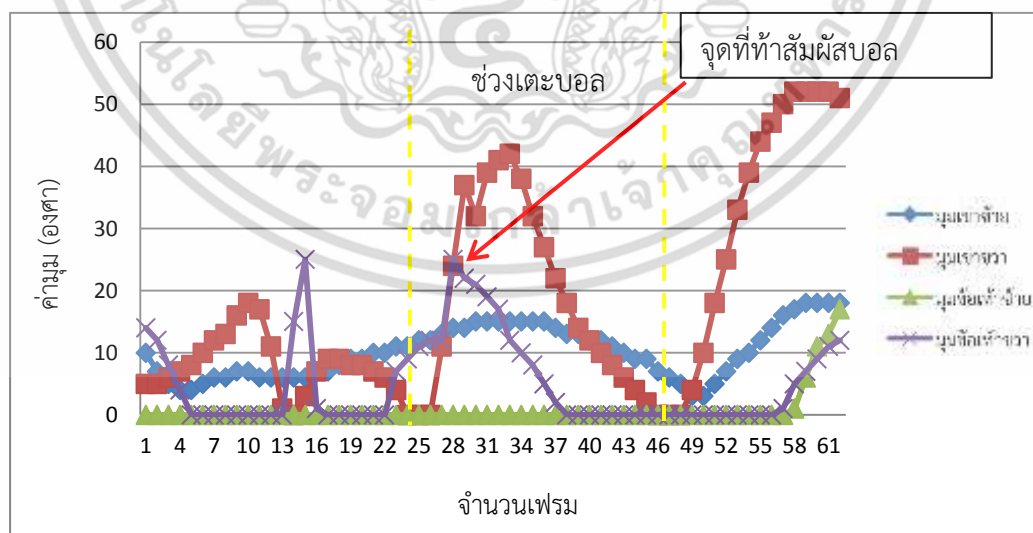
จากรูปที่ 4.31 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะบอลเลย นักกีฬาคนที่ 2 พบว่าในช่วงเตะบอลนักกีฬาคนที่ 2 ค่ามุมเข่าขวาเพิ่มขึ้นและค่อยลดลง ในช่วงที่ค่ามุมเข่าขวาลดลง ค่ามุมข้อเท้าขวาเพิ่มขึ้น ซึ่งในช่วงนี้เป็นจุดที่เท้าสัมผัสบอล และหลังจากนั้นค่ามุมข้อเท้าขวาค่อยๆลดลง แต่หลังจากช่วงเตะบอลค่ามุมของเข่าขวาคจะเพิ่มขึ้นเกิดจากการเคลื่อนไหวหลังการเตะ



รูปที่ 4.32 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะบอลเล่นนักกีฬาคนที่ 2

จากรูปที่ 4.32 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะบอลเล่นนักกีฬาคนที่ 2 พบว่าในช่วงเตะบอลนักกีฬาคนที่ 2 ค่ามูมหัวไหล่ขวา และข้อศอกขวาเพิ่มขึ้น แต่ในขณะนั้นค่ามูมหัวไหล่ซ้าย และข้อศอกซ้ายลดลง แสดงให้เห็นมีการงอข้อศอกขวา 80 องศา และแกว่งแขนขวาเพื่อเคลื่อนไหวในการเตะ ในขณะที่ข้อศอกขวางอ 80 องศา ข้อศอกซ้ายงอเพียง 45 องศา ตามการเคลื่อนไหว

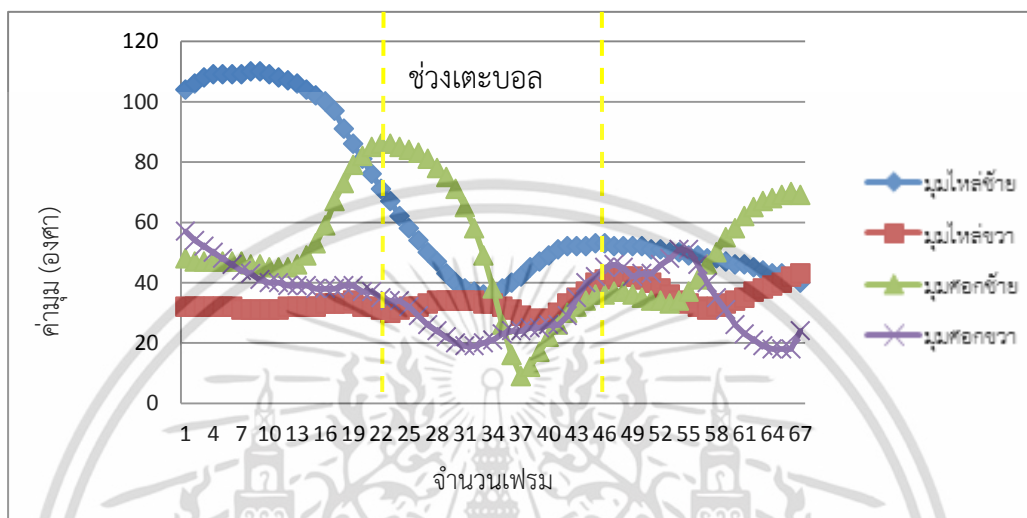
นักกีฬาคนที่ 3



รูปที่ 4.33 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะบอลเล่นนักกีฬาคนที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

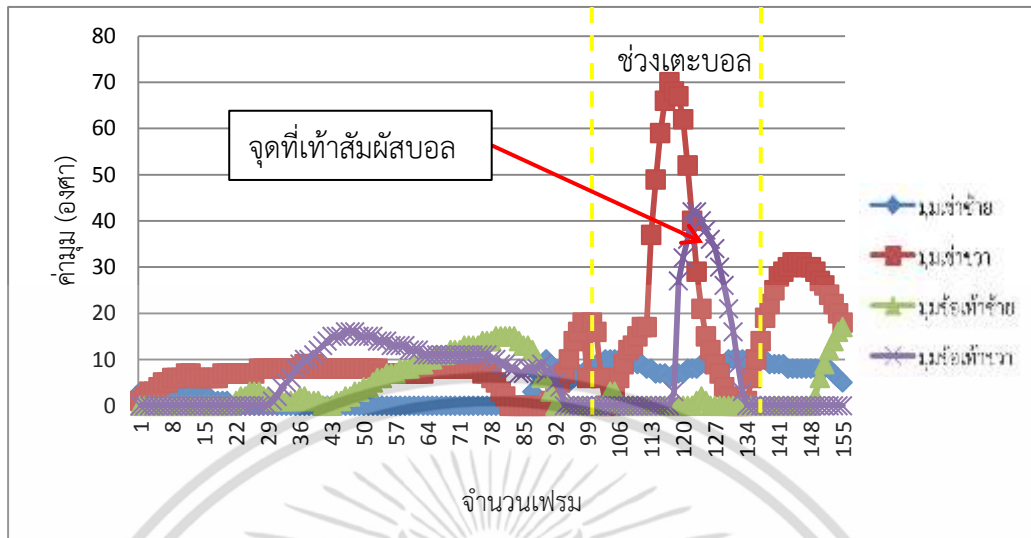
จากรูปที่ 4.33 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะวอลเลย์ นักกีฬาคนที่ 3 พบว่าในช่วงเตะบอลนักกีฬาคนที่ 3 ค่ามุมเข่าขวา และข้อเท้าขวาเพิ่มขึ้น 25 องศา เป็นจุดที่เท้าสัมผัสบอล หลังจากนั้นค่ามุมค่อยๆลดลงจนถึง 0 องศา แต่ค่ามุมที่เข่าขวายังเพิ่มขึ้น 43 องศา และค่อยๆลดลง 0 องศา หลังจากช่วงการเตะค่ามุมเข่าขวาก็เพิ่มขึ้นจนถึง 53 องศา แสดงให้เห็นว่าหลังจากเตะบอลยังมีการเคลื่อนที่ต่อไป



รูปที่ 4.34 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 3

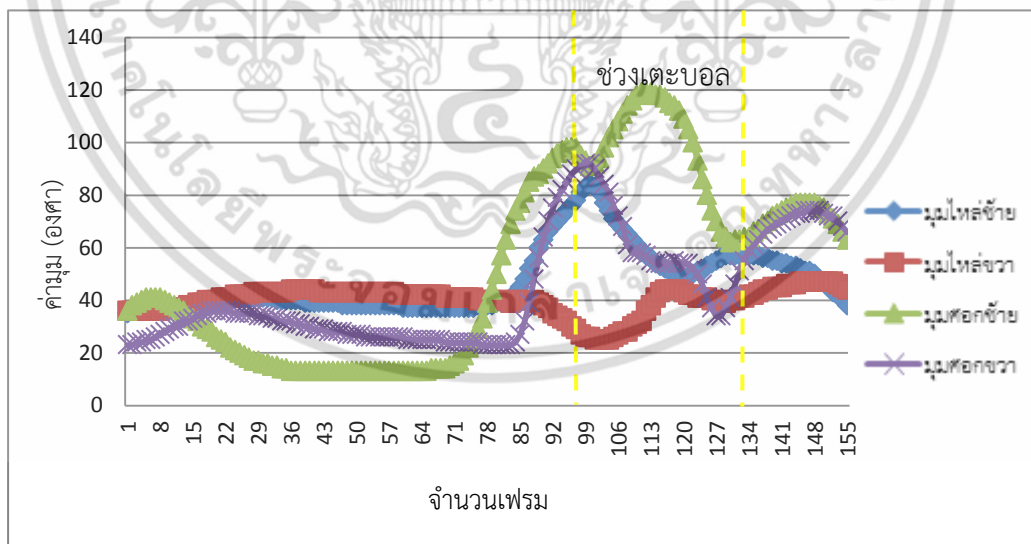
รูปที่ 4.34 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะเตะวอลเลย์ของมุมหัวไหล่และข้อศอก นักกีฬาคนที่ 3 พบว่าในช่วงเตะบอลนักกีฬาคนที่ 3 ค่ามุมหัวไหล่ซ้ายลดลงโดยแกว่งแขนออกไป 40 องศา และข้อศอกขวาลดลงอยู่ที่ 5 องศา ในท่าแขนเหยียดตรง หลังจากช่วงเตะบอลค่ามุมทั้งก็ค่อยๆ เพิ่มขึ้น ซึ่งในช่วงการเตะค่ามุมข้อศอกขวามีค่าลดลงอยู่ที่ 20 องศา และค่อยๆ เพิ่มขึ้น 43 องศา ในช่วงที่เตะบอลนักกีฬาคนที่ 3 มีการแกว่งแขนขวาเล็กน้อยเมื่อดูจากค่ามุมหัวไหล่ขวา หรืออาจเปรียบเทียบจากการเคลื่อนไหวของหัวไหล่ซ้าย และข้อศอกซ้าย

นักกีฬาคนที่ 4



รูปที่ 4.35 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมูมห้วเข่า และข้อเท้าขณะเตะบอลเลย์นักกีฬาคนที่ 4

จากรูปที่ 4.35 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมูมห้วเข่า และข้อเท้าขณะเตะบอลเลย์นักกีฬาคนที่ 4 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามุมเข่าขวาเพิ่มขึ้นอยู่ที่ 70 องศา ในขณะที่นั้นค่ามุมข้อเท้าขวาก็เพิ่มขึ้นอยู่ที่ 43 องศา และค่ามุมที่หัวเข่าลดลงอยู่ที่ 0 องศา ค่ามุมข้อเท้าขวาก็ลดลงอยู่ที่ 0 องศา เช่นเดียวกัน แสดงให้เห็นว่านักกีฬาคนที่ 4 มีการเคลื่อนไหวเข่าก่อนจะเปิดข้อเท้าที่จะเตะบอล



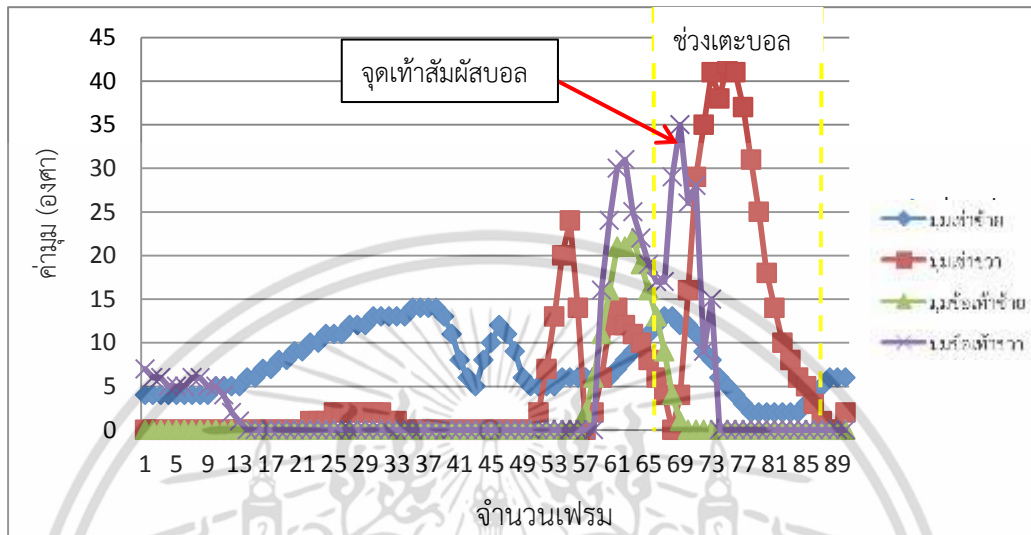
รูปที่ 4.36 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมูมห้วไหล่ และข้อศอกขณะเตะบอลเลย์นักกีฬาคนที่ 4

จากรูปที่ 4.36 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมูมห้วไหล่ และข้อศอกขณะเตะบอลเลย์นักกีฬาคนที่ 3 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามุมหัวไหล่ซ้าย 83 องศา ในท่าแกว่งออกนอกกล้าตัว มุมข้อศอกซ้ายเพิ่มขึ้น 120 องศา ในท่างอข้อศอก ซึ่งนักกีฬาเคลื่อนไหวร่างกายซีกซ้ายมากกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ส่วนตัวที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็น ใบนี้หรือใบอื่นใดในเอกสารนี้ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

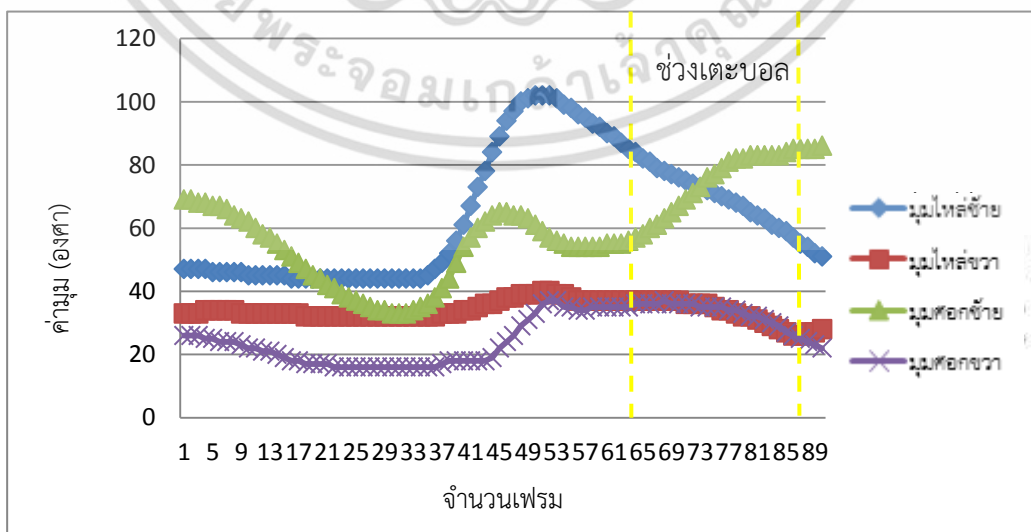
เนื่องจากมูมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 45 องศา และข้อศอกขวามีค่า 90 องศา และค่ามูมหัวไหล่ซ้าย ข้อศอกซ้าย และข้อศอกขวาค่อยๆลดลง อยู่ในท่าเหยียดแขน

