

การวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพ



นายดุสิต ภัทรนิธิคุณ

ศูนย์วิทยุทรัพยากร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต


สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2552

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

DYNAMICS ANALYSIS OF HUMAN KNEE JOINT FROM IMAGE PROCESSING



Mr.Dusit Phattaranitikhun

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Engineering Program in Mechanical Engineering

Department of Mechanical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2009

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การวิเคราะห์ผลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์จากการ  
ประมวลผลภาพ

โดย

นายคชิต ภัทรนิธิคุณ

สาขาวิชา

วิศวกรรมเครื่องกล

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

อาจารย์ ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

อาจารย์ ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้แนบวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น  
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบริหารบัณฑิต

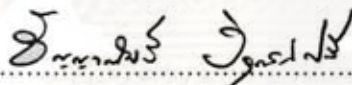


..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศหิรัญวงศ์)

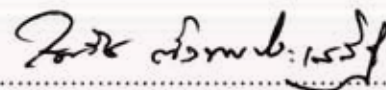
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



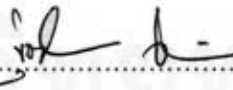
..... ประธานกรรมการ  
(ศาสตราจารย์ ดร.ปราโมทย์ เฉชะอำไพ)




..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(อาจารย์ ดร.ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี)



..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ)



..... กรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.จิตติมา จินตนาวัน)



..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(อาจารย์ ดร.มนต์ชัย พงกัณวีไลเลิศ)

คู่มือ ภัทรนิธิคุณ : การวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพ (DYNAMICS ANALYSIS OF HUMAN KNEE JOINT FROM IMAGE PROCESSING) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : อาจารย์ ดร.ชญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ , 105 หน้า.

ในปัจจุบันงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายมนุษย์ ในขณะที่กำลังทำกิจกรรมอยู่นั้นต้องการข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกาย ซึ่งระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่มีขายในเชิงการค้ามีราคาสูงมาก งานวิจัยนี้จึงศึกษาและวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อต่อจากการเคลื่อนไหวของร่างกายท่อนล่างโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเข้าช่วย โดยการเก็บภาพด้วยกล้องวิดีโอพร้อมทั้งติดมาร์กเกอร์ซึ่งเป็นวิธีที่สะดวกและมีราคาไม่แพง ทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายท่อนล่างของคนในขณะกำลังเดิน ด้วยกล้องวิดีโอจำนวน 2 กล้อง โดยติดมาร์กเกอร์จำนวน 14 จุดที่ผิวหนังเพื่อใช้ระบุตำแหน่งพิกัด ภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอจะเป็นภาพของร่างกายฝั่งซ้ายและขวาใน 2 มิติตามแนว Sagittal Plane ภาพที่ได้จะถูกนำไปประมวลผลภาพด้วยซอฟต์แวร์ MATLAB เพื่อหาตำแหน่งพิกัดต่าง ๆ ของมาร์กเกอร์ที่ติดบนร่างกาย ซึ่งจำเป็นต่อการนำไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์ที่ใช้สำหรับวิเคราะห์ระบบทางกลศาสตร์ของร่างกายมนุษย์ โมเดลที่จำลองนั้นได้จำลองให้มีลักษณะใกล้เคียงกับความเป็นจริงโดยสามารถกำหนดพารามิเตอร์ เช่น น้ำหนักและส่วนสูง ค่าตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ได้จากการประมวลผลภาพจะเป็นตัวกำหนดการเคลื่อนไหวของโมเดล เมื่อนำข้อมูลการเคลื่อนที่และพารามิเตอร์ของร่างกายมาทำการวิเคราะห์ด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD แล้วพบว่าสามารถหาค่าพารามิเตอร์ทางพลศาสตร์ที่ข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพกในขณะเวลาต่าง ๆ เช่น ความเร็ว แรงบิด หรือโมเมนต์ได้ จากงานวิจัยนี้ทำให้ได้ข้อมูลที่จำเป็นและเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการออกแบบข้อเทียม รวมถึงการพัฒนาศักยภาพในการรักษาภาพบำบัด และวงการวิทยาศาสตร์กีฬาในอนาคต

# จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาควิชา.....วิศวกรรมเครื่องกล.....ลายมือชื่อนิสิต.....ชญญา ภัทรนิธิคุณ.....  
สาขาวิชา.....วิศวกรรมเครื่องกล.....ลายมือชื่ออ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....ชญญา ภัทรนิธิคุณ.....  
ปีการศึกษา.....2552.....ลายมือชื่ออ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม.....ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ.....

## 4970322521 : Major Mechanical Engineering

KEYWORDS : knee joint / dynamics analysis / image processing / skin artifacts

Dusit Phattaranithikhun : DYNAMICS ANALYSIS OF HUMAN KNEE JOINT FROM IMAGE PROCESSING. Thesis Advisor : Chanyaphan Virulsri, Ph.D., Thesis Co-Advisor : Pairat Tangpornprasert, Ph.D., 105 pp.

Recently research on joint dynamics of human movement requires the human body motion data. Nevertheless, the commercial motion capture system is may expensive. The purpose of this research is to study and analyze joint dynamics from the motion of human lower limbs by image processing technique. The method for motion captured by video motion tracking with skin markers which is convenient and inexpensive is selected. The motion data was collected by using two video cameras and fourteen markers attached to skin for defining position. Images was recorded from two sides in Sagittal plane. The recorded images were processed by MATLAB to find the marker positions on the body which are the necessary data for simulation in Adams-LifeMOD. Adams-LifeMOD is the commercial software for dynamics analysis of biological modeling system. The simulated model is the most similar to prototype with modified weight and height. The marker positions from image processing are motion agents of the model. When motion data and body parameter were input into LifeMOD, dynamics parameters of the hip, knee and ankle joints during activity such as angular velocity, torque and moment were obtained. These results provide necessary data for joint prosthesis designs and improve potential for physiotherapy and sports science in the future.

Department : Mechanical Engineering ..... Student's Signature ๑๐๓ นันทิณี  
Field of Study : Mechanical Engineering... Advisor's Signature ชัญญาพันธ์  
Academic Year : .....2009..... Co-Advisor's Signature ไพรัตน์

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณอาจารย์ ดร.ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี อาจารย์ที่ปรึกษา และ อาจารย์ ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์และสนับสนุนการทำงานวิจัยครั้งนี้ของข้าพเจ้าจนสำเร็จได้ด้วยดี ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณในความเมตตาและกรุณาที่ท่านอาจารย์มีต่อตัวข้าพเจ้า ทั้งในด้านวิชาการและจริยธรรมอันดีงาม ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการทำงานร่วมกับคนอื่นทั้งในงานวิจัยและในการดำเนินชีวิตในอนาคต

ขอขอบคุณกองทุนรัชดาภิเษกสมโภช และทุนอุดหนุนวิทยานิพนธ์สำหรับนิสิตที่ให้ความอนุเคราะห์และสนับสนุนทุนสำหรับการทำงานวิจัยชิ้นนี้

และขอขอบพระคุณท่านประธานกรรมการและกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ได้สละเวลาเพื่อตรวจทานงานวิจัยครั้งนี้จนกระทั่งงานวิจัยสำเร็จอย่างสมบูรณ์

ผลสัมฤทธิ์จากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ขอมอบเป็นพระคุณอันยิ่งใหญ่ของบิดา-มารดา คุณยรรยง – คุณจันทิมา ภัทรนิตคุณ คุณครู อาจารย์ ตลอดจนผู้มีพระคุณทุกท่าน รวมถึงเพื่อนนักศึกษา รุ่นพี่ รุ่นน้องที่ได้ร่วมกันให้ข้อคิดเห็นและข้อเสนอแนะต่างๆ ข้าพเจ้าหวังเป็นอย่างยิ่งว่าท่านผู้สนใจจะได้รับประโยชน์อย่างยิ่งในการศึกษางานวิจัยเล่มนี้

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฎ
สารบัญรูปภาพ.....	ฏ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	4
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	5
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
1.5 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	5
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1 คำศัพท์เฉพาะในทางกายวิภาคศาสตร์.....	6
2.1.1 ระนาบซึ่งเกี่ยวข้องกับกายวิภาคศาสตร์.....	6
2.1.2 คำศัพท์ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของตำแหน่งทางกายวิภาคศาสตร์.....	7
2.1.3 คำศัพท์แสดงลักษณะการเคลื่อนไหวที่บริเวณข้อเข่า.....	8
2.2 กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า.....	9
2.2.1 กระดูกต้นขา.....	9
2.2.2 กระดูกแข้ง.....	9
2.2.3 กระดูกน่อง.....	10
2.2.4 ลูกสะบ้าหัวเข่า.....	11
2.2.5 เส้นเอ็นด้านข้าง.....	11
2.2.6 เส้นเอ็นไขว้ด้านใน.....	12
2.2.7 กล้ามเนื้อ Quadriceps.....	12
2.2.8 กล้ามเนื้อ Hamstring.....	13

	หน้า
2.3 ชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า.....	14
2.3.1 Passive Knee ในขณะขาเหยียดตรง.....	14
2.3.2 Passive Knee ในขณะขางอเข่า.....	15
2.3.3 การกลิ้งและการไถลระหว่างผิวสัมผัส.....	16
2.3.4 แนวแกนขา.....	18
2.3.5 ขนาดของมุมในกิจกรรมต่าง ๆ.....	18
2.4 ปรัชญาบรรณกรรมของงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า.....	19
2.5 ปรัชญาบรรณกรรมของงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การเดิน.....	24
2.6 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการประมวลผลภาพ.....	27
บทที่ 3 ผลการทดลองศึกษาและเก็บข้อมูลเบื้องต้น.....	30
3.1 การทดลองศึกษาและเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยเครื่องมือและอุปกรณ์จากห้องปฏิบัติการวิจัยทางการยศาสตร์.....	31
3.2 การทดลองเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยกล้องฟลูออโรสโคป.....	37
บทที่ 4 การพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว.....	43
4.1 การพัฒนาเทคนิคการติดมาร์กเกอร์.....	43
4.1.1 รูปแบบการติดมาร์กเกอร์ที่ได้พัฒนาขึ้น.....	43
4.1.2 ตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์.....	43
4.1.3 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอ.....	46
4.2 การพัฒนาเทคนิคการประมวลผลภาพ.....	48
4.2.1 ที่มาของการพัฒนาเทคนิคการประมวลผลภาพ.....	48
4.2.2 ลำดับการประมวลผลภาพ.....	48
4.2.3 ผลการประมวลผลภาพ.....	51
4.3 การประเมินระบบการประมวลผลภาพที่ได้พัฒนาขึ้น.....	51
4.3.1 การทดสอบความบิดเบี้ยวของภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอ.....	51
4.3.2 การทดสอบการระบุตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่มีการเคลื่อนไหว.....	53
4.3.3 สรุปผลการประเมินระบบการประมวลผลภาพที่ได้พัฒนาขึ้น.....	54



	หน้า
บทที่ 5 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า.....	55
5.1 การเตรียมวัสดุอุปกรณ์และข้อมูลของผู้ที่มาเดินเป็นแบบในงานวิจัย.....	55
5.1.1 วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว.....	55
5.1.2 ข้อมูลของผู้ที่มาเดินเป็นตัวอย่างในงานวิจัย.....	56
5.2 วิธีการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า.....	56
5.3 ข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่ได้จากการประมวลผลภาพ.....	58
บทที่ 6 การจำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่า.....	60
6.1 หลักการจำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่า.....	60
6.2 ลำดับการจำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่า.....	60
6.2.1 การสร้างโมเดลกระดูก.....	60
6.2.2 การสร้างข้อต่อ.....	62
6.2.3 การกำหนดท่าทางเริ่มต้นและข้อมูลการเคลื่อนไหวให้กับโมเดล.....	62
6.2.4 การกำหนดคุณสมบัติต่าง ๆ ระหว่างโมเดลกับสิ่งแวดล้อม.....	62
6.2.5 การวิเคราะห์พลศาสตร์แบบย้อนกลับ.....	63
6.2.6 การวิเคราะห์พลศาสตร์แบบไปข้างหน้า.....	63
6.2.7 การนำเสนอผลการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว.....	63
6.3 ผลการจำลองการเคลื่อนไหว.....	65
6.3.1 ช่วงมุมมองของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว.....	65
6.3.2 อัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว.....	66
6.3.3 ค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว.....	67
6.3.4 ค่าแรงบิดที่ข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว.....	68
6.4 การตรวจสอบผลการจำลองการเคลื่อนไหวที่ได้.....	68
บทที่ 7 การวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่าและอภิปรายผล.....	69
7.1 วิเคราะห์ความสัมพันธ์ของข้อมูลทางพลศาสตร์.....	69
7.2 พารามิเตอร์ทางพลศาสตร์ที่มีผลต่อการออกแบบข้อเข่าเทียม.....	71
7.2.1 พารามิเตอร์ทางพลศาสตร์ที่สำคัญต่อการออกแบบข้อเข่าเทียม....	71
7.2.2 ผลของลักษณะการเคลื่อนไหวของกระดูกในข้อเข่า.....	72
7.2.3 ผลของแรงกระทำที่เกิดขึ้นในข้อเข่า.....	72

	หน้า
7.3 สรุปผลการจำลองการเคลื่อนไหวในเชิงสถิติ.....	73
บทที่ 8 สรุปผลของงานวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	74
8.1 สรุปผลของงานวิจัย.....	74
8.2 ข้อเสนอแนะ.....	74
รายการอ้างอิง.....	75
ภาคผนวก.....	77
ภาคผนวก ก. ฟังก์ชันที่ได้พัฒนาขึ้นสำหรับการประมวลผลภาพ.....	78
ภาคผนวก ข. ข้อมูลทางพลศาสตร์ที่ได้จากการจำลองด้วย ADAMS-LifeMOD.....	83
ภาคผนวก ค. บทความที่ได้รับการตีพิมพ์.....	89
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	105

## สารบัญตาราง

	หน้า
2.1 ชื่อและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุตำแหน่ง.....	7
2.2 ชื่อและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่าง ๆ ...	8
2.3 ขนาดมุมของข้อเข่าในทาง Flexion-Extension ระหว่างกิจกรรมต่าง ๆ.....	18
2.4 สรุปลักษณะการวิเคราะห์การเดินใน 1 รอบ.....	26
3.1 ตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่เปลี่ยนไปในช่วงเวลา 0 – 0.06 วินาที.....	35
4.1 ผลความคลาดเคลื่อนของมาร์กเกอร์จากการเลื่อนของชั้นผิวหนังโดยวัดจากจุดกึ่งกลางของกระดูกหน้าแข้งด้วยวิธีต่าง ๆ.....	45
4.2 การเปรียบเทียบระหว่างมาร์กเกอร์โดยทั่วไปกับมาร์กเกอร์ที่ได้พัฒนาขึ้น.....	45
4.3 การเปรียบเทียบระยะของมาร์กเกอร์กับค่าอ้างอิงในหน่วยมิลลิเมตร.....	53
4.4 ผลการทดสอบ การระบุตำแหน่งของมาร์กเกอร์.....	54
5.1 ตารางข้อมูลเฉลี่ยของอาสาสมัคร.....	56
5.2 ตัวอย่างข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายที่ได้มาจากการประมวลผลภาพ.....	59
7.1 แสดงข้อมูลสรุปการจำลองการเคลื่อนไหว.....	72

ศูนย์วิทยทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## สารบัญภาพ

	หน้า
1.1 ผู้ที่ป่วยเป็นโรคข้อเข่าเสื่อมและภายหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียมแล้วสามารถงอเข่าได้ดังเช่นปกติ.....	2
1.2 เข่าของผู้ป่วยเป็นโรคข้อเสื่อมและลำดับการเปลี่ยนข้อเข่าเทียม.....	3
2.1 ระนาบในทางกายวิภาคศาสตร์.....	7
2.2 ชื่อเรียกการเคลื่อนที่ของอวัยวะในรูปแบบต่างๆ.....	8
2.3 กระดูกต้นขาข้างขวา.....	9
2.4 Medial Condyle และ Lateral Condyle ของกระดูกต้นขาข้างขวา (เมื่อมองจากล่างขึ้นบน).....	9
2.5 กระดูกเข่า และกระดูกน่องของขาข้างขวา.....	10
2.6 Condyle และ Meniscus ของกระดูกเข่าข้างขวา.....	10
2.7 ลูกสะบ้าหัวเข่า, Quadriceps Femoris Tendon และ Patellar Ligament.....	10
2.8 Lateral Collateral Ligament และ Medial Collateral Ligament เข่าข้างขวา.....	11
2.9 สภาพเข่าข้างขวาที่ผิดปกติเนื่องจาก Medial Collateral Ligament ฉีกขาด.....	11
2.10 ตำแหน่งของ Anterior Cruciate Ligament และ Posterior Cruciate Ligament ของเข่าขวา.....	12
2.11 ส่วนประกอบและตำแหน่งของกล้ามเนื้อ Quadriceps ของขาขวา (มองจากด้านหน้า).....	13
2.12 ส่วนประกอบและตำแหน่งของกล้ามเนื้อ Hamstring ของขาขวา (มองจากด้านหลัง) .....	13
2.13 ข้อเข่าข้างขวาเมื่อมองจากด้านข้าง.....	14
2.14 ส่วนของลูกสะบ้าหัวเข่าที่สัมผัสกับกระดูกอ่อนของกระดูกต้นขา เป็นมุมองต่าง ๆ กันโดยมองจากด้านข้างและด้านบนตามลำดับ.....	15
2.15 การเคลื่อนที่ของลูกสะบ้าหัวเข่าเมื่อกระดูกต้นขาขงอเป็นมุมต่าง ๆ กัน จากมุมมองด้านหน้าและด้านข้างตามลำดับ.....	15
2.16 การเคลื่อนที่ของ Lateral Femoral เมื่อเริ่มต้นงอขา จะเกิดการกิ้งเป็นมุมประมาณ 25° จากนั้นเป็นการกิ้งและไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการกิ้งอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ 130°) .....	16

2.17	การเคลื่อนที่ของ Medial Femoral Condyle เมื่อเริ่มต้นงอขาจะเกิดการกิ้ง เป็นมุมประมาณ $15^{\circ}$ จากนั้นเป็นการกิ้งและไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการกิ้งเพียงอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ $130^{\circ}$ ) ....	17
2.18	การเคลื่อนที่ของ Femoral Condyle.....	17
2.19	แนวแกนขาปกติ.....	18
2.20	เครื่องซีอาร์มฟลูออโรสโคป.....	20
2.21	ตัวอย่างของ Intracortical Pins ที่ใช้ในการศึกษาการเคลื่อนที่.....	20
2.22	ตำแหน่งการติด Skin Marker (จุดวงกลม) บนขาที่อนบนและล่าง.....	20
2.23	ผลการจำลองโมเดลโดยใช้ Motion Capture Systems.....	22
2.24	ค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ข้อเข้าในระหว่างการเดิน 1 รอบ.....	22
2.25	การติด Marker วิธีที่ 1(a), วิธีที่ 2(b) และวิธีที่ 3(c).....	23
2.26	การวิเคราะห์เส้นแนวแรงปฏิกิริยาจากตำแหน่ง Marker.....	24
2.27	ตำแหน่งการเคลื่อนไหวของเส้นโครงร่างโมเดล.....	25
2.28	ตัวเลขที่บอกถึงค่าสีในภาพแบบโทนขาวดำ.....	27
2.29	ฮิสโตแกรมของภาพ.....	28
2.30	เฟรมที่ใช้ในการหาเส้นขอบ.....	29
3.1	ลำดับการดำเนินงานวิจัย.....	30
3.2	ชุดเครื่องมือที่ใช้ทำ Motion Capture มีกล้อง (ซ้าย) และเครื่องวิดีโอ (ขวา) .....	31
3.3	ลักษณะของ Marker ที่นำมาใช้ประกอบด้วยปุ่มและสายรัดด้านหลัง.....	32
3.4	ตำแหน่งที่ได้ทำการติด Marker และรายละเอียดของแต่ละตำแหน่ง.....	33
3.5	มุมของการยืดและงอขาของข้อเข้าระหว่างการเดินในช่วงเวลา 5 วินาที.....	36
3.6	Mobile C-Arm Unit สามารถปรับหมุนและเลื่อนแนวการฉายรังสีได้.....	37
3.7	ขั้นตอนการสร้างภาพของเครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคป.....	38
3.8	ภาพตัวอย่างของข้อเข้าที่ได้จากการฉายรังสีฟลูออโรสโคป.....	38
3.9	การหาขอบของภาพด้วยวิธีต่าง ๆ.....	39
3.10	การหาเส้นกึ่งกลางเพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงของโมเดล.....	40
3.11	โมเดล ISO ของโมเดลที่จำลองขึ้นในมุมมองของเข่าต่าง ๆ .....	40
3.12	มุมมองด้านข้างของโมเดลที่จำลองขึ้นขณะที่กำลังงอเป็นมุมต่าง ๆ .....	41
3.13	เส้นทางการเคลื่อนไหวของกระดูกหน้าแข้งที่เคลื่อนไหวไปในระนาบ X-Y.....	41

	หน้า
3.14 การเปลี่ยนแปลงของมุมที่ข้อเข่าในระนาบ X-Y.....	41
4.1 อุปกรณ์จับยึดเสริม สายรัด(ซ้าย) ชุดเข้ารูป(ขวา).....	43
4.2 การเลื่อนของชั้นผิวหนังตามปกติ.....	44
4.3 การติดแผ่นพลาสติกอ่อนพร้อมมาร์กเกอร์.....	44
4.4 แผ่นพลาสติกอ่อนที่ติดลงบนผ้ายึดพร้อมพันเทปกาวเสริม.....	44
4.5 ตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์ลงบนร่างกาย.....	46
4.6 กล้องวิดีโอที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้.....	47
4.7 แผนผังการเก็บข้อมูลการเดินทาง.....	47
4.8 ภาพข้อมูลการเคลื่อนไหวที่บ้านที่กในหนึ่งรอบการเดินทาง.....	47
4.9 ขั้นตอนการประมวลผลภาพ.....	49
4.10 การหาขอบของรูปภาพ โดยมีลำดับตามลูกศรกำกับ.....	50
4.11 การหาจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์.....	50
4.12 ภาพในเฟรมต่าง ๆ พร้อมจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์จากการประมวลผลภาพ....	51
4.13 รูปแบบการบันทึกภาพและการแบ่งส่วนของภาพไปทำการวิเคราะห์.....	52
4.14 ความบิดเบี้ยวของภาพเทียบกับเส้นตรงอ้างอิง (เส้นประ).....	52
4.15 การทดสอบการหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่กำลังเคลื่อนไหว.....	53
5.1 กล้องวิดีโอที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้.....	55
5.2 แผ่นพลาสติกสีดำพร้อมมาร์กเกอร์.....	55
5.3 ผ้ายึดสำหรับพันร่างกาย.....	56
5.4 แผนผังการเก็บข้อมูลการเดินทางจากมุมมองด้านบน.....	57
5.5 ตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์.....	57
5.6 ตัวอย่างภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอ.....	58
5.7 ตำแหน่งของมาร์กเกอร์จากการประมวลผลภาพ.....	58
5.8 ลักษณะการแกว่งของขาที่อ่อนล่างซึ่งไม่เป็นวงกลม.....	59
6.1 แผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดล.....	61
6.2 โมเดลที่ลดรูปลงเหลือเพียงร่างกายที่อ่อนล่าง.....	61
6.3 ข้อต่อที่สร้างขึ้นและเส้นบอกแนวแกนของโมเดล.....	61
6.4 ความสัมพันธ์ของมาร์กเกอร์ (แดง) และ Motion Agents (เหลือง).....	62
6.5 การเคลื่อนไหวของโมเดล (เงา).....	63
6.6 โมเดลที่จำลองขึ้นในมุมมองของเข่าต่าง ๆ.....	64

	หน้า
6.7 ทิศทางการวัดมุมของข้อเข้าโดยเริ่มจากขาเหยียดตรง.....	65
6.8 กราฟแสดงข้อมูลช่วงมุมของข้อเข้าในช่วงเวลาต่าง ๆ .....	66
6.9 กราฟแสดงอัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข้าในช่วงเวลาต่าง ๆ .....	66
6.10 กราฟแสดงค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข้าข้างขวาในช่วงเวลาต่าง ๆ .....	67
6.11 กราฟแสดงค่าแรงบิดของข้อเข้าข้างขวาในช่วงเวลาต่าง ๆ .....	67
7.1 แสดงการเคลื่อนไหวของโมเดลที่วินาทีที่ 0.1, 0.4 และ 0.8 ตามลำดับ.....	69
7.2 ตัวอย่างข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข้าข้างขวาที่นำมาวิเคราะห์.....	70
7.3 เส้นแรงกตในแนวแกนและเส้นแรงเฉือนในแนวสัมผัส.....	72



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันงานทางด้านชีวกลศาสตร์เป็นงานที่สำคัญและน่าสนใจ และเริ่มมีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับศาสตร์ทางด้านนี้กันมากขึ้นภายในประเทศ ชีวกลศาสตร์เป็นการบูรณาการองค์ความรู้จากกลศาสตร์วิศวกรรมและชีววิทยาร่วมกันในการอธิบายกลไกการเคลื่อนไหว ตลอดจนหน้าที่การทำงานของร่างกายมนุษย์ ช่วยให้แพทย์เข้าใจกลไกการเคลื่อนไหวและระบบการทำงานของร่างกายมนุษย์ ช่วยสร้างเครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์เพื่ออำนวยความสะดวกในการผ่าตัดได้ดีขึ้น นอกจากนี้ยังทำให้ทราบระยะเคลื่อนไหวของกระดูก หรือแรงภายในกระดูกและกล้ามเนื้อที่บริเวณข้อต่อส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น ข้อสะโพก, ข้อกระดูกสันหลัง, ข้อเข่า, ข้อเท้า เป็นต้น หากเข้าใจถึงกลไกการเคลื่อนไหวและระบบการทำงานของข้อต่อภายในร่างกายมนุษย์ที่ละเอียดและถูกต้องแล้ว จะนำไปสู่การออกแบบและสร้างข้อต่อเทียมให้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคข้อเสื่อม เพื่อนำไปรักษาอาการเจ็บปวดข้อต่อและสามารถกลับมาใช้งานข้อต่อที่เสื่อมไปเหล่านั้นได้อีกครั้งหนึ่ง

โรคกระดูกและโรคข้อกำลังเป็นปัญหาของประชาชน โดยทั่วโลกมีผู้ป่วยโรคนี้กว่า 400 ล้านคน จากสถิติผู้ป่วยโรคกระดูกและข้อในประเทศไทยจากมูลนิธิโรคข้อพบว่าปัจจุบันประเทศไทยมีผู้เป็นโรคข้อเสื่อมกว่า 6 ล้านคน และมีโรคข้ออักเสบ รูมาตอยด์ และโรคเกาต์ รวมกันเกือบ 7 ล้านคน โรคข้อเสื่อมจะพบมากในกลุ่มผู้สูงอายุ มีอายุมากกว่า 60 ปีขึ้นไป มากถึงร้อยละ 50 และมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นทุกปีเนื่องจากประชากรโลกมีชีวิตความเป็นอยู่ที่ดีขึ้น อายุยืนยาวขึ้น แต่ขณะเดียวกันผลจากการใช้ชีวิตที่สุขสบายมากขึ้นและขาดการออกกำลังกายทำให้เกิดโรคข้อกระดูกมากขึ้นด้วย [1]

อาการของผู้ที่เริ่มจะเป็นโรคข้อเสื่อมคือ มีอาการปวดเมื่อย เวลาใช้งานข้อ บางครั้งมีเสียงกรอบแกรบเวลาเคลื่อนไหว อาจจะมีอาการข้อตึงหรือติดขัดเวลาใช้ข้อนาน ๆ และจะค่อย ๆ เริ่มเป็นมากขึ้นทีละน้อยมาก อาจจะมีการผิดรูปของข้อนั้น ๆ มีการบวมอักเสบ มีน้ำไขข้อมาก เมื่อผิวกระดูกมีการสึกหรอมากขึ้นเวลาใช้งานจะรู้สึกเจ็บปวด กรณีที่รุนแรงที่สุดคือไม่สามารถเคลื่อนไหวหรือใช้งานข้อนั้นๆได้เลย การวินิจฉัยทำได้โดยหากตรวจด้วยการฉายเอ็กซเรย์จะเห็นการเปลี่ยนแปลงอย่างชัดเจน เมื่อเป็นโรคข้อเสื่อมแล้วจะไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้ เนื่องจากผิวกระดูกอ่อนที่ทำหน้าที่รองรับการสัมผัสกันระหว่างกระดูกข้อต่อสึกหรอ เมื่อเสื่อม



สลายไปร่างกายจะไม่สามารถสร้างกระดูกอ่อนนั้นกลับมาได้ ในผู้ป่วยระยะแรกอาจให้ยาช่วยบรรเทาอาการเจ็บปวดได้ การลดน้ำหนักตัวหรือหลีกเลี่ยงการใช้งานข้อ แต่เมื่อผิวกระดูกมีความสูญเสียมากจนผู้ป่วยทนอาการเจ็บปวดไม่ไหว วิธีที่จะลดอาการเจ็บปวดนั้นได้คือต้องทำการผ่าตัดใส่ข้อเทียมให้ผู้ป่วย เพื่อที่จะได้สามารถกลับมาใช้งานข้อที่เสื่อมไปได้อีกครั้งหนึ่ง [2]

ปัจจุบันข้อเข่าเทียมที่ใช้ในโรงพยาบาลจุฬาฯ เป็นข้อเข่าเทียมที่นำเข้าจากต่างประเทศซึ่งผลิตโดยบริษัท ซิมเมอร์ และ จอห์นสันแอนด์จอห์นสัน ลักษณะของข้อเข่าเทียมเป็นดังรูปที่ 1.2 มูลค่าการนำเข้าข้อต่อเทียมรวมแล้วถือว่าเป็นราคาที่สูงมาก การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียมเพียงแค่ราคาวัสดุข้อเทียมเพียงข้างเดียวก็มีราคาสูงถึง 8 หมื่นบาทและราคานี้ยังไม่ได้รวมค่าผ่าตัด [3] โดยผู้ป่วยทั่วโลกไม่ว่าจะมีฐานะเศรษฐกิจอย่างไรก็ต้องใช้ข้อเทียมในลักษณะเดียวกันนี้เหมือนกันทุกคน อย่างไรก็ตามแม้ว่าจะได้ทำการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียมที่ราคาสูงมากนี้แล้ว ก็ยังพบปัญหาต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นการหลวม การหลุด การสึกหรอก่อนเวลาอันควร และการชำรุดเสียหาย ผู้วิจัยจึงมีความหวังในการที่จะออกแบบและผลิตข้อเข่าเทียมสำหรับคนไทย ด้วยราคาวัสดุที่ถูกและเหมาะสมกับชีวิตประจำวันของคนไทย เพื่อช่วยเหลือผู้ด้อยโอกาสและบรรเทาความเจ็บปวดของผู้ป่วยที่มีอาการข้อเข่าเสื่อมลงได้ แม้กระนั้นภายในประเทศไทยเองก็ยังมีรายงานการวิจัยที่จะสามารถนำไปสู่การออกแบบและผลิตข้อเข่าเทียมอยู่น้อยมาก



รูปที่ 1.1 ผู้ที่ป่วยเป็นโรคข้อเข่าเสื่อมและภายหลังการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียมแล้วสามารถงอเข่าได้ดังเช่นปกติ



รูปที่ 1.2 เข่าของผู้ป่วยเป็นโรคข้อเสื่อมและลำดับการเปลี่ยนข้อเข่าเทียม

การจะออกแบบข้อเข่าเทียมให้กับผู้เป็นโรคข้อเข่าเสื่อมนั้นสิ่งสำคัญที่จะต้องทราบคือ กลไกและลักษณะการเคลื่อนไหวของข้อเข่า เช่น มุมของการงอและยืดในช่วงต่างๆ, ความเร็วเชิงมุม, ความเร่งเชิงมุม, การหมุนเข้าและออกในแนวแกนตั้ง, การบิดออกด้านข้างทั้งฝั่งในและนอก, การเลื่อนไถลระหว่างกระดูกไปทางด้านหน้าและหลัง, ระยะห่างน้อยที่สุดระหว่างผิวคอนไดล์กับกระดูกอ่อน เป็นต้น ซึ่งเป็นค่าที่จะนำไปใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมให้มีการเคลื่อนไหวใกล้เคียงกับธรรมชาติของมนุษย์มากที่สุด

การศึกษาและวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่าส่วนใหญ่ มักจะเป็นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การเดิน (Gait Analysis) การขึ้น-ลงบันได การลุก-นั่ง ซึ่งจะเน้นไปที่ข้อเท้า ข้อเข่า และสะโพก สำหรับวิธีการจะเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวเพื่อนำไปวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่าทำได้หลายวิธี เช่น การติดมาร์กเกอร์ที่ภายนอกร่างกายหรือบริเวณผิวหนัง (Skin Marker, Motion Capture, Tracker), การผ่าตัดฝัง Marker ไว้ภายในร่างกาย (Internal Marker, Bone-Pin, RSA), การใช้เครื่องมือหรืออุปกรณ์การวัดทางกลศาสตร์ต่างๆ (Goniometer, External Fixator, External Devices), การใช้เทคนิคทางด้านรังสี (Computer Tomography Scanning, X-rays Fluoroscopy), การใช้ภาพจากการสะท้อนทางคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging, 3D Modeling Reconstruction) [4],[5]

ปัญหาสำคัญในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า คือ การระบุตำแหน่งที่แท้จริงของกระดูกให้ได้อย่างถูกต้องแม่นยำซึ่งทำได้ลำบากเนื่องจากการลักษณะการเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่นอกจากจะมีการงอแล้วยังมีการบิดหมุนและการเลื่อนไถลระหว่างกันด้วย วิธีที่สามารถเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าได้ดีและเป็นที่ยอมรับกันมากที่สุดคือวิธีที่ใช้มาร์กเกอร์ติดบริเวณ

ผิวหนังแล้วจับภาพการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอ เนื่องจากวิธีนี้มีความสะดวกและรวดเร็วกว่าวิธีอื่น ๆ และไม่มีผลเสียต่ออาสาสมัคร ผู้วิจัยจึงเลือกวิธีนี้มาใช้ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า อย่างไรก็ตามวิธีดังกล่าวก็ยังมีผลกระทบจากการเคลื่อนไหวของชั้นกล้ามเนื้อและผิวหนังที่เรียกว่า Soft Tissue Artifacts ทำให้ผลลัพธ์ที่ได้มีความคลาดเคลื่อนค่อนข้างมาก [6] อีกทั้งค่าใช้จ่ายในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวทั้งค่าวัสดุและอุปกรณ์มีราคาที่สูงมาก ส่วนอุปกรณ์ที่มีราคาถูกก็ไม่สามารถเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ดีได้ จึงจำเป็นต้องมีการพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยวิธีดังกล่าวโดยที่มันจะต้องเป็นระบบที่เสียค่าใช้จ่ายน้อยแต่ยังคงสามารถเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าได้ดีด้วย

การพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ใช้มาร์กเกอร์ติดบริเวณผิวหนังแล้วเก็บข้อมูลภาพการเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยกล้องวิดีโอ นั้น จำเป็นต้องใช้ซอฟต์แวร์ที่ช่วยในการประมวลผล โดยการแปลงข้อมูลภาพที่บันทึกไว้ออกมาเป็นตำแหน่งการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในเชิงตัวเลขและนำไปจำลองการเคลื่อนไหวในลำดับต่อไป แต่ในปัจจุบันซอฟต์แวร์ที่ช่วยในการประมวลผลดังกล่าวนั้นมีราคาที่สูงมาก ดังนั้นจึงจำเป็นต้องทำการพัฒนาซอฟต์แวร์สำหรับการประมวลผลภาพขึ้นเองและถือเป็นการลดค่าใช้จ่ายในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าได้อีกด้วย เมื่อได้เก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเรียบร้อยแล้ว จึงจะสามารถนำไปจำลองการเคลื่อนไหวและวิเคราะห์พลศาสตร์เพื่อใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมต่อไปในอนาคต

## 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อศึกษาการเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติของข้อเข่ามนุษย์จากหลักการประมวลผลภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอ
2. เพื่อวิเคราะห์และหาไดนามิกส์พารามิเตอร์ของข้อเข่าโดยใช้ซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD

ศูนย์วิทยุโทรพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

### 1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. วิเคราะห์การเดิน 1 รอบ คือ ตั้งแต่เริ่มก้าวขาขวาก้าวออกไปจนกระทั่งเริ่มก้าวขาขวาใหม่อีกครั้งหนึ่ง
2. ทำการวิเคราะห์ภาพภายใน 2 มิติ คือ ในแนวเส้นทางการเดินและแนวตั้ง
3. ใช้ซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD ในการจำลองและวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่า
4. วิเคราะห์และหาไดนามิกส์พารามิเตอร์ของข้อเข่าเฉพาะที่เป็นประโยชน์ต่อการออกแบบข้อเข่าเทียม

### 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถนำผลการวิเคราะห์ไดนามิกส์ไปใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมในอนาคตได้
2. ได้ผลการวิเคราะห์ทางไดนามิกส์ที่เป็นธรรมชาติของข้อเข่าที่มีความละเอียดสูงระดับมิลลิเมตร และได้พัฒนาวิธีการติดตามมาร์กเกอร์ซึ่งช่วยลดปัญหาความคลาดเคลื่อนอันเนื่องมาจากการเลื่อนของชั้นผิวหนังลงได้
3. เป็นการพัฒนาและช่วยลดค่าใช้จ่ายในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของมนุษย์
4. ช่วยให้ผู้สามารถวิเคราะห์ผลการรักษาหรือการทำกายภาพบำบัดของผู้ที่เป็นโรคเกี่ยวกับกับการเคลื่อนไหวของข้อเข่าได้

### 1.5 วิธีดำเนินงานวิจัย

1. ศึกษาปัญหาและแนวทางในการวิจัย
2. รวบรวมข้อมูลของงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์
3. เตรียมเครื่องมือและอุปกรณ์ต่าง ๆ ที่ใช้ในงานวิจัย
4. เก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า
5. นำข้อมูลที่ได้ไปทำการประมวลผลภาพเพื่อหาพิกัดของส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย
6. วิเคราะห์ไดนามิกส์ด้วยซอฟต์แวร์ที่ใช้สำหรับจำลองระบบทางพลศาสตร์
7. ประเมินผลการจำลองพลศาสตร์ของข้อเข่า และวิเคราะห์ความถูกต้องของผลลัพธ์
8. ปรับปรุงและแก้ไขขั้นตอนการวิจัยแล้วทำการวิเคราะห์ผลซ้ำจนได้ความถูกต้องและแม่นยำของผลลัพธ์
9. สรุปผลและนำเสนอผลงาน

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยจะอธิบายเกี่ยวกับคำศัพท์เฉพาะต่างๆ ที่เกี่ยวข้อง ภายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า ชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า และวิเคราะห์ถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาด้านการวิเคราะห์และจำลองการทำงานไดนามิกส์ของข้อเข่ามนุษย์

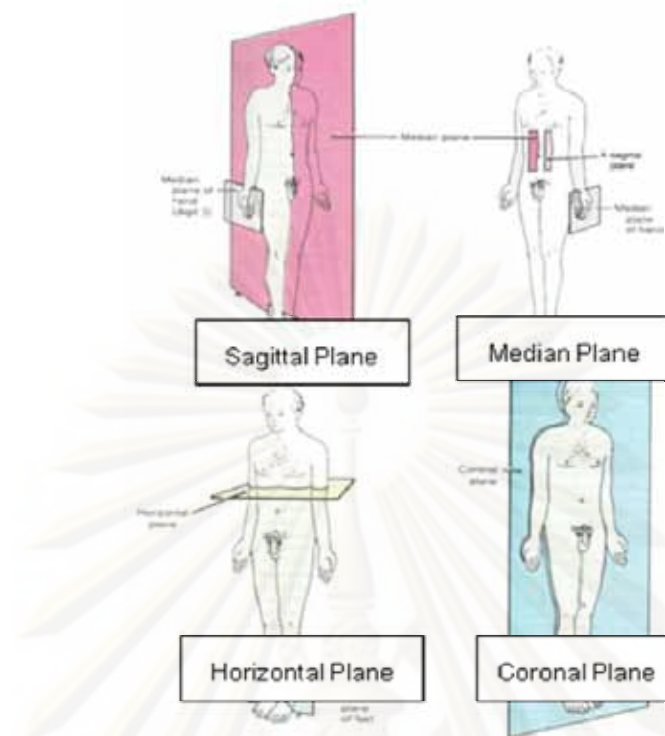
#### 2.1 คำศัพท์เฉพาะในทางกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical Nomenclature)

##### 2.1.1 ระนาบซึ่งเกี่ยวข้องกับกายวิภาคศาสตร์ (Anatomical Planes)

ระนาบในทางกายวิภาคศาสตร์แบ่งออกเป็น 4 ระนาบ ดังแสดงระนาบต่างๆ ในรูปที่ 2.1 โดยมีชื่อเรียกสำหรับระนาบต่างๆ ดังนี้ [4]

- The Median Plane เป็นระนาบในแนวตั้งซึ่งตัดตามยาวของร่างกายจากด้านหลังมาด้านหน้า และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกซ้ายและซีกขวาตรงกึ่งกลาง
- The Sagittal Plane เป็นระนาบในแนวตั้งซึ่งขนานกับ The Median Plane และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกซ้ายและซีกขวา แต่ไม่จำเป็นต้องผ่านกึ่งกลางของร่างกาย สำหรับ The Sagittal Plane ที่ทับกับ The Median Plane พอดีมักถูกเรียกว่า The Median Sagittal Plane หรือ The Midsagittal Plane ส่วน The Sagittal Plane ที่นอกเหนือจากนั้นมักเรียกว่า Parasagittal Planes
- The Coronal Plane เป็นระนาบที่ตั้งฉากกับ The Median Plane และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านหน้า (Anterior Portion) และซีกด้านหลัง (Posterior Portion) มีชื่อหนึ่งว่า The Frontal Plane
- The Horizontal Plane เป็นระนาบที่ตั้งฉากกับ The Median Plane และ The Coronal Plane วางตัวในแนวขนานกับพื้นโลก และแบ่งร่างกายออกเป็นซีกด้านบน (Superior Part) และซีกด้านล่าง (Inferior Part)

โดยงานวิจัยนี้จะเป็นการศึกษาการเคลื่อนไหวของข้อเข่าแต่เพียงในระนาบ Sagittal Plane เท่านั้น ดังจะกล่าวรายละเอียดในการศึกษาในบทหลัง



รูปที่ 2.1 ระนาบในทางกายวิภาคศาสตร์

### 2.1.2 คำศัพท์ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของตำแหน่งทางกายวิภาคศาสตร์

คำศัพท์สำคัญซึ่งใช้ในการระบุตำแหน่งของอวัยวะเทียบกับกับอวัยวะอื่นๆ และจะใช้อ้างอิงต่อไปในรายงานฉบับนี้ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ชื่อและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุตำแหน่ง

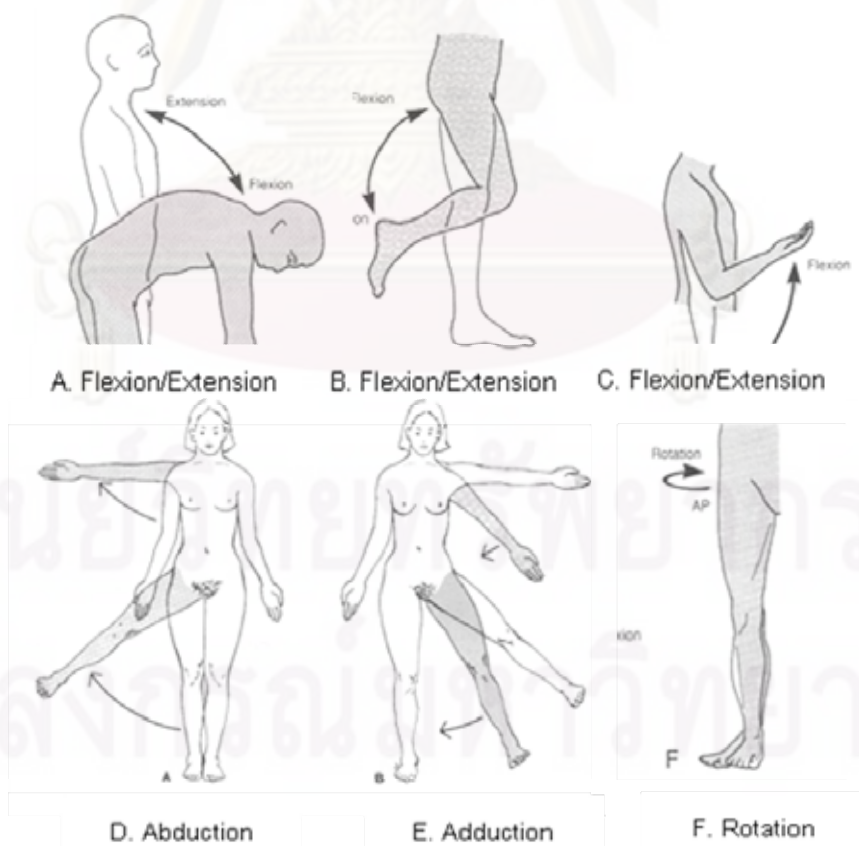
คำศัพท์	ความหมาย
Superior	อยู่ในตำแหน่งทางด้านหัว
Inferior	อยู่ในตำแหน่งทางด้านเท้า
Anterior	อยู่ในตำแหน่งด้านหน้า
Posterior	อยู่ในตำแหน่งด้านหลัง
Medial	อยู่ในตำแหน่งใกล้กับ The Median Plane
Lateral	อยู่ในตำแหน่งห่างออกจาก The Median Plane
External	เข้าหาหรืออยู่ในตำแหน่งทางด้านนอก
Internal	เข้าหาหรืออยู่ในตำแหน่งทางด้านใน

### 2.1.3 คำศัพท์แสดงลักษณะการเคลื่อนไหวที่บริเวณข้อเข่า

คำศัพท์สำคัญซึ่งใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะเทียบกับกับอวัยวะอื่นๆ และจะใช้อ้างอิงต่อไปในรายงานฉบับนี้ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2.2 และได้แสดงชื่อเรียกการเคลื่อนไหวของอวัยวะในรูปแบบต่างๆ ในรูปที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 ชื่อและความหมายของคำศัพท์ที่ใช้ในการระบุการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ

คำศัพท์	ความหมาย
Flexion	การงอเข้าหาหรือ การลดมุมระหว่างอวัยวะที่อยู่ติดกัน (รูปที่ 2.2A ถึง 2.2D)
Extension	การยืดออกหรือ การเพิ่มมุมระหว่างอวัยวะที่อยู่ติดกัน (รูปที่ 2.2A ถึง 2.2D)
Abduction	การเคลื่อนไหวออกห่างจาก The Median Plane (รูปที่ 2.3A)
Adduction	การเคลื่อนไหวเข้าหา The Median Plane (รูปที่ 2.3B)
Rotation	การหมุนรอบแกนของอวัยวะ (รูปที่ 2.2F)



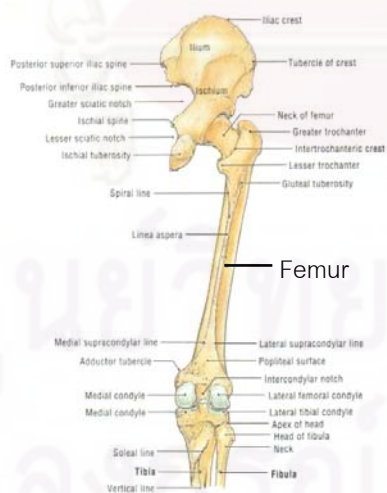
รูปที่ 2.2 ชื่อเรียกการเคลื่อนไหวของอวัยวะในรูปแบบต่างๆ

## 2.2 กายวิภาคศาสตร์ของข้อเข่า (Anatomy of Knee Joint) [9]

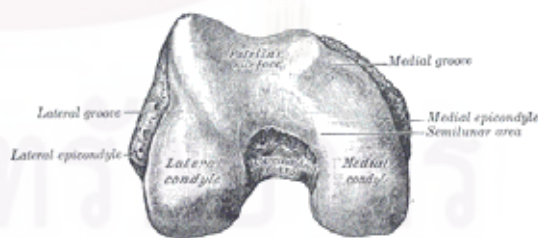
หากแบ่งชนิดของข้อเข่าตามลักษณะการเคลื่อนไหวสามารถจัดข้อเข่าให้อยู่ในข้อต่อแบบ Hinge Type ซึ่งการเคลื่อนไหวหลักคือการงอขาและยืดขา (Flexion-Extension) โดยที่สามารถให้การหมุนรอบแกนดิ่ง (Internal-External Rotation) และการหมุนแบบ Abduction-Adduction ได้เล็กน้อย ข้อเข่าประกอบด้วยกระดูก กล้ามเนื้อ และเส้นเอ็น ที่สำคัญได้แก่

2.2.1. กระดูกต้นขา (Femur) เป็นกระดูกที่แข็งแรงที่สุด หนักที่สุด และยาวที่สุดในร่างกายโดยมีความยาวเฉลี่ย 43.2 เซนติเมตร ซึ่งเชื่อมต่อกันระหว่างข้อสะโพกและข้อเข่า ดังรูปที่ 2.3 กระดูกต้นขาด้านที่ติดกับข้อเข่า (Distal End) มีลักษณะเป็นกระดูกอ่อนซึ่งถูกแบ่งเป็น 2 ซีกเรียกว่า Medial Condyle และ Lateral Condyle ดังรูปที่ 2.4 ซึ่งกระดูกอ่อนทั้ง 2 ซีกนี้จะเป็นส่วนที่เคลื่อนไหวสัมผัสกับกระดูกแข้ง และรับแรงทั้งหมดที่ส่งผ่านขาแต่ละข้าง

2.2.2. กระดูกแข้ง (Tibia) เป็นกระดูกที่ยาวเป็นอันดับ 2 ของร่างกาย โดยเชื่อมต่อกันระหว่างข้อเข่ากับข้อเท้า ส่วนบนของกระดูกแข้งมีลักษณะบานออกเพื่อรองรับ Medial Condyle และ Lateral Condyle ของกระดูกต้นขา ดังรูปที่ 2.5 ส่วนที่สัมผัสกับกระดูกต้นขามีลักษณะเป็นกระดูกอ่อนผิวเรียบ (Tibial Plateaus) 2 ซีก คือ Medial Condyle และ Lateral Condyle ดังรูปที่ 2.6 a) โดยมี Medial Meniscus และ Lateral Meniscus ซึ่งเป็นกระดูกอ่อนรูปเสี้ยวพระจันทร์อยู่ด้านบนอีกชั้นหนึ่งเพื่อให้พื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกแข้งมีมากขึ้น มีคุณสมบัติยืดหยุ่น จึงสามารถรับและช่วยกระจายแรงที่ส่งผ่านข้อเข่า ส่งผลให้ความเครียด (Stress) อยู่ในระดับที่เหมาะสม ดังรูปที่ 2.6 b)

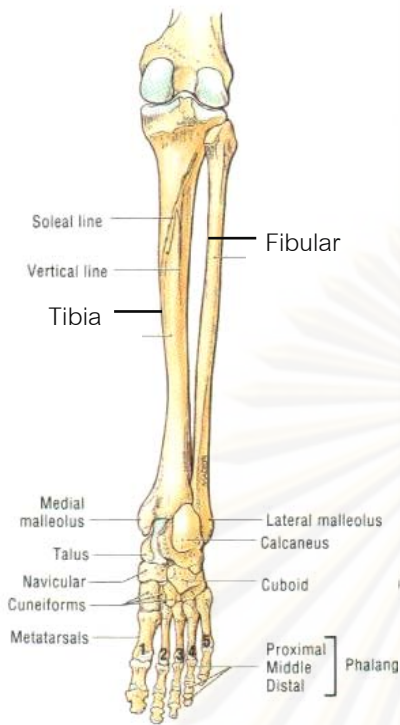


รูปที่ 2.3 กระดูกต้นขาข้างขวา

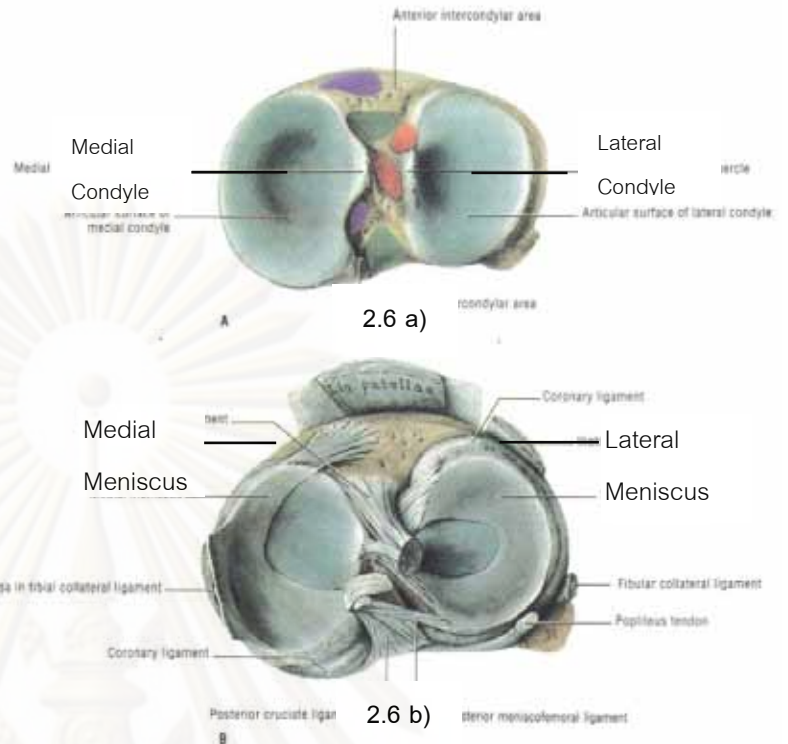


รูปที่ 2.4 Medial Condyle และ Lateral Condyle ของกระดูกต้นขาข้างขวา (เมื่อมองจากล่างขึ้นบน)



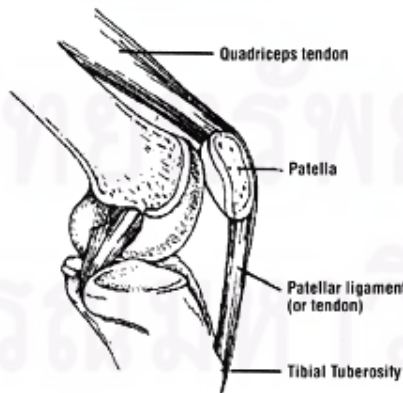


รูปที่ 2.5 กระดูกแข้ง และกระดูกน่องของขาข้างขวา

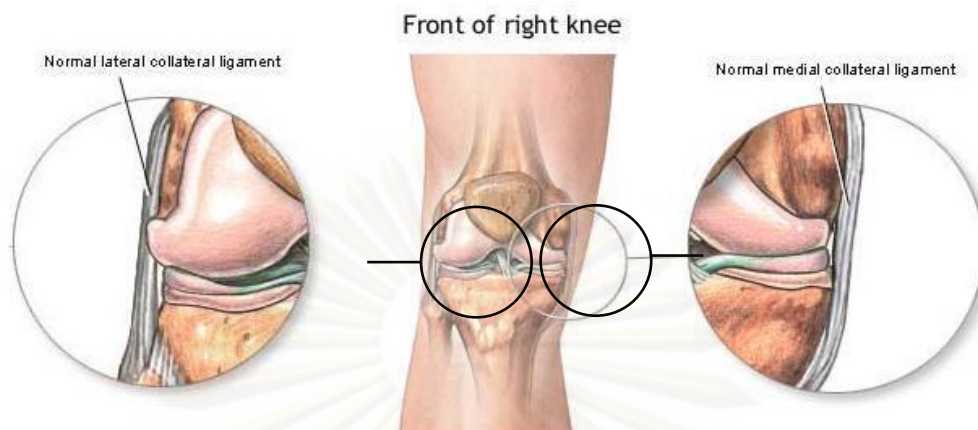


รูปที่ 2.6 Condyle และ Meniscus ของกระดูกแข้งข้างขวา

2.2.3. กระดูกน่อง (Fibular) เป็นกระดูกที่มีลักษณะยาวและบิดเล็กน้อย อยู่เยื้องไปทางด้านหลังของกระดูกแข้ง (รูปที่ 2.5) กระดูกน่องไม่ได้มีหน้าที่สำคัญในการรับน้ำหนักแต่มีหน้าที่ยึดให้กระดูกข้อเท้าอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง เป็นหลักให้กล้ามเนื้อมายึดเกาะ และประกบกระดูกแข้งไว้ด้วย Plane Joint เพื่อให้กระดูกแข้งสามารถรับการดัด (Bending) และการบิด (Twisting) ได้ หากไม่มีกระดูกน่องโอกาสที่กระดูกแข้งหักนั้นจะมีมากขึ้น



รูปที่ 2.7 ลูกสะบ้าหัวเข่า, Quadriceps Femoris Tendon และ Patellar Ligament



รูปที่ 2.8 Lateral Collateral Ligament และ Medial Collateral Ligament ของเข่าข้างขวา



รูปที่ 2.9 สภาพเข่าข้างขวาที่ผิดปกติเนื่องจาก Medial Collateral Ligament ฉีกขาด

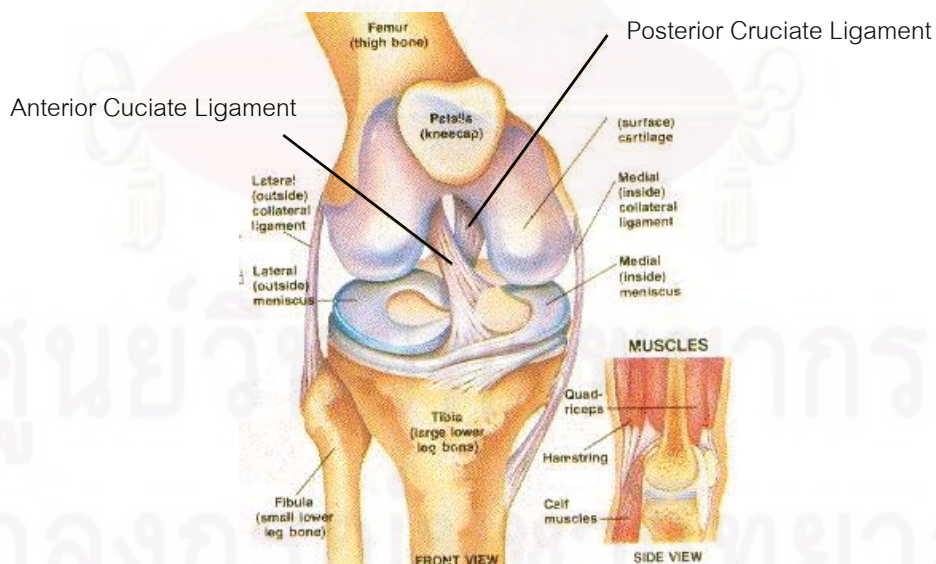
2.2.4. ลูกสะบ้าหัวเข่า (Patella) เป็นกระดูกซึ่งมีรูปร่างสามเหลี่ยมมนคล้ายเมล็ดงา (Sesamoid Bone) โดยมีมุมยอดชี้ไปทางด้านหลัง ส่วนบนของลูกสะบ้าหัวเข่าติดอยู่กับเส้นเอ็นที่ยึดระหว่างกระดูกกับกล้ามเนื้อ (Tendon) ที่ชื่อว่า Quadriceps Femoris Tendon และส่วนล่างติดอยู่กับเส้นเอ็นที่ยึดระหว่างกระดูกกับกระดูก (Ligament) ที่ชื่อว่า Patellar Ligament มุมยอดของลูกสะบ้าหัวเข่าจะเคลื่อนไหวไปตามร่องของกระดูกอ่อนที่ปลายกระดูกต้นขา (Patellar Surface) ดังรูปที่ 2.7 ในขณะที่งอขา ลูกสะบ้าหัวเข่ามีหน้าที่เพิ่มแขนของโมเมนต์ของกล้ามเนื้อ Quadriceps

2.2.5. เส้นเอ็นด้านข้าง Lateral Collateral Ligament (LCL) และ Medial Collateral Ligament (MCL) ดังรูปที่ 2.8 เป็นเส้นเอ็นซึ่งวางตัวอยู่ด้านข้างของข้อเข่า โดย Lateral Collateral Ligament วางตัวอยู่ด้าน Lateral ยึดระหว่างปลายกระดูกต้นขาบางส่วนบนของกระดูกน่อง ทำหน้าที่จำกัดการเคลื่อนไหวแบบ Adduction ที่ข้อเข่าไม่ให้มากเกินไป ส่วน Medial

Collateral Ligament วางตัวอยู่ด้าน Medial ยึดระหว่างปลายกระดูกต้นขากับส่วนบนของกระดูกแข้ง ทำหน้าที่จำกัดการเคลื่อนไหวแบบ Abduction ที่ข้อเข่าไม่ให้มากเกินไป ความเสียหายที่เส้นเอ็นเส้นใดเส้นหนึ่งนี้จะทำให้รูปร่างของเข่าผิดปกติและกระดูกอ่อนข้างนั้นจะไม่สัมผัสกันดังรูปที่ 2.9

2.2.6. เส้นเอ็นไขว้ด้านใน Anterior Cruciate Ligament (ACL) และ Posterior Cruciate Ligament (PCL) ดังแสดงในรูปที่ 2.10 เป็นเส้นเอ็นซึ่งยึดระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกแข้ง โดยเส้นเอ็นทั้งสองวางตัวอยู่ระหว่าง Medial และ Lateral Condyle ของกระดูกต้นขาและมีลักษณะไขว้กันเป็นรูปกากบาท โดย Anterior Cruciate Ligament ยึดกับกระดูกแข้งที่ด้านหน้า (Anterior) ค่อนไปทางด้าน Medial วางตัวเฉียงขึ้นไปด้านบนและยึดติดกับกระดูกต้นขาด้านหลัง (Posterior) ค่อนไปทางด้าน Medial ของ Lateral Condyle ทำหน้าที่ป้องกันการเคลื่อนไหวหลังของกระดูกต้นขาเทียบกับกระดูกแข้ง และป้องกันการเกิด Hyper-extension ส่วน Posterior Cruciate Ligament ยึดกับกระดูกแข้งที่ด้านหลัง (Posterior) วางตัวเฉียงขึ้นไปด้านบนและยึดติดกับกระดูกต้นขาด้านหน้า (Anterior) ค่อนไปทางด้าน Lateral ของ Medial Condyle ทำหน้าที่ป้องกันการเคลื่อนไหวไปด้านหน้าของกระดูกต้นขาเทียบกับกระดูกแข้ง ป้องกันการเกิด Hyper-flexion และเป็นกลไกสำคัญที่ทำให้เกิดเสถียรภาพแก่กระดูกต้นขา

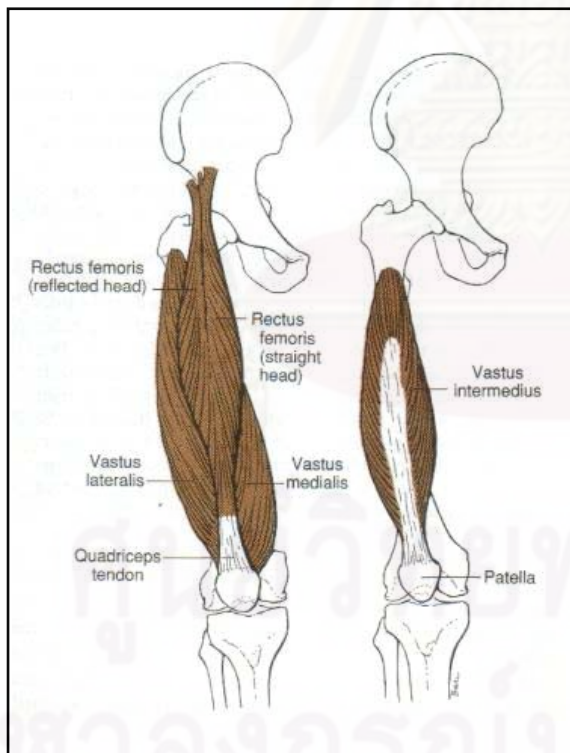
2.2.7. กล้ามเนื้อ Quadriceps ดังรูปที่ 2.11 เป็นกล้ามเนื้อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย ครอบคลุมบริเวณด้านหน้าทั้งหมดของกระดูกต้นขา และเป็นกลไกสำคัญในการยืดขาส่วนล่าง



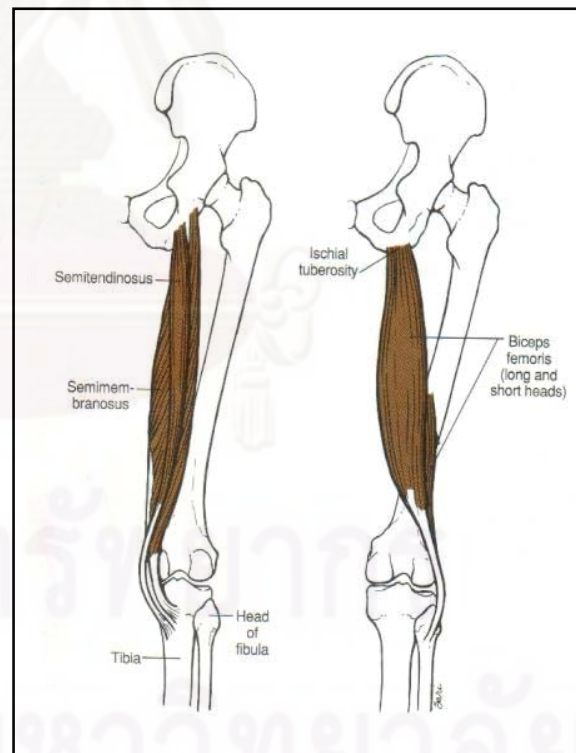
รูปที่ 2.10 ตำแหน่งของ Anterior Cruciate Ligament และ Posterior Cruciate Ligament ของเข่าขวา

กล้ามเนื้อ Quadriceps แบ่งได้เป็น 4 ส่วนย่อยๆ (Quadri) ได้แก่ Rectus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis, และ Vastus Intermedias เส้นเอ็นจากกล้ามเนื้อทั้ง 4 ส่วนนี้มารวมกันกลายเป็น Quadriceps Tendon ซึ่งเชื่อมต่อกับลูกสะบ้าหัวเข่า และยาวต่อลงมาเป็น Patellar Ligament ไปเชื่อมต่อกับกระดูกเข้ง เมื่อกล้ามเนื้อ Quadriceps หดตัวจะส่งแรงดึงไปที่ลูกสะบ้าหัวเข่าและไปยัง Patellar Ligament ทำให้ขาส่วนล่างยืดตรง (Extension) เช่นในขณะลุกจากเก้าอี้ ขึ้นบันได หรือกระโดด เป็นต้น

2.2.8. กล้ามเนื้อ Hamstring ดังรูปที่ 2.12 อยู่บริเวณด้านหลังของกระดูกต้นขา ประกอบด้วยกล้ามเนื้อสามชิ้นประกอบกัน ได้แก่ Semitendinosus Muscle, Semimembranosus Muscle, และ Biceps Femoris Muscle โดยกล้ามเนื้อ Semitendinosus Muscle และ Semimembranosus Muscle ยึดเกาะระหว่างกระดูกก้นกบ (Ischial Tuberosity) กับส่วนบนของกระดูกต้นขา และกล้ามเนื้อ Biceps Femoris Muscle ยึดเกาะระหว่างกระดูกก้นกบกับกระดูกน่อง กล้ามเนื้อ Hamstring มีหน้าที่หลักคือทำให้ขาส่วนล่างพับเข้า (Flexion) และทำให้เกิดการหมุนรอบแกนตั้ง (Internal-External Rotation)



รูปที่ 2.11 ส่วนประกอบและตำแหน่งของกล้ามเนื้อ Quadriceps ของขาขวา (มองจากด้านหน้า)



รูปที่ 2.12 ส่วนประกอบและตำแหน่งของกล้ามเนื้อ Hamstring ของขาขวา (มองจากด้านหลัง)

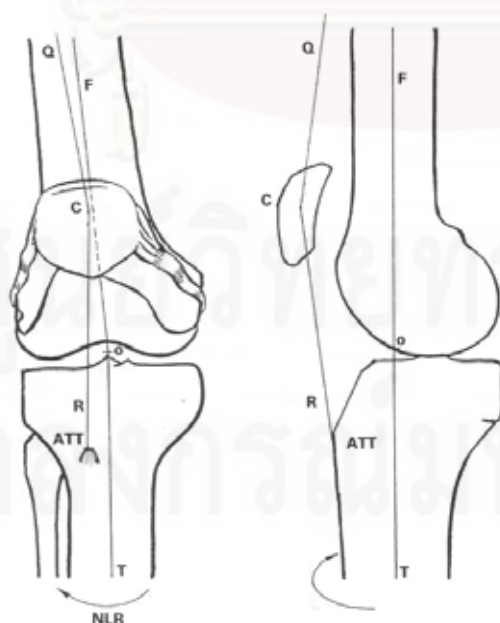
## 2.3 ชีวกลศาสตร์ของข้อเข่า (Biomechanics of Knee Joints) [10]

ชีวกลศาสตร์เป็นศาสตร์ที่ใช้กฎหรือหลักการทางฟิสิกส์และทางวิศวกรรม ในการอธิบาย การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นโดยส่วนต่างๆ ของร่างกายและ แรงกระทำที่มีผลกระทบต่อส่วนร่างกาย เหล่านั้น การศึกษาชีวกลศาสตร์แบ่งได้เป็น 2 แขนงคือสถิตยศาสตร์ (Static) และจลนศาสตร์ (Dynamics) ในที่นี้เราพิจารณาเฉพาะการเคลื่อนไหวของเข่าธรรมชาติที่ตำแหน่งหนึ่งๆ ดังนั้นจึง ลงรายละเอียดไปที่ชีวกลศาสตร์แบบสถิตยศาสตร์

ชีวกลศาสตร์แบบสถิตยศาสตร์ของข้อเข่า แบ่งได้เป็น 2 แบบคือแบบ Passive Knee และแบบ Active Knee โดยการศึกษาแบบ Passive Knee เป็นการศึกษากลศาสตร์ของเข่าเมื่อ เข่าได้รับแรงกระทำจากภายนอก เช่นการงอของเข่าในขณะที่นั่งลงโดยมีน้ำหนักตัวช่วยกดลงมา ส่วนการศึกษาแบบ Active Knee เป็นการศึกษากลศาสตร์ของเข่าเมื่อเข่าได้รับแรงกระทำจาก กล้ามเนื้อภายในร่างกายเท่านั้น เช่นการงอขาเข้า (Flexion) ให้สุดในขณะยืนตรงเป็นต้น ในที่นี้ ผู้เขียนจะพิจารณาเฉพาะกลศาสตร์ของเข่าแบบ Passive เพียงอย่างเดียวเนื่องจากในชีวิตประจำวันการใช้งานข้อเข่าส่วนใหญ่เป็นการรับน้ำหนักจากกิจกรรมต่างๆ

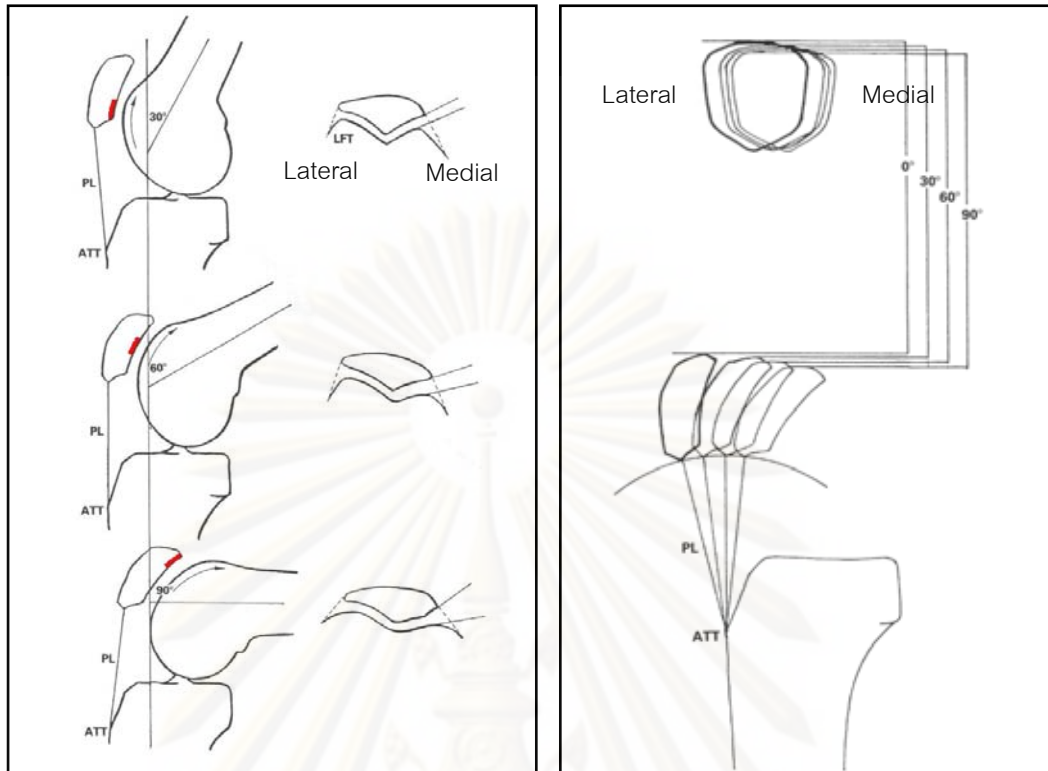
### 2.3.1 Passive Knee ในขณะที่ยืดตรง

ขณะที่ขายืดตรง (Full Extension) ข้อเข่าจะไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ในทิศทางใดๆ เนื่องจากกลไกของกระดูกอ่อนและเส้นเอ็นที่เกี่ยวข้อง ส่งผลให้กระดูกต้นขา กระดูกเข่า และ กระดูกน่องเสมือนเป็นกระดูกชิ้นใหญ่ชิ้นเดียว ค่าโดยประมาณของมุมต่างๆของข้อเข่าใน ตำแหน่ง Full Extension ได้แสดงดังรูปที่ 2.17 พร้อมคำอธิบายดังนี้



- ก. จุด C แทนศูนย์กลางของลูกสะบ้าหัวเข่า ซึ่ง อยู่ที่จุดต่อระหว่างแนวของ Quadriceps Tendon (QC) และแนว Patellar Ligament (CR) โดยมีมุม QCR มีค่าประมาณ  $170^\circ$
- ข. ATT คือ Anterior Tibial Tuberosity เป็น จุดที่ Patellar Ligament ยึดติดกับกระดูก เข่า
- ค. FO เป็นแนวแกนกลางของกระดูกต้นขา และ OT เป็นแนวแกนกลางของกระดูกเข่า โดยมุม FOT มีค่าประมาณ  $174^\circ$
- ง. มุม QCR มีค่าประมาณ  $165^\circ$
- จ. มุม FOT มีค่าประมาณ  $185^\circ$

รูปที่ 2.13 ข้อเข่าข้างขวาเมื่อมองจากด้านข้าง



รูปที่ 2.14 ส่วนของลูกสะบ้าหัวเข่าที่สัมผัสกับกระดูกอ่อนของกระดูกต้นขาเป็นมุมองต่าง ๆ โดยมองจากด้านข้างและด้านบนตามลำดับ

รูปที่ 2.15 การเคลื่อนไหวของลูกสะบ้าหัวเข่าเมื่อกระดูกต้นขาเป็นมุมองต่าง ๆ โดยมองจากด้านหน้าและด้านข้างตามลำดับ

### 2.3.2 Passive Knee ในขณะที่ขาอเข่า

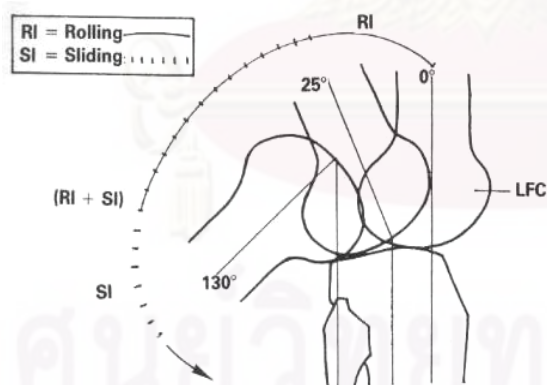
ในขณะที่ขาอเข่า (Flexion) มีการเคลื่อนไหวสัมพันธ์กันระหว่างกระดูก 2 คู่คือ ระหว่างกระดูกต้นขากับลูกสะบ้าหัวเข่า (Patellofemoral Joint) และระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกแข้ง (Tibiofemoral Joint)

- ข้อต่อระหว่างกระดูกต้นขากับลูกสะบ้าหัวเข่า (Patellofemoral Joint) เป็นข้อต่อแบบ 1 องศาอิสระ (Degree of Freedom) โดยเป็นการเคลื่อนที่ (Sliding) อย่างเดียว โดยด้านหนึ่งของลูกสะบ้าหัวเข่าจะถูกตรึงติดกับกระดูกแข้งด้วย Patellar Ligament ดังรูปที่ 2.14 และรูปที่ 2.15 ในขณะที่เข่าอเข่าส่วนด้านแหลมของลูกสะบ้าหัวเข่าจะสัมผัสกับ Patellar Surface ของกระดูกต้นขาโดยมีการเคลื่อนสัมพันธ์กันได้ เมื่อพิจารณาในระนาบ Sagittal ลูกสะบ้าหัวเข่าจะมีการเคลื่อนไหวไปด้านหลัง และด้าน Medial รวมทั้งมีการบิดรอบแกนในแนวราบเล็กน้อย ดังรูปที่ 2.14 และ รูปที่ 2.15
- ข้อต่อระหว่างกระดูกต้นขากับกระดูกแข้ง (Tibiofemoral Joint) เป็นข้อต่อแบบ 2 องศาอิสระ (Degree of Freedom) โดยเป็นการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนซึ่งเกี่ยวข้องกับควมมี

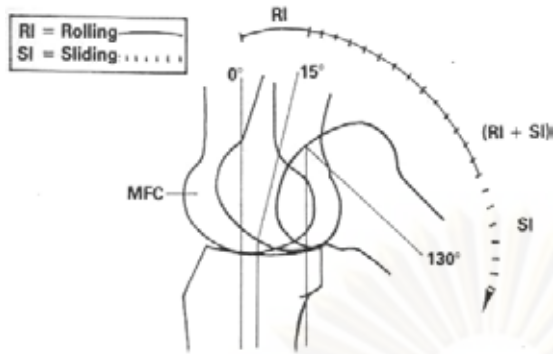
เสถียรภาพ (Stability) ในทุกๆขณะของการเคลื่อนไหว ความสามารถในการเคลื่อนไหว (Passive Mobility) ของข้อเข่ามาจากส่วนด้าน Lateral เนื่องจากรูปร่างโดยธรรมชาติของ Lateral Femoral Condyle มีขนาดใหญ่กว่า Medial Femoral Condyle, ผิวกระดูกอ่อนที่กว้างและยาว รวมทั้งรูปร่างของ Lateral Tibial Condyle ซึ่งไม่พอดีกับ Lateral Femoral Condyle ทำให้สามารถให้การเคลื่อนไหวได้มาก ส่วนความมีเสถียรภาพ (Stability) ของข้อเข่ามาจากส่วนด้าน Medial รูปร่างโดยธรรมชาติของ Medial Femoral Condyle ซึ่งมีลักษณะแคบลงทางด้านหลังและรูปร่างของ Medial Tibial Condyle ซึ่งพอดีกับ Medial Femoral Condyle รวมทั้ง Anterior Cruciate Ligament (ACL) และ Posterior Cruciate Ligament (PCL) ซึ่งยึดส่วนทั้งสองไว้จะเป็นตัวจำกัดการเคลื่อนไหวและสร้างเสถียรภาพ

### 2.3.3 การกลิ้งและการไถลระหว่างผิวสัมผัส (Rolling-Sliding Combination)

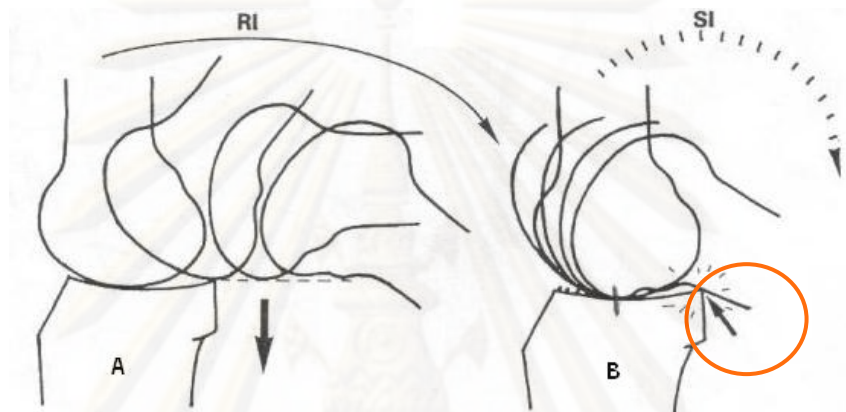
กลไกที่ควบคุมการกลิ้งและการไถลระหว่างผิวสัมผัสของ Femoral Condyle และ Tibial Condyle มีรูปร่างของ Femoral Condyle และ Tibial Condyle รวมทั้ง Anterior Cruciate Ligament (ACL) และ Posterior Cruciate Ligament (PCL) เป็นส่วนสำคัญ การเคลื่อนไหวของ Femoral Condyle และ Tibial Condyle เทียบกับกระดูกเชิงแสดงในรูปที่ 2.16 และรูปที่ 2.17 พร้อมคำอธิบายตามลำดับ



รูปที่ 2.16 การเคลื่อนไหวของ Lateral Femoral เมื่อเริ่มต้นงอขา จะเกิดการกลิ้งเป็นมุมประมาณ  $25^{\circ}$  จากนั้นเป็นการกลิ้งและไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการกลิ้งอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ  $130^{\circ}$ )



รูปที่ 2.17 การเคลื่อนไหวของ Medial Femoral Condyle เมื่อเริ่มต้นงอขาจะเกิดการกลิ้ง เป็นมุมประมาณ 15° จากนั้นเป็นการกลิ้งและไถลไปพร้อมกัน และเมื่อ ACL ตึงจะจำกัดให้เกิดการกลิ้งเพียงอย่างเดียวไปจนถึง Full Flexion (ประมาณ 130°)



2.18 a) แสดงการเคลื่อนไหวของ Femoral Condyle แบบกลิ้งอย่างเดียว

2.18 b) แสดงการเคลื่อนไหวของ Femoral Condyle แบบไถลอย่างเดียว

รูป 2.18 การเคลื่อนไหวของ Femoral Condyle

สาเหตุที่ต้องมีการกลิ้งและการไถล (Femoral Rollback) เนื่องจากหากการเคลื่อนไหวยระหว่าง Femoral Condyle และ Tibial Condyle มีแต่การกลิ้งอย่างเดียวจะทำให้เข่างอได้น้อย และหากงอต่อไป Femoral Condyle จะหลุดไปทางด้านหลังดังรูปที่ 2.18 a) และหากการเคลื่อนไหวยระหว่าง Femoral Condyle และ Tibial Condyle มีแต่การไถลอย่างเดียวจะทำให้ได้มุมงอเล็กน้อยเนื่องจากการชนกันของกระดูกต้นขาและกระดูกเข่าดังรูปที่ 2.18 b)

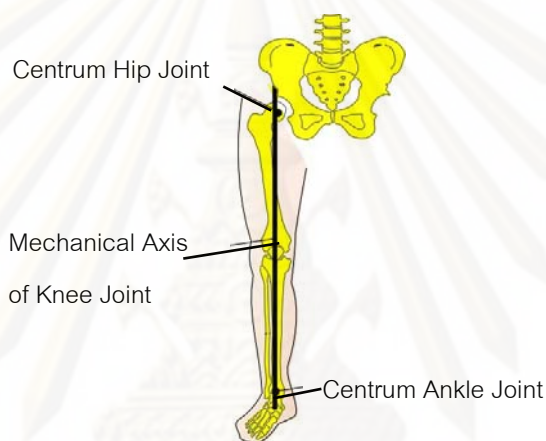
จากการที่ Lateral Femoral Condyle มีขนาดใหญ่กว่า Medial Femoral Condyle และกลิ้งไปเป็นมุมที่มากกว่าในขณะงอขาทำให้เกิดการหมุนรอบแกนตั้ง (Internal-External Rotation) ขึ้น โดยขณะที่งอขาจะเกิด Internal Rotation และขณะยืดขาจะเกิด External Rotation (พิจารณาที่กระดูกต้นขาโดยให้กระดูกเข่าอยู่กับที่) โดยมุม In-Ext Rotation มีค่าประมาณ 4-13 องศา



### 2.3.4 แนวแกนขา (Mechanical Axis)

การที่ร่างกายส่วนล่างจะรับแรงได้อย่างมีประสิทธิภาพจำเป็นต้องมีน้ำหนักที่ถ่ายจากกระดูกต้นขาลงสู่กระดูกเชิงเกิดความสมดุล ไม่กดข้างใดข้างหนึ่งมากเกินไป ทำให้ผิวข้อมีการสึกหรอตามปกติ ซึ่งธรรมชาติทำได้โดยจัดให้แนวแรงกระทำผ่านศูนย์กลางของ Head of Femur ที่ข้อสะโพก ผ่านกึ่งกลางของข้อเข่า และผ่านกึ่งกลางของข้อเท้า ดังรูปที่ 2.19

### 2.3.5 ขนาดของมุมในกิจกรรมต่าง ๆ (Range of Motion of Knee Joint) ดังแสดงรายละเอียดในตารางที่ 2.3



รูปที่ 2.19 แนวแกนขาปกติ

ตารางที่ 2.3 ขนาดมุมของข้อเข่าในทาง Flexion-Extension ระหว่างกิจกรรมต่างๆ

Activity	Range of motion (Degree)
Walking	0-67
Climbing stairs	0-83
Descending stairs	0-90
Sitting down	0-93
Tying shoe	0-106
Lifting an object	0-127

## 2.4 ปรีทัศน์วรรณกรรม (Literature Review) ของงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

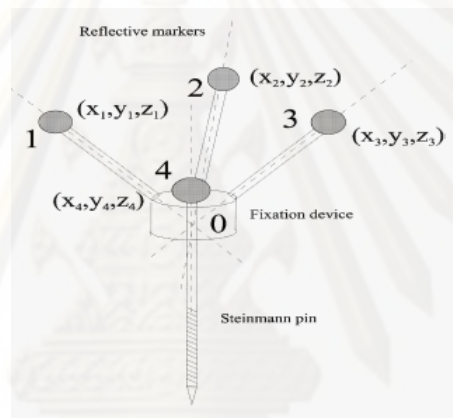
การหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่ามนุษย์สามารถทำได้หลายวิธี แต่ละวิธีนั้นมีจุดเด่นและลักษณะที่แตกต่างกัน โดยมีทั้งการหาข้อมูลจากทางภายนอกร่างกาย คือการหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวโดยใช้วัสดุยึดติดกับผิวหนัง (Skin Marker) วิธีนี้มีข้อดีคือสามารถเก็บข้อมูลได้อย่างรวดเร็วและสะดวกกว่าวิธีอื่น ๆ การหาข้อมูลจากคนสามารถกระทำได้ง่ายเนื่องจากไม่ต้องผ่าตัดใส่วัสดุเข้าไปในร่างกายหรือผลกระทบบั้นเนื่องมาจากการฉายรังสี ทำให้มีงานวิจัยที่ใช้การหาข้อมูลด้วยวิธีนี้มากมาย แต่ปัญหาและข้อจำกัดของวิธีนี้คือ ผลจากการเลื่อนของชั้นผิวหนังและกล้ามเนื้อซึ่งมีผลให้ข้อมูลที่วัดได้มีโอกาสคลาดเคลื่อนสูง ปัญหา Marker หลุดจากผิวหนัง ปัญหาการซ้อนทับหรือบังกันเองหรือถูกส่วนของร่างกายบดบัง ปัญหาการระบุตำแหน่งที่แน่นอนของ Marker ให้ตรงกับตำแหน่งของโมเดล

Alberto Leardini [4] แบ่งวิธีการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวออกเป็น 4 แบบคือ Skin Markers, Intracortical pins, External Fixators, Percutaneous Trackers และ Roentgen Photogrammetry. และแบ่งวิธีการลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจาก soft tissue artifact ออกเป็น 5 วิธี คือ Solidification Procedure, Multiple Anatomical Land Mark Calibration, Pliant Surface Modeling, Dynamics Calibration, Point Cluster Technique และ Global Optimization จากงานวิจัยดังกล่าวพบว่า การเลื่อนของชั้นผิวหนังส่งผลต่อความคลาดเคลื่อนมากที่สุด วิธีการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวแบบ skin marker เป็นวิธีที่มีราคาถูกและทำได้สะดวกที่สุด

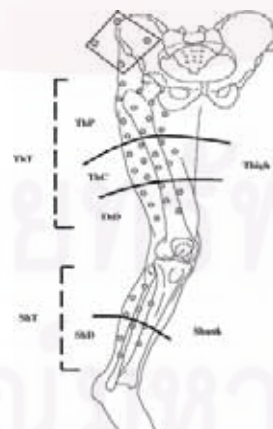
Adrea Giovanni Cutti [5] ได้วิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่ข้อต่อกระดูกต้นขากับกระดูกหน้าแข้ง และข้อต่อกระดูกต้นขากับกระดูกสะบ้า โดยใช้เทคนิคการวัดการเคลื่อนไหวของกระดูกโดยตรงด้วยการฝังหมุด (Intracortical Pins) ดังรูปที่ 2.21 ลงไปในร่างกายศพเพื่อใช้บอกตำแหน่ง จากนั้นทำการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าใน 3 มิติ ได้ผลว่ามุมของการงอเข่าในช่วงที่สันเท้าแตะพื้นอยู่ในช่วง 0 – 10 องศา และจะเพิ่มเป็น 15 – 20 องศาเมื่อก้าวขาไปในช่วง 15 – 20 % ในหนึ่งรอบการเดิน แล้วกลับเป็นมุม 0 องศาเมื่อหยุดขาตรง



รูปที่ 2.20 เครื่องซีอาร์มฟลูออโรสโคป



รูปที่ 2.21 ตัวอย่างของ Intracortical Pins ที่ใช้ในการศึกษาการเคลื่อนไหว



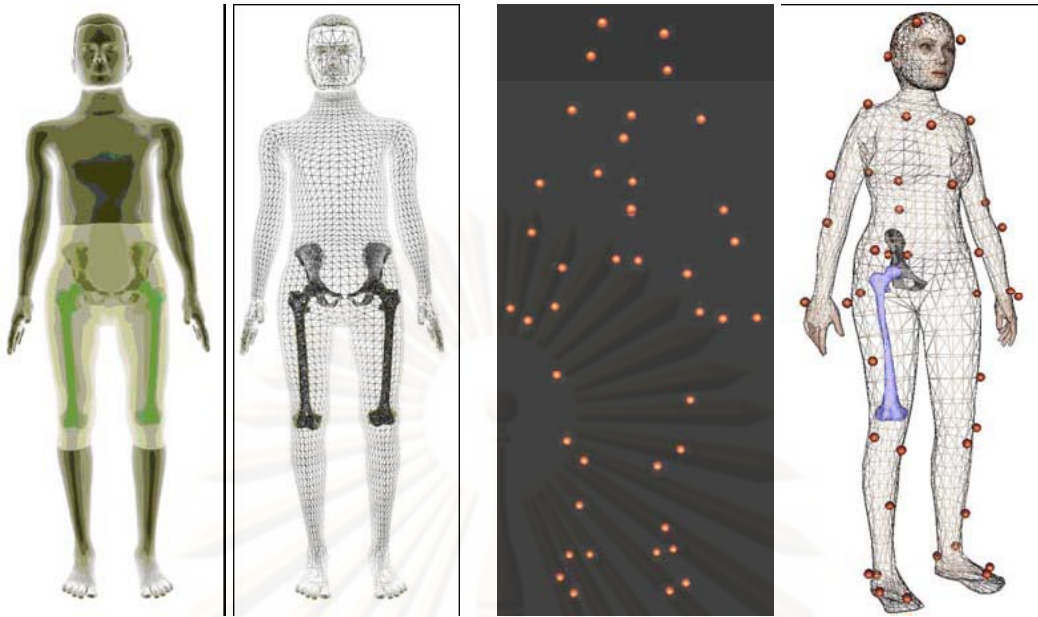
รูปที่ 2.22 ตำแหน่งการติด Skin Marker (จุดวงกลม) บนขาที่นอนบนและล่าง