นักกีฬาคนที่ 5



รูปที่ 4.37 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 5

จากรูปที่ 4.37 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 5 พบว่าในช่วงที่นักกีฬาคนที่ 5 เตะบอล ค่ามุมของเข่าขวา 42 องศา อยู่ในลักษณะงอเข่า และมูมข้อเท้าขวา 35 องศา ข้อเท้าขวามีลักษณะจิกเท้าเพื่อเปิดข้อเท้าให้หน้าเท้าสัมผัสบอลให้มากที่สุด และมูมทั้งสองค่อยๆลดลงจนมีค่า 0 องศา ส่วนค่ามุมที่ข้อเท้าซ้ายมีค่า 0 องศา อยู่ในลักษณะเท้าขนานกับพื้นเนื่องจากต้องรับน้ำหนักร่างกายขณะเตะบอล และเข่าขวามีค่า 3 องศาอยู่ในท่าเหยียดตรง



รูปที่ 4.38 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมูมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะวอลเลย์นักกีฬาคนที่ 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของศูนย์วิจัยกีฬามหาวิทยาลัยราชภัฏวไลยอลงกรณ์ จังหวัดปทุมธานี เมื่อถูกเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย

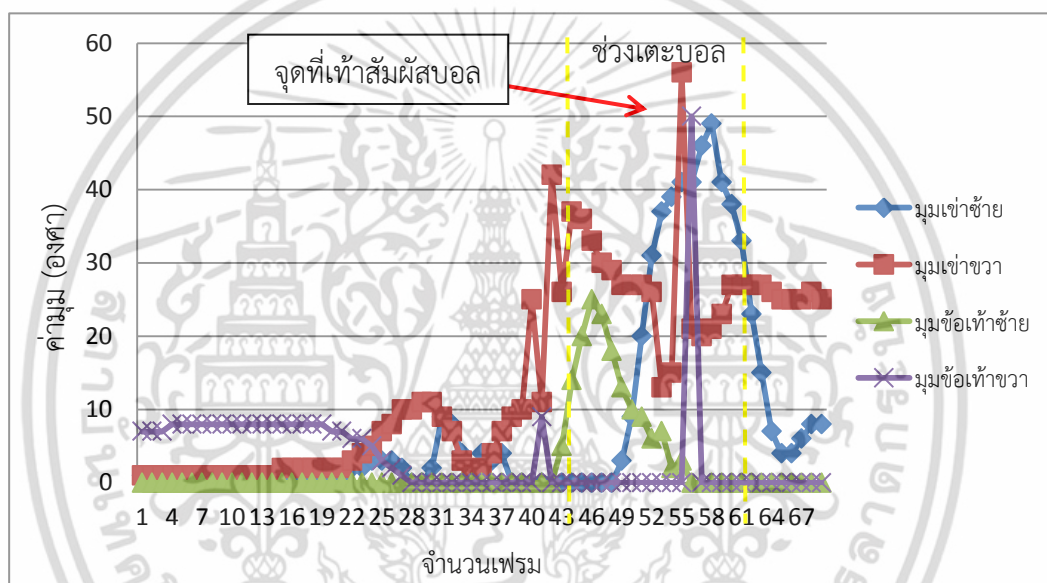
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.38 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะวอลเลย์ นักกีฬาคนที่ 5 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามุมหัวไหล่ซ้าย หัวไหล่ขวา และข้อศอกซ้ายลดลง แต่มุมข้อศอกซ้าย 85 องศาซึ่งมีค่าเพิ่มขึ้น แสดงให้เห็นว่าในช่วงเตะบอลนักกีฬามีจากข้อศอกซ้ายขณะเตะและงอข้อศอกขวา 38 องศา เมื่อเทียบกับข้อศอกซ้ายและข้อศอกซ้ายงอมากกว่าข้อศอกขวา

4.4.4 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะฟรีคิก

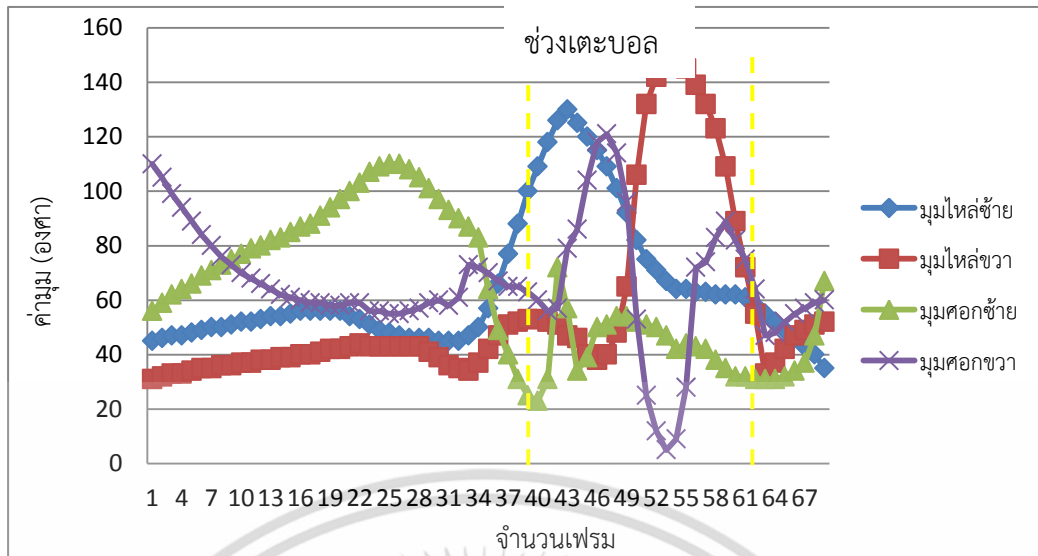
การเตะฟรีคิก เมื่อวัดมุมขณะการเคลื่อนไหวค่ามุมจะถูกนำมาพล็อตกราฟโดยแบ่งออกเป็นสองกราฟคือ กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะฟรีคิก และกราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะฟรีคิก

นักกีฬาคนที่ 1



รูปที่ 4.39 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าเคลื่อนไหวขณะเตะฟรีคิก นักกีฬาคนที่ 1

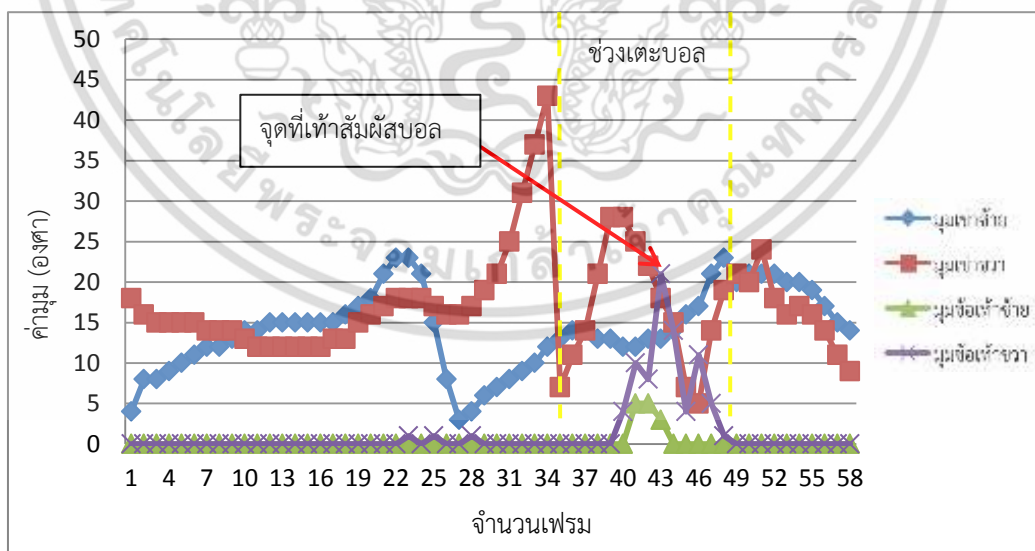
จากรูปที่ 4.39 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะฟรีคิก นักกีฬาคนที่ 1 พบว่าในช่วงการเตะบอลค่ามุมเข่าขวา และมุมข้อเท้าขวามีเพิ่มขึ้นเร็ว และลดลงอย่างรวดเร็ว ก่อนและหลังในช่วงเตะบอลมีการมุมข้อเท้าซ้ายมีค่า 0 องศา มีการเคลื่อนไหวข้อเท้าซ้ายน้อยมาก และค่ามุมข้อเท้าขวาก่อนเตะมีการเพิ่มขึ้น และลดลงก่อนที่จะจะมีการเตะบอล ซึ่งจากกราฟจะสังเกตเห็นได้ค่ามุมเข่าขวาเพิ่มขึ้นและลดลงทุกช่วงในการเตะบอล



รูปที่ 4.40 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะฟรีคิกนักกีฬาคนที่ 1

จากรูปที่ 4.40 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวไหล่และข้อศอกขณะเตะฟรีคิกนักกีฬาคนที่ 1 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามูมไหล่ขวามีค่ามากกว่าไหล่ซ้าย และมูมที่ข้อศอกขวามีค่ามากกว่าข้อศอกซ้าย ในช่วงก่อนเตะบอลค่ามูมไหล่ซ้าย ไหล่ขวา ข้อศอกซ้าย และข้อศอกขวา มีค่าเพิ่มขึ้นและลดลง แต่มีการเพิ่มขึ้นของค่ามูมไหล่ขวา และข้อศอกขวา และจะค่อยๆลดลงหลังช่วงเตะบอล

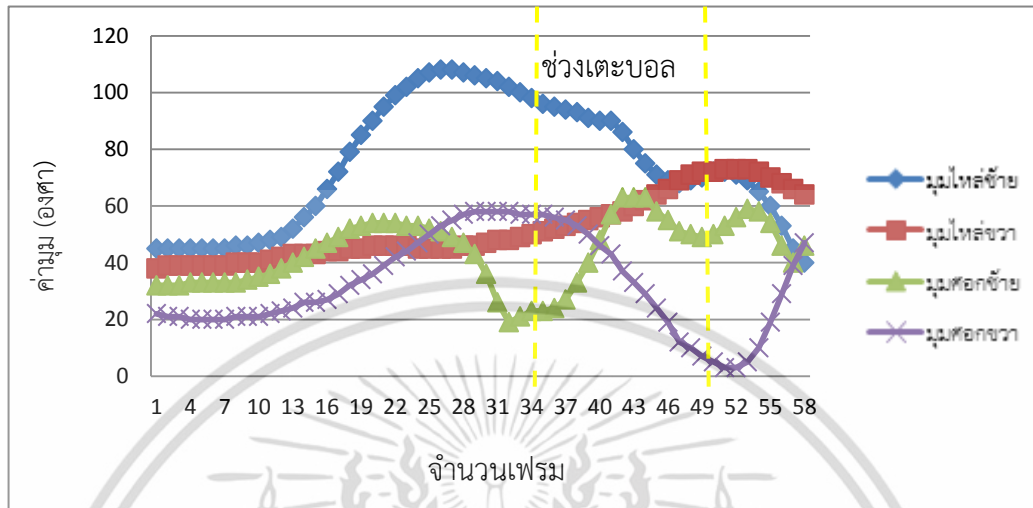
นักกีฬาคนที่ 2



รูปที่ 4.41 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะฟรีคิกนักกีฬาคนที่ 2

จากรูปที่ 4.41 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามูมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะฟรีคิกนักกีฬาคนที่ 2 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามูมเข่าขวามีค่า 28 องศา เข่าซ้ายมีค่า 24 องศา ข้อเท้าขวามีค่า 24 องศา ข้อเท้าซ้ายมีค่า 24 องศา ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

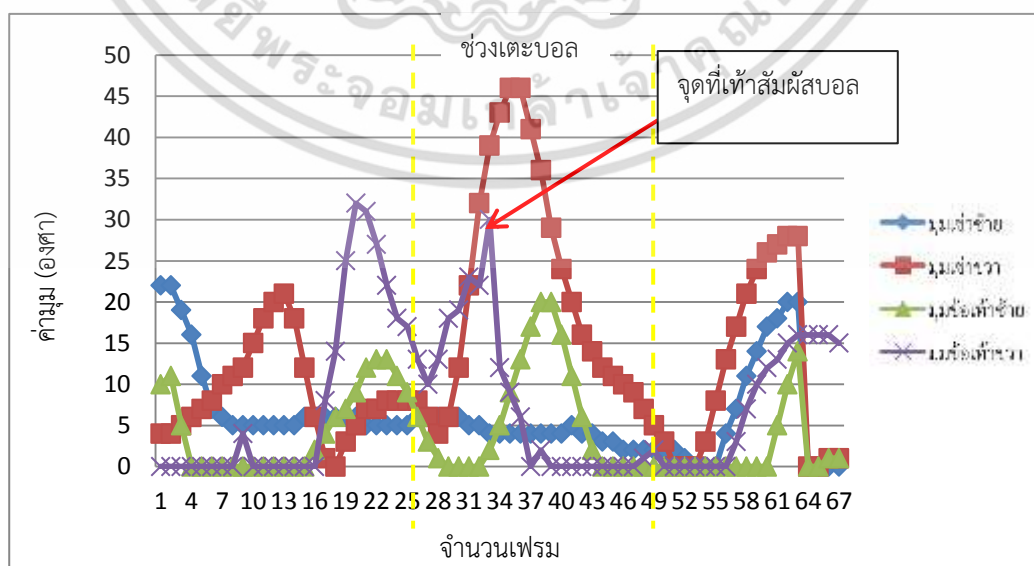
ค่า 22 องศา เป็นจุดที่เท่าสัมผัสบอล และค่ามุมข้อเท้าซ้ายมีค่า 5 องศา ซึ่งจากกราฟจะสังเกตได้ว่า เมื่อค่ามุมของเข่าขาลดลงค่ามุมข้อเท้าขวาจะเพิ่มขึ้น และอยู่ในจุดที่เท่าสัมผัสบอล หลังจากเท่าสัมผัสบอลค่ามุมของเข่าขวา และข้อศอกขาลดลง



รูปที่ 4.42 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะฟรึคิกนักกีฬาคนที่ 2

จากรูปที่ 4.42 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะฟรึคิกนักกีฬาคนที่ 2 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามุมหัวไหล่ขวาเพิ่มขึ้น 55 องศา แต่ค่ามุมข้อศอกขวามีค่า 2 องศา แสดงให้เห็นว่าช่วงเวลาที่นักกีฬาเตะบอลเหยียดแขน และแกว่งแขนออกไปนอกลำตัว ส่วนค่ามุมของหัวไหล่ซ้ายมีค่า 100 องศา และลดลง 65 องศา และค่ามุมที่ข้อศอกซ้ายมีค่า 20 องศา และเพิ่มขึ้น 60 องศา จากค่ามุมของหัวไหล่ซ้าย และข้อศอกซ้าย นักกีฬาแกว่งแขนเข้ามาลำตัว และข้อศอกซ้าย

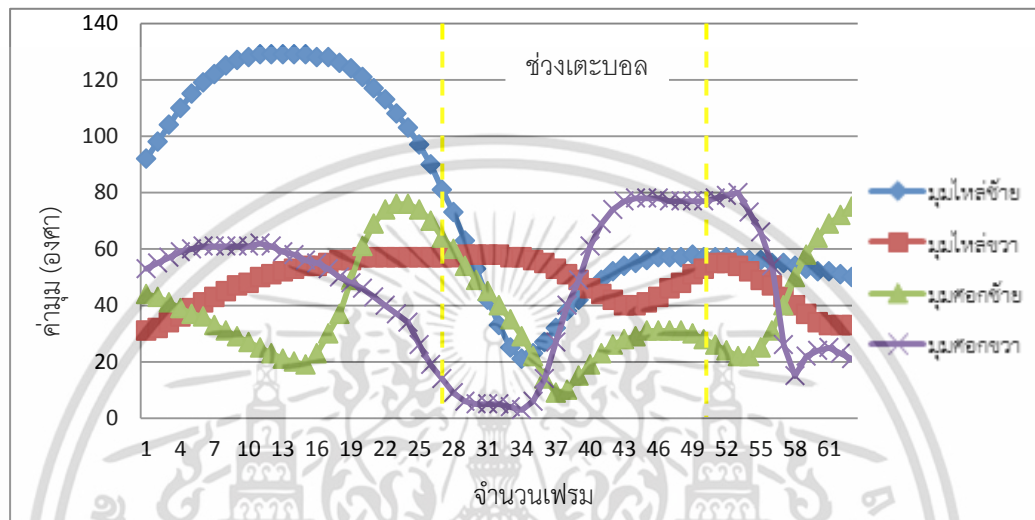
นักกีฬาคนที่ 3



รูปที่ 4.43 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะฟรึคิกนักกีฬาคนที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยเท่านั้น ไม่ควรนำเอกสารนี้ไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต หากต้องการนำเอกสารนี้ไปใช้

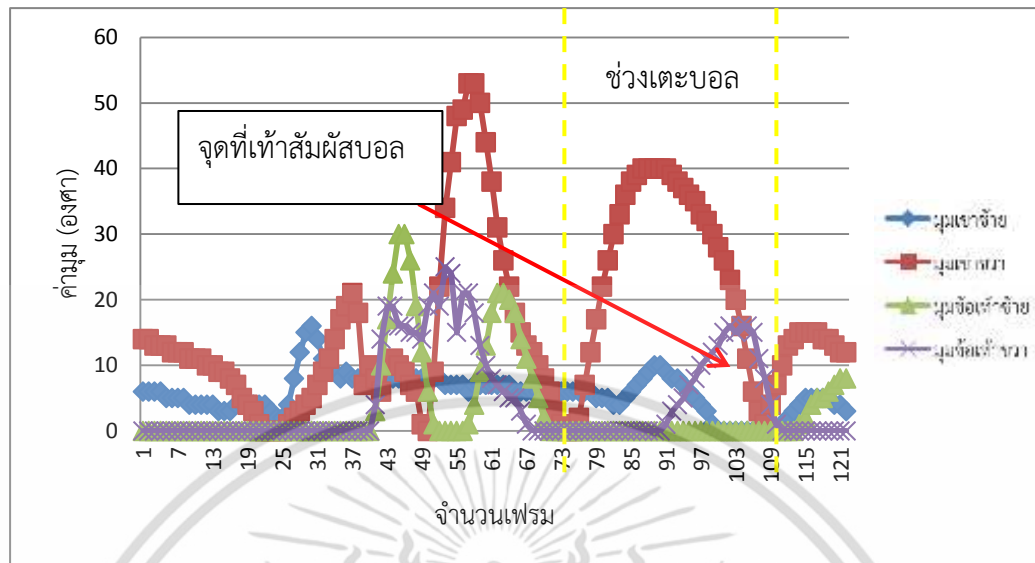
จากรูปที่ 4.43 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะฟรีคิก นักกีฬาคนที่ 3 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามุมเข่าขวามีค่า 45 องศา และค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 30 องศา เป็นจุดที่เท้าสัมผัสบอล หลังจากเท้าสัมผัสบอลค่ามุมของข้อเท้าขวาก็ลดลงที่ 10 องศา และมุมเข่า ขวาลดลงที่ 22 องศา แต่ค่ามุมข้อเท้าซ้ายเพิ่มขึ้นอยู่ที่ 20 องศา แสดงให้เห็นว่าหลังจากที่นักกีฬาเตะ บอลแล้วมีการเคลื่อนไหวของขาต้านซ้าย และหลังจากช่วงเตะบอลค่ามุมของเข่าและข้อศอกเพิ่มขึ้น ยังคงมีการเคลื่อนไหวหลังจากเตะบอล



รูปที่ 4.44 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะฟรีคิกนักกีฬาคนที่ 3

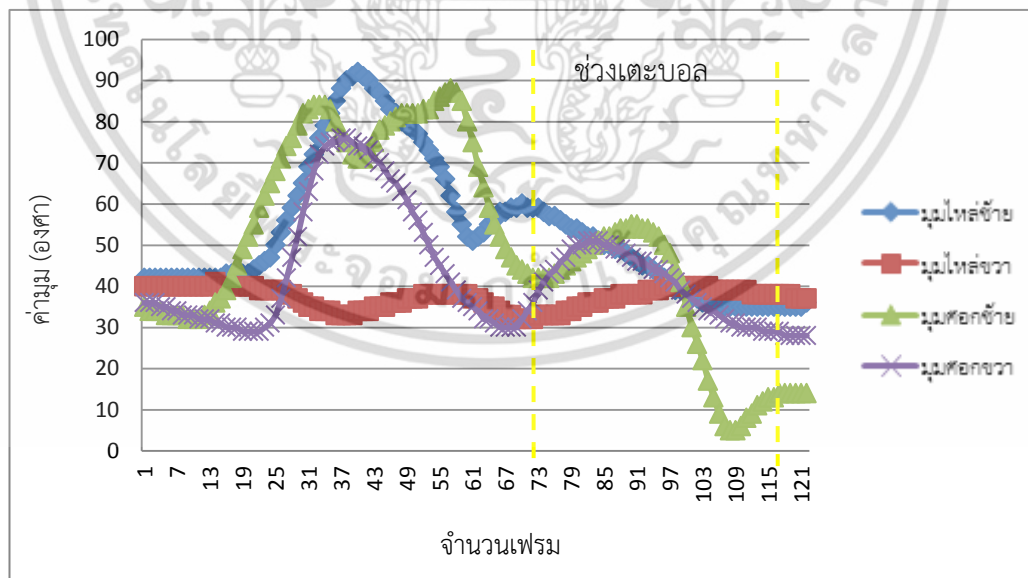
จากรูปที่ 4.44 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะฟรีคิก นักกีฬาคนที่ 3 พบว่าค่ามุมหัวไหล่ขวามีค่า 60 องศา ลดลงเหลือ 40 องศา และค่ามุมข้อศอกขวา 25 องศา เพิ่มขึ้น 80 องศา แสดงให้เห็นว่านักกีฬาแกว่งแขนเข้าหาลำตัวพร้อมทั้งงอแขนขณะเตะ ส่วน ค่ามุมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 100 องศา ลดลงเหลือ 20 องศา และมุมข้อศอกซ้ายมีค่า 76 องศา ลดลง เหลือ 10 องศา แสดงให้เห็นว่าขณะเตะบอลนักกีฬาแกว่งแขนเข้าหาลำตัว พร้อมกับค่อยๆเหยียด แขน

นักกีฬาคนที่ 4



รูปที่ 4.45 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้า และข้อเท้าขณะเตะพรีคิกนักกีฬาคนที่ 4

จากรูปที่ 4.45 กราฟแสดงความสัมพันธ์การเคลื่อนไหวขณะเตะพรีคิกของมุมหัวเข้า และข้อเท้า นักกีฬาคนที่ 4 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามุมเข้าขวามีค่า 40 องศา และค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 17 องศา แสดงให้เห็นว่านักกีฬาเคลื่อนไหวขาข้างขวาเพื่อจะเปิดข้อเท้าเพื่อเตะบอล เมื่อเท้าสัมผัสบอลค่ามุมข้อเท้าขวาค่อยๆ ลดลงเป็น 0 องศา

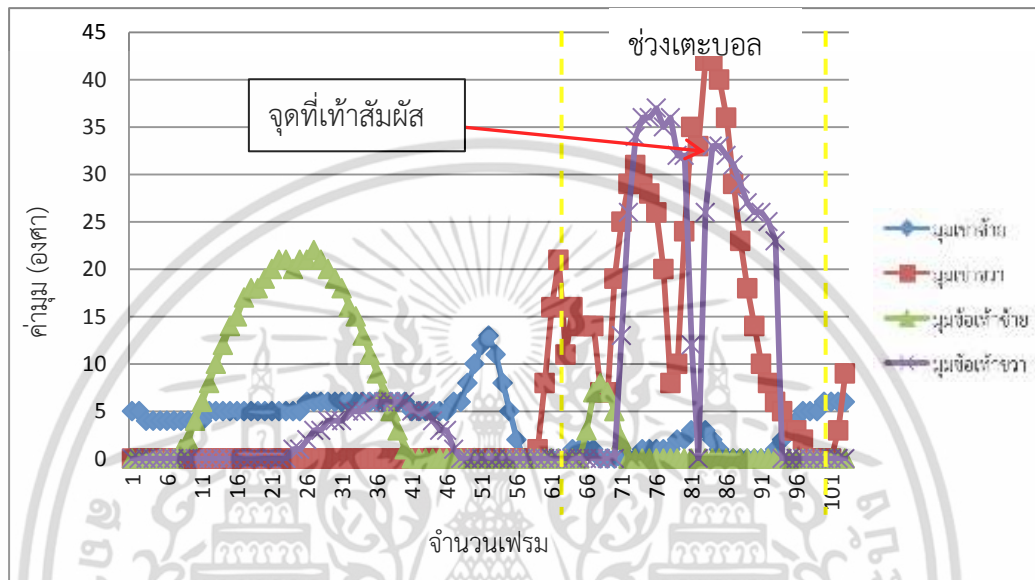


รูปที่ 4.46 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะพรีคิกนักกีฬาคนที่ 4

จากรูปที่ 4.46 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะพรีคิก นักกีฬาคนที่ 4 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามุมที่หัวไหล่ขวามีค่า 30 องศา เพิ่มขึ้นเป็น 10 องศา และค่า เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรรมการแข่งขันเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่จะเป็นประโยชน์ด้านการศึกษา ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

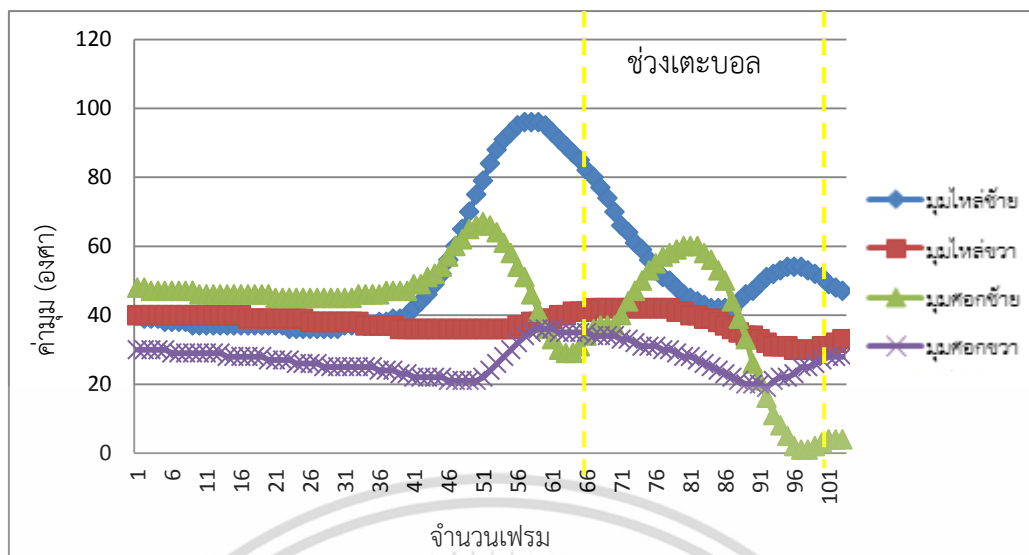
มูมซื้อศอกขวามีค่า 50 องศาลดลงเป็น 30 องศา แสดงให้เห็นว่าขณะที่นักกีฬาแขนขวาแกว่งออก จากลำตัว และมีการเหยียดแขนทิ้งอไว้เล็กน้อย ส่วนค่ามูมที่ไหลซ้ายมีค่า 60 องศา ลดลงเป็น 35 องศา และค่ามูมซื้อศอกซ้ายมีค่า 55 องศา ลดลงเป็น 5 องศา แสดงให้เห็นว่าขณะเตะบอลนักกีฬา เคลื่อนไหวแขนซ้ายแกว่งเข้าหาลำตัว และค่อยๆ เหยียดตรงซื้อศอก

นักกีฬาคนที่ 5



รูปที่ 4.47 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะฟรีคิกนักกีฬาคนที่ 5

จากรูปที่ 4.47 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมูมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะฟรีคิก นักกีฬาคนที่ 5 พบว่าก่อนที่เท้าสัมผัสบอลค่ามุมที่เข่าขวามีค่า 32 องศา และค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 36 องศา และค่ามุมทั้งสองมีค่าลดลง หลังจากนั้นค่ามุมที่เข่าขวามีค่า 43 องศา และข้อเท้าขวามีค่า 33 องศาเป็นจุดที่เท้าสัมผัสบอล หลังจากนั้นค่ามุมทั้งสองก็ค่อยๆ ลดลง 0 องศา