Rita Stagni [11] วิเคราะห์ผลของการเลื่อนของชั้นกล้ามเนื้อและผิวหนัง โดยใช้ข้อมูลจากกล้องฟลูออโรสโคปแบบสามมิติและการใช้ Stereophotogrammetry ศึกษากับผู้ป่วยที่ทำการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียมจำนวน 2 คน พบว่าที่บริเวณต้นขาจะมีผลของการเลื่อนของชั้นกล้ามเนื้อทำให้การใช้ Skin Marker ดังรูปที่ 2.22 มีความคลาดเคลื่อน ในกรณีที่วัดมุมการงอของข้อเข่านั้น ค่าความคลาดเคลื่อนยังอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้ แต่เมื่อวัดการบิดหมุนรอบแกนและการบิดออกด้านข้างพบว่ามีค่าคลาดเคลื่อนสูงมากจนไม่สามารถนำมาใช้อธิบายหรือวิเคราะห์การเดินได้

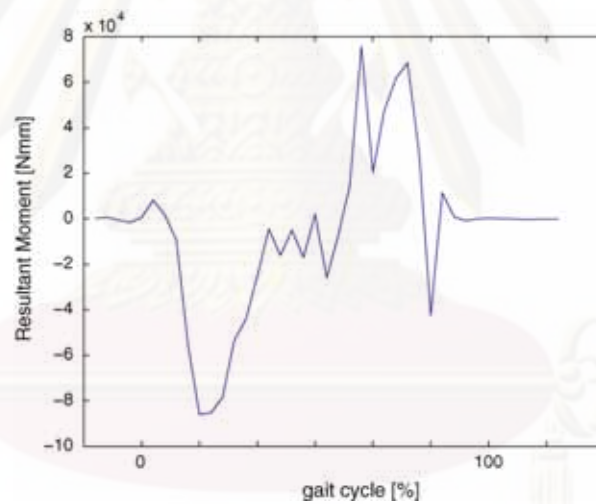
V.M. Pomeroy [12] พยายามเปรียบเทียบการใช้เครื่องวัดมุม (Electro-goniometer) กับซอฟต์แวร์วิเคราะห์การเคลื่อนไหว โดยเก็บข้อมูลการเดินบนพื้นราบเป็นระยะทาง 4.5 เมตร ค่าอัตราเร็วเชิงมุมของการงอที่ได้จากเครื่องวัดมุมและจากการใช้กล้องวิเคราะห์เป็น 223 องศาต่อวินาทีและ 237 องศาต่อวินาที ตามลำดับ

Lydia Yahia-Cherif [13] ต้องการนำเสนอวิธีการศึกษาข้อสะโพก ได้ทำการบันทึกการเคลื่อนไหวของสะโพกด้วยวิธี Dynamics MRI ร่วมกับวิธี Optical Motion Capture Systems โดยเริ่มต้นจาก Static MRI แล้วบันทึกการเคลื่อนไหวด้วย Motion Capture Systems ด้วย Skin Marker และพยายามเลือกตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์ให้ดีที่สุด ซึ่งมีปัญหาจาก Skin Artifacts เช่นกัน แต่ผู้วิจัยได้ใช้เทคนิคการอ้างอิงตำแหน่งจากภาพ MRI เข้ามาช่วย ทำให้ได้ผลการจำลองโมเดลและกระดูกภายในร่างกายตามที่ต้องการ ดังรูปที่ 2.23

Monika Silvia Zihlmann [7] ทำการศึกษาเบื้องต้นเพื่อหา kinematics และ kinetics ใน 3 มิติของผู้ที่ได้ทำการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม (Fixed Bearing, BalanSys™) ไปแล้วด้วยกล้องวิดีโอฟลูออโรสโคปและกล้องวิดีโอจาก Vicon Motion Analysis และใช้ Force Plate ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้สำหรับหาแรงปฏิกิริยาที่กระทำกับเท้ามาใช้ในการตรวจสอบค่าแรงที่เกิดขึ้นจริงที่บริเวณข้อเข่า โดยทำการเก็บข้อมูลไปพร้อมกัน แล้วนำผลการวิเคราะห์มาเปรียบเทียบกับค่าแรงที่เกิดขึ้นจริง แล้วนำค่าแรงลัพธ์ที่ได้ไปคำนวณหาค่าโมเมนต์ลัพธ์ โดยให้ผู้ป่วยเดินไปบนพื้นราบ แล้วได้ผลดังแสดงในรูปที่ 2.24

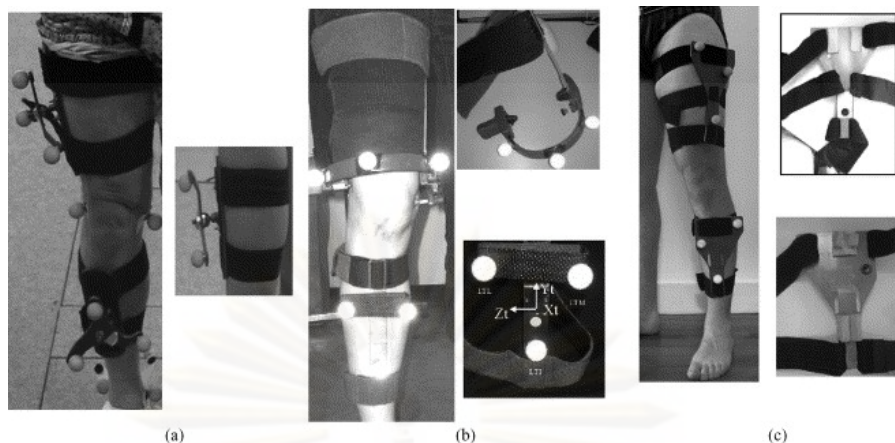


รูปที่ 2.23 ผลการจำลองโมเดลโดยใช้ Motion Capture Systems



รูปที่ 2.24 ค่าโมเมนต์ลัพธ์ที่ข้อเท้าในระหว่างการเดิน 1 รอบ

ศูนย์วิจัยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 2.25 การติด Marker วิธีที่ 1(a), วิธีที่ 2(b) และวิธีที่ 3(c)

Ingrid Sudhoff [14] เปรียบเทียบวิธีการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า จากวิธีการติด Skin Marker 3 วิธี ดังรูปที่ 2.25 โดยเปลี่ยนตำแหน่งการติด Skin Marker ไปยังตำแหน่งต่างๆกัน ให้ผู้ถูกทดลองเดินไปจำนวน 50 รอบของการเดิน แล้วหาตำแหน่งด้วย X-ray Imaging System EOS<sup>®</sup> ส่วนมุมมองของเข่าใช้ Goniometer ในการวัด ผลที่ได้มีความคลาดเคลื่อนประมาณ  $\pm 1$  ของค่า standard deviation (อยู่ในระดับเซนติเมตร)

Catia Miyuki Kawamura [15] เปรียบเทียบข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้จากการสังเกตด้วยตาเปล่ากับการวิเคราะห์การเดินใน 3 มิติ พบว่ามีค่าใกล้เคียงกันในส่วนของการงอและยืดขา ในการสังเกตมุมมองนั้นสามารถนำข้อมูลจากวิธีนี้ไปใช้แทนข้อมูลที่ได้จากวิธีในการวิเคราะห์การเดินใน 3 มิติ แต่ข้อมูลอื่นที่ละเอียดจำเป็นต้องใช้วิธีการเพิ่มเติมอีก

## 2.5 ประวัติวรรณกรรม (Literature Review) ของงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การเดิน (Principle of Gait Analysis)

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวโดยการใช้อัลตร้าซาวด์ เริ่มมีขึ้นในช่วงปี 1880 โดยเริ่มจากการศึกษาการเดินของสัตว์สี่เท้า ต่อมาเทคโนโลยีได้พัฒนาความไวในการถ่ายภาพที่เคลื่อนไหวไป ด้วยความเร็วสูงได้ โดยสามารถถ่ายภาพได้ด้วยอัตรา 1000 เฟรมต่อวินาที (เมื่อเทียบกับกล้องวิดีโอปกติคือ 25 ภาพต่อวินาที) จากนั้นเมื่อฉายภาพอย่างช้าลงจะทำให้สายตาของคนสังเกตเห็นรายละเอียดได้ โดยดูตามคนสามารถเห็นรายละเอียดของภาพได้ทั้งหมด เมื่อภาพมีความเร็วในการเปลี่ยนเฟรมไม่เกิน 0.1 วินาที (10 ภาพต่อวินาที)

การนำภาพที่ได้ไปแปลงเป็นตัวเลขที่ต้องการเป็นลำดับถัดไปในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว การวิเคราะห์สามารถทำได้หลากหลายขึ้นอยู่กับจุดประสงค์ที่ต้องการ ตัวอย่างเช่น หากต้องการรู้เกี่ยวกับลักษณะช่วงของการวิ่งของม้า โดยวิเคราะห์บนภาพระหว่างช่วงที่เท้าแตะพื้น จนกระทั่งถึงช่วงที่เท้าข้างเดิมนั้นแตะพื้นอีกครั้ง และเปรียบเทียบกับจุดอ้างอิงที่ทราบระยะที่แท้จริง ก็จะสามารถหาช่วงการก้าวขาของม้าได้ ในกรณีที่กล้องมีนาฬิกาจับเวลาหรือว่าทราบช่วงเวลาในการบันทึกภาพแต่ละเฟรมแล้ว จะสามารถคำนวณหาระยะเวลาในการก้าวขาได้ด้วย จากที่กล่าวข้างต้น ความถี่และความเร็วในการก้าวขาก็สามารถจะคำนวณหาได้

मुखของข้อต่อ การเคลื่อนไหวในแนวตั้งของส่วนต่างๆก็สามารถหาได้โดยใช้ความสัมพันธ์ของตำแหน่งของระยางค์เหล่านั้น ในความเป็นจริงแล้วขึ้นอยู่กับว่ามุมของกล้องที่ใช้บันทึกและตำแหน่งอ้างอิง ซึ่งสามารถวิเคราะห์การเคลื่อนไหวใดๆได้ไม่จำกัด ยิ่งหากว่ามีแท่นที่ใช้ในการวัดแรง (Force Plate) ประกอบการวิเคราะห์เส้นแนวแรง จากรูปที่ 2.26 ซึ่งเส้นแนวแรงที่พุ่งออกนอก

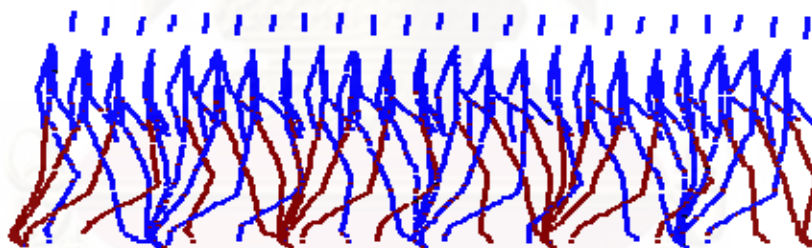


รูปที่ 2.26 การวิเคราะห์เส้นแนวแรงปฏิบัติการจากตำแหน่ง Marker

บริเวณขามีผลให้ลักษณะการเดินผิดปกติไปได้ เมื่อนำค่าแรงที่ได้มาวิเคราะห์เพิ่มเติมจะทำให้ได้ชุดข้อมูลตัวแปรเพิ่มขึ้นอีกคือจะได้ทั้งลักษณะของการเคลื่อนไหว (Kinematics) และแรงที่เกิดขึ้นในระหว่างการวิ่งได้อีกด้วย (Kinetics)

ถึงแม้ว่าการวิเคราะห์การเดินในรูปแบบต่างๆทำให้สามารถทราบค่าจำนวน, ความเร็ว, ความสูง, ระยะทางและได้คำตอบสำหรับคำถามอื่นๆอีกมากมาย แต่สิ่งที่จำเป็นต้องใช้ในการวิเคราะห์คือระยะเวลาในการเก็บข้อมูลและขั้นตอนการวิเคราะห์ที่ยุ่งยากซับซ้อน เช่น การแปลงค่าตำแหน่งทางกายภาพไปเป็นตำแหน่งพิกัดที่ใช้อ้างอิงแล้วแก้สมการหาค่าตัวแปรต่างๆ ในปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีทางคอมพิวเตอร์มาช่วยทดแทนการคำนวณด้วยมือทำให้สามารถแก้ปัญหาสมการการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนได้อย่างรวดเร็วแล้วแสดงผลการเคลื่อนไหวในรูปแบบของตาราง กราฟ แผนภูมิ และการเคลื่อนไหวของเส้นโครงร่างของโมเดล ดังรูปที่ 2.27

การวิเคราะห์การเดินนั้น สิ่งสำคัญอีกสิ่งหนึ่งคือการทำหนดลักษณะและท่าทางของการเดินให้ชัดเจน เพื่อให้ได้ผลการวิเคราะห์ที่ถูกต้องสอดคล้องกันกับท่าทางของการเดินในขณะนั้น ซึ่งสามารถสรุปรวมท่าทางของการเดินใน 1 รอบ ได้ดังตารางที่ 2.4



รูปที่ 2.27 ตำแหน่งการเคลื่อนไหวของเส้นโครงร่างโมเดล



ตารางที่ 2.4 สรุปลักษณะการวิเคราะห์การเดินใน 1 รอบ

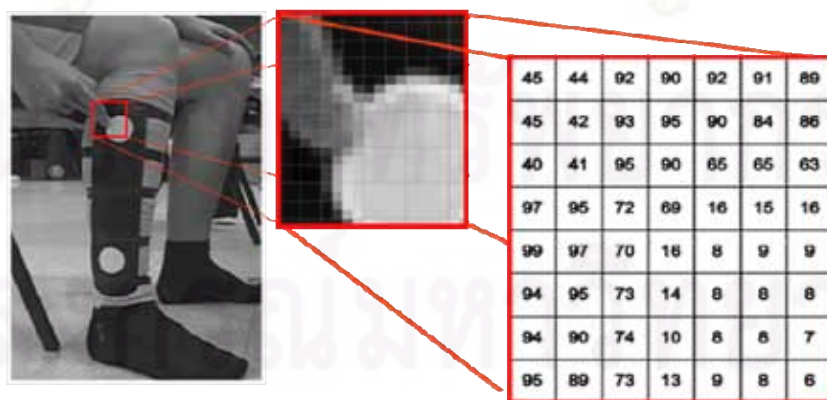
	%	EVENTS	LOWER LIMB	KNEE JOINT	ANKLE JOINT	SUBTALAR JOINT	MIDTARSAL JOINT
STANCE		I.C. ↗ foot flat	medial rotation	flexion	plantar flexion	pronation	free motion
	20	midstance	lateral rotation	extension	dorsi-flexion	supination	restricted
	40	heel rise		flexion			
	60	toe-off	medial rotation	extension	dorsi-flexion		
100	I.C. ↘						

## 2.6 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการประมวลผลภาพ (Image Processing)

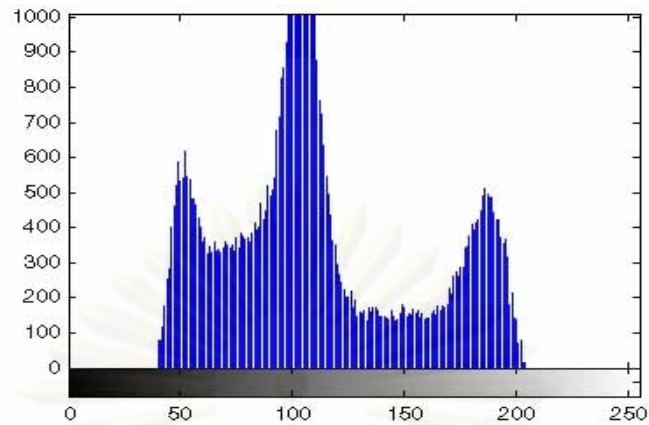
การจะเข้าใจวิธีการประมวลผลทางภาพในลำดับแรกต้องศึกษาหลักการการมองภาพในรูปแบบคอมพิวเตอร์ก่อน ระบบการเก็บข้อมูลของรูปภาพโดยคอมพิวเตอร์นั้นเมื่อได้รับภาพมาแล้วจะทำการเก็บข้อมูลของภาพในรูปของเมทริกซ์ หากเป็นภาพโทนขาวดำ (Grayscale) แต่ละจุดของภาพจะถูกแทนที่ด้วยตัวเลขที่บอกถึงค่าระดับความเข้มแสงตั้งแต่ 0-255 ดังรูปที่ 2.28

จะเห็นได้ว่าในภาพโทนสีเทาแต่ละจุดจะถูกแทนค่าด้วยตัวเลข ซึ่งตัวเลขเหล่านี้มีค่าตั้งแต่ 0,1,2,3, . . .,255 แต่ถ้าหากเป็นภาพขาวดำจะใช้ตัวเลขแค่เพียงสองตัวเท่านั้น ภาพขาวดำหนึ่งจุดในภาพจะใช้พื้นที่เก็บข้อมูลเพียง 1 บิต แต่ถ้าเป็นภาพในโทนสีเทานั้น ใน 1 จุด จะใช้พื้นที่ในการเก็บข้อมูล 8 บิต เพราะค่าระดับสี 255 เมื่อเปลี่ยนเป็นเลขฐานสองแล้วจะได้ 8 บิตนั่นเอง การแก้ไขรายละเอียดของภาพสามารถทำได้โดยปรับค่าตัวเลขไปเป็นค่าระหว่าง 0 ถึง 255 ตามที่ต้องการ

การปรับปรุงคุณภาพของภาพ (Image Enhancement) แบ่งออกตามประเภทของการประมวลผลได้ 4 ลักษณะใหญ่ ๆ คือ Pixel-based เป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยกระทำที่ละจุด ๆ บนภาพจนกระทั่งครบทุกจุด เช่น การกระทำทางพีชคณิต การกระทำเชิงตรรก หรือ เรขาคณิต เป็นต้น Histogram-based เป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยกระทำบนฮิสโตแกรมของภาพที่ต้องการปรับปรุงคุณภาพนั้น ดังรูปที่ 2.29 ซึ่งภาพที่มีการกระจายตัวของสีอยู่บริเวณกึ่งกลาง Spatial-filtering-based เป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยใช้วิธีการทำ Spatial Convolution ที่จุดภาพโดยตรง Frequency-based เป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยกระทำในระดัความถี่ หรือ Frequency Domain โดยใช้การแปลงแบบฟูเรียร์



รูปที่ 2.28 ตัวเลขที่บอกถึงค่าสีในภาพแบบโทนขาวดำ



รูปที่ 2.29 ฮิสโตแกรมของภาพ

การตรวจจับภาพด้วยหลักการพื้นฐานมี 3 แบบคือ การหาจุด, การหาเส้น และการหาขอบของภาพ ตัวอย่างเช่น กรณีของเฟรม 3x3 ด้านล่างเป็นการคำนวณผลรวมของการคูณระดับความเข้มแสงของภาพ ( $z$ ) กับค่าสัมประสิทธิ์ในตาราง ( $w$ ) แล้วได้ผลลัพธ์เป็นค่า  $R$  ดังสมการ

$$R = \sum_{i=1}^9 w_i z_i$$

โดยที่  $i = 1, 2, 3, \dots, 9$

$w_1$	$w_2$	$w_3$
$w_4$	$w_5$	$w_6$
$w_7$	$w_8$	$w_9$

การหาจุดของภาพ จะสามารถทำได้โดยตรง กล่าวคือเมื่อค่า  $R$  มีค่ามากกว่าค่า Threshold ที่เรากำหนด จะได้ผลลัพธ์ว่าจุดที่อยู่ตรงกลางของเมตริกซ์ 3x3 นั้นเป็นจุดที่ตรวจจับออกมาได้

-1	-1	-1
-1	8	-1
-1	-1	-1

การหาเส้นของภาพทำได้โดยเปรียบเทียบเฟรม 3x3 ด้านล่างกับภาพ สามารถทำได้ทั้ง การตรวจจับเส้นตรงในแนวดิ่ง แนวระดับ และเส้นเอียงทำมุมใดๆกับแนวระดับของภาพ ดังแสดง ในรูปที่ 2.30

-1	2	-1	-1	-1	-1	-1	-1	2	2	-1	-1
-1	2	-1	2	2	2	-1	2	-1	-1	2	-1
-1	2	-1	-1	-1	-1	2	-1	-1	-1	-1	2
แนวดิ่ง			แนวระดับ			แนวเอียง 45°			แนวเอียง -45°		

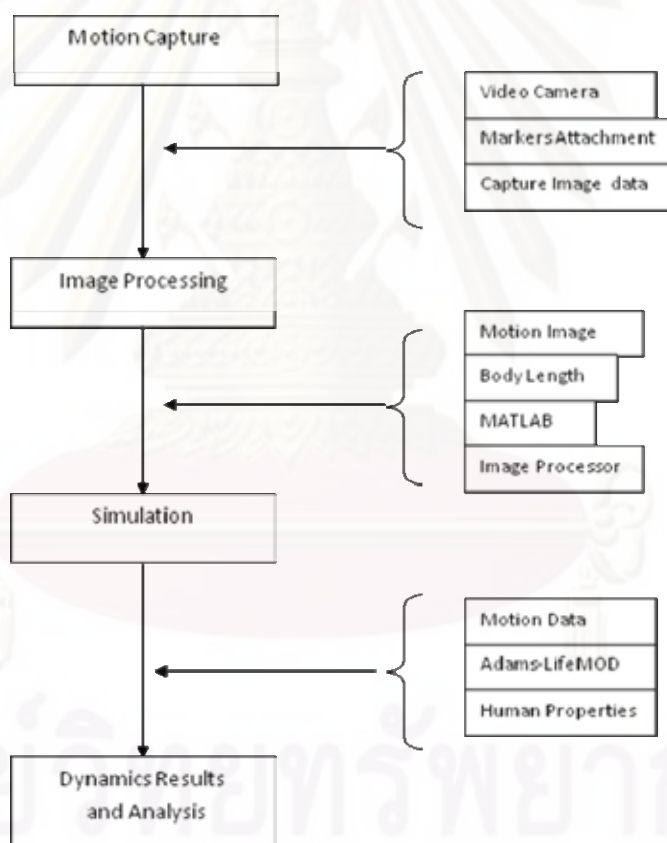
รูปที่ 2.30 เฟรมที่ใช้ในการหาเส้นขอบ

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

### บทที่ 3

#### ผลการทดลองศึกษาและเก็บข้อมูลเบื้องต้น

งานวิจัยนี้ต้องการหาพลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์ เพื่อนำไปใช้ออกแบบข้อเข่าเทียม โดยซอฟต์แวร์ที่จะใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมนั้น จำเป็นต้องใช้ข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่ามนุษย์ เพื่อให้ได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ดีที่สุด ผู้วิจัยจึงได้แบ่งการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 4 ส่วน ได้แก่ การทดลองศึกษาและเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า (Preliminary Motion Capture) การพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าและการทดสอบ การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวจริง และการนำข้อมูลไปจำลองการเคลื่อนไหวเพื่อวิเคราะห์พลศาสตร์ด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LIFEMOD โดยมีลำดับการดำเนินงานวิจัยดังที่แสดงไว้ในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ลำดับการดำเนินงานวิจัย

ผู้วิจัยได้ทดลองศึกษาความเป็นไปได้ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว ในเบื้องต้นได้ทำการศึกษาไว้จำนวน 2 วิธี วิธีแรกคือทดลองเก็บข้อมูลการติดมาร์กเกอร์ที่ผิวหนัง (Skin Marker) แล้วใช้กล้องวิดีโอช่วยบันทึกการเคลื่อนไหว (Motion Capture) เป็นการบันทึกการเคลื่อนไหวของโมเดลด้วยกล้องวิดีโอคุณภาพสูงเพื่อให้ได้ภาพข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ชัดเจน ในลำดับแรก ผู้วิจัยได้ศึกษาวิธีการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวจาก Vicon ซึ่งเป็นผู้ผลิตอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกาย จากนั้นผู้วิจัยได้ทดลองเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวเองโดยใช้ชุดเครื่องมือ Motion Capture Systems ภายในคณะวิศวกรรมศาสตร์

วิธีที่สองคือการทดลองเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวโดยใช้เครื่องฟลูออโรสโคป แล้วนำข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่ได้ไปทำการวิเคราะห์และจำลองการเคลื่อนไหวด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LIFEMOD เมื่อจำลองการเคลื่อนไหวครบสมบูรณ์ จะสามารถหาข้อมูลคิเนเมติกส์และไดเนติกส์ของข้อเข่ามนุษย์ได้ ในท้ายที่สุดแล้วการทดลองเก็บข้อมูลด้วยเครื่องฟลูออโรสโคปยังคงมีปัญหาข้อจำกัดต่าง ๆ ผู้วิจัยจึงจำเป็นต้องเลือกใช้วิธีที่มีความสะดวกและเหมาะสมที่สุด และมีค่าใช้จ่ายในการวิจัยในราคาถูก คือการติดมาร์กเกอร์ที่ผิวหนัง โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

### 3.1 การทดลองศึกษาและเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าโดยใช้เครื่องมือและอุปกรณ์จากห้องปฏิบัติการวิจัยทางการยศาสตร์

ในการทดลองหาข้อมูลการเคลื่อนไหวได้ใช้เครื่องมือและอุปกรณ์จากห้องปฏิบัติการวิจัยทางการยศาสตร์ของภาควิชาอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มีเครื่องมือและอุปกรณ์ที่สำคัญคือกล้องวิดีโอที่ใช้ในการถ่ายภาพการเคลื่อนไหวของร่างกายจำนวน 1 ชุด เครื่องเล่นวิดีโอที่บันทึกข้อมูลในรูปแบบวิดีโอเทป และคอมพิวเตอร์ที่ประกอบด้วยซอฟต์แวร์ Peak Motus ช่วยในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของโมเดล ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 ชุดเครื่องมือที่ใช้ในการทำ Motion Capture มีกล้อง (ซ้าย) และเครื่องวิดีโอ (ขวา)



รูปที่ 3.3 ลักษณะของ Marker ที่นำมาใช้ประกอบด้วยปุ่มและสายรัดด้านหลัง

การติดมาร์กเกอร์ที่มีสายรัด ทำได้โดยนำสายรัดไปสวมไว้ที่บริเวณข้อต่อ และส่วนของร่างกายในบริเวณที่ต้องการหาตำแหน่งการเคลื่อนไหว ลักษณะของมาร์กเกอร์ที่นำมาใช้เป็นดังรูปที่ 3.3 ซึ่งก้อนทรงกลมสีขาวนี้เป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติสะท้อนแสง ในการใช้ซอฟต์แวร์เพื่อหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวจะต้องทำตรวจจับการเคลื่อนไหวของก้อนทรงกลมนี้ ดังนั้นทรงกลมที่มีขนาดใหญ่และสะท้อนแสงได้ดีจะมองเห็นได้ดีและทำการตรวจจับหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ได้ง่าย แต่ขนาดที่ใหญ่เกินไปจะมีผลต่อความแม่นยำในการระบุตำแหน่งด้วยคอมพิวเตอร์ มาร์กเกอร์นี้สามารถนำมาติดได้โดยไม่จำกัดจำนวน แต่อย่างไรก็ตามจำนวนมาร์กเกอร์ที่มากขึ้นจะทำให้ต้องใช้เวลาในการหาตรวจจับตำแหน่งของมาร์กเกอร์มากขึ้นตามไปด้วย ดังนั้นจึงควรเลือกใช้ขนาดและจำนวนมาร์กเกอร์ที่ติดไปบนร่างกายให้เหมาะสม จากรูปที่ 3.4 เป็นการเลือกติดมาร์กเกอร์เฉพาะส่วนที่จำเป็นต่อการนำไปใช้ในการหาข้อมูลการเคลื่อนไหว โดยเลือกเก็บตำแหน่งการเคลื่อนไหวเป็นจำนวน 11 จุด

ศูนย์วิทยทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



1. ด้านบนของปลายเท้าข้างขวา
2. ด้านในของสันเท้าข้างขวา
3. ด้านในของข้อเท้าข้างขวา
4. ด้านในของข้อเข่าข้างขวา
5. ด้านข้างของสะโพกฝั่งขวา
6. ด้านบนของปลายเท้าข้างซ้าย
7. ด้านหลังของสันเท้าข้างซ้าย
8. ด้านนอกของข้อเท้าข้างซ้าย
9. ด้านนอกของข้อเข่าข้างซ้าย
10. ด้านนอกของสะโพกฝั่งซ้าย
11. กึ่งกลางลำตัว

รูปที่ 3.4 ตำแหน่งที่ได้ทำการติดมาร์กเกอร์และรายละเอียดของแต่ละตำแหน่ง



ขั้นตอนการเก็บข้อมูลและหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวของโมเดล

1. กำหนดตำแหน่งที่ต้องการจะติดมาร์กเกอร์ในที่มี 11 ตำแหน่ง ดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น
2. ติดมาร์กเกอร์โดยติดมาร์กเกอร์แบบจุดไปที่ลำตัว ใช้มาร์กเกอร์ที่มีสายรัด นำไปรัดไว้ที่บริเวณข้อเข่า และสวมรองเท้าที่มีมาร์กเกอร์ติดอยู่ ดังรูปที่ 3.4
3. ติดตั้งกล้องและเครื่องบันทึกวิดีโอ ควบคุมปริมาณแสงในห้อง ปรับระดับแสงที่ผ่านเข้าไปในเลนส์กล้องให้สามารถเห็นมาร์กเกอร์ได้ชัดเจนที่สุด
4. บันทึกภาพแท่งเหล็กขนาด 1 เมตรเพื่อนำไปใช้อ้างอิงขนาดของภาพเทียบกับระยะที่แท้จริง
5. บันทึกการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอที่ความถี่ปกติกของกล้อง คือ 25 เฟรม/วินาที ซึ่งเป็นความไวเพียงพอต่อการจับภาพเคลื่อนไหวได้
6. นำข้อมูลเข้าคอมพิวเตอร์เพื่อแปลงภาพที่ได้ไปเป็นตำแหน่งของมาร์กเกอร์ในเวลาต่าง ๆ (Digitization)
7. ประมวลผลเพื่อหาตำแหน่งที่เปลี่ยนไปตำแหน่งของมาร์กเกอร์แต่ละอันในเวลาต่าง ๆ ซึ่งจะได้ชุดข้อมูลดังตารางที่ 3.1

ศูนย์วิทยทรัพยากร

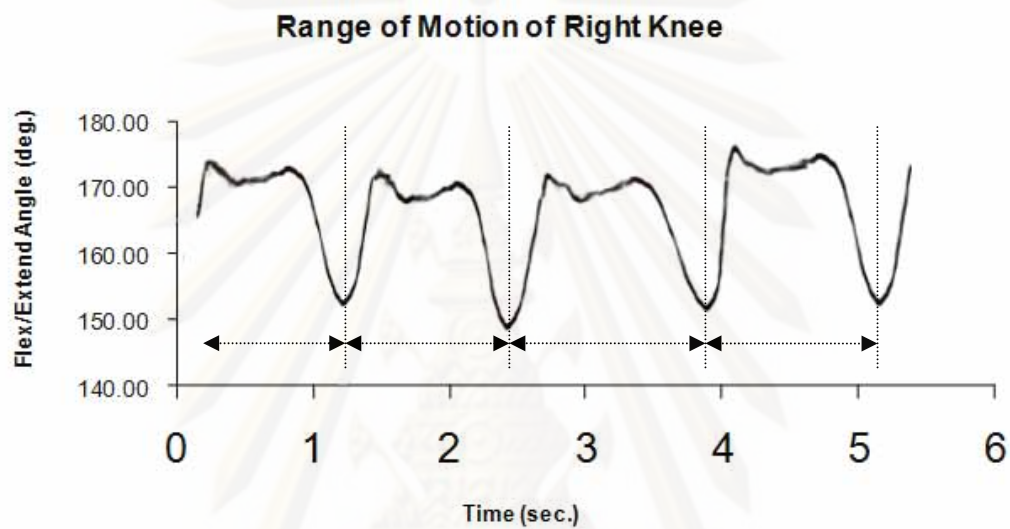
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 3.1 ตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่เปลี่ยนไปในช่วงเวลา 0 – 0.06 วินาที

[MOTION_DATA]				[MOTION_DATA]			
No.	Time(sec)	x (mm)	y (mm)	No.	Time(sec)	x (mm)	y (mm)
1	0.00	137.01	743.97	1	0.08	535.84	740.26
2	0.00	103.80	502.70	2	0.08	509.13	497.92
3	0.00	109.30	439.94	3	0.08	513.53	429.70
4	0.00	128.65	177.91	4	0.08	525.65	179.47
5	0.00	135.62	139.11	5	0.08	535.20	142.96
6	0.00	82.38	144.10	6	0.08	481.50	144.33
7	0.00	103.06	504.69	7	0.08	501.63	505.39
8	0.00	106.39	446.61	8	0.08	504.94	446.25
9	0.00	136.87	123.03	9	0.08	526.31	165.41
10	0.00	141.55	110.63	10	0.08	535.28	122.21
11	0.00	87.51	91.27	11	0.08	481.73	93.93
1	0.04	137.01	743.97	1	0.12	534.83	739.03
2	0.04	103.80	502.70	2	0.12	515.10	494.13
3	0.04	109.30	439.94	3	0.12	518.75	424.03
4	0.04	128.65	177.91	4	0.12	525.98	187.33
5	0.04	135.62	139.11	5	0.12	534.91	142.68
6	0.04	82.38	144.10	6	0.12	480.01	141.98
7	0.04	103.06	504.69	7	0.12	500.16	506.45
8	0.04	106.39	446.61	8	0.12	503.05	446.84
9	0.04	136.87	123.03	9	0.12	518.74	176.23
10	0.04	141.55	110.63	10	0.12	527.95	123.62
11	0.04	87.51	91.27	11	0.12	474.60	98.41

จากตารางที่ 3.1 เป็นการทดลองหาตำแหน่งที่เปลี่ยนแปลงไปของมาร์กเกอร์ที่ได้มาจากการเก็บข้อมูล โดยได้แสดงตำแหน่งการเคลื่อนไหวตามเวลาที่เปลี่ยนแปลงไปในทุก 0.04 วินาที (จากการบันทึกภาพจำนวน 25 ภาพต่อวินาที) และใช้การระบุตำแหน่งใน 2 มิติ คือ ระบบพิกัด x และ y ในหน่วยมิลลิเมตร โดยที่แกน x ชี้ไปทางด้านหน้าตามทิศทางการเคลื่อนไหวมีค่าเป็นบวก แต่แกน y ชี้กลับลงทางด้านล่างมีค่าเป็นบวก ซึ่งจะต้องนำไปกลับค่าอีกครั้งหนึ่ง

เมื่อนำข้อมูลที่ได้ไปพลอตกราฟเพื่อดูผลทางคิเนมาติกส์เบื้องต้น เช่น มุมการงอของข้อเข้าข้างขวาตลอดระหว่างการเดิน ได้ผลดังรูปที่ 3.5 (กำหนดให้มุมที่เข่างอพับสุดเป็น 0 องศา และเหยียดขาตรงเป็น 180 องศา) จากรูปพบว่ามุมงอมีการค่ามากที่สุด 176 องศาและน้อยสุด 142 องศา และจะเห็นได้ว่าการเดินเป็นจำนวน 4 รอบ โดยแต่ละรอบใช้เวลาประมาณ 1.3 วินาที โดยข้อมูลที่ได้นี้สามารถนำไปจำลองและวิเคราะห์ห้อย่างละเอียดเพื่อหาพารามิเตอร์อื่นทางพลศาสตร์ ด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD ในลำดับต่อไป



รูปที่ 3.5 มุมของการยืดและงอขาของข้อเข่าระหว่างการเดินในช่วงเวลา 5 วินาที

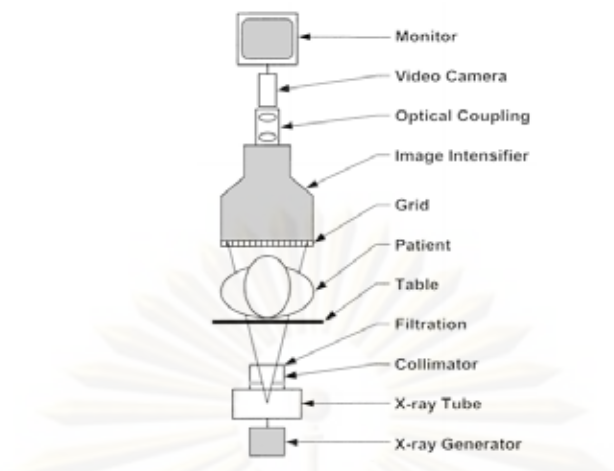
### 3.2 การทดลองหาการเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยกล้องฟลูออโรสโคป (Motion Capture by Fluoroscopy)

จากงานวิจัย พบว่า วิธีที่ให้ความแม่นยำสูงที่สุดในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของกระดูกข้อเข่าคือ การใช้เครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคป ผู้วิจัยได้ทดลองศึกษาเครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคปของภาควิชาออร์โธปิดิกส์คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์ Mobile C-Arm Unit รุ่น BV Libra ขนาดความกว้างของจอรับภาพ 9" ดังรูปที่ 3.6 เครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคปนี้สามารถฉายภาพออกมาเป็นภาพการเคลื่อนไหวของกระดูกโดยตรงได้อย่างชัดเจน ไม่ต้องกังวลถึงผลที่เกิดจาก Soft Tissue Artifacts ซึ่งเป็นปัญหาต่อการหาตำแหน่งที่แท้จริงของกระดูก ทำให้ผลการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้มีความแม่นยำสูง โดยมีหลักการทำงานดังรูปที่ 3.7 นอกจากนั้นเครื่องฟลูออโรสโคปนี้ยังมีล้อที่สามารถเคลื่อนไหวได้ยั้งที่ต่าง ๆ ได้เล็กน้อย ทำให้ฉายภาพไปพร้อมกับการเคลื่อนไหวของโมเดลได้

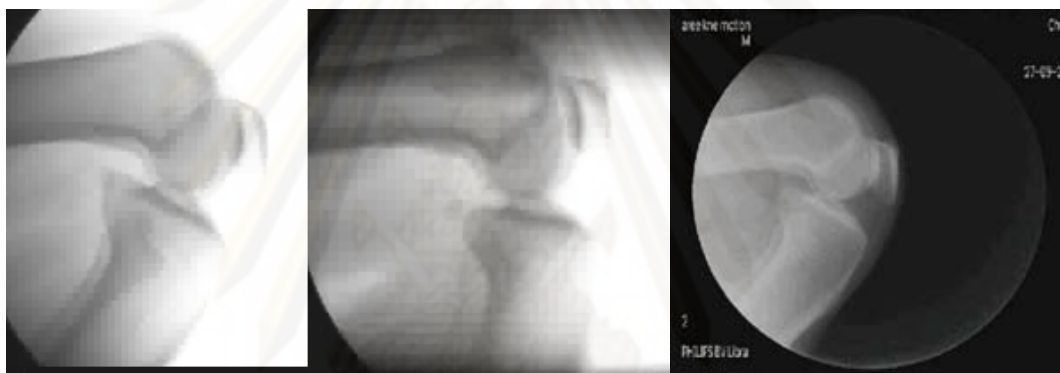
การศึกษากการเคลื่อนไหวของกระดูกที่ข้อเข่าทำได้โดยปรับหมุน C-Arm Unit ให้อยู่ในแนวระดับ แล้วพยายามควบคุมให้บริเวณที่ฉายรังสีอยู่ในช่วงที่อาสาสมัครได้มีการเคลื่อนไหว จากนั้นฉายรังสีเพื่อบันทึกการเคลื่อนไหวของกระดูกในรูปแบบของภาพเคลื่อนไหวด้วยอัตราเร็ว 10 ภาพต่อวินาที จนกระทั่งอาสาสมัครเดินไปครบหนึ่งรอบการเดิน ขณะเดียวกันนั้นก็ให้เครื่องฉายรังสีเคลื่อนไหวตามไปด้วยอัตราเร็วที่เท่ากับที่อาสาสมัครเดิน โดยทั่วไปคนปกติจะเดินไปด้วยอัตราเร็ว 1 เมตรต่อวินาที พยายามจับภาพไปที่บริเวณข้อเข่าให้อยู่ในเฟรมที่สามารถมองเห็นได้ตลอดการ



รูปที่ 3.6 Mobile C-Arm Unit สามารถปรับหมุนและเลื่อนแนวการฉายรังสีได้



รูปที่ 3.7 ขั้นตอนการสร้างภาพของเครื่องฉายรังสีฟลูออโรสโคป

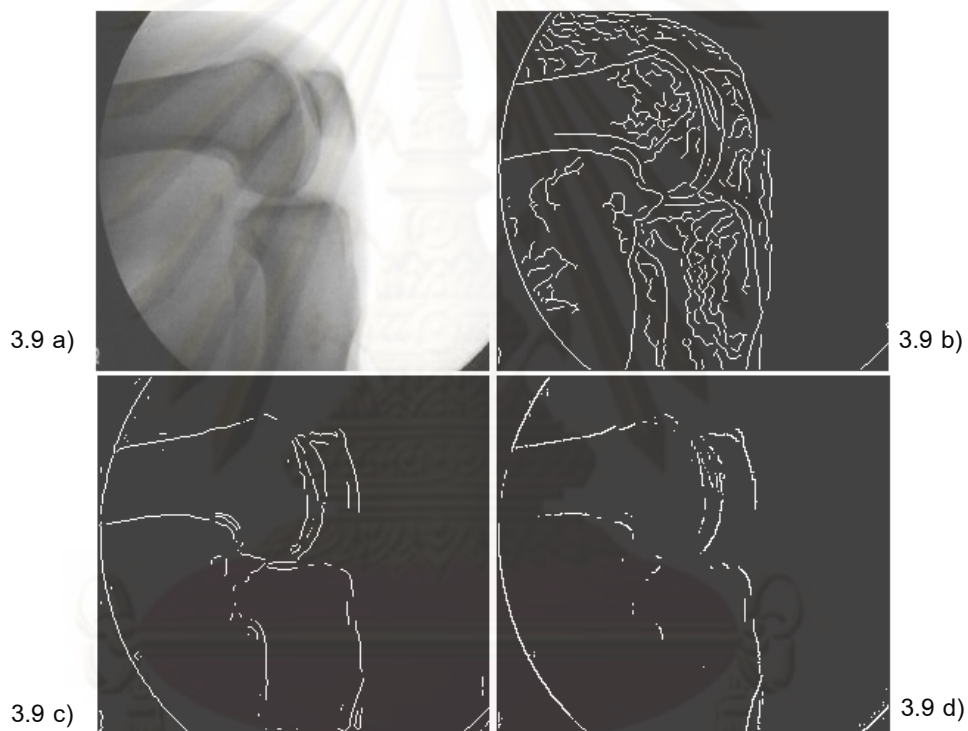


รูปที่ 3.8 ภาพข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่ได้จากการฉายรังสีฟลูออโรสโคป

เคลื่อนไหว ติดตั้งอุปกรณ์เพื่อใช้ในการคาลิเบรท (Calibrate) ให้ภาพที่ได้ไม่บิดเบี้ยวและมีขนาดเท่าขนาดจริง และเมื่อฉายรังสีไปยังข้อเข่าจะได้ภาพดังรูปที่ 3.8

เมื่อนำข้อมูลจากวิดีโอฟลูออโรสโคปไปทำการจำลองการเคลื่อนไหวด้วย ADAMS-LifeMOD พบว่า จะได้เพียงค่าการเคลื่อนทางคิเนมาติกส์เท่านั้น อีกทั้งการเคลื่อนไหวที่ได้เป็นเพียงแค่การงอเข่า ซึ่งยังไม่สามารถตอบสนองต่อสิ่งที่ผู้วิจัยต้องการ คือ ข้อมูลพลศาสตร์ทั้งหมดของข้อเข่า ซึ่งประกอบไปด้วยค่าคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้วิธีการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าด้วยวิธีการใช้กล้องวิดีโอพร้อมกับการติดมาร์กเกอร์ที่ผิวหนัง ซึ่งได้ข้อมูลที่ครบตามที่ต้องการ แม้ว่าวิธีนี้จะไม่ใช่วิธีที่ได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่แม่นยำมากที่สุดก็ตามแต่ก็ยังถือว่าได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ใกล้เคียงกับธรรมชาติมากพอในระดับที่ยอมรับได้

จากการใช้ซอฟต์แวร์ MATLAB ช่วยในการหาขอบของภาพที่ได้จากกล้องฟลูออโรสโคป ได้ผลดังรูปที่ 3.9 และพบว่าตัวกรองแบบ Zerocross ดังรูปที่ 3.9C ให้ภาพชัดเจนมากที่สุด เนื่องจากการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของกระดูกในภาพ ทำให้ไม่สามารถกำหนดตำแหน่งการวิเคราะห์ที่ตายตัวได้ จึงต้องทำการหาตำแหน่งอ้างอิงที่เป็นตำแหน่งเดียวกันกับตำแหน่งเดิมเมื่อภาพมีการเปลี่ยนแปลงไป ดังนั้นจะต้องสร้างเทคนิคที่ใช้ในการหาตำแหน่งอ้างอิงนี้ โดยการสร้างเส้นแนวกึ่งกลางของกระดูกทั้ง 2 ท่อน ดังรูปที่ 3.10 แล้วนำข้อมูลจากการทำประมวลผลภาพไปทำการวิเคราะห์หาคิเนมาติกส์ด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD ในลำดับต่อไป

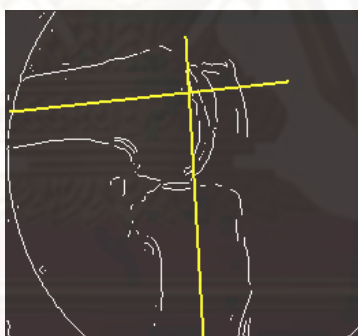


3.9a) ภาพเริ่มต้นที่ได้จากกล้องฟลูออโรสโคป 3.9b) เมื่อใช้ตัวกรองภาพแบบ Canny  
3.9c) เมื่อใช้ตัวกรองภาพแบบ Zerocross และ 3.9d) เมื่อใช้ตัวกรองภาพแบบ Sobel

รูปที่ 3.9 การหาขอบของภาพด้วยวิธีต่างๆ

ข้อมูลการเคลื่อนไหวจากเครื่องฟลูออโรสโคปในที่นี้ เป็นข้อมูลวิถีโอของกระดูกที่ข้อเข้าจากการฉายรังสีซึ่งมีขอบเขตจำกัด ดังรูปที่ 3.8-3.10 ดังนั้นผลการวิเคราะห์จึงต้องเลือกใช้จุดมาร์กเกอร์ที่ใกล้กับบริเวณจุดหมุนของข้อต่อมากพอสมควร และในที่นี้ได้เลือกใช้วิธีกำหนดจุด 2 จุด เพื่ออ้างอิงตำแหน่งของกระดูกในแต่ละท่อน ดังนั้นการจำลองการเคลื่อนไหวนี้จึงมีมาร์กเกอร์เพียง 4 มาร์กเกอร์นำมาใช้ในการอ้างอิงตำแหน่ง เมื่อนำข้อมูลจากวิถีโอฟลูออโรสโคปไปทำการจำลองการเคลื่อนไหวด้วย ADAMS-LifeMOD โดยเริ่มต้นวิเคราะห์จากช่วงที่ข้อเข้าจนเกือบสุด จากนั้นโมเดลเริ่มเหยียดขาตรงออกไปจนกระทั่งกระดูกทั้งสองท่อนเกือบจะท่ามมเป็นแนวเส้นตรง แล้วจึงข้อเข้ากลับไปยังตำแหน่งเริ่มต้น