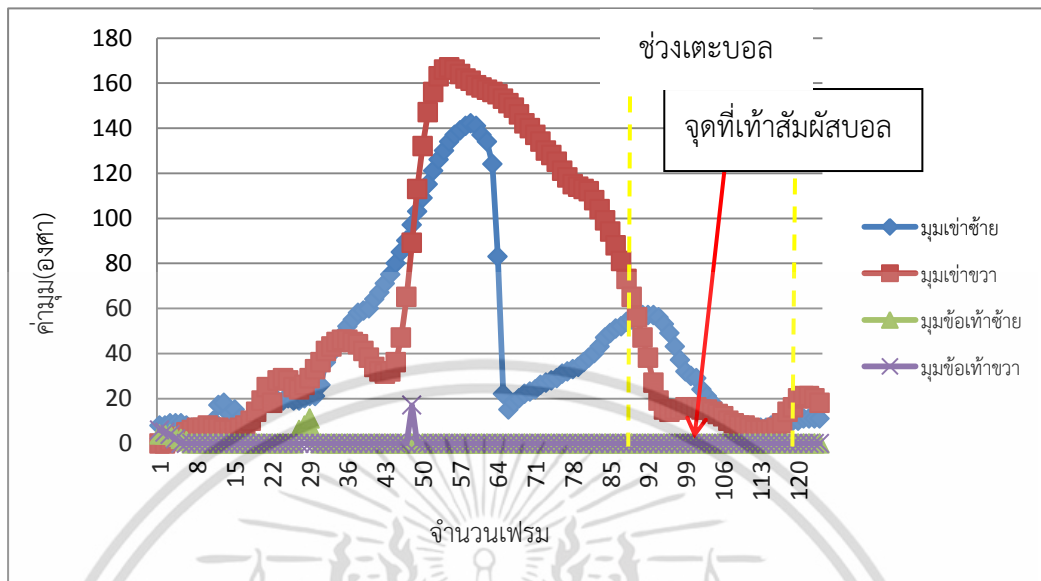
รูปที่ 4.48 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะฟรีคิกนักกีฬาคนที่ 5

จากรูปที่ 4.48 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมขณะเตะฟรีคิกของมุมหัวไหล่ และข้อศอก นักกีฬาคนที่ 5 พบว่าในช่วงที่เตะบอลค่ามุมที่ไหล่ขวามีค่า 40 องศา ลดลงอยู่ที่ 30 องศา และค่ามุมข้อศอกขวามีค่า 38 องศา ลดลงอยู่ที่ 20 องศา แสดงให้เห็นว่าขณะช่วงเตะบอลนักกีฬาแกว่งแขนเข้าลำตัว และข้อศอกเกือบอยู่ในท่าเหยียดตรง ส่วนค่ามุมหัวไหล่ซ้ายมีค่ามุม 90 องศา ลดลงอยู่ที่ 40 องศา และค่ามุมข้อศอกซ้ายมีค่า 60 องศา ลดลง 0 องศา แสดงให้เห็นว่านักกีฬาแกว่งแขนเข้าหาลำตัวพร้อมทั้งเหยียดแขนตรง

4.4.5 การวัดมุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลท่าเตะคอนเนอร์

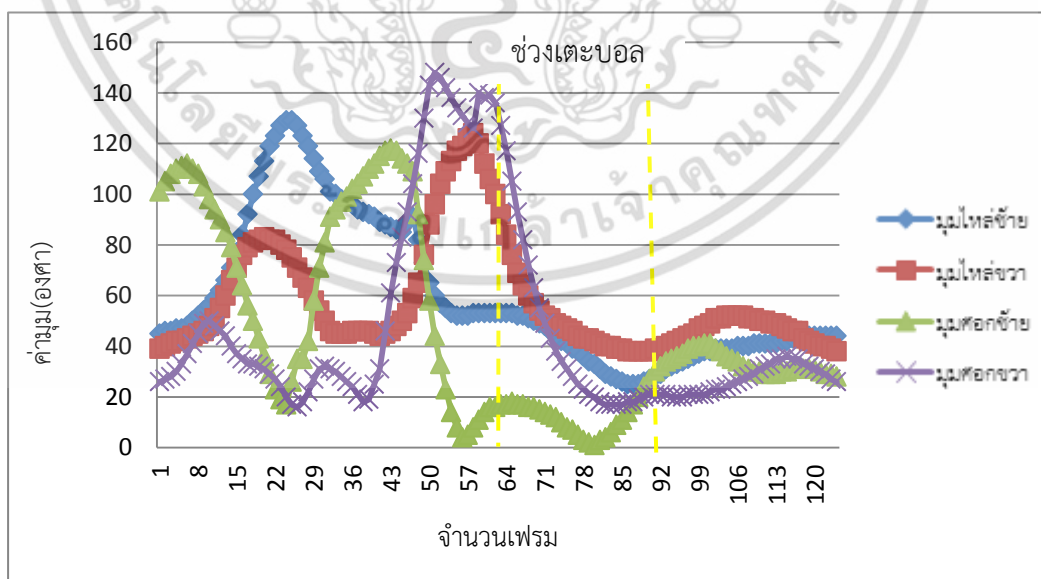
การเตะคอนเนอร์ เมื่อวัดมุมขณะการเคลื่อนไหวค่ามุมจะถูกนำมาพล็อตกราฟโดยแบ่งออกเป็นสองกราฟคือ กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์ และกราฟแสดงความสัมพันธ์มีค่าของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์

นักกีฬาคนที่ 1



รูปที่ 4.49 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์นักกีฬาคนที่ 1

จากรูปที่ 4.49 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์นักกีฬาคนที่ 1 พบว่าช่วงนักกีฬาคนที่ 1 เตะบอล ค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา และค่ามุมเข้าขวามีค่า 18 องศา ในจุดที่เท่าสัมผัสบอล เนื่องจากขณะที่เท่าสัมผัสบอลเท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง และหัวเข้าอยู่ในท่าอ 18 องศา เป็นการบังคับเพื่อให้ลูกบอลไปในทิศทางที่นักกีฬากำหนด



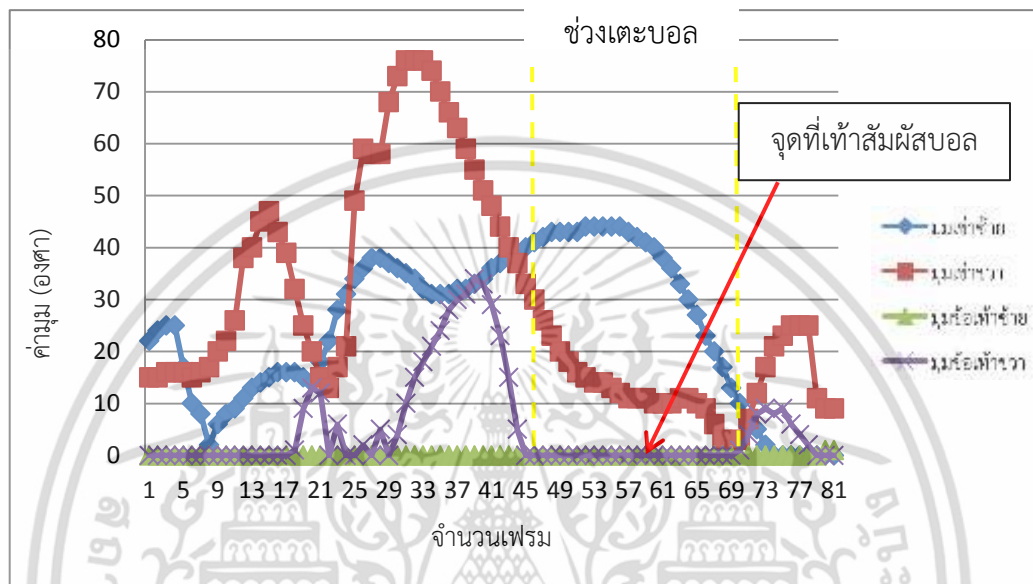
รูปที่ 4.50 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์

นักกีฬาคนที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

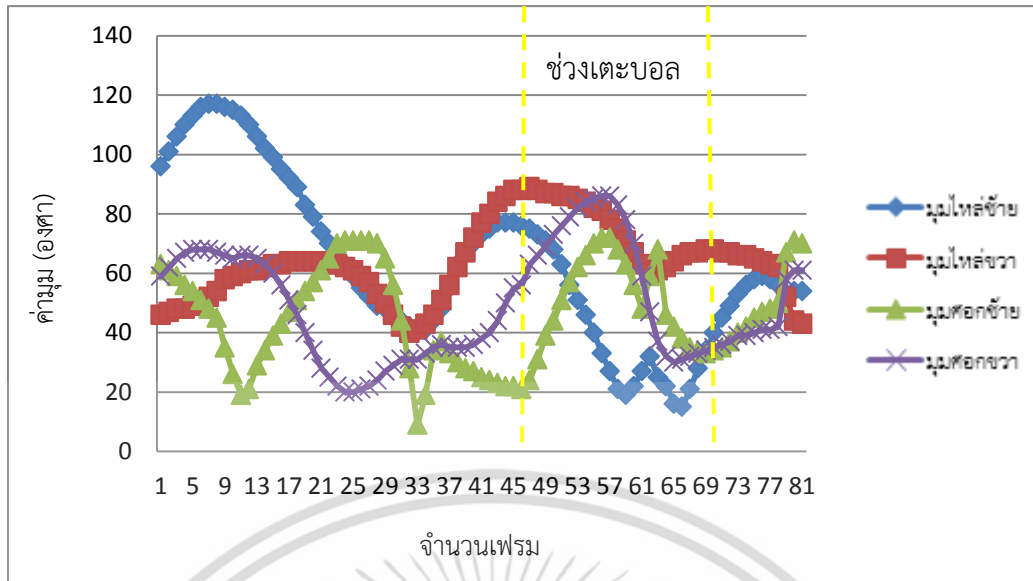
จากรูปที่ 4.50 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 1 พบว่าตลอดการเตะบอลค่ามุมมีค่าเพิ่มขึ้นและลดลง แต่ในช่วงเตะบอลมุมที่ไหล่ขวา และข้อศอกขวามีค่าเพิ่มขึ้นสูงสุดและค่อยๆลดลง ส่วนในช่วงหลังเตะบอลค่ามุมของทุกส่วนมีค่าน้อยกว่าช่วงก่อนเตะและช่วงเตะบอล

นักกีฬาคนที่ 2



รูปที่ 4.51 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 2

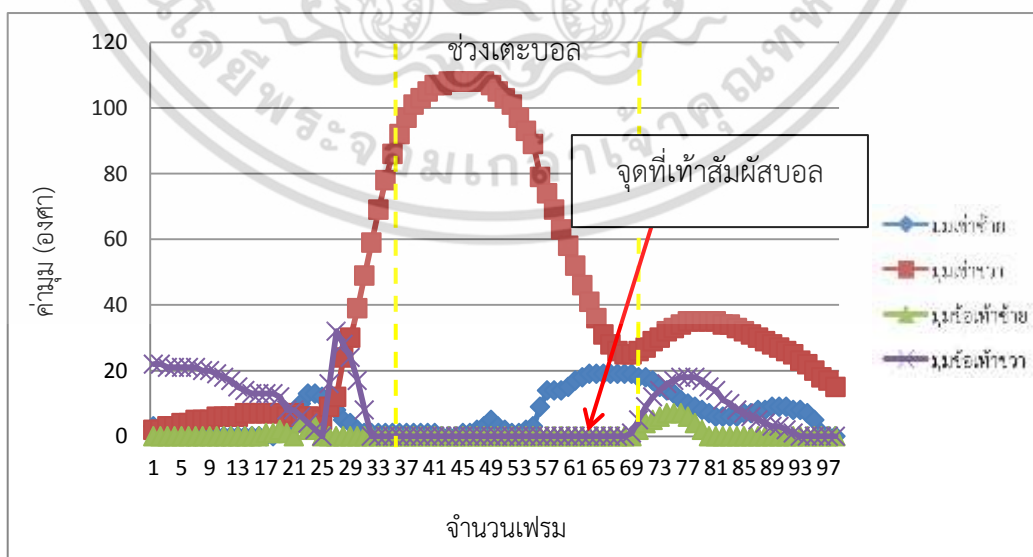
จากรูปที่ 4.51 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 2 พบว่าช่วงนักกีฬาคนที่ 2 เเตะบอล ค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา และค่ามุมหัวเข่าขวามีค่า 12 องศา ในจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากขณะที่เท้าสัมผัสบอลเท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง และหัวเข่าอยู่ในท่างอ 12 องศา เป็นการบังคับเพื่อให้ลูกบอลไปในทิศทางที่นักกีฬากำหนด และเพิ่มแรงเตะบอล



รูปที่ 4.52 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 2

จากรูปที่ 4.52 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 2 พบว่าในช่วงเตะบอลค่ามุมหัวไหล่ขวามีค่า 40 องศา เพิ่มขึ้นเป็น 90 องศา และมุมข้อศอกขวามีค่า 20 องศา เพิ่มขึ้นเป็น 80 องศา แสดงให้เห็นว่านักกีฬาแกว่งแขนออกนอกลำตัว พร้อมทั้งงอข้อศอกขณะเตะบอล ส่วนค่ามุมหัวไหล่ซ้ายมีค่า 40 องศา เพิ่มขึ้นเป็น 80 องศา และค่ามุมข้อศอกมีค่า 5 องศา เพิ่มขึ้นเป็น 60 องศา แสดงให้ขณะเตะบอลนักกีฬาแกว่งแขนซ้ายออกนอกลำตัว และงอข้อศอกซ้าย แต่การงอและการแกว่งแขนน้อยกว่าแขนขวามาก

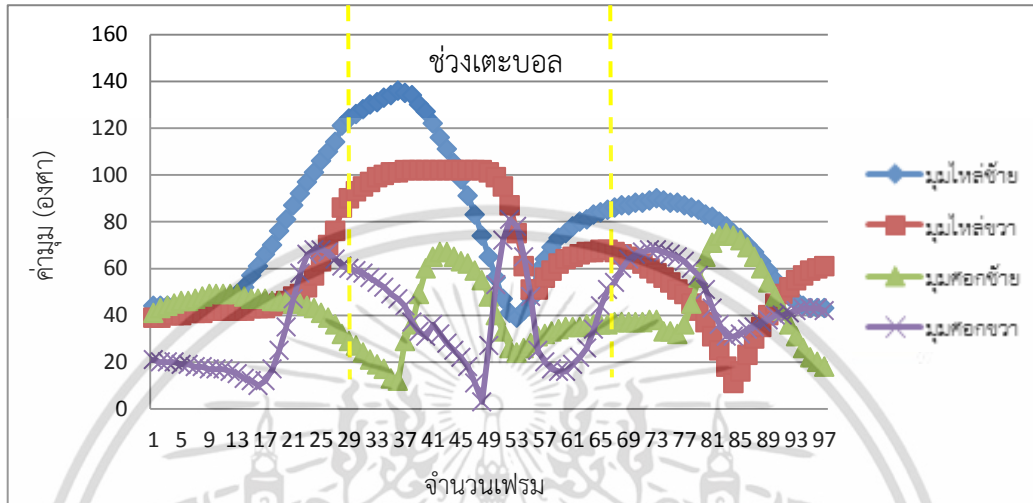
นักกีฬาคนที่ 3



รูปที่ 4.53 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

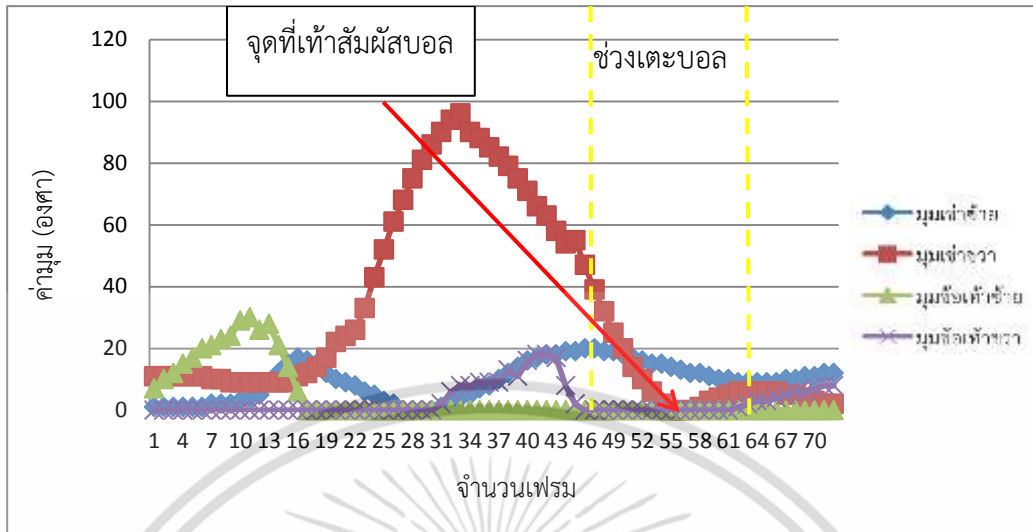
จากรูปที่ 4.53 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข้า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 3 พบว่าช่วงนักกีฬาคนที่ 3 เตะบอล ค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา และค่ามุมเข้าขวามีค่า 22 องศา ในจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากขณะที่เท้าสัมผัสบอลเท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง และหัวเข้าอยู่ในท่าอง 22 องศา เป็นการบังคับเพื่อให้ลูกบอลไปในทิศทางที่นักกีฬากำหนด