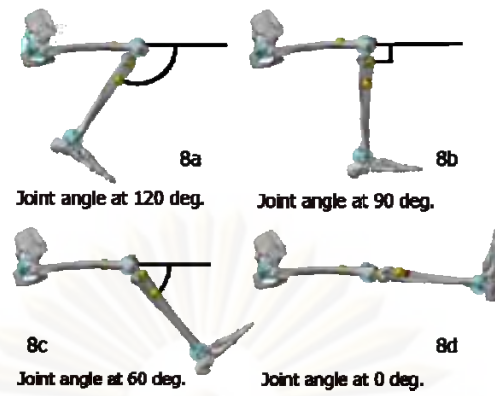
อย่างไรก็ตามข้อมูลที่ได้จากวิธีนี้เป็นข้อมูลของกระดูกเพียง 2 ท่อนซึ่งไม่สามารถวิเคราะห์ระบบเพื่อคำนวณหาแรงกระทำในส่วนต่าง ๆ ได้ ดังนั้นผลการวิเคราะห์จึงมีเพียงข้อมูลทางคินematic เท่านั้น โดยมีภาพที่ได้จากการจำลองการเคลื่อนไหวดังรูปที่ 3.11 และรูปที่ 3.12 การวิเคราะห์จะได้ผลลัพธ์เป็นข้อมูลการเคลื่อนไหว มุมของข้อเข้า อัตราเร็วเชิงมุม และอัตราเร่งเชิงมุม โดยได้แสดงผลการจำลองบางส่วนไว้ดังรูปที่ 3.13 และ 3.14



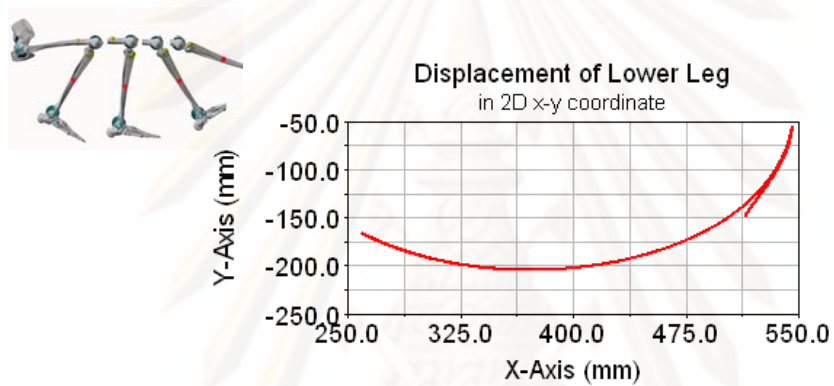
รูปที่ 3.10 การหาเส้นกึ่งกลางเพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงของโมเดล



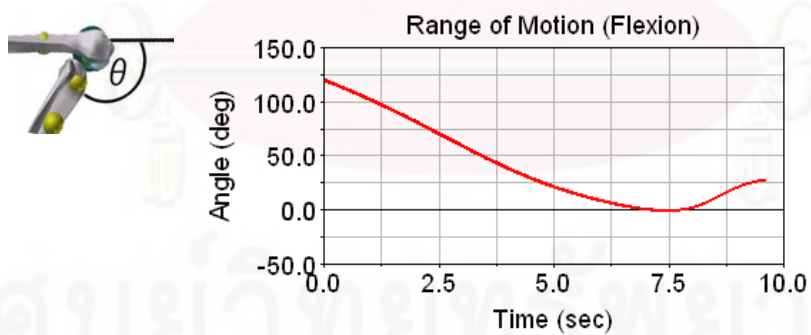
รูปที่ 3.11 มุมมอง ISO ของโมเดลที่จำลองขึ้นขณะที่ยืดข้อเข้าเป็นมุมต่าง ๆ



รูปที่ 3.12 มุมมองด้านข้างของโมเดลที่จำลองขึ้นขณะที่กำลังงอเข้าเป็นมุมต่าง ๆ



รูปที่ 3.13 เส้นทางการเคลื่อนไหวของกระดูกหน้าแข้งที่เคลื่อนไหวไปในระนาบ X-Y



รูปที่ 3.14 การเปลี่ยนแปลงของมุมที่ข้อเท้าในระนาบ X-Y



กล่าวโดยสรุปคือ จากงานวิจัยที่ได้ศึกษามาและการทดลองเก็บข้อมูลจากห้องปฏิบัติการวิจัยทางการแพทย์สามารถสรุปได้ว่า การใช้วิธีติด Skin Marker แล้วใช้ซอฟต์แวร์ Motion Capture Analysis เป็นวิธีที่สะดวกและเหมาะสมที่สุดในการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของคน แต่ยังเป็นวิธีที่ต้องเสียค่าใช้จ่ายสูง เนื่องจากตัวกล้องและซอฟต์แวร์ที่ใช้มีราคาสูงมาก การใช้วิธี X-rays Fluoroscopy ร่วมกับการใช้กล้องแบบธรรมดาบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหวเพื่อหาข้อมูลการเคลื่อนไหวของกระดูกโดยตรง เป็นวิธีที่ให้ข้อมูลทางคิเนมาติกส์ที่แม่นยำที่สุด [9] แต่ยังมีปัญหาเรื่องปริมาณรังสีที่เข้าไปที่ข้อเข่าของอาสาสมัคร นอกจากนั้นปัญหาของช่วงการเก็บข้อมูลที่จำกัดจนไม่สามารถนำไปจำลองการเคลื่อนไหวเพื่อวิเคราะห์ทางคิเนติกส์ได้

ผู้วิจัยจึงต้องเลือกใช้วิธีการติด Skin Marker แล้วทำการเขียนซอฟต์แวร์บน MATLAB เพื่อพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวขึ้นเอง โดยจะทำการพัฒนาระบบการติดมาร์กเกอร์ให้มีความแม่นยำสูงขึ้นและพัฒนาการประมวลผลภาพให้สามารถแปลงข้อมูลภาพไปเป็นข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวของข้อเข่าได้อย่างแม่นยำ เพื่อให้สามารถนำไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วย ADAMS-LifeMOD ได้ โดยวิธีนี้จะเป็นวิธีจะสามารถวิเคราะห์หาพารามิเตอร์ได้ทั้งคิเนมาติกส์และคิเนติกส์ครบถ้วนสมบูรณ์ นอกจากนั้นยังเป็นการพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่มีความเหมาะสมกับการนำมาใช้ในงานวิจัยนี้และยังช่วยลดค่าใช้จ่ายของระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวได้อีกด้วย

ศูนย์วิทยทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 4

### การพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว

จากทฤษฎีและงานวิจัยงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ตลอดจนการทดลองศึกษาวิธีการเก็บข้อมูลเบื้องต้น แสดงให้เห็นว่าการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวและวิเคราะห์ข้อมูลทางพลศาสตร์ของข้อเท้าจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ที่มีราคาสูงและมีความซับซ้อนมาก ผู้วิจัยจึงได้พยายามพัฒนาวิธีการเก็บข้อมูลขึ้นเอง โดยที่ยังคงความถูกต้องและแม่นยำ สามารถลดค่าใช้จ่ายในการวิจัยลงได้ อีกทั้งยังทำได้สะดวก วิธีการเก็บข้อมูลที่ได้พัฒนาขึ้นเองนั้น แบ่งได้เป็นสองส่วนหลักคือ การพัฒนาเทคนิคการติดมาร์กเกอร์ และการพัฒนาเทคนิคการประมวลผลภาพ โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 4.1 การพัฒนาเทคนิคการติดมาร์กเกอร์

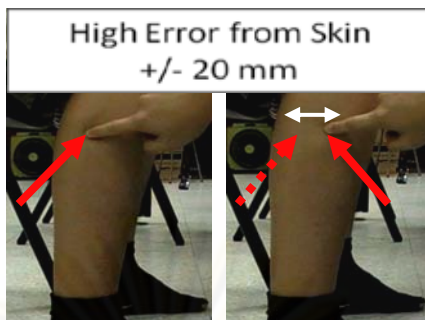
##### 4.1.1 รูปแบบการติดมาร์กเกอร์ที่ได้พัฒนาขึ้น

การระบุตำแหน่งของร่างกายมนุษย์ เป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่ากระดูกเป็นสิ่งที่ใช้ในการอ้างอิงตำแหน่งได้ดีที่สุด เนื่องจากกระดูกเป็นส่วนของร่างกายที่มีขนาดคงที่ ไม่มีเปลี่ยนแปลงไปตามการเคลื่อนไหว อย่างไรก็ตาม การอ้างอิงไปยังตำแหน่งกระดูกทำได้ยาก เนื่องจากร่างกายของมนุษย์มีเนื้อเยื่อและผิวหนังห่อหุ้มอยู่ โดยทั่วไปจึงนิยมอ้างอิงตำแหน่งการเคลื่อนไหวของร่างกายจากผิวหนังภายนอกได้ ซึ่งส่งผลให้ตำแหน่งที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อนอันเนื่องมาจากการเลื่อนของชั้นผิวหนัง ส่วนวัสดุที่ใช้เป็นมาร์กเกอร์นั้นก็มักจะเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติสะท้อนแสงรูปทรงกลม โดยมีอุปกรณ์จับยึดเสริม เช่น เชือกาว สายรัด ชุดเข้ารูป ดังรูปที่ 4.1 ตามลำดับ ปัญหาของมาร์กเกอร์เหล่านี้คือความคลาดเคลื่อนอันเนื่องมาจากการเลื่อนของชั้นผิวหนังและวัสดุซึ่งมีราคาสูง

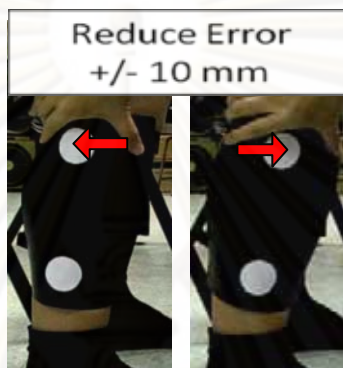
ก่อนที่จะทำการติดมาร์กเกอร์ลงบนผิวหนังเพื่อเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวนั้น สามารถสังเกตผลจากการเลื่อนของชั้นผิวหนังได้ชัดเจนดังรูปที่ 4.2 โดยจากภาพสามารถวัดระยะการเลื่อนตำแหน่งได้มากถึง 3 เซนติเมตร ซึ่งความคลาดเคลื่อนอันเนื่องมาจากการเลื่อนของชั้น



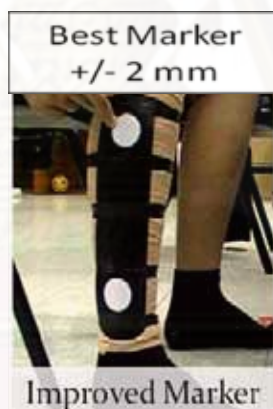
รูปที่ 4.1 อุปกรณ์จับยึดเสริม สายรัด (ซ้าย) ชุดเข้ารูป (ขวา)



รูปที่ 4.2 การเลื่อนของชั้นผิวหนังตามปกติ



รูป 4.3 การติดแผ่นพลาสติกก่อนพร้อมมาร์กเกอร์



รูปที่ 4.4 แผ่นพลาสติกก่อนที่ติดลงบนผ้ายืดพร้อมพันเทปกาวยเสริม

ผิวหนังนี้ถือเป็นปัจจัยสำคัญอันหนึ่งที่ส่งผลต่อความแม่นยำในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว มีงานวิจัยที่พยายามแก้ปัญหาที่อยู่นี้หลากหลายวิธีด้วยกัน แต่โดยสรุปก็ยังมีได้มีผู้ใดกำหนดค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดที่ยอมรับได้นี้ สำหรับงานวิจัยนี้ผู้วิจัยก็ได้มีการพัฒนาการติดมาร์กเกอร์ที่ให้ความแม่นยำสูงขึ้นโดยนำวัสดุที่หาได้จากตามท้องตลาดทั่วไป เช่น กระดาษแข็งหรือแผ่นพลาสติก มาทำเป็นมาร์กเกอร์ โดยตัดเป็นวงกลมแล้วนำมาติดลงบนแผ่นพลาสติกก่อนที่สามารถบิดงอเข้ารูปได้ ซึ่งวิธีนี้เป็นวิธีที่คล้ายกับงานวิจัยของ E.H. Garling ดังรูปที่ 4.3 และพบว่าให้ผลดีขึ้นในระดับหนึ่ง คือสามารถลดการเลื่อนของชั้นผิวหนังลงเหลือประมาณ 15 มิลลิเมตร ซึ่งถือว่ายังไม่แม่นยำเพียงพอ ผู้วิจัยจึงได้พัฒนาวิธีการติดมาร์กเกอร์ต่อไปโดยการนำผ้ายืด (ผ้าที่

นิยมใช้ในการพันส่วนของร่างกายเพื่อบรรเทาอาการปวด) มาพันรอบส่วนของร่างกายที่ต้องการจะเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวให้กระชับจนมีลักษณะคล้ายกับการเข้าเฟือกอ่อน จากนั้นนำแผ่นพลาสติกบางพร้อมมาร์กเกอร์ไปติดลงบนผ้ายืดเพื่อใช้ในการอ้างอิงตำแหน่งการเคลื่อนไหว แล้วพันรอบด้วยเทปกาวย้ำอีกครั้งหนึ่งเพื่อความมั่นคงแข็งแรง ดังรูปที่ 4.4 จากการวัดค่าการเลื่อนของชั้นผิวหนังพบว่าสามารถลดความคลาดเคลื่อนนี้ลงได้มากจนเหลือเพียงระดับไม่เกิน 2 มิลลิเมตร ดังตารางที่ 4.1 และยังคงมีค่าใช้จ่ายของวัสดุอุปกรณ์น้อยมากอีกด้วย เมื่อนำไปเปรียบเทียบกับมาร์กเกอร์โดยทั่วไปแล้วสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.2 ในที่สุดจึงได้วิธีการติดมาร์กเกอร์ที่สามารถอ้างอิงตำแหน่งได้แม่นยำมากขึ้น มีผลกระทบจากการเลื่อนของชั้นผิวหนังน้อยและลดค่าใช้จ่ายในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าลงไปได้มาก

#### 4.1.2 ตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์

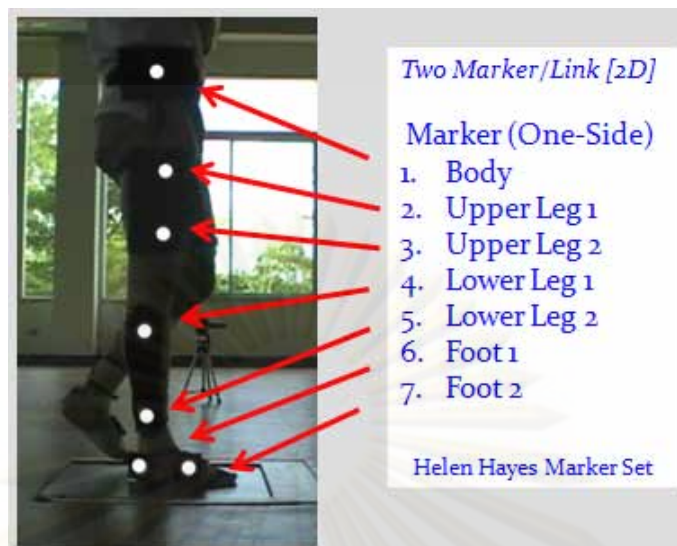
การอ้างอิงตำแหน่งของร่างกายในงานวิจัยนี้เป็นการหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวในสองมิติ จึงสามารถใช้จุดอ้างอิงจำนวนสองจุดก็เพียงพอต่อการระบุตำแหน่งของวัตถุต่างๆได้ สำหรับโมเดลในงานวิจัยนี้ จะใช้หลักการมาร์กเกอร์จำนวนสองจุดแทนกระดูกหนึ่งท่อน เมื่อเก็บข้อมูลทั้ง

ตารางที่ 4.1 ผลความคลาดเคลื่อนของมาร์กเกอร์จากการเลื่อนของชั้นผิวหนังโดยวัดจากจุดกึ่งกลางของกระดูกหน้าแข้งด้วยวิธีต่าง ๆ

วิธีการติดมาร์กเกอร์	จำนวนครั้งที่เก็บข้อมูล	ค่าความคลาดเคลื่อน
1. การเลื่อนของชั้นผิวหนังโดยปกติ	30	$20 \pm 10$ mm
2. การเลื่อนของสายรัดทั่วไป	30	$22 \pm 11$ mm
3. เมื่อติดแผ่นพลาสติกพร้อมมาร์กเกอร์	30	$12 \pm 5$ mm
4. เมื่อผ้ายืดพันรอบพร้อมติดมาร์กเกอร์	30	$1.5 \pm 0.5$ mm

ตารางที่ 4.2 การเปรียบเทียบระหว่างมาร์กเกอร์โดยทั่วไปกับมาร์กเกอร์ที่ได้พัฒนาขึ้น

	มาร์กเกอร์โดยทั่วไป	มาร์กเกอร์ที่ได้พัฒนาขึ้น
ความแม่นยำ	การเลื่อนจากผิวหนัง (20 mm)	ลด error ลงได้น้อยกว่า 2 mm
ราคาของระบบ	สูงมาก (5-10 ล้านบาท)	ต่ำ (3-4 หมื่นบาท)
วัสดุที่ใช้	วัสดุที่สะท้อนแสงได้ดี	พลาสติกหรือกระดาษ
สถานที่	ห้องมืด	ทุกระดับความเข้มแสง



รูปที่ 4.5 ตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์ลงบนร่างกาย

ด้านซ้ายและขวา ซึ่งประกอบด้วย เท้าสองจุด ขาท่อนล่างสองจุด ขาท่อนบนสองจุด และสะโพกอีกหนึ่งจุด ดังนั้นจึงใช้มาร์กเกอร์ทั้งหมดเป็นจำนวนสิบสี่จุด ดังรูปที่ 4.5 (โดยจะอธิบายเหตุผลและรายละเอียดในการกำหนดจำนวนมาร์กเกอร์ไว้ในบทที่ 5)

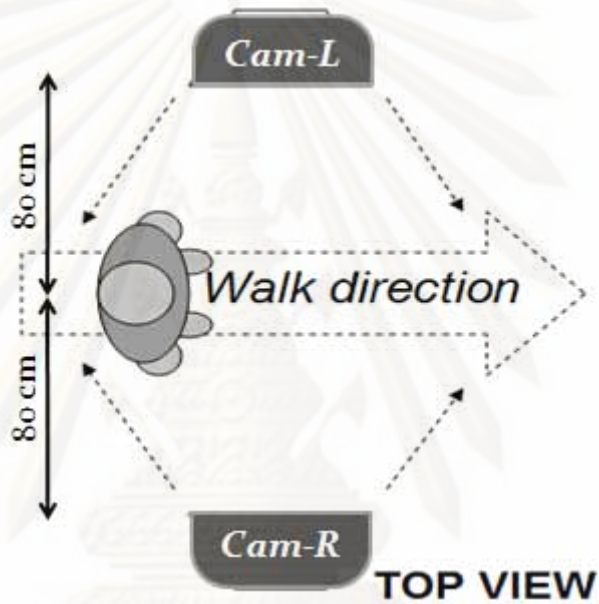
#### 4.1.3 การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอ

จากการทดลองศึกษาวิธีการเก็บข้อมูลเบื้องต้นในบทที่ 3 ได้ใช้กล้องเพียงตัวเดียวจึงได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวเพียงด้านเดียว ซึ่งไม่เพียงพอต่อการจำลองการเคลื่อนไหวที่สมบูรณ์ ผู้วิจัยจึงเพิ่มจำนวนกล้องวิดีโออีกหนึ่งตัวในฝั่งตรงกันข้าม เพื่อให้สามารถบันทึกข้อมูลได้ครบทั้งด้านซ้ายและขวา กล้องวิดีโอที่นำมาเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวนี้เป็นกล้องยี่ห้อ JVC รุ่น GZ-MG330A ดังรูปที่ 4.6 ซึ่งมีใช้ทั่วไปในงานอุตสาหกรรมและมีราคาถูกมากเมื่อเทียบกับกล้องวิดีโอสำหรับเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวโดยเฉพาะ สามารถบันทึกภาพได้สูงถึง 500 ภาพต่อวินาที (ในงานวิจัยนี้ใช้อัตราการบันทึกภาพเพียง 25 ภาพต่อวินาที ก็ถือว่ามีความละเอียดเพียงพอต่อการนำไปจำลองการเคลื่อนไหว) จึงถือว่ามีคุณสมบัติที่ดีเพียงพอต่อการนำมาใช้ในงานวิจัยนี้

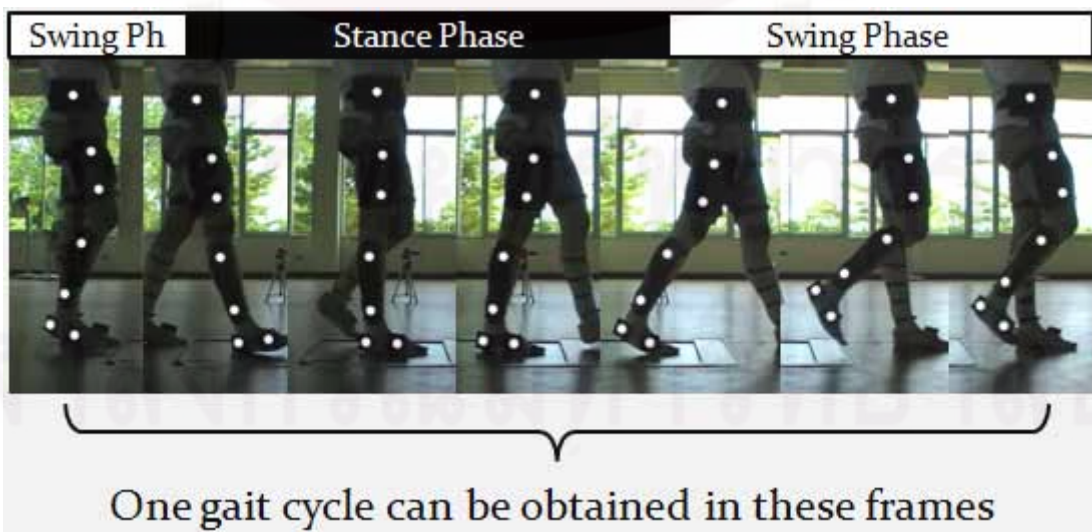
ขั้นตอนการเก็บข้อมูลการเดิน เริ่มจากการตั้งกล้องหันหน้าเข้าหากัน โดยเว้นที่ว่างตรงกลางไว้เป็นแนวเดิน ตั้งขากล้องให้มั่นคง ปรับขาตั้งกล้องให้บันทึกข้อมูลได้กึ่งกลางพอดีกับช่วงการบันทึกข้อมูล ดังรูปที่ 4.7 ปรับการกำหนดระยะโฟกัสของกล้องให้เหมาะสม ทำการบันทึกการเดินจำนวนหนึ่งรอบการเดิน ได้ดังรูปที่ 4.8 และรวบรวมข้อมูลเพื่อนำไปทำการประมวลผลภาพในลำดับถัดไป



รูปที่ 4.6 กล้องวิดีโอที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้



รูปที่ 4.7 แผนผังการเก็บข้อมูลการเดิน



รูปที่ 4.8 ภาพข้อมูลการเคลื่อนไหวที่บันทึกในหนึ่งรอบการเดิน

## 4.2 การพัฒนาเทคนิคการประมวลผลภาพ

### 4.2.1 ที่มาของการพัฒนาเทคนิคการประมวลผลภาพ

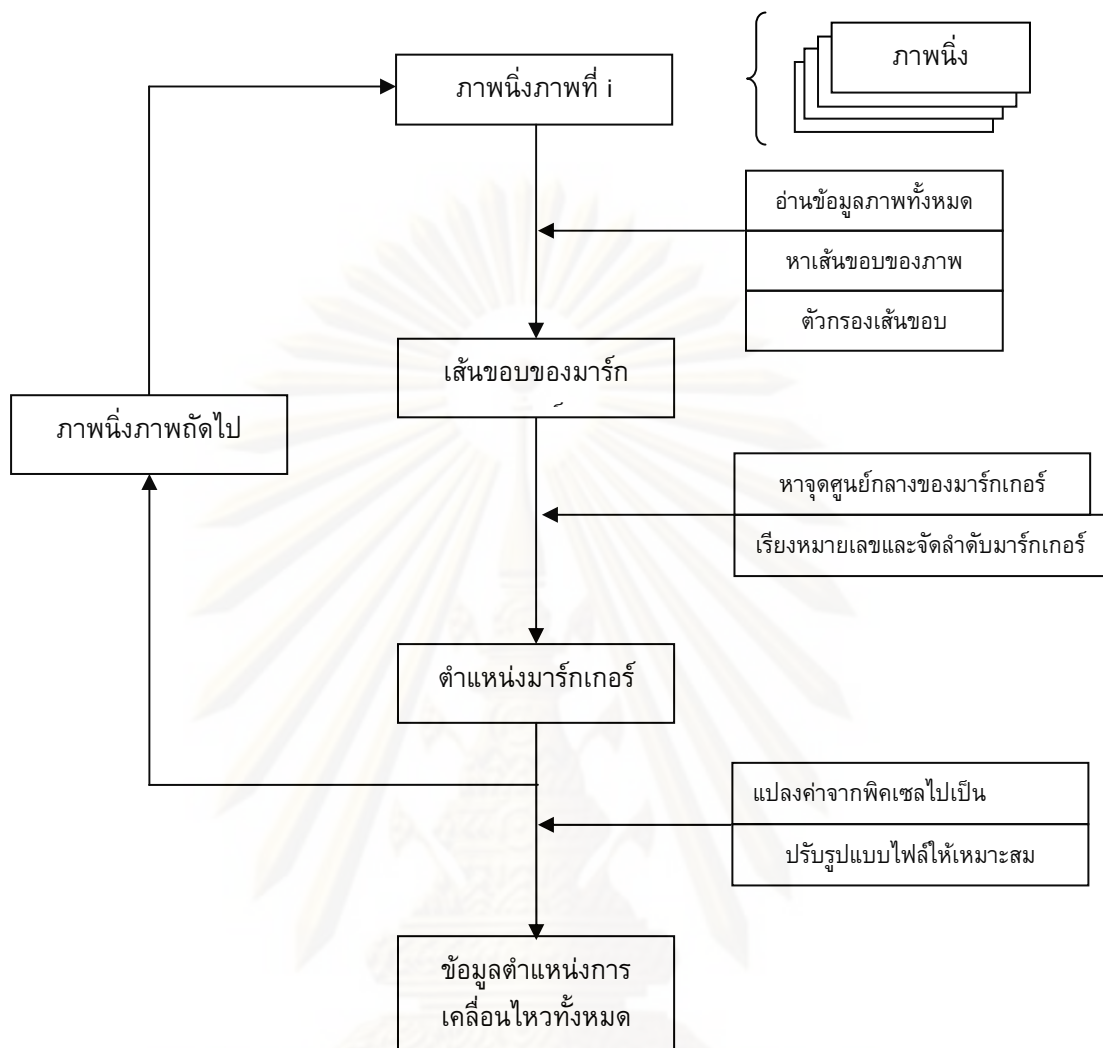
การพัฒนาการประมวลผลภาพในงานวิจัยนี้ มีที่มาจากความต้องการในการแปลงข้อมูลรูปภาพที่บันทึกมาจากกล้องวิดีโอให้เป็นข้อมูลเชิงตัวเลขที่แสดงถึงการเคลื่อนไหวของร่างกายมนุษย์ ซึ่งต้องทำการประมวลผลด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพต่าง ๆ ด้วยเหตุที่งานวิจัยนี้เป็นงานเฉพาะทางซึ่งไม่มีคำสั่งสำเร็จรูปในการประมวลผลภาพ ผู้วิจัยจึงต้องทำการพัฒนาและสร้างชุดคำสั่งขึ้นเองโดยจะต้องสามารถประยุกต์และปรับใช้งานได้เหมาะสมกับงานวิจัยนี้ได้เป็นอย่างดี ด้วย ซอฟต์แวร์หนึ่งที่เป็นที่นิยมนำมาเขียนเพื่อการประมวลผลภาพและสามารถสนองความต้องการได้คือซอฟต์แวร์ MATLAB ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์ประยุกต์ทางด้านคณิตศาสตร์และมีจุดเด่นอยู่ที่สามารถพัฒนาและปรับปรุงได้สะดวก รวมทั้งมีชุดคำสั่งพื้นฐานที่สามารถนำมาช่วยในการพัฒนาการประมวลผลภาพได้เป็นอย่างดี ผู้วิจัยจึงได้เลือกซอฟต์แวร์นี้มาช่วยเขียนโค้ดเพื่อการประมวลผลภาพในงานวิจัยนี้

### 4.2.2 ลำดับการประมวลผลภาพ

ลำดับขั้นตอนการประมวลผลภาพโดยทั่วไปอาจทำได้หลากหลายวิธีแล้วแต่ความเหมาะสมของลักษณะงาน สำหรับงานวิจัยนี้ผู้วิจัยได้เลือกใช้ขั้นตอนในการประมวลผลตามแผนภูมิดังรูปที่ 4.9 โดยเริ่มจากการปรับความเข้มแสงและความคมชัดของภาพให้เหมาะสม จากนั้นใช้ความแตกต่างของระดับแสงในภาพในการหาเส้นขอบต่าง ๆ แล้วจึงนำเส้นขอบนั้นมาเลือกเอาเฉพาะเส้นขอบของมาร์กเกอร์ จากนั้นนำไปหาจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์และใส่ลำดับมาร์กเกอร์แต่ละจุดแทนกระดูกแต่ละท่อน และทำการปรับอัตราส่วนของข้อมูลให้ได้ขนาดจริงและสุดท้ายจึงนำข้อมูลจากกล้องทั้งสองตัวมารวมเข้าด้วยกัน โดยมีแผนภาพ

ศูนย์วิทยทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



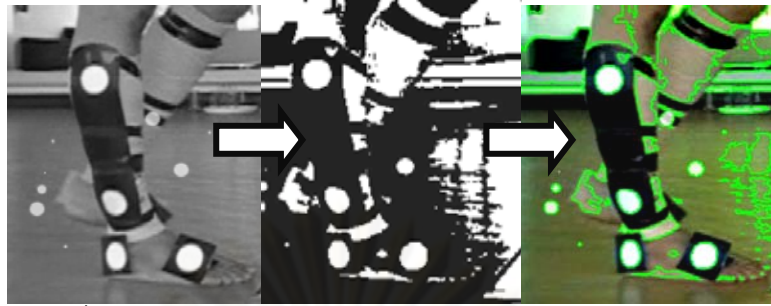
รูปที่ 4.9 ขั้นตอนการประมวลผลภาพ

1 การปรับความเข้มแสงและความคมชัดของภาพ การปรับความเข้มแสงของภาพใช้หลักการวัดค่าความเข้มแสงโดยรวมออกมาเป็นตัวเลขแล้วจึงปรับเพิ่มหรือลดระดับแสงด้วยการบวกหรือลบค่าคงที่ในทุกๆจุดของภาพ ส่วนการปรับความคมชัดของภาพทำได้โดยการคูณหรือหารค่าคงที่เข้าไปในทุกๆจุดของภาพ

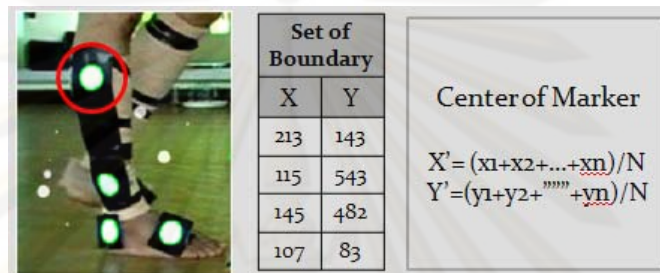
2 การหาเส้นขอบต่างๆ ในภาพ สามารถทำได้โดยใช้วิธีการเปรียบเทียบกับเฟรมอ้างอิงจากบทที่ 2 หากบริเวณใดมีความแตกต่างระหว่างระดับความเข้มแสงมากจะสามารถบอกได้ว่าบริเวณนั้นคือเส้นขอบของภาพ ดังรูปที่ 4.10

3 การกรองเพื่อหาเส้นขอบของมาร์กเกอร์ การกรองเพื่อหาเส้นขอบของมาร์กเกอร์นี้เป็น การกรองเอาเฉพาะเส้นขอบต่างๆ ในภาพออกไปให้เหลือเพียงเส้นขอบของมาร์กเกอร์ที่เรา





รูปที่ 4.10 การหาขอบของรูปภาพ โดยมีลำดับตามลูกศรกำกับ



รูปที่ 4.11 การหาจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์

ต้องการ โดยเริ่มจากเงื่อนไขที่ว่าเส้นขอบจะต้องเป็นเส้นวงปิด กล่าวคือ ไม่เหลือปลายของเส้นขอบใด ๆ จากนั้นนำเส้นวงปิดที่ได้ไปหาจุดศูนย์กลางรูป แล้วทำการกรองเอาเฉพาะวงปิดที่มีลักษณะใกล้เคียงวงกลมและมีรัศมีใกล้เคียงกับรัศมีของมาร์กเกอร์ที่ใช้ โดยในขั้นตอนนี้จะต้องทำการหาจุดศูนย์กลางของเส้นวงปิดแต่ละวงออกมาก่อน โดยการนำจุดต่างๆบนเส้นขอบนั้นไปหาค่าเฉลี่ยเพื่อให้ได้เป็นจุดศูนย์กลางของเส้นวงปิดนั้นๆ ดังรูปที่ 4.11 และคำนวณหาค่าผลต่างระหว่างจุดศูนย์กลางนั้นกับจุดขอบของเส้นวงปิด (ระยะรัศมีของเส้นวงปิด) หากเส้นวงปิดอันใดมีรัศมีแต่ละจุดรอบวงปิดใกล้เคียงกันแสดงว่าเส้นวงนั้นีลักษณะเป็นวงกลมนั่นเอง

4 การกรองหาจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์ จากหัวข้อก่อนหน้าทำให้ได้ค่าจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์แต่ละอันมาโดยปริยาย ในขั้นนี้จึงเพียงแค่ทำการกรองเพื่อเลือกจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์ออกมา แล้วตรวจสอบจำนวนมาร์กเกอร์ไม่ให้เกินที่กำหนดไว้เท่านั้น หากเกินที่กำหนดจะต้องนำไปทำซ้ำที่ข้อ 3 หรือเริ่มทำใหม่จากข้อ 1 และข้อ 2 ตามลำดับ

5 การใส่ลำดับของมาร์กเกอร์ สามารถจัดเรียงลำดับได้โดยมาร์กเกอร์ที่อยู่ด้านบนสุดจะเป็นมาร์กเกอร์ของลำดับ แล้วไล่ลงมาเป็นขาที่นอกบน ขาที่นอกล่าง และเท้าตามลำดับ

6 ปรับอัตราส่วนระยะพิชเชิลไปเป็นระยะจริง (มิลลิเมตร) โดยคูณค่าแพคเตอร์ที่ได้จากการคาร์ลิเบรตไว้ก่อนหน้า

7 นำข้อมูลจากกล้องอีกตัวมาทำซ้ำข้อ 1-6 แล้วรวมเข้ากับข้อมูลจากกล้องตัวแรก และจัดเรียงข้อมูลให้เหมาะสมต่อการนำไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD

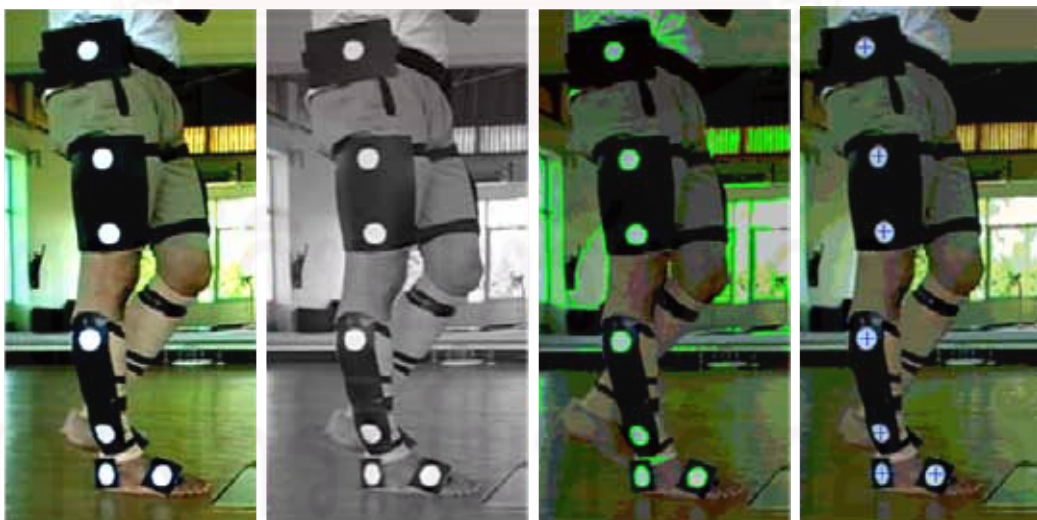
#### 4.2.3 ผลการประมวลผลภาพ

จากการประมวลผลภาพตามขั้นตอนในหัวข้อ 4.2.2 ทำให้ทราบข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายซึ่งอ้างอิงจากตำแหน่งของมาร์กเกอร์ เมื่อนำภาพแต่ละเฟรมที่ได้จากการประมวลผลภาพมาเรียงต่อเนื่องกันจะได้ภาพการเคลื่อนไหวพร้อมกับมาร์กเกอร์ ดังตัวอย่างในรูปที่ 4.12 เนื่องจากการจำลองการเคลื่อนไหวในลำดับถัดไปจะต้องใช้ข้อมูลการตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่เวลาต่างๆตลอดการเคลื่อนไหว และตำแหน่งของมาร์กเกอร์แต่ละอันที่ระบุถึงส่วนของร่างกาย จึงต้องนำไปจัดรูปแบบข้อมูลเป็น .sif (นามสกุลของไฟล์ที่ใช้ในซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD) เพื่อให้เหมาะสมต่อการจำลองการเคลื่อนไหวด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD

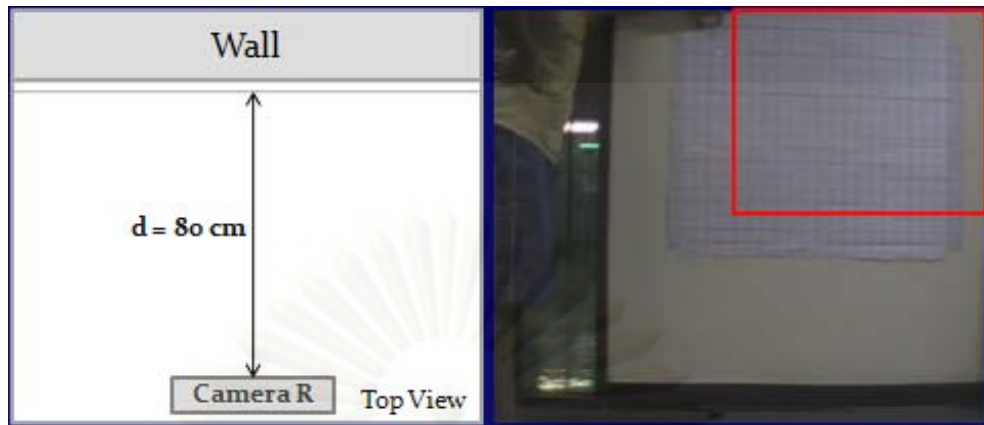
### 4.3 การประเมินระบบการประมวลผลภาพที่ได้พัฒนาขึ้น

#### 4.3.1 การทดสอบความบิดเบี้ยวของภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอ

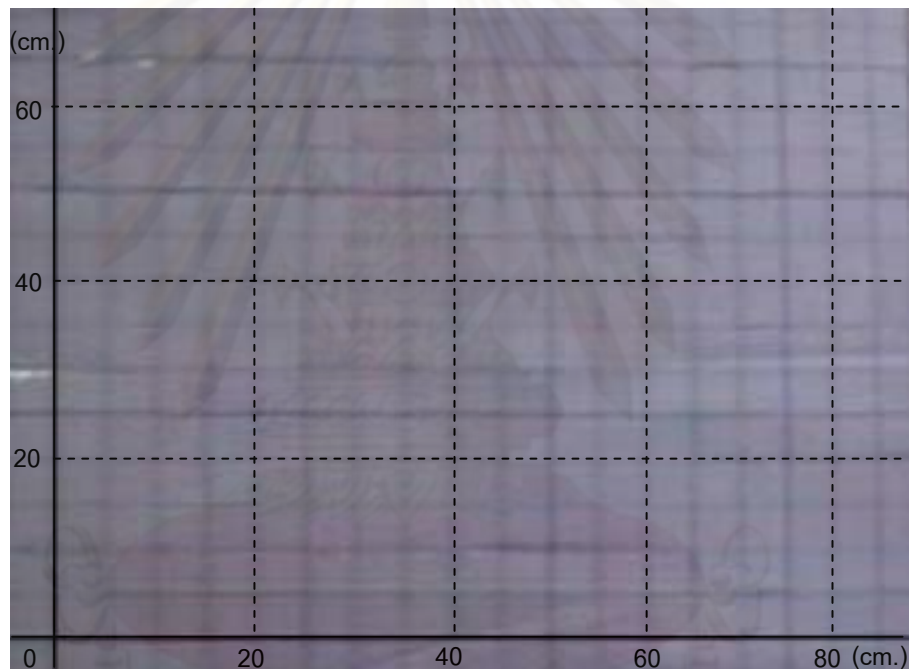
เนื่องจากการบันทึกภาพโดยทั่วไปอาจจะมีผลจากการบิดเบี้ยวของภาพอันเนื่องมาจากเลนส์ได้ ผลในส่วนนี้ขึ้นอยู่กับคุณลักษณะและระยะโฟกัสของเลนส์ที่นำมาใช้ ผู้วิจัยจึงได้ทำการทดสอบโดยการบันทึกภาพในลักษณะตารางซึ่งจะมีผลการบิดเบี้ยวของเลนส์รวมอยู่ด้วย เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับเส้นตรงอ้างอิงที่มีระยะคงที่ จะทำให้ทราบผลการบิดเบี้ยวนี้ได้ โดยกำหนดระยะห่างระหว่างกล่องกับฉากไว้ที่ 80 เซนติเมตร เนื่องจากความสมมาตรจึงทำการแบ่งภาพออกเป็นสี่ส่วนจากจุดกึ่งกลาง ดังรูปที่ 4.13 แล้วนำภาพมาทำการวิเคราะห์เทียบกับเส้นอ้างอิงพบว่า ในช่วงความกว้าง 120 เซนติเมตร และยาว 160 เซนติเมตร ภาพที่ได้มีการซ้อนทับกัน



รูปที่ 4.12 ภาพในเฟรมต่าง ๆ พร้อมจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์จากการประมวลผลภาพ



รูปที่ 4.13 รูปแบบการบันทึกภาพและการแบ่งส่วนของภาพไปทำการวิเคราะห์



รูปที่ 4.14 ความบิดเบี้ยวของภาพเทียบกับเส้นตรงอ้างอิง (เส้นประ)

ใกล้เคียงกับเส้นตรงอ้างอิง ดังรูปที่ 4.14 เมื่อได้ทำการวิเคราะห์และเปรียบเทียบเส้นอ้างอิงกับภาพที่บันทึกเพื่อหาความคลาดเคลื่อนอันเนื่องมาจากการบิดเบี้ยวของภาพ ทำให้สรุปได้ว่าความคลาดเคลื่อนจากการบิดเบี้ยวของภาพในช่วงที่กำหนดไว้มีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้นตรง ซึ่งสามารถแก้ไขได้ด้วยฟังก์ชันเชิงเส้น โดยการนำตำแหน่งที่หาได้จากภาพไปคูณด้วย 0.015 ผลที่ได้คือตำแหน่งของมาร์กเกอร์มีความแม่นยำใกล้เคียงกับตำแหน่งที่แท้จริงมากขึ้น จากนั้นผู้วิจัยได้ทำการทดสอบความของการหาตำแหน่งมาร์กเกอร์ โดยทำการบันทึกภาพของมาร์กเกอร์ที่ตำแหน่งต่าง ๆ 5 ตำแหน่ง จากนั้นใช้ระบบการประมวลผลภาพที่ได้พัฒนาขึ้นมาทำการหาตำแหน่งของ

ตารางที่ 4.3 การเปรียบเทียบระยะของมาร์กเกอร์กับค่าอ้างอิงที่ตำแหน่งต่าง ๆ ในหน่วยมิลลิเมตร

มาร์กเกอร์	ระยะจริง จากเส้นอ้างอิง	ระยะที่วัดจาก ภาพ	ระยะจากภาพที่ ปรับแก้แล้ว
1	0.0	0.00	0.00
2	125.0	124.0	125.9
3	250.0	247.0	250.7
4	500.0	493.0	500.4
5	750.0	739.0	750.1

มาร์กเกอร์นั้น แล้วนำมาเทียบกับระยะจริงจากเส้นอ้างอิง ได้ผลดังตารางที่ 4.3 โดยพบว่าสามารถลดค่าความคลาดเคลื่อนลงเหลือต่ำกว่า 1.5% ซึ่งถือว่ามีความแม่นยำเพียงพอต่องานวิจัยนี้

#### 4.3.2 การทดสอบการระบุตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่มีการเคลื่อนไหว

การทดสอบระบบการประมวลผลภาพในส่วนของความแม่นยำในการระบุตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่กำลังเคลื่อนไหวนั้นสามารถทำได้โดยการปล่อยวัตถุลงตามแนวตั้งแล้วนำภาพไปทำการประมวลผลเพื่อหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวของมาร์กเกอร์เทียบกับตำแหน่งที่ทราบค่าจริงโดยการวัดระยะจากภาพ ดังรูปที่ 4.15 พบว่ามีความคลาดเคลื่อนกันไม่เกิน 1 พิกเซล หรือประมาณ 0.02 มิลลิเมตร ดังตารางที่ 4.4 เป็นการยืนยันว่าระบบการประมวลผลภาพนี้มีความแม่นยำเพียงพอต่อการนำมาใช้ในงานวิจัยนี้เช่นกัน