รูปที่ 4.54 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 3

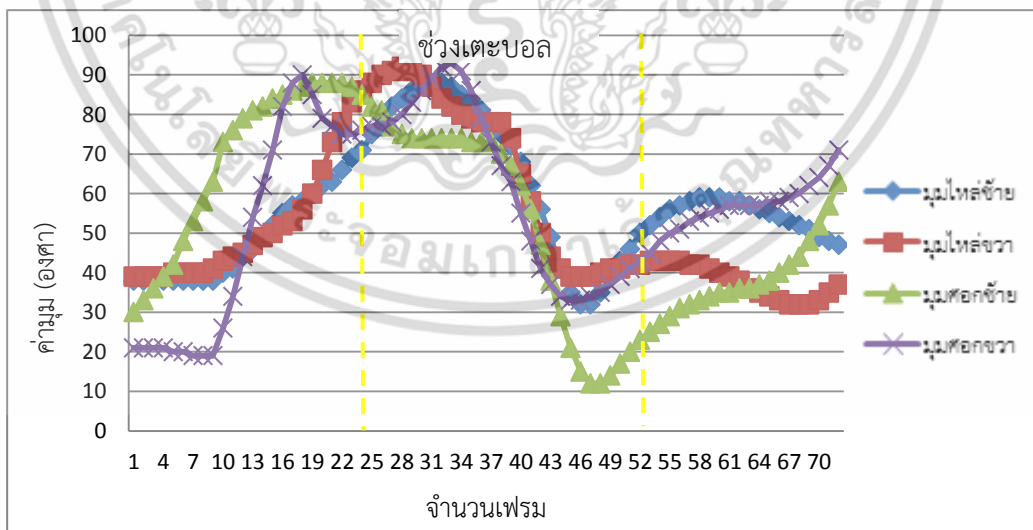
จากรูปที่ 4.54 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 3 พบว่าค่ามุมหัวไหล่ขวามีค่า 100 องศา ลดลงเหลือ 50 องศาหัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งแขนออกนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมลดลงแขนได้ค่อยๆแกว่งแขนกลับเข้ามาหาลำตัว และค่ามุมข้อศอกขวา 60 องศา ลดลงเหลือ 2 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะงอข้อศอกและเมื่อมุมลดลงข้อศอกจะค่อยๆเหยียดตรง ส่วนค่ามุมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 138 องศา ลดลงเหลือ 40 องศาหัวไหล่ซ้ายอยู่ในลักษณะแกว่งแขนออกนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมลดลงหัวไหล่อยู่ลักษณะแกว่งเข้าหาลำตัว และมุมข้อศอกซ้ายมีค่า 40 องศา ลดลงเหลือ 5 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะงอ และค่อยๆเหยียดตรง

นักกีฬาคนที่ 4



รูปที่ 4.55 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่านิยมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 4

รูปที่ 4.55 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่านิยมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 4 พบว่าช่วงนักกีฬาคนที่ 4 เตะบอล ค่านิยมข้อเท้าขวามีค่า 0 องศา และค่านิยมหัวเข่ามีค่า 0 องศา ในจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากขณะที่เท้าสัมผัสบอลเท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง และหัวเข่าอยู่ในลักษณะเหยียดตรง เป็นการบังคับเพื่อให้ลูกบอลไปในทิศทางที่นักกีฬากำหนด

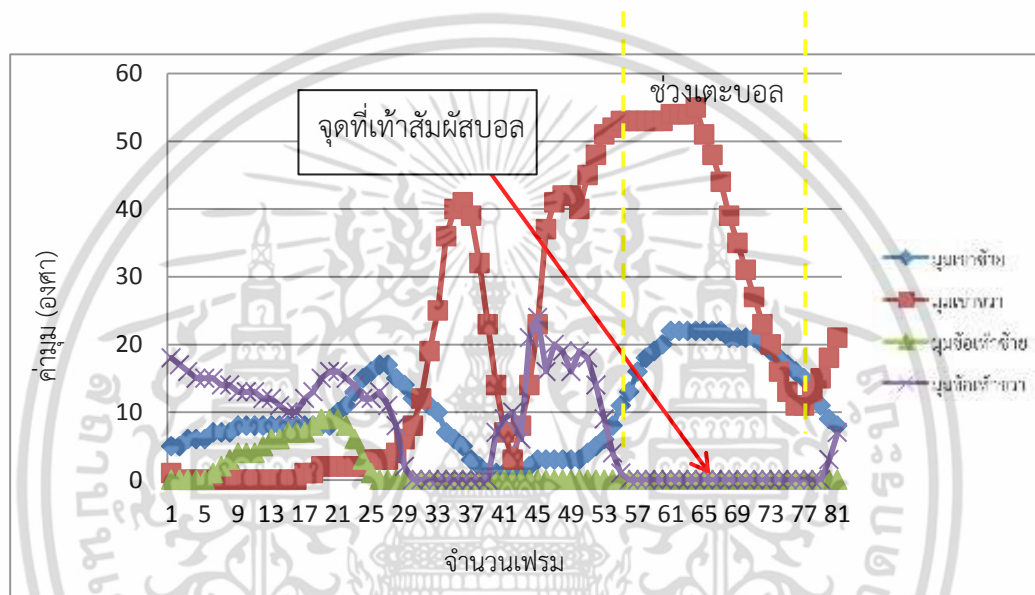


รูปที่ 4.56 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่านิยมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

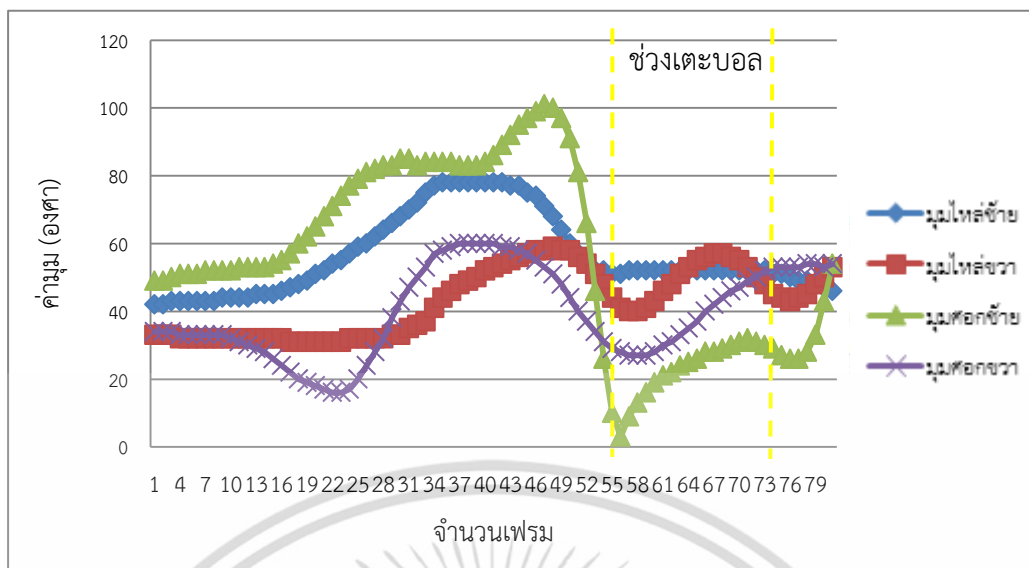
จากรูปที่ 4.56 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 4 พบว่าค่ามุมหัวไหล่ขวามีค่า 90 องศา ลดลงเหลือ 40 องศา หัวไหล่อยู่ในลักษณะ แกว่งแขนออกนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมลดลงแขนค่อยๆ แกว่งกลับเข้ามาหาลำตัว และค่ามุมข้อศอก ขวา 92 องศา ลดลงเหลือ 35 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะงอข้อศอกและเมื่อมุมลดลงข้อศอกจะ ค่อยๆเหยียดออกนอกลำตัว ส่วนค่ามุมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 88 องศา ลดลงเหลือ 30 องศา หัวไหล่ซ้าย อยู่ในลักษณะแกว่งแขนออกนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมลดลงหัวไหล่อยู่ลักษณะแกว่งเข้าหาลำตัว และ มุมข้อศอกซ้ายมีค่า 88 องศา ลดลงเหลือ 10 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะงอ และค่อยๆ เหยียดตรง

นักกีฬาคนที่ 5



รูปที่ 4.57 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์นักกีฬาคนที่ 5

รูปที่ 4.57 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวเข่า และข้อเท้าขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 5 พบว่าช่วงนักกีฬาคนที่ 5 เตะบอล ค่ามุมข้อเท้าขวามีค่า 10 องศา และค่ามุมเข่าขวามีค่า 10 องศา ในจุดที่เท้าสัมผัสบอล เนื่องจากขณะที่เท้าสัมผัสบอลเท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง และหัวเข่าอยู่ในลักษณะเหยียดตรง เป็นการบังคับเพื่อให้ลูกบอลไปในทิศทางที่นักกีฬา กำหนด



รูปที่ 4.58 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 3

จากรูปที่ 4.58 กราฟแสดงความสัมพันธ์ค่ามุมของมุมหัวไหล่ และข้อศอกขณะเตะคอนเนอร์ นักกีฬาคนที่ 5 พบว่าค่ามุมหัวไหล่ขวามีค่า 40 องศา เพิ่มขึ้นเป็น 56 องศาหัวไหล่อยู่ในลักษณะแกว่งแขนออกนอกลำตัว และเมื่อค่ามุมเพิ่มขึ้นแขนค่อยๆแกว่งออกนอกลำตัวมากขึ้น และค่ามุมข้อศอกขวา 30 องศา เพิ่มขึ้นเป็น 55 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะงอข้อศอกและเมื่อมุมเพิ่มขึ้นข้อศอกจะค่อยๆงอเข้าหาลำตัวมากขึ้น ส่วนค่ามุมที่หัวไหล่ซ้ายมีค่า 55 องศาคงที่ หัวไหล่ซ้ายอยู่ในลักษณะแกว่งแขนออกนอกลำตัว และมุมข้อศอกซ้ายมีค่า 0 องศา ลดลงเหลือ 30 องศา ข้อศอกอยู่ในลักษณะเหยียดตรง และค่อยๆ งอเข้าหาลำตัว

4.5 อธิปรายผลการทดลอง

จากผลการทดลองพบว่าค่ามุมที่ผิดพลาดเกิดจากการสวมใส่เสื้อผ้าที่หลวม หรือมีวัตถุมาบดบังบริเวณข้อต่อที่กล้อง Kinect ตรวจจับ และแสงที่สว่างมากเกินไป หรือมืดมากเกินไปมีผลต่อการทำงานของกล้อง Kinect ส่งผลให้โปรแกรมเกิดความผิดพลาด ระบบนี้ควรใช้ในห้อง หรือในสถานที่ที่มีแสงสว่างเหมาะสม

งานวิจัยนี้เหมาะสมที่จะวัดมุมข้อต่อ และความสูงของสะโพกขณะผู้เข้าร่วมเคลื่อนไหวร่างกายในท่าทางต่างๆ ซึ่งแตกต่างจากการใช้เครื่องวัดมาตรฐานที่ใช้วัดได้ในขณะที่ผู้เข้าร่วมแสดงท่าทางต่างๆ ขณะอยู่นิ่ง

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาการวิเคราะห์ความผิดปกติของท่าทาง การเคลื่อนไหวของร่างกายโดยเซ็นเซอร์ 3 มิติ ชนิดไม่สัมผัส และการวัดนี้มีการตรวจจับตามเวลาจริงโดยใช้กล้อง Kinect จากผลของการวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า หลังจากทำการตรวจจับระบบพิกัดของตำแหน่งของข้อต่อต่าง สามารถใช้คำนวณมุมของข้อต่อ คือ มุมที่หัวไหล่ ข้อศอก และหัวเข่า ด้วยวิธีการหาขนาดของมุมระหว่างเวกเตอร์ 2 เวกเตอร์ ซึ่งมุมที่คำนวณได้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับค่ามุมที่วัดได้จากเครื่องมาตรฐาน goniometer เพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องของระบบ และสามารถวัดความสูงจากกล้อง Kinect การวัดด้วยวิธีนี้ยังนำไปตรวจจับผู้ป่วย หรือผู้ที่เกิดอุบัติเหตุ และการเตะบอลของนักฟุตบอลในท่าทางที่กำหนด

จากผลการทดลองที่ 1 เปรียบเทียบค่ามุมระหว่างเครื่องวัด Goniometer กับระบบ พบว่าความแตกต่างระหว่าง 2 เครื่องมือ แตกต่างกันไม่เกิน 5 องศา ซึ่งค่ามุมที่วัดได้จากระบบก็มีค่าใกล้เคียงกับที่วัดได้จาก Goniometer จากผลการทดลองทำให้ทราบว่ามุมที่หัวไหล่มีความแตกต่างมากที่สุด เนื่องจากผู้ถูกทดสอบสวมใส่เสื้อผ้าที่ตัวใหญ่ทำให้เกิดความผิดพลาดเมื่อวัดด้วยระบบ

จากผลการทดลองที่ 2 การเปรียบเทียบค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บกับผู้ที่ไม่มีอาการบาดเจ็บ พบว่า ผู้เข้าร่วมคนที่ 5 เคยมีอาการเอ็นฉีกที่เข่าซ้ายค่ามุมเข่าซ้ายมีค่ามากกว่าเข่าขวา 5 องศา ซึ่งสอดคล้องกับประวัติการป่วยส่งผลให้ขาข้างขวารับน้ำหนักมากกว่าขาซ้าย ทำให้มุมเข่าข้างขวาน้อยกว่าเข่าข้างซ้าย ส่วนค่ามุมที่บริเวณหัวไหล่ซ้ายและขวามีค่าแตกต่างกัน 1 องศา และข้อศอกมีค่าแตกต่างกัน 1 องศา โดยที่หัวไหล่และข้อศอกไม่เคยได้รับบาดเจ็บ

จากผลการทดลองที่ 3 การวัดค่ามุมของผู้ที่มีอาการบาดเจ็บ พบว่าผู้ป่วยที่มีอาการเจ็บปวดที่อวัยวะส่วนใดจะมีค่ามุมในการเคลื่อนไหวน้อยกว่าค่ามุมของคนทั่วไป จากผลการทดลองผู้ป่วยที่มีอาการกระดูกทับเส้นประสาทพบว่าค่าความสูงของสะโพกซ้ายและขวา ไม่เท่ากันห่างกัน 0.6 เซนติเมตร ผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลัง ปวดบั้นเอวซ้ายมีค่ามุมหัวเข่าทั้งสองข้างแตกต่างกันเกือบ 20 องศา เนื่องจากเกิดการเจ็บเข่าแล้วทิ้งไว้เป็นเวลานานจะทำให้ผู้ป่วยเกิดความเคยชินที่จะไม่ลงน้ำหนักตัวที่เข่าข้างที่เจ็บจึงส่งผลทำให้สะโพกข้างขวาถูกใช้งานมากและแข็งแรง ส่วนสะโพกข้างซ้ายค่อยๆ อ่อนแรงลง และยกตัวขึ้นในที่สุดทำให้ผู้ป่วยมีอาการปวดหลังและบั้นเอว และผู้ป่วยที่มีอาการปวดเข่าขวาพบว่าค่ามุมที่เข่าข้างขวามีค่ามุมมากกว่าค่ามุมเข่าข้างซ้ายอยู่ประมาณเกือบ 50 องศา ซึ่งจากข้อมูลดังกล่าวทำให้ทราบว่าผู้ป่วยยังมีปัญหาที่เข่าซ้ายที่เคยรับการผ่าตัดสองข้าง โดยยังไม่สามารถที่จะงอได้อย่างเต็มที่ แต่เข่าข้างขวามีอาการปวดยังสามารถงอได้อย่างปกติ

จากการทดลองที่ 4 การวัดค่ามุมของนักฟุตบอลขณะเตะบอลใน 5 ท่าทาง คือ เตะแปบอล เตะวอลเลย์ เตะหลังเท้า เตะฟรีคิกบอล และเตะคอนเนอร์บอล พบว่าท่าเตะแป และท่าเตะมมมีค่ามุม 0 องศา เนื่องจากข้อเท้าอยู่ในลักษณะตั้งฉากกับหน้าแข้ง แต่ขนานกับพื้น ท่าเตะหลังเท้า วอลเลย์ และฟรีคิก มีค่ามุมบริเวณข้อเท้าขวามากกว่า 0 องศา เนื่องจากข้อเท้าอยู่ในลักษณะจิกปลายเท้าได้ด้านหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งานวิจัยนี้สามารถวัดมุมขณะเคลื่อนไหวบริเวณข้อต่อได้หลายข้อต่อ และความสูงของสะโพกได้ในเวลาเดียวกัน ซึ่งแตกต่างจากการวัดด้วยเครื่องวัดมุมมาตรฐานที่วัดค่ามุมได้เพียงข้อต่อเดียว และไม่สามารถวัดค่ามุมขณะผู้เข้าร่วมเคลื่อนไหว ระบบนี้สามารถนำไปวิเคราะห์ความผิดปกติของผู้เข้าร่วม และการเคลื่อนไหวของนักฟุตบอล ซึ่งระบบนี้เหมาะต่อการวัดมุมบริเวณข้อต่อ และความสูงของสะโพกขณะเคลื่อนไหวร่างกาย

5.2 ข้อเสนอแนะ

ข้อจำกัดของงานวิจัยฉบับนี้ คือ ทางผู้วิจัยทำการทดลองการวัดมุมด้วยกล้อง Kinect ซึ่งมีหลักการทำงานโดยการยิงลำแสงอินฟราเรสไปยังผู้เข้าร่วม กล้อง Kinect มีตัวรับแสงอินฟราเรสที่สะท้อนกลับมา ซึ่งหากผู้เข้าร่วมสวมใส่เสื้อผ้ากางเกงที่มีขนาดใหญ่หรือหลวมมากเกินไป จะส่งผลให้ค่าที่วัดได้มีความผิดพลาด และในขณะที่วัดไม่ควรมีผู้คนเดินผ่านไปผ่านมาควรเป็นฉากปิดด้านหลังเพื่อไม่ให้กล้องตรวจจับผู้อื่นที่ไม่ต้องการวัด งานวิจัยนี้ข้อมูลที่ได้จะถูกนำไปวิเคราะห์ร่วมกับนักกายภาพบำบัด



เอกสารอ้างอิง

- [1] สถานพยาบาล มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์. “**ข้อไหล่ติด (Frozen Shoulder).**” [Online]. Available : <http://www.inf.ku.ac.th/article/diag/491204/.2550>.
- [2] โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์. “**โรคข้อเข่าเสื่อม.**” [Online]. Available : <https://www.bumrungrad.com/th/joint-replacement-surgery-center-bangkok-thailand/knee-osteoarthritis.2557>.
- [3] องค์การอนามัยโลก. “**สถิติการเสียชีวิตจากอุบัติเหตุบนท้องถนนทั่วโลก.**” [Online]. Available : <http://ts2.thairsc.com/eng/.2558>.
- [4] Wikipedia. “**Goniometer.**” [Online]. Available : <https://en.wikipedia.org/wiki/Goniometer.2558>.
- [5] K. Berger, K. Ruhl, Y. Schroeder, C. Bruemmer, Al. Scholz, and M. Magnor, “**Markerless Motion Capture using multiple Color-Depth Sensors**” Proc. Vision, Modeling and Visualization , Oct. 2011. pp. 317–324,
- [6] Igorevich, R.R., Ismoilovich, E.P. and Min, D., 2011, “**Behavioral Synchronization of Human and Humanoid Robot**”, 8th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence, Incheon at Korea, November 23-26. pp. 655 - 660.
- [7] Microsoft. “**คุณสมบัติของกล้อง Kinect.**” [Online]. Available : http://mcu56.learninginventions.org/?page_id=244.2257.
- [8] สุรฉัตร สุทัศน์ ณ อยุธยา. **กายวิภาคศาสตร์ระบบการเคลื่อนไหว**. ครั้งที่ 2. กรุงเทพฯ : คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่. 2533
- [9] C-Motion. “**เครื่อง Visual 3D™ ของบริษัท C-Motion.**” [Online]. Available : <http://www.c-motion.com/products/visual3d/.2553>.
- [10] The Motion monitoring. “**เครื่อง Motion monitoring ของบริษัท The Motion Monitoring.**” [Online]. Available : <http://www.innsport.com/.2011>.
- [11] Qualisys Medical AB. “**เครื่อง Qualisys ของบริษัท Qualisys Medical AB และแสดงภาพจำลองในภาพสามมิติ.**” [Online]. Available : <http://www.qualisys.com/products/.2013>.
- [12] Marian Medical. “**เครื่อง 3D Real Time Gait Analysis on Treadmill or Walk.**” [Online]. Available : <http://www.marianimedical.it/it/?item=102.2558>.
- [13] Kanyanut Piroonrat and Guitared Amagedon. “**Microsoft Kinect Sensor.**” [Online]. Available : http://mcu56.learninginventions.org/?page_id=244.2556.
- [14] ทีมงานทรูปลูกปัญญา. “**สูตรผลรวมของเวกเตอร์.**” [Online]. Available : http://www.truelookpanya.com/new/cms_detail/knowledge/27415-039854/.2556

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [15] เฉลิมพล. “ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์.”
วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า,
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์. 2553.
- [16] D. Alexiadis, P. Kelly, P. Daras, N. E. O'Connor, T. Boubekeur, and M. B. Moussa,
“A Dancer's Performance using Kinect-based Skeleton Tracking.”
Proceedings of the 19th ACM international conference on Multimedia, Nov.
2011, pp. 659-662.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Proceedings of ISMAC 2015



Joint Movement Analysis System of Human Using Non-contact 3D Sensor

Supaporn Chumpen, Supan Tungjikusolmun and Pattarapong Phasukkit *

Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang Bangkok , THAILAND 10520

*kpattar@gmail.com

Abstract—This research measures angle of the joints movement such as left-right shoulders, left-right elbows and left-right knees by Microsoft Kinect Sensor. Kinect is 3-D Non-contact motion sensor which is capable to skeletal tracking and detects position of human joints movement. By providing a three-dimensional coordinates (the X axis, the Y axis and Z axis). This joints information calculated and mapped the angle of the joints position such as joints of knee, joints of shoulder, joints of elbow etc. Finally, the angle from Kinect compared with the angle from Goniometer is the standard instrument. When the implement system, the patient pained left knee problems. The results of the system showed the right knee angle greater than 5 degrees the left knee, which corresponded to a problem with the patient.

Keywords — Non-contact, skeletal tracking, movement, Kinect, Goniometer.

I. INTRODUCTION

This research indicates the angle of the joints by Microsoft Kinect Sensor. Kinect provides a three-dimensional coordinates the X axis, the Y axis and Z axis). This joint information calculated and mapped the angle of joints in the human body. For the accuracy of system, the researcher compared the angle from Kinect with the angle point.

Nowadays, the many technological are innovation developed for gait analysis such as using camera measured depth of image for measure to continuous walking for elder in the apartment using Kinect camera detect motion[1]. Recently, Microsoft presented Kinect sensor for using control movement in Xbox game consist of CMOS image, IR-pass filter and Infrared ray are released together. The output is depth image and simulate surrounding is 3-Dimension. This paper studied parameter for detect gait using Kinect sensor. It detects angle of joint and ventricle value. In addition to track skeletal for gait analysis.

In 2006, Ludovi Lucenic and other from Slovak University of Technology. They studied the lower of body movement due to analyze angular velocity of the joints in body. The image process distinguished between marker and skin color. The output image came from two cameras. To stick the position marker near by the knee and the middle of lower leg such as anklebones, feet etc[2]

In 2007, B.Gao and colleagues from the University of Florida USA, Studied to find the precision of the bone movement, was consider the significant problems happen to the

markers stuck to muscles for measurement of upper and lower leg movement by using 11 cameras[3]

In 2010 , C.Kongkerw from the Prince of Songkla University in the Southern of Thailand, Studied human gait analysis, which improve in gait or characteristic of abnormal gait by using dynamic animation of the human gait analysis consist of a video camera and using a blue LED as a marker. The markers attached at the hips and the knee to study the distortion values of waveform, amplitude of the main frequency and the angular velocity of a normal person[4]

In 2011 D.Alexialdis et al, Studied system to measure the performance of the dancers using Kinect camera detects motion and Open NI is an API(Application Programming Interface) compared the positions of the joints leg in the dancer with another one. So this research showed to apply for dancing training on real time[5]. At the same year K.Berger et al, Studied human movement without the markers on the body using four Kinect cameras to detect. The color image output shows the depth image results from point of cameras view to calculate the joints position in the body. The position of the joints applied for generating the human skeleton[6]. R. Igorevich, E. Ismoilovich and D. Min presents the controlling of behavioral synchronization of human and Humanoid robot by using Kinect sensor with the OpenNI. And this research calculates the joints angle of the controller to control the robot postures[7]

The rest of this paper is organized as follow: in the next section some of the related works are listed and summarized. In section 3, explained the formula, posture used in the test And your system works the short form. After that, section 4 present about demonstrates experimental result. Eventually paper is finalized with short conclusions and mentions about future research plans.

II. RELATED WORK

Microsoft Kinect Sensor is motion sensing input devices by Microsoft in November 2010[8], it enables users to control and interact with their console or computer without the need for a game controller, through a natural interface using gestures and spoken commands.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A. Kinect for Windows Sensor Component and Specification

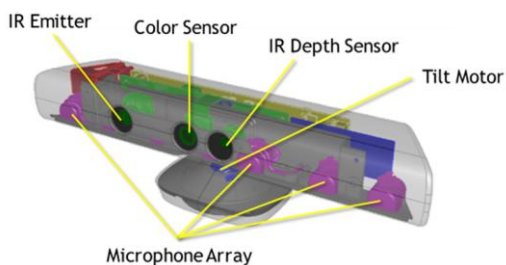


Fig. 1 The components of Kinect sensor

Kinect enables to apply many function such as motion sensor, face recognition, spoken commands etc. Skeletal Tracking allows Kinect to recognize people and follow their action, using the infrared (IR) camera, Kinect can recognize up to six users in the field of view of the sensor. Of these, up to two users can be tracked 20 joints of skeletal bones.

In default range mode, Kinect can see people standing between 0.8 meters and 4.0 meters away; users will have to be able to use their arms at that distance, suggesting a practical range of 1.2 to 3.5 meters.

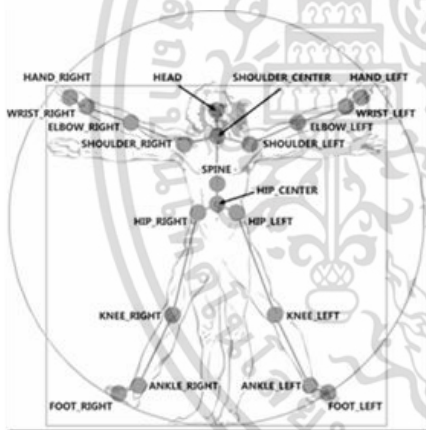


Fig.2 Kinect detect 20 joints

B. Skeletal Tracking Precision and Multiple Kinect Sensors

The infrared emitter of a Kinect sensor projects a pattern of infrared light. This pattern of light is used to calculate the depth of the people in the field of view allowing the recognition of different people and different body parts. If you use more than one Kinect sensor to illuminate the target area, you may notice a reduction in the accuracy and precision of skeletal tracking due to interference with the infrared light sources. To reduce the possibility of interference, it is recommended that no more than one Kinect sensor (or infrared light source) points to a field of view where skeletal tracking is being done [9].

III. METHODOLOGY

This research is measurement angle at shoulder elbow and knee by a Kinect camera. Which this research specify to test 3 postures as Fig. 3, and compare system value with Goniometer value for accuracy.

A. Human Postures

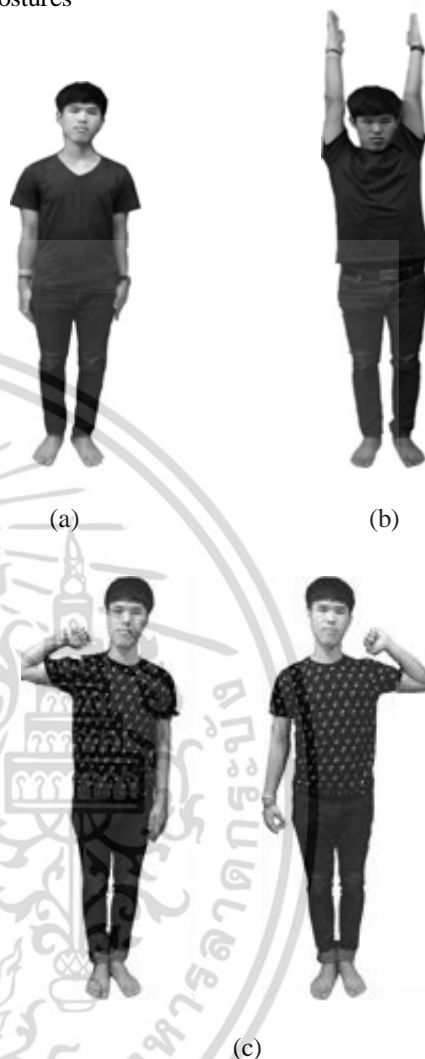


Fig. 3 Human posture using angle measurement

At the same time, the human postures measured to test between system and the Goniometer for accuracy. In case study, the human postures complicate or overlap the obstruction. The case of slightly discrepancy.