รูปที่ 4.15 การทดสอบการหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่กำลังเคลื่อนไหว

ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบการระบุตำแหน่งของมาร์กเกอร์

Frame	Time	Real (mm.)	Image (mm.)	Diff. (mm.)
1	0.00	69.23	69.21	0.02
2	0.04	111.54	111.52	0.02
3	0.08	161.54	161.52	0.02
4	0.12	225.00	224.50	0.02
5	0.16	311.54	311.52	0.02
6	0.20	411.54	411.52	0.02

#### 4.3.4 สรุปผลการประเมินระบบการประมวลผลภาพที่ได้พัฒนาขึ้น

จากการทดสอบความบิดเบี้ยวและความแม่นยำในการหาตำแหน่งการเคลื่อนไหวของมาร์กเกอร์ด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพที่ได้พัฒนาขึ้น พบว่าความบิดเบี้ยวของภาพอันเนื่องมาจากเลนส์ในช่วงที่ใช้ในการระบุตำแหน่งการเคลื่อนไหวมีความบิดเบี้ยวน้อยเป็นระยะเพียง 2% ซึ่งสามารถแก้ไขความบิดเบี้ยวของภาพนี้ได้ด้วยค่าปรับแก้ จนกระทั่งสามารถบอกระยะต่าง ๆ ได้แม่นยำและตรงกับความเป็นจริงมากขึ้น เมื่อนำไปทำการประมวลผลภาพเพื่อทดสอบหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์และชดเชยได้ค่าปรับแก้ก็นั้นทำให้ได้ผลตรงกันกับระยะจริง จึงสรุปได้ว่าระบบการประมวลผลภาพที่ได้พัฒนาขึ้นนี้มีความถูกต้องแม่นยำเพียงพอต่อการนำมาใช้ในการหาตำแหน่งของมาร์กเกอร์ในระหว่างการเคลื่อนไหวของข้อเข่าได้

ศูนย์วิทยทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 5

### การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

เมื่อได้ทำการพัฒนาและทดสอบระบบที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า ซึ่งประกอบได้ด้วยเทคนิคการติดมาร์กเกอร์ที่สามารถลดผลกระทบจากการเลื่อนของชั้นผิวหนังลงได้ และมีระบบการประมวลผลภาพที่ถูกต้องแม่นยำ ดังที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 4 แล้ว จึงเริ่มทำการเก็บข้อมูลจริงโดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 5.1 การเตรียมวัสดุอุปกรณ์และข้อมูลของผู้ที่มาเดินเป็นแบบในงานวิจัย

##### 5.1.1 วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว

- กล้องวิดีโอยี่ห้อ JVC รุ่น GZ-MG330A จำนวน 2 ตัว พร้อมขาตั้งกล้อง ดังรูปที่ 5.1
- แผ่นพลาสติกสีดำที่ใช้ติดกับมาร์กเกอร์ ความยาว 10, 15, 20 และ 25 เซนติเมตร จำนวนอย่างละ 2 อัน พร้อมมาร์กเกอร์สีขาวจำนวน 14 ตำแหน่ง โดยขนาดของมาร์กเกอร์มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 เซนติเมตร ดังรูปที่ 5.2
- ผ้ายืดสำหรับพันร่างกาย ขนาดกว้าง 10 เซนติเมตร ดังรูปที่ 5.3
- ตารางสำหรับทดสอบระยะความบิดเบี้ยวของภาพ เพื่อใช้ในการปรับแก้ค่าตำแหน่งของมาร์กเกอร์ให้มีความแม่นยำมากขึ้น และใช้ในการคาร์ลิเบรตระยะพิกเซลของภาพกับระยะจริง



รูปที่ 5.1 กล้องวิดีโอที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้



รูปที่ 5.2 แผ่นพลาสติกสีดำพร้อมมาร์กเกอร์



รูปที่ 5.3 ผ้าเช็ดสำหรับพื้นร่างกาย

ตารางที่ 5.1 ตารางข้อมูลเฉลี่ยของอาสาสมัคร

รายการ	ชาย	หญิง
อายุ (ปี)	20.4 (1.27)	20.5 (1.20)
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	65 (5.83)	50 (3.35)
ส่วนสูง (เซนติเมตร)	176 (9.85)	151 (6.04)

#### 5.1.2 ข้อมูลของผู้ที่มาเดินเป็นตัวอย่างในงานวิจัย

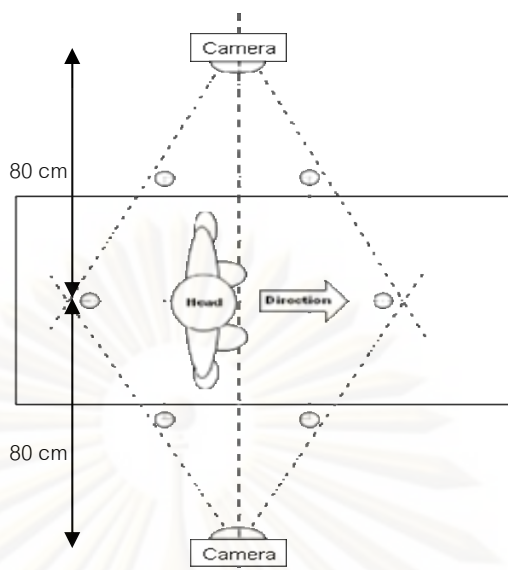
ผู้ที่มาเดินเป็นตัวอย่างหรืออาสาสมัครในการเก็บข้อมูลนี้ ประกอบไปด้วยชายจำนวน 5 คน และหญิงจำนวน 5 คน ดังข้อมูลในตารางที่ 5.1 โดยการเลือกกลุ่มข้อมูลอาสาสมัครนี้จะพยายามให้อยู่ในช่วงอายุที่ใกล้เคียงกัน เพื่อลดปัจจัยความแตกต่างทางได้สรีระและน้ำหนัก และกำหนดกลุ่มข้อมูลของผลการวิเคราะห์ให้อยู่ในกลุ่มเดียวกันด้วย

#### 5.2 วิธีดำเนินการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

ขั้นตอนในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเริ่มจากการคาร์ดิเบรตด้วยตารางสำหรับทดสอบการเคลื่อนไหว เพื่อปรับแก้ความบิดเบี้ยวของภาพและการเทียบระยะอัตราส่วนพิกเซลเทียบกับระยะจริง จากนั้นจึงเริ่มทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวโดยมีลำดับขั้นตอนดังนี้

1. ติดตั้งกล้องตามแผนภาพมุมมองด้านบนดังรูปที่ 5.4 ปรับระยะโฟกัสไปที่กึ่งกลางระหว่างกล้องทั้งสอง เลือกความไวของภาพที่ 500 ภาพ/วินาที และทดสอบช่วงการเก็บข้อมูลให้สามารถเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวได้ครบครอบคลุมอย่างน้อยจำนวน 1 รอบการเดิน

2. ทำการติดมาร์กเกอร์ให้กับอาสาสมัครที่ร่างกายท่อนล่างทั้งด้านซ้ายและขวา ซึ่งประกอบด้วยตำแหน่งที่บริเวณสะโพกด้านละ 1 ตำแหน่ง ที่บริเวณขาท่อนบนด้านละ 2 ตำแหน่ง ที่บริเวณขาท่อนล่างด้านละ 2 ตำแหน่ง และที่เท้าด้านละ 2 ตำแหน่ง ดังรูปที่ 5.5 โดยพยายามให้อยู่ในแนวเส้นตรงเดียวกันเพื่อความสะดวกในการเก็บข้อมูล



รูปที่ 5.4 แผนผังการเก็บข้อมูลการเดินจากมุมมองด้านบน



รูปที่ 5.5 ตำแหน่งการติดมาร์กเกอร์

3. วัดระยะความสูงของมาร์กเกอร์ที่ติดในตำแหน่งต่างๆ เพื่อใช้เป็นข้อมูลอ้างอิงสำหรับระบุตำแหน่งของมาร์กเกอร์ให้กับโมเดลในระหว่างการจำลองการเคลื่อนไหว
4. อธิบายขั้นตอนการเดินให้อาสาสมัคร โดยการเดินด้วยท่าทางปกติด้วยความเร็วปานกลาง ไม่เร็วหรือช้าจนเกินไปนัก โดยมีทิศทางตามแนวเส้นตรงที่อยู่ระหว่างกล้องสองตัว
5. เริ่มให้สัญญาณการบันทึกการเดินของกล้อง เพื่อให้ข้อมูลที่ได้จากกล้องทั้งสองมีเวลาที่ตรงกันและสามารถนำข้อมูลในช่วงเวลาเดียวกันมารวมกันได้
6. ทำการเก็บข้อมูลการเดินของชาย 5 คนและหญิง 5 คน โดยพยายามให้ได้การเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติมากที่สุด
7. นำข้อมูลวิดีโอที่ได้ไปแปลงเป็นภาพนิ่ง โดยแบ่งเป็น 25 เฟรมต่อวินาที ด้วยซอฟต์แวร์สำหรับการตัดต่อวิดีโอ ซึ่งจะได้จำนวนเฟรมที่ต้องทำการประมวลผลอยู่ในช่วงประมาณ 35-50 เฟรม ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับระยะเวลาที่ใช้ในการเดินแต่ละรอบ ดังตัวอย่างในรูปที่ 5.6





รูปที่ 5.6 ตัวอย่างภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอ



รูปที่ 5.7 ตำแหน่งของมาร์กเกอร์จากการประมวลผลภาพ

8. นำภาพนิ่งแต่ละภาพไปประมวลผลภาพต่อด้วยซอฟต์แวร์ MATLAB แล้วทำการรวมข้อมูลจากทั้ง 2 กล้อง จะได้ตำแหน่งของมาร์กเกอร์ในเวลาต่างๆ ดังรูปที่ 5.7 แล้วจัดรูปแบบให้อยู่ในนามสกุล .sif เพื่อเตรียมสำหรับการนำไปจำลองการเคลื่อนไหวในลำดับต่อไป

### 5.3 ข้อมูลการเคลื่อนไหวของข้อเข่าที่ได้จากการประมวลผลภาพ

จากขั้นตอนในหัวข้อ 5.2 ได้ผลการเคลื่อนไหวของข้อเข่า ดังตารางที่ 5.2 โดยข้อมูลในตารางนี้คือข้อมูลที่จัดรูปแบบให้เหมาะสมสำหรับการจำลองการเคลื่อนไหวด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD ในลำดับต่อไป โดยประกอบไปด้วยส่วนต่างๆ คือ ช่วงเวลา ลำดับของมาร์กเกอร์ ตำแหน่งพิกัดในแนวแกน x และ y จากการประมวลผลภาพนี้สามารถนำข้อมูลไปทำการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อเข่าในเชิงคิเนมาติกส์ได้ ผู้วิจัยจึงได้นำข้อมูลบางส่วนไปพลอตเพื่อ

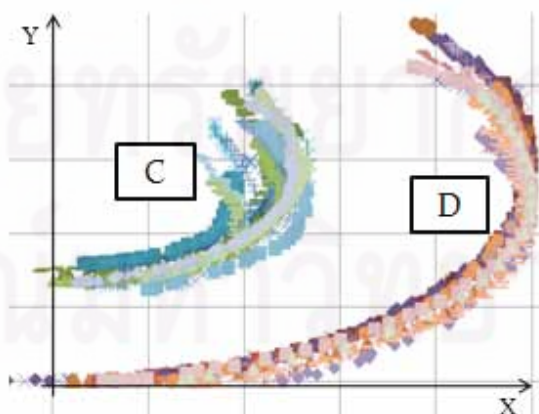
แสดงลักษณะการเคลื่อนไหวที่ได้มาจากการงอของข้อเข่า โดยการนำตำแหน่งมาร์กเกอร์ A และ B ของแต่ละเฟรมมาซ้อนทับกัน แล้วสังเกตตำแหน่งของมาร์กเกอร์ C และ D จะพบว่าได้เส้นทางการเคลื่อนไหวที่เป็นส่วนโค้งซึ่งไม่ใช่วงกลมที่มีรัศมีคงที่ ดังรูปที่ 5.8 จากข้อมูลที่ได้นี้จึงนำไปสู่การออกแบบลักษณะการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเทียมด้วย หากต้องการออกแบบข้อเข่าเทียมที่ดีมีการเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติก็ควรจะออกแบบให้ข้อเข่าเทียมนั้นมีรูปแบบเส้นทางการเคลื่อนไหวที่สอดคล้องกับข้อมูลที่ได้ ดังรูปที่ 5.8 นี้ด้วย

ตารางที่ 5.2 ตัวอย่างข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายที่ได้มาจากการประมวลผลภาพ

Time	Marker	X(mm)	Y(mm)	Time	Marker	X(mm)	Y(mm)
0	1	-380.72	81.18	0.04	1	-380.72	81.18
0	2	-419.44	159.90	0.04	2	-419.44	159.90
0	3	-354.91	231.24	0.04	3	-354.91	231.24
0	4	-258.12	369.00	0.04	4	-258.12	369.00
0	5	-176.38	533.82	0.04	5	-176.38	533.82
0	6	-189.28	669.12	0.04	6	-189.28	669.12
0	7	-219.40	875.76	0.04	7	-219.40	875.76
0	8	-117.64	13.95	0.04	8	-117.64	13.95
0	9	-218.17	13.95	0.04	9	-218.17	13.95
0	10	-224.59	97.67	0.04	10	-224.59	97.67
0	11	-263.09	286.04	0.04	11	-263.09	286.04
0	12	-241.70	502.32	0.04	12	-241.70	502.32
0	13	-256.68	653.49	0.04	13	-256.68	653.49
0	14	-286.62	872.10	0.04	14	-286.62	872.10



Leg motion when fix point A and B



รูปที่ 5.8 ลักษณะการแกว่งของขาที่นอนล่างซึ่งไม่เป็นวงกลม

## บทที่ 6

### การจำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

#### 6.1 หลักการจำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

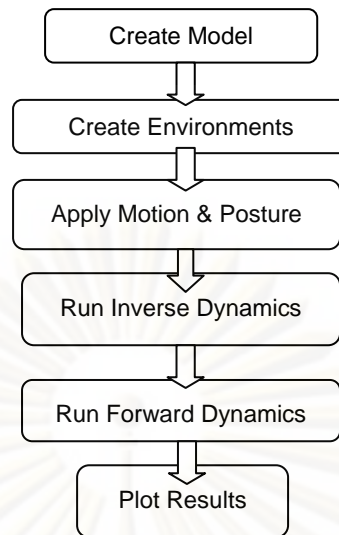
ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการจำลองเคลื่อนไหวของข้อเข่าในที่นี้ คือ ADAMS-LifeMOD โดยที่ประกอบด้วยส่วนหลัก 2 ส่วน ส่วนแรกคือ ADAMS ซึ่งเป็นส่วนที่ใช้ในการและจำลองและคำนวณหาผลลัพธ์ ส่วนที่สองคือ LifeMOD เป็นส่วนเสริมของ ADAMS ที่มีข้อมูลโมเดลและกล้ามเนื้อ ตลอดจนคุณสมบัติต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับมนุษย์ อย่างไรก็ตามการจำลองการเคลื่อนไหวจำเป็นต้องใส่ข้อมูลของตำแหน่งการเคลื่อนไหวให้กับโมเดล ซึ่งตำแหน่งการเคลื่อนไหวนี้ได้ทำการเก็บข้อมูลและประมวลผลภาพจากบทก่อนหน้าไว้แล้ว นอกจากนั้นเพื่อให้ได้ผลที่ถูกต้องแม่นยำ จำเป็นต้องใช้ข้อมูลอื่นๆ เช่น คุณสมบัติการยึดหดของกล้ามเนื้อ คุณสมบัติของข้อต่อ เป็นต้น ซึ่งสามารถใช้ผลจากงานวิจัยที่มีลักษณะใกล้เคียงกันมาทดแทนได้ โดยผลการจำลองการเคลื่อนไหวที่ได้จะมีความแม่นยำสูงหรือไม่ขึ้นอยู่กับการใส่ข้อมูลที่ถูกต้องลงไปในระหว่างการวิเคราะห์นั่นเอง

#### 6.2 ลำดับการจำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่า

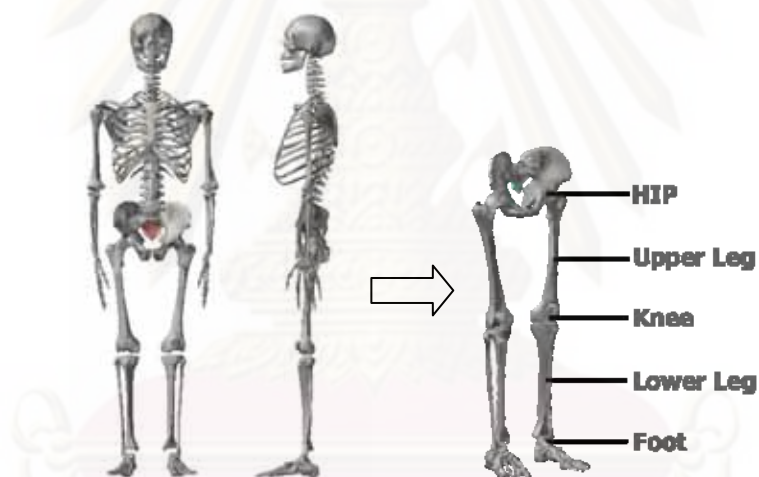
การจำลองการเคลื่อนไหวนั้น เริ่มจากการสร้างโมเดลกระดูกของร่างกายท่อนล่าง สร้างข้อต่อและกล้ามเนื้อให้กับโมเดล กำหนดคุณสมบัติของผิวสัมผัสระหว่างเท้ากับพื้นและท่าทางเริ่มต้นในการวิเคราะห์ นำข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่ได้จากซอฟต์แวร์ MATLAB ใส่ให้กับโมเดล การจำลองการเคลื่อนไหวและวิเคราะห์หาพลศาสตร์ของข้อต่อ และขั้นตอนสุดท้ายคือการแสดงผลการวิเคราะห์ตามลำดับ ขั้นตอนต่าง ๆ แสดงได้ดังแผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดลในรูปที่ 6.1 โดยมีรายละเอียดในแต่ละขั้นตอนดังต่อไปนี้

##### 6.2.1 การสร้างโมเดลกระดูก

จากฐานข้อมูลของ LifeMOD (anthropometric database) สามารถสร้างโมเดลที่ปรับขนาดความกว้างและความยาวของกระดูกได้ โดยพยายามปรับให้มีขนาดใกล้เคียงกับความเป็นจริงของอาสาสมัครให้มากที่สุด โมเดลที่สร้างขึ้นนี้สามารถลดรูปลงไปเหลือร่างกายท่อนล่างเพื่อลดเวลาที่ใช้ในการคำนวณ โดยปรับสัดส่วนของมวลของร่างกายท่อนบนลงไปอยู่ที่กระดูกสะโพก ดังรูปที่ 6.2 (ในการเดินปกติตามแนวราบ ยังคงได้ผลการวิเคราะห์ทั้งแบบครึ่งตัวและแบบเต็มตัวใกล้เคียงกัน)



รูปที่ 6.1 แผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดล



รูปที่ 6.2 โมเดลที่ลดรูปลงเหลือเพียงร่างกายท่อนล่าง



รูปที่ 6.3 ข้อต่อที่สร้างขึ้นและแนวเส้นแกนหมุนของโมเดล

### 6.2.2 การสร้างข้อต่อ

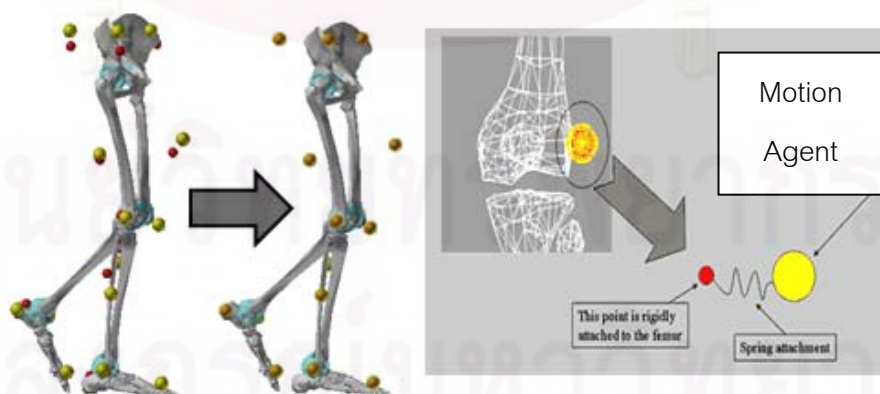
กำหนดข้อต่อระหว่างกระดูก 2 ท่อนที่มีการสัมผัสกัน (รูปทรงกลม) คือ กระดูกสะโพกและกระดูกต้นขา(ข้อสะโพก) กระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้ง(ข้อเข่า) กระดูกหน้าแข้งและกระดูกเท้า(ข้อเท้า) ดังรูป ที่ 6.2 กำหนดให้ข้อเข่าเป็นข้อต่อแบบหมุนได้เฉพาะในแนว Sagittal (รอบแกนสีแดง) และสามารถเลื่อนตำแหน่งในพิกัด x-y ได้อย่างอิสระ กระดูกส่วนของสะโพกถูกกำหนดให้อยู่นิ่งไม่มีการเคลื่อนไหว และกำหนดให้ข้อเท้ามีลักษณะเป็นข้อต่อแบบหมุนได้รอบทุกแกน โดยแสดงตำแหน่งแกนหมุนไว้ ดังรูปที่ 6.3 ใส่กล้ามเนื้อและเส้นเอ็นในโดยใช้คุณสมบัติแบบไม่เชิงเส้นเพื่อให้ใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อคนปกติมากที่สุด

### 6.2.3 การกำหนดท่าทางเริ่มต้นและข้อมูลการเคลื่อนไหวให้กับโมเดล

กำหนดให้ท่าทางเริ่มต้นให้เหมือนกับท่าทางจากกล้องวิดีโอ คือ มุมของสะโพกอยู่ที่ 90 องศา และข้อเข่าของข้อเข่าอยู่ที่ 120 องศา และให้มุมของข้อเท้าคงที่ที่ 90 องศา นำข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายจากการทำประมวลผลภาพในบทที่ 5 มาสร้างเส้นโค้งใน 2 มิติ ทำหน้าที่กำหนดเส้นทางการเคลื่อนไหวของโมเดล และใช้ Motion Agents ดึงให้มาร์กเกอร์เคลื่อนไหวไปตามข้อมูลที่ได้มาจากการประมวลผลภาพ ดังรูปที่ 6.4

### 6.2.4 กำหนดคุณสมบัติต่าง ๆ ระหว่างโมเดลกับสิ่งแวดล้อม

กำหนดคุณสมบัติของสิ่งแวดล้อมและโมเดล โดยจะใช้คุณสมบัติของซอฟต์แวร์ที่ได้มาจากงานวิจัยในต่างประเทศ ซึ่งมีข้อมูลของเท้ากับพื้น เป็นข้อมูลความแข็ง ระยะการยุบตัวของร่างกาย ความเสียดทานสถิตย์และความเสียดทานจลน์



รูปที่ 6.4 ความสัมพันธ์ของมาร์กเกอร์ (แดง) และ Motion Agents (เหลือง)

### 6.2.5 การวิเคราะห์พลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamics Analysis)

การเคลื่อนไหวของมนุษย์นั้นเกิดขึ้นได้จากการยึดหดของกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นต่าง ๆ โดยเหตุนี้จึงต้องทำการจำลองการเคลื่อนไหวและวิเคราะห์พลศาสตร์แบบย้อนกลับเพื่อหาระยะเวลาการยึดหดของกล้ามเนื้อต่าง ๆ เริ่มจากกำหนดให้โมเดลเคลื่อนไหวไปตามข้อมูลที่ได้มาจากระดับตอนการประมวลผลภาพ แล้วเก็บข้อมูลระยะยึดหดพร้อมทั้งมุมองศาของข้อต่อทั้งหมดในช่วงเวลาต่าง ๆ ระยะเวลาการยึดหดสามารถนำไปคำนวณหาแรงภายในกล้ามเนื้อที่กระทำกับกระดูกได้ นอกจากนั้นยังได้ทราบค่าแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำกับเท้าของโมเดลอีกด้วย อย่างไรก็ตามการวิเคราะห์พลศาสตร์แบบย้อนกลับนี้จะยังไม่ทราบค่าแรงภายในของข้อต่อ ซึ่งจะต้องทำการวิเคราะห์พลศาสตร์แบบไปข้างหน้าในขั้นตอนถัดไป

### 6.2.6 การวิเคราะห์พลศาสตร์แบบไปข้างหน้า (Forward Dynamics Analysis)

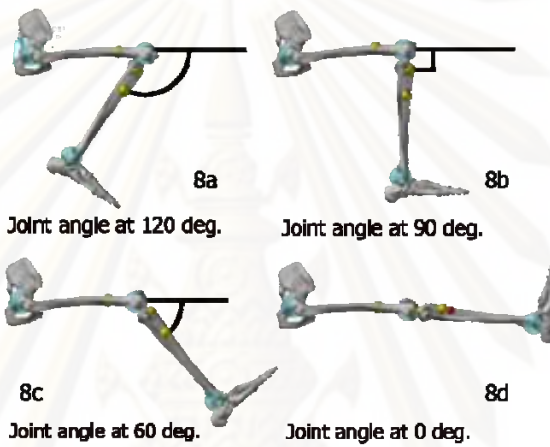
การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและคำนวณพลศาสตร์แบบไปข้างหน้า เป็นการกำหนดให้โมเดลเคลื่อนไหวเองด้วยแรงที่เกิดจากการยึดหดของกล้ามเนื้อซึ่งได้มาจากการวิเคราะห์พลศาสตร์แบบย้อนกลับ เมื่อทำการวิเคราะห์พลศาสตร์แบบไปข้างหน้าจะได้รับการเคลื่อนไหวที่แท้จริงอันเนื่องมาจากการเดินโดยใช้แรงภายในกล้ามเนื้อเองและให้การเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติมากยิ่งขึ้น ในขั้นตอนนี้จะทราบค่าแรงภายในที่กระทำกับกระดูกและแรงภายในข้อต่อ และสามารถหาค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ เช่น ช่วงของมุมในการงอของข้อต่อ อัตราเร็วเชิงมุมในการงอ และแรงกระทำที่เกิดภายในข้อต่อและกล้ามเนื้อส่วนต่าง ๆ ได้ทั้งหมดอีกด้วย

### 6.2.7 การนำเสนอผลการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว

นำผลจากการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวมาสร้างกราฟแสดงผล เลือกโหมดรูปแบบการแสดงผลของการจำลองไดนามิกส์ โดยจัดแสดงผลในรูปแบบของภาพเคลื่อนไหว(Animation) พร้อมกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ เทียบกับเวลา เมื่อสร้างโมเดลและจำลองการเคลื่อนไหวสำเร็จตามขั้นตอนข้างต้นแล้ว โดยในรูปแบบที่ 6.5 แสดงการเคลื่อนไหวของโมเดล และรูปที่ 6.6 แสดงการกวาดขาไปเป็นมุมต่าง ๆ



รูปที่ 6.5 การเคลื่อนไหวของโมเดล (เงา)



รูปที่ 6.6 โมเดลที่จำลองขึ้นในมุมมองของเข่าต่างๆ

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

### 6.3 ผลการจำลองการเคลื่อนไหว

จากการจำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่ามนุษย์ด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD พบว่าสามารถใช้ซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD จำลองการเคลื่อนไหวของโมเดลใน 3 มิติ จากการเก็บข้อมูลใน 2 มิติได้ และผลการเคลื่อนไหวของโมเดลมีลักษณะที่ใกล้เคียงกับการเคลื่อนไหวของต้นแบบหรืออาสาสมัคร โดยสามารถหาค่าพารามิเตอร์ทางไดนามิกส์ต่าง ๆ ที่ต้องการได้โดยพารามิเตอร์ทางคิเนมาติกส์ที่จะนำเสนอในที่นี้ คือ ช่วงมุมการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในเวลาต่าง ๆ อัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่า ในระหว่างการเคลื่อนไหว ส่วนพารามิเตอร์ทางคิเนติกส์ที่จะนำเสนอได้แก่ แรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่าอันเนื่องมาจากการสัมผัสกันระหว่างกระดูกรวมทั้งกล้ามเนื้อต่าง ๆ และแรงบิดรอบจุดหมุนที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่า โดยแต่ละพารามิเตอร์จะมีข้อมูล 10 ชุด ซึ่งเป็นข้อมูลของผู้ชายจำนวน 5 ชุดและผู้หญิง 5 ชุด แต่ในที่นี้จะแสดงผลการจำลองและวิเคราะห์ที่ไดนามิกส์ไว้ในบทที่ 6 นี้เพียงชุดเดียว โดยเลือกข้อมูลชุดที่ 1 มาเป็นตัวอย่าง ส่วนชุดข้อมูลที่เหลือจะแสดงไว้ในภาคผนวก

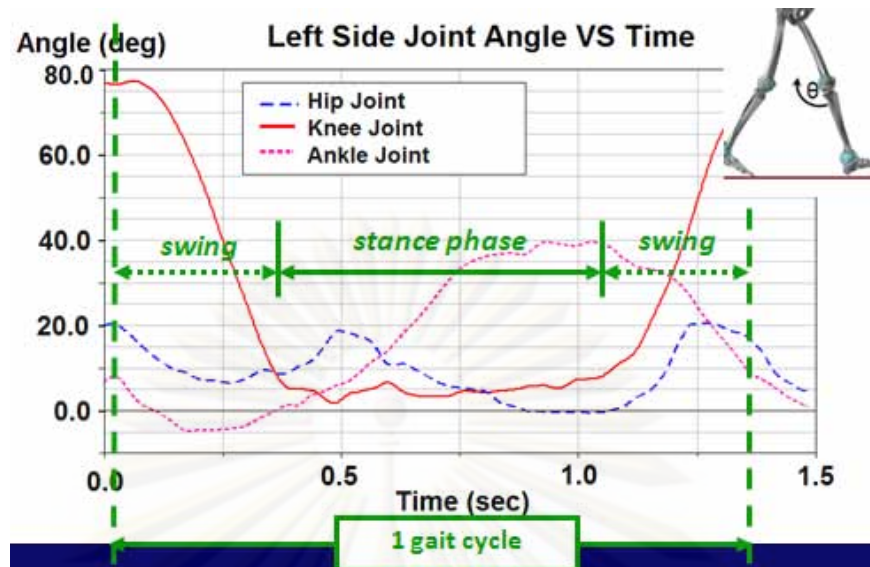
#### 6.3.1 ช่วงมุมของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว

ช่วงมุมของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหวในระหว่างการเดิน สามารถแสดงในรูปแบบของมุมระหว่างกระดูกขาที่บนบนและกระดูกที่บนล่างที่กระทำต่อกัน โดยที่กำหนดให้ค่าของมุมเป็นศูนย์ในขณะที่ยืดขาตรง และมีค่าเป็นบวกเมื่องอเข่า ดังรูปที่ 6.7 และมีกราฟมุมการงอขาเทียบกับเวลาดังแสดงในรูปที่ 6.8 โดยที่เส้นทึบในแนวขวางเป็นข้อมูลของช่วงที่เท้าแตะพื้น และเส้นประแนวขวางเป็นข้อมูลของช่วงที่เท้าลอยเหนือพื้น โดยจากรูปที่ 6.8 พบว่าค่ามุมงอสูงสุดเกิดที่ข้อเข่าข้างขวามีค่าเป็น 80 องศา มีระยะเวลาในหนึ่งรอบการเดินเป็น 1.32 วินาที อัตราส่วนของช่วงที่เท้าอยู่เหนือพื้นต่อช่วงที่เท้าแตะพื้นเป็น 58.5% โดยกราฟมีลักษณะเป็นลูกคลื่นที่มีช่วงสูงสุด 1 ช่วง ในหนึ่งรอบการเดิน

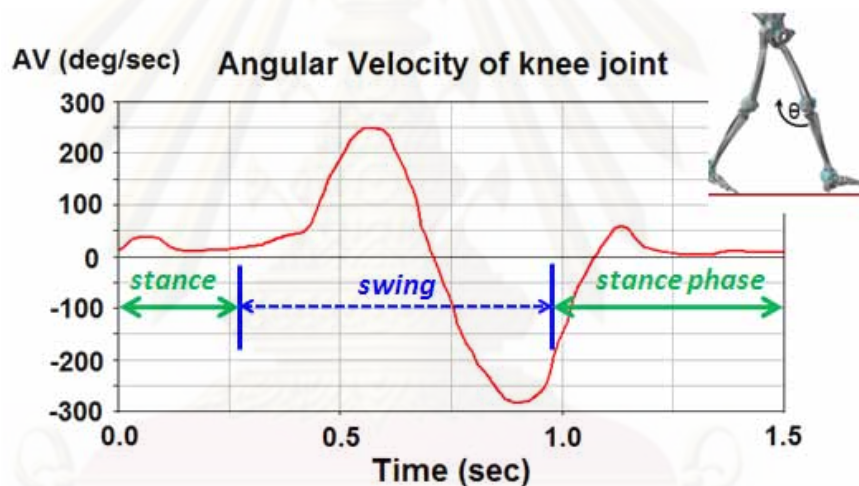


รูปที่ 6.7 ทิศทางการวัดมุมของข้อเข่าโดยเริ่มจากขาเหยียดตรง





รูปที่ 6.8 กราฟแสดงข้อมูลช่วงมุมของข้อเข่าในช่วงเวลาต่าง ๆ



รูปที่ 6.9 กราฟแสดงอัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่าในช่วงเวลาต่าง ๆ

### 6.3.2 อัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว

ค่าอัตราเร็วเชิงมุมที่บริเวณข้อเข่าในที่นี้เป็นข้อมูลที่แสดงถึงค่าอัตราการเปลี่ยนแปลงเชิงมุมที่กระดูกขาที่บนบนและที่กลางที่กระทำต่อกัน โดยกำหนดให้ ค่าของอัตราเร็วเชิงมุมมีค่าเป็นศูนย์ในขณะที่อยู่หนึ่งหรือมีค่าอัตราการงอเข่าคงที่ มีค่าเป็นบวกเมื่อโมเดลมีการงอเข่าเข้าด้วยมุมที่เพิ่มขึ้น และมีค่าเป็นลบเมื่อโมเดลมีการยืดขาออก

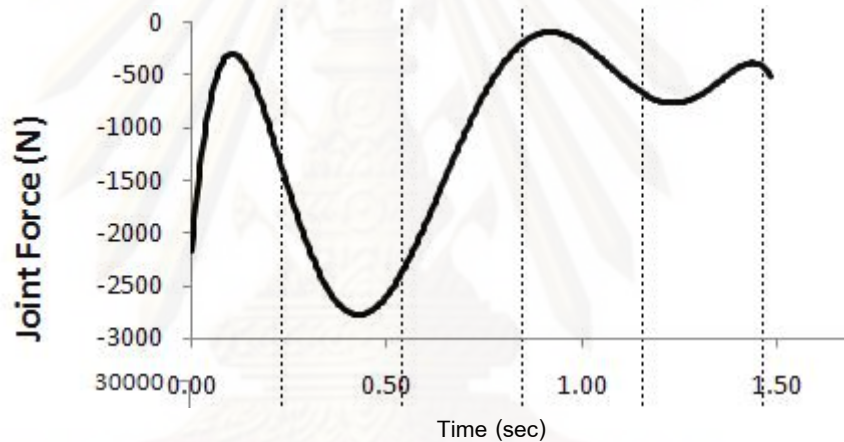
จากรูปที่ 6.9 พบว่าค่าอัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่าแต่ละข้างจะมีจุดยอดของกราฟสองจุด โดย มีจุดยอดอยู่ในวินาทีที่ 0.6 และ 0.8 มีค่า 250 องศา/วินาที และ 280 องศา/วินาที ตามลำดับ

### 6.3.3 ค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว

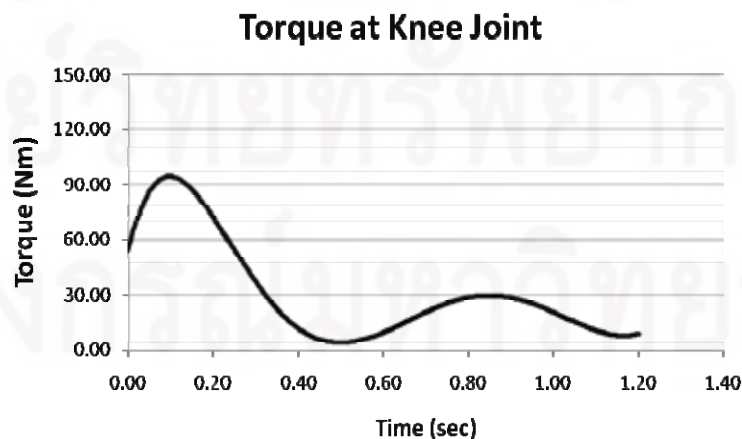
ค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข่าเป็นข้อมูล que แสดงถึงค่าแรงในแนวตั้งที่กระดูกขาที่อนบนและที่อนล่างกระทำต่อกัน โดยกำหนดให้มีค่าเป็นลบเมื่อมีแรงบีบอัดที่ข้อเข่า หรือมีแรงที่เกิดจากน้ำหนักตัวซึ่งกดลงและส่งผ่านจากกระดูกขาที่อนบนไปกระทำกับกระดูกขาที่อนล่าง ได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 6.10 และพบว่าค่าแรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่าข้างขวามีค่าสูงสุดในช่วงเวลาวินาทีที่ 0.8 โดยมีค่า 2.8 กิโลนิวตัน หรือคิดเป็น 4.4 เท่าของน้ำหนักตัวของโมเดล

### 6.3.4 ค่าแรงบิดที่ข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนไหว

ค่าแรงบิดของข้อเข่าแสดงถึงค่าแรงบิดหรือทอร์กที่กระทำกับข้อเข่าในแนวแกน Sagittal โดยมีค่าสูงสุดเป็น 92 นิวตันเมตรที่เวลา 0.1 วินาที ดังรูปที่ 6.11



รูปที่ 6.10 กราฟแสดงค่าแรงในแนวตั้งของข้อเข่าข้างขวาในช่วงเวลาต่าง ๆ



รูปที่ 6.11 กราฟแสดงค่าแรงบิดของข้อเข่าข้างขวาในช่วงเวลาต่าง ๆ

#### 6.4 การตรวจสอบผลการจำลองการเคลื่อนไหวที่ได้

จากผลการจำลองการเคลื่อนไหวและวิเคราะห์พลศาสตร์สามารถนำไปตรวจสอบความถูกต้องได้โดยใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า Force Plate ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดแรงกระทำระหว่างเท้ากับพื้นได้ ผู้วิจัยได้ขอยืมใช้อุปกรณ์นี้จากที่มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ ภาควิชาวิทยาศาสตร์การกีฬา วิทยาเขตกำแพงแสน แล้วทำการเก็บข้อมูลพร้อมทั้งทำการวัดค่าด้วย Force Plate ไปในขณะเดียวกัน จากการเปรียบเทียบผลที่ได้พบว่า ค่าแรงกระทำระหว่างเท้ากับพื้นที่ได้จากการจำลองนี้มีค่าใกล้เคียงกับค่าที่วัดได้จริง จึงสามารถเทียบไปยังค่าแรงภายในที่กระทำในส่วนต่าง ๆ ของร่างกายที่ได้จากการจำลองการเคลื่อนไหวในงานวิจัยนี้ จะมีความใกล้เคียงกับค่าที่ถูกต้องซึ่งสามารถนำไปใช้ในการออกแบบข้อเข้าเทียมต่อไปในอนาคตได้



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

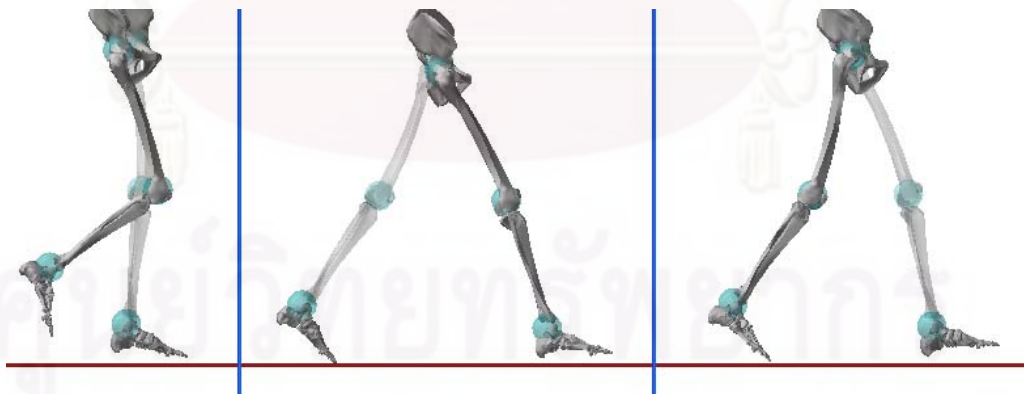
## บทที่ 7

### การวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่าและอภิปรายผล

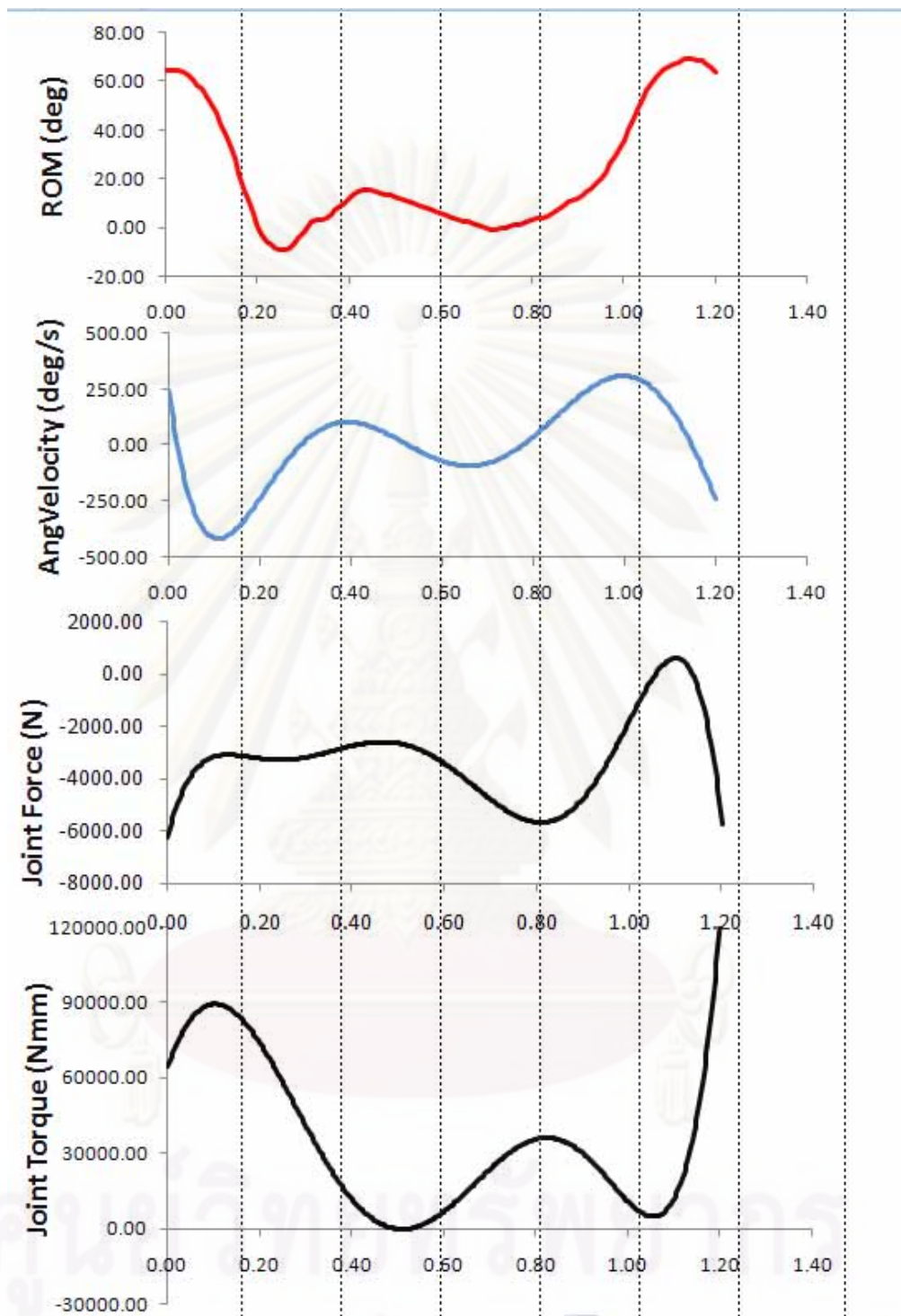
การข้อมูลที่ได้จากการจำลองการเคลื่อนไหวของข้อเข่าในบทที่ 6 นั้นสามารถนำผลที่ได้มาวิเคราะห์พลศาสตร์ในด้านต่าง ๆ ทั้งความสัมพันธ์และความสอดคล้องกันของข้อมูลการเคลื่อนไหว ข้อมูลทางพลศาสตร์ที่มีความสำคัญต่อการนำไปใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียม และข้อมูลเชิงสถิติบางส่วน ผลการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่าที่ได้มาจากข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างนี้ จะสามารถนำไปใช้ออกแบบข้อเข่าเทียมให้กับคนที่มีลักษณะใกล้เคียงกับกลุ่มตัวอย่างดังกล่าวได้

#### 7.1 การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของข้อมูลทางพลศาสตร์

จากการนำตัวแทนของข้อมูลหนึ่งมาทำการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้แก่ ช่วงของมุมของข้อเข่า อัตราเร็วเชิงมุมของการงอเข่า ค่าแรงในข้อเข่าที่เกิดขึ้น และค่าแรงบิดในระหว่างการเคลื่อนไหวตามลำดับ ในการจำลองการเคลื่อนไหวของโมเดลนี้ ขณะเริ่มต้นโมเดลกำลังงอเข่าเพื่อก้าวขาขวาไปข้างหน้า (รูปที่ 7.1 ซ้าย) จากนั้นจึงเริ่มเหยียดขาขวาตรงทำให้มุมที่ข้อเข่าข้างขวามีค่าเป็นศูนย์เพื่อวางสันเท้าขวาลงไปสัมผัสพื้น แล้วเริ่มยกเท้าซ้ายขึ้น (รูปที่ 7.1 กลาง) ขาซ้ายเริ่มยกและก้าวไปข้างหน้า เขาอาจทำมุมงอเล็กน้อย จากนั้นเมื่อวางเท้าซ้ายที่ได้ก้าวไปสัมผัสพื้น ขาขวาจะเริ่มเหยียดตรงอีกครั้ง (รูปที่ 7.1 ขวา) แล้วจึงเคลื่อนไหวซ้ำรอบการเดินก่อนหน้าตามลำดับ



รูปที่ 7.1 แสดงการเคลื่อนไหวของโมเดลขาขวาที่วินาทีที่ 0.1, 0.4 และ 0.8 ตามลำดับ



รูปที่ 7.2 ตัวอย่างข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาที่นำมาวิเคราะห์

จากการนำตัวอย่างการจำลองมาวิเคราะห์ที่ได้ผลดังรูปที่ 7.2 เมื่อเปรียบเทียบกราฟกับ ภาพการจำลองการเคลื่อนไหว พบว่าข้อมูลที่ได้มีความสอดคล้องกันอย่างชัดเจนทั้งภาพการ จำลองการเคลื่อนไหวและข้อมูลผลลัพธ์ที่ได้ การจำลองเริ่มต้นขึ้นจากการที่ไม่เดลเหยียดขาขวา ออกไป(รูปที่ 7.1 ซ้าย) ในขณะนั้นค่าอัตราเร็วเชิงมุมจะมีค่าเป็นลบ เนื่องจากการเปลี่ยนแปลง ทิศทางของเวกเตอร์ความเร็วเชิงมุมไปในทิศตรงข้ามกับแกนอ้างอิง และมีค่าเป็นลบมากที่สุด (-400 องศา/วินาที) ในช่วงกลางระหว่างที่กำลังแกว่งไปข้างหน้า ขณะเดียวกันกับค่าทอร์กที่ข้อเข่า มีค่าสูง(90 นิวตันเมตร) เนื่องจากกล้ามเนื้อพยายามออกแรงหมุนส่งไปที่ข้อเข่า เพื่อแกว่งขาท่อน ล่างออกไป

เมื่อเวลาผ่านไปที่วินาทีที่ 0.4 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ขาขวาเหยียดตรงและทำซ้ำเริ่มสัมผัส พื้น มุมที่ข้อเข่าจะมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ตรงกับค่าความเร็วเชิงมุมที่เป็นศูนย์ด้วยเนื่องจากมุมของ ข้อเข่ามีค่าคงที่ ในขณะที่แรงในข้อเข่าเริ่มมีค่าเพิ่มขึ้น ส่วนแรงบิดที่ข้อเข่าเริ่มมีค่าลดลงและมีค่า เข้าใกล้ศูนย์ในขณะที่ขาขวาทำมุมตั้งฉากกับพื้น

เมื่อเวลาผ่านไปที่วินาทีที่ 0.8 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ขาขวาเหยียดตรงเพื่อดันร่างกายให้ เคลื่อนไหวไปข้างหน้า ค่าแรงกระทำที่ข้อเข่าจะมีค่าเพิ่มขึ้นจนถึงค่าสูงสุด 5,500 นิวตัน และทำ ซ้ำเริ่มสัมผัสพื้น

เมื่อเวลาผ่านไปที่วินาทีที่ 1 เป็นช่วงที่ไม่เดลเริ่มแกว่งขาขึ้น ตรงกับกราฟแสดงตำแหน่งที่ ข้อเข่ากำลังงอทำมุมมากขึ้น ความเร็วเชิงมุมของข้อเข่ามีค่าเป็นบวกมากที่สุด (260 องศา/วินาที) และแรงที่ข้อเข่ามีค่าลดลงซึ่งสอดคล้องกับลักษณะการเคลื่อนไหวเนื่องจากในระหว่างการยกขา แกว่งไปข้างหน้าจะไม่มีแรงปฏิกิริยาจากพื้น

สำหรับผลการจำลองของโมเดลอื่น ๆ มีความสัมพันธ์สอดคล้องกันกับที่ได้วิเคราะห์ไว้ ข้างต้นซึ่งได้แสดงข้อมูลทั้งหมดไว้ในภาคผนวก

## 7.2 พารามิเตอร์ทางพลศาสตร์ที่มีผลต่อการออกแบบข้อเข่าเทียม

### 7.2.1 พารามิเตอร์ทางพลศาสตร์ที่สำคัญต่อการออกแบบข้อเข่าเทียม

ในการออกแบบข้อเข่าเทียมนั้น สิ่งที่ต้องนำมาวิเคราะห์เพื่อการออกแบบนั้นประกอบด้วย ลักษณะการเคลื่อนไหวของกระดูกท่อนบนและล่างต้องมีความเป็นธรรมชาติและราบเรียบ ไม่ สะดุดหรือติดขัดในระหว่างเคลื่อนไหว สามารถตอบสนองของช่วงการใช้งานได้ตามต้องการ ความ แข็งแรงของวัสดุที่ใช้จะต้องไม่ชำรุดเสียหายในระหว่างใช้งาน ตลอดจนถึงต้องมีอัตราการสึกหรอต่ำ ซึ่งส่งผลต่ออายุการใช้งาน เพราะอายุการใช้งานที่ยาวนานทำให้ไม่จำเป็นต้องผ่าตัดเปลี่ยนข้อ เข่าบ่อย โดยงานวิจัยนี้สามารถวิเคราะห์และจำลองการเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติและได้ข้อมูล ทางพลศาสตร์ที่สำคัญและมีผลต่อการนำไปใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมในลำดับต่อไป

### 7.2.2 ผลของลักษณะการเคลื่อนไหวของกระดูกในข้อเข่า

การออกแบบข้อเข่าเทียมที่มีการเคลื่อนไหวเป็นธรรมชาติ ประเด็นสำคัญข้อหนึ่งที่จะต้องนำมาพิจารณาคือการเคลื่อนไหวของข้อเข่ามนี้จะต้องมีลักษณะใกล้เคียงหรือเหมือนกับการเคลื่อนไหวตามปกติของแต่ละคน เพื่อให้การเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวันหลังจากทำการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเทียมแล้วเป็นธรรมชาติเหมือนคนปกติทั่วไป พารามิเตอร์ที่ต้องพิจารณานั้นก็คือมุมในการงอขาเทียบกับเวลา เช่น ข้อเทียมที่ออกแบบมาสำหรับโมเดลหนึ่งควรมีเส้นกราฟความสัมพันธ์ระหว่างมุมของการงอขาเทียบกับเวลาเหมือนกับเส้นกราฟที่ได้มาจากการจำลองการเคลื่อนไหวของโมเดลนั้นจากซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD ด้วย นอกจากนั้นยังควรมีช่วงการเคลื่อนไหวที่เป็นไปได้ของข้อเทียมไม่น้อยไปกว่าช่วงการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นจากการจำลองการเคลื่อนไหวด้วย

### 7.2.3 ผลของแรงกระทำที่เกิดขึ้นในข้อเข่า

การออกแบบข้อเข่าเทียมที่นอกจากจะต้องให้การเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาตินั้น ยังจำเป็นต้องมีความแข็งแรงและมีอายุการใช้งานที่ยาวนานอย่างน้อยในระดับสิบปีขึ้นไป พารามิเตอร์หนึ่งทางพลศาสตร์ที่จะนำไปใช้ในการประเมินโอกาสเกิดความเสียหายและระยะเวลาการใช้งานคือค่าแรงกระทำภายในข้อเข่าในช่วงเวลาต่าง ๆ และค่าแรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในระหว่างการทำกิจกรรมนั้น ซึ่งงานวิจัยนี้สามารถบอกได้ว่าพารามิเตอร์ทางพลศาสตร์ดังกล่าวนั้นมีค่าเป็นเท่าใด สามารถบอกตำแหน่งที่มีโอกาสเกิดความเสียหายมากที่สุดได้ นอกจากนั้นยังมีผลของความล้าอันเนื่องมาจากแรงกดในแนวแกน และแรงในแนวเส้นสัมผัสดังรูปที่ 7.3



รูปที่ 7.3 เส้นแรงกดในแนวแกนและเส้นแรงเฉือนในแนวสัมผัส

### 7.3 ผลการจำลองการเคลื่อนไหวในเชิงสถิติ

จากข้อมูลทั้งหมดที่ได้จากการจำลองทางพลศาสตร์สามารถสรุปและแสดงผลออกมาในรูปแบบข้อมูลค่าเฉลี่ย ค่าสูงสุดและต่ำสุด ซึ่งสามารถนำมาใช้เป็นตัวแทนในการแสดงผลการวิเคราะห์ของข้อเข่านี้ได้ โดยแสดงในตารางที่ 7.1 โดยสามารถนำข้อมูลเหล่านี้ไปใช้เป็นข้อกำหนดในการออกแบบข้อเข่าเทียมได้

ตารางที่ 7.1 แสดงข้อมูลสรุปผลการจำลองการเดินแบบปกติ

	ค่าสูงสุดเฉลี่ย		SD	
ช่วงมุมงอสูงสุดของข้อเข่า (องศา)	63.40		7.40	
อัตราเร็วเชิงมุมสูงสุดของข้อเข่า (องศา/วินาที)	240.5	-236.4	48.6	56.5
ค่าแรงในแนวตั้งสูงสุดของข้อเข่า (นิวตัน)	6330		1856	
แรงบิดสูงสุดของข้อเข่า (นิวตัน-เมตร)	67.7		35.1	

ศูนย์วิทยทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



## บทที่ 8

### สรุปผลของงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 8.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติของข้อเข่ามนุษย์ด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพ และวิเคราะห์หาข้อมูลทางพลศาสตร์ของข้อเข่าโดยใช้ซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD ผู้วิจัยได้ทำการพัฒนาระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวซึ่งประกอบด้วยเทคนิควิธีการติดตามมาร์กเกอร์และพัฒนาระบบการประมวลผลภาพจนกระทั่งสามารถทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวนั้นได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ สามารถลดค่าใช้จ่ายในการเก็บข้อมูลลงได้เมื่อนำข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้ไปจำลองการเคลื่อนไหวเพื่อวิเคราะห์พลศาสตร์ด้วยซอฟต์แวร์ช่วยวิเคราะห์ ADAMS-LifeMOD สามารถวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ทางพลศาสตร์ที่จำเป็นต่อการนำไปใช้ในการออกแบบข้อเทียมในอนาคตได้

#### 8.2 ข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้มีส่วนที่สามารถปรับปรุงและพัฒนาต่อไปได้คือ การเก็บข้อมูลในสามมิติ ซึ่งจะช่วยให้สามารถเก็บข้อมูลของการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนมากยิ่งขึ้นได้ เช่น การเคลื่อนไหวที่มีการหมุนของร่างกาย โดยอาจจะเพิ่มจำนวนกล้องที่ใช้ในการเก็บข้อมูลขึ้นอีกอย่างน้อย 1 ตัว นอกจากนี้ หากคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์มีศักยภาพในการประมวลผลที่สูงขึ้น จะทำให้สามารถจำลองพลศาสตร์เพื่อให้ได้ผลการวิเคราะห์ที่รวดเร็วยิ่งขึ้นตามไปด้วย

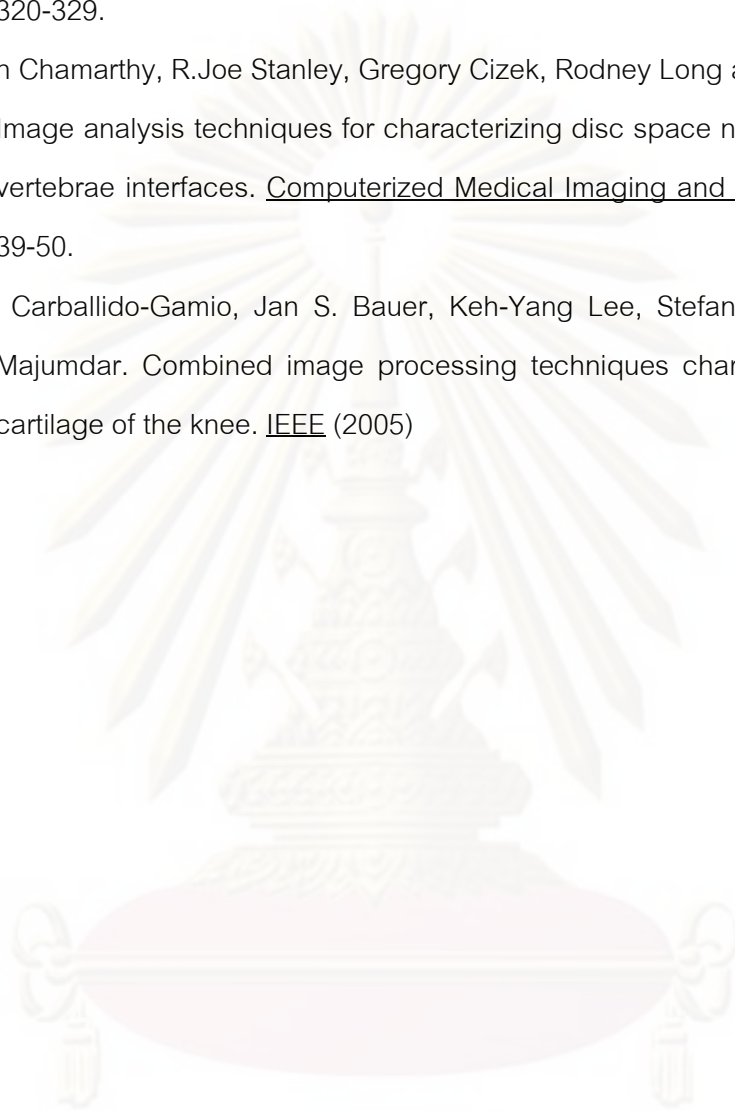
ศูนย์วิทยทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## รายการอ้างอิง

- [1] สาธารณสุข, กระทรวง. คนไทยข้อเข่าเสื่อม. [ออนไลน์] แหล่งที่มา :  
[http://www.dmh.go.th/sty\\_libnews/news/view.asp?id=5487](http://www.dmh.go.th/sty_libnews/news/view.asp?id=5487) [2549 มกราคม 26].
- [2] มนตรี สิริไพบูลย์กิจ. โรคข้อเสื่อม. [ออนไลน์] แหล่งที่มา :  
<http://www.thaiclinic.com/medbible/oa.html> [2549 มิถุนายน 26].
- [3] อารี ดนาวลี. การผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่าเทียม. [ออนไลน์] แหล่งที่มา :  
<http://www.orthochula.com> [2550 สิงหาคม 10].
- [4] Alberto Leardini, Lorenzo Chiari. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. Gait and Posture 21(2004) : 212-225.
- [5] Andrea Giovanni Cutti, Gabriele Paolini and Macro Troncosi. Soft tissue artifact assessment in humeral axial rotation. Gait and Posture 21 (2005) : 341-349.
- [6] William R. Taylor. On the Influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. Journal of Orthopaedic Research 23 (2005) : 726-734.
- [7] Monika Silvia Zihlmann, Hans Gerber, Alex Stacoff, Kathrin Burckhardt. Three-dimensional kinematics and kinetics of total knee arthroplasty during level walking using single plane video-fluoroscopy and force plates: A pilot study. Gait and Posture 24 (2005) : 475-481.
- [8] วิทย์ เทียงบูรณธรรม. พจนานุกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์. พิมพ์ครั้งที่ 8. กรุงเทพฯ, 2538.
- [9] Keith L. Moore. Clinically Oriented Anatomy. 3<sup>rd</sup> Edition. United States of America : Williams & Wikins Company, 1992.
- [10] Philippe Segal, Marcel Jacob. The Knee. 10<sup>th</sup> Edition. London : Wolfe Medical Publishing Company, 1984.
- [11] Margareta Nordin. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 3<sup>rd</sup> Edition. United States of America : Lippincott Williams & Wilkins Company, 2001.
- [12] Vicon Life Science. Gait Analysis & Rehabilitation. [Online] Available from :  
[http://www.vicon.com/applications/gait\\_analysis.html](http://www.vicon.com/applications/gait_analysis.html) [2006 July 12].

- [13] Rita Stagni, Silvia Fantozzi, Angelo Cappello and Alberto Leardini. Quantification of soft tissue artifact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and Stereophotogrammetry : a study on two subjects. Clinical Biomechanics 20 (2005) : 320-329.
- [14] Pavan Chamarthy, R.Joe Stanley, Gregory Cizek, Rodney Long and George Thoma. Image analysis techniques for characterizing disc space narrowing in cervical vertebrae interfaces. Computerized Medical Imaging and Graphics 28 (2005) 39-50.
- [15] Julio Carballido-Gamio, Jan S. Bauer, Keh-Yang Lee, Stefanie Krause Sharmila Majumdar. Combined image processing techniques characterization of MRI cartilage of the knee. IEEE (2005)



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก ก.

ฟังก์ชันที่ได้พัฒนาขึ้นสำหรับนำมาช่วยในการประมวลผลภาพ

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

### ก.1 ฟังก์ชันการอ่านภาพไปเก็บในชุดข้อมูล

```
function im_all=FindImall2(prefix,first,last)
num_frm=last-first+1;
for i=1:num_frm
    im_name=[prefix num2str(i+first-1) '.bmp'];
    im_all{i,:}=imread(im_name);
end
```

### ก.2 ฟังก์ชันรวมการหาขอบและจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์

```
% This function is use for Capture positionX-Y of Marker
% By using function FindImall IntUp FindCen FindCenShow
% Vary radius to get datas and selected r for the best results
% input variable_name=FCEN('movie_filename.avi',number of markers)
% example cen=FCEN('mov83.avi',5) for filename mov82 and 5 markers
function y=FCEN2(im2,m)
    mint=1;
    aint=0;
    total_frame=size(im2); %total image to be analyzed and results
    frame_start=40;
    im_all=im2;
    im_all=IntAdjust(im_all,-30,aint);
    %im_all=IntAdjust(im_all,1.6,mint);
    marker_perframe=m; % number of markers to detect [up to user
define]
    c=1;
    for r=5:0.5:8 %vary radius to check each marker must same to any
figure
        r
        cen=FindCen(im_all,r)
        for i=1:size(im_all)
            s(i)=size(cen{i,2},1); %s=set of how many marker in all
data
        end
        marker_perframe2=s;
        n_error=((ones(1,total_frame).*marker_perframe)-
marker_perframe2).^2;
        sum_err=sum(n_error);
        r_data(c,:)=[r sum_err];
        c=c+1; %Counter
    end
    if size(r_data)>0.01 %prevent error when r_data=0
        a=min(r_data(:,2)); %Find the lowest error [best marker]
        for i=1:(c-1) %Searching size(r_data) times
            if r_data(i,2)==a; %Choose the lowest error [best marker]
                r=r_data(i,1) %Show selected radius
            end
        end
        %I=im_all{total_frame};
        %figure(2),imshow(I);
        cen=FindCenShow(im_all,r) %
        r %Show result figures
        y=cen; %Output
    else y='No Good Radius for Good Result, Plz change Image
Intensity'
    end
end
```

### ก.3 ฟังก์ชันการปรับความเข้มแสงของภาพ

```

%This function is change intensity of gray scale image [0-255]
%Example im_all=IntUp(im_all,multi,1.5); will multiply im_all by 1.5
%       im_all=IntUp(im_all,add,100); will add intensity of im_all
by 100
function y=IntAdjust(x,value,mode)
if mode>=1
    n=size(x);
    for i=1:n
        x{i}=x{i}.*value;
    end
    y=x;
    for j=1:n
        I = x{j};
    %-----
    % Find All Boundaries and collected in 'boundaries' array
        BW = im2bw(I);
        figure(j),imshow(I);
        hold on;
        BW_filled = imfill(BW,'holes');
        boundaries = bwboundaries(BW_filled);
        n_of_b=size(boundaries,1);
    %-----
    %Show result of Find All Boundaries
        hold on
        for i=1:n_of_b
            b = boundaries{i};
            plot(b(:,2),b(:,1),'g','LineWidth',2);
        end
    end
else if mode<1
    n=size(x);
    for i=1:n
        x{i}=x{i}+ value;
    end
    y=x;
    for j=1:n
        I = x{j};
    %-----
    % Find All Boundaries and collected in 'boundaries' array
        BW = im2bw(I);
        figure(j),imshow(I);
        hold on;
        BW_filled = imfill(BW,'holes');
        boundaries = bwboundaries(BW_filled);
        n_of_b=size(boundaries,1);
    %-----
    %Show result of Find All Boundaries
        hold on
        for i=1:n_of_b
            b = boundaries{i};
            plot(b(:,2),b(:,1),'g','LineWidth',2);
        end
    end
end
else note='mode in IntAdjust(x,mode,value) can be only "add" or
"multi"'
end
end

```

end

#### ก.4 ฟังก์ชันย่อยในการหาจุดศูนย์กลางจากขอบของภาพ

```
% pose_all=FindCen(im_all,r) r is marker diameter default = 6
function yy=FindCen(im_all,r)
nn=size(im_all,1);
for n_im=1:nn
    I = im_all{n_im};
    %-----
    % Find All Boundaries and collected in 'boundaries' array
    %-----
    BW = im2bw(I); % Convrt to B/W
    BW_filled = imfill(BW,'holes'); % Fill hole to reduce number of
    B.D.
    boundaries = bwboundaries(BW_filled);
    n_of_b=size(boundaries,1); j=1;
    %*****edit here if it have not 'n_of_b',then go to adjust
    intensity*****
    %Show result of Find All Boundaries
    %hold on
    %for i=1:n_of_b
    %    b = boundaries{i}; plot(b(:,2),b(:,1),'g','LineWidth',2);
    %end
    %-----
    % Check for Good Boundaries by mean difference square
    %-----
    clear R_boundaries
    for i=1:n_of_b
        pose_b=boundaries{i};
        XYbar=ones(size(pose_b,1),1)*mean(pose_b);
        tes0=(pose_b-XYbar).^2;
        tes1=sum(tes0); % for check
        % The 2 'if' below are a constraint of good boundaries which
        can change
        % test1 check sum of how all BD far from its center
        % test2 check radius^2 from center
        if
            (tes1(1)>(30*r+40))&(tes1(2)>(30*r+40))&(tes1(1)<(200*r+800))&(tes1(2)
            <(200*r+800))
                tes1; % for check
                tes2=tes0(:,1)+tes0(:,2); % for check
                %tes3=tes0(:,1)+tes0(:,2);
                if (tes2(:)>1.5*r+3)&(tes2(:)<5*r+30)
                    R_boundaries(j,:) = {pose_b}; %pose_b is all
                    boundaries datas
                    j=j+1;
                    tes2; % for check
                end
            end
        end
        n_Rb=j-1;
        if n_Rb>0
            %-----
            % Find Center of Good Boundaries and Round It
            %-----
            clear pose_lim
            for i=1:n_Rb
                pose_av=round(mean(R_boundaries{i}));
                pose_lim(i,:) = pose_av(1,:);
            end
        end
    end
end
```




```

end
Num_of_marker=[ '      You have ' num2str(n_Rb) ' markers in
image ' num2str(n_im) '\n'];
fprintf(Num_of_marker)
%-----
% Display Results after Checking Boundary
%-----
    %figure(n_im),imshow(I);
    %hold on
    %b=pose_lim;
    %for i=1:n_Rb
    %    plot([b(i,2) (b(i,2)+1)],[b(i,1)
b(i,1)], 'g', 'LineWidth',10);
    %    plot([b(i,2) b(i,2)], [b(i,1)
(b(i,1)+1)], 'g', 'LineWidth',10);
    %end
    pose_all{n_im,1}=n_im;
    pose_all{n_im,2}=pose_lim;
    else Caution=[ '          " No marker in image' num2str(n_im)
'\n'];
        fprintf(Caution)
        %pose_all={};
    end
end
yy=pose_all;
end

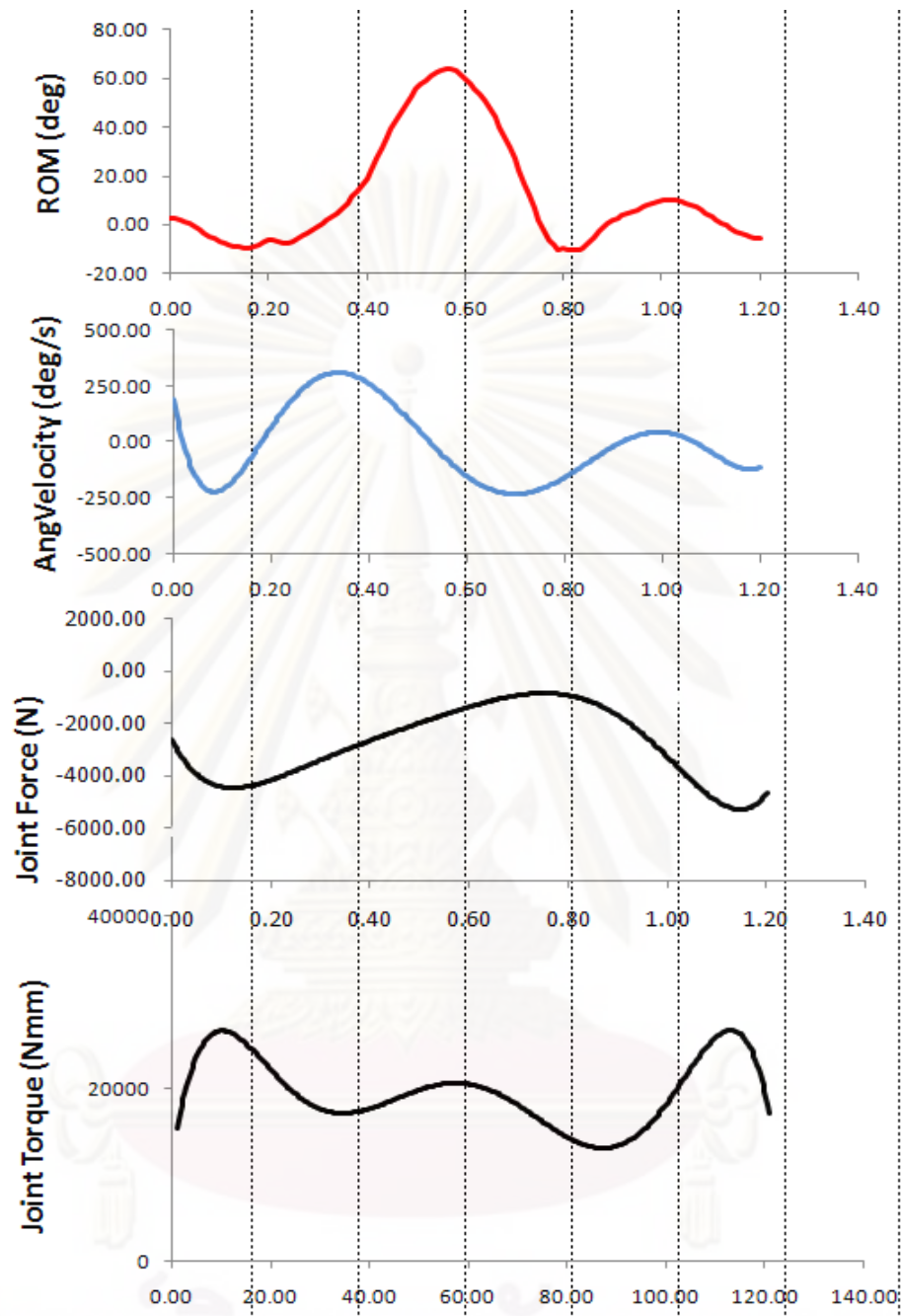
```

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



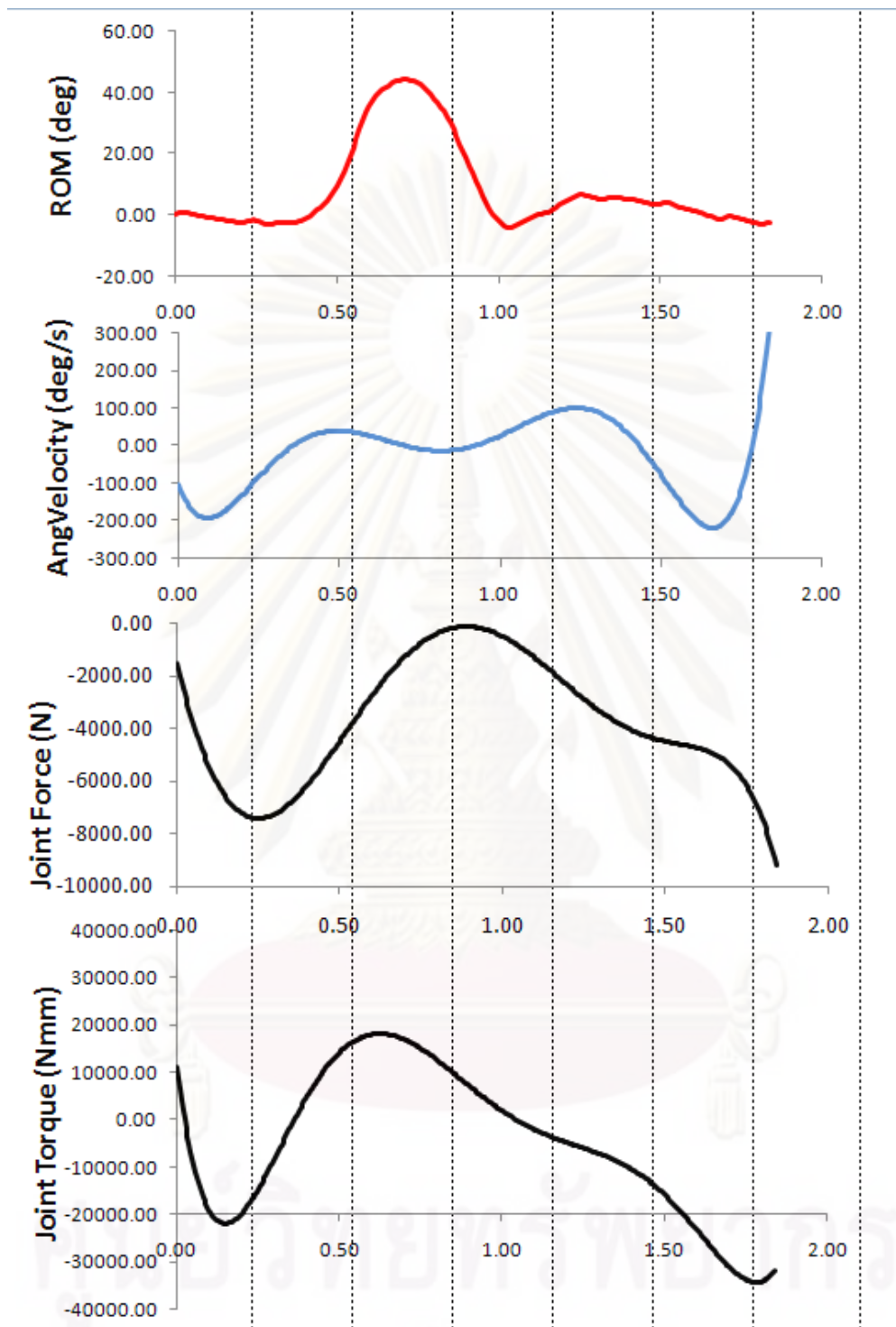
ภาคผนวก ข  
ข้อมูลทางพลศาสตร์ที่ได้จากการจำลองโมเดลด้วยซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD

ศูนย์วิจัยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

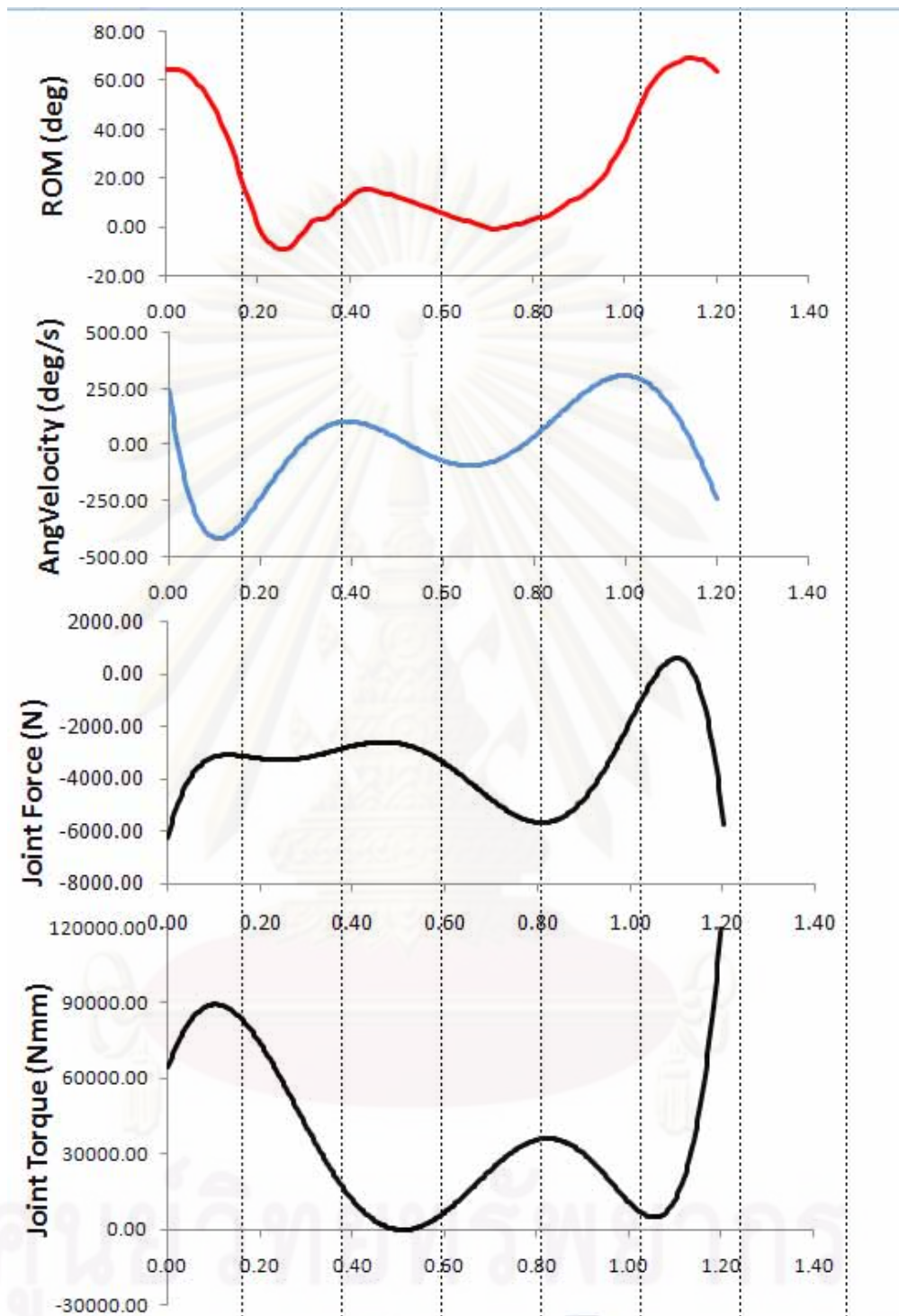


รูปที่ 7.1 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 1

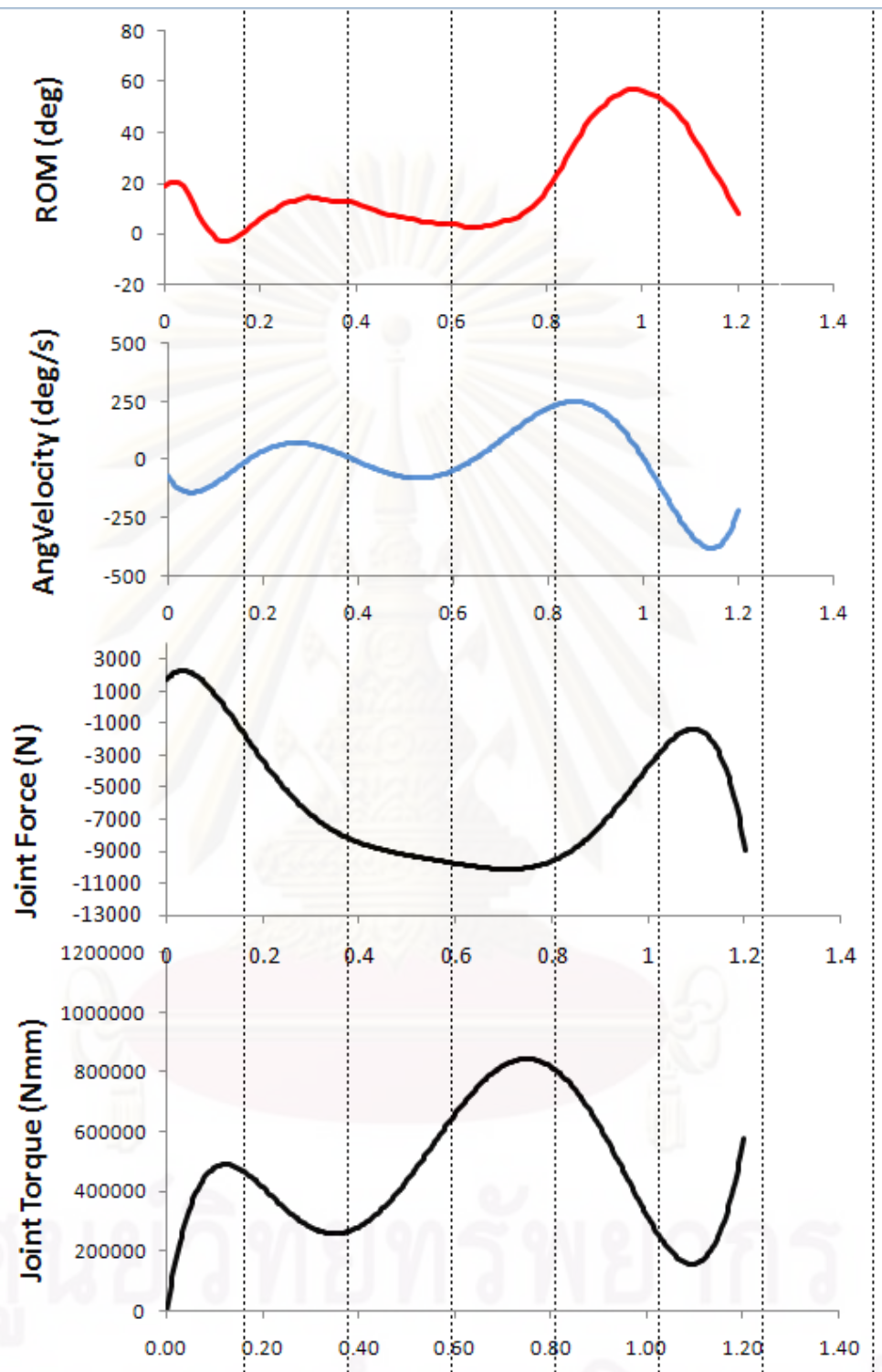
ศูนย์มหาวิทยาลัยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



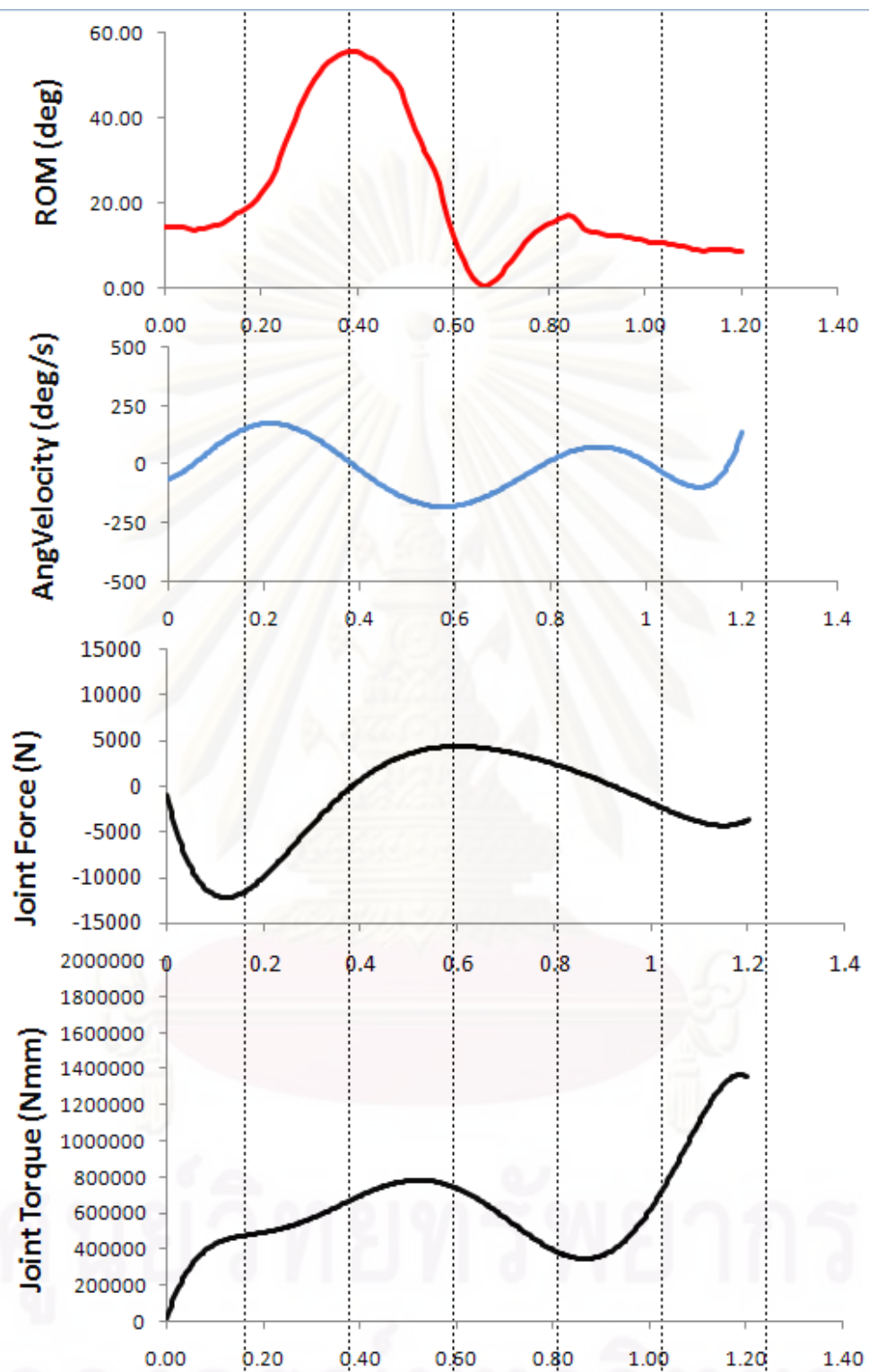
รูปที่ 7.2 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 2



รูปที่ 7.3 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 3



รูปที่ 7.4 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 4



รูปที่ 7.5 ข้อมูลทางไดนามิกส์ของข้อเข่าข้างขวาของโมเดลที่ 5



ภาคผนวก ค  
บทความที่ได้รับการตีพิมพ์

ศูนย์วิจัยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



## การวิเคราะห์และจำลองการทำงานไดนามิกส์ของข้อเข่ามนุษย์

### Dynamics Analysis and Simulation of Human Knee Joint

ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี<sup>1\*</sup>, ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ<sup>2</sup> และ ดุสิต ภัทรนิธิคุณ<sup>3</sup>  
<sup>1,2,3</sup>ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 \*อีเมลล์: [juksanee.v@chula.ac.th](mailto:juksanee.v@chula.ac.th)

Chanyaphan Virulsri<sup>1\*</sup>, Pairat Tangpornprasert<sup>2</sup>, and Dusit Phattaranithikhun<sup>3</sup>  
<sup>1,2,3</sup>Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University,  
Pathumwan, Bangkok 10330, \*E-mail: [juksanee.v@chula.ac.th](mailto:juksanee.v@chula.ac.th)

#### บทคัดย่อ

ในปัจจุบันประเทศไทยมีมูลค่าของการนำเข้าข้อเข่าเทียมเป็นราคาที่สูงมาก โดยข้อเข่านับเป็นข้อต่อส่วนหนึ่งของร่างกายที่มีความซับซ้อนและมีกลไกการเคลื่อนไหวที่ซับซ้อนมากที่สุด ซึ่งคณะผู้วิจัยมีเป้าหมายที่จะออกแบบข้อเข่าเทียมเป็นของตนเอง และการที่จะออกแบบข้อเข่าเทียมให้ดีขึ้น จะต้องอาศัยข้อมูล ความรู้ และความเข้าใจถึงกลไกการเคลื่อนไหวของข้อเข่าปกติอย่างลึกซึ้ง ดังนั้นงานวิจัยจึงนี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหว และวิเคราะห์แรงที่กระทำกับข้อเข่าและเส้นเอ็น ซึ่งเป็นส่วนประกอบสำคัญของข้อเข่า อันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหวในกิจกรรมต่างๆ ในชีวิตประจำวัน เช่น การเดิน การลุก การนั่ง เป็นต้น โดยทำการจำลองการเคลื่อนไหว และคำนวณไดนามิกส์ด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD [1] เพื่อศึกษาพารามิเตอร์ต่างๆที่เกี่ยวข้องกับไดนามิกส์ของข้อเข่า เช่น ความเร็ว ความเร่ง และแรง ที่เกิดขึ้น เพื่อนำมาใช้เป็นข้อมูลสำหรับการออกแบบข้อเข่าเทียมให้สามารถเลียนแบบการเคลื่อนไหวปกติในกิจกรรมประจำวันได้ต่อไปในอนาคต

#### Abstract

The knee joint is the largest and most complex joint in the human body. Every year, Thailand must import a large number of artificial knee joints. The import values of these medical parts are very high costs. The main aim of our research team is to design own artificial knee joint. The dynamics analyses of knee joint are needed for the design. Thus, this paper is to study motion and force acting on the human knee joint and its components (such as tendon, ligament, patella, etc.) from movement of life activities such as walking, running, sitting etc. The simulations of motion were developed by using Adams-LifeMOD software to analyze the dynamics parameters such as velocity, acceleration and force. These parameters can be used for design of the artificial knee joint in the future.