B. The equation of angle between two vectors.

Kinect provides the three-dimensional coordinates (the X axis, the Y axis and the Z axis) to show the distance between the origin point of camera.

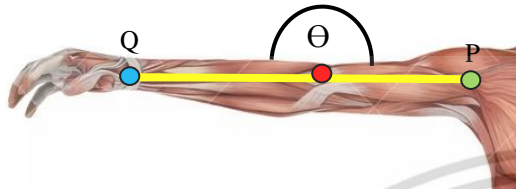
- The value of X axis is the horizontal distance.
- The value of Y axis is the vertical distance.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



- The value of Z axis is the distance between camera and tester.

This research computes the angle between joints tester to calculate the angle between two vectors. For example first vector generated from the elbow position to the wrist position. And second vector generated from the elbow position to the shoulder position. The result showed the angle elbow tester, Shoe as Fig.4.



$$\begin{aligned} O &= x_1, y_1, z_1 \\ Q &= x_2, y_2, z_2 \\ P &= x_3, y_3, z_3 \end{aligned}$$

Fig. 4 The position of elbow

Which the equation as show below.

$$\theta = \arccos \frac{\vec{A} \cdot \vec{B}}{|\vec{A}| |\vec{B}|} \quad (1)$$

$$\vec{A} = (x_2 - x_1)\hat{i} + (y_2 - y_1)\hat{j} + (z_2 - z_1)\hat{k} \quad (2)$$

$$\vec{B} = (x_3 - x_2)\hat{i} + (y_3 - y_2)\hat{j} + (z_3 - z_2)\hat{k} \quad (3)$$

$$|\vec{A}| = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (4)$$

$$|\vec{B}| = \sqrt{(x_3 - x_2)^2 + (y_3 - y_2)^2 + (z_3 - z_2)^2} \quad (5)$$

The angle calculated between joints:

- The elbow angle size calculated from the Vector. The first vector is the position joint of elbow and wrist and the second vector is the position joint of elbow and shoulder.
- The shoulder angle size calculated from the Vector. The first vector is the position joint of shoulder and elbow and the second vector is the position joint of shoulder and hip.
- The knee angle size calculated from the Vector. The first vector is the position joint of knee and hip and the second vector is the position joint of knee and ankle.

C. Process system

This topic presents systematic procedure by selective calculate 3 angle .Using Kinect camera.

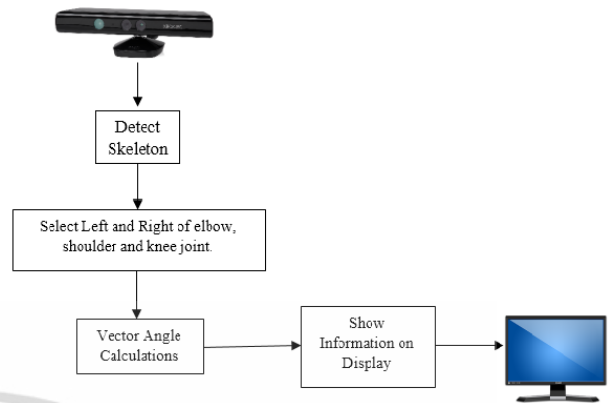


Fig 5. System diagram

This diagram shows process system diagram. Frist step, Kinect camera detects skeleton of tester. Kinect Data is position of joint. Second step, the system used this information instead of formula for vector angle calculation. And finally the system shows information on display.

IV. RESULT

This paper experiment 3 postures to test system. Which each posture indicate the specific angle of joint. From fig. 3 (a)the first posture measured angle of elbow, (b) the second posture measured angle of shoulder, (c) the third posture measured angle of knee. Which the angle value of system compared with the angle of the Goniometer. To show, the ability to test validity system and height of hip.

Table 1. Comparing between the system output and Goniometer output

Posture	Joints	System (degree)			Goniometer (degree)			Error (%)
		Times 1	Times 2	Times 3	Times 1	Times 2	Times 3	
1	Left knee	5	5	3	5	6	3	7.15
	Right knee	7	6	7	7	6	8	4.75
2	Left shoulder	172	172	176	180	180	180	3.70
	Right shoulder	172	173	173	180	180	180	4.07
3	Left elbow	137	133	138	136	135	136	0.19
	Right elbow	132	139	133	134	134	132	0.74

From table 1, this paper demonstrates 3 postures and tester stands in front of the Kinect camera. Tester flexes elbow into the body (Fig.3) which is the first posture, the tester stands up straight in front of the camera. The error value of left knee

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

angle is 7.08 percentage and error value of right knee angle is 4.75 percentage. Next posture, the tester lifts arms the highest point (Fig.6b). The error value of left shoulder angle is 0.19 percentage and error value of right shoulder angle is 0.74 percentage. And last posture, the error value of left elbow angle is 3.7 percentage and error value of right elbow angle is 4.07 percentage.

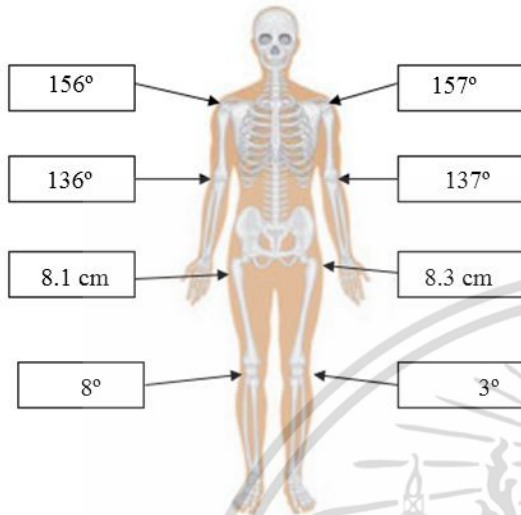


Fig.6 The joint angle tester from output system

From fig.6, The system measures the joint angle of tester. First posture, Output of the angle right elbow more than left elbow is 1 degree. Second posture, output of the angle right shoulder more than left shoulder is 1 degree. Third posture, output of the angle left knee more than right knee is 5 degree. And the height of left hip more than height of right hip is 0.2 millimeters. From questionnaire of tester history, he injured a knee ligament tear due to play rugby when 17 years ago.

IV. CONCLUSION

This paper shows method to measure angles at joint by non-contact 3D sensor. The system is capable of real time detection by Kinect camera. The result of this research shows axis after detects joint position. Then, the output position bring to calculate of angle joint is angle elbow, angle shoulder and angle knee. This research calculate the angle distance between two vectors. To compare the angle output from Kinect sensor and the angle output from Goniometer is the standard instrument. The system ability tests validity system and height of hip.

From the result of experiment in table 1. The first posture, angle of the left knee and the right knee have 7.15 percentage, 4.75 percentage of the error value. Which due to tester wear the too large trouser. It conceals the real joints. The second posture, angle of the left shoulder and right shoulder have 3.70 percentage, 4.07 percentage of the error value. Due to the

wearing clothes conceals a joint of real shoulder. The last posture, angle of the left elbow and the right elbow have 0.19 percentage, 0.74 percentage of the error value less than 1 percentage.

Fig 6. To show result of system. The angle of left knee more than the angle of right knee is 5 degree. Which according tester history. He injured the left knee. So lead to the right knee weight harder than the left of knee for long time. As a result, angle of right knee than angle of left knee. The both angle of shoulder have similar values. And finally height value both of hip different 0.2 centimeter.

In the future, This system A analyses abnormal joint at shoulder, elbow and knee joint. The system used height value of hip to analyse of abnormal joint. The test should be careful not to overlap the position of the visible camera.

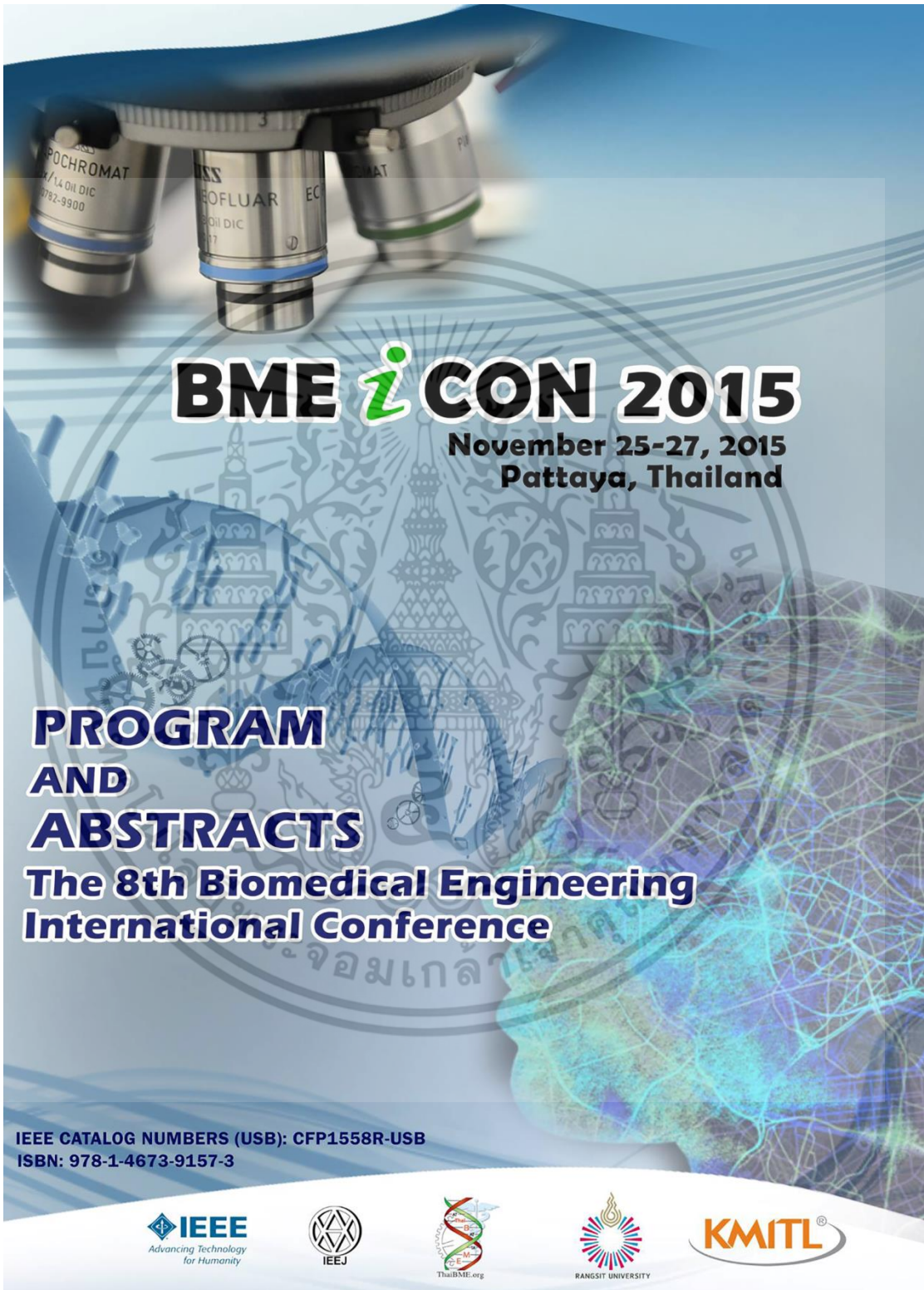
ACKNOWLEDGMENT

We wish to express our thanks also to our pedagogical supervisor associate professor Supan Tungjitkusolum for his valuable thoughts and suggestions moving us constantly forward. Pattarapong Phasukkit for presenting us the opportunity to work in his laboratory and educating us about Biomedical background and angle of joint.

REFERENCES

- [1] E. Stone and M. Skubic, "Unobtrusive, Continuous, In-Home Gait Measurement Using the Microsoft Kinect," IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 60, NO. 10, OCTOBER 2013
- [2] L.Lucenic, Foot Gait Analysis and simulation, Slovak University of Technology, Slovakia, 2006
- [3] B Gao, "Accuracies of skin marker based knee motion analysis using Different techniques" University of Florida, Gainesville, Florida USA.
- [4] Chalermphol Kongkhiaw, "Video system for DynamicMotion Analysis of Human Gait,"
- [5] D. Alexiadis, P. Kelly, P. Daras, N. E. O'Connor, T. Boubekeur, and M. B. Moussa, "A Dancer's Performance using Kinect-based Skeleton Tracking". Proceedings of the 19th ACM international conference on Multimedia, Nov. 2011, pp. 659-662.
- [6] K. Berger, K. Ruhl, Y. Schroeder, C. Bruemmer, Al. Scholz, andM. Magnor, "Markerless Motion Capture using multiple Color-Depth Sensors". Proc. Vision, Modeling and Visualization (VMV) 2011,pp. 317-324, Oct. 2011.
- [7] Igorevich, R.R., Ismoilovich, E.P. and Min, D., 2011, "Behavioral Synchronization of Human and Humanoid Robot", 8th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence, November 23-26, Incheon, Korea, pp. 655-660.
- [8] [Online]. Available: <http://en.wikipedia.org/wiki/kinect>
- [9] [Online]. Available: <http://msdn.microsoft.com/enus/library/jj131033.as>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าการฉ้อโกง ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



BME *i* CON 2015

November 25-27, 2015
Pattaya, Thailand

PROGRAM AND ABSTRACTS

The 8th Biomedical Engineering International Conference

IEEE CATALOG NUMBERS (USB): CFP1558R-USB
ISBN: 978-1-4673-9157-3



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Hand Postures for Evaluating Trigger Finger Using Leap Motion Controller

P.Chophuk, S.Chumpen, S.Tungjitkusolmun and P.Phasukkit*

Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520, Thailand.

*kppattar@gmail.com

Abstract— The purpose of this research reported here is to evaluate an abnormal finger motion of trigger finger using Leap Motion Controller to measure finger joint angles by the dot product equation. This sensor is 3D non-contact motion sensor which can detect finger bones. It is estimated positions and directions for fingers and bones. Four postures are used to evaluate an abnormal finger motion that has been used by physical therapist: 1) a flexion of thumb IP joint, 2) neutral position of finger PIP joint, 3) flexion of finger MP Joint, 4) thumb radial abduction. A finger goniometer is used as a reference method to measure the bent fingers' angle. The results showed that an average degree different value of a finger's angle measured by the finger goniometer and this system was 5.73 degrees.

Keywords—Leap Motion Controller; Trigger finger; Finger goniometer

I. INTRODUCTION

Many people have been confused that a trigger finger should come from a long history of hard work, but hard labor does not seem to be very related. It can come from an episode of overuse, but is usually not associated with any period of heavy use. It usually comes on gradually. If you have the trigger finger, it is evaluated by a physical therapist. So, you will have to pay the money to see a doctor to evaluate an abnormal finger motion. Therefore, the main advantage of this system can help a patient who has trigger finger to evaluate an abnormal finger motion by yourself. Four postures are applied in this method. Generally, These posters have been used by a physical therapist for evaluating the abnormal finger motion in patients using the finger goniometer to measure the finger's angle. The physical therapist calls that direct method.