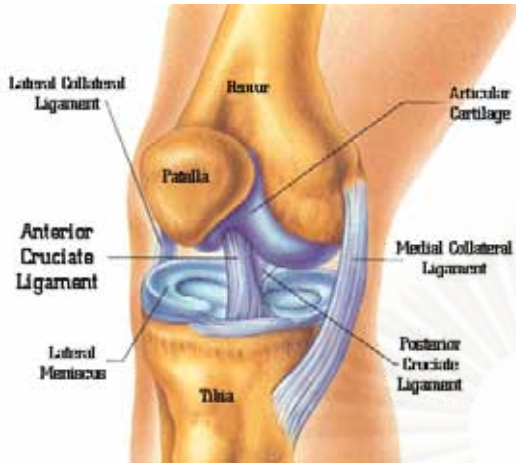
#### 1. บทนำ

ปัจจุบันมีผู้ป่วยโดยเฉพาะผู้สูงอายุที่เป็นโรคเกี่ยวกับข้อเข่าเสื่อมมีจำนวนมากขึ้นทั้งคนไทยและคนต่างชาติทั่วโลก จากข้อมูลของ The Nation Center for Health Statistics ในอเมริกาปี ค.ศ. 2001 พบว่ามีจำนวนของผู้ป่วยที่ต้องทำการผ่าตัดเปลี่ยนข้อเข่ามากถึง 326,000 คน [2] ซึ่งการศึกษาวิจัยด้านกลไกการเคลื่อนไหวของข้อเข่าเป็นส่วนสำคัญที่จะใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมเพื่อนำไปรักษาผู้ป่วยข้างต้น โดยงานวิจัยนี้เป็นการศึกษากายวิภาคของข้อเข่า กลไกของการเคลื่อนไหว และหน้าที่ของส่วนประกอบต่างๆของข้อเข่า แล้วนำไปจำลองเป็นโมเดลและวิเคราะห์ไดนามิกส์ของข้อเข่าโดยใช้ซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD จำลองโมเดลและวิเคราะห์ไดนามิกส์ของข้อเข่ามนุษย์จริง แล้วทำการวิเคราะห์ตำแหน่งที่เคลื่อนไหวได้ ความเร็ว ความเร่ง และแรง ในกิจกรรมต่างๆในชีวิตประจำวันในที่นี้ได้แก่การเดิน การลุก และการนั่ง แล้วแสดงผลในรูปของกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ข้างต้นเทียบกับเวลาที่เปลี่ยนแปลงไป

#### 2. กายวิภาค(Anatomy)ของข้อเข่า

ข้อเข่าของมนุษย์เป็นส่วนที่ใช้รับและส่งผ่านน้ำหนักของร่างกาย ท่อนบนตั้งแต่ต้นขาขึ้นไปลงสู่เท้า และยังช่วยให้สามารถเคลื่อนไหวร่างกายไปยังที่ต่างๆได้ ข้อเข่าถือว่าเป็นข้อต่อที่ซับซ้อนมากในร่างกาย เนื่องจากสามารถเลื่อน บิด และงอได้ ประกอบด้วยกระดูกแข็งคือ กระดูกต้นขา (Femur) กระดูกหน้าแข้ง (Tibia) และกระดูกลูกสะบ้า (Patella) กระดูกอ่อน (Meniscus) ที่อยู่ระหว่างกระดูกแข็งดังกล่าว และมีเส้นเอ็นยึดกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งจำนวน 4 เส้น คือ Anterior Cruciate Ligament (ACL) , Posterior Cruciate Ligament (PCL), Medial Collateral Ligament (MCL) และ Lateral Collateral Ligament (LCL) และเส้นเอ็นที่ยึดกระดูกลูกสะบ้ากับกล้ามเนื้อ (Patella Tendon) [3] โดยมีลักษณะดังรูปที่ 1

การเคลื่อนที่สัมพันธ์กันระหว่างกระดูกมี 2 ส่วน ส่วนแรกคือกระดูกต้นขาสัมผัสกับกระดูกอ่อนที่อยู่บนกระดูกหน้าแข้ง และส่วนที่สองคือกระดูกต้นขาสัมผัสกับกระดูกลูกสะบ้า การเคลื่อนไหวหลักของ



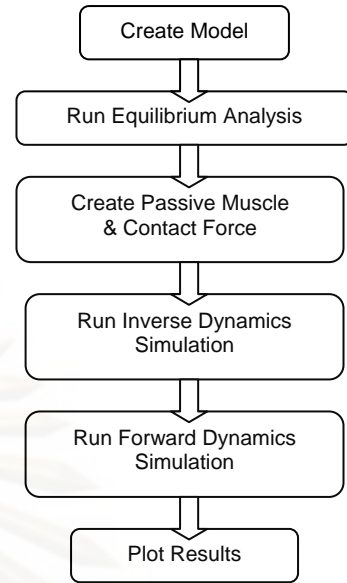
รูปที่ 1 แสดงการวางตัวของกระดูกและเส้นเอ็นในข้อเข่า

ข้อเข่าคือ การยึดและงอในแนว Sagittal Plane ในลักษณะบานพับ และยังมีกรรมเข่าด้านในของกระดูกหน้าแข้งใน Transverse Plane ระหว่างการงอเล็กน้อย มีการเลื่อนไถลของกระดูกต้นขาที่กระดูกหน้าแข้งระหว่างการงอเล็กน้อยเช่นกัน ส่วนที่บริเวณปลายล่างของกระดูกต้นขาเรียกว่าคอนไดล์ (Condyle) มีลักษณะเป็นส่วนโค้งงอ 2 ส่วน มีร่องตรงกลางเป็นแนวให้กระดูกลูกสะบ้าเคลื่อนที่ไปมาบริเวณด้านหน้าระหว่างร่องนี้ กระดูกลูกสะบ้ามีหน้าที่คล้ายจุดหมุนในการเพิ่มแรงดึงจาก Patella Tendon ให้มากขึ้น เส้นเอ็น MCL อยู่ด้านในของข้อเข่า ส่วน LCL อยู่ด้านนอกของข้อเข่า ซึ่งเส้นเอ็นสองเส้นข้างต้นมีหน้าที่ในการยึดกระดูกทั้งสองไม่ให้บิดออกทางด้านข้างในแนว Frontal Plane ส่วน ACL และ PCL จะไขว้กันอยู่ตรงกลางป้องกันไม่ให้กระดูกหน้าแข้งเคลื่อนหลุดไปจากตำแหน่งข้อเข่าทางด้านหน้าและหลังตามลำดับ [3,4]

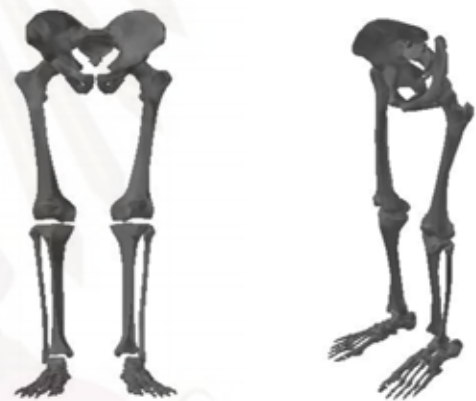
**3. ขั้นตอนการจำลองโมเดล**

บทความนี้ได้ทำการวิเคราะห์ไคเนมาติกส์ของข้อเข่าโดยใช้ซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD [1] ซึ่งมีขั้นตอนการจำลองดังแสดงในรูปที่ 2 โดยเริ่มจากการสร้างโมเดลร่างกายคน (Create Model) วิเคราะห์และปรับสมดุลให้กับโมเดล (Run Equilibrium Analysis) สร้างกล้ามเนื้อและแรงที่ผิวสัมผัสต่างๆ (Create Passive Muscle & Contact Force) จำลองการเคลื่อนที่แบบย้อนกลับ (Inverse Dynamics Simulation) จำลองการเคลื่อนที่แบบไปข้างหน้า (Forward Dynamics Simulation) และสร้างกราฟแสดงผลการวิเคราะห์ (Plot Results) ตามลำดับ โดยจะกล่าวรายละเอียดในแต่ละขั้นตอนดังหัวข้อย่อยต่อไปนี้

**3.1 ขั้นตอนสร้างโมเดล** โดยเริ่มจากการนำโมเดลร่างกายท่อนล่างของคนมาจากฐานข้อมูลของ Adams-LifeMOD (anthropometric database) ซึ่งประกอบไปด้วย กระดูกเชิงกราน กระดูกต้นขา กระดูกหน้าแข้ง กระดูกเท้า สร้างข้อต่อที่สะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ซึ่งโมเดลนี้เป็นการลดรูปร่างกายท่อนบนลงไปอยู่ในส่วนของกระดูกเชิงกราน โดยเพิ่มมวลเข้าไปในส่วนส่วนของกระดูกเชิงกราน ดังแสดงในรูปที่ 3 สำหรับโมเดลที่ทำการจำลองนี้เป็นชายอายุ 36 ปี หนัก 60 กิโลกรัม สูง 170 เซนติเมตร



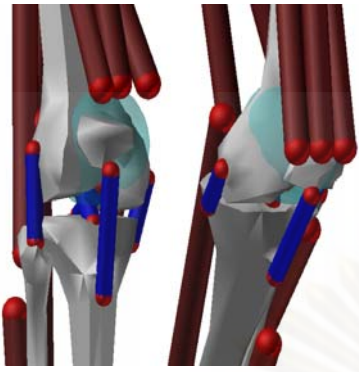
รูปที่ 2 แผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดล



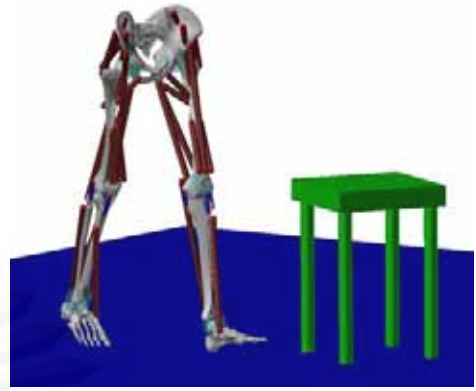
รูปที่ 3 โมเดลร่างกายท่อนล่าง

จากนั้นเป็นการสร้างข้อต่อที่โมเดล โดยกำหนดข้อต่อที่ข้อเข่าให้เป็นลักษณะข้อต่อที่หมุนได้ทุกทิศทางแต่ไม่มีการเลื่อนตำแหน่งออกจากกัน สร้างเส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกแต่ละชิ้นตั้งแต่การเดิน การนั่ง และการลุกขึ้นยืนจากข้อมูลตำแหน่งของจุดที่ติดบนร่างกายเพื่อใช้ระบุตำแหน่งที่โมเดลเคลื่อนที่ไป (Motion Capture) [5] แล้วแปลงค่าออกมาเป็นพิกัดในโมเดล

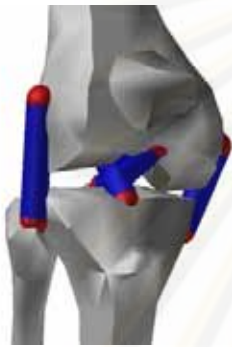
**3.2 ขั้นตอนวิเคราะห์และปรับสมดุลให้กับโมเดล** ทำการวิเคราะห์การเคลื่อนที่แบบอยู่นิ่ง (Static Analysis) เพื่อปรับสมดุลของแรงซึ่งมีผลต่อการจำลองการเคลื่อนที่แบบย้อนกลับและไปข้างหน้า ซึ่งการวิเคราะห์ในขั้นตอนนี้จะเป็นการทำเพื่อลดความคลาดเคลื่อนระหว่างตำแหน่งของโมเดลที่จำลองขึ้นกับตำแหน่งของจุดวัดที่ได้จากการทำ data motion capture จากนั้นทำการปรับการจติตำแหน่งของโมเดลที่จำลองขึ้นจากซอฟต์แวร์ให้เข้ากันกับตำแหน่งที่ได้จากตำแหน่ง data motion capture ที่โมเดลเคลื่อนที่ไป (Synchronization) [1]



รูปที่ 4 (ก) โมเดลของกระดูกและกล้ามเนื้อทั้งหมดที่ใช้ในการจำลอง

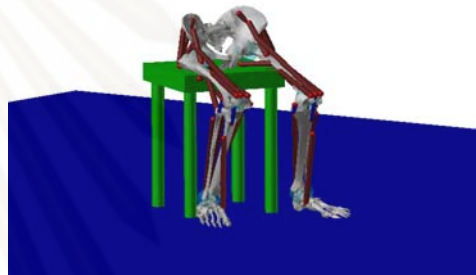


รูปที่ 5 (ก) โมเดลที่ใช้จำลองเพื่อศึกษาไดนามิกส์ในขณะเดิน



รูปที่ 4 (ข) โมเดลของเข่าที่แสดงเฉพาะเส้นเอ็น 4 เส้น

รูปที่ 4 โมเดลของข้อเข่าที่จำลองในบทความนี้



รูปที่ 5 (ข) โมเดลที่ใช้จำลองเพื่อศึกษาไดนามิกส์ในขณะนั่ง

รูปที่ 5 โมเดลที่ใช้จำลองเพื่อศึกษาไดนามิกส์

**3.3 ขั้นตอนสร้างกล้ามเนื้อและแรงที่ผิวสัมผัสต่าง ๆ** โดยนำค่าความยาวและพื้นที่หน้าตัดของกล้ามเนื้อจากฐานข้อมูลของซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD [1] ไปสร้างกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นที่ยึดกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้ง ดังรูปที่ 4 โมเดลของกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นที่สร้างนี้มีรูปแบบคล้ายกับสปริง สามารถยืดและหดตัวได้ สำหรับการสร้างกล้ามเนื้อให้กับโมเดลสามารถปรับให้เหมาะสมกับอายุ เพศ น้ำหนักและส่วนสูงของโมเดลที่ใช้ในการวิเคราะห์นี้ได้ ซึ่งรายละเอียดของโมเดลนี้ได้อธิบายไว้ในหัวข้อ 3.1 จากนั้นสร้างโมเดลพื้นเป็นแผ่นสี่เหลี่ยมจัตุรัสและเก้าอี้ ดังรูปที่ 5 และกำหนดหน้าสัมผัสที่จะเกิดแรงระหว่างกันขึ้น คือ หน้าสัมผัสระหว่างเท้ากับพื้น และกันกับเก้าอี้

**3.4 ขั้นตอนการจำลองการเคลื่อนที่แบบย้อนกลับ** โดยให้โมเดลเคลื่อนที่ไปตามตัวกำหนดการเคลื่อนที่จาก Motion Capture เพื่อหาแรงปฏิกิริยาที่พื้นและเก้าอี้กระทำกับร่างกาย และแรงเนื่องจากการยืดหรือหดตัวของกล้ามเนื้อ แล้วบันทึกเก็บไว้ จากนั้นทำการสร้างตัวกำหนดการเคลื่อนที่ใหม่โดยกำหนดการเคลื่อนที่ของกระดูกเชิงกรานเพียงส่วนเดียวเพื่อรักษาแนวทางการเคลื่อนที่ของโมเดลไว้คงเดิม

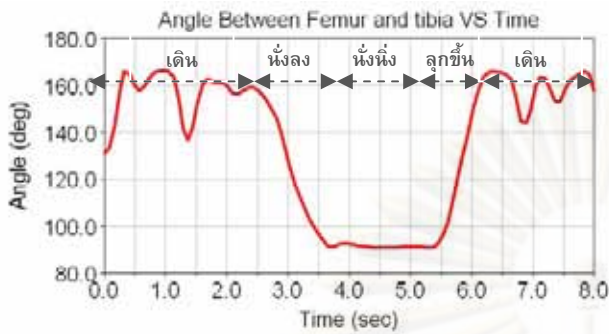
**3.5 ขั้นตอนการจำลองการเคลื่อนที่แบบไปข้างหน้า** ลบตัวกำหนดเส้นทางการเคลื่อนที่เดิมจาก Motion Capture ออก แล้วจำลองการเคลื่อนที่โดยตรงคือใช้แรงจากกล้ามเนื้อเป็นตัวสร้างการเคลื่อนที่ให้กับโมเดลแทน ทำการวิเคราะห์หาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น ตำแหน่งของโมเดล ความเร็ว ความเร่ง แรงภายในส่วนต่างๆ แรงปฏิกิริยาที่พื้นและเก้าอี้

**3.6 การสร้างกราฟแสดงผลและการวิเคราะห์** รวบรวมผลจากการจำลองการเคลื่อนที่จากการจำลองการเคลื่อนที่แบบไปข้างหน้า เลือกโหมดรูปแบบการแสดงผลของการจำลองไดนามิกส์ โดยจัดแสดงผลในรูปแบบของภาพเคลื่อนไหว(Animation) และสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ เทียบกับเวลา

#### 4. ผลที่ได้จากการจำลองโมเดลและการวิเคราะห์ไดนามิกส์

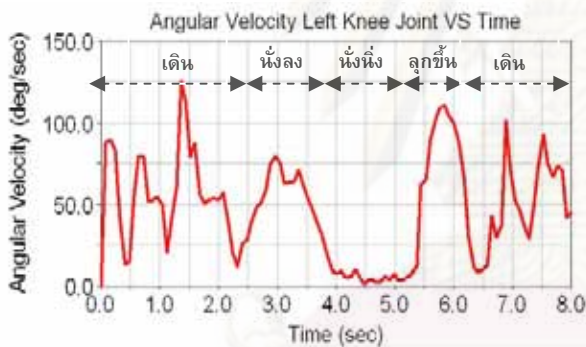
ผลการจำลองโมเดลแสดงในลักษณะของกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ เทียบกับเวลา ในขณะที่โมเดลกำลัง เดิน นั่ง และลุก โดยช่วงที่ 1 (วินาทีที่ 0 – 2.7) เป็นช่วงของการเดินโดยก้าวเท้าซ้าย ก้าวเท้าขวาไปที่เก้าอี้ และก้าวเท้าซ้ายตามไป จากนั้นเป็นช่วงที่ 2 (วินาทีที่ 2.7 – 3.8) คือเริ่มย่อตัวลงนั่งจนกระทั่งสัมผัสกับเก้าอี้ ช่วงที่ 3 (วินาทีที่ 3.8 – 5.3) เป็นช่วงที่นั่งอยู่นิ่ง ช่วงที่ 4 (วินาทีที่ 5.3 – 6.5) เป็นช่วงของการลุกขึ้นยืนตรง และช่วงสุดท้าย (วินาทีที่ 6.5 - 8) เป็นการก้าวเท้าซ้ายเดินต่อไป ซึ่งพารามิเตอร์ที่สำคัญจะนำมาเป็นข้อมูลช่วยในการออกแบบข้อเข่าเทียมให้สามารถเลียนแบบการเคลื่อนที่ตามธรรมชาติได้แก่ ช่วงการเคลื่อนที่ ความเร็วเชิงมุม ความเร่งเชิงมุม และแรง ในบทความนี้จึงได้แสดงถึงผลการวิเคราะห์พารามิเตอร์ต่างๆดังกล่าวข้างต้น ในรูปของกราฟของมุมระหว่างกระดูกหน้าแข้งกับกระดูกต้นขา ดังรูปที่ 6 กราฟของความเร็วเชิงมุมของ

กระดูกต้นขาตั้งรูปที่ 7 กราฟของความเร่งเชิงมุมของกระดูกต้นขา ตั้งรูปที่ 8 กราฟของแรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่าตั้งรูปที่ 9 และกราฟของแรงในเส้นเอ็นตั้งรูปที่ 10 โดยพารามิเตอร์ต่างๆได้แสดงผลเทียบกับเวลา



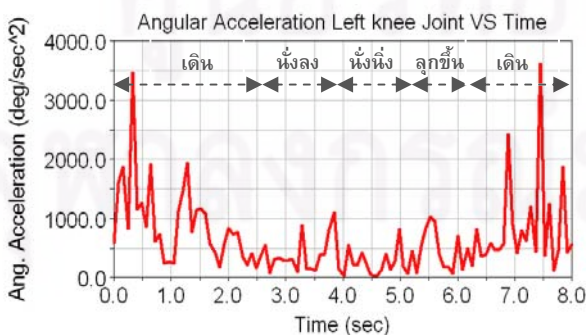
รูปที่ 6 แสดงมุมระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งที่เปลี่ยนแปลงไปเทียบกับเวลา

จากรูปที่ 6 พบว่าค่าของมุมระหว่างกระดูกต้นขาที่กระดูกหน้าแข้ง(Range of Motion) ของขาข้างซ้ายที่เปลี่ยนแปลงไปในช่วงที่ 1 และ 5 หรือช่วงการเดินมีค่าอยู่ระหว่าง 130 - 175 องศา คือมีช่วงของการแกว่งของขาประมาณ 45 องศา และขณะที่นั่งบนเก้าอี้มีการงอขาเป็นมุม 90 องศา



รูปที่ 7 แสดงค่าความเร็วเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลา

จากรูปที่ 7 ค่าความเร็วเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลา จะมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 50 องศาต่อวินาที และมีค่าสูงสุดคือ 125 องศาต่อวินาทีในขณะที่กำลังก้าวเท้าไปข้างหน้าซึ่งเป็นช่วงที่มีการเปลี่ยนแปลงมุมระหว่างกระดูกต้นขาที่กระดูกหน้าแข้งมากที่สุด



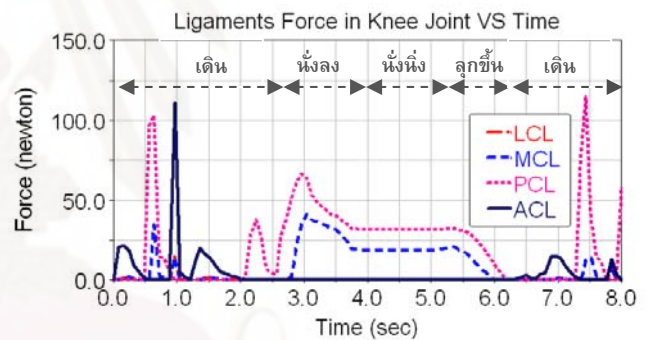
รูปที่ 8 แสดงค่าความเร่งเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลา

จากรูปที่ 8 ค่าความเร่งเชิงมุมของกระดูกต้นขาซ้ายเทียบกับเวลา มีค่าสูงสุดเป็น 3500 องศาต่อวินาที<sup>2</sup> ซึ่งเป็นช่วงที่มีการเปลี่ยนทิศทางการหมุนของกระดูกต้นขา และในช่วงที่ 3 นั้นโมเดลมีการขยับขาบ้างเล็กน้อย จึงมีค่าความเร่งเชิงมุมเกิดขึ้นดังรูป



รูปที่ 9 แสดงค่าแรงภายในข้อเข่าข้างซ้ายเทียบกับเวลา

จากรูปที่ 9 แรงภายในข้อเข่าขณะที่เดินจะเกิดแรงขึ้นมากที่สุดคือ 8 กิโลนิวตันในช่วงของการงอขา และเกิดแรงในช่วงการนั่ง 800 นิวตัน ค่าแรงเฉลี่ยที่เกิดขึ้นตลอดกิจกรรมคือ 2.35 กิโลนิวตัน



รูปที่ 10 แรงในเส้นเอ็นแต่ละเส้นในข้อเข่า

จากรูปที่ 10 แรงในเส้นเอ็น PCL และ MCL ในขณะนั่งมีค่า 30 นิวตันและ 20 นิวตันตามลำดับแสดงว่าขณะที่นั่งนั้น มีการบิดของเข่าเข้าด้านใน เมื่อมีการงอขาจะเกิดแรงขึ้นที่ ACL และ PCL ส่วน LCL มีผลในเชิงการรับแรงน้อยที่สุด

อย่างไรก็ตามความถูกต้องของผลการวิเคราะห์ไดนามิกส์ขึ้นอยู่กับความใกล้เคียงกันระหว่างโมเดลที่สร้างขึ้นกับคนจริงเป็นสิ่งสำคัญ กล่าวคือ ยิ่งสามารถจำลองโมเดลให้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากเท่าไรก็จะได้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องและมั่นใจได้มากขึ้นเท่านั้น โดยข้อมูลที่ได้จากบทความนี้สามารถนำไปใช้ในการพัฒนาการออกแบบข้อเข่าเทียมในอนาคตได้ โดยในอนาคตจะเป็นการจำลองการเคลื่อนไหวหลังจากใส่ข้อเข่าเทียมที่ออกแบบเข้าไปในโมเดลแล้วออกแบบและวิเคราะห์จนกระทั่งได้ข้อเข่าเทียมที่สามารถเลียนแบบให้มีการเคลื่อนไหวเหมือนกับการเคลื่อนไหวของคนปกติในกิจกรรมประจำวันได้

## 5. สรุป

จากการวิเคราะห์ไดนามิกส์ที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่าสรุปได้ว่าการใช้ซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD สามารถช่วยวิเคราะห์และจำลองการทำงานของข้อเข่าซึ่งสามารถวิเคราะห์ช่วงของการเคลื่อนที่ ความเร็วเชิงมุม ความเร่งเชิงมุมและแรงที่เกิดขึ้นภายในข้อเข่า ณ เวลาต่างๆได้ และได้ข้อมูลทางด้านไดนามิกส์ของข้อเข่าในขณะที่ทำกิจกรรมประจำวันทีละเอียดย่างเพียงพอ ซึ่งสามารถนำผลที่ได้นี้ไปใช้เป็นข้อมูลสำหรับการออกแบบข้อเข่าเทียมได้ต่อไปในอนาคต

## กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณกองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่สนับสนุนเงินวิจัยในการซื้อซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD มาช่วยในงานวิจัยนี้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] Diego Crovato, Biomechanics Research Group, Inc., "Gait Analysis," July, 2006, <http://www.lifemodeler.com>.
- [2] U.S. Department of Health and Human Services, "Joint Replacement : An Inside Look," April,2004, [http://www.fda.gov/fdac/features/2004/204\\_joints.html](http://www.fda.gov/fdac/features/2004/204_joints.html)
- [3] W. Norman Scott, "The Knee," Mosby Year Book, Inc.,1994.
- [4] National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Disease, "Questions and Answers About Knee Problems," May, 2006, <http://www.niams.nih.gov>.
- [5] Vicon, Life Science, "Gait Analysis & Rehabilitation," July 12, 2006, [http://www.vicon.com/applications/gait\\_analysis.htm](http://www.vicon.com/applications/gait_analysis.htm)

ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพ Kinematics Analysis of Human Knee Joint from Image Processing

ชญานันท์ วิรุฬห์ศรี\* ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ และ ดุสิต ภัทรนิธิคุณ  
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 \*อีเมล: [juksanee.v@chula.ac.th](mailto:juksanee.v@chula.ac.th)

Chanyaphan Virulsri\*, Pairat Tangpornprasert, and Dusit Phattaranithikhun  
Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University,  
Pathumwan, Bangkok 10330, \*E-mail: [juksanee.v@chula.ac.th](mailto:juksanee.v@chula.ac.th)

### บทคัดย่อ

ในปัจจุบันงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของร่างกายโดยเฉพาะข้อเข่าภายในประเทศมีค่อนข้างน้อยอีกทั้งข้อเข่าเป็นข้อต่อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกายมนุษย์ และเป็นข้อต่อที่สำคัญในการเดินหรือเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวัน จึงมีความจำเป็นต้องศึกษาและวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าของมนุษย์ เพื่อให้เข้าใจลักษณะการเคลื่อนที่และกลไกการทำงานต่าง ๆ ได้ การเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ของข้อเข่านั้นอาจทำได้หลายวิธี แต่วิธีที่เหมาะสมและสะดวกที่สุดสำหรับงานวิจัยคือการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ของข้อเข่าด้วยกล้องวิดีโอฟลูออโรสโคปที่มีลักษณะคล้ายตัวซี โดยที่ข้อเข่ามีเคลื่อนที่อยู่ในบริเวณของฉายรังสี ภาพวิดีโอที่ได้เป็นภาพฉายของกระดูกใน 2 มิติทางด้านข้าง ซึ่งวิธีการฉายรังสีนี้สามารถแก้ปัญหาความคลาดเคลื่อนของการเก็บข้อมูลที่เกิดจากการเลื่อนของชั้นผิวหนังได้ งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทำการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพที่ได้จากกล้องฟลูออโรสโคป โดยจะใช้ภาพฉาย 2 มิติที่ได้จากกล้องฟลูออโรสโคป ไปทำการประมวลผลภาพด้วยซอฟต์แวร์ MATLAB แล้ววิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD จะได้ข้อมูลตำแหน่งของกระดูกที่เคลื่อนที่ไปในเวลาต่าง ๆ ช่วงของมุมในการงอเข่า ความเร็วเชิงมุม และความเร่งเชิงมุมในระหว่างการยืดและการงอเข่า จากงานวิจัยนี้ทำให้ได้ข้อมูลที่จำเป็นต่อการนำไปใช้วิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นในข้อเข่าในระหว่างการเคลื่อนที่และใช้เป็นข้อมูลในการออกแบบข้อเข่าเทียม ที่ให้การเคลื่อนที่ที่เป็นธรรมชาติได้ต่อไปในอนาคต

### Abstract

There are few researches about kinematics analysis of human knee joint in Thailand. The knee joint is the largest joint of human and important for walking or movement activities in daily life. It is necessary to study and analyze the motion of human knee joint to understand the mechanism of the knee. There are many methods for motion capture, but the appropriate and convenient method for this research using C-arm video fluoroscopy. The acquired video

is a projection image of the dynamic X-rays in the sagittal plane. This method can avoid the problem of skin artifacts which is the major problem of conventional motion capture system. The objective of this research is to analyze kinematics of human knee joint by image processing. The 2D projection images from video fluoroscope processed by MATLAB. Use Adams-LifeMOD to find the position data of the bone with respect to time can be obtained. Then, range of motion, angular velocity and acceleration of knee during flexion/extension were computed. These results provide necessary data for force analysis in human knee joint and the knee prosthesis designs in the future.

### 1. บทนำ

จากสถิติผู้ป่วยโรคกระดูกและข้อในไทยของมูลนิธิโรคข้อ พบว่าปัจจุบันประเทศไทยมีผู้เป็นโรคข้อเสื่อมกว่า 6 ล้านคน และมีโรคข้ออักเสบ รูมาตอยด์ และโรคเกาต์ รวมกันเกือบ 7 ล้านคน โรคข้อเสื่อมจะพบมากในกลุ่มผู้สูงอายุที่มีอายุมากกว่า 65 ปีขึ้นไป มากถึงร้อยละ 50 และมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นทุกปี [1] ซึ่งการศึกษาวินิจฉัยด้านกลไกการเคลื่อนที่ของข้อเข่าเป็นส่วนสำคัญที่จะใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมเพื่อนำไปรักษาผู้ป่วยข้างต้น การเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ของข้อเข่าในปัจจุบันสามารถกระทำได้หลายวิธี อาทิเช่น การติดอุปกรณ์อ้างอิงตำแหน่งการเคลื่อนที่ไว้บนผิวหนังหรือฝังลงไปในร่างกายแล้วใช้กล้องตรวจจับการเคลื่อนที่, การใช้เครื่องมือวัดการเคลื่อนที่โดยตรงเช่น เครื่องวัดมุม, การฉายรังสีทั้งแบบอยู่หนึ่งและแบบเคลื่อนที่, การนำภาพตัดขวางมาประกอบกันเป็นแบบจำลอง ในแต่ละวิธีนั้นก็มียอดและข้อเสียแตกต่างกันไป [2], [3] สำหรับงานวิจัยนี้เลือกใช้การฉายรังสีด้วยฟลูออโรสโคป เนื่องจากการใช้กล้องวิดีโอฟลูออโรสโคปจะได้ข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนที่เทียบกับเวลา และได้ข้อมูลที่แม่นยำเนื่องจากไม่มีความคลาดเคลื่อนจากการเลื่อนของชั้นผิวหนัง [4] อีกทั้งเมื่อได้ข้อมูลจากกล้องวิดีโอฟลูออโรสโคปมาแล้วจะต้องนำไปประมวลผลและวิเคราะห์การเคลื่อนที่ซึ่งซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD [5]

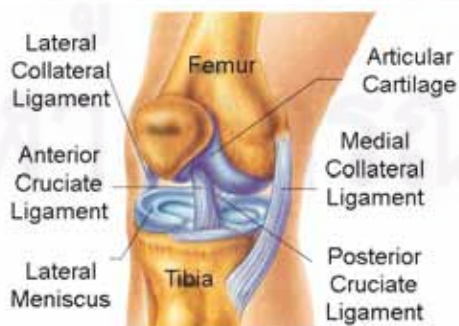
## 2. กายวิภาคของข้อเข่า (Anatomy)

ข้อเข่าของมนุษย์เป็นส่วนที่ไว้รับและส่งผ่านน้ำหนักของร่างกาย ท่อนบนตั้งแต่ต้นขาขึ้นไปลงสู่เท้า และยังช่วยให้สามารถเคลื่อนที่ร่างกายไปยังที่ต่างๆได้ ข้อเข่าถือว่าเป็นข้อต่อที่ซับซ้อนมากในร่างกาย เนื่องจากสามารถเลื่อน บิด และงอได้ ประกอบด้วยกระดูกแข็งคือ กระดูกต้นขา (Femur) กระดูกหน้าแข้ง (Tibia) และกระดูกลูกสะบ้า (Patella) กระดูกอ่อน (Meniscus) ที่อยู่ระหว่างกระดูกแข็งดังกล่าว และมีเส้นเอ็นที่ยึดกระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้งจำนวน 2 คู่ คือ เอ็นไขว้หน้าและหลัง (ACL&PCL) และเอ็นยึดด้านข้างในและนอก (MCL&LCL) และเส้นเอ็นที่ยึดกระดูกลูกสะบ้ากับกล้ามเนื้อ (Patella Tendon) [6] โดยมีลักษณะดังรูปที่ 1

การระหว่างเคลื่อนที่มีการสัมผัสกันระหว่างกระดูก 2 ส่วน ส่วนแรกคือ กระดูกต้นขาสัมผัสกับกระดูกอ่อนที่อยู่บนกระดูกหน้าแข้ง และส่วนที่สองคือกระดูกต้นขาสัมผัสกับกระดูกลูกสะบ้า การเคลื่อนที่หลักของข้อเข่าคือ การยืดและงอในแนว Sagittal Plane ในลักษณะบานพับ และยังมี การเลื่อนไถลของกระดูกต้นขาที่กระดูกหน้าแข้งทางด้านหน้าและหลังในระนาบการงอ และมีการหมุนเข้าด้านในของกระดูกหน้าแข้งรอบแกนตั้ง (Transverse Plane) เล็กน้อย ส่วนที่บริเวณปลายล่างของกระดูกต้นขาเรียกว่าคอนไดล์ (Condyle) มีลักษณะเป็นส่วนโค้งงอ 2 ส่วน มีร่องตรงกลางเป็นแนวให้กระดูกลูกสะบ้าเคลื่อนที่ไปมาบริเวณด้านหน้าระหว่างร่องนี้ กระดูกลูกสะบ้ามีหน้าที่คล้ายจุดหมุนในการเพิ่มแรงดึงจาก Patella Tendon ให้มากขึ้น เส้นเอ็น MCL อยู่ด้านในของข้อเข่า ส่วน LCL อยู่ด้านนอกของข้อเข่า ซึ่งเส้นเอ็นสองเส้นข้างต้นมีหน้าที่ในการยึดกระดูกทั้งสองไม่ให้บิดออกทางด้านข้างในแนว Frontal Plane ส่วน ACL และ PCL จะไขว้กันอยู่ตรงกลางป้องกันไม่ให้กระดูกหน้าแข้งเคลื่อนหลุดไปจากตำแหน่งข้อเข่าทางด้านหน้าและหลังตามลำดับ [7]

## 3. การเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่และการประมวลผลภาพ

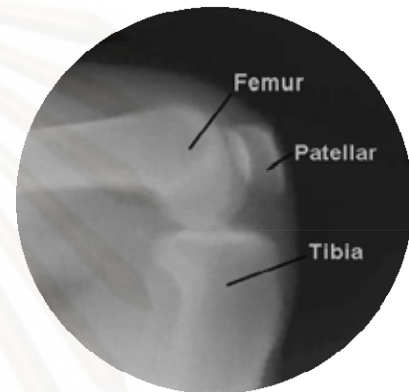
**3.1 การหาข้อมูลการเคลื่อนที่ของเข่า** สามารถทำได้หลายวิธีดังที่ได้กล่าวไปในบทนำบางส่วนแล้วนั้น เนื่องจากการติดอุปกรณ์ที่ภายนอก ร่างกาย จะมีปัญหาความคลาดเคลื่อนจากการเลื่อนของเซ็นเซอร์หรือถ้าหากติดตั้งไว้ข้างในร่างกายก็จะต้องผ่าตัดเพื่อฝังลงไป ดังนั้นวิธีที่สะดวกและเหมาะสมมากที่สุดในงานวิจัยนี้คือ การใช้วิดีโอฟลูออโรสโคปบันทึกการเคลื่อนที่ซึ่งจะได้การเคลื่อนที่ของกระดูกโดยตรง ทำให้ข้อมูลที่ได้มีความถูกต้องแม่นยำสูง อีกทั้งการบันทึกในรูปแบบวิดีโอ



รูปที่ 1 แสดงการวางตัวของกระดูกและเส้นเอ็นในข้อเข่า



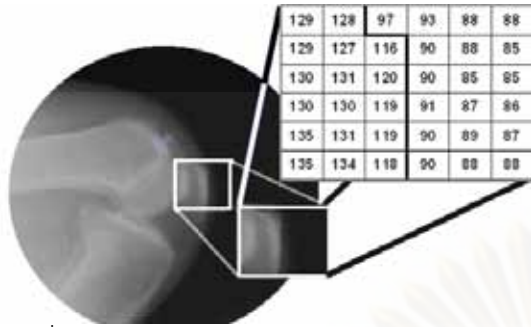
รูปที่ 2 เครื่องซีอาร์มฟลูออโรสโคปที่นำมาใช้ในการเก็บข้อมูล



รูปที่ 3 ภาพของข้อเข่าที่ได้จากกล้องวิดีโอฟลูออโรสโคป

ทำให้ได้ข้อมูลที่สามารถนำไปวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ได้ และสะดวกต่อการวิจัยเนื่องจากการเป็นการนำอุปกรณ์ที่มีอยู่แล้วในคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มาใช้ในการวิจัย และได้ตำแหน่งการเคลื่อนที่ที่สนับสนุนกับการนำไปวิเคราะห์ด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD กล้องที่ใช้ในการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ของข้อเข่านี้เป็นกล้องที่ติดอยู่ที่เครื่องซีอาร์มฟลูออโรสโคป ดังรูปที่ 2 บันทึกภาพในอัตรา 25 ภาพต่อวินาที บริเวณที่ใช้บันทึกภาพเป็นลักษณะวงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 30 เซนติเมตร โดยให้บริเวณข้อเข่าของผู้ทดลองอยู่ตรงกลางระหว่างตัวชี้ ภาพที่ได้เป็นภาพใน 2 มิติตามแนวตั้ง (Sagittal Plane) ลักษณะภาพวิดีโอเป็นภาพระดับสีเทา (Grayscale) คือมีค่าระดับความเข้มแสงอยู่ในช่วง 0-255 ดังรูปที่ 3 เก็บข้อมูลการเคลื่อนที่เป็นเวลาทั้งสิ้น 9.6 วินาที เริ่มต้นจากงอเข่าที่มุม 120 องศาแล้วยืดออกจนสุดและงอกลับมาอีกประมาณ 30 องศา

**3.2 นำภาพวิดีโอไปประมวลผลภาพด้วยซอฟต์แวร์ MATLAB** ที่มีชุดคำสั่งและฟังก์ชันสำเร็จรูปในการทำการประมวลผลภาพ นำมาช่วยในการระบุและหาตำแหน่งการเคลื่อนที่ของกระดูก เริ่มจากการแยกภาพวิดีโอออกมาวิเคราะห์ทีละภาพ ด้วยรูปแบบการเก็บข้อมูลรูปภาพในลักษณะเมทริกซ์โดยแบ่งภาพออกเป็น pixel [8] ดังรูปที่ 4 ทำให้สามารถอ้างอิงตำแหน่งการเคลื่อนที่ของกระดูกในเวลาต่างๆได้สะดวก โดยจะพยายามสร้างอัลกอริทึมเพื่อระบุพิกัดของกระดูกทั้ง Femur และ Tibia ณ pixel ใดๆจากภาพ จากนั้นบันทึกค่าตำแหน่งการเคลื่อนที่ที่ได้ลงในตาราง ดังแสดงในตารางที่ 1



รูปที่ 4 แสดงการเก็บข้อมูลรูปภาพในรูปแบบของเมทริกซ์ โดยใช้ตัวเลข 0-255 แทนระดับความเข้มแสงในภาพ

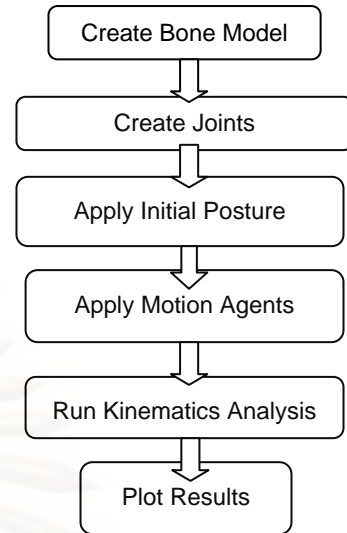
ตารางที่ 1 แสดงค่าเวลา หมายเลขของ Marker และตำแหน่งของ Marker ในแกน x-y (ข้อมูลตัวอย่างเพียงบางส่วน)

Time(s)	Marker	x	y	Time(s)	Marker	x	y
0.0	1	301	166	1.0	1	295	190
0.0	2	183	177	1.0	2	175	199
0.0	3	294	294	1.0	3	306	328
0.0	4	227	394	1.0	4	241	429
0.2	1	293	163	1.2	1	295	156
0.2	2	174	178	1.2	2	174	201
0.2	3	287	303	1.2	3	305	333
0.2	4	220	405	1.2	4	249	440
0.4	1	293	170	1.4	1	293	180
0.4	2	175	184	1.4	2	171	191
0.4	3	292	310	1.4	3	323	322
0.4	4	216	407	1.4	4	268	427
0.6	1	291	175	1.6	1	292	175
0.6	2	170	187	1.6	2	172	185
0.6	3	294	309	1.6	3	334	315
0.6	4	225	406	1.6	4	291	428
0.8	1	293	184	1.8	1	292	180
0.8	2	173	190	1.8	2	173	194
0.8	3	295	315	1.8	3	350	325
0.8	4	232	409	1.8	4	325	443

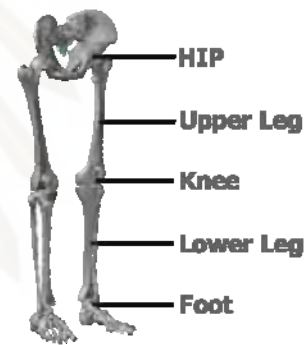
**4. การวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อเข่า**

ซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD มีลำดับการทำงานดังแสดงในรูปที่ 5 เริ่มจากการสร้างแบบจำลองของกระดูกส่วนที่จะวิเคราะห์หาการเคลื่อนที่ สร้างข้อต่อระหว่างกระดูกส่วนต่างๆ และกำหนดท่าทางเริ่มต้นในการวิเคราะห์ นำข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนที่ที่ได้จากซอฟต์แวร์ MATLAB ใส่ให้กับแบบจำลองเพื่อให้แบบจำลองเคลื่อนที่ไปตามที่กำหนด จากนั้นให้ซอฟต์แวร์ Adams จำลองการเคลื่อนที่และวิเคราะห์หาการเคลื่อนที่ของข้อเข่า และในขั้นตอนสุดท้ายคือการสร้างกราฟแสดงผลการวิเคราะห์ตามลำดับ โดยจะกล่าวถึงรายละเอียดในแต่ละขั้นตอนดังหัวข้อต่อไปนี้

**4.1 การสร้างแบบจำลองของกระดูก** เริ่มจากการกระดูกส่วนต่าง ๆ คือกระดูกสะโพก ต้นขา หน้าแข้ง และเท้า จากฐานข้อมูลของ LifeMOD (anthropometric database) สำหรับแบบจำลองนี้เป็นชายอายุ 40 ปี



รูปที่ 5 แผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลอง



รูปที่ 6 แสดงส่วนของแบบจำลองที่สร้างขึ้น



รูปที่ 7 แสดงข้อต่อที่สร้างขึ้นและเส้นบอกแนวแกนของแบบจำลอง

สูง 170 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 6 จากนั้นพยายามปรับขนาดความยาวและความกว้างของแบบจำลองให้เท่ากับขนาดกระดูกจริง และลดรูปแบบจำลองลงให้เหลือเพียงส่วนที่จะนำมาวิเคราะห์เท่านั้น

**4.2 การสร้างข้อต่อ** กำหนดข้อต่อระหว่างกระดูก 2 ท่อนที่มีการสัมผัสกัน (รูปทรงกลม) คือ กระดูกสะโพกและกระดูกต้นขา (ข้อสะโพก) กระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้ง (ข้อเข่า) กระดูกหน้าแข้งและกระดูกเท้า (ข้อเท้า) ดังรูป ที่ 7 กำหนดให้ข้อเข่าเป็นข้อต่อแบบหมุนได้เฉพาะ



ในแนว Sagittal (รอบแกนสีแดง) และสามารถเลื่อนตำแหน่งในพิกัด x-y ได้อย่างอิสระ กระดูกส่วนของสะโพกให้อยู่หนึ่งไม่มีการเคลื่อนที่ และให้ข้อเท้าเป็นแบบ Fixed-Joint เคลื่อนที่สัมพันธ์ไปกับกระดูกหน้าแข้ง

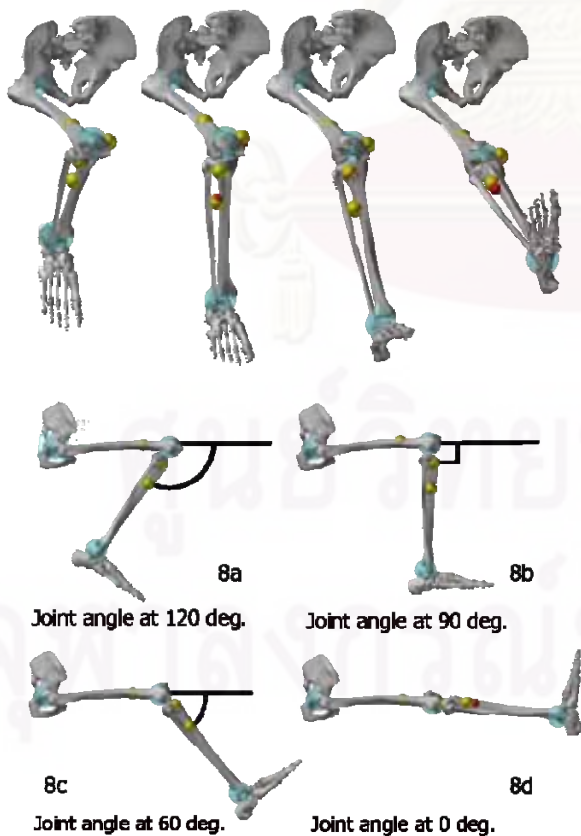
**4.3 การกำหนดท่าทางเริ่มต้น** กำหนดให้ท่าทางเริ่มต้นให้เหมือนกับท่าทางจากวิดีโอฟลูออโรสโคป คือมุมของสะโพกอยู่ที่ 90 องศา และข้อเข่าของข้อเข่าอยู่ที่ 120 องศา และให้มุมของข้อเท้าคงที่ที่ 90 องศา