In 2011, J. Li, R. Zheng, Y. Zhang et al. [1] found an interactive exoskeleton device for both active and passive hand rehabilitation motions. Distant actuation modules are used to drive these exoskeletons through a cable transmission mechanism for thumb and index finger rehabilitation which had eight DOFs. The exoskeleton for each finger has 4 degrees of freedom (DOF), providing independent control for all finger joints which the joint motion is accomplished by a parallelogram mechanism. The results prove that the device has low inertia which is critical in order to obtain good backdrivability because Experimental analysis shows that the

influence of friction accounts for a large portion of the driving torque. Then, In 2013, J. Ngeo, T. Tamei et al. [2] reported control of an optimal finger exoskeleton based on continuous joint angle estimation of EMG signals for patients suffering from loss of hand functions. This system gave the desired joint angle positions by the predicted output of an artificial neural network with an EMG-to-Muscle Activation model to control the patient's finger exoskeleton. So, this method made up optimally designed finger exoskeleton continuously controlled by a user's surface electromyographic (sEMG) signals. For the results, sEMG-based control strategy worked well in controlling the exoskeleton, accurately obtaining the intended position of the device. In 2014, the measurement of rehabilitation in thumb MP joint subluxation due to rheumatoid arthritis was presented by K. Kitano, N. Tsujiuchi et al [3]. This system measured two kinds of rehabilitation using motion capture and a contact force sensor. Therefore, markers and cameras were used to create a finger model. For result, this system could measure rehabilitation from hand therapy, force, point of action and displacement. In 2015, Yeongyu Park, Jeongsoo Lee et al. [4] presented the development of a wearable sensing glove for measuring the motion of fingers using linear potentiometers and flexible wires. This method calculated the joint angles of fingers by measuring the change in length of the flexible wires in response to flexion or extension of the fingers. Therefore, a glove, linear potentiometers, flexible wires and linear springs were used in this system. A flexible wire is attached to the back of each finger. Ten linear potentiometers and springs were attached to a glove to maintain the tension of the wires in order to measure the wire length change consistently. So, this system can be applied to virtual reality or teleoperation systems.

Therefore, the aim of this work is to measure the finger's angle from four postures for evaluating the trigger finger using the Leap Motion Controller by the dot product equation. The researcher had the following differences: 1) a non-contact real-time measurement system, 2) the different types of sensors.

This paper is composed as follows, an introduction, then overview is presented in section I and II respectively. Section IV shows our results for this system. The conclusion is proposed in Section V.

II. OVERVIEW

A. Trigger finger

The trigger finger is a condition that affects the tendons in the finger become inflamed. [5]. When the affected finger or thumb is bent towards the palm, the tendon gets stuck and the finger clicks or locks. It can affect one or more fingers. The symptoms can include pain, stiffness, clicking and a small lump in the palm at the base of the affected finger or thumb.



Fig. 1. Trigger finger.

B. A Leap motion Controller

A Leap Motion Controller is actually quite simple [6]. This sensor recognizes and tracks hands, fingers and finger-like tools. The device operates in an intimate proximity with high precision and tracking frame rate and reports discrete positions, gestures, and motion. The heart of the device consists of two stereo cameras and three infrared LEDs. These tracks infrared light with a wavelength of 850 nanometers, which is outside the visible light spectrum. The origin is centered at the top of this sensor. The x- and z-axes lie in the horizontal plane, with the x-axis running parallel to the long edge of the device. The y-axis is vertical, with positive values increasing upwards (in contrast to the downward orientation of most computer graphics coordinate systems). The z-axis has positive values increasing toward the user as seen in Fig. 1.

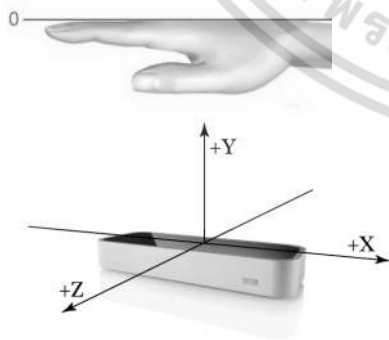


Fig. 2. 3D picture of the leap motion sensor

The device has a large interaction space of eight cubic feet, which takes the shape of an inverted pyramid - the intersection of the binocular cameras' fields of view. It's viewing range is limited to roughly 2 feet (60 cm) above the device as is seen in Fig.2. This range is limited by LED light propagation through space, since it becomes much harder to infer your hand's position in 3D beyond a certain distance. LED light intensity is ultimately limited by the maximum current that can be drawn over the USB connection. The LEDs generate pattern-less IR light and the cameras generate almost 300 frames per second of reflected data.

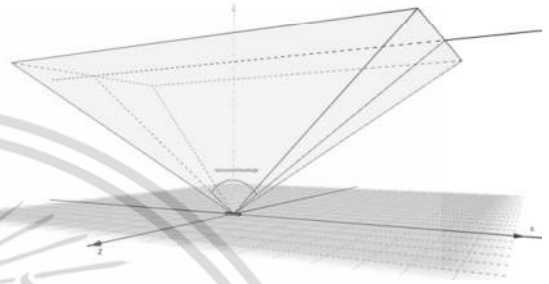


Fig. 3. Interaction area of the leap motion sensor

C. Finger goniometer

Figure 3 shows the term goniometry [7] is derived from two Greek words, Gonia means angle, and Metron, meaning measure. Thus, it is an instrument used to measure angles. Within the field of physical therapy, it is used to measure the total amount of available motion at a specific joint. It can be used to measure both active and passive range of motion. They are produced in a variety of sizes and shapes and are usually constructed of either plastic or metal. The two most common types of instruments used to measure joint angles are the bubble inclinometer and the traditional goniometer. In this paper, this device is used to measure the joint angle as the reference angle with the measurement from the Leap Motion Sensor.



Fig. 4. Baseline finger (small joint) goniometer.

III. EVALUATING AN ABNORMAL FINGER MOTION

a. Four Postures

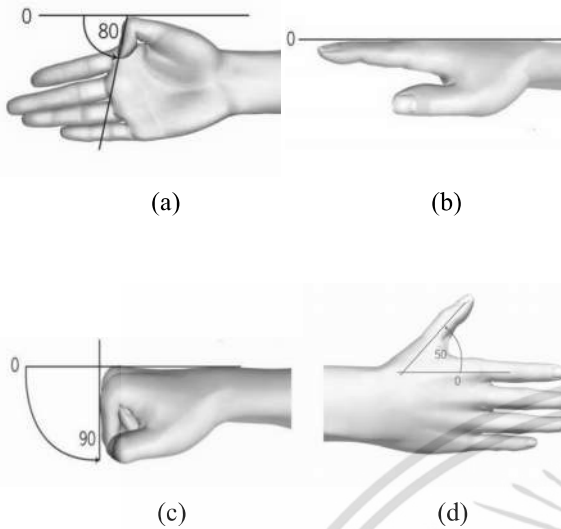


Fig. 5. Four postures for evaluating.

Four postures [8] have been used to evaluate abnormal finger motion by a physical therapist for people who have trigger finger. Postures of this system are divided into four postures, including 1) Flexion of Thumb IP joint (a), the active range of motion of the IP joint of the thumb is 80°, 2) Neutral Position of Finger PIP Joint (b), the range of motion of the IP joint of the thumb is 0°, 3) Flexion of Finger MP Joint (c), the base of the finger movement range is 90° and 4) Thumb Radial Abduction (d) measures in degrees the angle of separation formed between the Thumb and Index Metacarpal in the coronal plane. Generally, the angle value is 50°. For thumb adduction, the angle value is 15°.

B. Formula

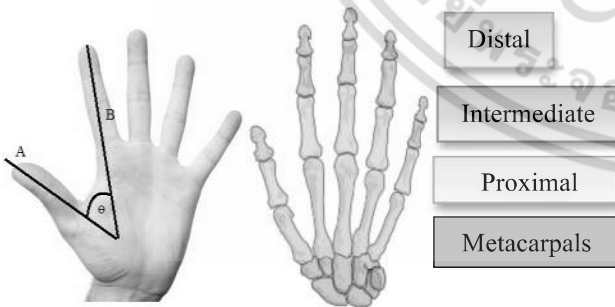


Fig. 6. The finger bones structure

The skeleton of the hand has 27 bones. The skeletons of the hand [9] are divided into four parts, namely Distal phalanges, Intermediate phalanges, Proximal phalanges and Metacarpal phalanges as is seen in Fig.6 on the right. The left image in Fig.6 shows the calculation of the angle between fingers using the dot product equation below [10].

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{A \cdot B}{|A| \times |B|} \right) \quad (1)$$

Where

A = vector A

B = vector B

|A| = the modulus of a vector A

|B| = the modulus of a vector B

θ = the angle between the vector A and B (degree)

The direction of finger bones was used in this equation. For example in fig. 6 on the right. That is the angle between the Thumb and Index Metacarpal in the Coronal Plane.

C. Process system

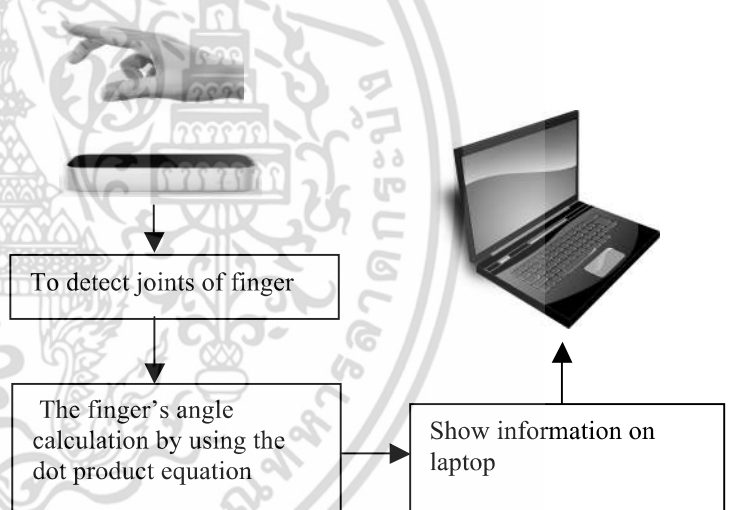


Fig. 7. Overall Working on the System

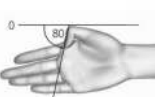



The diagram of this process is depicted in Fig. 7. First step, a hand posture was detected by the Leap Motion sensor which can detect finger bones and reports a position, direction and motion information of finger bones to the user. Next, the direction vectors of finger bones are used to calculate the finger's angle using the dot product equation. A laptop was used for calculating a finger's angle. Its output reported a finger's angle of each posture. Finally, the output was displayed. Therefore, this system is applied to measure four postures for evaluating trigger finger.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IV. RESULT

According to the standard method, the measurement of a finger's angle must be evaluated by using the finger goniometer which was acceptable in most of physical therapists. The comparison of standard method with this system was performed in order to analyze the difference of measured values. Table 1. Shows a finger angle measured by the standard and this method.

Table 1. A finger's angle measured by the finger goniometer and this system

Four postures	Fingers	A finger's angle measurement in 30 times		Average Degree Different
		Goniometer (Degree)	System (Degree)	
 Flexion of Thumb IP joint	Thumb	80°	76.66°	4.25%
 Neutral Position of Finger PIP Joint	Index	0°	5.11°	5.11°
	Middle	0°	5.01°	5.01°
	Ring	0°	6.74°	6.74°
	Pinky	0°	6.646°	6.646°
 Flexion of Finger MP Joint	Index	90°	83.95°	6.05
	Middle	90°	84.34	5.66
	Ring	90°	83.34°	6.66
	Pinky	90°	80.98°	9.02
 Thumb Radial Abduction	Thumb and Index	50°	47.75°	2.25

There are 4 postures of a finger angle measurement in all experiments. First posture, this posture is the flexion of thumb finger. The measured value of the finger goniometer is 80 degrees and this system is 76.66 degrees and an average degree different value of 4.25 degrees. Second posture, it is the Neutral Position of Finger PIP Joint. The maximum of an average degree different value of second posture is less than 7 degrees. Third posture, it is the Flexion of Finger MP Joint. The maximum of an average degree different value of third posture is less than 10 degrees. Fourth posture, it is the Thumb Radial Abduction. An average degree different value of fourth posture is 2.25 degrees.

V. CONCLUSION

In this paper, we have developed a system for evaluating an abnormal finger motion using the newly introduced leap motion sensor to detect finger bones which are used to calculate the finger's angle such as interphalangeal joint angle and Metacarpophalangeal Joint angle. It is hoped that this system may be useful for the physical therapist. From the results presented four postures, the finger's angle of the leap motion sensor, the maximum and minimum value of an average degree different were 9.02% and 2.25% respectively. These postures have been used by physical therapists to evaluate abnormal finger motion of patients using the finger Goniometer to measure the finger's angle. In the future, we will improve an average degree different better than this result. Then, this system will be applied to evaluate abnormal finger motion basic for general people.

ACKNOWLEDGMENT

We would like to thank also pedagogical supervisor, associate professor Supan Tungjitkusolum and Pattarapong Phasukkit, for their time and effort.

REFERENCES

- [1] J. Li, R. Zheng, Y. Zhang et al, "iHandRehab: an Interactive Hand Exoskeleton for Active and Passive Rehabilitation", IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 1-6, 2011.
- [2] J. Ngeo, T. Tamei et al, "Control of an Optimal Finger Exoskeleton based on Continuous Joint Angle Estimation from EMG signals", IEEE 35th Annual International Conference of the EMBS.
- [3] K. Kitano, N. Tsujiuchi et al, "Measurement of Rehabilitation in Thumb MP Joint Subluxation due to Rheumatoid Arthritis", IEEE 16th Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 5308-5311, 2014.
- [4] Y. Park, J. Lee, and J. Bae, "Development of a Wearable Sensing Glove for Measuring the Motion of Fingers Using Linear Potentiometers and Flexible Wires", IEEE Transactions on Industrial Informatics, pp. 198-206, 2015.
- [5] Trigger-Finger, <http://www.nhs.uk/conditions/trigger-finger/Pages/Introduction.aspx> (last access: December 2014)
- [6] Leap Motion, <http://www.leapmotion.com> (last access: May 2015)
- [7] Goniometer, <https://en.wikipedia.org/wiki/Goniometer> (last access: December 2014)
- [8] http://www.sso.go.th/sites/default/files/WYSIWYG%20Web%20Builder/sso.html/Table_of_Contents_2.html (last access: June 2014)
- [9] Hand, <https://en.wikipedia.org/wiki/Hand> (last access: March 2014)
- [10] Dot product, https://en.wikipedia.org/wiki/Dot_product (last access: November 2014)

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นางสาวสุภาพร ชุ่มเพ็ญ
วัน เดือน ปีเกิด 17 เมษายน 2534
ที่อยู่ 60/1 หมู่ 4 ตำบลกำเนิดนพคุณ อำเภอบางสะพาน
จังหวัดประจวบคีรีขันธ์ 77140 โทร. 0874997962
ประวัติการศึกษา 2552 มัธยมศึกษาตอนปลาย สาขาวิทย์ - คณิต
โรงเรียนบางสะพานวิทยา
2556 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ (เกียรตินิยมอันดับ2)
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้