**4.4 กำหนดการเคลื่อนที่ให้กับกระดูก** นำข้อมูลการเคลื่อนที่ของกระดูกที่ได้จาก MATLAB มาสร้างเส้นโค้งใน 2 มิติ ที่กำหนดเส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกหน้าแข้งและกระดูกต้นขา ดังแสดงในตารางที่ 1 โดยกำหนดจุดเริ่มต้น(origin) ไว้ที่กึ่งกลางของกระดูกสะโพก

**4.5 วิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อเข่า** วิเคราะห์ผลโดยให้ซอฟต์แวร์ Adams วิเคราะห์และคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น ช่วงมุมในการงอเข่า ความเร็วและความเร่งเชิงเส้นและเชิงมุมในการงอเข่า

**4.6 การสร้างกราฟแสดงผลการวิเคราะห์การเคลื่อนที่** นำผลจากการวิเคราะห์การเคลื่อนที่มาสร้างกราฟแสดงผล เลือกโหมดรูปแบบการแสดงผลของการจำลองไดนามิกส์ โดยจัดแสดงผลในรูปแบบของภาพเคลื่อนที่(Animation) พร้อมกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ต่างๆ เทียบกับเวลา

เมื่อสร้างและจำลองการเคลื่อนที่สำเร็จตามขั้นตอนข้างต้นแล้ว จะได้แบบจำลองดังรูปที่ 8



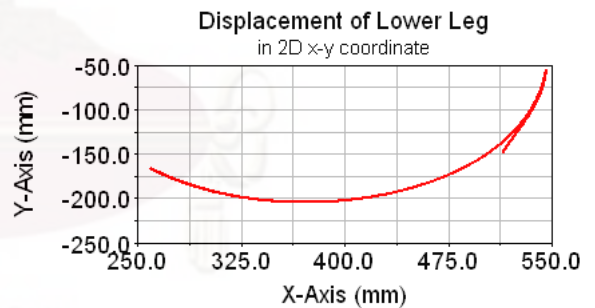
รูปที่ 8 แสดงแบบจำลองขณะที่งอเข่าท่ามุมต่างๆ กัน

**5. ผลที่ได้จากการวิเคราะห์การเคลื่อนที่**

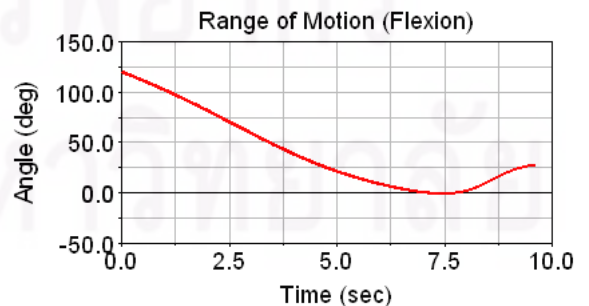
ผลการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ที่สามารถแบ่งออกได้เป็นส่วนย่อยด้วยกัน ส่วนแรกคือตำแหน่งการเคลื่อนที่ การเลื่อนตำแหน่งของกระดูกไปยังพิกัดต่างๆ ช่วงของการเคลื่อนที่ และมุมมองของเข่าในระหว่างการเคลื่อนที่ ส่วนที่สองคือความเร็วในการเคลื่อนที่ทั้งเชิงเส้นและเชิงมุม และส่วนสุดท้ายคือความเร่งเชิงเส้นและเชิงมุม ในงานวิจัยนี้ได้ทำการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของกระดูกเพียง 2 ส่วน คือกระดูกต้นขากับกระดูกหน้าแข้ง กระดูกต้นขามีการเคลื่อนที่ต่ำเล็กน้อยในระหว่างการยืดและเคลื่อนที่ขึ้นเล็กน้อยในระหว่างการงอขา เส้นกราฟจึงมีความใกล้เคียงกับเส้นตรงมาก ส่วนกระดูกหน้าแข้งมีการเคลื่อนที่เห็นได้ชัดเจนโดยสามารถวิเคราะห์ผลได้ดังนี้

จากรูปที่ 9 กระดูกหน้าแข้งมีแกว่งเป็นเส้นโค้งรีที่มีไม่คงที่ จุดศูนย์กลางมวลของกระดูกเลื่อนลงไปต่ำสุดที่ระยะ -205 มิลลิเมตรในขณะที่เข่ามีมุมงอ 40 องศา ดังรูปที่ 9 เส้นโค้งดังกล่าวเกิดขึ้นจากผลของการแกว่งโดยจุดศูนย์กลางการหมุนที่เปลี่ยนแปลงไปและหน้าสัมผัสระหว่างกระดูกมีการเลื่อนไถลด้วย การเคลื่อนที่ของกระดูกหน้าแข้งจึงเกิดเป็นเส้นโค้งรีที่มีไม่คงที่ดังกล่าว

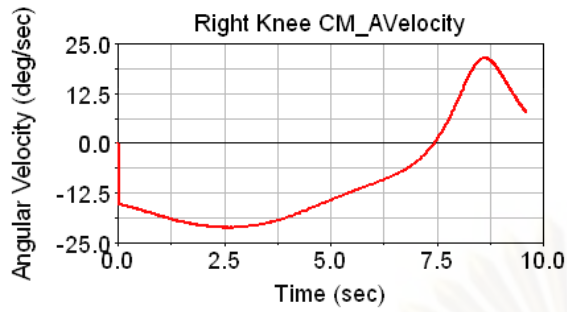
จากจุดที่เริ่มต้นวิเคราะห์คือที่มุมงอเข่า 120 องศา ดังรูปที่ 8a พบว่าข้อเข่าในแบบจำลองสามารถยืดตรงออกไปได้จนกระทั่งถึง 0 องศาที่เป็นเส้นตรง เมื่อเวลา 7.5 วินาที ดังรูปที่ 10 โดยช่วงเวลาในการยืดและงอเข่านี้จะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับกิจกรรมที่กระทำอยู่ด้วยการยืดขาตรงในระหว่างการเดินปกติจะยืดไปจนเหลือมุมงอประมาณ 5 องศา แต่จากผลการจำลองการเคลื่อนที่ที่ได้เป็นเส้นตรงนี้อาจเนื่องมาจากต้นแบบของแบบจำลองพยายามเหยียดขาให้ตรงหรืออาจมีแรงจากภายนอกมาดึงให้ขายืดออกไป



รูปที่ 9 เส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกหน้าแข้งใน Sagittal Plane



รูปที่ 10 ช่วงมุมระหว่างกระดูกต้นขาที่กระดูกหน้าแข้ง



รูปที่ 11 อัตราเร็วเชิงมุมของกระดูกหน้าแข้ง

จากรูปที่ 11 ที่ช่วงใกล้จะยึดขาตรงนั้นอัตราเร็วเชิงมุมของกระดูกหน้าแข้งมีค่าน้อย แสดงว่าช่วงที่เข่ามีมุมงอน้อยหรือใกล้จะเหยียดตรงแบบจำลองมีอัตราเร็วเชิงมุมของการยึดขาน้อย คือสามารถเหยียดขาตรงได้ข้านั้นเอง โดยที่แบบจำลองนี้จะสามารถยึดขาได้เร็วที่สุด 21.5 องศาต่อวินาที ในช่วงที่เข่าทำมุมงอนเป็นมุมประมาณ 70 องศา และมีอัตราเร็วเชิงมุมเฉลี่ย 14.8 องศาต่อวินาที ทั้งนี้อัตราเร็วในการงอขาจะขึ้นอยู่กับขนาดของกล้ามเนื้อของแต่ละคนด้วย

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าเพียงช่วงสั้น ๆ คือช่วงการยึดเข่าและมีกรงเข่าอีกเพียงเล็กน้อยเนื่องจากการนำภาพวิดีโอฟลูออโรสโคปของคนที่ปกติมาใช้ในศึกษานั้นยังมีข้อมูลอยู่ค่อนข้างน้อยและข้อจำกัดของการเก็บข้อมูลคนไข้ ในอนาคตหากสามารถรวบรวมข้อมูลการเคลื่อนที่ของข้อเข่าในกิจกรรมต่าง ๆ ได้มากขึ้นจะได้ผลการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อเข่าที่มากขึ้นด้วย อย่างไรก็ตามความถูกต้องของผลการวิเคราะห์ที่ขึ้นอยู่กับความใกล้เคียงกันระหว่างแบบจำลองที่สร้างขึ้นกับคนจริงเป็นสิ่งสำคัญ กล่าวคือยังสามารถสร้างแบบจำลองให้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากได้เท่าไรก็จะได้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องและมั่นใจได้มากขึ้นเท่านั้น สำหรับข้อมูลที่ได้จากบทความนี้สามารถนำไปเป็นส่วนหนึ่งในการพัฒนาและใช้ในการออกแบบข้อเข่าเทียมในอนาคตได้

ในการพัฒนางานวิจัยในอนาคตจะทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ใน 3 มิติ เพื่อให้ได้ผลการเคลื่อนที่ที่มีความถูกต้องมากที่สุด จะทำการสร้างอัลกอริทึมที่สามารถระบุตำแหน่งการเคลื่อนที่ของกระดูกได้สะดวกและง่ายต่อการนำไปใช้งานมากยิ่งขึ้น นอกจากนั้นจะทำการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ที่ซับซ้อนมากขึ้นนอกเหนือไปจากการงอเข่าเพียงอย่างเดียว และจะวิเคราะห์ไดนามิกส์ของข้อเข่าให้ได้ค่าแรงในระหว่างการเคลื่อนที่เพื่อนำไปใช้ในการวิเคราะห์ความเค้นและความเครียดภายในข้อเข่าในลำดับต่อไป

## 6. สรุป

จากการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ที่ข้อเข่าสามารถสรุปได้ว่าการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ด้วยกล้องวิดีโอฟลูออโรสโคปแล้วนำไปประมวลผลภาพสามารถหาตำแหน่งการเคลื่อนที่ของข้อเข่าได้อย่างแม่นยำ และเมื่อนำข้อมูลไปวิเคราะห์และจำลองการเคลื่อนที่ของข้อเข่าด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD สามารถหาข้อมูลการเคลื่อนที่ของข้อเข่าที่แม่นยำและละเอียดเพียงพอ ซึ่งสามารถนำผลที่ได้นี้ไปใช้เป็นข้อมูลสำหรับการออกแบบข้อเข่าเทียมได้ต่อไปในอนาคต

## กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณกองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่สนับสนุนเงินวิจัยในการซื้อซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD มาช่วยในงานวิจัยนี้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] ศูนย์วิทยบริการ, สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา, 2549. [http://elib.fda.moph.go.th/library/default.asp?page=news\\_detail&id=5779](http://elib.fda.moph.go.th/library/default.asp?page=news_detail&id=5779)
- [2] Alberto Leardini, Lorenzo Chiari. 2004. Human movement analysis using stereo-photogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & Posture*, Vol.21, pp. 212-225
- [3] Andrea Giovanni Cutti, Gabriele Paolini and Macro Troncosi. 2005. Soft tissue artifact assessment in humeral axial rotation. *J. Gait and Posture*, Vol 21, pp.341-349.
- [4] Monika Silvia Zihlmann, Hans Gerber, Alex Stacoff, Kathrin Burckhardt. 2005. Three-dimensional kinematics and kinetics of total knee arthroplasty during level walking using single plane video-fluoroscopy and force plates: A pilot study. *Gait & Posture*, Vol.24, pp. 475-481.
- [5] LifeMOD™, Biomechanics Research Group, Inc. "Software Features," July 2007, <http://www.lifemodeler.com>.
- [6] W. Norman Scott, "The Knee," Mosby Year Book, Inc., 1994.
- [7] Margareta Nordin. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 3rd Edition. United States of America. Lippincott Williams & Wilkins Company. 2001.
- [8] ฤทธิชัย วุฒิสัทกุลกิจและคณะ, "การใช้งานซอฟต์แวร์ MATLAB เบื้องต้น," สำนักพิมพ์แห่งจุฬา

## พลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายท่อนล่างจากการประมวลผลภาพ Joints dynamic of human lower limb from image processing

ชญาน์พันธ์ วิรุฬห์ศรี\* ไพรซ์ ตั้งพรประเสริฐ และ ดุสิต ภัทรานธิคุณ  
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 \*อีเมล: [juksanee.v@chula.ac.th](mailto:juksanee.v@chula.ac.th)

Chanyaphan Virulsri\*, Pairat Tangpomprasert, and Dusit Phattaranithikhun  
Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University,  
Pathumwan, Bangkok 10330, \*E-mail: [juksanee.v@chula.ac.th](mailto:juksanee.v@chula.ac.th)

### บทคัดย่อ

ในปัจจุบันงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายมนุษย์ในขณะที่กำลังทำกิจกรรมอยู่นั้นต้องการข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกาย ซึ่งระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่มีขายในเชิงการค้ามีราคาสูงมาก งานวิจัยนี้จึงศึกษาและวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อต่อจากการเคลื่อนไหวของร่างกายท่อนล่างโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเข้าช่วย โดยการเก็บภาพด้วยกล้องวิดีโอพร้อมทั้งติดมาร์กเกอร์ซึ่งเป็นวิธีที่สะดวกและมีราคาไม่แพง ทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายท่อนล่างของคนในขณะที่กำลังเดิน ด้วยกล้องวิดีโอจำนวน 2 กล้อง โดยติดมาร์กเกอร์จำนวน 14 จุดที่ผิวหนังเพื่อใช้ระบุตำแหน่งพิกัด ภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอจะเป็นภาพของร่างกายฝั่งซ้ายและขวาใน 2 มิติตามแนว Sagittal Plane ภาพที่ได้จะถูกนำไปประมวลผลภาพด้วยซอฟต์แวร์ MATLAB เพื่อหาตำแหน่งพิกัดต่าง ๆ ของมาร์กเกอร์ที่ติดบนร่างกาย ซึ่งจำเป็นต่อการนำไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์ที่ใช้สำหรับวิเคราะห์ระบบทางกลศาสตร์ของร่างกายมนุษย์ โมเดลที่จำลองนั้นได้จำลองให้มีลักษณะใกล้เคียงกับความเป็นจริงโดยสามารถกำหนดพารามิเตอร์ เช่น น้ำหนักและส่วนสูง ค่าตำแหน่งของมาร์กเกอร์ที่ได้จากการประมวลผลภาพจะเป็นตัวกำหนดการเคลื่อนไหวของโมเดลเมื่อนำข้อมูลการเคลื่อนที่และพารามิเตอร์ของร่างกายมาทำการวิเคราะห์ด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD แล้วพบว่าสามารถหาค่าพารามิเตอร์ทางพลศาสตร์ที่ข้อเท้า ข้อเข่า และข้อสะโพกในขณะเวลาต่าง ๆ เช่น ความเร็ว แรงบิด หรือโมเมนต์ได้ จากงานวิจัยนี้ทำให้ได้ข้อมูลที่จำเป็นและเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการออกแบบข้อเทียม รวมถึงการพัฒนาศักยภาพในการรักษาภาพบำบัด และวงการวิทยาศาสตร์กีฬาในอนาคต

### Abstract

Recently researches about joint dynamics of human movement require the human body motion data. Nevertheless, the

commercial motion capture system is too expensive. The purpose of this research is to study and analyze joint dynamics from the motion of human lower limbs by image processing technique. The method for motion captures by video motion tracking with skin markers which convenient and inexpensive is selected. The motion data is collected by using two video cameras and fourteen markers attached to skin for defining position. The acquired video is images from two sides in Sagittal plane. The images were processed by MATLAB to find the marker positions on the body which are the necessary data for simulation in Adams-LifeMOD. Adams-LifeMOD is the commercial software for dynamics analysis of biological modeling system. The simulated model is the most similar to prototype with modified weight and height. The marker positions from image processing are motion agents of the model. When input motion data and body parameter to LifeMOD, we obtained dynamics parameters of the hip, knee and ankle joints during activity such as angular velocity, torque and moment. These results provide necessary data for joint prosthesis designs and improve potential for physiotherapy and sports science in the future.

### 1. บทนำ

ข้อต่อของมนุษย์เป็นส่วนที่สำคัญที่สุดส่วนหนึ่งที่ใช้ในการเคลื่อนไหว ช่วยรับและส่งผ่านน้ำหนักของร่างกายจากท่อนบนลงสู่พื้นในร่างกายนมนุษย์นั้นข้อต่อหลักที่มีผลต่อการเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวัน เช่น การเดิน การลุก-นั่ง คือข้อต่อของร่างกายท่อนล่างซึ่งประกอบด้วย ข้อเท้า ข้อเข่า และ ข้อสะโพก ข้อต่อของมนุษย์ทุกคนมีหน้าที่และกลไกการทำงานเหมือนกัน แต่จะแตกต่างกันที่ขนาดของกระดูกแต่ละชิ้น ค่ามุมการงอขณะที่เคลื่อนไหว และค่าแรงกระทำในแต่ละ

ละกิจกรรม ซึ่งค่าต่าง ๆ เหล่านี้จะขึ้นอยู่กับลักษณะการเคลื่อนไหว ส่วนสูง และน้ำหนักตัวของแต่ละคน [1]

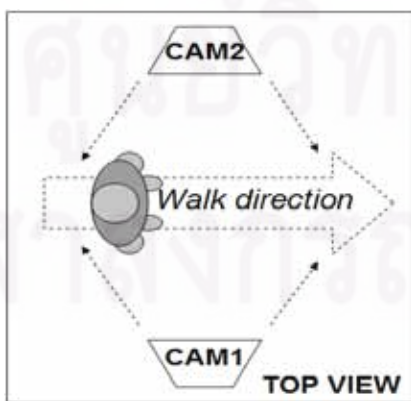
ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อต่อของร่างกายมนุษย์ จำเป็นต้องใช้ข้อมูลการเคลื่อนไหวในขณะที่ร่างกายกำลังทำกิจกรรมที่ เวลาต่าง ๆ ระบบการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวที่มีขายในเชิงการค้า นั้น มีราคาที่สูงมาก วิธีหนึ่งที่จะทำให้สามารถเก็บข้อมูลได้สะดวกและมี ราคาไม่แพง คือ การใช้กล้องวิดีโอบันทึกการเคลื่อนไหวของร่างกาย จำนวน 2 ตัว โดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพเข้าช่วย ซึ่งเป็นวิธีที่จะ ทำให้ได้ข้อมูลการเคลื่อนไหวที่เป็นธรรมชาติตามการเคลื่อนไหวจริง

เมื่อนำภาพที่บันทึกได้ไปทำการประมวลผลภาพจะได้ข้อมูล ตำแหน่งการเคลื่อนไหวที่เวลาต่าง ๆ ที่จำเป็นต่อการนำไปจำลองการ เคลื่อนไหวด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD [2] ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์ที่ใช้ สำหรับวิเคราะห์ระบบทางกลศาสตร์ของร่างกายมนุษย์ ช่วยในการ คำนวณหาพลศาสตร์ของข้อต่อภายในร่างกายได้ ซอฟต์แวร์นี้มี แบบจำลองของร่างกายมนุษย์ ข้อมูลกระดูกและกล้ามเนื้อต่าง ๆ อยู่ แล้ว สามารถปรับแต่งพารามิเตอร์ต่าง ๆ อาทิเช่น น้ำหนักและส่วนสูง ได้ จึงมีความสะดวกต่อการทำวิจัยในครั้งนี้

จากงานวิจัยนี้ทำให้ได้ข้อมูลที่จำเป็นและเป็นประโยชน์อย่างยิ่ง ต่อการออกแบบข้อเทียม รวมถึงการพัฒนาศักยภาพในการรักษา ภาวะขาพิการ และวงการวิทยาศาสตร์กีฬาในอนาคตได้

### 2. การเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว

ข้อมูลการเคลื่อนไหวในงานวิจัยนี้ เป็นข้อมูลของอาสาสมัคร หญิงอายุ 20 ปี มีน้ำหนัก 50 กิโลกรัม สูง 155 เซนติเมตร มาทำการ เก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว โดยใช้กล้องวิดีโอในการบันทึกการเคลื่อนไหว จำนวน 2 ตัว บันทึกด้วยความละเอียด 1 ล้านพิกเซล ความถี่ 25 ภาพ ต่อวินาที กำหนดให้อาสาสมัครเดินผ่านระหว่างกล้องทั้งสองตัวตาม แนวเส้นที่กำหนดไว้ แล้วบันทึกภาพข้อมูลการเคลื่อนไหวใน 2 มิติ ตาม แนวการเดิน (Sagittal Plane) ดังรูปที่ 1 บันทึกการเดินต่อเนื่องกัน 1 รอบของการเดิน คือตั้งแต่เริ่มก้าวเท้าเดินไปจนถึงเริ่มก้าวเท้าข้าง เดียวกันนั้นอีกครั้งหนึ่ง โดยจัดวางกล้องให้มองเห็นบริเวณตั้งแต่สะโพก ลงไปจนถึงพื้น มาร์กเกอร์ที่ใช้สำหรับอ้างอิงตำแหน่งมีขนาด



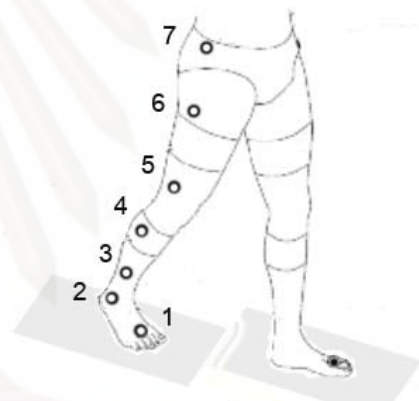
รูปที่ 1 แสดงแผนผังการเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอ 2 ตัว

เส้นผ่านศูนย์กลาง 3 เซนติเมตร ติดไว้ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย ทั้ง ซ้ายและขวารวม 14 ตำแหน่ง ดังรูปที่ 2 เพื่อให้สามารถบอกตำแหน่ง การเคลื่อนไหวของร่างกายก่อนแล้วได้ครบ

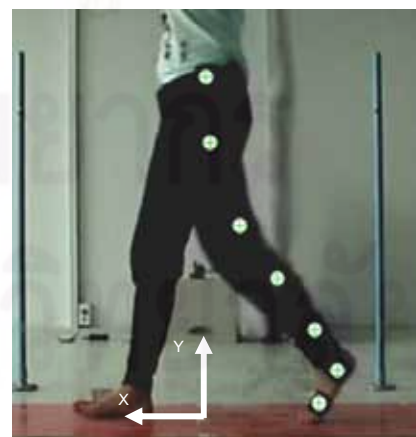
### 3. การประมวลผลภาพเพื่อหาตำแหน่งการเคลื่อนไหว

เมื่อบันทึกการเคลื่อนไหวได้ครบแล้ว จึงนำภาพการเคลื่อนไหว มาประมวลผลภาพโดยใช้ซอฟต์แวร์ MATLAB [3] ซึ่งมีชุดคำสั่งเสริม สำหรับช่วยในการช่วยในการประมวลผลภาพ สามารถแปลงภาพเป็น ข้อมูลเชิงตัวเลขในรูปแบบของเมทริกซ์ตามระดับความเข้มของแสงได้ มีขั้นตอนในการประมวลผลภาพมีดังนี้

1. จัดเตรียมภาพ โดยแยกข้อมูลการเคลื่อนไหวจากกล้องวิดีโอทั้งสองออกมาประมวลผลทีละภาพ แล้วปรับระดับแสงให้เท่ากัน
2. หาขอบของมาร์กเกอร์ที่ติดบนร่างกายจากภาพ โดยหลักความแตกต่างของระดับความเข้มแสง แล้วนำขอบที่ได้ไปหาจุดศูนย์กลางของ มาร์กเกอร์ จะได้จุดศูนย์กลาง 7 จุด และมีแกนอ้างอิง ดังรูปที่ 3



รูปที่ 2 แสดงแผนผังตำแหน่งที่ติดมาร์กเกอร์ที่ร่างกายฝั่งขวา จำนวน 7 ตำแหน่ง



รูปที่ 3 แสดงตำแหน่งจุดศูนย์กลางของมาร์กเกอร์

3. จัดเรียงลำดับมาร์กเกอร์ ตามตำแหน่งที่มาร์กเกอร์นั้นติดอยู่ เพื่อใช้ในการระบุตำแหน่ง

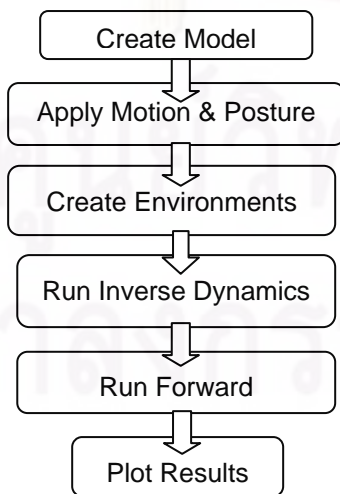
4. นำข้อมูลตำแหน่งของมาร์กเกอร์ในช่วงเวลาเดียวกันจากกล้องตัวที่สองมารวมกับข้อมูลชุดแรกและปรับให้ได้ระยะความยาวจริง จะได้ข้อมูลการเคลื่อนไหว ดังแสดงตัวอย่างของข้อมูลในตารางที่ 1

**4. การจำลองการเคลื่อนไหวของร่างกาย**

ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการจำลองเคลื่อนไหวของร่างกาย คือ ซอฟต์แวร์ ADAMS-LifeMOD ประกอบด้วย ส่วนของ ADAMS ที่ใช้ในการจำลองและการคำนวณระบบทางกลศาสตร์ และ LifeMOD ซึ่งเป็นส่วนเสริมของ ADAMS ที่มีข้อมูลโมเดลของกระดูก กล้ามเนื้อและข้อต่อ ตลอดจนคุณสมบัติต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับมนุษย์ การจำลองการเคลื่อนไหวนั้น เริ่มจากการสร้างโมเดลกระดูก กล้ามเนื้อและข้อต่อของร่างกายก่อนแล้ว สร้าง กำหนดคุณสมบัติของผิวสัมผัสระหว่างเท้ากับพื้นและท่าทางเริ่มต้นในการวิเคราะห์ นำข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้จากการประมวลผลภาพใส่ให้กับโมเดล การจำลองการเคลื่อนไหวและวิเคราะห์หาพลศาสตร์ของข้อต่อ และขั้นตอนสุดท้ายคือการแสดงผลการวิเคราะห์ตามลำดับ ดังรูปที่ 4 โดยจะกล่าวถึงรายละเอียดในแต่ละขั้นตอนดังหัวข้อย่อยต่อไปนี้

ตารางที่ 1 แสดงตัวอย่างข้อมูลการเคลื่อนไหวในช่วงเวลาต่าง ๆ

Time(s)	Marker	X (mm)	Y (mm)
0.24	1	293	63
0.24	2	174	178
0.24	3	287	283
0.24	4	320	405
0.28	1	295	90
0.28	2	175	199
0.28	3	306	308
0.28	4	341	429



รูปที่ 4 แผนภูมิแสดงลำดับและขั้นตอนการจำลองโมเดล

4.1 **สร้างโมเดลกระดูก** สร้างโมเดลกระดูกส่วนต่าง ๆ ได้แก่กระดูก สะโพก ต้นขา หน้าแข้ง และเท้า จากฐานข้อมูลของ LifeMOD (anthropometric database) ดังแสดงในรูปที่ 5 สำหรับโมเดลที่สร้างขึ้นนี้สามารถปรับขนาดความยาวและเส้นผ่านศูนย์กลางของกระดูกให้มีขนาดใกล้เคียงกับขนาดกระดูกจริงของอาสาสมัครได้โดยปรับที่ความยาวของกระดูกแต่ละท่อน สร้างข้อต่อระหว่างกระดูก 2 ท่อนที่มีการสัมผัสกัน คือ กระดูกสะโพกและกระดูกต้นขา (ข้อสะโพก) กระดูกต้นขาและกระดูกหน้าแข้ง (ข้อเข่า) กระดูกหน้าแข้งและกระดูกเท้า (ข้อเท้า) ดังรูปที่ 5 กำหนดให้ข้อต่อทั้ง 3 เคลื่อนที่สัมผัสกันแบบหมุนได้รอบ 3 แกน (ball-socket joint) และกำหนดค่า stiffness ให้กับข้อต่อ

4.2 **กำหนดการเคลื่อนไหวให้กับโมเดล** นำข้อมูลการเคลื่อนไหวของกระดูกที่ได้จากการประมวลผลภาพ มาสร้างเส้นโค้งใน 2 มิติ ที่กำหนดเส้นทางการเคลื่อนที่ของกระดูกแต่ละท่อน จากตารางที่ 1 โดยกำหนดจุดเริ่มต้น (origin) ไว้ที่กึ่งกลางของกระดูกสะโพก และกำหนดท่าทางเริ่มต้นให้เหมือนกับภาพแรกที่ได้เก็บข้อมูลไว้ สามารถจำลองหาการเคลื่อนไหวของโมเดลได้ ดังรูปที่ 6

4.3 **สร้างกล้ามเนื้อและกำหนดหน้าสัมผัสของโมเดล** กำหนดให้กล้ามเนื้อแต่ละส่วนออกแรงดึงแปรผันตรงกับระยะยืด โดยใช้ข้อมูลขนาดของแรงสูงสุดที่รับได้ของกล้ามเนื้อจากฐานข้อมูลของ LifeMOD ที่ได้มาจากการวิจัย [4] และกำหนดหน้าสัมผัสระหว่างเท้ากับพื้นซึ่งจะทำให้ทราบแรงที่เกิดขึ้นในระหว่างการเคลื่อนไหว



รูปที่ 5 แสดงโมเดลกระดูกและข้อต่อที่สร้างขึ้น



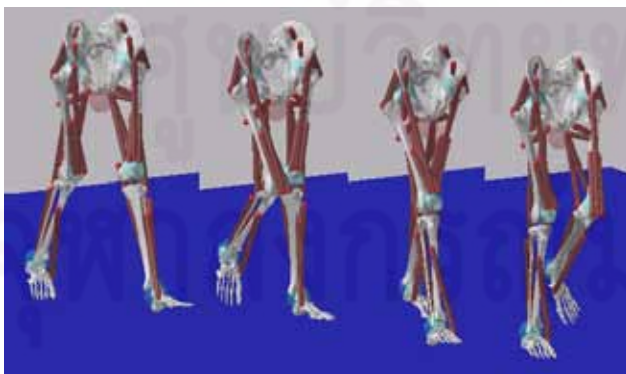
รูปที่ 6 แสดงการเคลื่อนไหวของโมเดล

4.4 จำลองการเคลื่อนไหวและหาพลศาสตร์ใช้ซอฟต์แวร์วิเคราะห์ผลทำการจำลองการเคลื่อนไหวและคำนวณพลศาสตร์แบบย้อนกลับ โดยควบคุมให้โมเดลเคลื่อนไหวตามข้อมูลการเคลื่อนไหวที่ได้จากการประมวลผลภาพ เพื่อคำนวณหาแรงจากกล้ามเนื้อที่กระทำกับกระดูกส่วนต่าง ๆ และแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำกับเท้าคน ค่าการเคลื่อนไหวและมุมการงอของข้อต่อ จากนั้นจำลองการเคลื่อนไหวและคำนวณพลศาสตร์แบบไปข้างหน้า โดยให้โมเดลเคลื่อนไหวเองด้วยแรงที่เกิดจากกล้ามเนื้อเพื่อนำไปคำนวณหาแรงที่กระทำกับกระดูกและแรงภายในข้อต่อที่เกิดจากการเคลื่อนไหวที่แท้จริง จะได้โมเดลที่มีการเคลื่อนไหวเป็นธรรมชาติดังรูปที่ 7 จากนั้นทำการวิเคราะห์และคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น ช่วงของมุมในการงอของข้อต่อ ความเร็วเชิงมุมในการงอ และแรงที่เกิดภายในข้อต่อส่วนต่าง ๆ

5. ผลที่ได้จากการหาพลศาสตร์ของข้อต่อ และอภิปรายผล

งานวิจัยนี้ได้ทำการหาข้อมูลทางพลศาสตร์ของข้อต่อ อาทิเช่น ช่วงมุมงอของข้อต่อที่เวลาต่าง ๆ อัตราเร็วเชิงมุม แรงลัพท์ที่กระทำ และแรงบิดที่ข้อต่อในระหว่างการเดิน 1 รอบ (ตั้งแต่ช่วงก้าวเท้าข้างหนึ่งไปจนถึงการก้าวเท้าข้างเดียวกันนั้นอีกครั้ง) ของข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ได้ข้อมูลพลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายท่อนล่างดังนี้

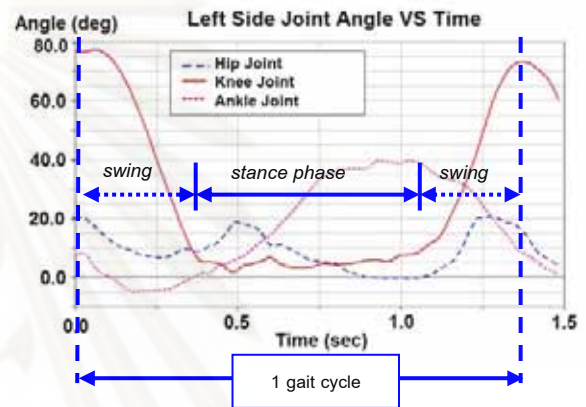
ผลการจำลองการเคลื่อนไหวที่ได้คือ เริ่มนับเวลาที่โมเดลใช้ในการเดินจากวินาทีที่ 0 ไปสิ้นสุดที่วินาทีที่ 1.32 แสดงว่าโมเดลนี้ใช้เวลาในการเดิน 1 รอบ (gait cycle) เป็น 1.32 วินาที ซึ่งมีค่าอยู่ในช่วงระยะเวลาของการเดิน 1 รอบของคนโดยเฉลี่ย คือ ประมาณ 1.0 - 1.4 วินาที วิเคราะห์การเดินโดยแบ่งออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงที่เท้าอยู่บนพื้น (Stance phase) และช่วงที่เท้าลอยจากพื้น (Swing phase) การเคลื่อนไหวของโมเดลนี้มีช่วงเวลาที่เท้าอยู่บนพื้นเป็นเวลา 0.76 วินาที ตามที่ลูกศรกำกับไว้ ดังรูปที่ 8 หมายความว่า การก้าวขาที่มีอัตราส่วนระยะเวลาระหว่างช่วงที่เท้าอยู่บนพื้นเป็น 57.6 % ของเวลาในการเดิน 1 รอบ แต่การเดินของคนโดยทั่วไปจะมีอัตราส่วนประมาณ 60 % [5] แสดงว่าโมเดลนี้มีช่วงการก้าวเท้าที่เท้าลอยจากพื้นนานกว่าปกติเล็กน้อยในระหว่างการเดิน ข้อต่อที่มีการเปลี่ยนแปลงมุมมากที่สุดคือข้อเข่า ซึ่งมีค่าประมาณ 80 องศา ส่วนข้อสะโพกและข้อเท้ามีการ



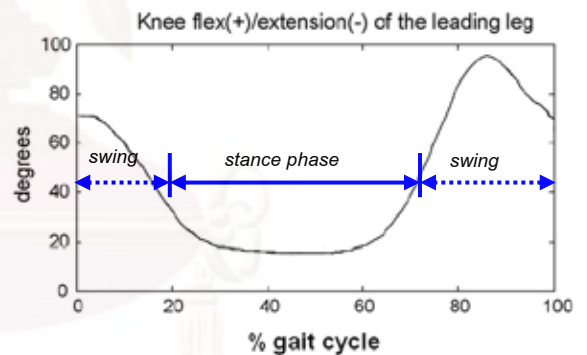
รูปที่ 7 โมเดลที่จำลองขึ้นใน 4 ช่วงเวลา

เปลี่ยนแปลงมุมงอ 20 องศา และ 45 องศา ตามลำดับ ซึ่งอยู่ในช่วงของคนปกติที่มีการเปลี่ยนแปลงมุมของข้อเข่ามากที่สุด อันเนื่องมาจากกลไกการเดินของคนจะใช้การแกว่งขาเพื่อก้าวเท้าไปข้างหน้า และมุมของข้อเข่าในงานวิจัยนี้มีค่าใกล้เคียงของ Bih-Jen Hsu [6] ดังรูปที่ 9

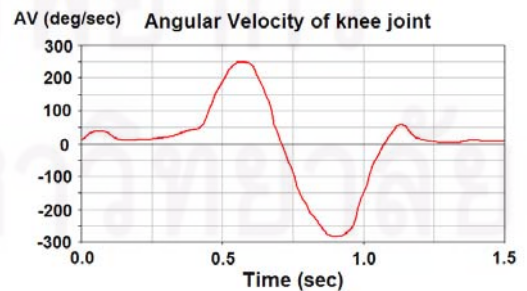
จากรูปที่ 10 อัตราเร็วเชิงมุมของข้อเท้าข้างขวาในขณะเดินของโมเดลมีค่าสูงสุดเป็น 300 องศาต่อวินาที ทั้งช่วงการงอขาและช่วงการยืดขา โมเดลนี้มีอัตราเร็วสูงสุดในการแกว่งขาขณะเดินใกล้เคียงและอยู่ในช่วงที่ Diane L ทำการวิเคราะห์ไว้คือ 190 – 420 องศาต่อวินาที [7]



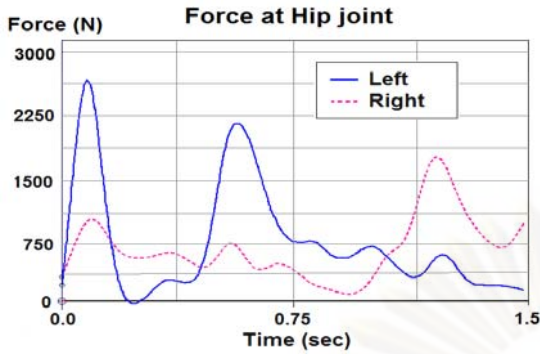
รูปที่ 8 แสดงมุมงอของข้อต่อของขาข้างซ้าย



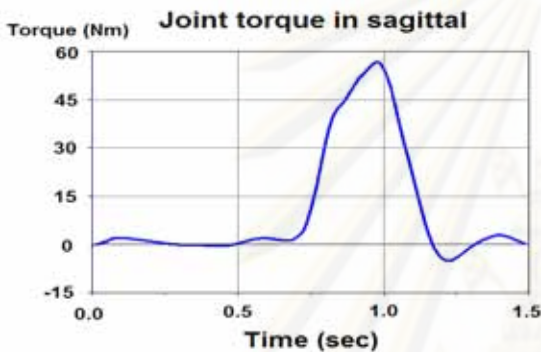
รูปที่ 9 แสดงมุมงอของข้อเข่าจากงานวิจัยของ Bih-Jen Hsu



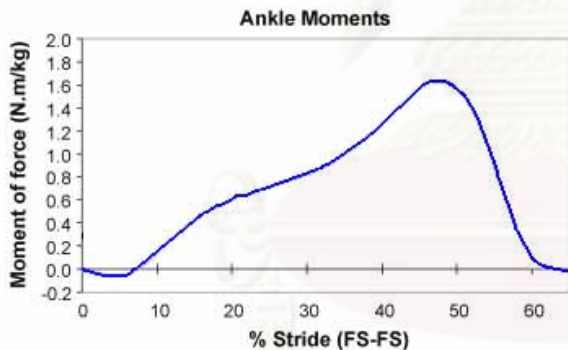
รูปที่ 10 แสดงค่าอัตราเร็วเชิงมุมของข้อเข่าข้างขวา



รูปที่ 11 แสดงการเปรียบเทียบแรงในข้อสะโพกข้างซ้ายและขวา



รูปที่ 12 แสดงค่าแรงบิดที่ข้อเท้าซ้ายของโมเดล



รูปที่ 13 แสดงค่าแรงบิดที่ข้อเท้าจากงานวิจัยของ Francois

จากรูปที่ 11 แรงที่กระทำกับข้อสะโพกมีค่าสูงสุดที่ 2,500 นิวตัน เกิดขึ้นในช่วงแรกที่เท้าซ้ายลอยจากพื้น และในการเดินของโมเดลนี้ได้ทิ้งน้ำหนักกลงพื้นในช่วงที่ฝ่าเท้าสัมผัสพื้นคล้ายการกระแทกจนเกิดแรงกระทำกับข้อสะโพกประมาณ 4 เท่าของน้ำหนักตัว จากนั้นแรงกระทำที่ข้อต่อจะลดลงจนมีค่าน้อยที่สุดเมื่อเข้าสู่ช่วงที่เริ่มยกขาขึ้นเพื่อก้าวขาเดินต่อไป โดยแรงในข้อสะโพกทั้งฝั่งซ้ายและขวาได้กราฟลักษณะใกล้เคียงกัน

ในช่วงที่เท้าลอยจากพื้น ข้อต่อจะไม่ต้องรับแรงกดดันเนื่องมาจากน้ำหนักตัว แต่จะเกิดแรงอันเนื่องมาจากกล้ามเนื้อเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของขาให้ก้าวไปทางด้านหน้า ในขณะที่เดียวกันข้อต่อของเท้าที่อยู่บนพื้นจะต้องรับแรงอันเนื่องมาจากน้ำหนักตัว และในช่วงแรกของ

ช่วงนี้นั้นจะมีแรงกระแทกบางส่วนซึ่งขึ้นอยู่กับลักษณะการเดินของแต่ละคนด้วย หลังจากนั้นจะเป็นช่วงที่กล้ามเนื้อออกแรงเพื่อทำให้ร่างกายทั้งหมดเคลื่อนที่ไปข้างหน้า

จากรูปที่ 12 แรงบิดที่ข้อเท้าซ้ายของโมเดลมีค่าสูงสุดที่ช่วงวินาทีที่ 1.0 ซึ่งเป็นช่วงที่เท้าซ้ายของโมเดลอยู่บนพื้นและเท้าขวากำลังจะแตะถึงพื้น มีค่าแรงบิดเป็น 1.2 Nm/kg และมีค่ามากที่สุดเมื่อเทียบกับข้อต่อส่วนอื่นเนื่องจากข้อเท้าเป็นข้อต่อมีตำแหน่งอยู่ไกลจากลำตัวมากที่สุด และค่าแรงบิดนี้ใกล้เคียงกับค่าแรงบิดสูงสุดจากงานวิจัยของ Francois [8] แต่มีเส้นกราฟที่แตกต่างกันอันเนื่องมาจากลักษณะการเดินของแต่ละคนที่แตกต่างกัน ดังรูปที่ 13

อย่างไรก็ตาม การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของข้อต่อเพียงร่างกายท่อนล่าง เนื่องจากข้อจำกัดของพื้นที่การเก็บข้อมูลของกล้องวิดีโอและเป็นการเก็บข้อมูลการเดินเพียงแบบเดียว ในอนาคตหากสามารถรวบรวมข้อมูลการเคลื่อนไหวของในกิจกรรมต่าง ๆ ได้มากขึ้นจะได้ผลการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของข้อต่อที่มากขึ้นด้วย อย่างไรก็ตามความถูกต้องของผลการวิเคราะห์นี้ขึ้นอยู่กับความใกล้เคียงกันระหว่างโมเดลที่สร้างขึ้นกับคนจริงเป็นสิ่งสำคัญ กล่าวคือ ยังสามารถจำลองโมเดลให้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากเท่าไรก็จะได้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องและมั่นใจได้มากขึ้นเท่านั้น สำหรับข้อมูลที่ได้จากบทความนี้สามารถนำไปเป็นส่วนหนึ่งในการพัฒนาและใช้ในการออกแบบข้อต่อเทียมในอนาคตได้

ในการพัฒนางานวิจัยในอนาคตจะทำการเก็บข้อมูลการเคลื่อนที่ใน 3 มิติ เพื่อให้ได้ผลการเคลื่อนที่ที่มีความถูกต้องมากที่สุด และสามารถทำการจำลองการเคลื่อนไหวด้วยโมเดลในส่วนของร่างกายท่อนบนเพิ่มเติมเพื่อหาพลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายท่อนบนได้ในลำดับต่อไป

6. สรุป

งานวิจัยนี้สามารถหาพลศาสตร์ของข้อต่อของร่างกายท่อนล่างของมนุษย์ได้แก่ ข้อสะโพก ข้อเท้า และข้อเข่าจากการใช้เทคนิคการประมวลผลภาพได้ และเมื่อนำข้อมูลไปจำลองการเคลื่อนไหวและวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อต่อด้วยซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD สามารถหาข้อมูลทางด้านพลศาสตร์ของข้อต่อที่ถูกต้องได้ ซึ่งสามารถนำผลที่ได้ไปใช้เป็นข้อมูลสำหรับการออกแบบข้อต่อเทียมได้ต่อไปในอนาคต

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณกองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่สนับสนุนเงินวิจัยในการซื้อซอฟต์แวร์ Adams-LifeMOD มาช่วยในงานวิจัยนี้

เอกสารอ้างอิง

[1] Margareta Nordin., Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. 3<sup>rd</sup> Edition. United States of America. Lippincott Williams & Wilkins Company. 2001.

- [2] LifeMOD™, Biomechanics Research Group, Inc. "Software Features," July 2007, <http://www.lifemodeler.com>.
- [3] ลัญฉกร วุฒิสัทธาธิกุลกิจและคณะ, "การใช้งานซอฟต์แวร์ MATLAB เบื้องต้น," สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2549.
- [4] Pierrynowski M. R., Morrison J. B., 1985. Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking. *Mathematical Biosciences*, Vol.75, pp.43-101
- [5] Peggy P. K. Lai, Aaron K. L. Leung, Agnes N. M. Li, M. Zhang, 2007. Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clinical Biomechanics*, Vol.24, pp.1-8
- [6] Bih-Jen Hsu, Fong-Chin Su, 2007. Gait and kinematics of the trunk and lower extremities in stair ascent using quadricane in healthy subject. *Gait & Posture*, Vol.28.
- [7] Diane L. Damiano, Edward Laws, Dave V. Carmines and M. F. Abel, 2004. Relationship of plasticity to knee angular velocity and motion during gait in cerebral palsy. *Gait & Posture*. Vol.23
- [8] Francois G.D. Beaulieu, Lucie Pelland, D. Gordon E. Robertson, 2007. Kinetic analysis of forward and backward stair descent. *Gait & Posture*. Vol.27, pp.564-571.



## ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายดุสิต ภัทรนิธิคุณ เกิดวันที่ 26 มกราคม พ.ศ. 2527 ที่กรุงเทพมหานคร สำเร็จ การศึกษาระดับปริญญาบัณฑิต วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2548 ภายหลังจากจบการศึกษา ได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปี พ.ศ. 2549



ศูนย์วิทยทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย